



Зайцева О.В. , Бондаренко М.А., Пономаренко Н.С.
ОСНОВИ БІОМЕХАНІКИ

Підручник
(мультимедійне видання)

Міністерство охорони здоров'я України
Харківський національний медичний університет

Зайцева О.В. , Бондаренко М.А., Пономаренко Н.С.
ОСНОВИ БІОМЕХАНІКИ

Підручник
(мультимедійне видання)

Харків 2025

Затверджено
вченою радою ХНМУ
Протокол №11 від 27.06.2025

Рецензенти:

Погорелов С.В. – д-р фіз.-мат. наук, професор, професор кафедри комп'ютерної математики і аналізу даних, Національний технічний університет «Харківський політехнічний університет»;

Шейкіна Н.В. – канд. біол. наук, доцент, доцент кафедри фундаментальних та суспільно-гуманітарних наук, Національний фармацевтичний університет.

Автори:

Зайцева О.В., Бондаренко М.А., Пономаренко Н.С.

31 Зайцева О.В., Бондаренко М.А., Пономаренко Н.С. Основи біомеханіки: підручник (мультимедійне видання) для здоб. вищої мед. освіти – Харків: ХНМУ, 2025. **335 с.**

Підручник є мультимедійним представленням лекцій, які читаються у Харківському національному медичному університеті здобувачам освіти першого курсу, галузь знань І «Охорона здоров'я та соціальне забезпечення», спеціальність І6 «Технології медичної діагностики та лікування», спеціалізація І6.02 «Протезування-ортезування», другий (магістерський) рівень. Структура і зміст підручника відповідають тематичному плану лекцій нормативного освітнього компонента «Основи біомеханіки».

У підручнику представлено найважливіші поняття і закони біомеханіки опорно-рухового апарату людини відповідно до освітньо-професійної програми для вказаної спеціалізації.

Підручник призначений здобувачам освіти і викладачам вищих навчальних медичних закладів III-IV рівнів акредитації, а також всім, хто цікавиться питаннями застосування законів біомеханіки в медичній практиці, зокрема в процесах протезування і ортезування.

Всі права захищені. Ніяка частина цієї публікації не може бути відтворена ні в якому матеріальному вигляді (включаючи фотокопіювання або збереження на електронних носіях інформації) без письмового дозволу видавців.

УДК 61:53+577.3](07.07)

© Харківський національний
медичний університет, 2025
© Зайцева О.В.,
Бондаренко М.А.,
Пономаренко Н.С., 2025

ЗМІСТ

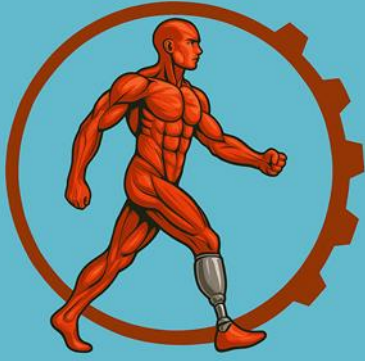
Вступ	5
Тема 1. Біомеханіка як наука. Основні характеристики обертального руху	8
Тема 2. Механічні властивості біологічних тканин ...	51
Тема 3. Біомеханіка опорно-рухового апарату людини	122
Тема 4. Біомеханіка м'язового скорочення	190
Тема 5. Біостатичні характеристики тіла людини	258
Література	331

ВСТУП

- Освітній компонент «Основи біомеханіки» є складовою освітньо-професійної програми «Медицина» та стандарту вищої освіти України, другий (магістерський) рівень, галузь знань І «Охорона здоров'я та соціальне забезпечення», спеціальність І6 «Технології медичної діагностики та лікування», спеціалізація І6.02 «Протезування-ортезування».
- Освітній компонент «Основи біомеханіки» є *нормативним* для вказаної спеціалізації.

- **Освітній компонент «Основи біомеханіки»** присвячений вивченню основних понять, принципів і законів біомеханіки, біофізичних основ функціонування опорно-рухового апарату людини, знання яких необхідно при моделюванні, розробці і виготовленні складних конструкцій медичного призначення, зокрема протезів та ортезів.
- **Метою** вивчення дисципліни є розширення знань здобувачів освіти в області біофізики складних систем і отримання майбутніми лікарями розуміння важливості ефективного застосування законів біомеханіки в процесах протезування та ортезування.

Предметом вивчення освітнього компонента «Основи біомеханіки» є базові фізичні поняття, закони, принципи та підходи в дослідженні основних характеристик механічних властивостей біологічних тканин і процесу їх деформації; біофізичні принципи функціонування опорно-рухового апарату людини як системи важелів; біофізичні особливості функціонування м'язів і види м'язового скорочення, поняття роботи, потужності, коефіцієнта корисної дії м'яза; статичні характеристики тіла людини (центр мас тіла, стійкість людини та її оцінювання, здатність утримувати тіло в рівновазі), стани невагомості і перевантаження, а також питання методів оцінювання основних характеристик фізичної сили та витривалості людини, що складає основу предметних компетентностей з даного освітнього компонента, є підґрунтям для вивчення інших фахово орієнтовних природничих та клінічних освітніх компонентів у ЗВО України і є невід'ємною складовою професійної компетентності майбутнього лікаря.



Харківський національний медичний університет

Кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики

Освітній компонент «Основи біомеханіки»

Тема 1

БІОМЕХАНІКА ЯК НАУКА. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ

План

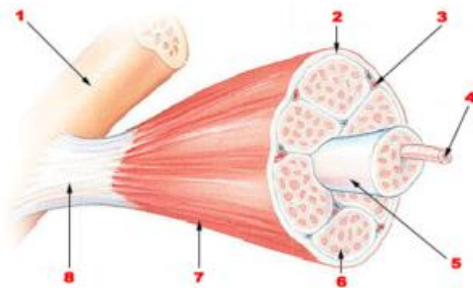
1. Біомеханіка як наука. Напрямки розвитку біомеханіки.
2. Застосування законів і понять біомеханіки в медицині. Основні напрямки досліджень сучасної біомеханіки.
3. Деякі поняття і закони механіки.
4. Основні кінематичні і динамічні характеристики обертального руху.

Біомеханіка як наука

Людське тіло є неймовірно складною біологічною системою, що складається з трильйонів клітин, але воно підпорядковується тим самим фундаментальним законам механіки, які регулюють роботу простих металевих або пластикових конструкцій.

Біомеханіка – це розділ **біофізики**.

Біомеханіка - наука, яка на основі ідей та методів класичної механіки вивчає властивості біологічних об'єктів (м'язових, кісткових та інших тканин), закономірності їх адаптації до довкілля, поведінку та механічні рухи в них на всіх рівнях організації та в різних станах, включаючи періоди розвитку й старіння, а також при патологіях.



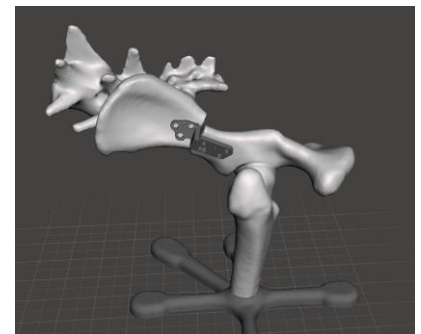
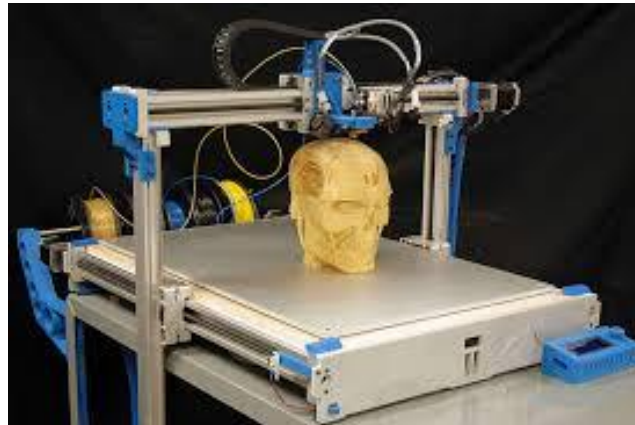
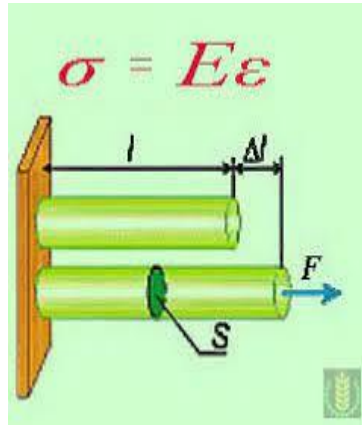
Закони біомеханіки широко використовуються в медицині - при створенні штучних замінників тканин і органів, під час протезування і ортезування, для розроблення методів впливу на процеси в живих організмах, для пізнання рухових можливостей людини, для захисту людини від шкідливих впливів довкілля під час її функціонування в екстремальних умовах, для діагностики і терапії.



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

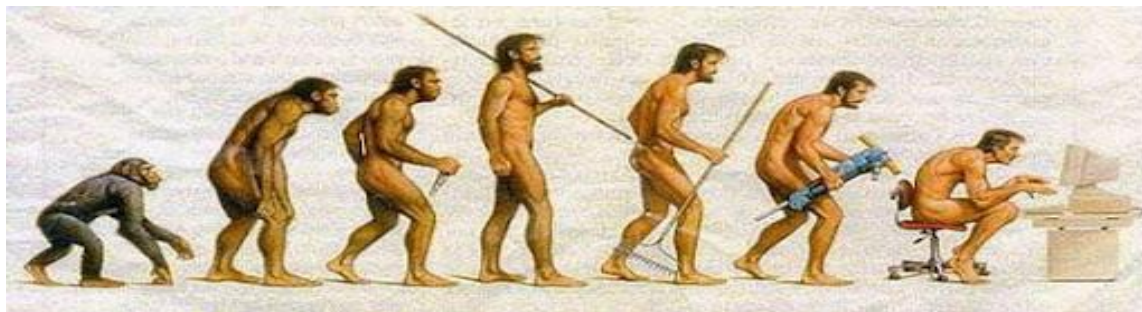
Біомеханіка розглядає

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



Біологічну механіку сьогодні визначають як науку, що вивчає закономірності руху та деформації різних біологічних структур та тканин під дією факторів навколишнього середовища.

Проблеми, які вирішуються біомеханікою, важливі одночасно і для технічних, і для медико-біологічних наук. Це пов'язано з тим, що у процесі еволюції виникли біологічні системи, оптимальні за конструкцією щодо виконуваних ними фізіологічних функцій та властивостей матеріалів, які визначають їх механічну поведінку.



Отже вивчення будови та механічних властивостей різних біологічних тканин може дозволити створити матеріали (зазвичай це композити), найбільш придатні для заміщення уражених природних структур. Розуміння суті механічних явищ, які виникають у живих системах, відкриває можливість відпрацювати нові підходи до лікування певних, насамперед ортопедичних захворювань.

«Механічний рух у тілі тварин підпорядковується тим самим законам, що і рух тіл неживих» - Томас Юнг.



- Людина та будь-які інші біологічні об'єкти, будучи частиною матеріального світу, природно, підкоряються законам механіки та фізики. Разом з тим, на відміну від технічних систем, живі структури мають ряд особливостей, які слід брати до уваги, обговорюючи їхню механічну поведінку.

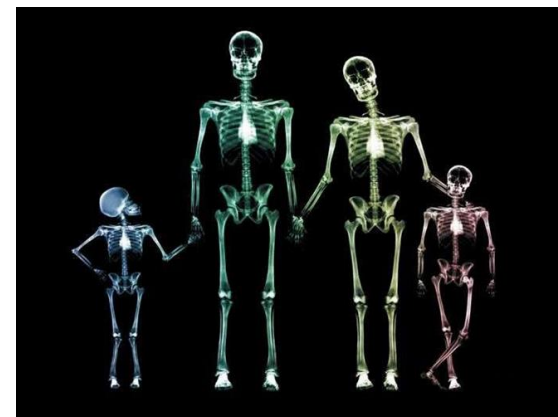
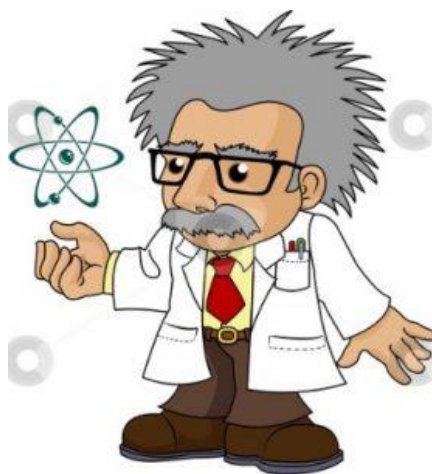
Насамперед, для живих об'єктів характерна здатність до *самовідновлення*. Її слід враховувати, визначаючи діапазони змін, які можна розглядати як оборотні.

Ще однією важливою відмінністю є здатність живих систем *адаптуватися* до тривалих чи багаторазових впливів зовнішніх факторів шляхом функціональної та морфологічної перебудови окремих структур.



Напрямки розвитку біомеханіки

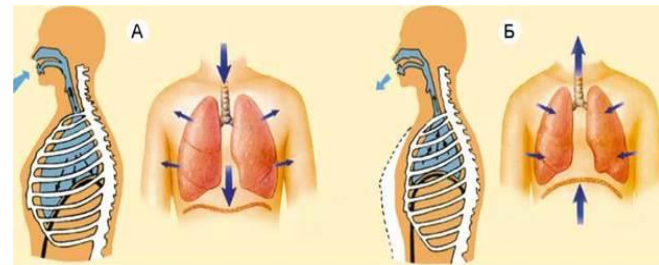
Враховуючи, що біомеханіка як наука виникла на стику класичної механіки і біології, а також динамічної анатомії, фізіології, психології та педагогіки, її розвиток ішов кількома паралельними напрямками: механічним, функціонально-анатомічним та фізіологічним.



Механічний напрямок

Хоча біомеханіка не була визнана офіційною дисципліною до 20-го сторіччя, її вивчали Леонардо Да Вінчі, Галілео Галілей, Аристотель та інші. У 1697 р. Джованні Альфонсо Бореллі написав трактат «Про рухи тварин», в якому він розвивав ідеї зміни рухів живих систем під дією прикладених сил згідно з законами класичної механіки.

Зараз механічний підхід до вивчення рухів людини, що дає змогу *визначити кількісну міру рухотворчих процесів*, – одна з основ біомеханіки, яка ніколи не втратить свого значення. Питанням будови і властивостей опорно-рухового апарату людини та її рухових дій велику увагу приділяють біомеханічні школи США, Німеччини, Польщі, Іспанії тощо, в тому числі й українська.



У середині ХХ століття вченими було створено протез руки, керований електричними сигналами, що надходять із нервової системи.

У 1957 р. у нас в країні була сконструйована модель руки, яка виконувала біоелектричні команди типу «стиснути-розтиснути», а в 1964 р. створено протез із зворотним зв'язком, тобто протез, від якого безперервно надходить до ЦНС інформація про силу стиснення або розтискання пензля, про напрям руху руки і тому подібні ознаки.



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

Однак, чисто механічний підхід до вивчення рухових дій людини часто призводить до невиправданих спрощень, які недооцінюють специфіку живого.

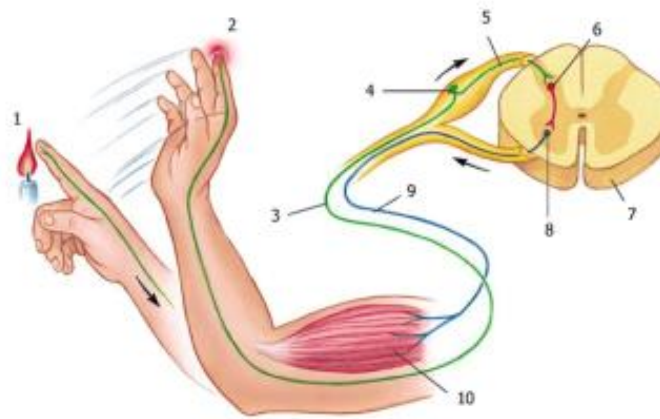


Функціонально-анатомічний напрямок зародився при вивченні будови людського тіла в динаміці.

Професор Іваницький М.Ф. та його учень професор Джафаров М.А. започаткували *українську школу динамічної анатомії*, розробивши теорію єдності та взаємообумовленості форми і функції живого організму, вперше впровадили в навчальний план Львівського державного інституту фізичної культури спеціальний *курс біомеханіки* (яка спочатку називалась динамічною анатомією).



Фізіологічний напрямок розвитку біомеханіки започаткував *ідеї нервізму*, вчення про вищу нервову діяльність та останні досягнення нейрофізіології. Було розкрито *рефлекторну природу рухотворчих дій* та механізмів нервової регуляції при взаємодії організму з навколишнім середовищем.



Висновок: лише системне поєднання передових досягнень усіх вказаних напрямків розвитку сучасної біомеханіки дає змогу вірно зрозуміти сутність рухових (рухотворчих) дій живих систем та активно їх удосконалювати.

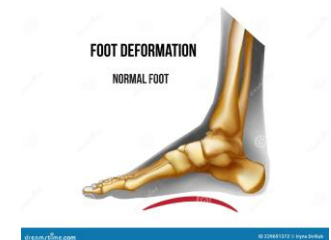
Застосування біомеханіки в медицині

Біомеханіка використовується

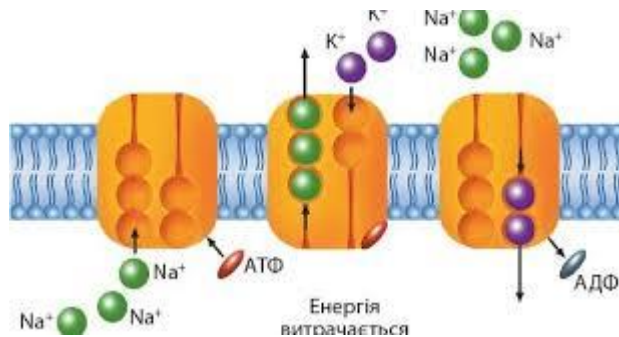
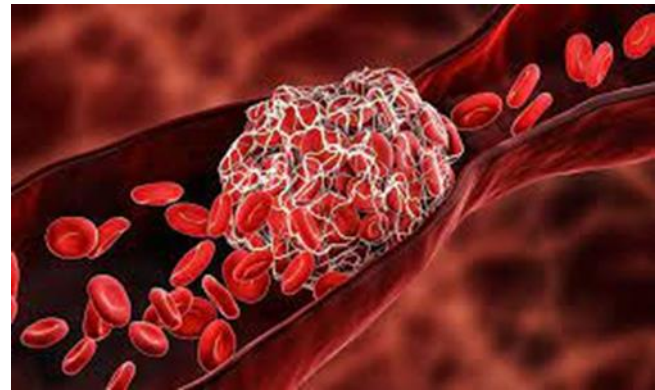
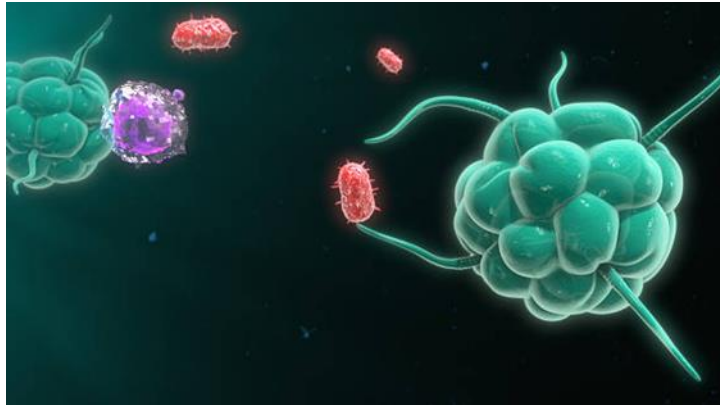
- для медичної діагностики,
- створення замінників тканин і органів,
- для розробки методів та засобів (у тому числі тренажерів), призначених для розв'язання складних рухових завдань,
- для розробки методів впливу на процеси у живих об'єктах,
- для створення методів аналізу та корекції природних, професійних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

Основні напрями досліджень сучасної біомеханіки

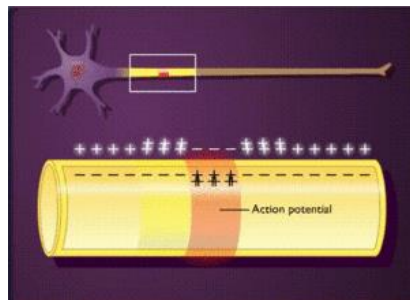
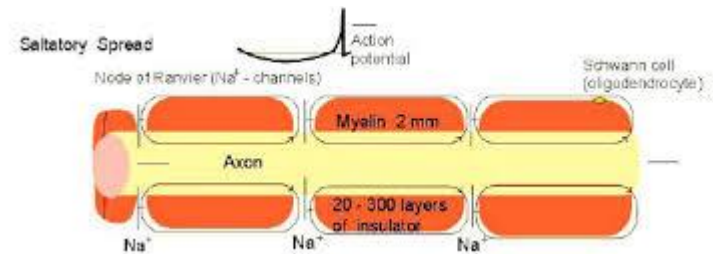
- Вивчення *реології* біологічних рідин, м'яких і твердих тканин організму, окремих органів і систем.



- Вивчення *біологічних механізмів руху* клітин та субклітинних структур (мембран, цитоплазми тощо), включаючи митотичні рухи, фагоцитоз, везикулярний транспорт, транспорт речовин через мембрану.



- Вивчення *біофізичних основи генерації біопотенціалів* (потенціалу спокою, потенціалу дії), передачі електричного імпульсу, зокрема, методів реєстрації та аналізу біопотенціалів м'язів у спокої та за умовах їх активації.



- Вивчення біологічних процесів, які забезпечують *природні локомоції* людини й тварин (плавання, політ, наземні пересування), а також *маніпуляційні рухи людини*

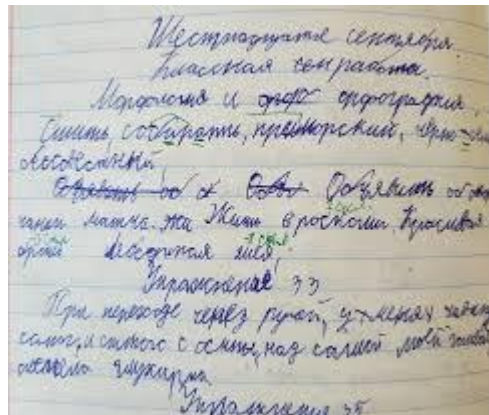
Локомоція - сукупність рухів, за допомогою яких люди і тварини переміщуються у просторі (у повітрі, воді, ґрунті, по твердій поверхні). Локомоція – це переміщення тіла в просторі. Прикладами локомоції є ходьба чи біг. Для них характерні стереотипні рухи кінцівок.

Маніпуляційні рухи – це рухи руки чи обох рук для виконання певного завдання, що потребує великої точності (наприклад, при виготовленні ювелірних виробів, складних препаратів, ліків, протезів).

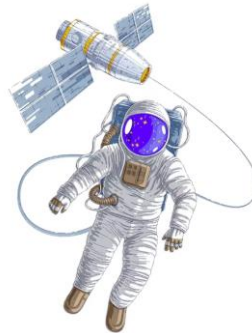


- Вивчення механізмів і проявів *керування (регуляції) в біологічних системах*. Вивчення психомоторики та закономірностей формування в людини й тварин *складних рухових навичок* та заданих *моделей руху* й рухових дій.

Психомоторика - сукупність свідомо керованих рухових дій, процес, узагальнюючий психіку з її руховим виразом - м'язовим рухом. Явище психомоторики є полі-дисциплінарним предметом вивчення - у педагогічній, психологічній, неврологічній практиці, відомої як *психологія довільних рухів*, рухова активність, моторна сфера. Таким чином, психомоторика являє собою сукупність явищ і процесів, узагальнюючих психіку з її руховим виразом - м'язовим рухом, охоплюючи всі *свідомо керовані дії людини*.



- Вивчення різних проявів рухової активності та здібностей людини до розв'язання *складних рухових завдань в екстремальних умовах* (при великих навантаженнях, в орбітальних польотах, у відкритому космосі, в стратосфері, під водою, в умовах наднизьких і надвисоких температур), вивчення граничних рухових можливостей людини в спорті.



- Визначення *сумісності штучних органів та тканин людини* (при імплантації).

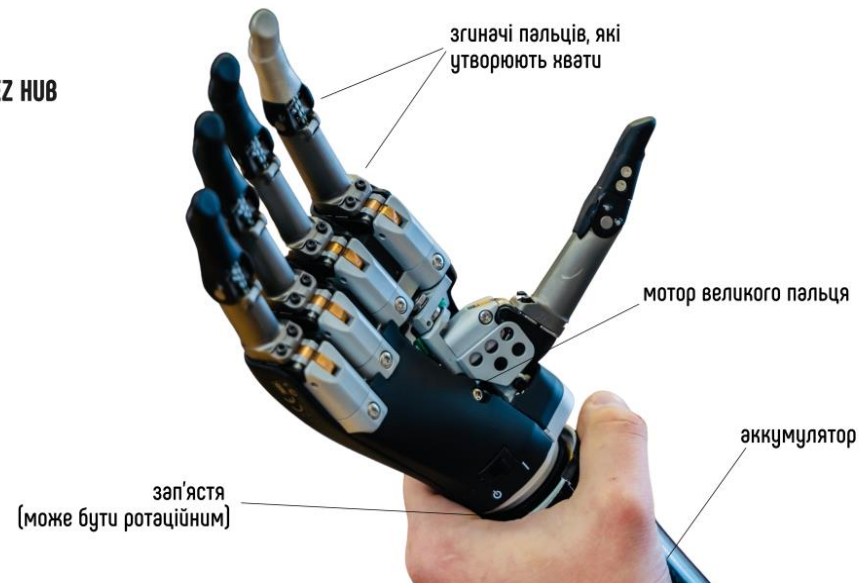
Імплантати (імпланти) - клас виробів медичного призначення, які використовують для імплантації в організм в якості протеза (замінника відсутнього органу людини) або як ідентифікатора (наприклад, імплантований під шкіру чип з інформацією про домашню тварину).



- ## Протезування та ортезування

Протезування кінцівок – як нижніх, так і верхніх – дає людям, які пережили ампутацію або народилися без кінцівки, шанс на реабілітацію і ведення нормального життя.

Інженери провідних світових виробників постійно працюють над поліпшенням функціональності протезних виробів і створюють принципово нові види протезів – такі, наприклад, як **біонічні протези** – надфункціональні засоби, що дозволяють, наскільки це можливо, повернути людині дрібну моторику рук та природність ходи, які на сьогоднішній день максимально наближаються до природної функціональності.



Ортезування — це метод лікування та профілактики патологій опорно-рухового апарату, за допомогою спеціальних пристосувань — ортезів.

Метод полягає у *фіксуванні суглоба ортезом* в правильному анатомічному положенні, не даючи можливості зробити «неправильні» рухи.

Ортези можна використовувати як у стані спокою, так і під час мобільності, щоб покращити наслідки спастичності або зменшити ризик контрактур.

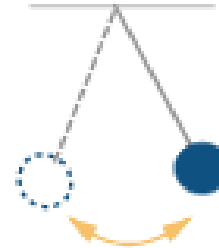
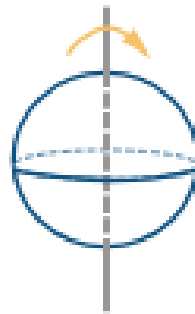
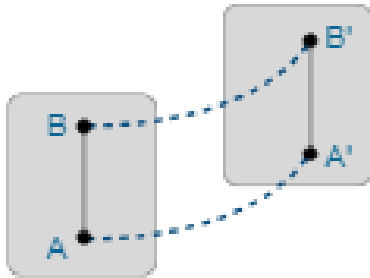


Деякі поняття і закони механіки

Розглянемо деякі важливі питання біомеханіки, які або потрібні для викладання наступних розділів курсу, або мають медико-біологічне застосування.

Механічні рухи:

- поступальний
- обертальний
- коливальний



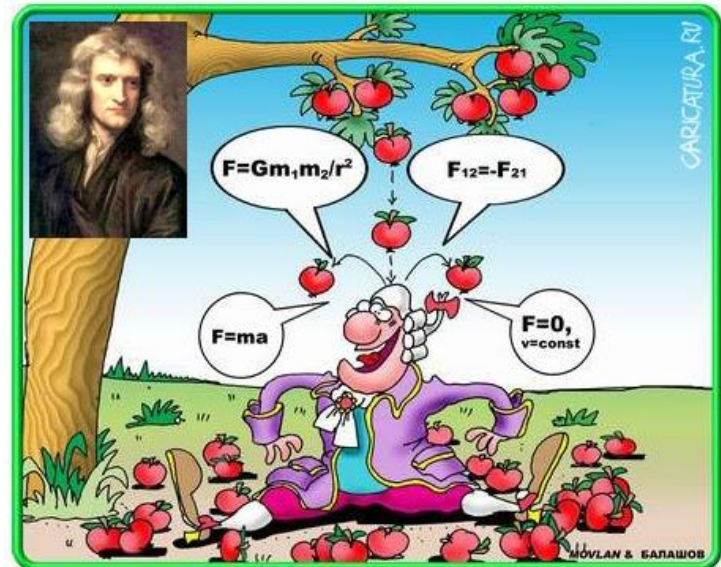
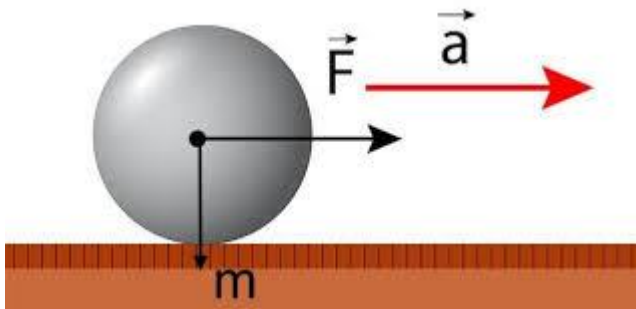
ПОСТУПАЛЬНИЙ РУХ

При **поступальному русі** тіла всі його точки рухаються однаково, тобто з однаковими швидкостями і прискореннями.

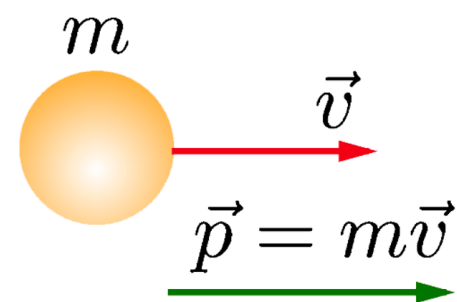
Основним законом, що описує поступальний рух тіл, є **другий закон Ньютона**, відповідно до якого сила, що діє на тіло, дорівнює добутку маси тіла на прискорення, яке надає тілу ця сила, тобто

$$\vec{F} = m\vec{a}$$

де $\vec{F}$ - сила, що діє на тіло, m – маса цього тіла, $\vec{a}$ – прискорення тіла.

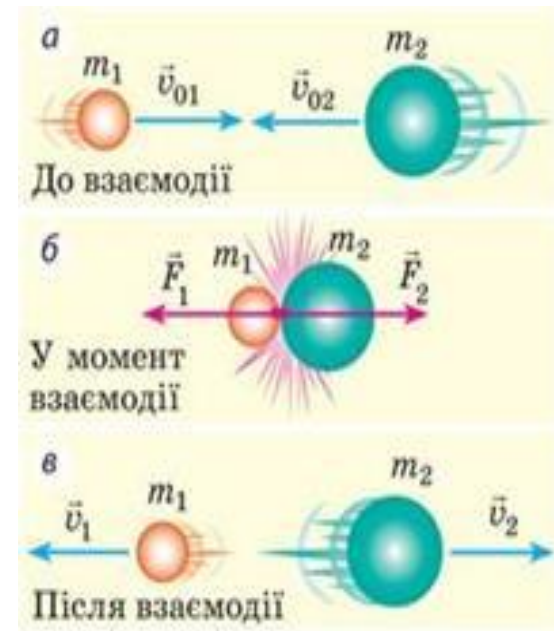


Імпульс тіла (кількість руху) ($\vec{p}$) – це векторна фізична величина, що дорівнює добутку маси тіла (m) на його швидкість ($\vec{v}$)



Закон збереження імпульсу:
геометрична сума імпульсів тіл, що складають замкнену систему, залишається сталою при будь-яких рухах і взаємодіях тіл системи.

Замкнена система тіл - це сукупність тіл, які взаємодіють між собою, але не взаємодіють з іншими тілами.

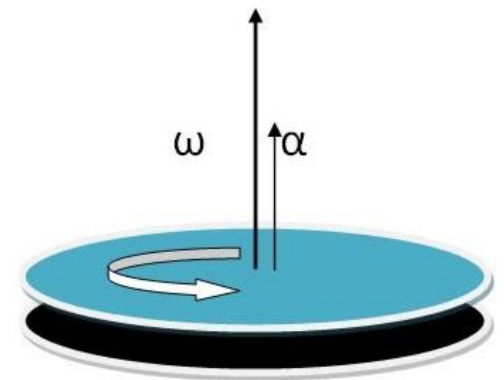
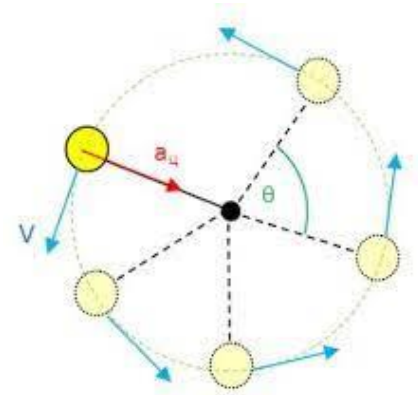


ОБЕРТАЛЬНИЙ РУХ

Найпростішим випадком обертального руху є обертальний рух абсолютно твердого тіла відносно нерухомої осі.

Абсолютно тверді тіла – це тіла, у яких відстань між будь-якими двома точками не змінюється з часом. Таким чином, форма та розміри абсолютно твердих тіл з часом не змінюються.

Обертальний рух відносно нерухомої осі – це такий рух, при якому всі точки тіла рухаються по колах, центри яких лежать на одній прямій, що перпендикулярна до площини обертання та називається *віссю обертання*.



Кінематичні характеристики обертального руху:

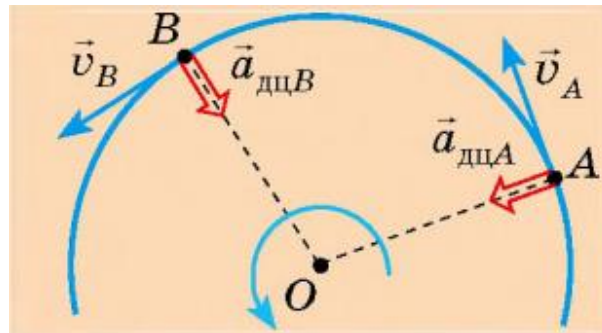
- кутова швидкість (ω)
- кутове прискорення (β)

Положення матеріальної точки, яка обертається навколо осі, можна охарактеризувати радіусом-вектором $\vec{r}$, тобто вектором, проведеним від центра кола до точки, яка обертається по колу.

Рівномірне обертання

Рівномірне обертання – це таке, при якому точка рухається по колу зі *сталю кутовою швидкістю*.

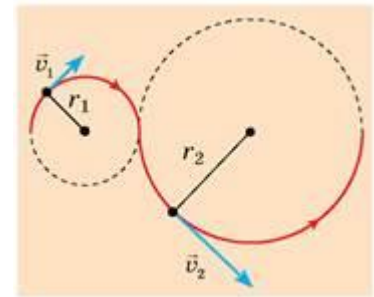
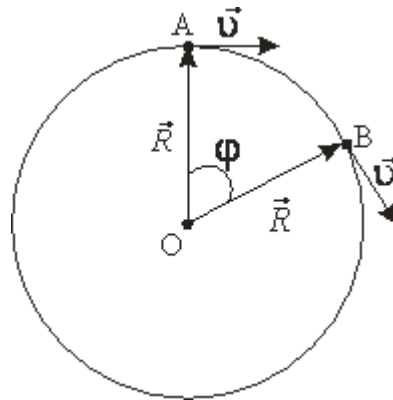
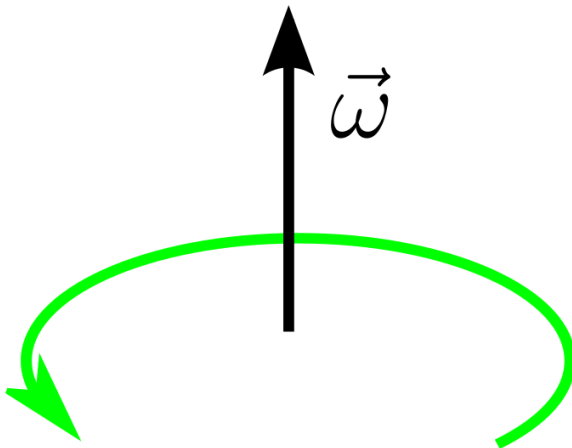
При рівномірному обертанні модуль *лінійної швидкості* ($\vec{v}$) не змінюється, але змінюється її напрям.



Кутова швидкість при рівномірному обертанні (циклічна частота) (ω) - це відношення кута повороту ($\Delta\alpha$) радіуса-вектора, проведеного від центра кола до тіла, що рухається по колу, до проміжку часу (Δt), за який цей поворот відбувся, тобто

$$\omega = \frac{\Delta\alpha}{\Delta t}$$

Одиниця вимірювання $[\omega] = \frac{rad}{c}$



Нерівномірне обертання

Якщо обертання не є рівномірним, то кутова швидкість змінюється з часом, та **миттєве значення кутової швидкості** обчислюють за формулою:

$$\omega = \dot{\alpha} = \frac{d\alpha}{dt}$$

При нерівномірному обертанні для того, щоб охарактеризувати *швидкість зміни кутової швидкості*, використовується така величина, як **кутове прискорення** (β).

У загальному випадку

$$\beta = \dot{\omega} = \frac{d\omega}{dt}$$

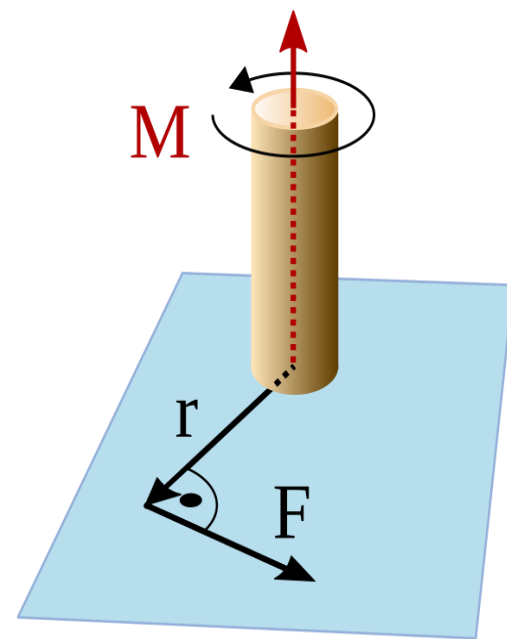
Динамічні характеристики обертального руху:

- момент сили,
- моменту інерції,
- моменту імпульсу.

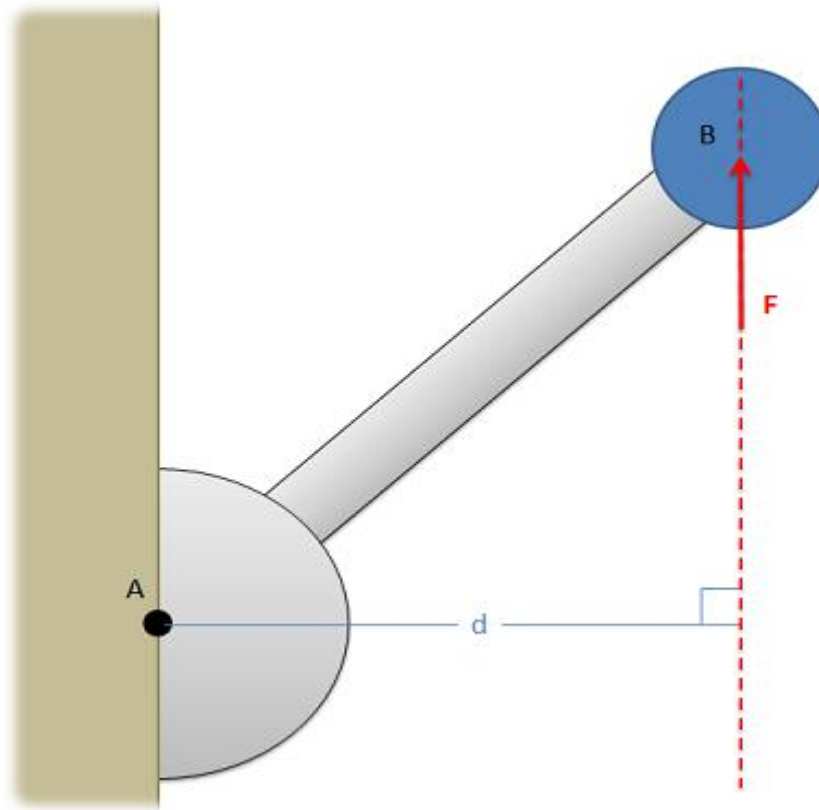
Момент сили (обертальний момент, крутильний момент) (M) - це фізична величина, яка дорівнює добутку модуля цієї сили (F) на її плече (d):

$$M = F d$$

Момент сили - це вектор, перпендикулярний як до радіус-вектора точки, так і до сили, яка на цю точку діє.



- Плече сили (d) - це найкоротша відстань від осі обертання (точка А на рисунку) до лінії, уздовж якої діє сила, (лінії дії сили).



Розглядаючи обертальний рух, під **рівновагою** розуміють ситуацію, коли тіло обертається навколо осі зі сталою кутовою швидкістю (або перебуває в стані спокою).

Умова рівноваги тіл при обертальному русі:

тіло знаходиться в рівновазі, якщо сума моментів всіх прикладених до тіла сил відносно осі обертання дорівнює нулю

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

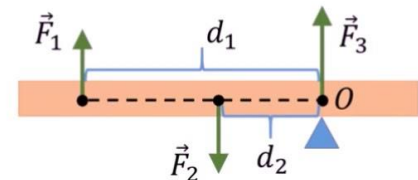
де $M_1, M_2, \dots, M_n$ - моменти прикладених до тіла сил відносно осі обертання, взяті зі знаком «+» або зі знаком «-» залежно від напрямку створюваного ними обертання.



Умови рівноваги тіла

Якщо **тіло може тільки обертатися** (має нерухому вісь обертання), то перебуває в рівновазі, якщо:

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



$$M_1 + M_2 + M_3 = 0$$

$$M_1 = -F_1 d_1 \quad M_2 = F_2 d_2$$

$$M_3 = 0$$

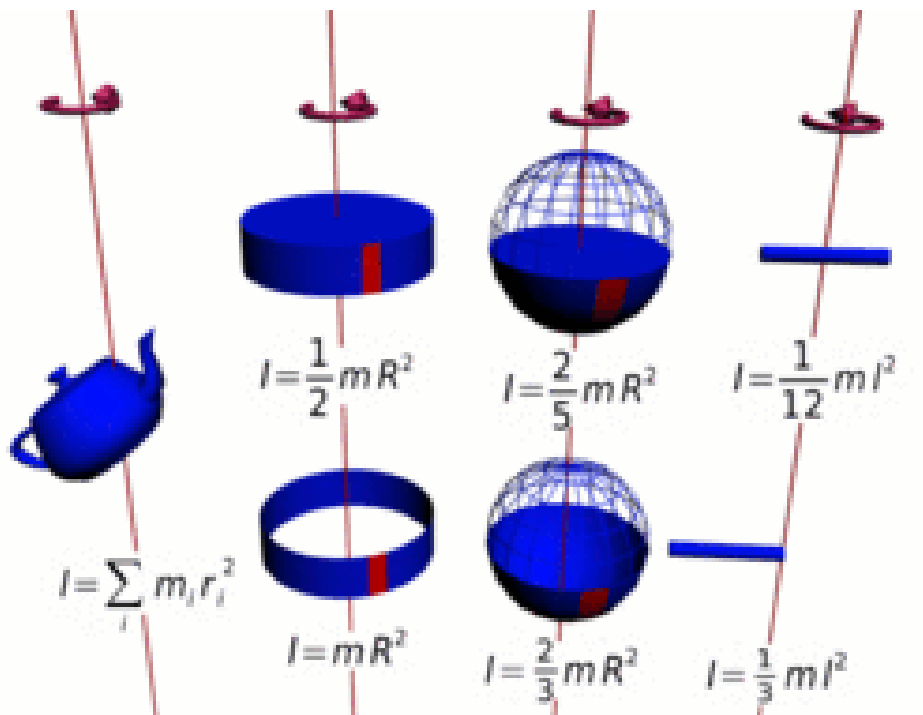
- При цьому враховуються або ті сили, які лежать у площинах, перпендикулярних осі обертання, або проекції сил на ці площини.
- Очевидно, що різні сили можуть обертати тіло навколо осі в різних напрямках. Тому моменти сил, які обертають тіло навколо осі в одному напрямку (наприклад, за годинниковою стрілкою), беруть зі знаком «+», а моменти сил, що обертають тіло в протилежному напрямку (проти годинникової стрілки), - зі знаком «-».

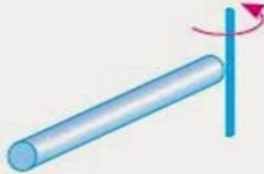
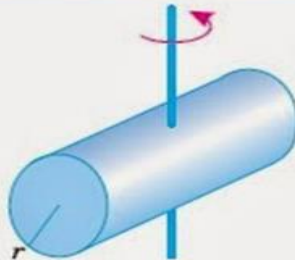
Якщо сумарний момент (M) прикладених до тіла сил відносно осі обертання не дорівнює нулю ($M \neq 0$), але сталий, то тіло обертається навколо цієї осі зі сталим кутовим прискоренням.

Сумарний момент сил (M) при обертанні тіла навколо осі обертання із сталим кутовим прискоренням (β) дорівнює:

$$M = J \beta$$

де J - момент інерції тіла.



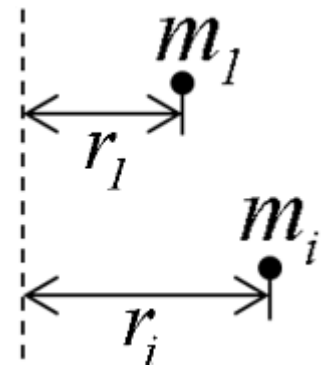
Тіло	Як проходить вісь обертання		J
Тонкий стержень масою m і довжиною l	Перпендикулярно до стержня, через його середину		$\frac{ml^2}{12}$
Тонкий стержень масою m і довжиною l	Перпендикулярно до стержня, через його кінець		$\frac{ml^2}{3}$
Тонка трубка або кільце радіусом r	Збігається з віссю труби		mr^2
Круглий диск або циліндр масою m і радіусом r	Перпендикулярно до площини диска, через його центр		$\frac{mr^2}{2}$
Куля масою m і радіусом r	Збігається з діаметром		$\frac{2mr^2}{5}$
Круглий циліндр масою m , довжиною l і радіусом r	Перпендикулярно до осі циліндра, через його середину		$m\left(\frac{l^2}{12} + \frac{r^2}{4}\right)$

Момент інерції (J) - скалярна фізична величина, яка характеризує *розподіл мас у тілі* та є мірою інертності для обертального руху аналогічно до маси для поступального руху.

В загальному випадку значення моменту інерції об'єкта залежить від його форми та розподілу маси в об'ємі: *чим більше маси сконцентровано далі від центра мас тіла, тим більшим є його момент інерції*. Також його значення залежить від обраної осі обертання.

Момент інерції матеріальної точки відносно осі обертання дорівнює добутку маси (m) цієї точки на квадрат відстані (r) від точки до осі обертання, тобто

$$J = mr^2$$



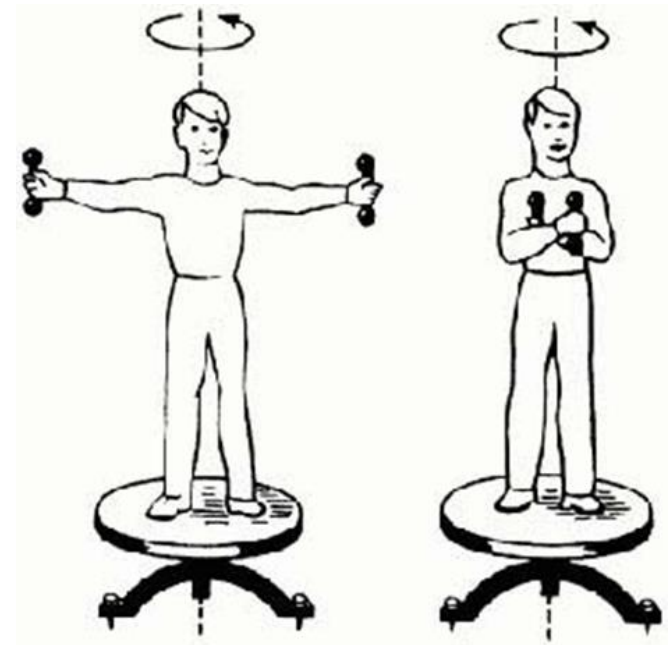
Аналогічно тому, як при описі поступального руху вводиться поняття імпульсу тіла, при описі обертального руху може бути введено поняття моменту імпульсу тіла відносно осі.

Момент імпульсу (L)

обчислюється за формулою:

$$L = J \omega$$

тобто момент імпульсу тіла дорівнює добутку його моменту інерції (J) відносно осі обертання на кутову швидкість (ω) обертання відносно цієї осі.

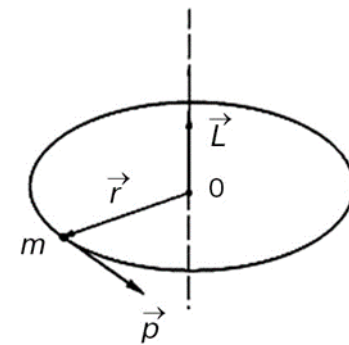
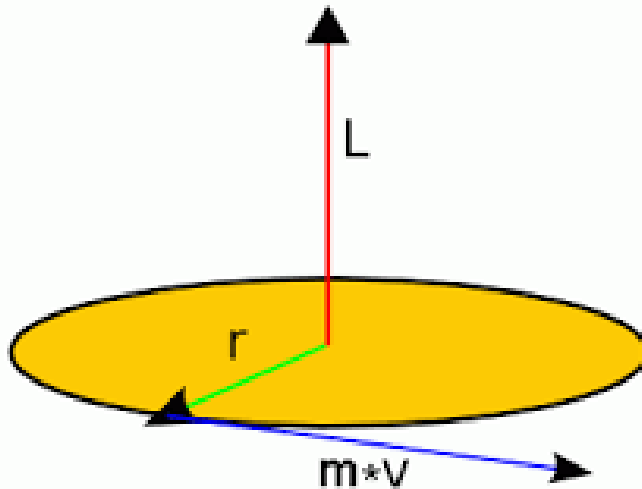


Модуль моменту імпульсу матеріальної точки, яка обертається по колу навколо деякої осі, можна також обчислити за формулою

$$L = pr$$

де p - модуль імпульсу цієї точки,

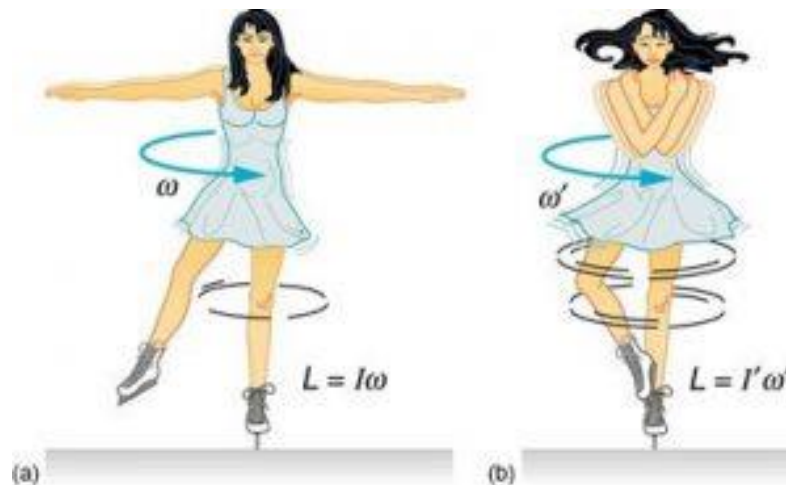
r - відстань від точки до осі обертання.



Момент сили (M) пов'язаний з моментом імпульсу (L) формулою:

$$M = \dot{L} = \frac{dL}{dt}$$

Аналогічно тому, як при розгляді поступального руху формулюється закон збереження імпульсу, у випадку обертального руху формулюється **закон збереження моменту імпульсу**: момент імпульсу тіла відносно осі залишається сталим, якщо сумарний момент відносно цієї осі всіх зовнішніх сил, які діють на тіло, дорівнює нулю.

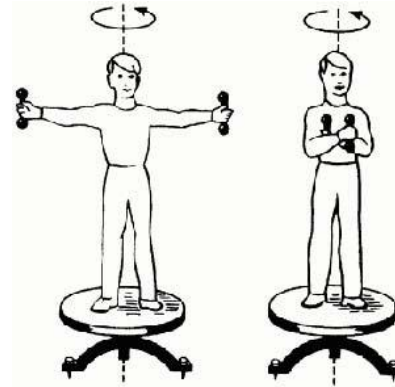


Лава Жуковського

Лава Жуковського складається із станини з опорним шариковим підшипником, в якому обертається кругла горизонтальна платформа.

Лаву з людиною приводять в обертання, запропонувавши людині розвести руки з гантелями в сторони, а потім різко притиснути їх до грудей.

Якщо людина притисне гантелі до себе, то момент інерції (J) системи зменшиться. Оскільки момент зовнішніх сил дорівнює нулю, момент імпульсу системи зберігається, і кутова швидкість обертання (ω) зростає.



$$L = J\omega = \text{const}$$

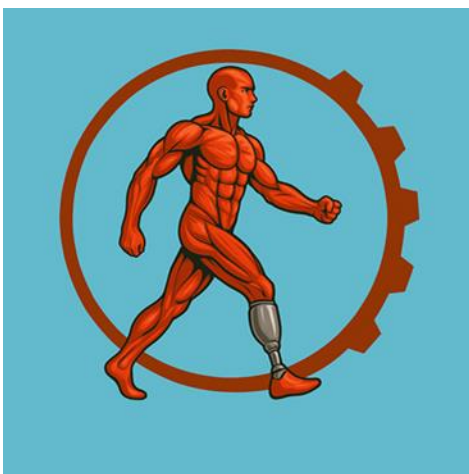
$$J_1 \cdot \omega_1 = J_2 \cdot \omega_2$$

$$J_2 < J_1$$

$$\omega_2 > \omega_1$$

Дякуємо за увагу!





Харківський національний медичний університет

Кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики

Освітній компонент «Основи біомеханіки»

Тема 2

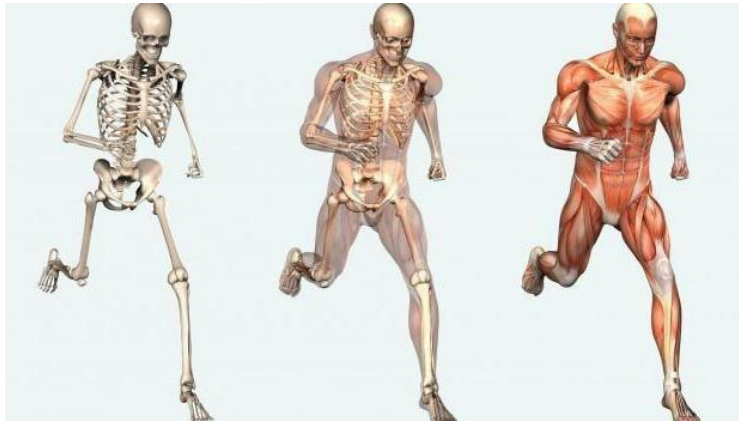
МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

План

1. Основні характеристики механічних властивостей біологічних тканин (пружність, пластичність, крихкість, жорсткість, міцність, в'язкість, плинність, повзучість).
2. Поняття деформації; пружні і непружні деформації.
3. Кількісні міри деформації. Механічне напруження.
4. Види деформації (стиск та розтяг, зсув, згин та вигин, кручення).
5. Діаграма деформації (або діаграма напружень).
6. Особливості поведінки біологічних тканин при деформації.

Під час функціонування організму людини в ньому відбуваються різноманітні механічні та електричні явища, які підкорюються законам фізики і, зокрема, біофізики.

Такий розділ біофізики, як біомеханіка розглядає *механічні властивості* живих тканин і органів, а також *механічні явища*, що відбуваються в окремих органах та в цілому організмі.



Основні характеристики механічних властивостей біологічних тканин

Опис більшості механічних характеристик біологічних об'єктів та явищ базується на поняттях та законах біофізики і, зокрема, біомеханіки.

Механічні властивості біологічних тканин описуються за допомогою таких основних характеристик:

- пружність, або еластичність
- пластичність
- крихкість
- жорсткість
- міцність
- в'язкість
- плинність
- повзучість

Завдяки специфічним механічним властивостям тканин і органів в організмі людини відбуваються різноманітні механічні явища, такі як

- процеси деформацій органів, тканин і клітин,
- розповсюдження хвиль пружної деформації,
- скорочення і розслаблення м'язів,
- функціонування опорно-рухового апарата,
- рух рідких і газоподібних біологічних середовищ в тілі людини.



Пружність (або **еластичність**) — це здатність тіл відновлювати розміри (форму чи об'єм) після зняття навантаження.

Пружні матеріали: матеріали, які виявляють пружні властивості за порівняно великих деформацій або за досить тривалої дії.



Пластичність - здатність тіла зберігати (повністю або частково) зміну розмірів після зняття навантажень; відсутність намагання деформованого матеріалу повернутись в початковий стан.

Пластичні матеріали: матеріали, в яких пружна деформація переходить у пластичну за незначних деформацій.

Пластичність матеріалу оцінюють значенням *відносного залишкового видовження* (δ) при розриві, що визначається за формулою:

$$\delta = \frac{L_k - L_0}{L_0} \cdot 100\%$$

де L_k - довжина частини зразка після розриву,

L_0 - початкова довжина цієї частини зразка.

Пластичність матеріалів зростає з ростом температури.



Крихкість — це властивість тіл руйнуватися навіть за малих деформацій; це здатність матеріалу руйнуватися без утворення помітних залишкових деформацій.

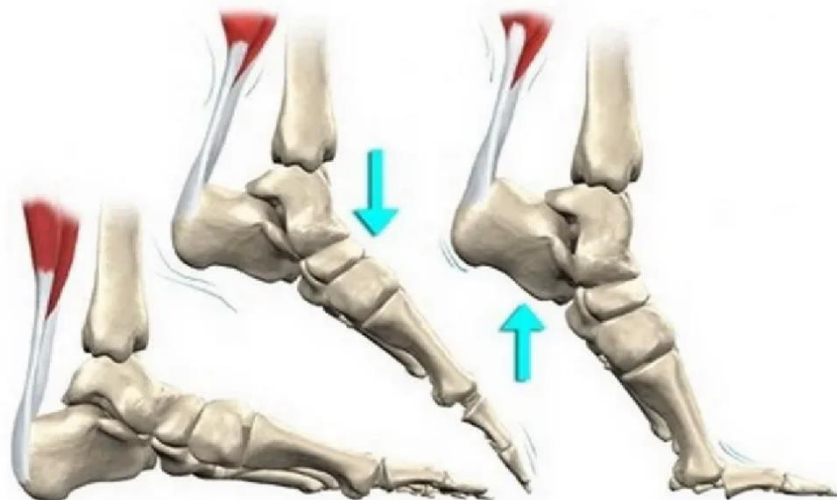
Крихкі матеріали: матеріали, які руйнуються за дуже малих деформацій і майже не виявляють пластичних властивостей.



Жорсткість — це здатність матеріалу протидіяти зовнішнім навантаженням, тобто здатність матеріалу чинити опір деформації.

Жорсткість тіла залежить від пружних властивостей матеріалу, з якого виготовлене тіло, і від геометричних параметрів тіла.

Пружні властивості матеріалу характеризують *модулем Юнга*; його визначають експериментально та фіксують у таблицях.



При виготовленні імплантатів, протезів, ортезів та інших конструкцій медичного призначення найважливішим є забезпечення потрібної міцності конструкцій. Для цього проводяться модельні дослідження параметрів конструкції і розрахунки на міцність.

Міцність – це здатність тіл протидіяти руйнуванню під дією зовнішніх сил (навантажень). Отже міцність матеріалу тим більша, чим більші ті деформуючі впливи, які здатне витримати, не руйнуючись, тіло.



В'язкість - динамічна властивість, яка характеризує здатність тіла протидіяти зміні його форми при дії тангенціальних напружень



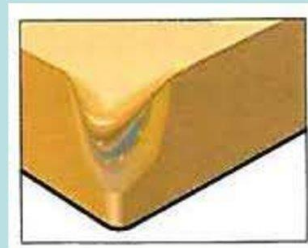
Плинність (текучість) - динамічна властивість середовища, яка характеризує здатність окремих його шарів переміщуватись з деякою швидкістю у просторі відносно інших шарів цього середовища.



Повзучість матеріалів — явище *повільного* незворотного зростання деформації твердого тіла з часом при сталому навантаженні.

- Повзучість пов'язана із пластичністю і особливо властива м'яким матеріалам на зразок полімерів. Деформація тіла, що виникає внаслідок повзучості, має *незворотний характер*.

Повзучість — явище зростання деформації твердого тіла з часом при сталому навантаженні, із зростанням температури швидкість деформації збільшується.



Поняття деформації; її види

- Протягом свого життя організм людини зазнає різноманітних зовнішніх і внутрішніх механічних впливів. Немає таких клітин, тканин або органів, які б не деформувалися в результаті власної діяльності, діяльності сусідніх ділянок чи завдяки зовнішньому впливу на організм в цілому.
- В залежності від виду біотканин, її стану і типу деформацій біооб'єкт буде деформуватися по-різному.
- *Деформація середовища відбувається за певними біофізичними законами.*



Реологія — наука, яка вивчає закони деформації тіл і плинності суцільних середовищ. В основі реології лежать основні закони теорії пружності і пластичності, закони гідромеханіки.

Основне завдання реології — встановити залежність між механічними напруженнями, що виникають у тілі, і викликаними ними деформаціями та їх змінами в часі.

Біореологія — наука, яка вивчає закони деформації і плинності (течії) біологічних середовищ.

Наприклад, плинність крові по судинах, деформацію кісток і суглобів тощо.



Знаючи закони біореології, а також особливості будови біологічних тканин та їх властивості в нормі та при патології, лікар може надавати допомогу кваліфіковано.

Напрямки медицини, для яких особливо важливо мати глибокі знання про механічні властивості біологічних тканин:

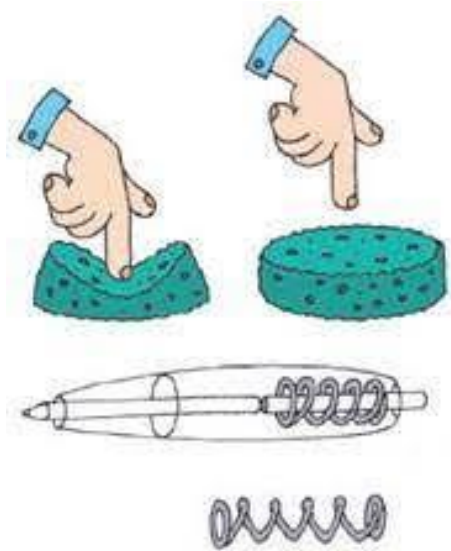
- травматологія та ортопедія;
- протезування, ортезування;
- судова медицина;
- гігієна;
- спортивна медицина.



Усі реальні тіла здатні деформуватися під дією внутрішніх і зовнішніх сил.

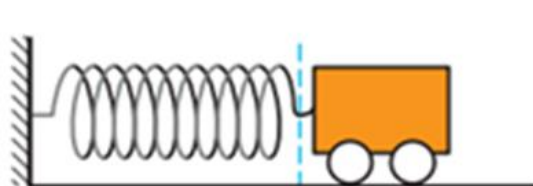
Деформацією називають зміну форми чи об'єму тіла під дією зовнішніх сил.

Розрізняють пружні і непружні (або пластичні) деформації.

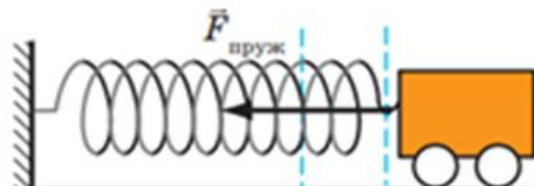


Пружні деформації – це такі, які повністю зникають після припинення дії зовнішніх сил. Відновлення первинної форми тіла відбувається під дією *внутрішніх сил - сил пружності*, які виникають у тілі при деформації. Зовнішня сила врівноважується силою пружності ($F_{\text{пруж}}$).

Сила пружності належить до *електромагнітних сил*. Існування сил пружності зумовлено зміною відстаней між атомами і молекулами тіл.



Пружина недеформована —
сила пружності відсутня



Пружина розтягнута —
сила пружності намагається
стиснути пружину



Пружина стиснута —
сила пружності намагається
розтягти пружину

Пружні тіла



Тягива луку для стрільби



Жердина для стрибків вгору



Гумові вироби



Непружні (пластичні) деформації – це такі, які НЕ зникають після припинення дії зовнішніх сил; тіло залишається у деформованому стані після усунення зовнішнього навантаження, яке їх викликало.

Деформації, які зберігаються після зняття деформуючого впливу, називають *залишковими*, або пластичними.

Пластичні матеріали – матеріали, у яких незначні навантаження викликають пластичні (непружні) деформації.



Кількісною мірою деформації тіла є абсолютна та відносна деформація.

Абсолютна деформація (ΔX) обчислюється за формулою

$$\Delta X = X - X_0$$

де X_0 - первісне значення розміру тіла (довжини чи об'єму),
 X - кінцеве значення розміру тіла.

Відносна деформація (ε) – це відношення абсолютної деформації ΔX до первісного значення розміру тіла X_0 :

$$\varepsilon = \frac{\Delta X}{X_0}$$

В результаті деформації в тілі виникають пружні сили.

Мірою інтенсивності внутрішніх сил, що виникають у zdeформованому тілі є напруження (англ., *stress*) .

Механічне напруження (напруження) (σ) – це фізична величина, яка дорівнює пружній силі F , що припадає на одиницю площі S перерізу тіла:

$$\sigma = \frac{F}{S}, \quad [\sigma] = \frac{H}{m^2} = Pa$$

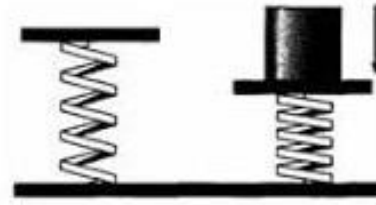
Види деформації

Відповідно до характеру взаємних переміщень частин тіла під впливом зовнішньої сили розрізняють такі види деформації:

- *стиск та розтяг,*
- *зсув,*
- *згин та вигин,*
- *кручення.*



1. Деформація поздовжнього стиску або розтягу



В цьому випадку відносна деформація ε обчислюється за формулою:

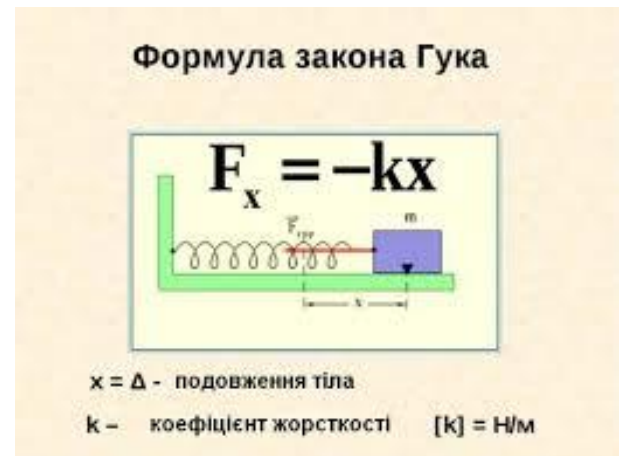
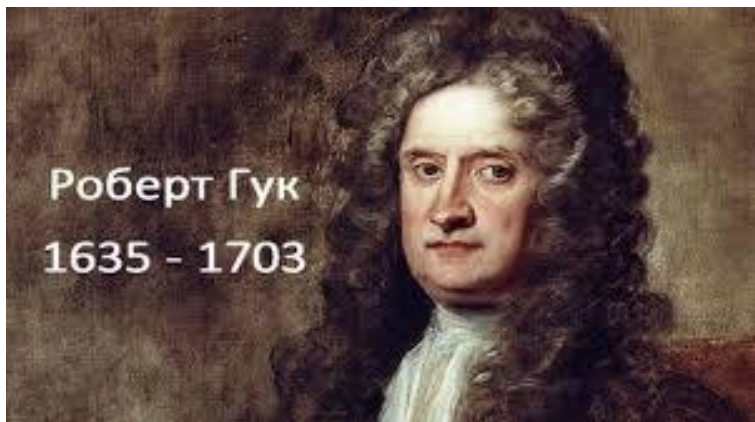
$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

де Δl — зміна довжини зразка під дією зовнішньої сили,
 l_0 — первісна довжина зразка.

Англійський фізик Роберт Гук експериментально довів, що при пружних малих деформаціях механічне напруження σ в пружно деформованому тілі прямо пропорційне його відносній деформації ε (закон Гука):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon = E \frac{\Delta \ell}{\ell}$$

де E - *модуль пружності*; його величина визначається властивостями матеріалу тіла; модуль пружності E називається також *модулем Юнга*, (Па).



Модуль Юнга (*модуль пружності першого роду* або *модуль пружності під час розтягу-стиску*) характеризує пружні властивості ізотропних речовин; він є *мірою жорсткості матеріалу*, що описує його здатність чинити опір деформації при навантаженні.

Для біологічних тканин модуль Юнга має *нелінійний характер*, оскільки їхня жорсткість змінюється залежно від ступеня деформації.

Модуль Юнга для біологічних тканин значно змінюється залежно від типу тканини, її стану, напрямку навантаження та швидкості деформації. Це важливо враховувати у біомеханіці, медицині та біоінженерії (наприклад, при розробці імплантатів або протезів).

Значення модуля Юнга визначають експериментально та фіксують у таблицях.

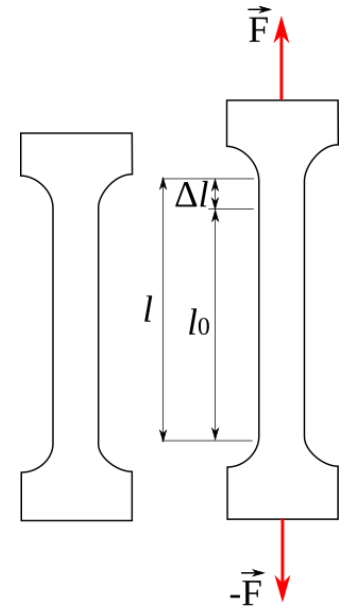
Тканина	Модуль Юнга (E), кПа – ГПа
Артерії	100 – 800 кПа
Вени	20 – 500 кПа
Легенева тканина	0,5 – 5 кПа
Шкіра	300 – 1500 кПа
М'язи (у спокої)	10 – 100 кПа
М'язи (у напруженні)	200 – 400 кПа
Хрящова тканина	0,5 – 10 МПа
Кісткова тканина	1 – 20 ГПа
Зв'язки	1 – 2 МПа
Сухожилля	0,2 – 1,5 ГПа

При деформації розтягу або стиску відбувається зміна не тільки поздовжніх, але й поперечних розмірів деформованого тіла. При розтягуванні поперечні розміри тіла зменшуються, а поздовжні - збільшуються.

Коефіцієнт Пуассона (μ) є мірою зміни поперечних розмірів тіла при деформації розтягу:

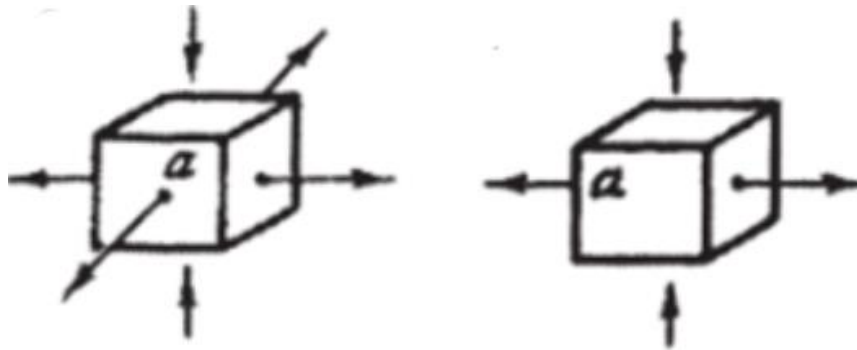
$$\mu = \frac{\varepsilon_n}{\varepsilon}$$

де ε_n - поперечна відносна деформація тіла,
 ε - поздовжня відносна деформація тіла.



Для більшості матеріалів коефіцієнт Пуассона лежить в межах від 0 до 1/2. Для сталі й інших металів він близький до 0,3. Для абсолютно нестискуваного тіла він дорівнює 0,5. Прикладом майже нестискуваного тіла є вода.

Об'ємна деформація виникає при рівномірному розподілі стискаючих або розтягуючих сил по поверхні тіла.



Закон Гука при об'ємній деформації має вигляд:

$$\sigma = \chi \cdot \varepsilon = \chi \cdot \frac{\Delta V}{V_0}$$

де χ - модуль об'ємної пружності,

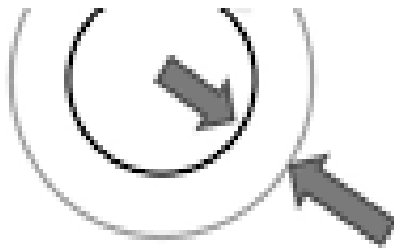
V_0 - первісний об'єм тіла,

ΔV - зміна об'єму тіла при деформації.

Прикладом напруження, що викликає об'ємну деформацію, є трансмуральний тиск.

Трансмуральний тиск виникає в судинних стінках; він дорівнює різниці тисків всередині і ззовні судини. Він визначає ступінь розтягнення стінки судини та її діаметр, а також впливає на авторегуляцію кровотоку та опір судин.

Підвищений трансмуральний тиск може призвести до аневризми, а знижений – до колапсу судини.



P_t – трансмуральний тиск;

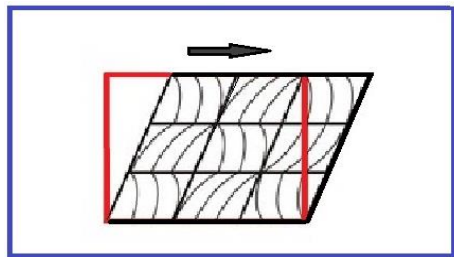
P_i – тиск на внутрішню поверхню судин;

P_o – тиск на зовнішню поверхню судини.

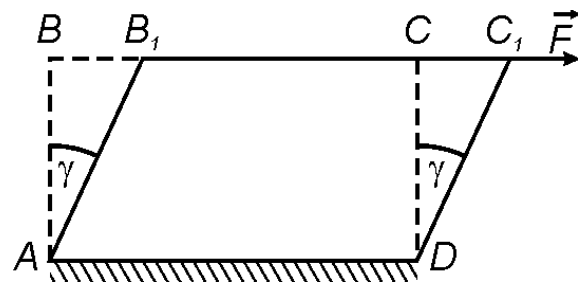
Якщо $P_i > P_o$, то трансмуральний тиск сприяє збільшенню радіусу судини, і судина розширюється. Найчастіше це відбувається в артеріях.

Якщо $P_i < P_o$, то трансмуральний тиск сприяє зменшенню радіусу судини і судина спадається. Наприклад, спадіння вен шиї при збільшенні атмосферного тиску.

2. Зсув – це така деформація тіла, коли його пласкі шари зміщуються паралельно один одному. Шари молекул зсовуються один відносно одного, а саме тіло змінює свою форму.



зсув



Зсув виникає під дією дотичного напруження (σ_τ):

$$\sigma_\tau = \frac{F_\tau}{S}$$

де F_τ – дотична сила.

При зсуві закон Гука записується так:

$$\sigma_\tau = G \cdot \gamma$$

де G – модуль пружності при зсуві (модуль зсуву);

γ – кут зсуву.

Модуль пружності при зсуві (G) називається також модулем пружності другого роду; для будь-якого матеріалу він обчислюється за формулою:

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}$$

де E - модуль Юнга; μ - коефіцієнт Пуассона.

Якщо $\mu \approx 0,25$, що виконується для багатьох матеріалів, зокрема, для всіх ізотропних матеріалів, то $G \approx 4E$.

3. Згин або вигин

Деформація згину (вигину) - це водночас деформація розтягу та стискання, а також зсуву шарів тіла відносно один одного.

На опуклому боці тіла відстань між шарами молекул збільшується, тобто ця частина тіла зазнає деформації розтягнення. На ввігнутому боці тіла відстань між шарами молекул зменшується — ця частина тіла зазнає деформації стиснення.

Середні шари не зазнають ані розтягнення, ані стиснення, а отже, не впливають на міцність конструкції. Саме тому зазвичай їх видаляють, замінюючи стрижні порожніми трубами (рама велосипеда, *трубчасті кінцівки кісток*, трубчасті стебла злаків).

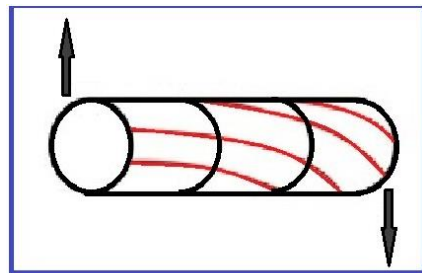


Фізіологічні вигини хребта

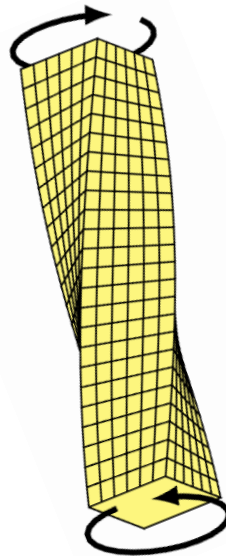
4. Кручення. Деформація кручення виникає у зразку, коли один його переріз відносно нерухомий, а в іншому діє пара сил, момент яких спрямований вздовж осі зразка. Отже при крученні виникає обертовий момент в поперечному перерізі деформованої конструкції.

Зсув шарів молекул відбувається неоднаково – кожний шар повертається на певний кут відносно іншого шару.

Деформації кручення зазнають вали всіх машин, гвинти, ключі, викрутки.

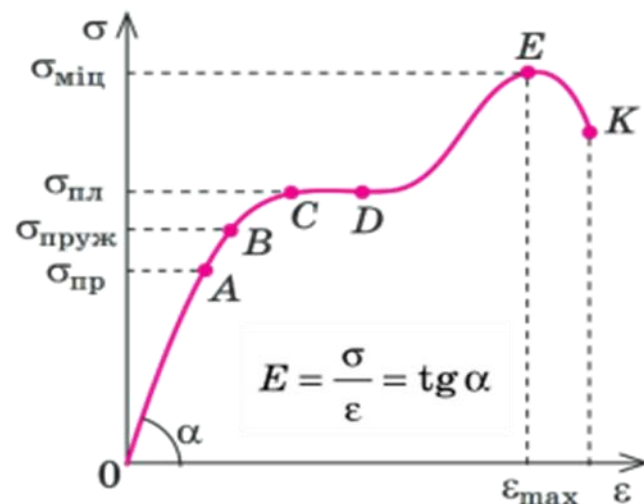
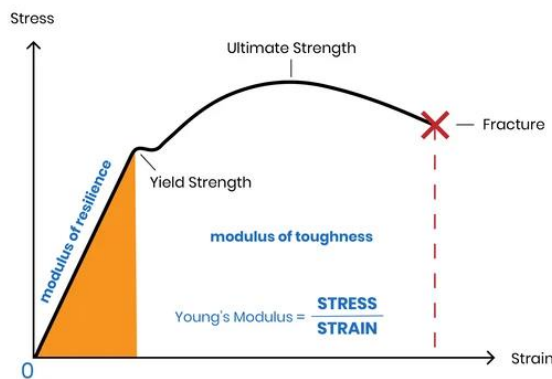


кручення



Діаграма деформації (або діаграма напружень-деформацій)

Експериментально отриману при деформації залежність напруження σ , що виникає у зразку, від відносної деформації ε називають діаграмою деформації, або діаграмою напружень-деформацій.



На діаграмі деформації виділяють кілька ділянок (зон).

1. *Зона пропорційності.* На ділянці від 0 до $\sigma_{пр}$ напруження σ прямо пропорційне відносному видовженню ε , тобто для цієї ділянки виконується **закон Гука**.

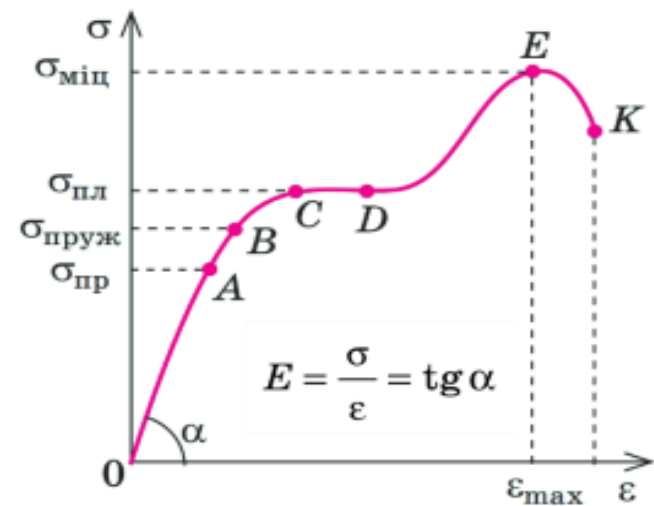
2. *Зона пружності.* На ділянці $\sigma_{pr} < \sigma < \sigma_{пруж}$ деформація залишається пружною, але закон Гука вже не виконується. Величина $\sigma_{пруж}$ називається **межею пружності**.

3. *Зона плинності (текучості).* При $\sigma > \sigma_{пруж}$ деформація перестає бути пружною. Значне збільшення величини ϵ відбувається без істотного збільшення напруження. Величина $\sigma_{пл}$ називається **межею плинності** Для ділянки плинності характерне утворення залишкових (пластичних) деформацій.

4. *Зона зміцнення.* Подовження зразка супроводжується зростанням напруження. Формується місце майбутнього розриву (шийка).

5. Після досягнення механічним напруженням величини $\sigma_{міц}$ відбувається руйнування матеріалу - розрив зразка. Тому величина $\sigma_{міц}$ називають **межею міцності**.

Отже діаграма деформації дозволяє визначити ряд найважливіших характерних точок і відповідних їм величин:



- **межа пропорційності** $\sigma_{пр}$ - це найбільше напруження, при якому ще виконується закон Гука;
- **межа пружності** $\sigma_{пруж}$ - це найбільше напруження, при якому ще немає залишкових деформацій;
- **межа плинності** $\sigma_{пл}$ - це найбільше напруження, при якому відбувається зростання деформації без помітного збільшення напруження;
- **межа міцності** $\sigma_{міц}$ - це найбільше напруження, яке може витримати зразок. Іноді цю величину називають також **руйнівним напруженням**.

Величину відносної деформації ϵ_{max} , яка відповідає руйнівному напруженню, називають **руйнівною деформацією**.

Оцінка пластичності матеріалу

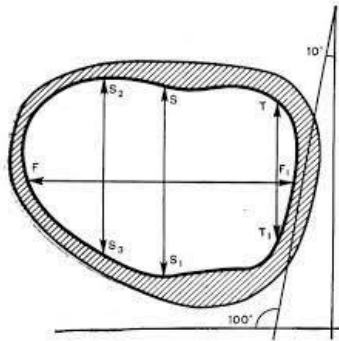
- Матеріали, які руйнуються при порівняно невеликих деформаціях (невеликих значеннях ε), називаються **крихкими**.
- Матеріали, у яких незначні навантаження викликають пластичні (непружні) деформації, називають **пластичними**.
- Пластичність матеріалу оцінюють значенням відносного залишкового видовження (δ) при розриві, що визначається за формулою:

$$\delta = \frac{L_k - L_o}{L_o} \cdot 100\%$$

де L_k - кінцева довжина частини зразка після розриву,
 L_o - початкова довжина цієї частини зразка.

- Пластичність матеріалів звичайно зростає з ростом температури.
- З ростом температури звичайно спостерігають також і зниження міцності.
- Хоча деформації стиску та розтягу описуються тими самими законами і мають подібні діаграми напружень, здатність деяких матеріалів протистояти деформаціям стиску та розтягу істотно різна. Так, крихкі матеріали зазвичай добре витримують деформацію стиску, але порівняно легко руйнуються при деформації розтягу.

При розрахунках на міцність зазвичай прагнуть виділити **найнебезпечніший за величиною механічного напруження переріз** та у цьому перерізі визначити точку з найбільшим значенням механічного напруження.



Максимальне робоче напруження не повинно перевищувати **припустиме напруження $[\sigma]$** , яке обчислюється за формулою:

$$[\sigma] = \frac{\sigma_{gr}}{n}$$

де σ_{gr} - граничне напруження, n – коефіцієнт запасу міцності (або просто «**запас міцності**»).

Граничне напруження (σ_{gr})

Для пластичних матеріалів в якості граничного напруження приймають межу плинності:

$$\sigma_{gr} = \sigma_{пл}$$

Для крихких матеріалів в якості граничного напруження приймають межу міцності:

$$\sigma_{gr} = \sigma_{міц}$$

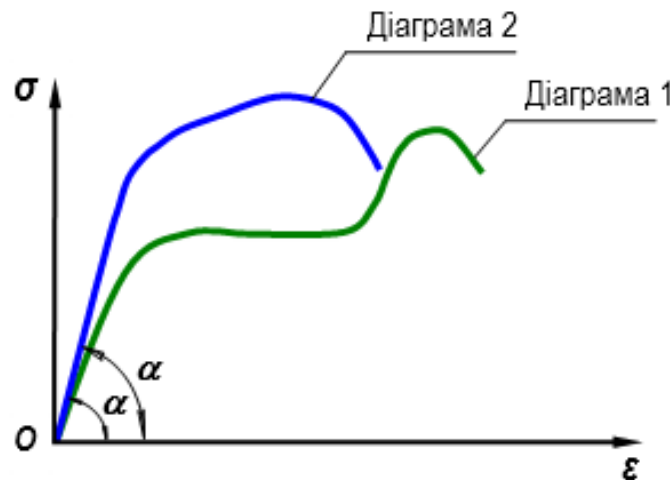
Значення коефіцієнту запасу міцності **n** найчастіше лежить у межах від 2 до 5. Чим довговічнішою має бути конструкція, тим більшим має бути значення коефіцієнту запасу міцності.



ОСОБЛИВОСТІ ПОВЕДІНКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПРИ ДЕФОРМАЦІЇ

Біологічні тканини є середовищами, для яких існує ряд **особливостей**: *неоднорідність, анізотропія, нелінійність механічних властивостей, великі відносні деформації*.

Модуль пружності біологічних тканин не є константою; діаграми деформації (криві залежності механічної напруги від відносної деформації) *нелінійні*.



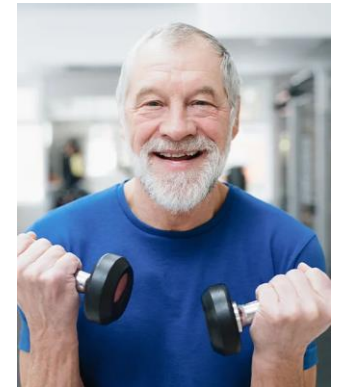
- *Анізотропія* - це залежність фізичних властивостей середовища від обраного напрямку.



Механічні властивості біологічних тканин залежать

- від ряду механічних факторів (швидкості та тривалості навантаження, орієнтації тощо) та
- від ряду факторів біологічної природи (віку організму, ступеня функціональної активності тощо).

Крім того, істотно відрізняються механічні властивості кісткової тканини та м'яких тканин.



Приклади біологічних тканин і органів, які в процесі функціонування підлягають значним навантаженням:

- кісткова тканина,
- м'язова тканини,
- сухожилля,
- стінки судин,
- серцеві клапани тощо.

Розглянемо особливості поведінки цих тканин під впливом зовнішніх сил.



Кісткова тканина - це тканина, яка за своїми механічними властивостями найближча до твердих матеріалів, що використовуються у будівництві як конструкційні матеріали (дерево, бетон, деякі метали), і має *найбільшу міцність*.

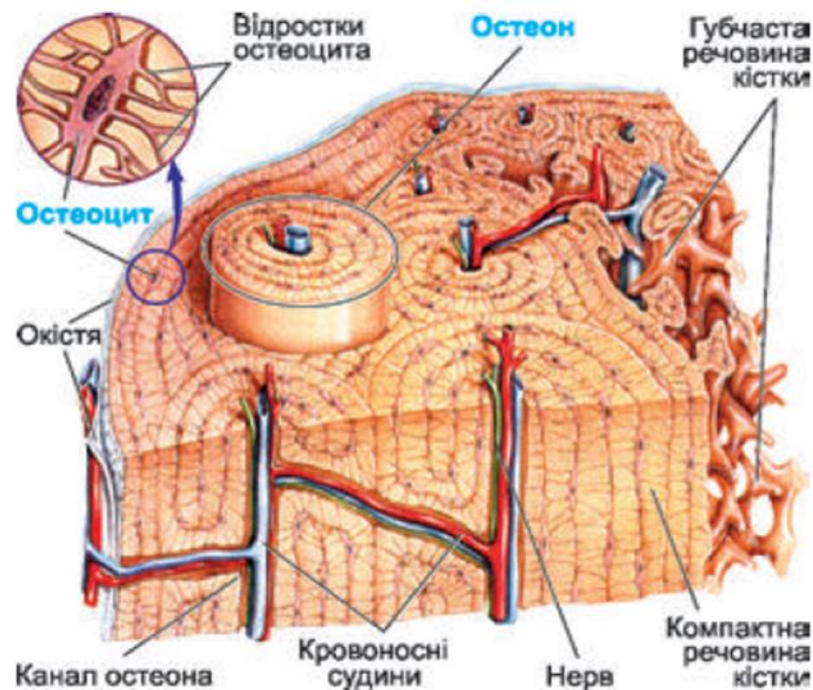
- Кісткова тканина досить складна за будовою і являє собою *композитний матеріал*, що складається з органічних (колаген) і неорганічних (гідроксиапатит) речовин і має *анізотропні властивості*.



Кісткова тканина — це один з видів сполучної тканини, яка складається з декількох видів клітин та міжклітинної речовини, яка є обвапнованою.

Розрізняють *компактну* та *спонгіозну (губчасту)* кісткові тканини.

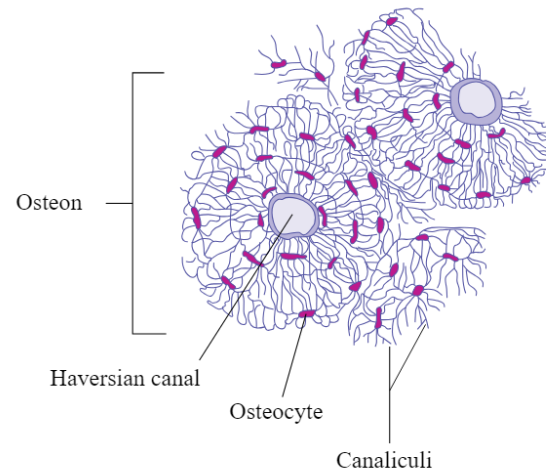
Компактна кісткова тканина є основою тих відділів кісток, які піддаються в процесі життєдіяльності людини найбільшим механічним навантаженням.



Основними компонентами кісткової тканини є макромолекули *тропоколагену* та неорганічні кристали, у першу чергу, різні солі кальцію.

П'ять спірально розташованих молекул тропоколагену утворюють колагенову *мікрофібрилу*. Ці мікрофібрили разом з мінеральними кристалами утворюють волокна. *Колагеновомінеральні волокна*, певним чином орієнтовані та з'єднані зв'язувальною речовиною, утворюють *ламели*, які можуть мати форму пластинок, вигнутих панелей або циліндричних оболонок.

Концентрично розташовані ламели (від 5 до 20 штук) формують *остеони* — конструкційні елементи, що утворюються навколо кровоносних судин кістки.



Механічні характеристики кісткової тканини сильно залежать від її *вологовмісту*.

Вода є важливим структурним елементом кістки, який

- забезпечує гнучкість та еластичність,
- сприяє транспортуванню мінералів та поживних речовин,
- впливає на міцність і здатність кістки протистояти навантаженням.

У нормальних умовах вміст води у кістковій тканині становить близько **10 - 20%** від загальної маси кістки.

- Втрата вологи (наприклад, при старінні або патологіях) може зробити кістку більш крихкою.
- Збільшення вологи може знижувати міцність кістки через зменшення взаємодії між колагеновими волокнами та мінеральними частинками. Зі збільшенням вологи модуль пружності кісткової тканини та величина руйнівного напруження $\sigma_{міц}$ зменшуються, а руйнуюча деформація ϵ_{max} зростає.

Крім того, від вологовмісту залежить і вигляд залежності між напруженням (σ) та відносним видовженням (ϵ). Так, у сухої кісткової тканини залежність між σ та ϵ має лінійний характер, а зі збільшенням вологовмісту ця залежність стає все більш *нелінійною*.

Отже, оптимальний рівень вологи є ключовим для збереження нормальної функції та міцності кісткової тканини. Збалансований вміст вологи важливий для гнучкості та міцності кісткової тканини, що запобігає її надмірній ламкості.

Фактори, що впливають на вологовміст

- Вік: у дітей вміст води в кістках вищий, у літніх людей – нижчий.
- Структура кістки: у губчастій кістковій тканині вологи більше, ніж у компактній.
- Фізіологічний стан: хвороби (наприклад, остеопороз) можуть змінювати рівень води.

- Деформація кістки відбувається у значних межах:
 - до 10 % при стисненні
 - до 5% при розтязі (це значно більше, ніж для сталі).
- При невеликих деформаціях, менших за 2%, кістка веде себе як *«гуківське тіло»*, для якого залежність напруження σ від відносної деформації ϵ *лінійна*, тобто вона повністю відновлює свої розміри і форму після зняття навантаження.
- *Кістки краще «працюють» на стиснення, ніж на розтяг*: межа міцності та розміри деформації при стисненні майже в двічі перевищують ті, що спостерігаються при розтязі.

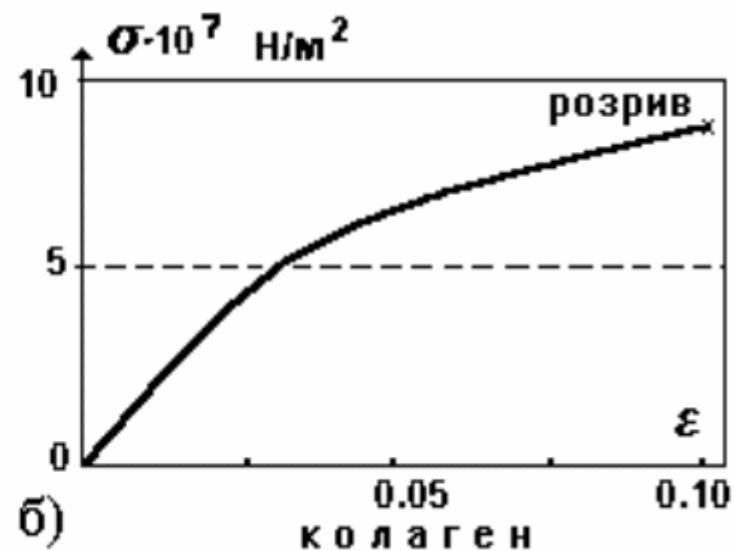
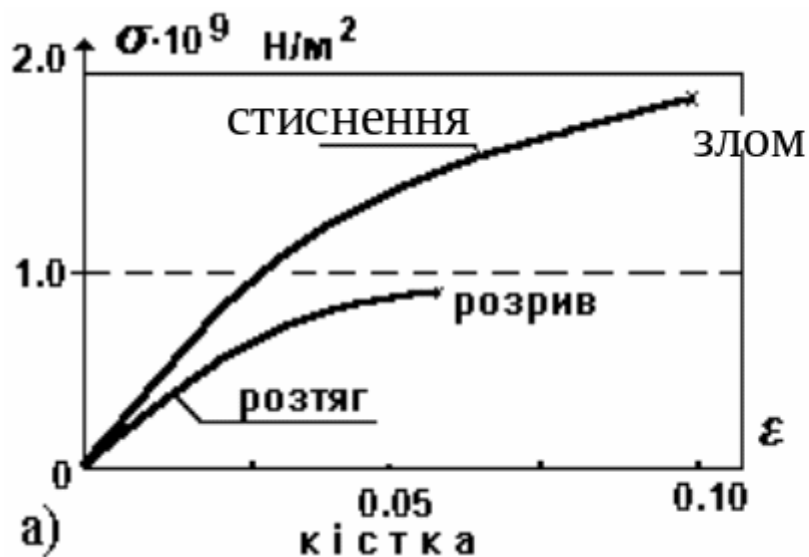


Рис. Діаграми напруження а) при розтягуванні та стисканні вздовж поздовжньої осі зразків, які вирізані з кістки стегна, б) при розтягуванні колагена

Механічні характеристики компактної кісткової тканини сильно залежать від напрямку виникаючих при деформації механічних напружень. Так, для деформації розтягу *модуль Юнга* компактної кісткової тканини становить величину

- в напрямку поздовжньої осі трубчастої кістки порядку **18 ГПа**,
- в напрямках, перпендикулярних до цієї осі, варіює в межах приблизно від **7 ГПа** до **8,5 ГПа**.

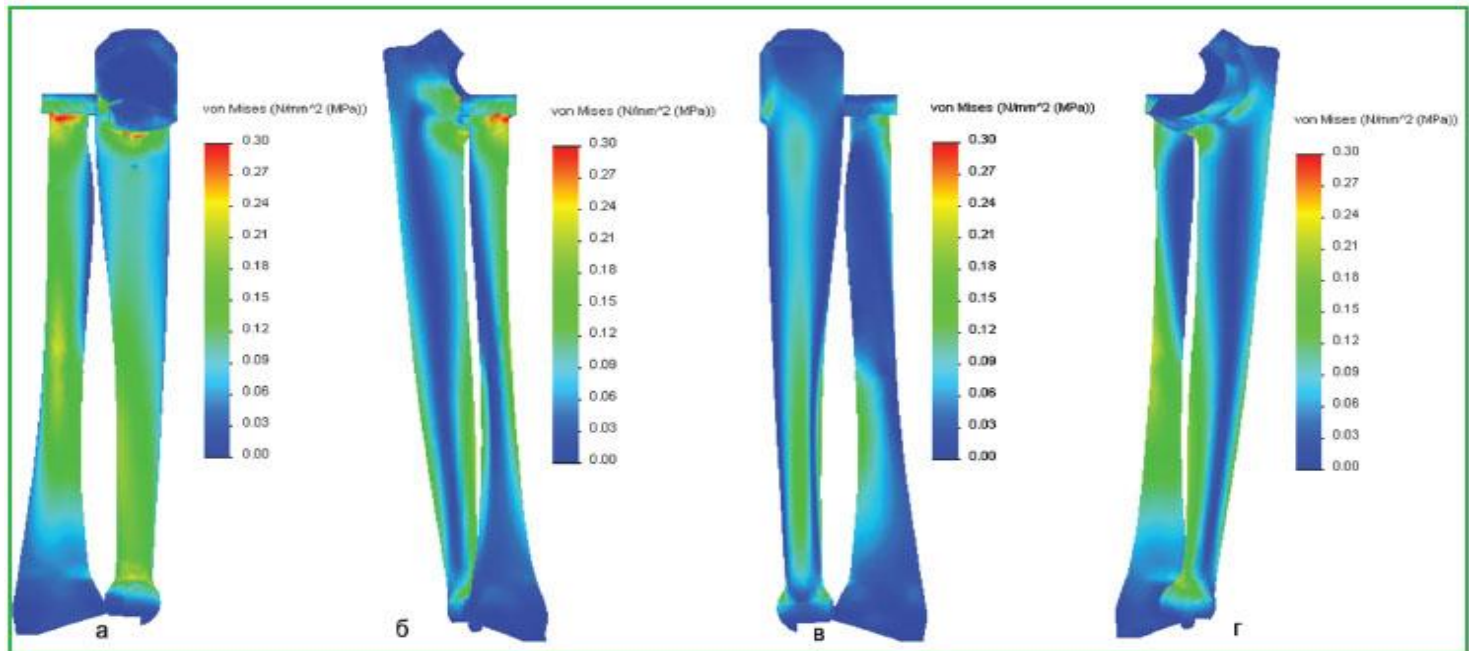
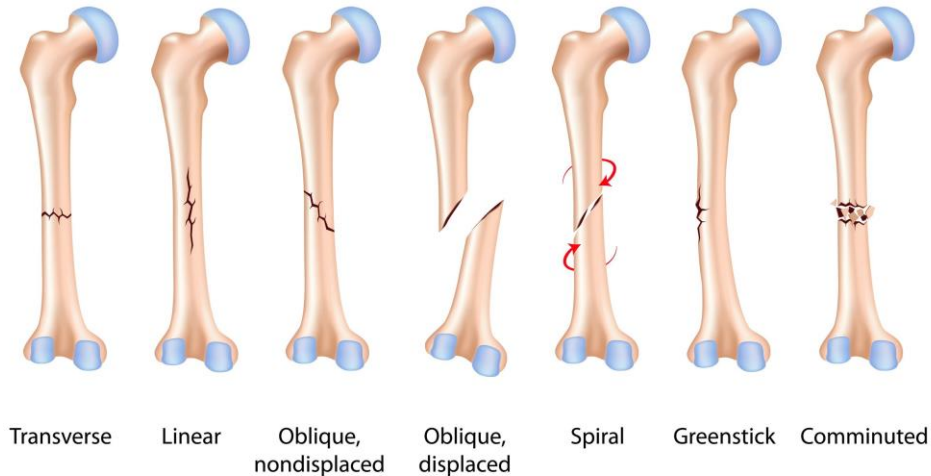


Рисунок 2. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі в нормі: а — вигляд спереду; б — вигляд з латерального боку; в — вигляд ззаду; г — вигляд з медіального боку

Руйнівне напруження ($\sigma_{\text{міц}}$) та руйнівна деформація (ϵ_{max}) :

- в напрямку поздовжньої осі вони мають значення порядку **128 МПа** та **0,009** відповідно,
- в напрямках, перпендикулярних до цієї осі, значення **13-17 МПа** та **0,002** відповідно.

Types of Bone Fractures



Хрящова тканина

Суглобовий хрящ у синовіальних суглобах покриває кінцеві поверхні трубчастих костей. Це пористий, легкопроникний та низькомолекулярний матеріал, який при навантаженні виділяє, а при розвантаженні поглинає *синовіальну рідину*. Суглобовий хрящ може змінювати свої розміри та форму як при короткочасних, так і при тривалих силових впливах, однак *після розвантаження повністю відновлює свій початковий стан*. Тим самим, забезпечується підвищення просторової відповідності суглобових поверхонь.



У хрящі розрізняють рідку та тверду фази.

Рідка фаза становить 60 - 80% маси хряща. Синовіальна рідина, у якій знаходиться хрящ, виконує функції змащення суглоба та забезпечує живлення хряща.

Крім того, *при збільшенні зовнішнього навантаження* на суглоб відбувається *зростання в'язкості синовіальної рідини*, що перешкоджає стиканню суглобових поверхонь.

Склад хрящової тканини



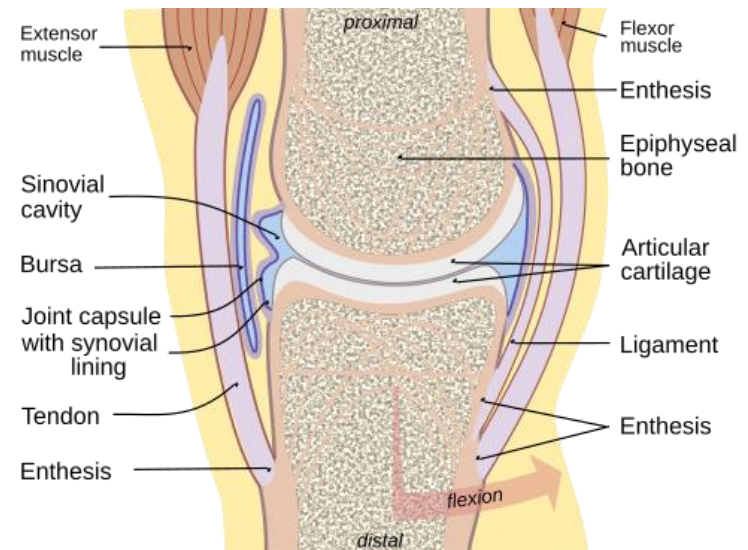
- **Хрящовий матрикс:**

- Неорганічні речовини:**

- Вода до 70%;

- Органічні речовини:** колагени (II, IX, VI типів), протеоглікани, глікозамінглікани (хондроїтин-4-сульфат і хондроїтин-6-сульфат, гіалуронова кислота) і різні види білків: хондронектин

- **Клітини:** хондробласти, хондроцити. Лежать у лакунах.



- З погляду біореології суглобовий хрящ є нелінійно-в'язкопружним анізотропним матеріалом з гетерогенністю механічних властивостей по суглобній поверхні.

- Хрящ має дві функціональні особливості:

по-перше, деформуючись під впливом навантаження значно легше, ніж субхондральна кістка (відношення їхніх твердостей дорівнює 1:10), *хрящ зменшує концентрацію напружень у кістках*;

по-друге, *хрящ забезпечує низький коефіцієнт тертя в суглобі* - від 0,005 до 0,012.

М'які тканини

М'які біологічні тканини за своїми еластичними властивостями та характером деформування суттєво відрізняються від кісток і хрящів.

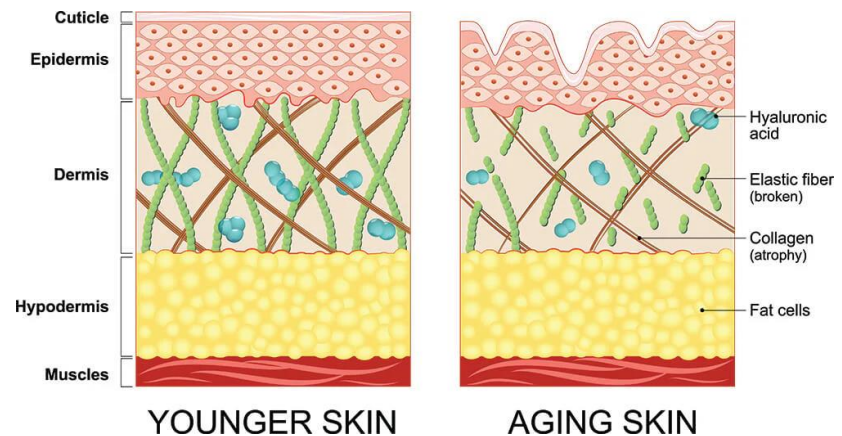
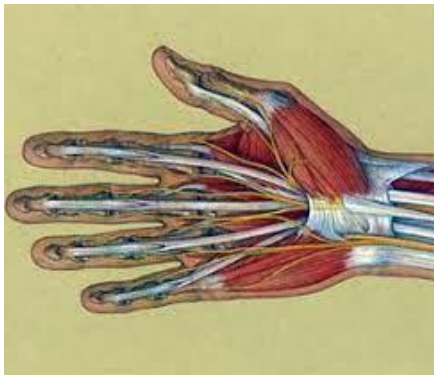
- Вони *мають здатність до великих деформацій (до 200%)*, містять різноманітні компоненти: клітини, колагенові волокна, еластинові волокна та основну речовину (основними компонентами є мукополісахариди і тканинна рідина).



- М'які тканини, з точки зору біореології, розглядають як матеріал з аморфною матрицею, армований безперервними волокнами двох типів – колагеном і еластином.
- Колагенові волокна мають високу межу міцності при розтязі (50-100 МПа) та мають високий модуль пружності (порядку 1 ГПа). Модуль пружності еластину порядку 0,6 МПа.
- Основна речовина перерозподіляє навантаження від одного волокна до іншого, ізолює окремі волокна, запобігаючи поширенню розривів від одного волокна до іншого, зменшує тертя при розпрямленні волокон.

Механічні властивості м'яких тканин залежать від того, як волокна, клітини та основна речовина організовані в структури цих тканин.

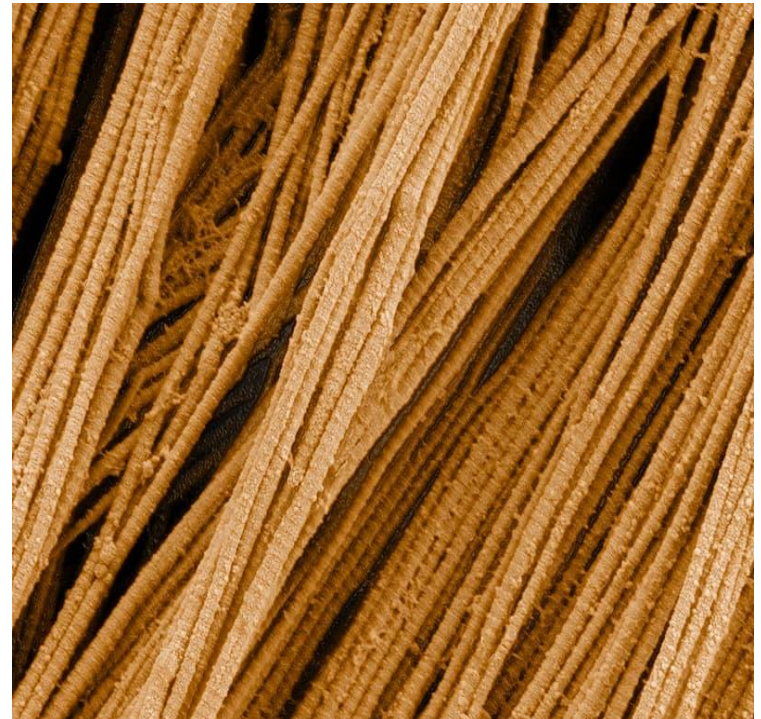
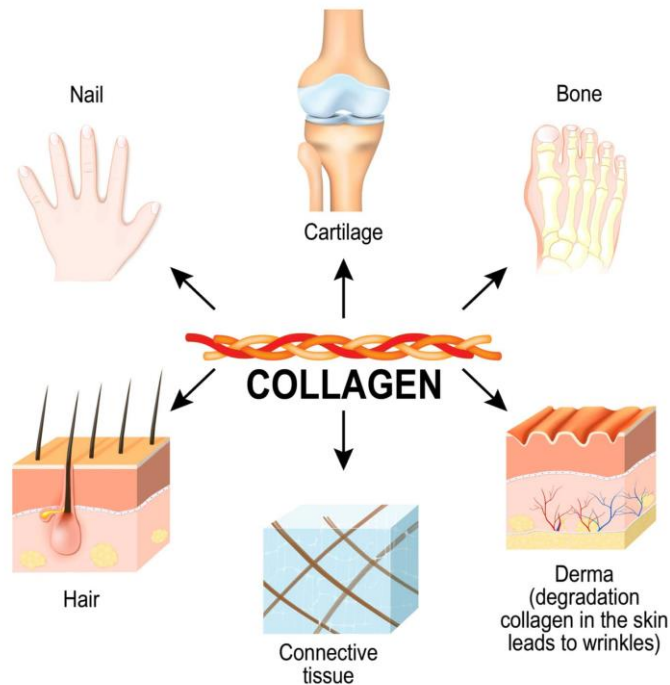
- Найпростішими структурами з погляду організації колагенових волокон є **сухожилля та зв'язки**, у яких ці волокна розташовані односпрямовано, що пов'язано з необхідністю передачі навантаження в одному напрямку.



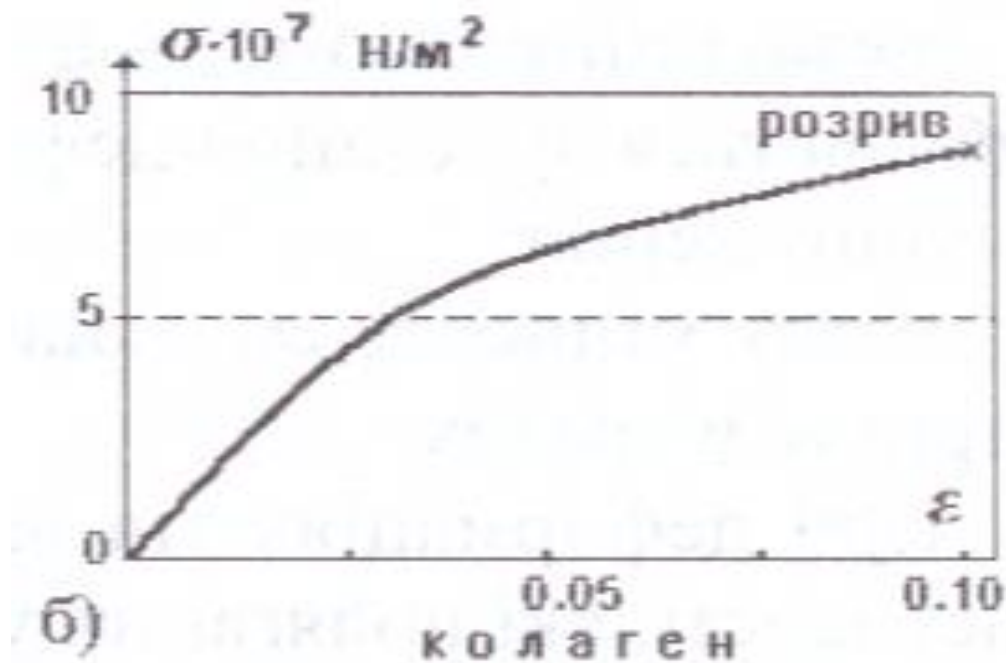
- Складніше організовані колагенові волокна в **шкірі**. У ній утворюється тривимірна сітка колагенових фібрил, причому колагенові волокна розташовуються в основному паралельно поверхні шкіри. Слід звернути увагу на те, що в шкірі колаген становить 75% сухої маси, а еластин - близько 4%.

Колагенові волокна є важливою конструктивною частиною з'єднувальної тканини. Вони входять до складу кісток, стінок судин, м'язових оболонок тощо.

- Ці міцні гнучкі *білкові нитки* утворені агрегацією потрійних спіралей, які стабілізуються водневими зв'язками, що забезпечує *значну міцність колагену при роботі на розрив*.



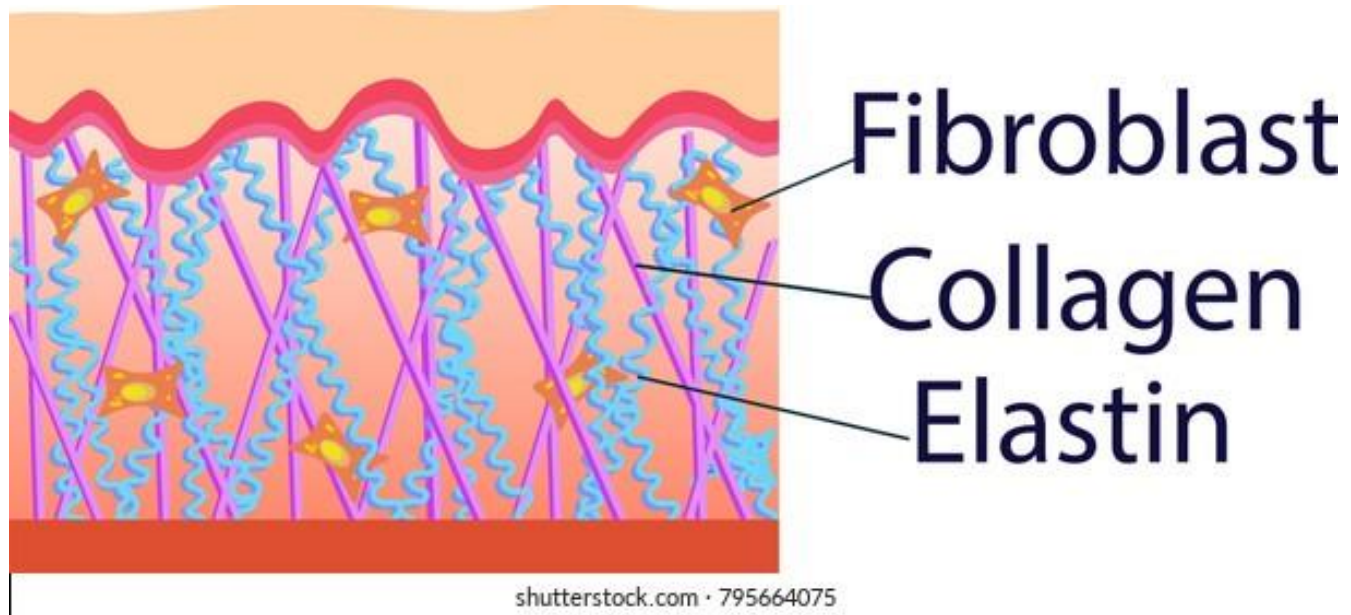
- Діаграма напруження для колагену за формою майже збігається з діаграмою для кісток, але *межа міцності у колагену на порядок менша за межу міцності кістки.*



Ці якості роблять його незамінним компонентом в структурах тих тканин, котрі в процесі функціонування *значно змінюють свою форму та розміри* (стінки судин, м'язи, покривні оболонки тощо).

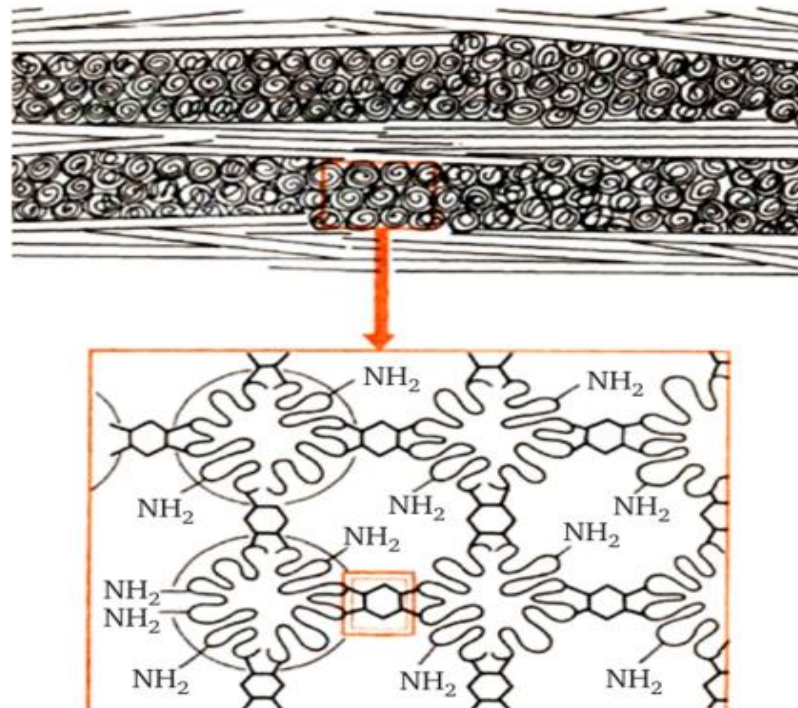


При розтязі для еластину, на відміну від колагену, виконується закон Гука, тобто після зняття навантаження розміри і форма еластину відновлюються.



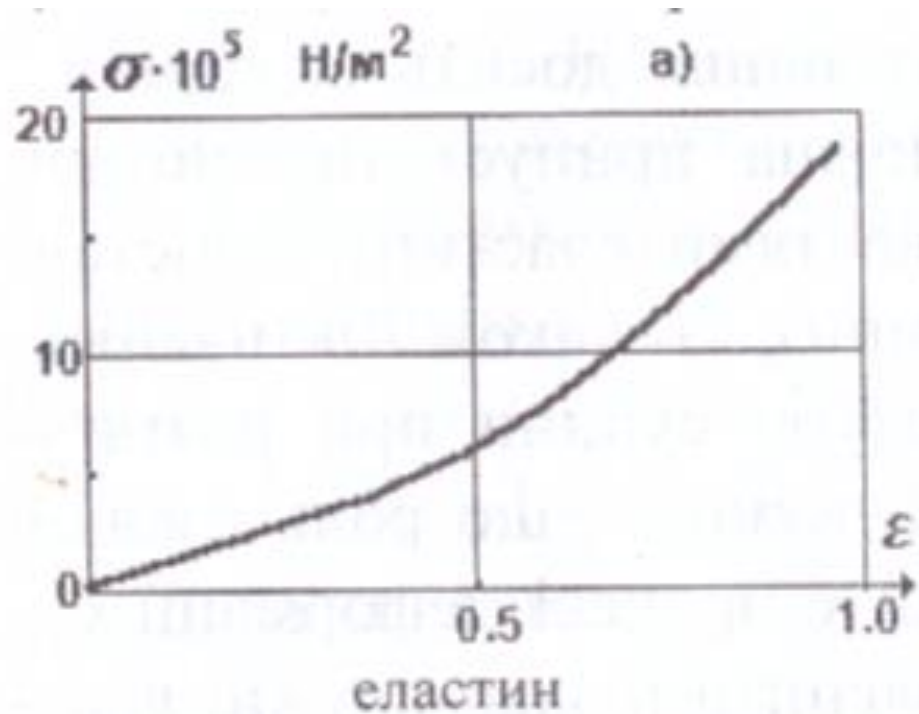
Гнучкість і розтяжність еластину пов'язані із властивостями його субодиниць – білків «десмозин», які з'єднані через певні інтервали жорсткими хімічними зв'язками і утворюють *сіткову структуру*.

Під впливом зовнішніх навантажень сітка легко деформується без розривів. Жорсткість білкових ниток зростає по мірі розтягу.



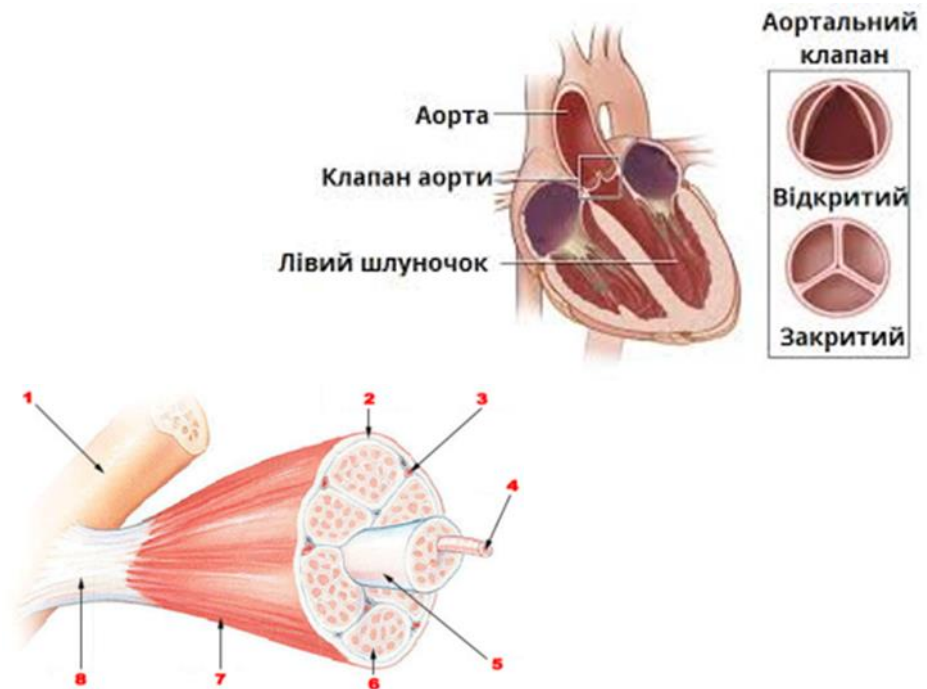
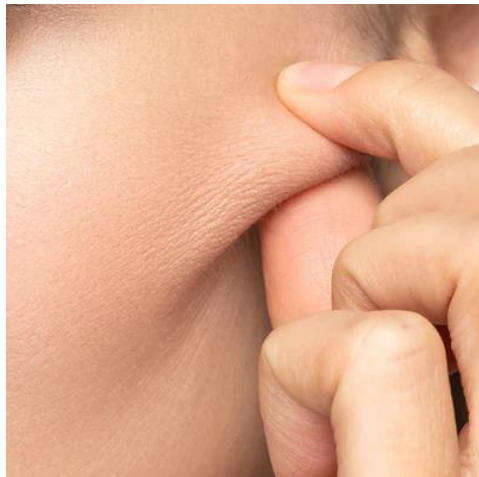
Під час розтягу еластин проявляє майже лінійні властивості і розтягується дуже сильно (відносна деформація 200 - 300%). Модуль пружності еластину порядку 0.6 МПа.

Діаграма напруження-деформації для еластину:



Діаграма напружень-деформацій для м'яких тканин

Діаграма напружень-деформацій, тобто залежність механічного напруження (σ) від відносної деформації (ϵ), для м'яких тканин (наприклад, шкіри, сухожиль, м'язової тканини, кровоносних судин, клапанів серця) в цілому має нелінійний характер.

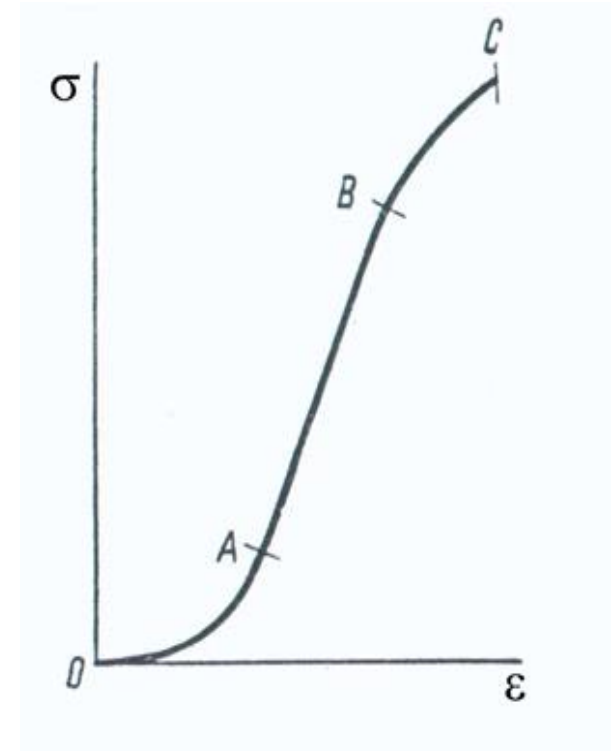


Умовно діаграму напружень для м'яких тканин можна поділити на три ділянки:

1 - ділянка ОА - напруження зі збільшенням деформації зростає за *експоненціальним* законом;

2 - ділянка АВ - зв'язок між напруженням і деформацією практично *лінійний*;

3 – ділянка ВС - проявляється *нелінійність*; в точці С відбувається розрив структурних елементів.



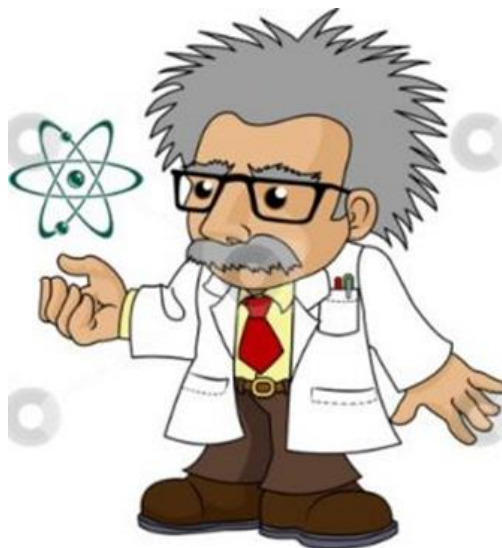
- При малих навантаженнях (ділянка 1) тканина демонструє значну деформацію без значного зростання напруження. Це пов'язано з розгортанням і вирівнюванням хвилястих колагенових волокон.
- Після початкового вирівнювання волокон тканина поводить майже лінійно (ділянка 2): напруження пропорційне деформації. Основна частина фізіологічних навантажень припадає на цю зону.
- При подальшому навантаженні (ділянка 3 – ділянка насичення, зона жорсткості) тканина стає жорсткішою, оскільки майже всі волокна випрямлені й активно чинять опір розтягуванню. Напруження швидко зростає, а деформація зменшується.

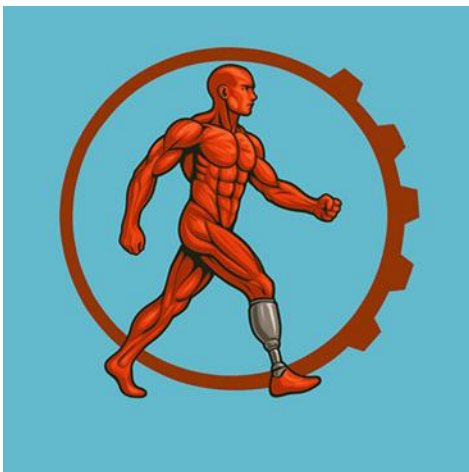
- При перевищенні критичного напруження тканина починає втрачати структурну цілісність, з'являються мікротріщини і відбувається розрив.

У межах фізіологічних навантажень м'які тканини зазвичай працюють у проміжку між початковою нелінійною і лінійною областями діаграми напружень-деформацій (ділянки 1 і 2 на діаграмі), що забезпечує їхню ефективність і довговічність.

При описі поведінки м'яких біологічних тканин в межах фізіологічних навантажень зазвичай використовують припущення про їхню *суто пружну поведінку*, причому це припущення не суперечить експериментальним даним.

Дякуємо за увагу!





Харківський національний медичний університет

Кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики

Освітній компонент «Основи біомеханіки»

Тема 3

БІОМЕХАНІКА

ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

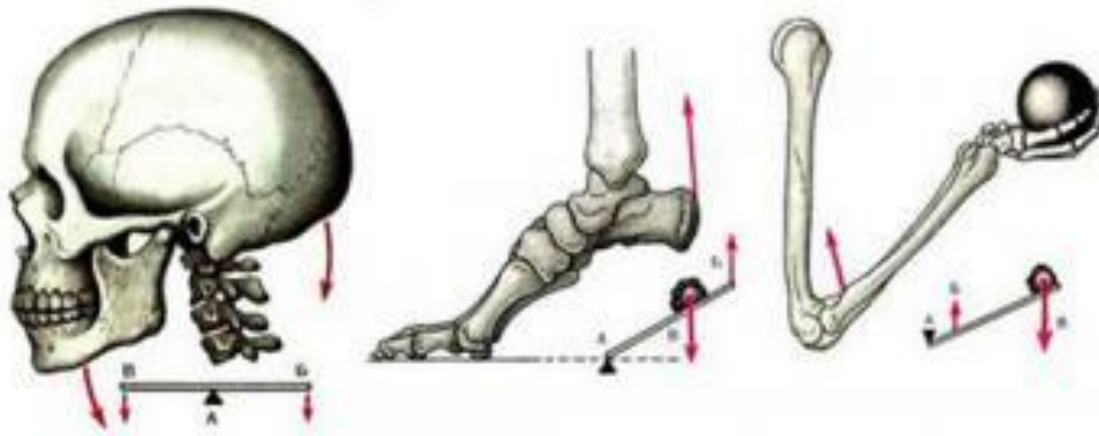
План

1. Опорно-руховий апарат людини як система важелів.
2. Види важелів.
3. Класифікація суглобів.
4. Число ступенів свободи біокінематичних ланцюгів.
5. Класифікація діартрозів за числом ступенів свободи.
6. Число ступенів свободи тіла людини.
7. Робота, яку може виконувати людина; її потужність.
8. Стани перевантаження і невагомості.

1. Опорно-руховий апарат людини як система важелів

Опорно-рухова система людини є сукупністю зв'язаних між собою кісток, зрослих або з'єднаних між собою зв'язками в суглобах, та м'язів, які кріпляться до кісток за допомогою сухожиль.

З точки зору біомеханіки опорно-руховий апарат людини – це *система різного роду важелів*.



- **Важіль** - це тверде тіло, яке може обертатися навколо нерухомої опори. Важіль являє собою жорстку балку, що обертається навколо точки опори (або підвісу).
- *Плече сили* — найкоротша відстань від точки опори (осі обертання тіла) до лінії дії сили.
- *Плече навантаження* — це найкоротша відстань від точки опори до лінії дії сили навантаження.



Робота важелів підкоряється **«золотому правилу механіки»**.

Золоте правило механіки – це окремий випадок закону збереження енергії, згідно з яким жоден з простих механізмів не дає виграшу в роботі: у скільки разів ми виграємо в силі, у стільки ж разів програємо у відстані.

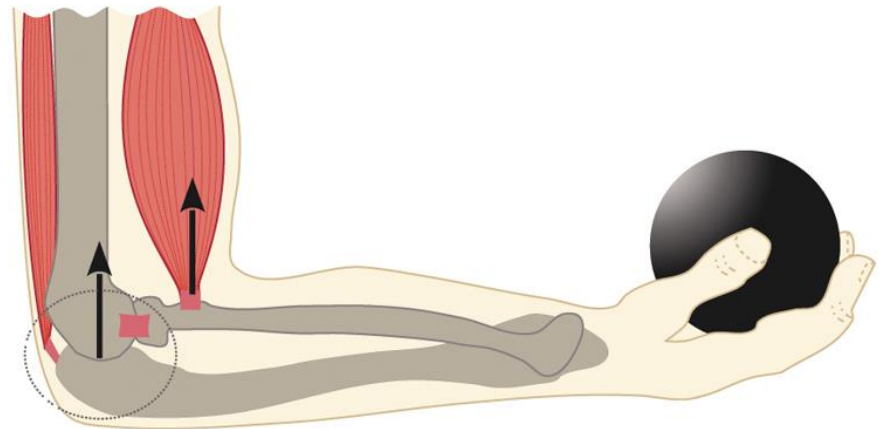
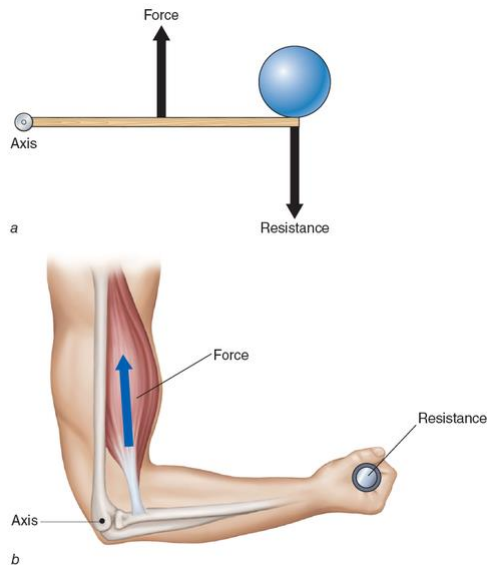
Золотому правилу механіки підкорюються різні біомеханічні системи в організмі людини, наприклад:

- рухи кінцівок (робота м'язів і суглобів), рухи голови, жувальний апарат (робота щелепи) тощо діють як важелі різних типів,
- дихальна система (робота діафрагми) – діє за принципом поршня,
- перекачування крові серцем – клапани серця працюють як механічні засувки.

Якщо розглядати опорно-руховий апарат людини як систему важелів, то

- кістки виконують роль важелів,
- суглоби - це точки опори,
- м'язи забезпечують силу, яка приводить важелі в рух.

Опорно-руховий апарат людини налічує *понад 200 важелів*.



Значення важелів у русі людини

Різного роду важелі, які діють в організмі, допомагають людині здійснювати рухи, зменшуючи навантаження на м'язи та суглоби. Важелі забезпечують ефективність рухів, дозволяють піднімати важкі предмети із меншими зусиллями. Важелі захищають суглоби від перенавантажень.

Знання про те, як працюють важелі у тілі людини, широко застосовуються *в спорті, медицині та ергономіці* для покращення фізичної підготовки та запобігання травмам.

При лікуванні травм, щоб зростити зламані кості або усунути інші ушкодження, необхідно фіксувати травмовані ділянки й урівноважувати сили, які діють у місці перелому доти, поки він не зростеться; для цього застосовують різні системи витяжки, які використовують важелі, вантажі, троси й блоки.

«Золоте правило» механіки



Архімед

У скільки разів простий механізм дає виграш у силі, у стільки ж разів він дає програш у відстані:

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{h_2}{h_1}$$

«Золоте правило» виконується за ідеальних умов:

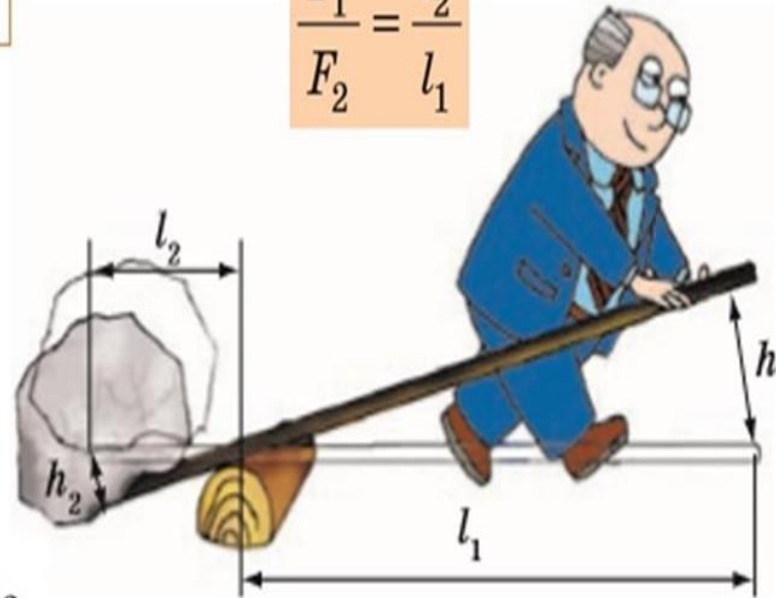
- рухомі частини простих механізмів не мають ваги
- між тілами, які ковзають або котяться одне по одному, немає тертя.

Прості механізми не дають виграшу в роботі.

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{h_2}{h_1} \quad F_1 h_1 = F_2 h_2$$
$$A_1 = A_2$$

Правило важеля: якщо на важіль діє пара сил, то він перебуває в рівновазі тоді, коли сили обернено пропорційні плечам цих сил:

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{l_2}{l_1}$$

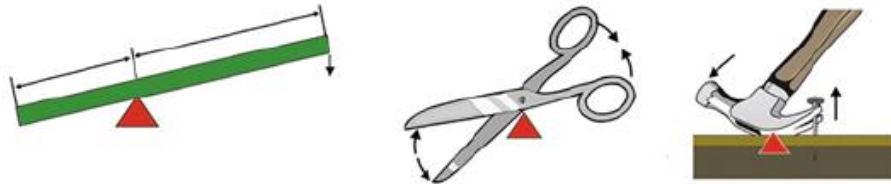


У скільки разів плече l_1 важеля довше за плече l_2 , у стільки ж разів висота h_1 більша за висоту h_2

2. Види важелів

- Місця прикладання сил можуть бути по різні боки точки опори (важіль I роду) або з одного боку від точки опори (важелі II і III роду).

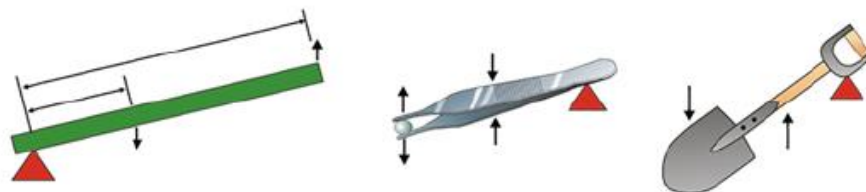
Важіль I роду



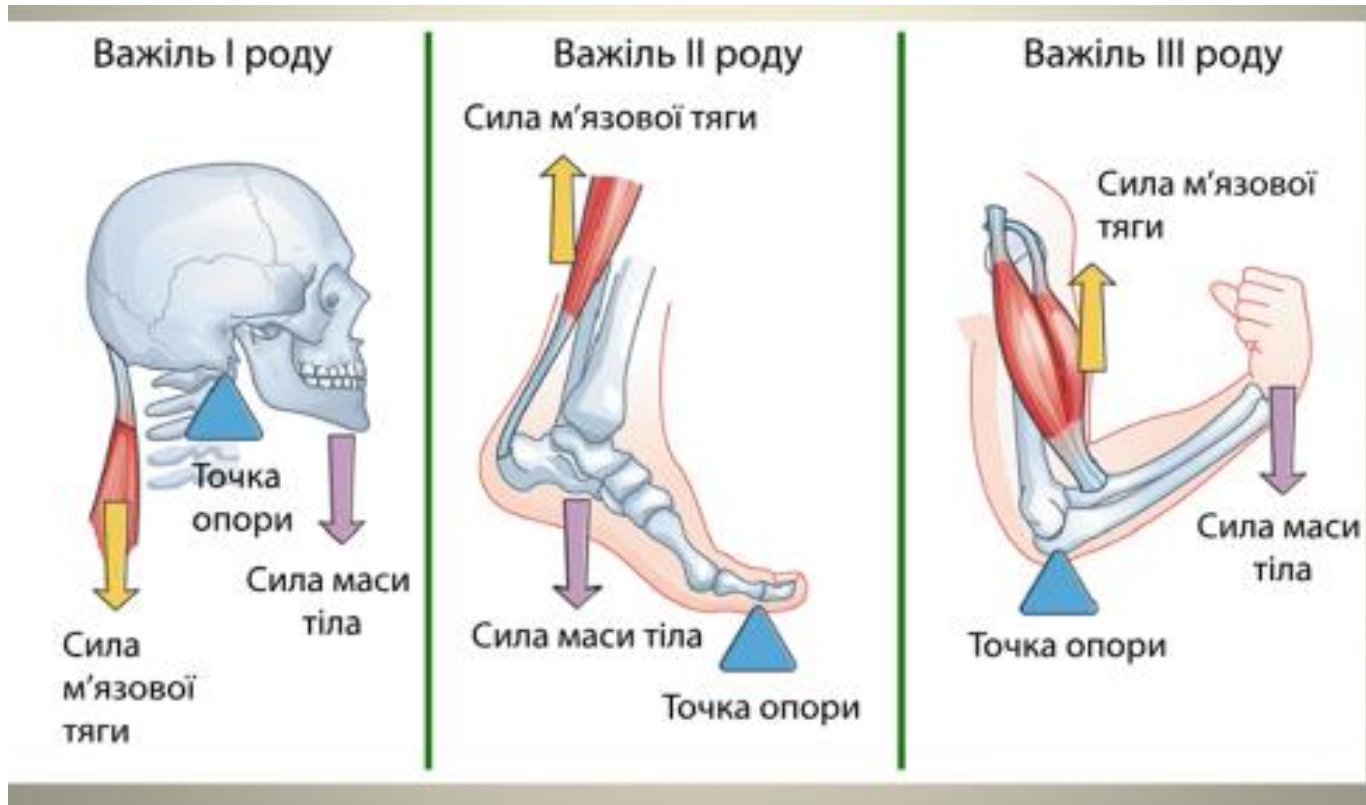
Важіль II роду



Важіль III роду



- У кожному важелі є два плеча. До одного з них прикладається *сила навантаження (сила маси тіла)*, до другого - *сила м'язової тяги*. Тому перше плече дістало назву плеча навантаження (плеча сили маси тіла), а друге – плеча сили м'язової тяги.
- У тілі людини є важелі всіх трьох видів (родів).

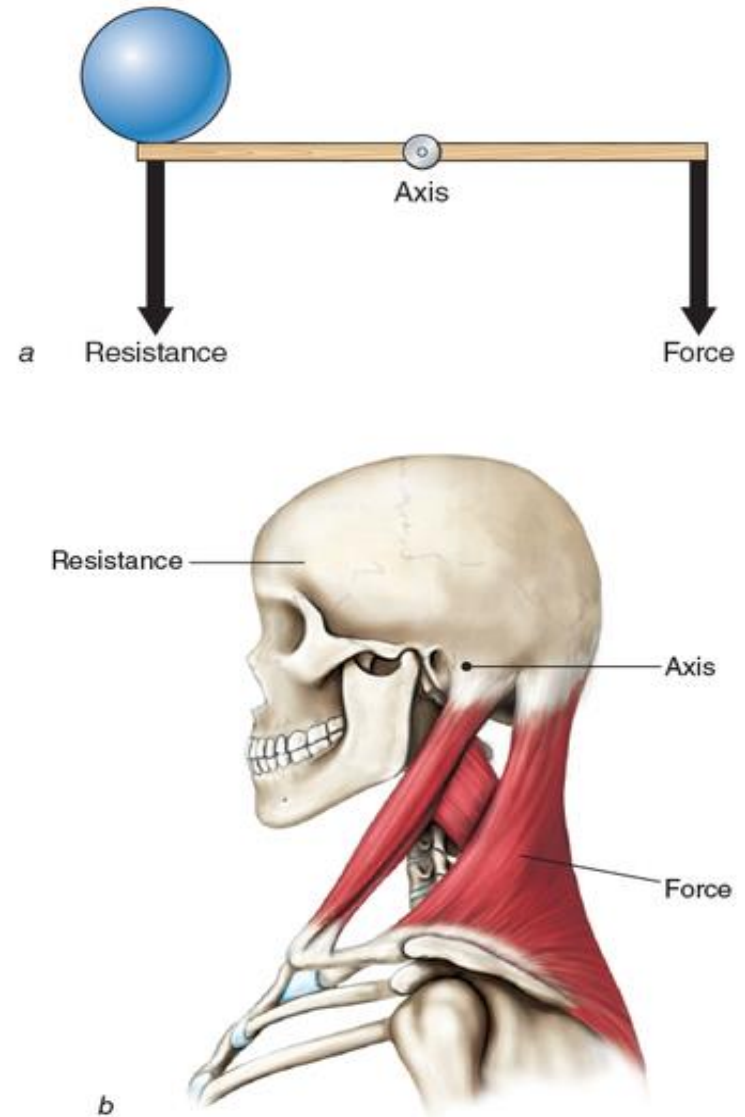


1. Важелі першого роду (важелі рівноваги)

Приклад: череп, який тримається на першому шийному хребці (атланті).

Череп - це важіль, точкою опори є атлanto-потиличний суглоб (між черепом і першим шийним хребцем), сила м'язів шийї підтримує голову, яка балансує навколо атлanto-потиличного суглоба.

Отже точка опори розташована між навантаженням (силою маси тіла) та прикладеною силою м'язів. Обидві сили спрямовані в один бік (униз).



- Плечі важеля першого роду розташовані по обидва боки від суглоба (точки опори). На переднє плече важеля діє сила ваги лицевої частини голови, а на заднє - сила м'язів шиї, голови, спини, які прикріплюються до потиличної кістки.

Голова перебуває у вертикальному положенні (рівновазі) завдяки рівності моментів сили маси тіла й сили м'язової тяги важеля (черепа). Фактично сила потиличних м'язів і зрівноважує масу голови.

Тому важіль першого роду ще називають *важелем рівноваги*, або *спокою*.

Прикладом важеля рівноваги може служити також таз людини.

- Важелі другого та третього роду теж двохплечі, але в них сила маси тіла діє вниз, а сила м'язової маси – вгору.

Важіль другого роду (важіль сили) має виграв в силі, але програє в швидкості і амплітуді рухів. Це відбувається внаслідок того, що плече сили м'язової тяги більше плеча сили тяжіння. Прикладом важеля сили може служити стопа.

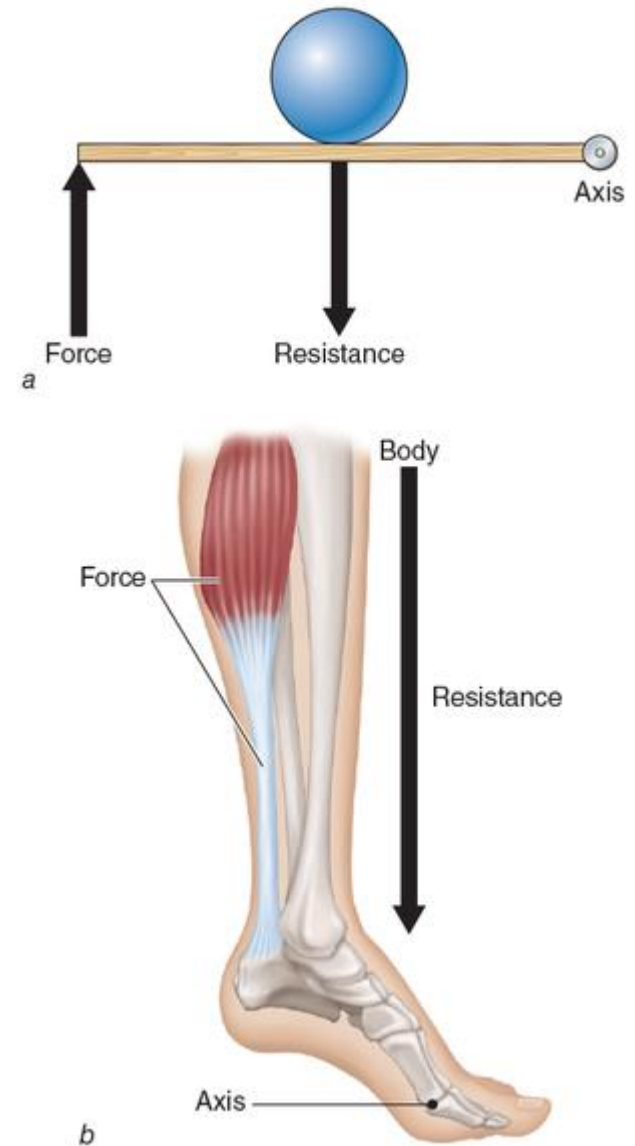
Важіль третього роду (важіль швидкості) характеризується тим, що плече сили м'язової тяги менше, ніж плече сили тяжіння, так як сила м'язової тяги прикладена поблизу осі обертання. Це дозволяє програючи в підйомній силі, вигравати в швидкості і амплітуді рухів. Прикладом такого важеля є ліктьовий суглоб.

2. Важелі другого роду (важелі сили)

Приклад: стопа, піднімання на носочки.

Стопа працює як важіль, при цьому суглоби пальців стопи – це точка опори, маса тіла - навантаження, м'яз литки – сила (литковий м'яз піднімає тіло).

Навантаження розташоване між точкою опори та прикладеною силою. Сила м'яза і сила навантаження спрямованні в протилежні сторони.



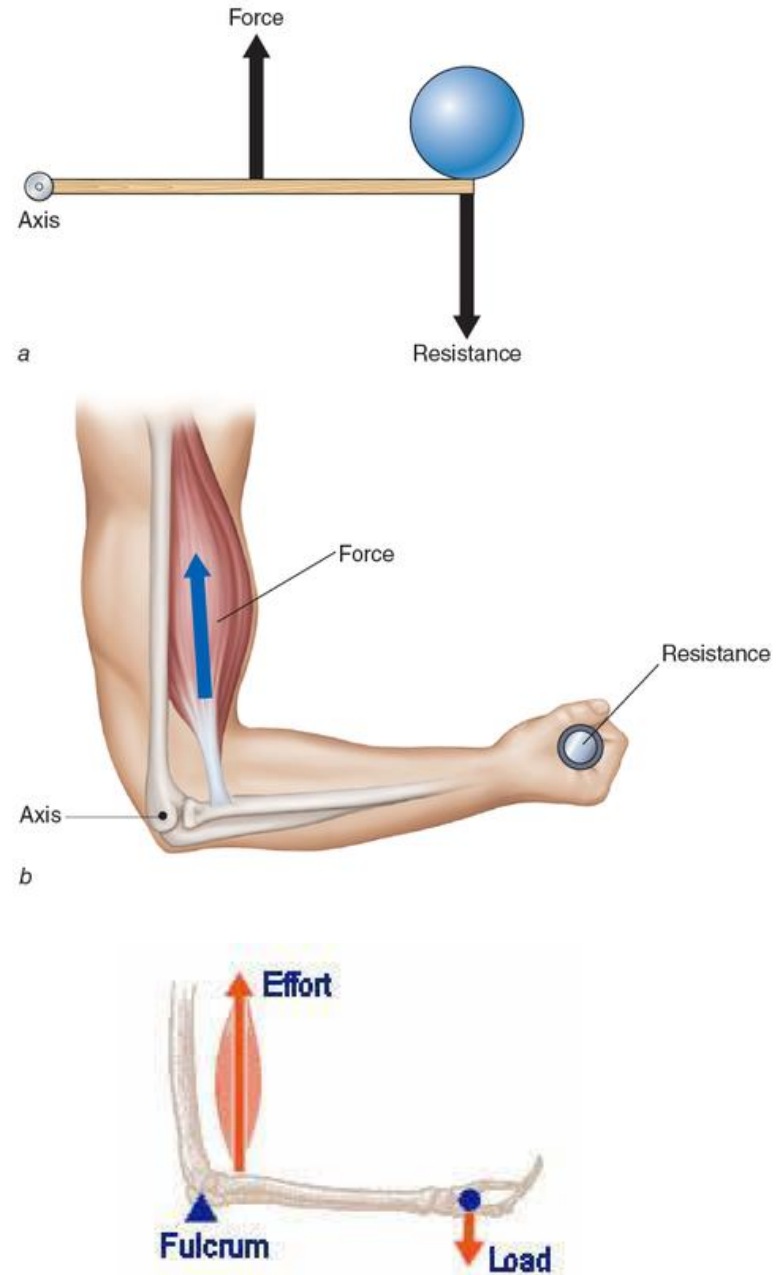
3. Важелі третього роду (важелі швидкості)

Приклад: згинання передпліччя.

Ліктьовий суглоб — це точка опори, м'яз біцепса - сила, вага руки або предмета в руці - навантаження.

Прикладена сила розташована між точкою опори і навантаженням. Сила м'яза і сила навантаження спрямованні в протилежні сторони.

Це найпоширеніший тип важеля у тілі людини.



- Важільний пристрій опорно-рухового апарата дає людині можливість виконувати далекі кидки, сильні удари, піднімати важкості тощо. Але *ніщо у світі не дається дарма*.
- Наприклад, для того щоб, згинаючи руку в ліктьовому суглобі, переміщати вантаж масою 1 кг (тобто долати силу ваги 10 Н), двоголовий м'яз плеча повинен розвинути силу 100-200 Н.
- Отже, *ми виграємо у швидкості і потужності руху ціною збільшення сили м'язового скорочення*.



- Більшість кістково-м'язових з'єднань функціонує так, що при їх роботі за рахунок програшу в силі відбувається виграш у швидкості переміщення. Тобто в опорно-руховому апараті людини *головну роль відіграють важелі швидкості* (на відміну від важелів сили, які забезпечують виграш у силі за рахунок програшу в переміщенні).
- **Переваги та недоліки системи важелів у тілі**

Переваги: *створюють велику швидкість і амплітуду рухів, дозволяють переміщувати кінцівки та інші частини тіла.*

Недоліки: у багатьох випадках для створення руху *потрібне велике зусилля м'язів* через коротке плече сили м'язів.



- Отже, за кількістю в тілі людини *більше важелів швидкості* (важелів 3-го роду). Чому саме важелі швидкості переважають?

☒ Швидкість і амплітуда руху важливіші за силу.

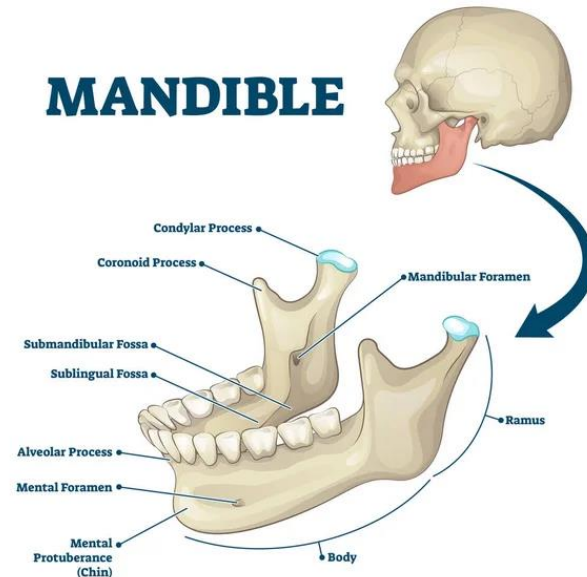
Тіло людини більше пристосоване до швидких, точних і координованих рухів (ходьба, біг, хватальні рухи), а не до підняття великих вантажів. Наприклад, рука, нога або щелепа повинні мати широкий діапазон рухів і швидко змінювати положення.

☒ Будова м'язів і суглобів така, що створює важелі 3-го роду.

Більшість м'язів кріпляться ближче до суглоба, ніж точка прикладення опору. Це означає, що для переміщення кінцівки або іншої частини тіла потрібно більше сили, але вона рухається швидко і з великою амплітудою.

Цікавим прикладом важелів всіх родів є *нижня щелепа* - вона може працювати в трьох різних режимах:

- як важіль 1 роду (важіль рівноваги, балансування), коли людина просто відкриває і закриває рота без навантаження;
- як важіль швидкості (важіль 3 роду), коли людина кусає або пережовує їжу;
- як важіль сили (важіль 2 роду), коли потрібно розгризти щось тверде, і людина використовує кореневі зуби, при цьому плече сили опору зменшується.



3. Класифікація суглобів

Суглоб (лат. *articulatio*) – це рухоме з'єднання кісток скелета, які забезпечують різну ступінь рухливості.

Суглоби класифікуються за різними критеріями: за будовою, за функціональністю та за формою суглобових поверхонь.

1. За будовою (морфологією)

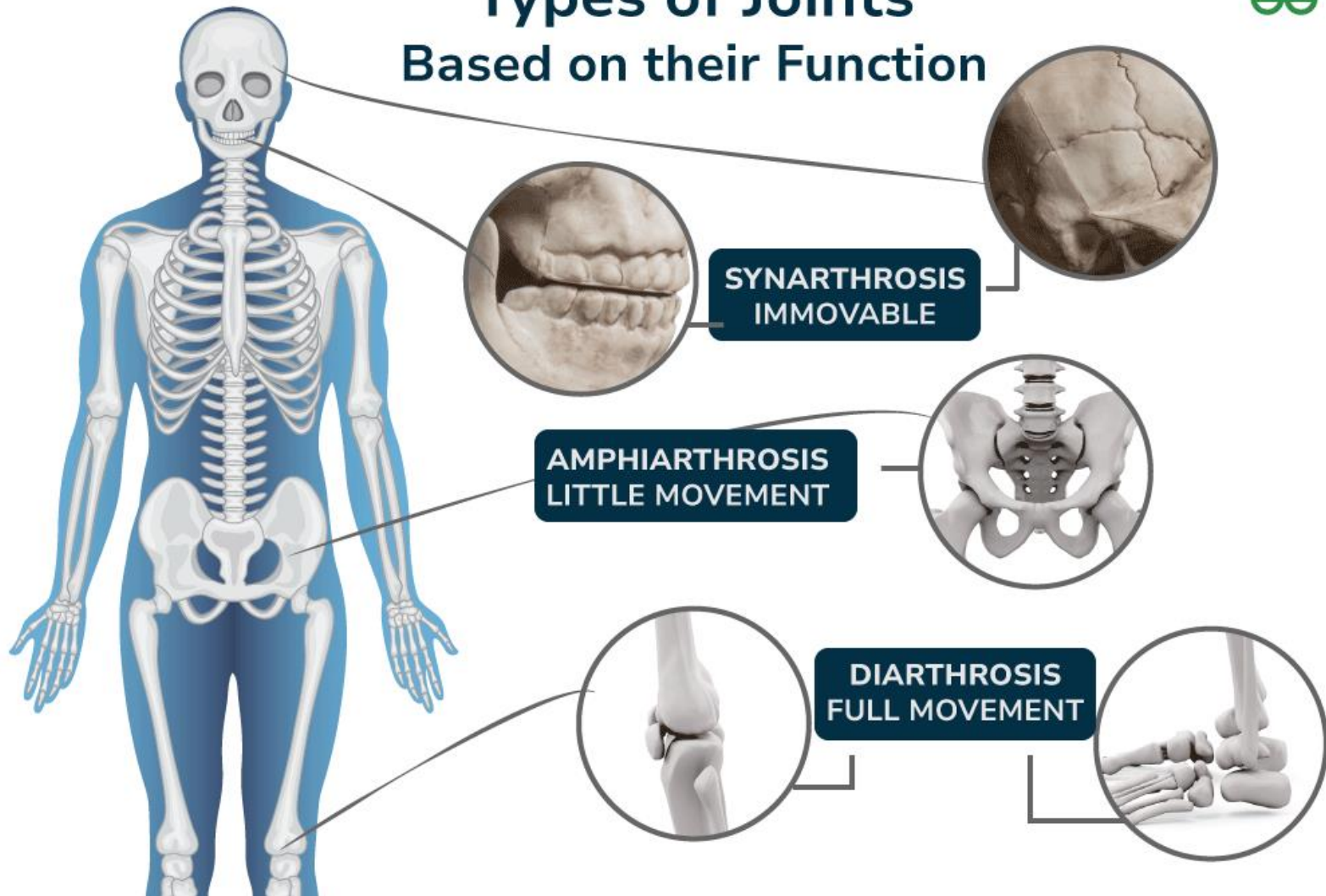
- *Прості* суглоби – з'єднують дві кістки.
- *Складні* суглоби – містять більше ніж дві кістки.
- *Комплексні* суглоби – мають внутрішній хрящовий диск або меніск (наприклад, колінний суглоб).
- *Комбіновані* суглоби – кілька суглобів, що працюють разом (наприклад, скронево-нижньощелепний суглоб).

2. За функціональністю (ступенем рухливості)

- Нерухомі (*синартрози*) – майже не мають руху (наприклад, шви черепа).
- Напіврухомі (*амфіартрози*) – забезпечують мінімальний рух (наприклад, міжхребцеві диски).
- Рухомі (*діартрози*) – мають широкий діапазон рухів (наприклад, кульшовий або колінний суглоб).

Види суглобів за функцією

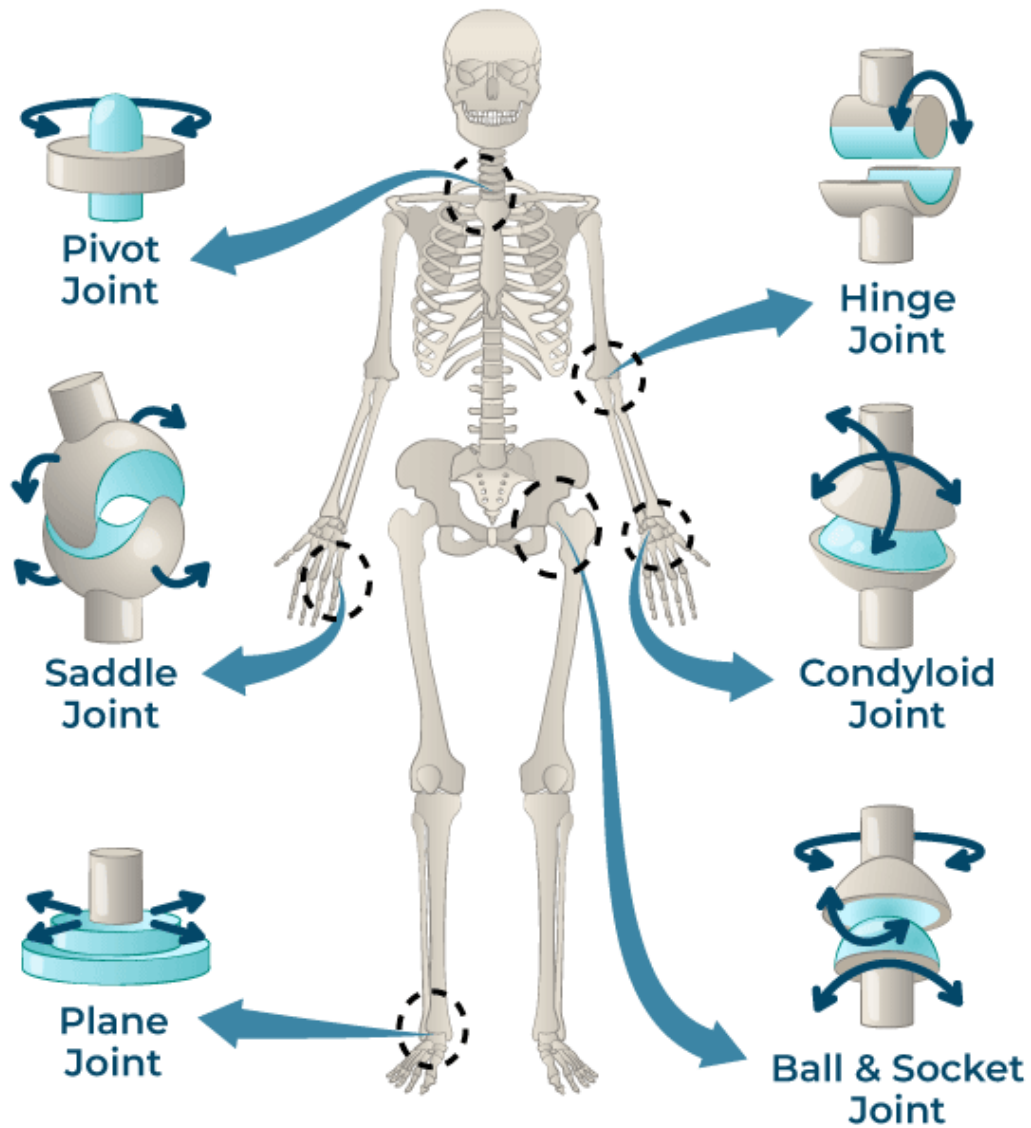
Types of Joints Based on their Function



3. За формою суглобових поверхонь (за типом руху)

- *Кулеподібний, кулястий (ball-and-socket)* – рух у всіх напрямках (наприклад, плечовий, кульшовий суглоби).
- *Блокоподібний (pivot)* – рух тільки в одній площині (наприклад, міжфалангові суглоби пальців).
- *Циліндричний (hinge)* – обертальний рух навколо однієї осі (наприклад, променево-ліктьовий суглоб).
- *Еліпсоподібний (condyloid)* – рух у двох площинах (наприклад, променево-зап'ястковий суглоб).
- *Сідлоподібний (saddle)* – дозволяє рух у двох напрямках (наприклад, зап'ястково-п'ястковий суглоб великого пальця).
- *Плоский (plane)* – обмежені ковзні рухи (наприклад, міжреберні суглоби).

Types of Joints

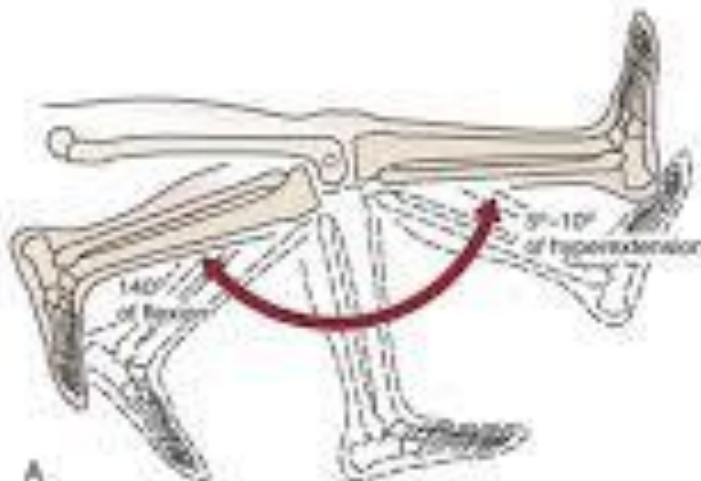


4. Число ступенів свободи біокінематичних ланцюгів

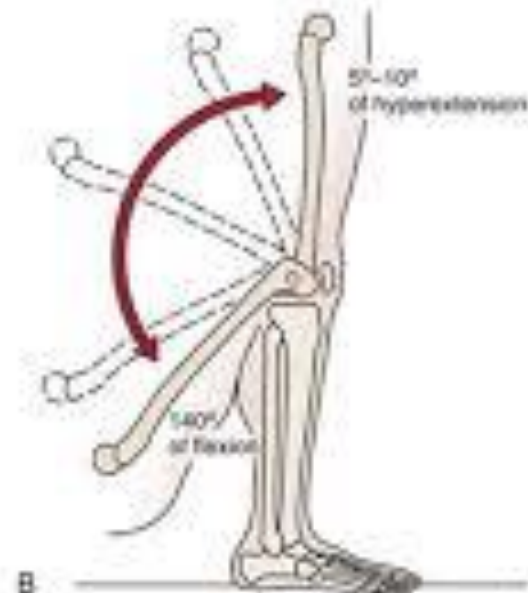
- **Біокінематичні ланцюги** - це послідовне з'єднання ряду біокінематичних пар.
- **Біокінематична пара** - це рухоме (кінематичне) сполучення двох кісток, у якому можливості рухів визначаються будовою цього з'єднання (видом суглоба) і управляючим впливом м'язів.
- **Кінематична рухливість** при багатовісних з'єднаннях забезпечується за рахунок близького розташування двох або декількох одновісних з'єднань.
- **Ступінь свободи** — це кількість незалежних параметрів, які визначають положення та рух тіла або суглоба в просторі.
- **Число ступенів свободи** в біокінематичних ланцюгах визначається числом біокінематичних пар, що входять у ланцюг, його будовою та переважним впливом м'язів.

Біокінематичні ланцюги можуть бути замкнені і незамкнені.

- **Відкритий** (незамкнений) **ланцюг** - кінцівка рухається вільно, максимальна рухливість (наприклад, нога при відбиванні м'яча).
- **Закритий** (замкнений) **ланцюг** - кінцівка зафіксована (наприклад, нога при присіданні).



Відкритий кінематичний ланцюг



Закритий кінематичний ланцюг

5. Класифікація діартрозів за числом ступенів свободи

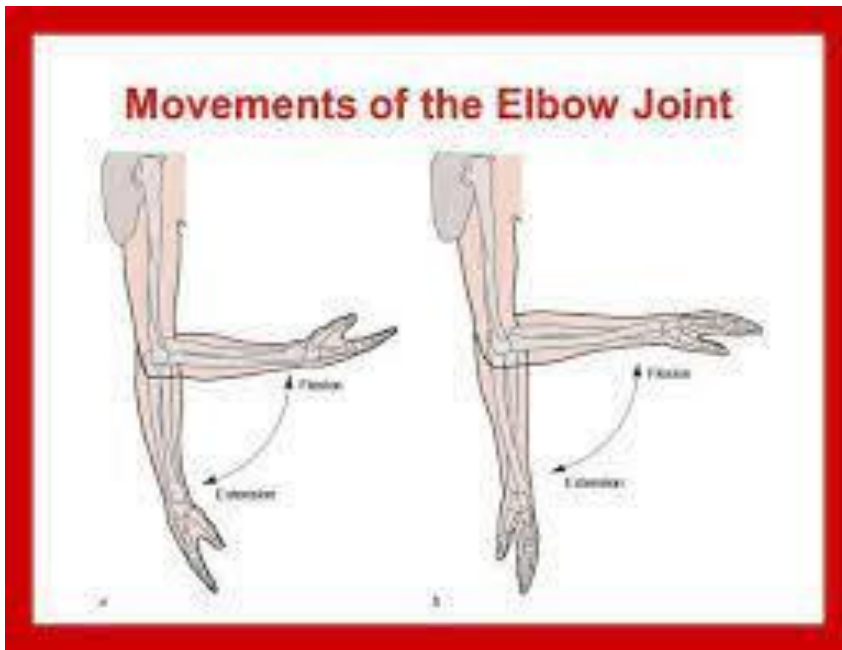
Рухомі суглоби (діартрози) можуть мати від 1 до 3 ступенів свободи (СС):

- 1 ступінь свободи (рух в одній площині) - блокоподібні та циліндричні суглоби (наприклад, ліктьовий).
- 2 ступені свободи (рух у двох площинах) - еліпсоподібні та сідлоподібні суглоби (наприклад, променево-зап'ястковий).
- 3 ступені свободи (рух у трьох площинах) - кульшовий і плечовий суглоби.

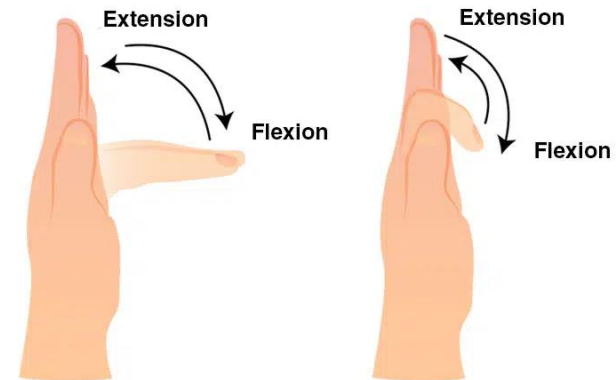
З'єднання кісток в діартрозах бувають одновісні, двовісні, тривісні, залежно від числа взаємно перпендикулярних осей, відносно яких можуть обертатися кості в суглобі.

Класифікація діартрозів

- **Одновісні суглоби** - мають 1 ступінь свободи, виконують рухи в одній площині (згинання/розгинання).
Приклади: ліктьовий суглоб, міжфалангові суглоби пальців.

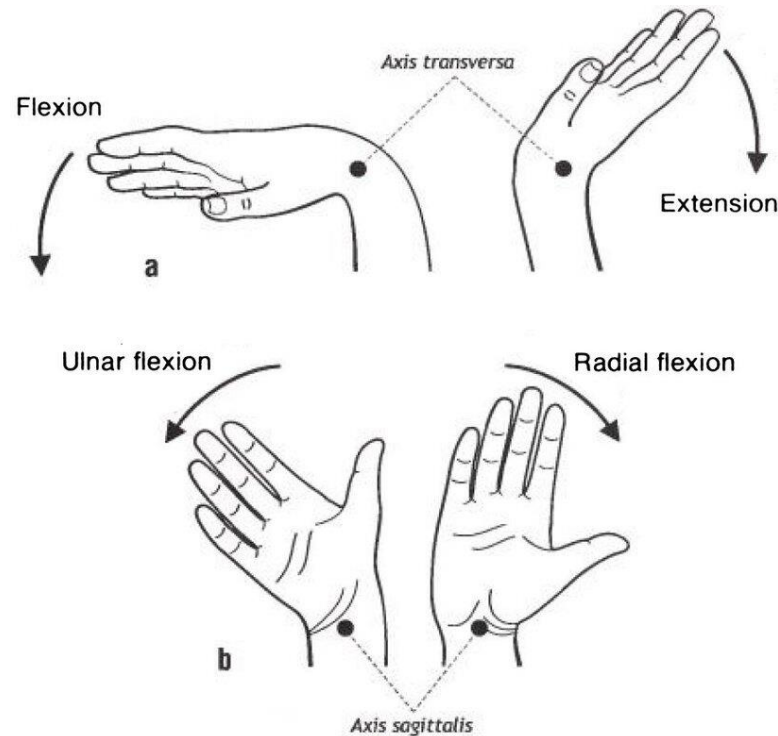


Finger Flexion



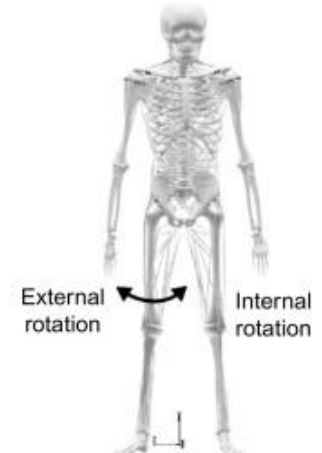
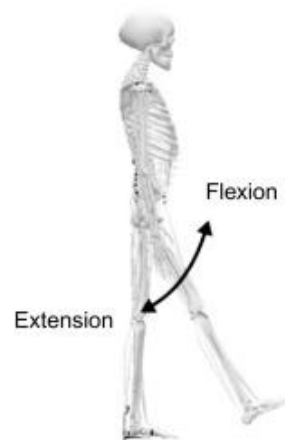
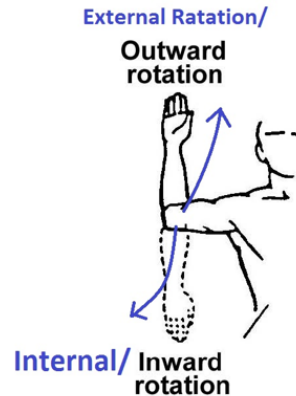
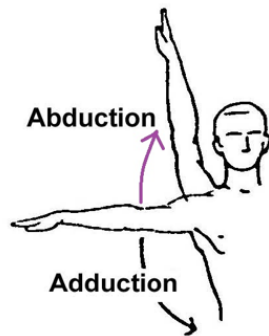
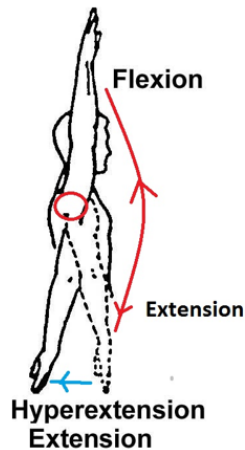
- **Двовісні суглоби** - мають 2 ступені свободи, виконують рухи у двох площинах (згинання/розгинання і обертання або згинання/розгинання і відведення/приведення).

Приклади: променево-зап'ясний, гомілково-стопний суглоби.

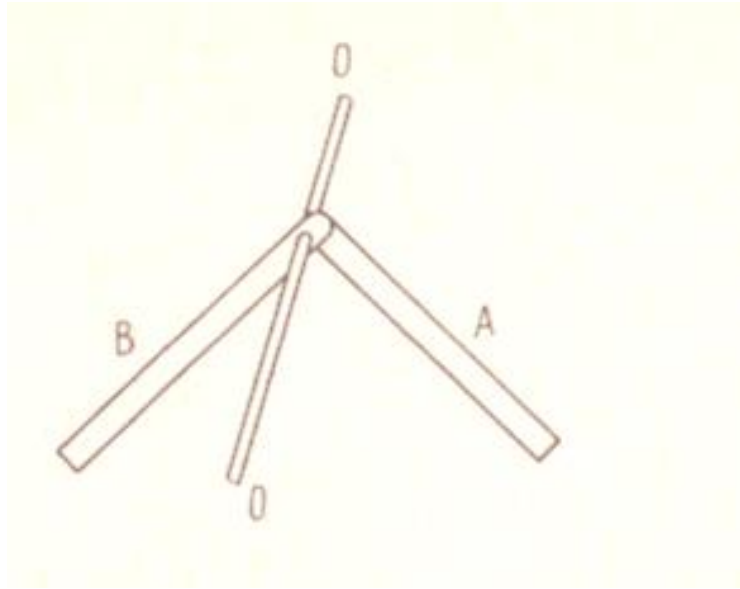


- **Тривісні суглоби** - мають 3 ступені свободи, виконують рухи у трьох площинах (згинання/розгинання, приведення/відведення, обертання).

Приклади: плечовий, кульшовий суглоби.

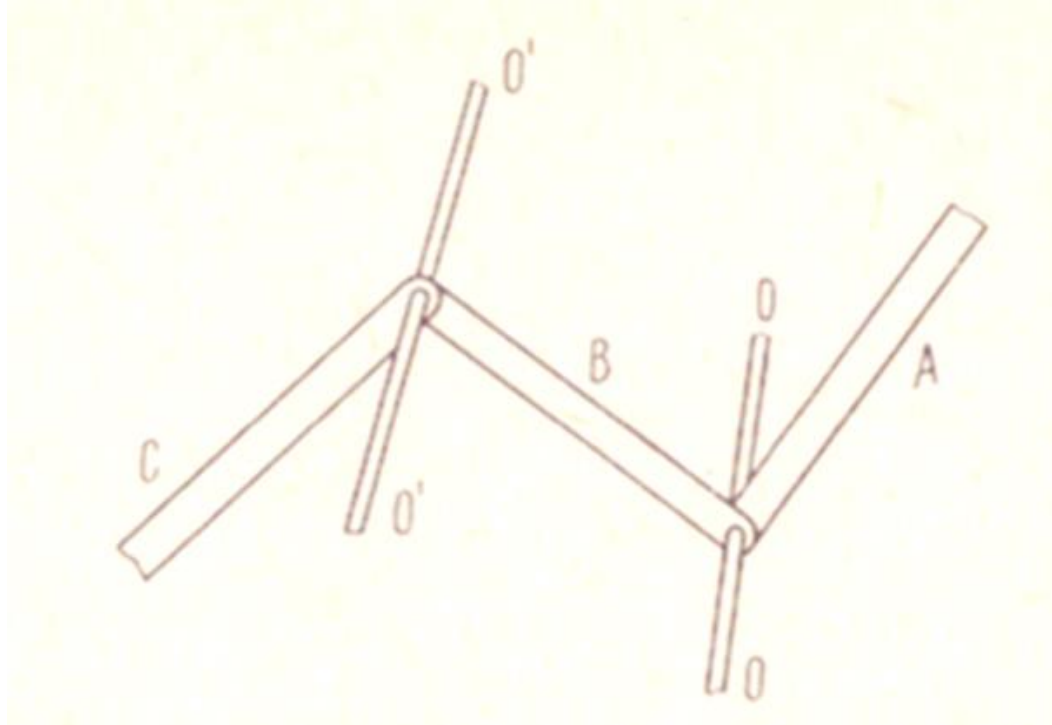


- Розглянемо систему з двох ланок А і В, що з'єднані віссю ОО.



Це *одновісне двохланкове з'єднання*. При нерухомій ланці В ланка А має один ступінь свободи як тіло, що обертається навколо нерухомої осі. Прикладами одновісного зчленування в організмі людини є ліктьове, надп'яткове та фалангові з'єднання. Вони допускають можливість тільки згинання та розгинання з одним ступенем свободи.

- Збільшимо двохланкову систему на одну ланку (ланка С) з віссю $O'O'$, яка паралельна осі OO .



При нерухомій ланці С всі точки ланки В мають один ступінь свободи, у тому числі і вісь OO , яка може переміщатися по колу. Ланка А, обертаючись навколо OO , має ще один ступінь.

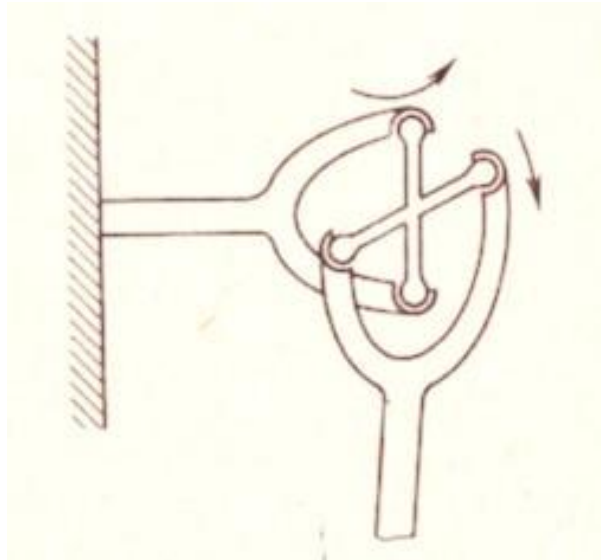
- Таким чином, в одновісній трьохланковій системі закріплена ланка не має свободи переміщення, друга ланка має один ступінь свободи, а третя – два.
- Прикладом одновісного з'єднання є фаланги пальців, з'єднані суглобами.



- *Двовісне з'єднання* допускає обертання ланок по двом взаємно перпендикулярним осям. Це з'єднання має *два ступеня свободи обертання*.

Таке двовісне з'єднання здійснюється в організмі людини двома близько розташованими зчленуваннями: наприклад, атланта-потиличним та епістрофо-атлантним.

Перше зчленування має горизонтальну вісь, спрямовану від правого плеча до лівого. Воно здійснює обертання черепа вперед і назад.



- Епістроф (шийний хребець, що примикає до атланта) має маленький циліндричний шип, який утворює з кільцем атланта одновісне циліндричне зчленування з вертикальною віссю. Це зчленування забезпечує обертання голови навколо вертикальної осі.
- Приєднання нових ланок збільшує кінематичну рухливість. Так, наприклад, череп має всі шість ступенів свободи завдяки деякій рухливості міжхребцевих суглобів.

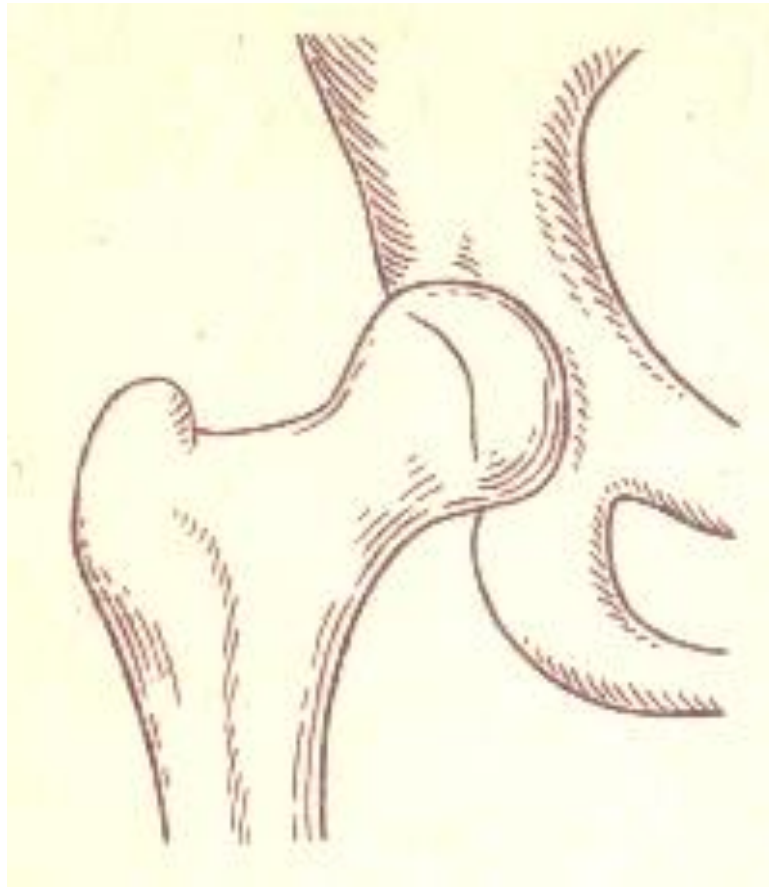


- *Тривісне зчленування* забезпечує обертання навколо трьох взаємно перпендикулярних осей (кулеподібний шарнір). Це зчленування має три ступені свободи обертання.



- Тазостегновий (кульшовий) суглоб людини працює по принципу кулеподібного шарніра.

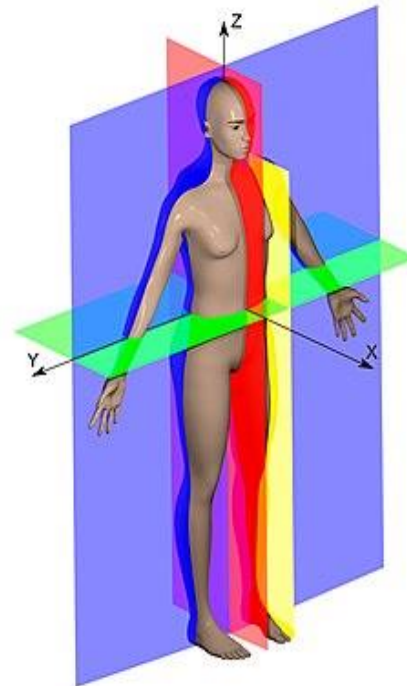
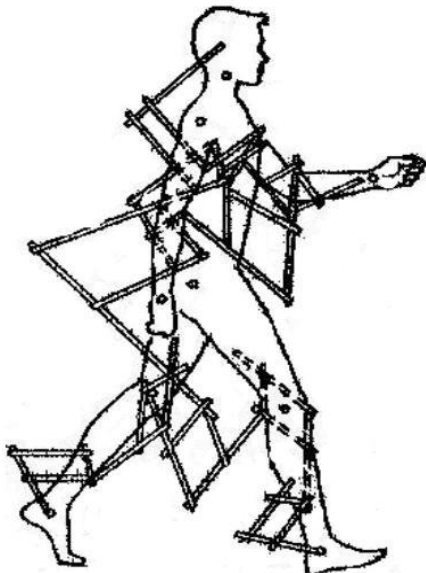
- Кульшова (вертлюжна) западина, яка утворює кульшовий суглоб з голівкою стегнової кістки, має форму майже правильної напівкулі. Відповідну форму має і голівка стегнової кістки, що входить у кульшову западину.



6. Число ступенів свободи тіла людини

1. Переміщення тіла людини в просторі має 6 ступенів свободи:

- три поступальні (вперед-назад, вліво-вправо, вгору-вниз).
- три обертальні (навколо трьох осей: згинання-розгинання (нахили вперед-назад), відведення-приведення (нахили вліво-вправо), ротація навколо вертикальної осі).



2. Суглоби тіла додають додаткові ступені свободи (СС)

Приблизна кількість СС у ключових суглобах:

- Шия (атлanto-окципітальний суглоб) – 3
- Плечові суглоби – $3 \times 2 = 6$
- Ліктьові суглоби – $2 \times 2 = 4$
- Зап'ястя – $2 \times 2 = 4$
- Пальці рук – ≈ 20
- Хребет (сума дрібних рухів) – ≈ 24
- Кульшові (тазостегнові) суглоби – $3 \times 2 = 6$
- Коліна – $1 \times 2 = 2$
- Гомілковостопні – $2 \times 2 = 4$
- Пальці ніг – ≈ 10

Підсумок: у середньому в людини близько **244 ступенів свободи**, хоча точне число може варіювати залежно від врахованих дрібних рухів (особливо в пальцях і хребті).

7. Робота, яку може виконувати людина; її потужність

- Під час руху в просторі м'язи людини виконують **роботу (A)**, створюючи силу (F) і забезпечуючи переміщення (S) тіла. Робота м'язів вимірюється в джоулях (Дж) і визначається за формулою:
$$A = F \cdot S$$

F – сила м'язів, ньютон (Н),

S – переміщення, метр (м).

Якщо людина, наприклад, піднімає вантаж масою m на висоту h , то робота дорівнює

$$g \approx 9,8 \frac{м}{с^2}$$

де g – прискорення вільного падіння.

$$A = m \cdot g \cdot h$$

- Підчас ходьби людина здійснює роботу, оскільки при цьому енергія витрачається на періодичне невелике піднімання тіла і на прискорення і уповільнення кінцівок, головним чином ніг.



Роботу (A), яка йде на зміну кінетичної енергії кінцівки (ΔE_k), можна обчислити за формулою:

$$A = \Delta E_k = \frac{Jw^2}{2}$$

- де w - кутова швидкість обертання кінцівки ($\frac{\text{рад}}{\text{с}}$),
- J - момент інерції кінцівки ($\text{кг} \cdot \text{м}^2$).

- **Потужність (N)** визначається як робота, виконана за одиницю часу:

$$N = \frac{A}{t} \quad \text{або} \quad N = F \cdot v$$

де t - час виконання роботи (с),

v - швидкість руху тіла (м/с).

Наприклад, якщо спортсмен піднімає штангу масою 100 кг на висоту 2 м за 2 с, то він виконує роботу:

$$A = 100 \cdot 9,8 \cdot 2 = 1962 \text{ Дж ,}$$

потужність:

$$N = 1962 / 2 = 981 \text{ Вт .}$$



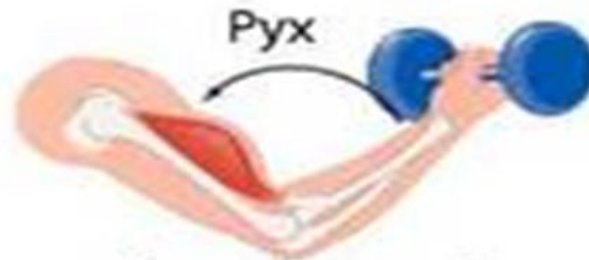
- Вважається, що робота тіла дорівнює нулю, якщо немає переміщення. Тому, коли вантаж знаходиться на опорі чи на підставці або підвішений на нитці, сила тяжіння не здійснює роботу.
- Хоча в класичному фізичному розумінні робота дорівнює нулю, оскільки немає переміщення, можна сказати, що м'язи виконують статичну роботу, оскільки вони витрачають енергію на утримання статичного положення.
- Таку роботу називають *статичною роботою м'язів*.



- М'язи працюють, підтримуючи рівновагу, і в тому випадку, коли людина стоїть нерухомо і не рухає кінцівками. Тому розрізняють *динамічну* (при русі) і *статичну* (у нерухомому стані) роботу м'язів.



Статична робота



Динамічна робота

- Статична робота (або *ізометричне скорочення м'язів*) - це коли м'язи утримують об'єкт чи частину тіла в певному положенні, але не здійснюють переміщення. У цьому випадку м'язи напружуються і створюють силу для протистояння зовнішнім силам (наприклад, силі тяжіння), але зміщення об'єкта або частини тіла при цьому не відбувається.
- Статична робота м'язів також пов'язана з переміщеннями (без переміщення немає механічної роботи). Коли людина стоїть, відбуваються дрібні скорочення та розслаблення м'язів, які створюють невеличкі (часто непомітні для ока) переміщення тіла або його частин. У біологічних системах робота включає також біохімічні та теплові процеси.



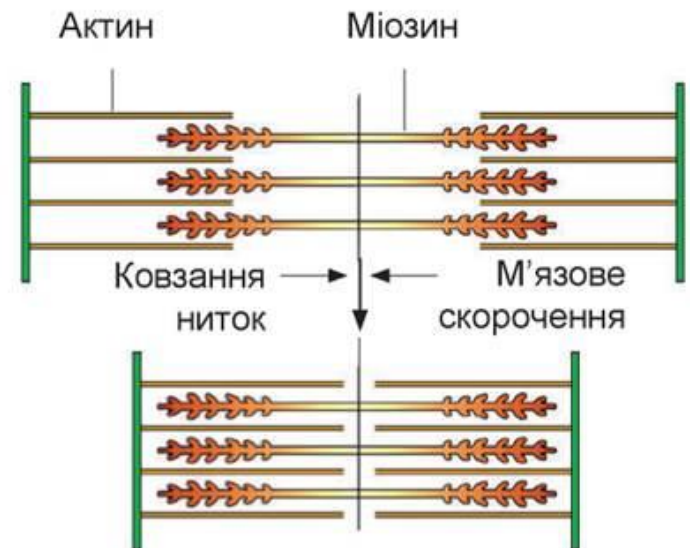
- Що відбувається в м'язах при статичній роботі?

- Витрачається енергія (АТФ) - молекули аденозинтрифосфату розщеплюються, щоб підтримувати напругу м'язів.
- Відбуваються мікроскопічні рухи м'язових волокон (ізометричне скорочення м'язів) - міофіламенти актин і міозин створюють цикли прикріплення та від'єднання, навіть без подовження чи скорочення м'яза.
- Виділяється тепло – тому після тривалого утримування важкого предмета м'язи втомлюються, навіть якщо немає руху.

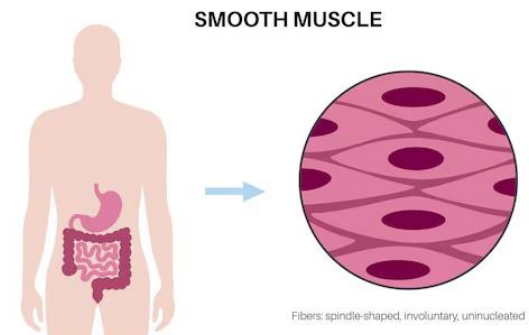
Гідроліз АТФ



Молекула АТФ вважається носієм енергії, оскільки її трифосфатний компонент містить два фосфоангідридні зв'язки. При гідролізі АТФ до аденозиндифосфату (АДФ) та ортофосфату або до аденозинмонофосфату (АМФ) та пірофосфату виділяється велика кількість енергії.



- Зрозуміло, що робота виконується не тільки *кістяковими м'язами*, а й іншими видами м'язів:
 - *м'яз міокарда* безупинно виконує роботу, перекачуючи кровоносною системою кров;
 - *гладкі м'язи внутрішніх органів* теж працюють (наприклад, м'язи стінок кишечника забезпечують його перистальтику).



Потужність, яку може розвинути людина

- Потужність, яку здатна розвинути людина, залежить від багатьох факторів, таких як фізична підготовка, тривалість навантаження, тип діяльності та інші індивідуальні особливості. При короткочасних зусиллях людина може розвивати потужність порядку декількох кіловат (кВт).
- Якщо спортсмен масою 70 кг підстрибує з місця так, що його центр мас піднімається на 1 м по відношенню до нормальної стойки, а фаза відштовхування триває 0,2 с, то він розвиває потужність близько 3,5 кВт.



- Людина може досягти *пікової потужності* приблизно 10-15 кінських сил (к.с.) на короткий час, наприклад, під час спринту. Для порівняння, 1 кінська сила - це приблизно 735,5 ватт. Тобто, це може бути потужність в межах **7-10 кВт**, але на кілька секунд.
- Під час тривалих фізичних навантажень, таких як велосипедний спорт або біг, потужність зменшується, але вона все одно може бути значною. Для прикладу, досвідчений велогонщик може підтримувати потужність 250-400 ватт протягом тривалого часу. Потужність в такому режимі, зазвичай, знаходиться в діапазоні **100-400 ватт**, в залежності від інтенсивності та витривалості.



- У режимі низької інтенсивності, наприклад, під час ходьби або тривалої пробіжки, потужність буде набагато меншою, зазвичай **50-150 ватт**.

Наприклад, при ходьбі із швидкістю 5 км/год людина масою 75 кг розвиває потужність близько 60 Вт. Із збільшенням швидкості ця потужність швидко збільшується, сягаючи 200 Вт при швидкості 7 км/год.



При підйомі важких вантажів або при виконанні вправ важкої атлетики максимальна потужність може досягати 300-500 ватт на кілька секунд.



Отже, можна зробити такі висновки.

- Максимальна короткочасна потужність може бути дуже високою і становить до **10 кВт** (10 000 ватт) на кілька секунд.
- Нормальна потужність для тривалих навантажень (біг, велоспорт) зазвичай знаходиться в межах 100-500 ватт.
- Потужність у повсякденному житті (наприклад, при ходьбі чи легких зусиллях) може бути менше 100 ватт.
- Отже, потенціал людського організму для розвитку потужності залежить від тривалості зусилля, тренуваності людини і типу діяльності.

- Для вимірювання роботи людини застосовують пристрої, які називаються **ергометрами**. Процес вимірювання роботи при цьому називаються **ергометрією**.
- Наприклад, дозовані навантаження на організм людини з метою оцінки стану й резервів серцево-судинної системи можуть створюватися за допомогою **велоергометра**.

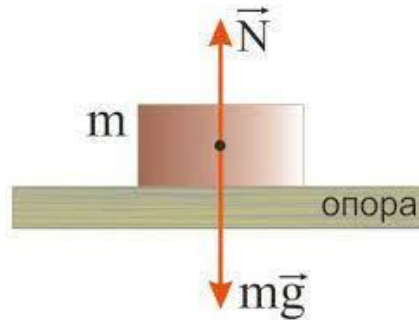


Вимірювання електричної активності м'язів

- Сила тяги на кінці м'яза з'являється не відразу після виникнення сили у скорочувальних елементах, а через деякий час, поки не розтягнуться послідовні пружні компоненти м'яза.
- Записані експериментально **електроміограми** (графіки залежності електричних біопотенціалів, які виникають у м'язах під час їх роботи, від часу) м'язів нижніх кінцівок бігунів показали, що електрична активність у них спостерігається ще до початку активної роботи — приблизно за 15-25 мс до постановки стопи на опорну поверхню.

8. Стани перевантаження і невагомості

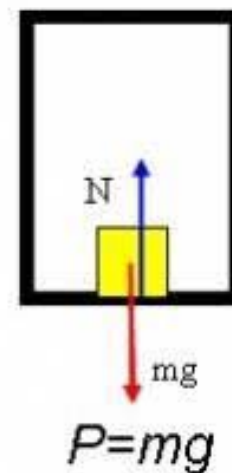
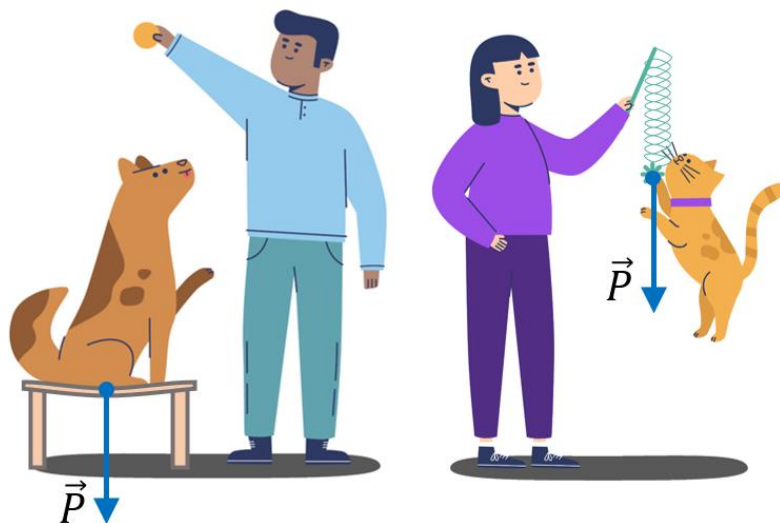
- У звичайних умовах на тіло масою (m) впливає сила тяжіння (mg) та сила реакції опори (N). Якщо тіло не рухається або рухається з постійною швидкістю (тобто за відсутності прискорення) ці сили спрямовані протилежно і дорівнюють одна одній. Такий стан є природнім для людини.



- Підчас прискореного руху системи можуть виникати особливі стани, які називаються «перевантаженням» або «невагомістю». Обидва стани пов'язані з поняттям «вага».

У повсякденному житті ми часто використовуємо поняття ваги тіла. Нам доводиться визначати вагу продуктів, предметів, свого тіла та ін. Під словом «вага» найчастіше мається на увазі маса тіла. Але це різні поняття.

Вага – це сила пружності (P), з якою тіло, внаслідок його притягання до Землі, діє на опору або підвіс.



Різниця між силою тяжіння і вагою тіла: 1) сила тяжіння діє на тіло, вага тіла діє на опору або підвіс; 2) сила тяжіння – це гравітаційна сила, вага – це електромагнітна сила.

- Якщо тіло перебуває в стані спокою або прямолінійного рівномірного руху, то його вага збігається за напрямком із силою тяжіння і дорівнює їй за значенням:

$$P = mg$$

- Якщо тіло рухається з прискоренням вгору, то його вага збільшується і обчислюється за формулою:

$$P = m (g + a)$$

- Якщо тіло рухається з прискоренням вгору, то його вага зменшується і обчислюється за формулою:

$$P = m (g - a)$$

- Вага тіла, яке вільно падає вниз, дорівнює нулю. Таке тіло стає невагомим:

$$P = m (g - a) = 0, \text{ коли } a = g$$

Як змінюється вага під час руху з прискоренням:



$$P = mg$$

$$P > mg$$

$$P < mg$$

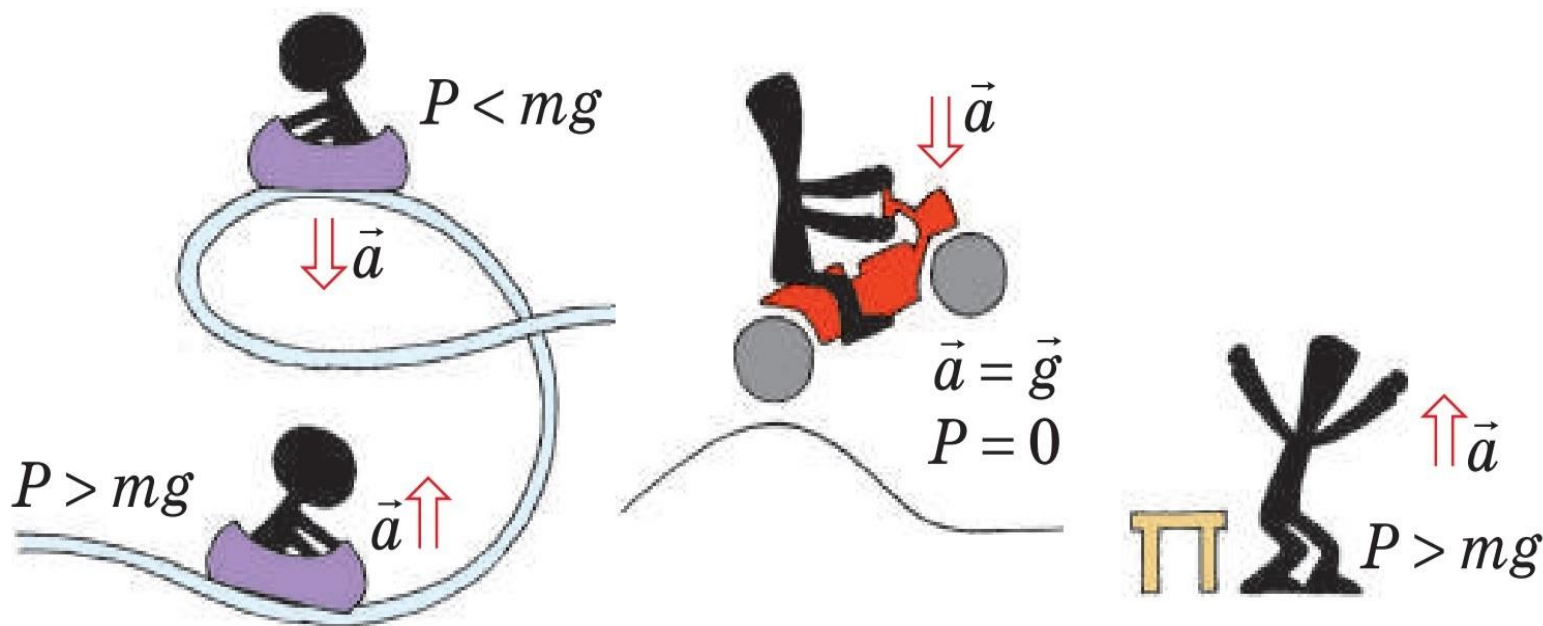
$$P = 0$$

- **Невагомість** – це такий стан тіла, за якого тіло не діє на опору чи підвіс. Тіло перебуває в стані невагомості (його вага дорівнює нулю), коли воно рухається під дією лише сили тяжіння.
- Невагомість – це стан, який спостерігається не лише в космосі, де відсутня гравітація. Стан невагомості є зовсім не рідкісним для людини. Невагомість відчував кожен, але дуже малий проміжок часу. В такому стані знаходиться стрибун з моменту відриву від Землі й до моменту приземлення; пловець, що стрибає з вишки, до дотику з водою. І навіть, бігун у моменти між дотиками ногами землі.



- **Перевантаження** — це стан тіла, при якому його вага більше, ніж сила тяжіння.
- *Чим більше прискорення, тим більше вага тіла, а сила тяжіння і маса тіла при цьому та сама.*
- Для живих істот стан перевантаження потребує уваги. Якщо ми рухаємося з великим прискоренням, то сила пружності, яка виникає у наших кістках може досягнути критичного значення і призвести до травми. Крім цього, якщо перевантаження велике, то серцю доводиться качати кров до голови під великим тиском, і серце при цьому може не впоратися. Настає знекровлення мозку, людина втрачає свідомість.

Американські гірки – ще один приклад зміни стану людини – від перевантаження до невагомості.



Усі ми час від часу зазнаємо перевантажень ($P > mg$), відчуваємо зменшення ваги ($P < mg$) або перебуваємо у стані невагомості ($P = 0$)

- Із проблемами перевантажень найчастіше доводиться зіштовхуватися в авіації та космонавтиці. Потужні реактивні двигуни ракет і літаків дозволяють їм рухатися з великим прискоренням.
- Космонавти, льотчики і пілоти «Формули - 1» відчують великі перевантаження.
- Максимальне перевантаження, яке відчуває людина без незворотних наслідків, – **10 g**. Тому, всі конструктори авіа та ракетної техніки слідкують за тим, щоб кратність перевантаження не переважало це значення. Це критичне значення і лише для тренуваних людей.
- В повсякденному житті, в громадянській авіації ми відчуваємо **2 g**.

Реакція організму на перевантаження

- Перевантаження впливає на організм залежно від його величини (**g**) і тривалості дії. Основні проблеми виникають через порушення кровообігу, нестачу кисню і надмірний тиск на органи.
- Найважливішими реакціями організму на перевантаження є зміни, які відбуваються в серцево-судинній системі. Обумовлене інерційними явищами збільшення гідравлічного тиску в судинах призводить унаслідок еластичності судин до перерозподілу крові в організмі, точніше, до зсуву її в напрямку дії перевантаження. Це може спричинювати зменшення припливу крові до серця, легенів, головного мозку.
- Чутливим до перенавантажень виявляється кровопостачання очей, унаслідок чого може відбуватись порушення зорової функції.

Таким чином, найбільше від перевантажень страждають такі органи системи:

- Серце і судини (можливе кисневе голодування мозку).
- Мозок і нервова система (запаморочення, втрата свідомості).
- Очі і вестибулярний апарат (тимчасова втрата зору, порушення рівноваги).
- Дихальна система (ускладнене дихання, гіпоксія).
- Кістки і м'язи (перевантаження можуть призвести до травм).

Перевантаження понад 9g смертельно небезпечне для людини без спеціального захисту!

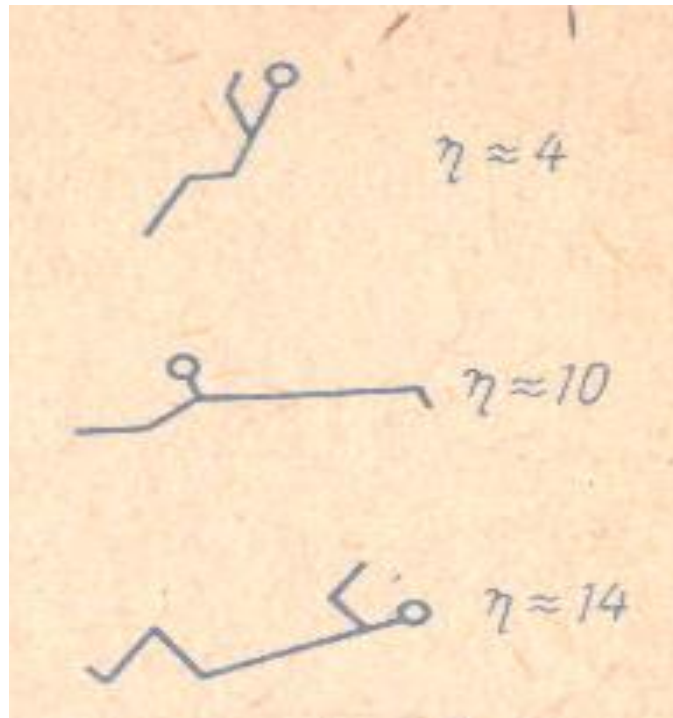
Методи боротьби з перевантаженнями

- Одним з найважливіших методів боротьби з перевантаженнями є зміна положення тіла щодо напрямку перевантаження. Так, якщо перевантаження спрямоване не вздовж тіла, а під кутами, близькими до 90° , до напрямку «голова-таз», то переносимість перенавантаження зростає в багато разів.
- Перевантаження легше переживати горизонтально.



- На рисунку схематично показані положення тіла і наведені відповідні значення перевантажень, які може протягом принаймні декількох хвилин витримувати здорова людина без того, щоб виникли серйозні розлади здоров'я.
- Перенавантаження (η) обчислюється за формулою:

$$\eta = \frac{N}{mg}$$



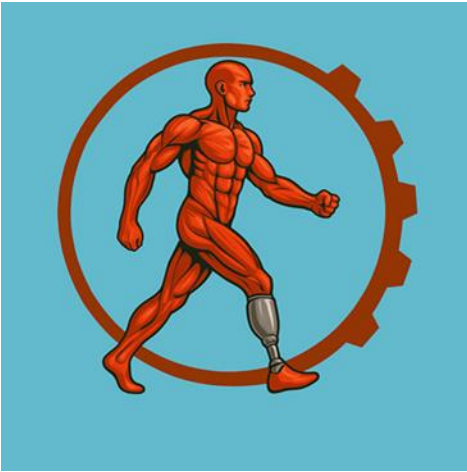
- Для біологічних об'єктів **невагомість** – це також незвичайний стан, хоча і в звичайному житті зустрічаються короточасні періоди часткової невагомості: стрибки, гойдалки, початок руху вниз швидкісного ліфта та інше.
- Відсутність дії опори при невагомості може приводити до зниженням працездатності, зменшення м'язової маси, відбувається демінералізація кісткової тканини або падіння мінеральної насиченості кісткової тканини, а отже погіршуються механічні характеристики кісток і, в першу чергу, знижується межа міцності кісток.
- При цьому найшвидша атрофія кісткової тканини відбувається в хребті, із чим пов'язаний ризик ушкоджень кісток при поверненні людини від перебування у стані невагомості до нормальної вагомості.

- У звичайних умовах гідростатичний тиск крові у верхній частині тіла менший, ніж у нижній.
- У невагомості кров рівномірно розподіляється в організмі; це означає, що верхня частина тіла переповнена кров'ю у порівняння зі звичайним станом (відчувається важкість у голові, з'являється набряклість обличчя).



Дякуємо за увагу !





Харківський національний медичний університет

Кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики

Освітній компонент «Основи біомеханіки»

Тема 4

БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ

План

1. Типи м'язів: скелетні, гладенькі, серцевий.
2. Механізм скорочення м'язів.
3. Скорочувальна активність м'язів:
 - види м'язових скорочень: ізометричне і ізотонічне; одиночне скорочення і тетанус;
 - види роботи м'язів (статична, динамічна).
4. Сила м'яза при скороченні (максимальна, абсолютна, відносна).
5. Закономірності м'язового скорочення. Рівняння Хілла.
6. Енергетика м'язового скорочення:
 - кількість теплоти, яка виділяється у м'язі при його скороченні;
 - коефіцієнт корисної дії м'яза.

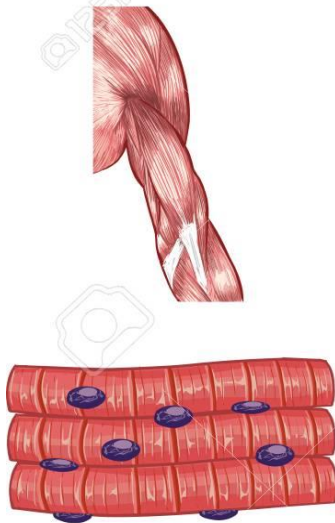
- **М'язи** становлять *2/5 маси тіла людини*.
- М'язи, на відміну від інших м'яких тканин, здатні виконувати механічну роботу, забезпечуючи переміщення людини в просторі, рух повітря в дихальних шляхах, механічну роботу серця, рух крові по судинах та багато інших життєво важливих процесів.
- Властивості м'язів унікальні. Вони *можуть скорочуватись до 1/3 своєї довжини у спокійному стані* і при цьому здійснювати роботу. У деяких м'язів цей процес іде дуже швидко, так що повне скорочення та розслаблення займають доли секунди.

1. Типи м'язів людини

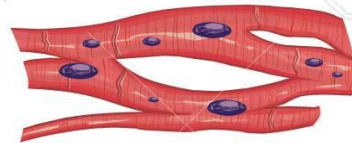
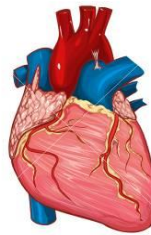
Морфофункціональна класифікація поділяє м'язи людини на 3 типи:

1. Скелетні (або поперечносмугасті, або посмуговані)
2. Гладенькі (непосмуговані)
3. Серцевий (посмугований)

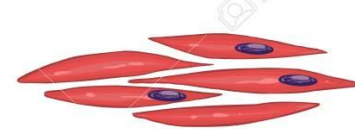
Types of Muscle



Skeletal muscle



Cardiac muscle

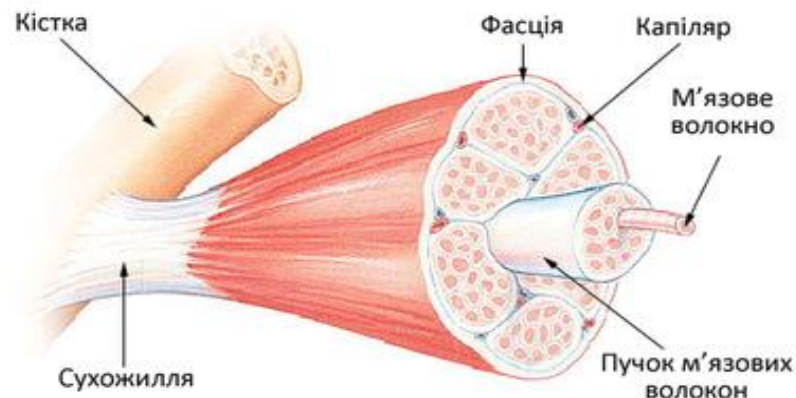


Smooth muscle

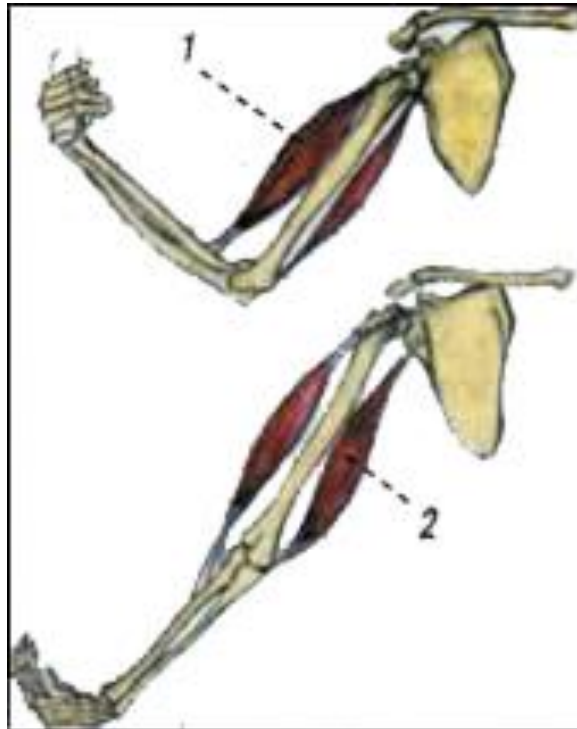
- Всі види *довільних рухів* - ходьба, міміка, рух очних яблук, ковтання, дихання і тощо - здійснюються за рахунок скелетних м'язів.
- *Мимовільні рухи* (крім скорочення серця) - перистальтика шлунка і кишечника, зміна тону́су кровоносних судин, підтримання тону́су сечового міхура - обумовлені скороченням гладкої мускулатури.
- Робота серця забезпечується скороченням серцевої мускулатури.

1. Скелетні, або поперечносмугасті м'язи

- Скелетних м'язів у людини *понад 600*.
- Ці м'язи здатні *довільно*, на бажання людини, скорочуватися і разом зі скелетом утворюють опорно-рухову систему.
- Загальна маса цих м'язів становить близько *40 % ваги тіла*, а у людей, що активно розвивають свої м'язи, може бути ще більше. За допомогою спеціальних вправ розмір м'язових клітин можна збільшувати.



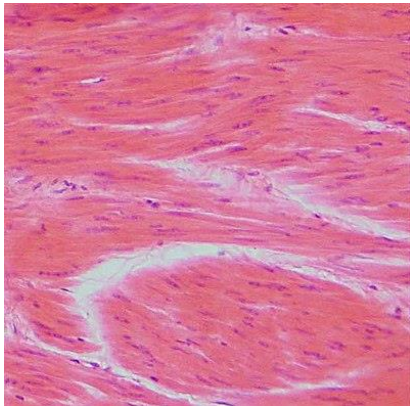
- Скорочуючись, м'яз коротшає, потовщується і рухається відносно сусідніх м'язів.
- Скорочення м'яза супроводжується зближенням його кінців і кісток, до яких він прикріплений.
- У кожному русі одночасно беруть участь м'язи, які вчиняють його і які протидіють йому, що надає руху точність і плавність.



2. Гладкі (непозмуговані) м'язи

Другий тип м'язів, який входить до складу кровоносних судин, клітин внутрішніх органів та шкіри, - це гладка м'язова тканина, що складається з характерних м'язових клітин (*міоцитів*).

Гладкі м'язи, або *м'язи мимовільних рухів*, розташовані переважно у стінках порожнистих внутрішніх органів, таких як стравохід або сечовий міхур. Основною функцією гладеньких м'язів є *просування рідин і об'єктів вздовж внутрішніх шляхів, завдяки ритмічному скороченню*. Оскільки вони іннервуються вегетативною нервовою системою, скорочення відбувається мимовільно, тобто не може регулюватись свідомо.



Гладкі м'язи

- вісцеральна мускулатура,
- стінки травної і сечостатевої систем, кровоносних судин

Гладкі м'язи - це м'язи, утворені непозмугованою тканиною, які розташовані в стінках внутрішніх органів і кровоносних судин. Вони забезпечують проходження їжі через травний канал, фокусування зору, зміну просвіту артерій та вен. Гладкі м'язи становлять близько 8 % маси тіла.

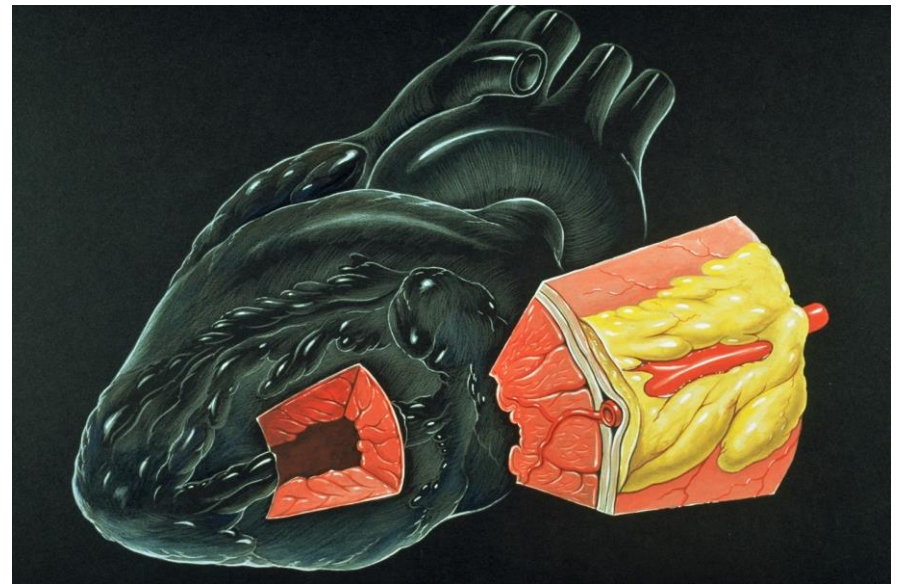
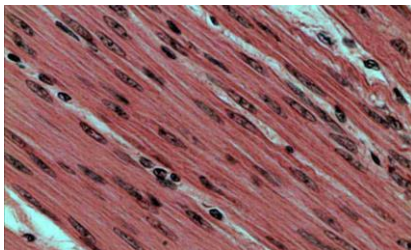


Гладкі м'язи здатні до повільних і ритмічних скорочень незалежно від волі людини

3. Серцевий (посмугований) м'яз

Третю групу м'язів становить серцева поперечносмугаста (посмугована) м'язова тканина (**міокард**). Вона складається з *кардіоміоцитів*.

Скорочення серцевого м'яза *не підконтрольні свідомості людини*, вона іннервується вегетативною нервовою системою.



2. Механізм скорочення м'язів

М'язове скорочення – це реакція *м'язових клітин* на вплив *нейромедіатора*, рідше гормону, що виявляється у зменшенні довжини клітини.

Це життєво важлива функція організму, пов'язана із захисними, дихальними, харчовими, статевими, видільними і іншими фізіологічними процесами.

Властивість зміни форми мають клітини багатьох тканин, але у *м'язових тканинах* ця здатність є головною функцією.

Скорочення скелетних м'язів

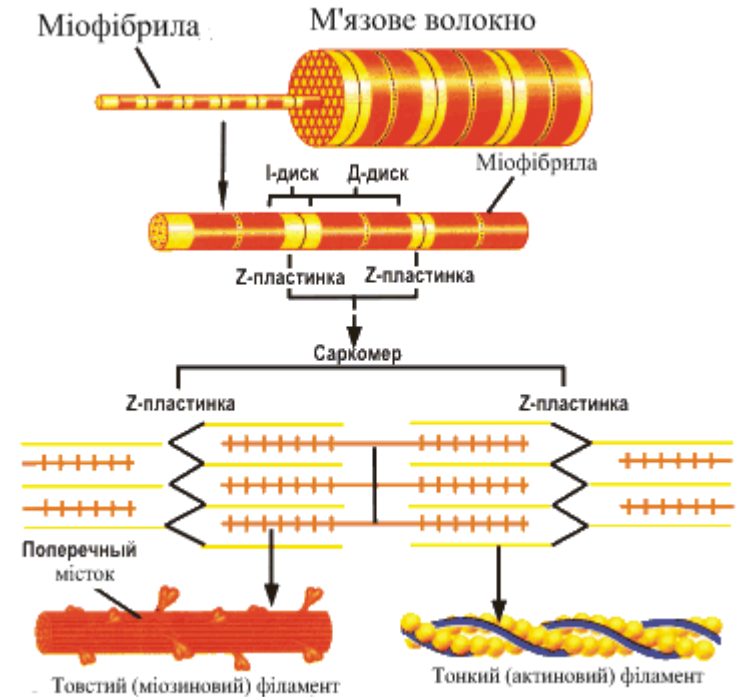
Механізм м'язового скорочення можна розглянути на прикладі скорочення скелетного м'яза.

Скелетний м'яз складається з пучків паралельних волокон, кожне з яких має діаметр 10-100 мкм та довжину 10-15 см.

М'язове волокно оточене пружною оболонкою (*сарколемою*) та містить 1000-2000 паралельно розташованих тонких ниток - *міофібрил* діаметром 1-2 мкм.

Міофібрили, у свою чергу, складаються з пучків паралельних *протофібрил* (або *міофіламентів*).

- Волокна і фібрили добре видимі в *оптичному мікроскопі*.
- Протофібрили можна спостерігати в *електронному мікроскопі*.
- Утворюючі їх молекулярні ланцюжки можна виявити *при дифракції рентгенівських променів* або *при подвійному променезаломленні*.



- Спеціальні скорочувальні органели — міофіламенти, або міофібрили — забезпечують скорочення, яке виникає при взаємодії в них *двох основних фібрилярних білків* — *актину* і *міозину*, за обов'язкової участі іонів кальцію.
- Мітохондрії забезпечують ці процеси енергією. Запаси джерел енергії утворюють *глікоген* і *ліпіди*.
- *Міоглобін* — білок, що забезпечує зв'язування кисню і створення його запасу на момент скорочення м'яза, коли стискаються кровоносні судини і надходження кисню при цьому різко падає.

Центральну частину волокна займають **міофібрили**- це довгі посмуговані пучки, які складаються з численних **міофіламентів** -окремих ниткоподібних **молекул актину і міозину**.



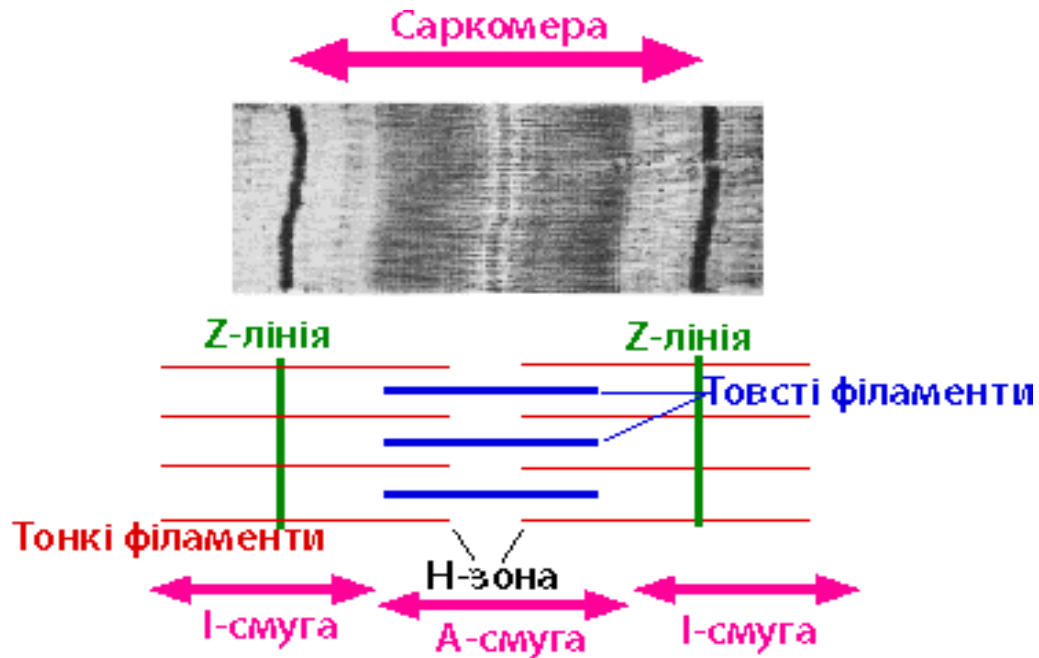
- **Міофібрила** — ниткоподібна структура, що складається з саркомерів.

Кожна міофібрила розділена **z-мембранами** на саркомери.

- **Саркомер** (від грецької *сарко* - м'якоть, плоть; *мéрос* - частина) - основна одиниця міофібрил поперечно-посмугованих м'язів. Саркомер має довжину близько 2-3 мікрометрів і містить решітки з двох типів **філаментів**: тонкі мікрофіламенти з білків **актину** і товсті мікрофіламенти з білків **міозину**.

Саркомер – це найменше утворення, яке має властивість скоротності.

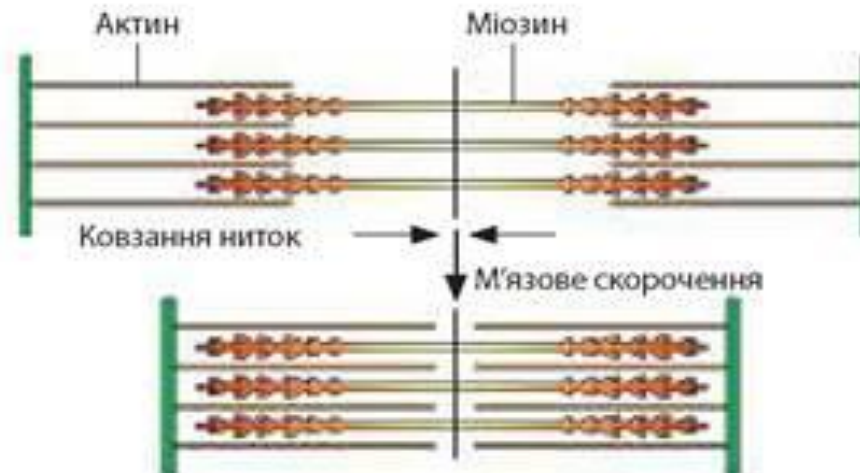
- *Товсті філаменти* складаються з молекул **міозину**, що з'єднують М-лінію і Z-диск за допомогою білка тітіну. Також товсті філаменти містять білок С, що зв'язує молекули міозину на одному кінці і молекули актину на іншому.
- *Тонкі філаменти* складаються з молекул **актину**, зв'язаних разом молекулами білка небуліну. Також містять білок тропоміозин, димери якого обвивають F-актинове ядро тонкого філаменту.
- Небулін і тітін надають стабільність структурі саркомери.



Початок скорочення волокна пов'язаний з надходженням у міофібрили речовин – активаторів *механохімічної реакції*, зокрема іонів Ca^{++} .

При *активації саркомера* актинові та міозинові нитки зчіплюються за допомогою поперечних містків.

Теорія, що пояснює механізм скорочення м'язів, називається *теорією ковзання*. Решітки ниток ковзають, усуваючись одна в одну, завдяки чому й відбувається скорочення волокна. Містки в процесі скорочення саркомера багаторазово прикріплюються та відкріплюються, створюють зусилля, згинаються, просуваючи нитку вздовж нитки.

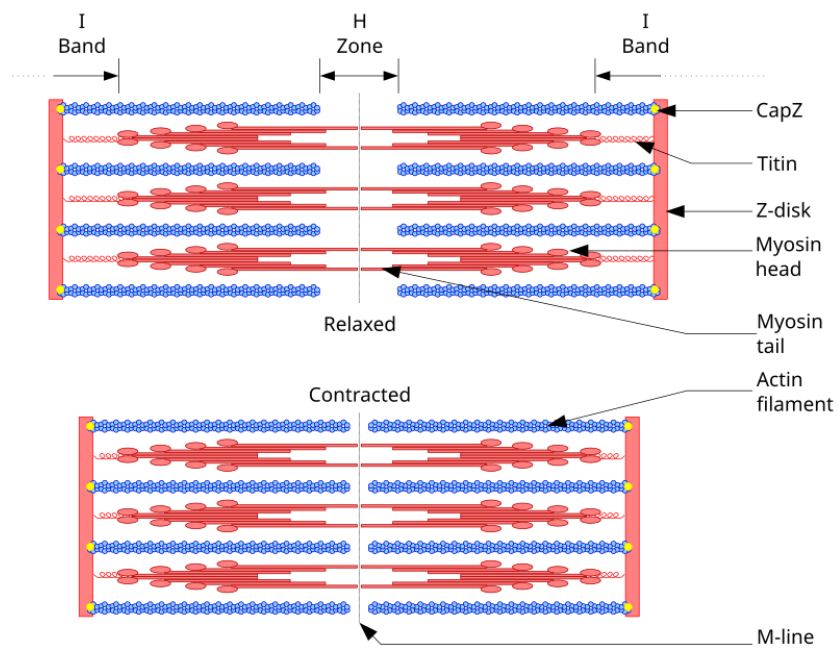
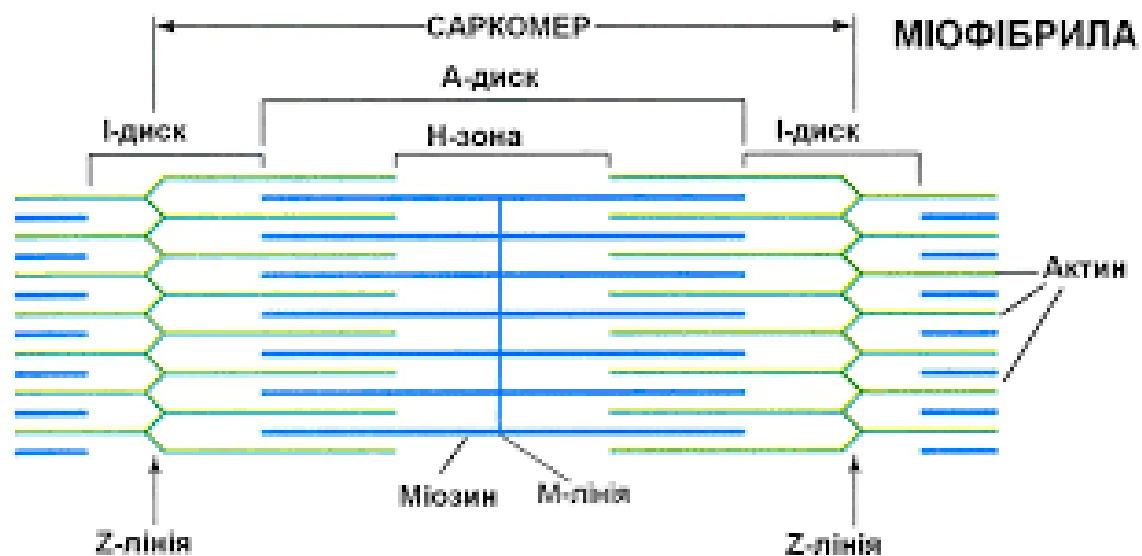


Енергозабезпечення м'язового скорочення

М'язове скорочення потребує енергії, основним джерелом якої є аденозинтрифосфат (АТФ). Крім АТФ важливу роль у скороченні м'язів відіграє вода, а також іони кальцію і магнію.

Оскільки запас АТФ у м'язах обмежений (вистачає лише на кілька секунд роботи), організм використовує різні енергетичні системи для його відновлення:

1. Фосфагенна (креатинфосфатна) система (анаеробна алактатна) - використовується при короткочасних, вибухових зусиллях (0 - 10 секунд)
2. Гліколітична система (анаеробний гліколіз, лактатна) - працює при середньоінтенсивних навантаженнях (10 секунд - 2 хвилини)
3. Окисне (аеробне) енергозабезпечення - основне джерело енергії при тривалих навантаженнях (від 2 хвилин до кількох годин).



Скорочення гладких м'язів

Гладкі м'язи за своїми скорочувальними властивостями істотно відрізняються від скелетних.

1) *Збудливість гладких м'язів значно нижча, ніж смугастих, а період м'язового скорочення довший.*

Якщо скорочення скелетних м'язів триває близько **0,09** секунд, то скорочення гладких м'язів тривають від 3 до **180,5** секунд.

Серцевий м'яз (міокард) при нормальній роботі витрачає на скорочення близько **1** секунди, а при збільшенні навантаження швидкість скорочень збільшується.

2) Гладка м'язова тканина має *клітинну будову*.

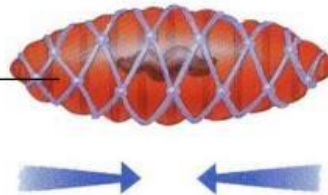
Гладкі м'язи не мають упорядкованого розташування скорочувальних білків (актин і міозин НЕ організовані в саркомер) та мають менші розміри волокон.

Клітини з'єднуються між собою протоплазматичними містками та міофібрилами.

Клітина розслабленого
гладенького м'яза

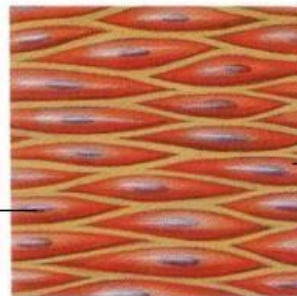


Клітина
скороченого
гладенького м'яза



Мікроскопічна будова гладенького м'яза

Ядро

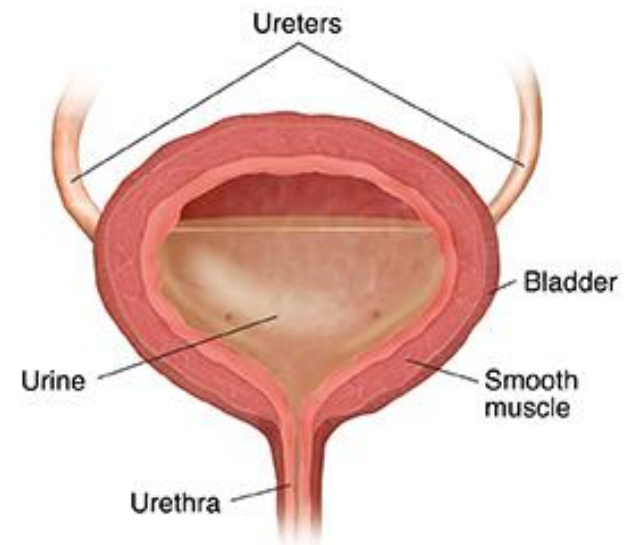
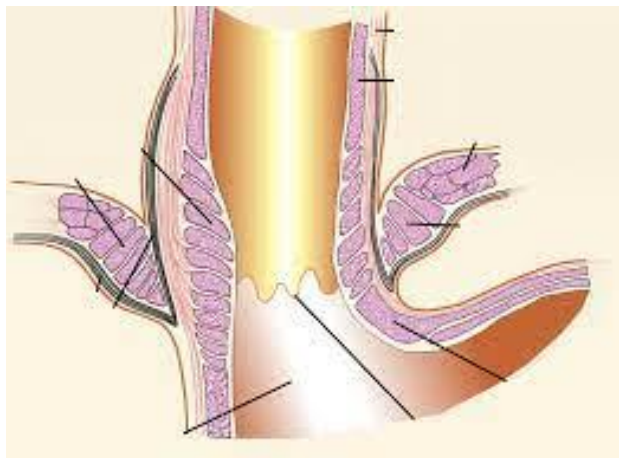


Волокно
гладенького
м'яза

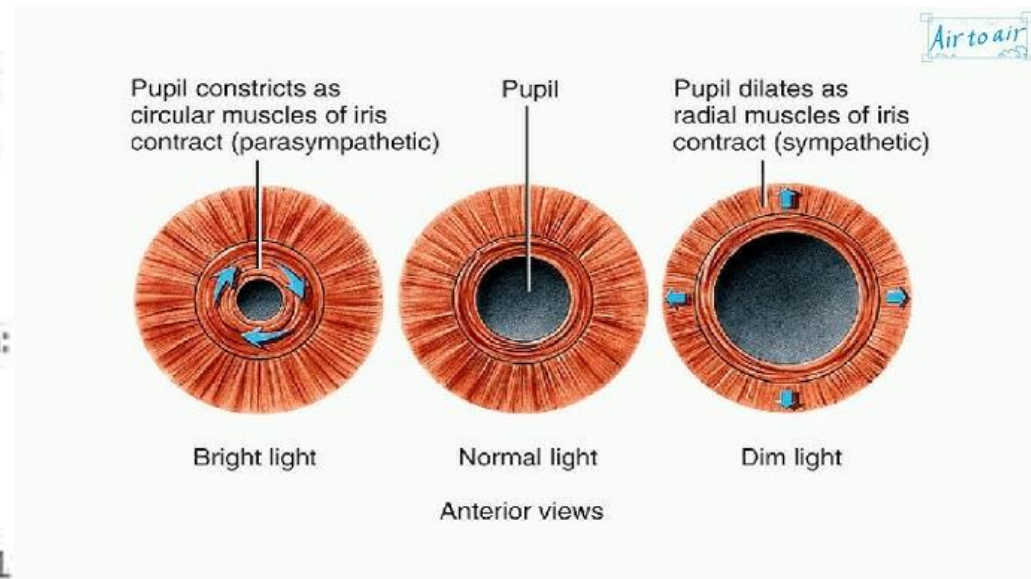
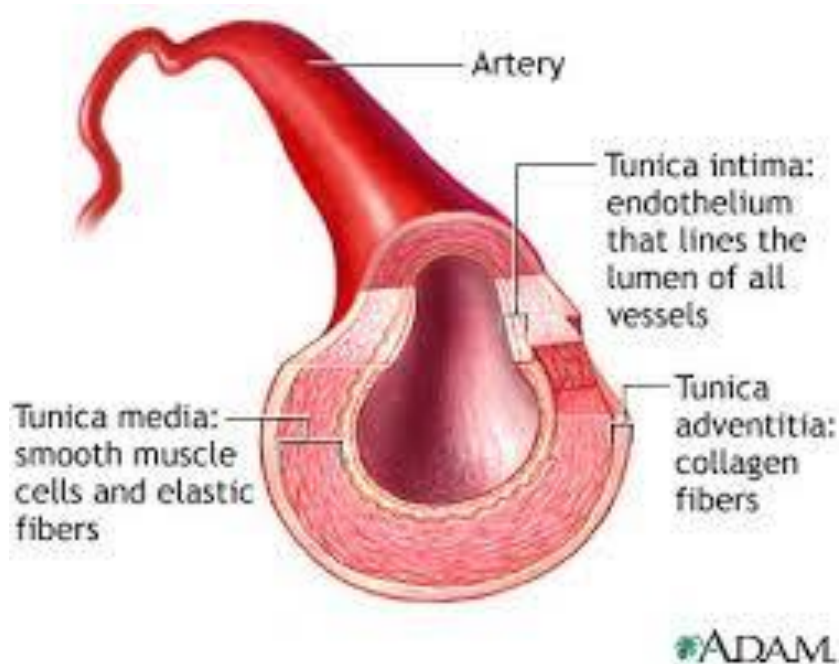
3) Гладкі м'язи відрізняються так званим **автоматизмом**, тобто здатністю приходити в стан збудження при відсутності зовнішніх подразників.

Подразниками (активаторами), які збуджують їх автоматичне скорочення, є деякі продукти обміну речовин, що утворюються в самому м'язі або доставляються кров'ю.

- У стравоході, статевих органах і сечовому каналі збудження у гладких м'язах передається від однієї м'язової клітини до наступної.



- Скорочення гладких м'язів, що знаходяться в стінках кровоносних судин і в райдужній оболонці ока, не переноситься з клітини на клітину; до гладких м'язів підходять симпатичні і парасимпатичні нерви автономної нервової системи.



3. Скорочувальна активність м'язів

Зовнішній прояв скорочувальної активності м'яза (пучка волокон або волокна) полягає в тому, що при його фіксованій довжині розвивається зусилля, а при фіксованому навантаженні відбувається укорочення. Відповідно до цього експерименти з м'язами проводяться при **двох режимах**:

- *ізометричному*, коли довжина м'яза фіксована
- *ізотонічному*, коли м'яз має можливість коротшати при сталому навантаженні.



Ізометричне зусилля (напруження м'яза) розвивається дуже швидко й досягає своєї максимальної величини приблизно через **170 мс** після збудження. Починаючи з 200 мс воно зменшується зі зростаючою швидкістю.

Ізотонічне скорочення істотно відрізняється від ізометричного. Укорочення в процесі ізотонічного одиночного скорочення починається тільки тоді, коли в м'язі розвивається достатнє зусилля (напруження), яке дорівнює за величиною зовнішньому.

У результаті одиночне скорочення починається тим пізніше, чим більше навантаження. Далі укорочення спочатку майже лінійно залежить від часу й досягає максимальних значень тим раніше, чим більше навантаження.

У природних умовах м'яз при скороченні одночасно і вкорочується, і розвиває певне напруження. Такий режим скорочування називається **проміжним**, або **ауксотонічним**.

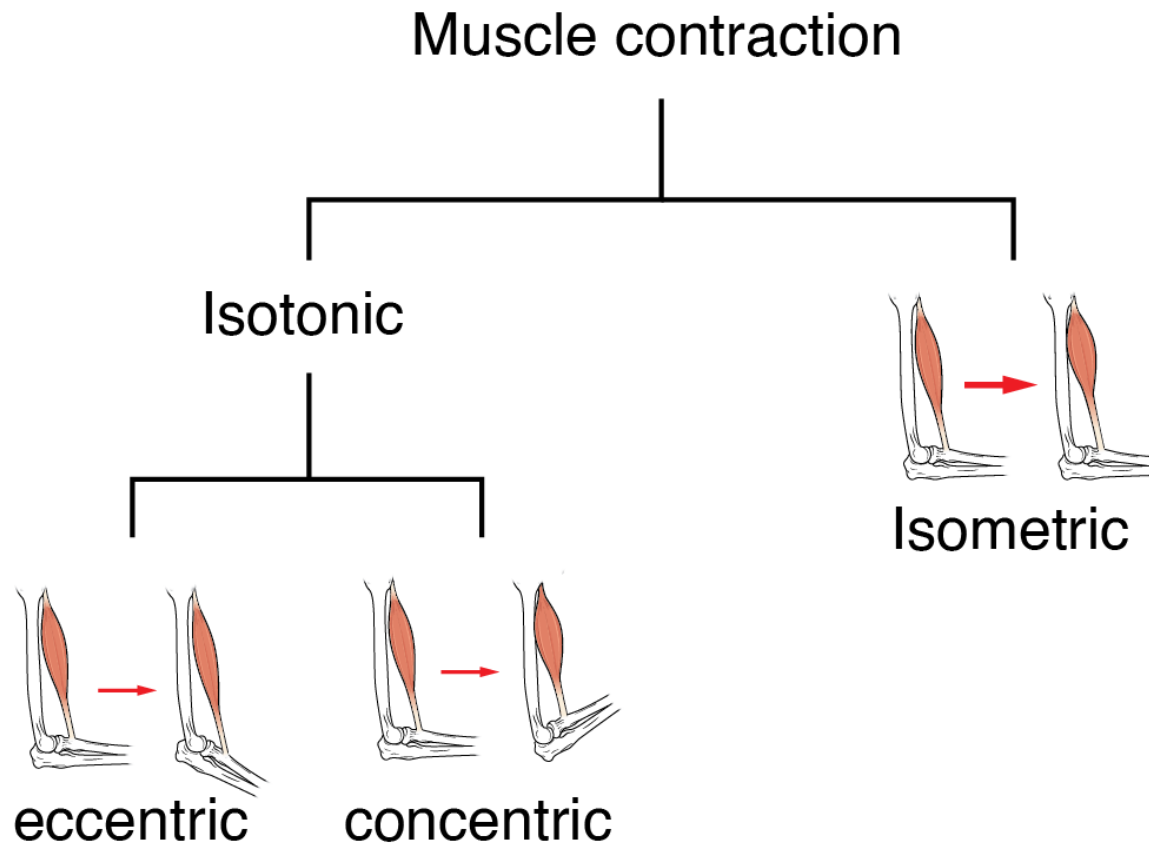
Відповідно до режимів скорочення м'яза розрізняють два основних **види роботи м'язів**: статичну і динамічну.

1. *Статична робота* - це робота, за якої м'язи напружуються, але не скорочуються (наприклад, при утриманні вантажу)
2. *Динамічна робота* - робота, за якої м'язи по чергово скорочуються й розслаблюються (наприклад, під час бігу чи ходіння).



Скорочення м'язів:

- Ізометричне
- Ізотонічне (ексцентричне або концентричне)

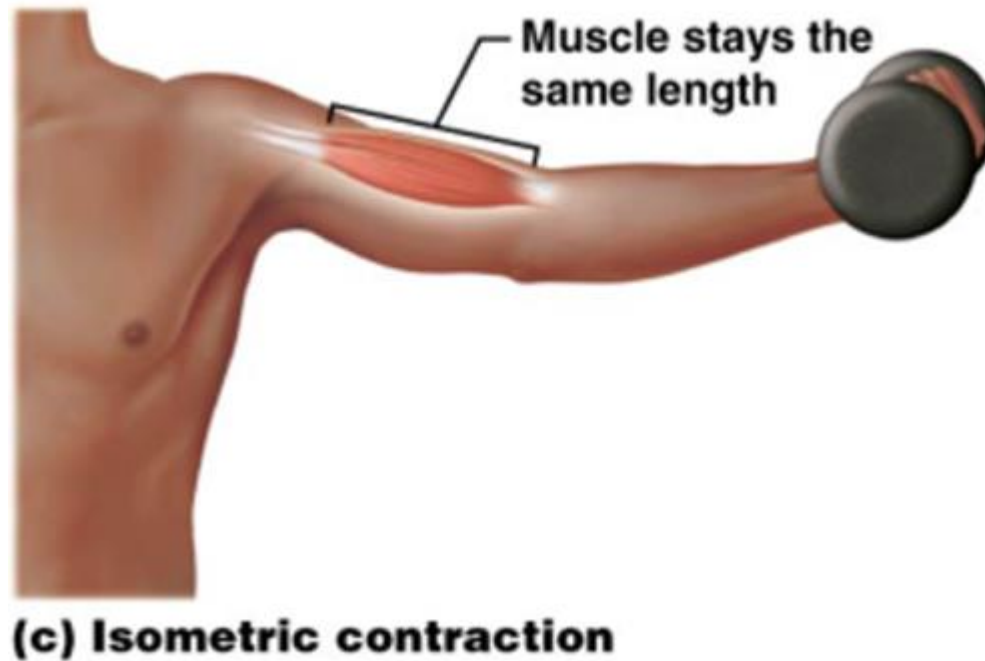


- Статична робота виконується при ізометричному скороченні.

Ізометричне скорочення – це тип напруження, при якому довжина м'яза під час скорочення не змінюється.

Наприклад, натискання на стіну, утримання вантажу.

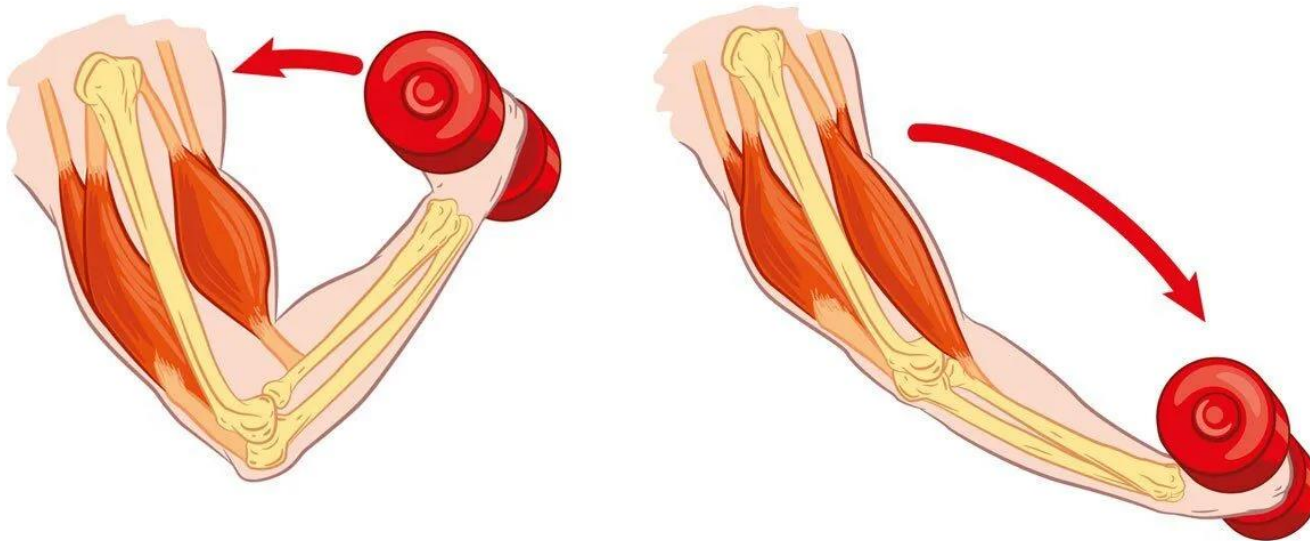
Ізометрична активність має найнижчий ризик травми.



- Динамічна робота виконується при ізотонічному скороченні. **Ізотонічне скорочення** – це тип м'язового скорочення, при якому змінюється довжина м'яза, але його напруження (тонус) залишається відносно постійним протягом всієї амплітуди руху.

Розрізняють два види ізотонічного скорочення:

- *концентричне скорочення*
- *ексцентричне скорочення*



- **Концентричне скорочення** – м'яз *вкорочується*, долаючи опір (наприклад, підйом гантелі в біцепсовому згинанні). При цьому точки кріплення м'язу наближаються одна до одної. Зазвичай концентричні скорочення роблять проти сил гравітації (наприклад, підтягування на перекладені).

- **Ексцентричне скорочення** – м'яз *подовжується*, контролюючи опір (наприклад, опускання гантелі після згинання). При цьому точки кріплення м'язу віддаляються. Або, наприклад, коли ми вже підтягнуті на перекладені і помалу опускаємось. При цьому посилюється контроль над подовжувальною дією, внаслідок чого збільшується напруження м'язів (це створює більший потенціал для травм тканин і більший потенціал для гіпертрофії м'язів).

Види скорочень м'яза залежно від частоти подразнення

Види скорочень м'яза залежно від частоти подразнення:

- поодинокі (одиначні) скорочення
- тетанус

Поодинокі скорочення - виникає при нанесенні одного подразнення і має такі фази (періоди): (1) латентну 5-7 мс, (2) скорочення 40-50 мс, (3) розслаблення 50-60 мс:



Тетанічне скорочення м'язів (тетанус) (від латин. *tetanus*, «судома») – це тривале скорочення м'язів, викликане частими стимуляціями без достатнього часу для розслаблення.

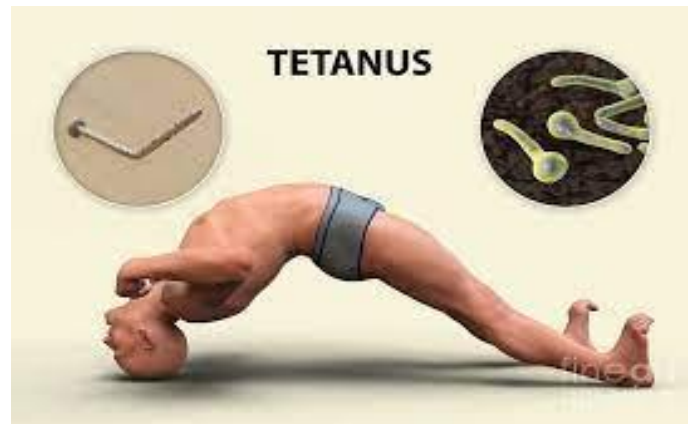
При тетанусі руховий нерв, який іннервує скелетний м'яз, генерує потенціал дії з дуже високою швидкістю.

Під час тетанусу в цитоплазмі м'язових волокон підвищується концентрація іонів кальцію, які вивільнюються із саркоплазматичного ретикулуму, утворюється більше поперечних актино-міозинових містків, збільшується напруження м'язових волокон.



Слід розрізняти *фізіологічний* і *інфекційний* *тетанус*.

- При інфекційному тетанусі, викликаному бактерією *Clostridium tetani*, токсин (тетаноспазмін) порушує нормальну передачу нервових сигналів, що призводить до постійного скорочення м'язів. Це схоже на фізіологічний повний тетанус, але процес скорочення неконтрольований і викликаний патологічними процесами.
- Ключова різниця: фізіологічний тетанус є нормальною реакцією м'язів на часті нервові імпульси; інфекційний тетанус - це патологічний стан, спричинений дією бактеріального токсину.



Розрізняють зубчастий і гладкий (суцільний) тетанус.

Зубчастий тетанус розвивається, коли інтервал між послідовними подразненнями більший, ніж тривалість фази скорочення м'яза. Тобто зубчастий тетанус виникає тоді, коли повторна стимуляція припадає на період розслаблення м'язів.

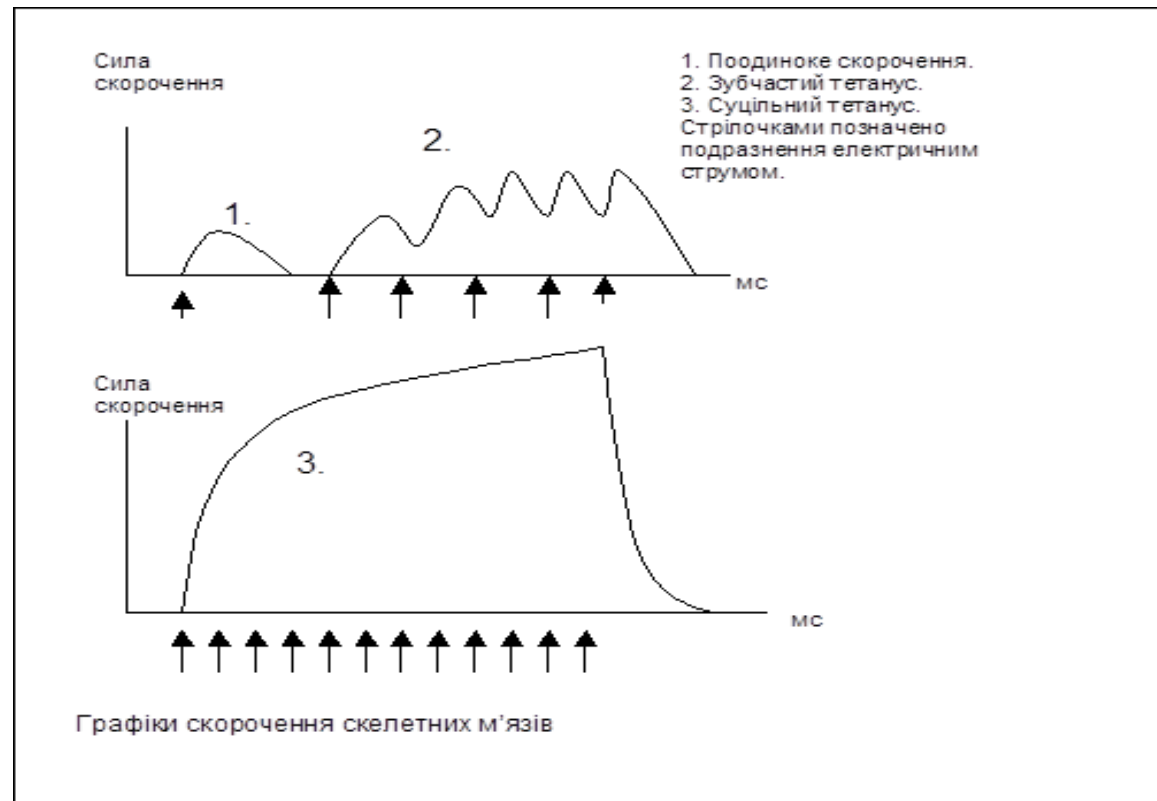
Гладкий тетанус виникає тоді, коли інтервал між подразненнями менше тривалості фази скорочення, але більше тривалості потенціалу дії. Отже суцільний тетанус виникає тоді, коли повторна стимуляція припадає на період скорочення м'язів.



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

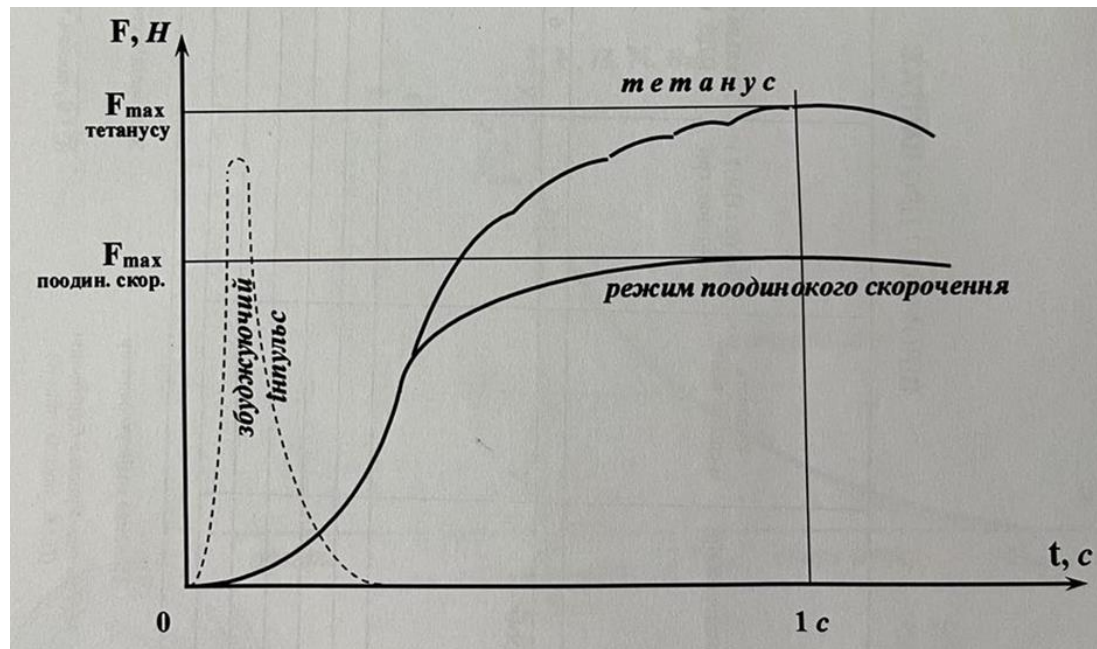
Амплітуда (сила) поодинокого скорочення м'язів менша, ніж тетанічного скорочення.

Амплітуда суцільного тетанусу більша, ніж зубчастого тетанусу.



На рисунку показана залежність сили тяги (F) скелетного м'яза людини від часу (t) в режимі одиночного збуджуючого імпульсу і в режимі тетанусу.

- У режимі *поодинокого скорочення* (один електричний імпульс збудження) сила тяги м'яза поступово зростає, а потім повільно зменшується до нуля.
- Якщо збуджуючі імпульси подаються на м'яз один за одним, м'яз може розвивати набагато більшу силу тяги, скорочуючись у режимі *тетануса*.



- Для досягнення максимальної сили $F_{\max}$ чи найвищої швидкості її зростання $\frac{dF}{dt}$ ці імпульси повинні бути певної форми, частоти та амплітуди.
- У висококваліфікованих фахівців якість *вміння керування своїми м'язами* за рахунок досконалих збуджуючих імпульсів значно вища, ніж у новачків. Крім цього, їхні м'язи завдяки багаторічним тренуванням збуджуються значно краще, періоди розслаблення (а, значить, і витривалість людини) зростають, м'язи включаються і виключаються з роботи дуже вчасно (таку злагоджену картину м'язової роботи деколи називають *м'язовим ансамблем*).



- Зазвичай скелетні м'язи людини досягають *максимальної сили тяги* в режимі тетанічного скорочення приблизно *через одну секунду* після початку їх збудження.
- Тому при виконанні більшості фізичних вправ м'язи не досягають своєї максимальної сили тяги, а для виконання деяких дій, як уже згадувалось вище, м'язи починають активуватися завчасно перед виконанням роботи. Для практики спорту вміння людини *швидко нарощувати силу тяги м'язів* часто має більше значення, ніж максимальна сила.



4. Сила м'яза при скороченні

- При скороченні м'язи розвивають великі зусилля, які залежать від площі поперечного перерізу, початкової довжини волокон та ряду інших факторів.
- Сила й потужність м'язів залежать також від ряду фізіологічних умов: віку, статі, тренованості та ін.

Основні види сили м'язів:

1. Максимальна сила
2. Абсолютна сила
3. Відносна сила

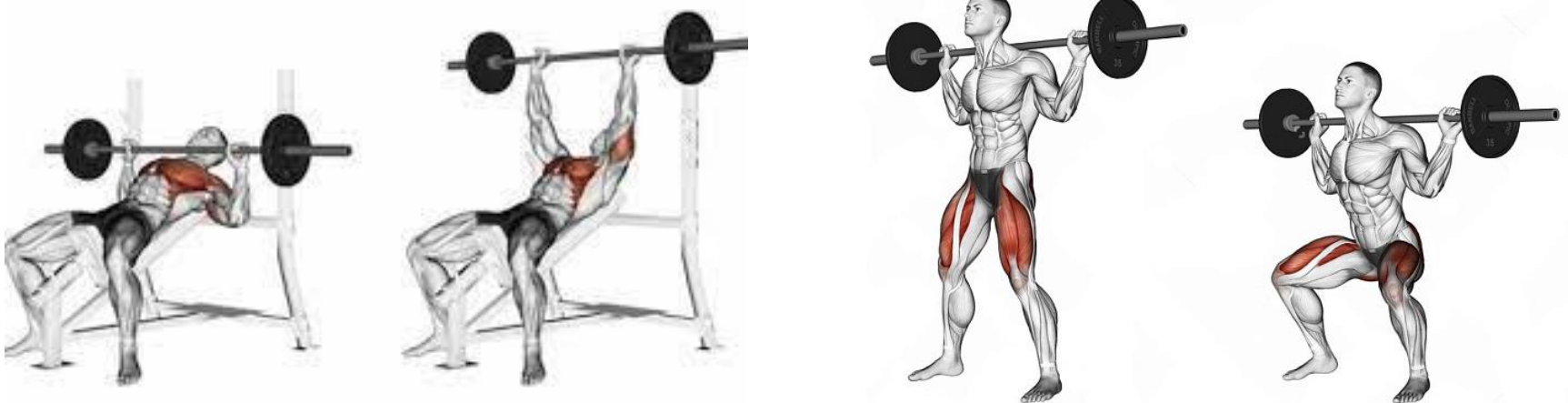


Максимальна сила м'яза ($F_{\max}$) визначається тим *максимальним вантажем*, який м'яз здатний підняти. Це найбільша сила, яку може розвинути м'яз або група м'язів при одноразовому зусиллі.

Вимірюється у вправах, таких як *жим лежачи* або *присідання* з *максимальною вагою*.

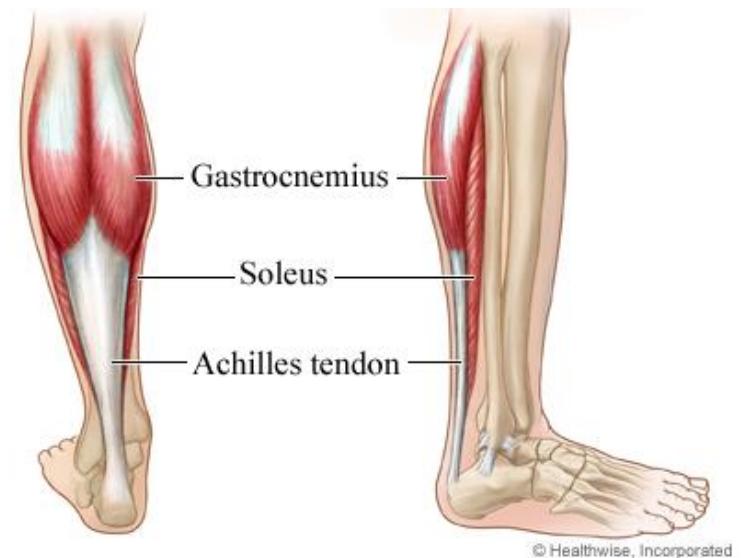
Сила тим більша, чим більший діаметр і “фізіологічний” поперечний переріз м'яза.

Скелетний м'яз складається з великої кількості м'язових волокон: чим їх більше волокон, тим сильніший м'яз.



Наприклад,

- литковий м'яз, що має значний фізіологічний переріз завдяки пір'єподібному розташуванню м'язових волокон, може розвивати силу, здатну перемістити до **400 кг**,
- великий сідничний м'яз – **1200 кг**;
- загальна максимальна сила, яку розвинули б м'язи тіла людини, якби скоротились одночасно, дорівнює майже **22 т**.

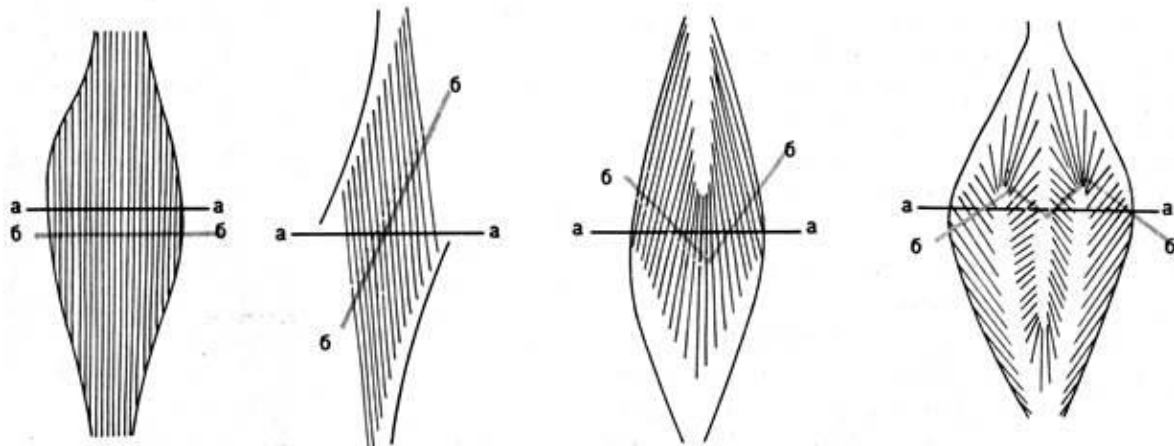


Абсолютна сила м'яза - це відношення максимальної сили до площі (S) поперечного перерізу м'язів; це сила м'яза, що приходить на 1 см^2 його поперечного перерізу.

$$F_{\text{абс}} = \frac{F_{\text{max}}}{S}$$

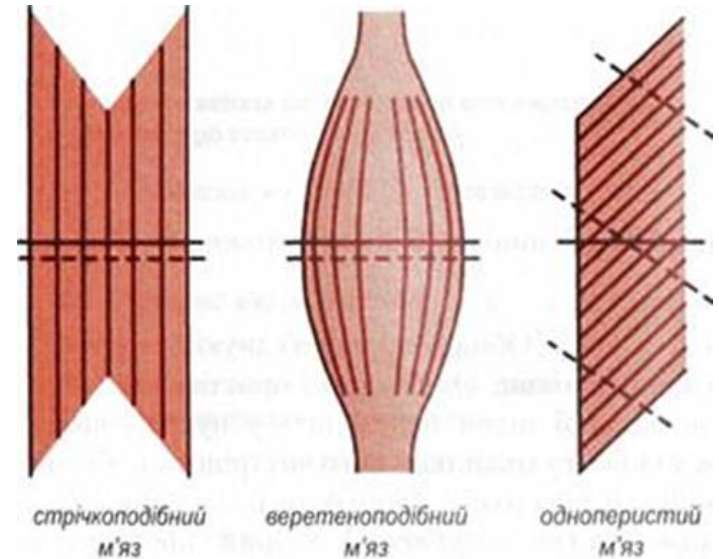
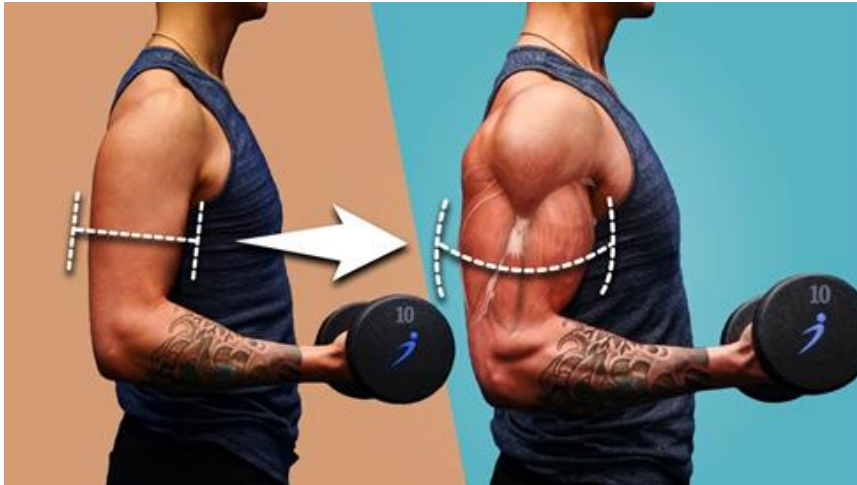
Сила скорочення м'язового волокна залежить від

- кількості поперечних актино-міозинових містків, що утворюються під час скорочення,
- кількість поперечних містків залежить а) від концентрації іонів кальцію у біоплазмі, б) початкової довжини м'язового волокна - ступеня його розтягнення.



Абсолютна сила м'яза

- у середньому становить близько 6 - 8 кг на 1 см² поперечного перерізу м'язової тканини.
- литкового м'язу – 5,9 кг/см²,
- жувального – 10 кг /см²,
- триголового м'яза плеча – 16,8 кг/см².



Відносна сила м'яза розраховується як відношення максимальної сили до маси тіла.

$$F_{\text{відносна}} = \frac{F_{\text{max}}}{m_{\text{тіла}}}$$

Чим нижча маса тіла при високій абсолютній силі, тим вищий рівень відносної сили. Відносна сила м'язів є ключовим фактором у таких видах спорту, де потрібне оптимальне співвідношення сили м'язів і ваги тіла.



Відносна сила враховується в таких видах спорту, як гімнастика, легка атлетика, бойові мистецтва.

Висока відносна сила дозволяє спортсменам виконувати складні *вправи з власною вагою* (підтягування, стрибки, гімнастичні елементи тощо).



Силова витривалість м'язів:

здатність м'язів чинити опір стомленню та виконувати *силову роботу протягом тривалого часу*.

Важлива у видах спорту, де потрібно багаторазово повторювати силові дії (плавання, біг, веслування).



Вибухова сила м'яза:

здатність розвинути *велику силу за короткий час*.

Характерна для швидкісно-силових видів спорту, таких як спринт, стрибки, метання.



Динамічна сила - сила, що розвивається під час руху.

Буває двох видів:

- **концентрична** – коли м'яз скорочується (наприклад, підйом гантелі в біцепсовому згинанні);
- **ексцентрична** – коли м'яз розтягується під навантаженням (наприклад, опускання гантелі після підйому).

Статична (ізометрична) сила - сила, яка проявляється без зміни довжини м'яза (наприклад, утримання ваги в нерухомому положенні, планка).



5. Закономірності м'язового скорочення

Залежність *швидкості* скорочення м'яза від *сили* навантаження м'яза є важливою при вивченні роботи м'яза, оскільки дозволяє виявити закономірності м'язового скорочення і його енергетики.

Англійський вчений **Хілл** запропонував емпіричну залежність між силою навантаження (F) і швидкістю скорочення (V) м'яза при його ізотонічному скороченні.

Хілл Арчибалд Вівієн (1886-1977), англійський математик і фізіолог, один з основоположників *біофізики*, лауреат Нобелівської премії з фізіології і медицини 1922 року (спільно з Отто Меєргофом) за праці в галузі теплопродукції при м'язовій діяльності. Також успішний спортсмен-легкоатлет. Науковий напрямок його робіт - термодинаміка м'язового скорочення, застосування методів знаходження оптимальних рішень на основі математичного моделювання в біології і медицині.



Швидкість скорочення (v) можна описати рівнянням

$$v = \frac{dx}{dt} = B(x_T - x) \quad (1)$$

де $\frac{dx}{dt} = v$ - швидкість скорочення у момент спостереження;

x_T - повне скорочення м'яза;

x - скорочення м'яза у даний момент;

B - константа, яка визначає початкову швидкість процесу.

Одним з головних факторів, який визначає величину B , є навантаження, що прикладено до м'яза. Причому величина B зменшується із зростанням навантаження.

Так, при дуже малих навантаженнях м'яз скорочується швидко, а при дуже великих — повільно.

Основне рівняння скорочення м'яза (рівняння Хілла)

Вимірюючи кількість теплоти, яка виділяється у м'язі при його скороченні, Хілл дійшов висновку, що **енергія скорочення** (E) включає в себе *роботу* (A), яку виконує м'яз, і *теплоту скорочення* (Q).

Робота A = добутку сили навантаження F на скорочення x .

Теплота скорочення Q = добутку деякої константи a та скорочення x .

$$E = A + Q = Fx + ax = (F + a)x$$

У будь-який момент часу швидкість зміни енергії $\frac{dE}{dt}$ має бути пропорційною швидкості скорочення $\frac{dx}{dt} = v$.

Отже отримуємо

$$\frac{dE}{dt} = \frac{dx}{dt} (F + a) = v(F + a) \quad (3)$$

Хілл також експериментально встановив, що швидкість зміни енергії $\frac{dE}{dt}$ прямо пропорційна різниці натягів $(F_0 - F)$

$$\frac{dE}{dt} = b(F_0 - F) \quad (4)$$

де F_0 – максимальна сила ізометричного скорочення;

F – м'язова сила або зовнішня сила прикладеного навантаження ;

b - константа.

Прирівняємо праві частини рівнянь (3) і (4):

$$v(F + a) = b(F_0 - F)$$

$$vF + va = bF_0 - bF$$

$$(F + a)v + (F + a)b = bF_0 + ab \quad | \quad +ab$$

$$(F + a)(v + b) = (F_0 + a)b = \text{const} \quad (5)$$

Рівняння (5) називається «**основним рівнянням скорочення м'яза**», або **рівнянням Хілла**.

Рівняння Хілла пов'язує між собою силу і швидкість скорочення м'яза при ізотонічному скороченні.

Рівняння Хілла можна записати для швидкості (v) скорочення м'яза або для сили м'яза (F):

$$v = \frac{b(F_0 - F)}{F + a} \quad \text{або} \quad F = \frac{bF_0 - va}{v + b} \quad (6), (7)$$

де v - швидкість скорочення м'яза;

F - сила навантаження м'яза (або сила тяги м'яза);

F_0 - максимальна ізометрична сила, яку може розвинути м'яз, або максимальний вантаж, який витримує м'яз без його видовження;

b - константа, яка має розмірність швидкості ($b \approx \frac{v}{4}$);

a - константа, яка має розмірність сили ($a \approx \frac{F}{4}$).

Графічно рівняння зображується гіперболічною залежністю швидкості скорочення від навантаження.

З рівняння Хілла випливає, що *максимальна швидкість* $v_{\max}$ розвивається тоді, коли сила навантаження м'яза (або сила тяги м'яза) $F = 0$, і дорівнює:

$$v_{\max} \approx F_0 \frac{b}{a}$$

Коли максимальний вантаж, який витримує м'яз без його видовження, дорівнює нулю, тобто при $F_0 = 0$, отримуємо швидкість $v = 0$, тобто скорочення м'яза не відбувається (ізометричний режим).

Застосовуючи рівняння Хілла у вигляді виразів (6) і (7), можна вивести формули для обчислення роботи і потужності м'яза.

- **Робота (A)**, яка виконується м'язом при одному скороченні м'яза на довжину $\Delta\ell$, дорівнює

$$A = F \cdot \Delta\ell = \frac{bF_0 - va}{v + b} \cdot \Delta\ell$$

- **Потужність (N) м'яза** – це добуток сили м'яза (F) на швидкість його скорочення (v):

$$N = Fv = \frac{Fb(F_0 - F)}{F + a}$$

Потужність м'яза – це основний показник при виконанні рухових дій спринтерського характеру.

Потужність м'яза досягає *максимального значення при оптимальній величині сили навантаження* $F_{opt} = 0,31F$.

Потужність дорівнює нулю при $F = F_0$ та при $F = 0$.

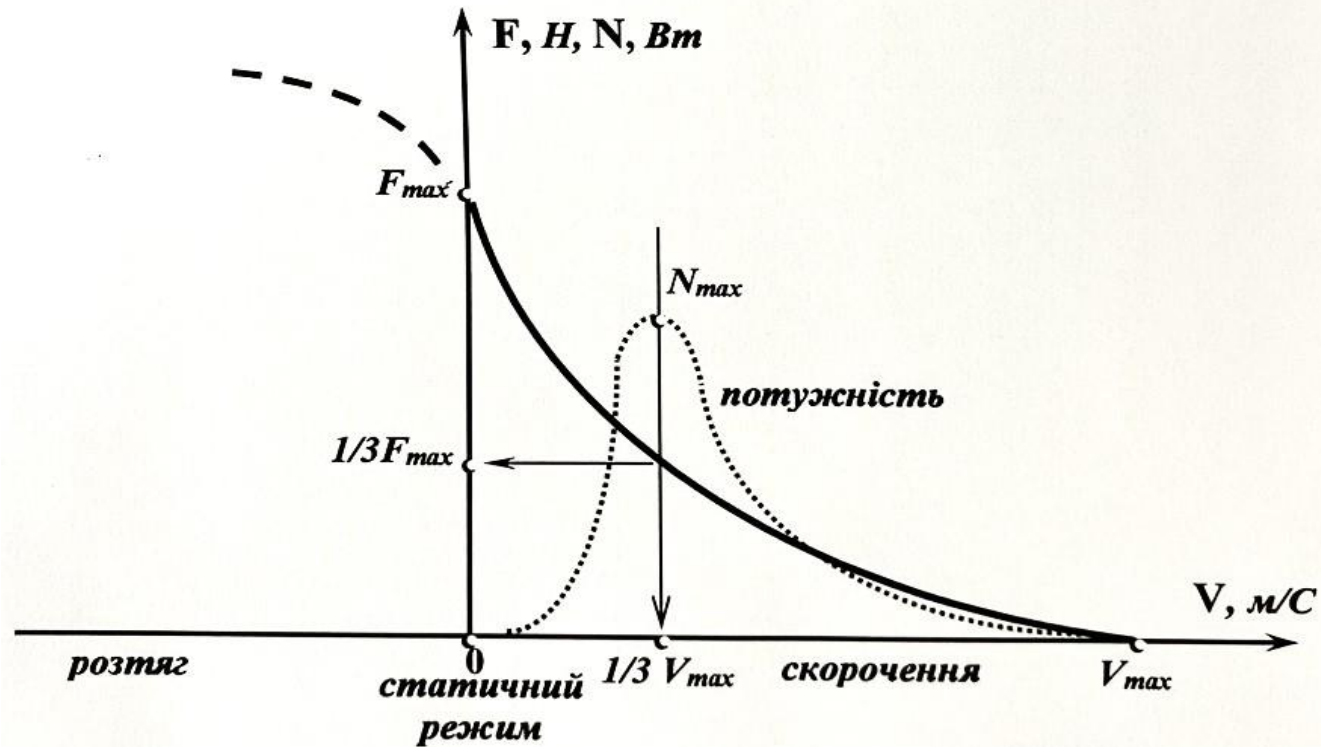
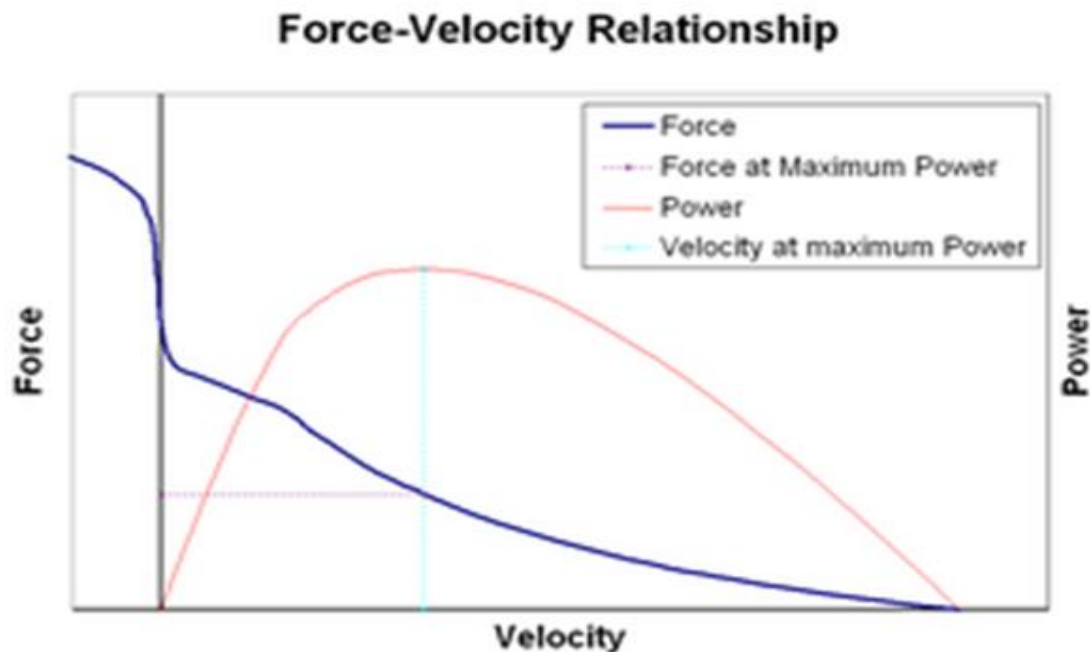


Рис. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хілла)

Як видно з рисунка, при ізотонічному навантаженні швидкість укорочення гіперболічно зменшується з навантаженням. *Найбільша швидкість скорочення м'яза спостерігається тільки на початку процесу.*

Максимальну потужність м'яз людини розвиває в режимі скорочення з швидкістю, що становить *третину* від максимальної. При цьому сила тяги на його кінцях також становить приблизно третю частину від максимальної ізометричної сили. У випадку максимальної швидкості скорочення чи максимальної сили тяги м'яза (які, згідно кривої Хілла, ніколи не можуть виникнути одночасно), потужність його роботи дорівнює нулю, що пояснюється формулою для розрахунку потужності скорочення м'яза.



У пасивному стані м'яз поводить^{ся} як м'яка біологічна тканина. Співвідношення між довжиною м'яза та розтягувальною силою F описується у цьому випадку експоненціальною залежністю:

$$F = k \exp\left(\frac{\ell}{c\ell_0}\right)$$

де ℓ та ℓ_0 - довжини розтягнутого та нерозтягнутого м'яза відповідно, k та c – деякі константи.

Зростаюча опірність спочиваючого м'яза розтягненню до великих довжин обумовлена пружними елементами, розташованими паралельно скорочувальним ниткам. Самі нитки в стані спокою майже не чинять опору.

6. Енергетика м'язового скорочення

При скороченні м'яза виділяється теплота, це приводить до підвищення його температури, яку можна виміряти чутливими термопарами.

- *Кількість виділеної теплоти* (Q) мала: $Q \sim 5$ мкал (мілікалорій) на 1 г м'яза. Такі досліди були успішно проведені Хіллом.
- При одиночному скороченні теплоутворення можна розділити на 2 частини:
 - 1) постійна за величиною *теплота активації* (Q_a), що виділяється кожного разу при дії на м'яз відповідного подразнення;
 - 2) *теплота укорочення* (Q_y).

Теплота активації дещо менша за максимальну теплоту укорочення. Досліди показали, що при виключно ізометричному скороченні виділяється лише теплота активації. Вона виділяється при кожному подразненні м'яза.

Оскільки теплота активації - величина постійна, а теплота укорочення лінійно залежить від ступеня укорочення,

$$Q_y = ax$$

то *загальна кількість теплоти (Q)* буде дорівнювати:

$$Q = Q_a + Q_y = Q_a + ax$$

де a - константа, яка не залежить від навантаження,

x - укорочення м'яза.

Максимальна кількість теплоти (H), яка виділяється при тетанусі, дорівнює

$$H = ftQ_a + \frac{aL}{3}$$

де L - довжина м'яза у спокої,
 f - частота подразнення,
 t - тривалість подразнення.

У даному виразі враховується, що м'яз може скорочуватися лише на $1/3$ своєї довжини.

- Теплота, що виділяється у фазі розслаблення одинарного скорочення, приблизно дорівнює потенціальній енергії скорочення навантаженого м'яза.
- За відсутності навантаження, що розтягує м'яз, теплота розслаблення дорівнює звісно нулю.
- Загальна кількість теплоти, що виділяється у м'язі, лінійно залежить від ступеня укорочення і не залежить від величини навантаження на м'яз.

Загальну енергію одиночного скорочення можна виразити так:

$$E = Q_a + Q_y + A = Q_a + ax + Fx = Q_a + (a + F)x$$

де A - виконана робота, $A = Fx$
 x - укорочення,
 F - сила навантаження.

Це означає, що скорочувальний механізм повинен мати властивість пристосування до прикладеного навантаження, тобто збільшення навантаження викликає додаткове виділення енергії.

Коефіцієнт корисної дії м'яза

Коефіцієнт корисної дії (*ККД*, η) м'яза дорівнює:

$$\eta = \frac{A}{E} = \frac{Fx}{Q_a + (F + a)x}$$

ККД м'яза, обчислений Хіллом за результатами дослідження теплоутворення при скороченні м'яза, приблизно дорівнює

$$\eta \approx 40\%$$

30.10.2024 р. Міністр цифрової трансформації України Михайло Федоров, повідомив наступне.

- Розроблена *нова система управління протезом MARS*, яка використовує спеціальні сенсори та штучний інтелект для *розпізнавання рухів м'язів*. Завдяки рішенню протез буквально може розуміти наміри користувача. Цей підхід робить керування протезом більш природним, а в майбутньому відкриває нові можливості для управління через протез дронами.
- Користувач протеза зможе керувати дроном, змінюючи положення протеза в просторі і напружуючи м'язи. Принцип схожий на комп'ютерну мишу: рухом руки контролюється напрямок і кут руху дрона, а напруженням м'язів – функції – як-от натискання кнопок.
- ***Esper Bionics*** уже тестують прототип, а наступного року планують виробити версію для ринку.

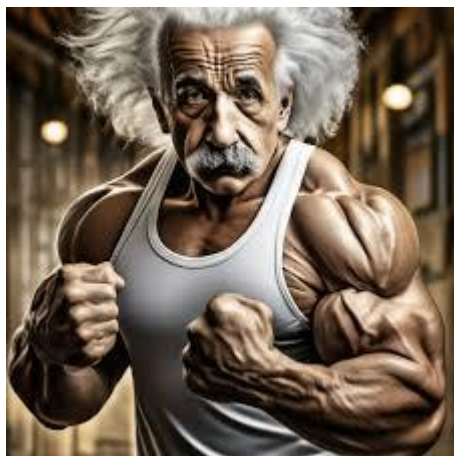
- Український стартап *Esper Bionics* на обкладинці журналу «Time». Їх робопротез – один з 200 найкращих винаходів 2022 року. Восени 2022 року журнал Time назвав продукт *Esper Hand* «протезом з дивовижною точністю» і одним з найкращих винаходів людства.
- Ані серійного виробництва, ані системних продажів у Esper Bionics поки немає, але є великі плани: через 2 роки буде розроблено повноцінний протез ноги, через 5 років – перші імпланти для вдосконалення людського тіла.

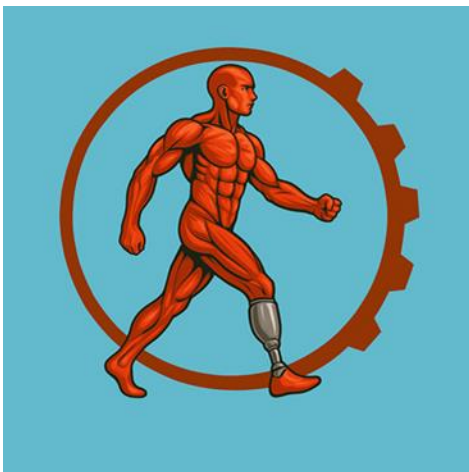


Тестування біопротезу MARS



Дякуємо за увагу!





Харківський національний медичний університет

Кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики

Освітній компонент «Основи біомеханіки»

Тема 5

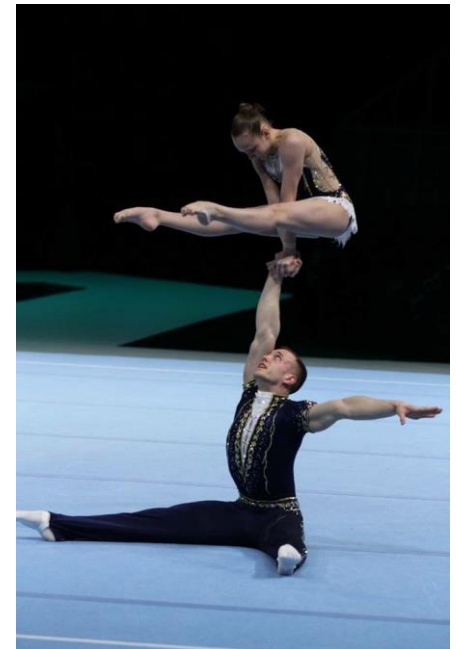
БІОСТАТИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТІЛА ЛЮДИНИ

План

1. Центр мас тіла.
2. Рівновага тіла.
3. Стійкість людини та її оцінювання.



- Рівновага і стійкість - це ключові поняття у біомеханіці, фізіології та клінічній практиці, особливо важливі для розуміння руху під час реабілітації і профілактики падінь у пацієнтів.
- Рівновага (здатність людини зберігати положення тіла в просторі або повертатися до нього після його порушення) забезпечується завдяки спільній роботі і взаємодії таких систем, як вестибулярний апарат, зір, пропріоцепція та ЦНС.

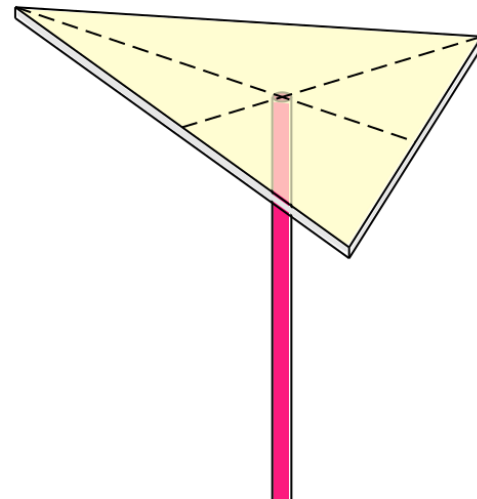
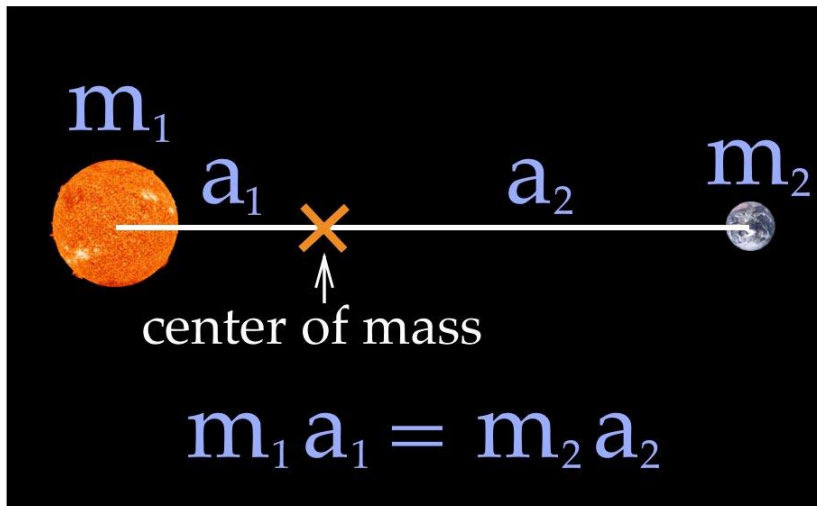


- Стійкість - це здатність людини протистояти силам, які намагаються змінити положення тіла, тобто порушити рівновагу. Обидва ці поняття тісно пов'язані з поняттям центра мас тіла, його положенням.
- Втрата рівноваги і зниження стійкості часто спостерігається у літніх людей, при захворюваннях мозку, вестибулярного апарату або опорно-рухового апарату. Оцінка стійкості людини дуже важлива в неврології, ортопедії і фізіотерапії.



1. Центр мас тіла

- **Центром мас тіла (ЦМТ)** називається точка перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, аби тіло рухалося тільки поступально (без обертання).
- ЦМТ – це чисто уявна, розрахункова точка. Тому не можна казати, що це точка, у якій сконцентрована вся маса тіла, або що це точка, до якої прикладена сила тяжіння.

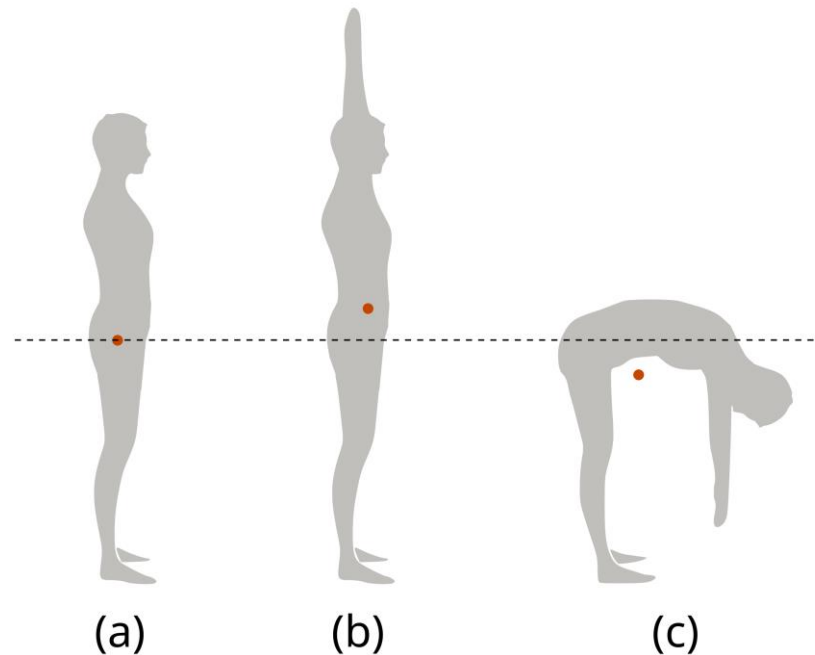


Іноді центр мас тіла замінюють поняттям центру тяжіння тіла.

- *Центр мас тіла* - це точка, в якій можна уявно зосередити всю масу тіла для розрахунків. Якщо тіло однорідне (тобто маса розподілена рівномірно), центр мас буде в його геометричному центрі. Наприклад, у людини в положенні стоячи центр мас розташований приблизно на рівні таза перед другим крижовим хребцем (S2).
- *Центр тяжіння* - це точка, в якій прикладена рівнодійна всіх сил тяжіння, що діють на тіло. *В нормальних умовах на Землі центр тяжіння приблизно збігається з центром мас*, бо сила тяжіння всюди приблизно однакова. Але якщо тіло знаходиться в неоднорідному гравітаційному полі (наприклад, біля масивного об'єкта), ці точки можуть не збігатися.

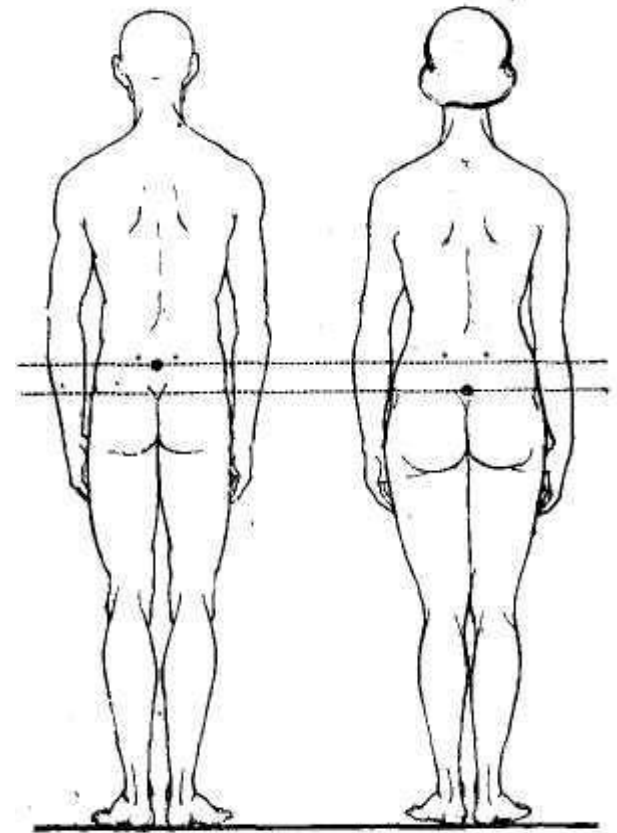
Положення ЦМТ людини обумовлюється не тільки фізичними розрахунками, а й анатомо-фізіологічними особливостями, позою тіла, навіть активністю функціонування органів і систем. Тому у живому організмі людини *ЦМТ не є строго фіксованою точкою*, вона постійно «мігрує».

Залежно від процесів кровообігу, дихання, травлення в кожен момент часу положення окремих елементів тіла змінюється, що позначається і на положенні його ЦМТ.

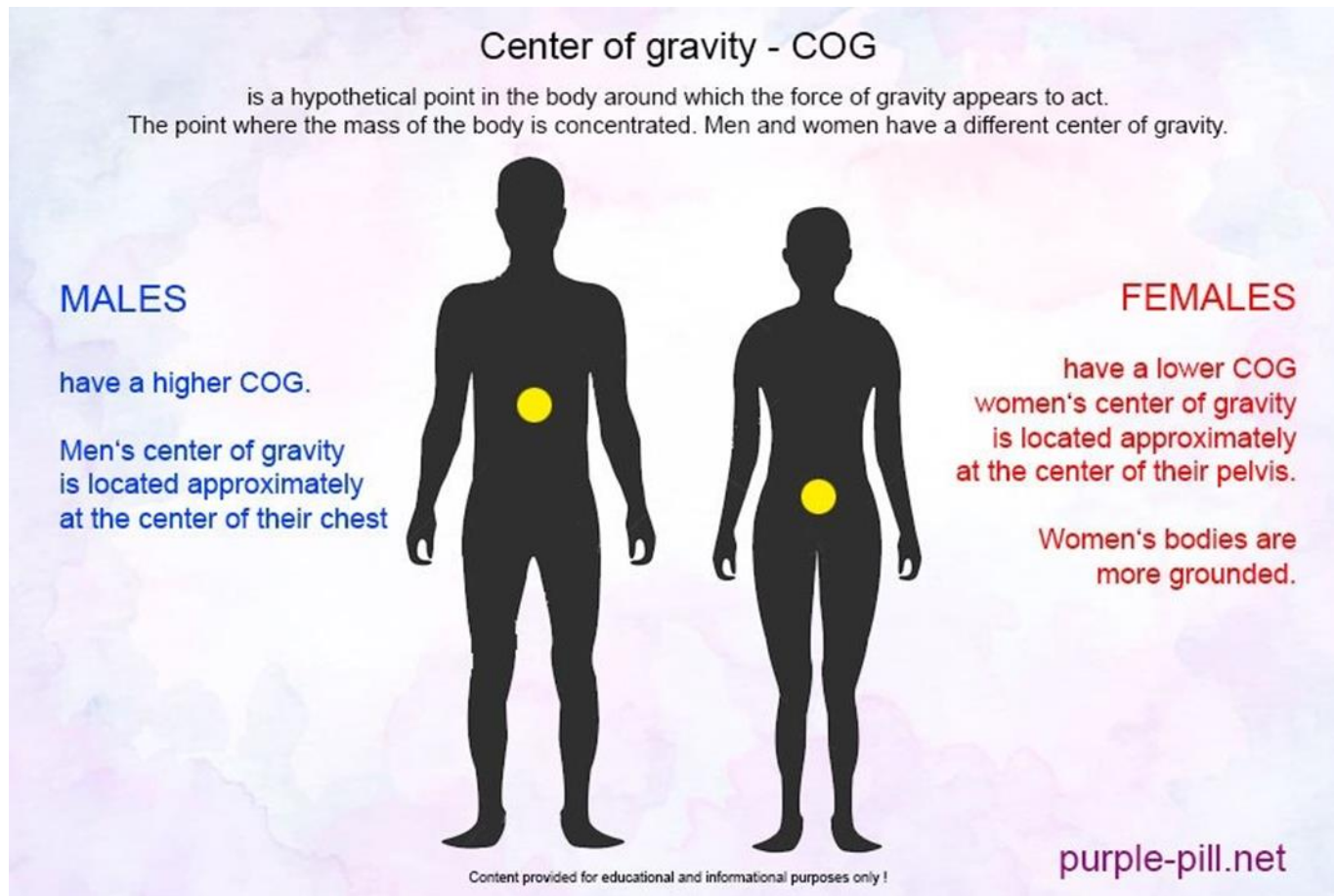


Різниця в положенні центра мас у чоловіків і жінок

- Положення центра мас у чоловіків і жінок відрізняється через анатомічні особливості та різне розподілення маси по об'єму тіла.
- У чоловіків: центр мас розташований вище, приблизно на рівні 56–58% загального зросту, рахуючи від стоп. Це обумовлено більшою масою верхньої частини тіла (груди, плечі) та розвиненою мускулатурою.
- У жінок: центр мас розташований нижче, приблизно на рівні 53–55% зросту від стоп. Причина в ширшому тазі та більшій масі в зоні стегон і сідниць.



- У чоловіків центр ваги знаходиться приблизно на рівні грудей. Це робить їх більш стійкими в рухах, де потрібна верхня сила тіла, наприклад, у витягуванні або згинанні.
- У жінок центр тяжіння зазвичай нижче, ближче до стегон.



Наприклад, для чоловіка зі зростом 180 см центр мас буде знаходитися приблизно на висоті 100–104 см від стоп. Для жінки зі зростом 160 см центр мас буде знаходитися приблизно на висоті 85–88 см від стоп.

- У чоловіків більш високий центр мас забезпечує більшу мобільність верхньої частини тіла. Однак це може знижувати стійкість, особливо під час різких рухів чи нахилів.
- У жінок низький центр мас сприяє кращій стійкості, що особливо помітно під час статичних положень або ходьби. Це робить жінок стійкішими при зміні положення тіла.

- У спорті ці відмінності впливають на стратегії тренувань (наприклад, стрибки, баланс, біг).
- У дизайні обладнання або інструментів це важливо для забезпечення ергономіки.
- У медицині це враховують при створенні ортопедичних засобів, реабілітації чи аналізі травм.



Електронне обладнання для визначення координат центра мас тіла

- Визначення координат ЦМТ – це важливе завдання з точки зору біомеханіки, адже траєкторія руху ЦМТ людини та центрів мас його окремих частин не співпадають. Тому можливість визначення цих координат є показником досконалості електронного обладнання при обробці медико-біологічних даних.
- Зміна траєкторії руху ЦМТ, згідно з першим законом Ньютона, відображає дію на тіло людини інших тіл. Це дає можливість визначити кінематичні та динамічні характеристики (а саме, розрахувати величину та напрямок сили реакції опори).

Платформа сили



- Платформу сили використовують для біомеханічного аналізу. На зображенні показано платформу з датчиками, що вимірюють силу. Людина стоїть на платформі, а основні характеристики тіла і розподіл сил відображаються на екрані комп'ютера у вигляді графіків і векторів сили.

Система аналізу ходи



- Система аналізу ходи: людина йде по платформі або біговій доріжці, оточеній камерами. На тілі людини встановлюють маркери для захоплення руху, а комп'ютерний екран демонструє 3D-модель рухів, графіки циклу ходи та розподіл тиску.

2. Рівновага тіл

Поняття рівноваги по-різному вводиться для поступального та обертального рухів тіла.

- **При поступальному русі** тіло знаходиться в рівновазі, якщо воно знаходиться у стані спокою, або рухається рівномірно та прямолінійно.
- Рівновага при поступальному русі - це відсутність прискорення.



- При обертальному русі тіло знаходиться в рівновазі, якщо воно знаходиться у стані спокою, або обертається зі сталою кутовою швидкістю.
- При обертальному русі рівновага - це відсутність зміни кутової швидкості обертання (тобто відсутність кутового прискорення).



- При поступально-обертальному русі тіло людини знаходиться в рівновазі, якщо одночасно виконуються умови рівноваги як для поступального, так і для обертального рухів.



1. Умова рівноваги тіла у разі відсутності осі обертання

Тіло, що не має осі обертання, знаходиться у стані рівноваги, якщо векторна сума сил, що діють на тіло, дорівнює нулю.

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i = 0$$



2. Тіло має закріплену вісь обертання

Тіло, що має нерухому вісь обертання, перебуває у рівновазі, якщо алгебраїчна сума моментів усіх сил, що діють на тіло, відносно осі обертання, дорівнює нулю:

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

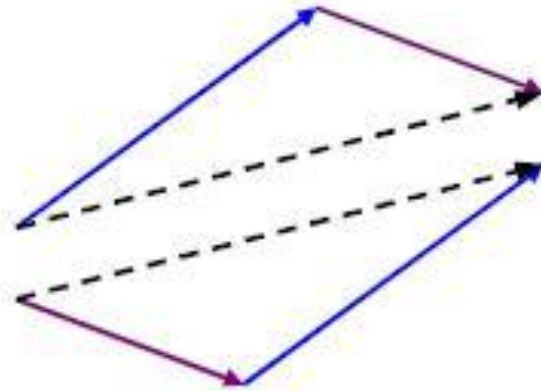
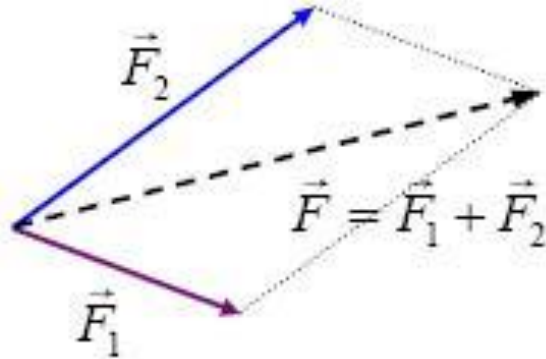


Об'єднана умова рівноваги тіл

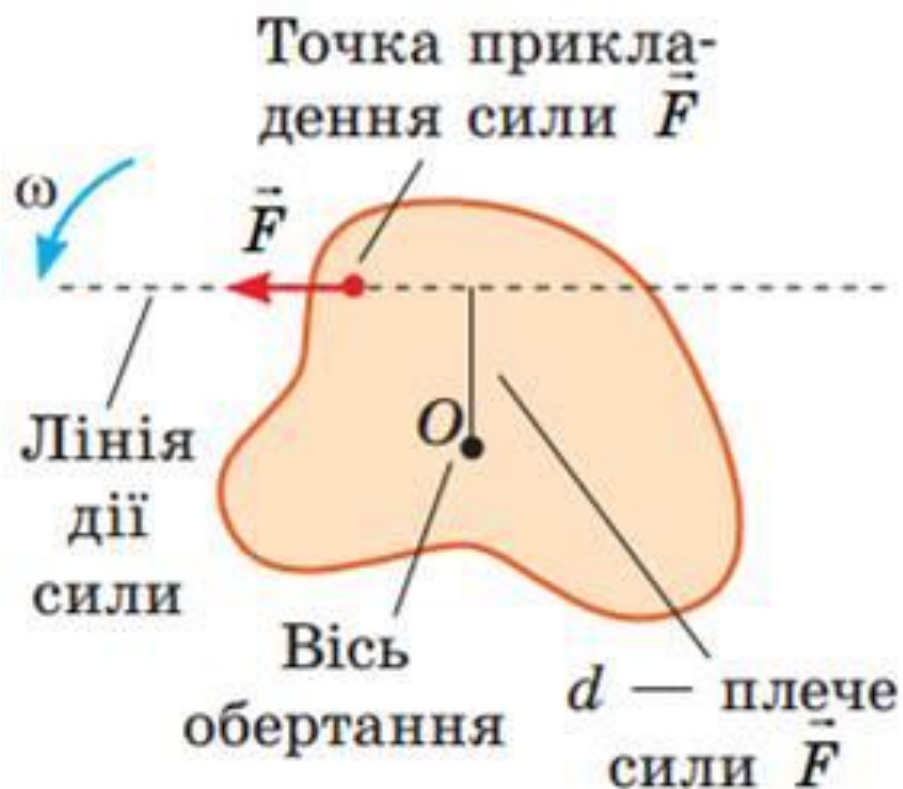
Для того, щоб тіло перебувало у стані рівноваги, необхідно, щоб геометрична сума сил, прикладених до тіла, дорівнювала нулю, і алгебраїчна сума моментів цих сил відносно осі обертання також дорівнювала нулю:

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i = 0 \qquad \sum_{i=1}^n M_i = 0$$

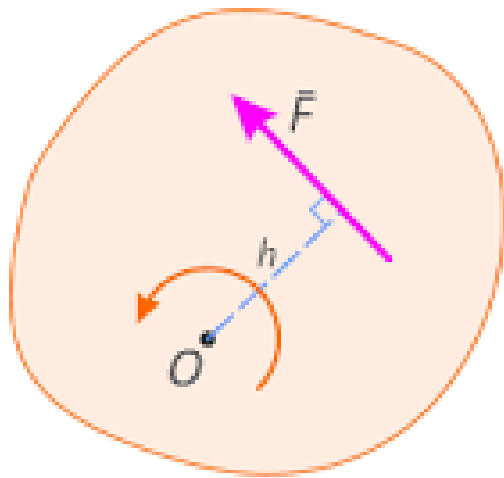
- Додавання сил, прикладених до тіла, означає знаходження *рівнодійної сили* (F) - суми всіх сил, що діють на тіло одночасно. Рівнодійна визначає стан тіла та його рух.
- При додаванні сил, прикладених до тіла в різних його точках (при визначенні рівнодійної цих сил), звичайно сили переносять, а потім додають за правилом трикутника або за правилом паралелограма.



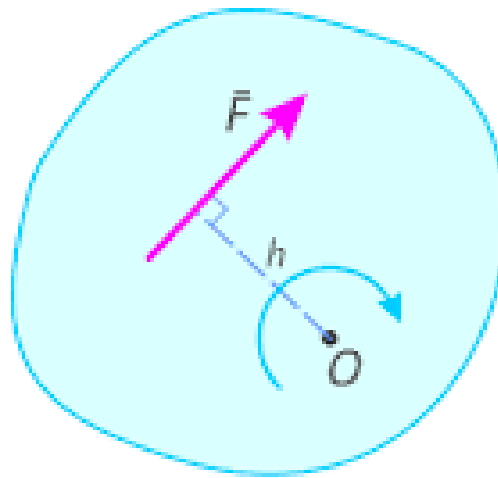
- Важливо пам'ятати, що переносити сили можна тільки вздовж лінії їх дії, бо інакше змінюватимуться моменти цих сил.



- Моменти сил (M), які викликають обертання тіла навколо осі проти годинникової стрілки, прийнято вважати позитивними, а за годинниковою стрілкою - негативними.



$$M_O(\vec{F}) = Fh$$



$$M_O(\vec{F}) = -Fh$$



Види рівноваги

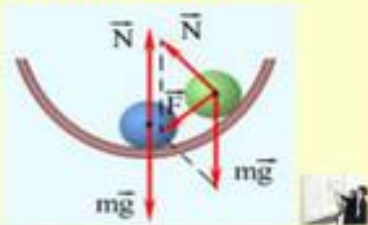
- ☐ **Стабільна (стійка)** — після відхилення тіло повертається у вихідне положення (наприклад, сидячи)
- ☐ ☐ **Нестабільна** — тіло далі відхиляється (стоячи на одній нозі)
- ☐ ☐ **Байдужа (нейтральна)** — переміщується без зміни стану стійкості (лежачи на животі, катаючись)

Види рівноваги:

СТІЙКА

- Після відхилення від положення рівноваги рівнодійна сила повертає тіло в початкове положення

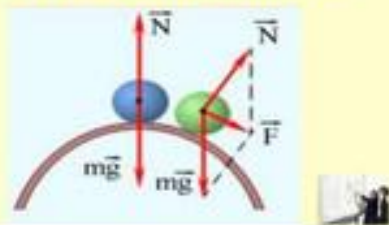
СТІЙКА РІВНОВАГА



НЕСТІЙКА

- Після відхилення від положення рівноваги рівнодійна сила відхиляє тіло від початкового положення

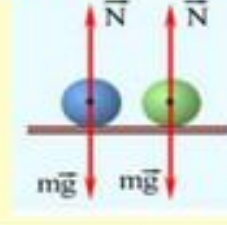
НЕСТІЙКА РІВНОВАГА



БАЙДУЖА

- Після відхилення рівнодійна сила залишається такою, що дорівнює нулю

БАЙДУЖА РІВНОВАГА



- **Положення тіла** визначається фіксацією всієї біомеханічної системи тіла відносно системи відліку, яка пов'язана з тілами навколишнього середовища (наприклад, положення тіла стоячи, сидючи, лежачи тощо).



- **Поза тіла** визначається фіксацією окремих відносно рухомих ланок тіла відносно систем відліку, яка пов'язана з біомеханічною системою (наприклад, поза тіла уві сні тощо).



- Збереження певного положення свого тіла у стані рівноваги — це достатньо складне завдання для тіла людини.
- Підтримання рівноваги свого тіла людиною відносно об'єктів навколишнього середовища вимагає значно більших енергетичних витрат, ніж підтримання рівноваги в тій чи в іншій позі.



- Тіло людини та окремі його ланки можуть набувати положення *стійкої рівноваги*. Характерними прикладами найбільш стійкого положення тіла людини можуть бути положення лежачи на горизонтальній площині (нижня опора), вис на перекладині (верхня опора).



- Займаючи звичне ортоградне (вертикальне) положення у просторі, тіло людини перебуває у *нестійкій рівновазі*.



- Положення *байдужої рівноваги* у природних умовах тіло людини набути не може.



Збереження та зміна положення тіла



Рівновага при виконанні рухових завдань

- При виконанні різноманітних рухових завдань людина мусить зберігати рівновагу або нерухоме положення тіла у взаємодії з іншими тілами, спортивними снарядами тощо.
- Наприклад, штанга, яку необхідно зафіксувати у вертикальному положенні на прямих руках над головою.
- Для того щоби людина могла утримати спортивний снаряд або партнера, як, наприклад, у фігурному катанні чи акробатиці, та зафіксувати ці положення свого тіла, вона повинна знаходитись у стані рівноваги.

- Отже, у процесі виконання рухових дій людині досить часто приходить ся затримувати на деякий час (зафіксувати) певні пози: вихідну (стартове положення), проміжну (фіксація пози у гімнастиці чи акробатиці), кінцеву (важка атлетика) тощо.
- Окрім власного тіла, часом доводиться утримувати в рівновазі різні предмети або партнера.



Рухи на місці

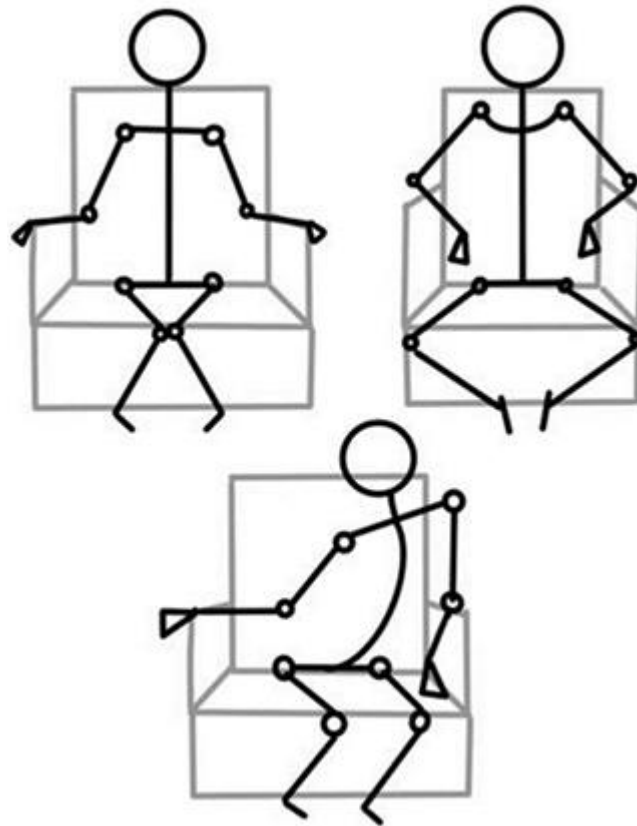
- Аналізуючи рухи на місці, необхідно використовувати закони не тільки статички, але й динаміки. В активних рухах на місці може брати участь як одна ланка тіла, так і системи з багатьох ланок та біокінематичних ланцюгів.

Усі рухи даного типу можна класифікувати як

- рухи, що змінюють тільки позу,
- рухи, що змінюють і позу і положення тіла людини.

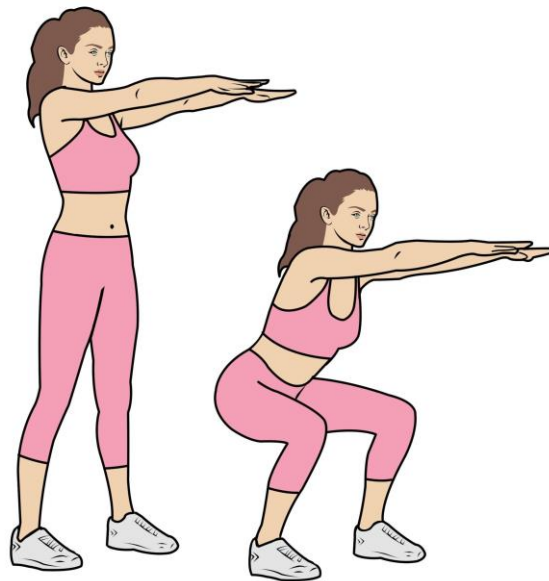


Змінюючи тільки позу, людина звичайно здійснює багато робочих рухів. У випадку, коли положення тіла стійке, ці рухи виконуються легко, з високою точністю. Наприклад, рухи художника, ювеліра, годинникаря тощо.



Для того, щоб здійснити рухи зі зміною пози і положення тіла, людина має виконати попередню перебудову своєї пози – так звану підготовчу фазу. Прикладом таких рухів є перехід із положення сидячи у положення стоячи і навпаки.

Підготовча фаза необхідна для того, щоб створити для тіла необхідний ступінь стійкості. У другій, основній фазі, реалізується основна частина рухового завдання – зміна положення тіла.

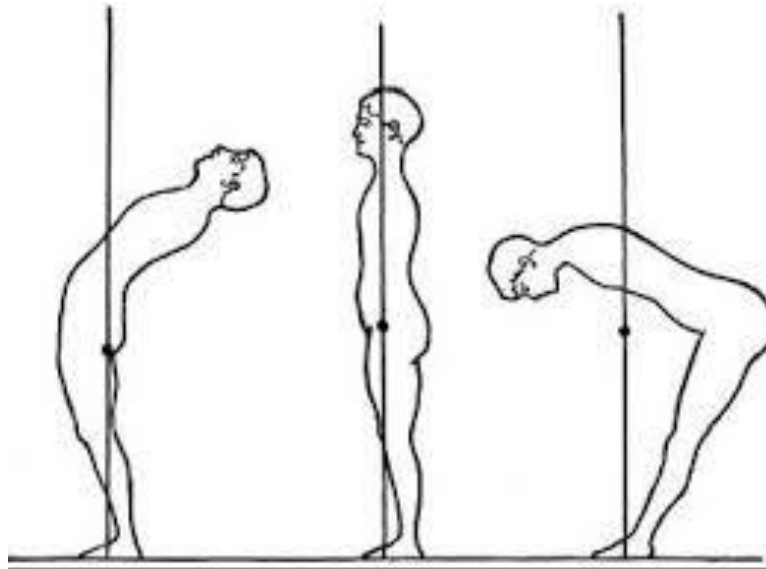


- При виконанні рухів без зміни місця відбувається зміна умов рівноваги тіла людини.

Спостерігається два процеси:

- 1) переміщення ЦМТ по вертикалі;
- 2) переміщення ЦМТ по горизонталі.

- І в тому і в іншому випадках помітна тенденція до втрати рівноваги тіла.



При статичній рівновазі тіла проекція загального центру ваги тіла має знаходитись у середині площі опори.

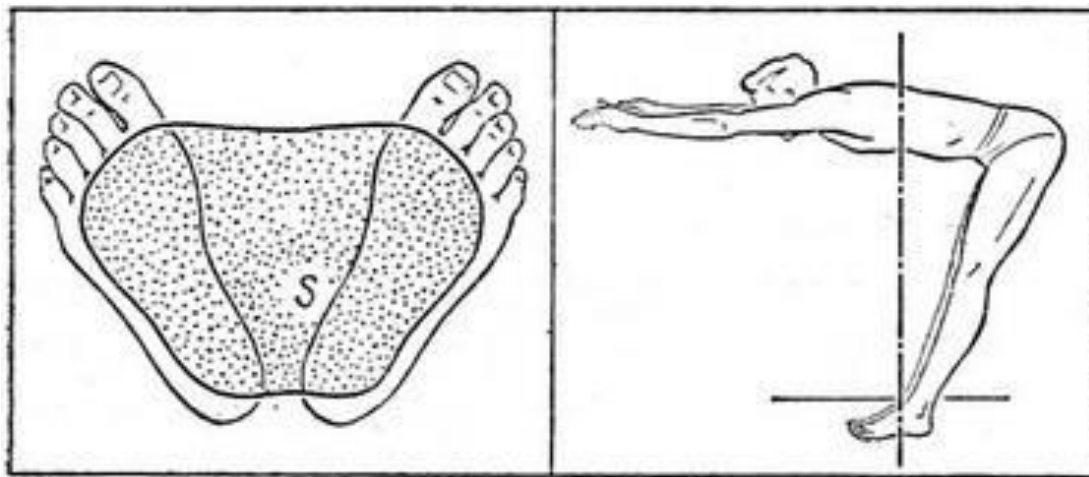


Рис. 1.

Рис. 2.

Рис. 1. Площина опори тіла при вільному стоянні: S - точка проекції загального центру тяжіння тіла.

Рис. 2. Відновлення рівноваги тіла шляхом компенсуючої зміни діяльності м'язів ніг при нахилі тулуба вперед.

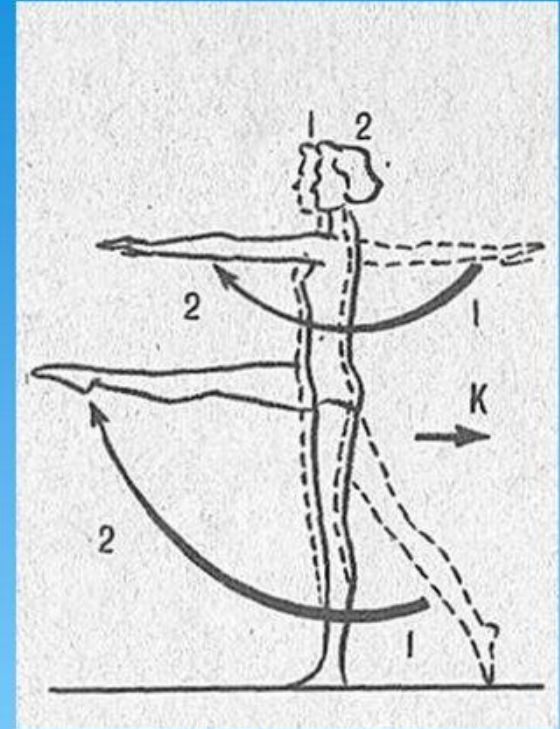
Проекція центру ваги (вертикальна лінія) має повернутися в попереднє положення на площині опори.

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

Компенсаторні рухи

спрямовані на попередження виходу ЦМ тіла за межі зони збереження положення при збурюючих впливах і при власних рухах на місці.

Компенсаторні рухи нейтралізують дію збурюючих сил на ЦМ тіла і виконуються одночасно з відхиленнями і, як правило, автоматично



3. Стійкість людини та її оцінювання

Стійкість тіла людини

- це здатність тіла *зберігати рівновагу та положення* в просторі під дією різних зовнішніх і внутрішніх сил;
- це здатність тіла повернутись до початкового положення після припинення дії сили, що впливає на тіло людини ззовні, або після зміни положення тіла.



Статична стійкість - це здатність тіла зберігати рівновагу в нерухомому стані, наприклад, стоячи на одній нозі.

Динамічна стійкість – це здатність зберігати рівновагу під час руху, наприклад, при ходьбі, бігу чи виконанні спортивних вправ.



- **Положення центру маси** тіла відіграє ключову роль у підтриманні стійкості. Чим ближче центр мас до площі опори, тим вища стійкість.
- **Площа опори** також важлива: чим більша площа опори (наприклад, при широкій постановці ніг), тим легше зберігати рівновагу. Площа опори визначає, на яку площу розподіляються сили, що діють на тіло.
- Під площею опори розуміють площу, обмежену крайніми точками опори тіла.
- Чим більша площа опори, тим тіло є більш стійким.

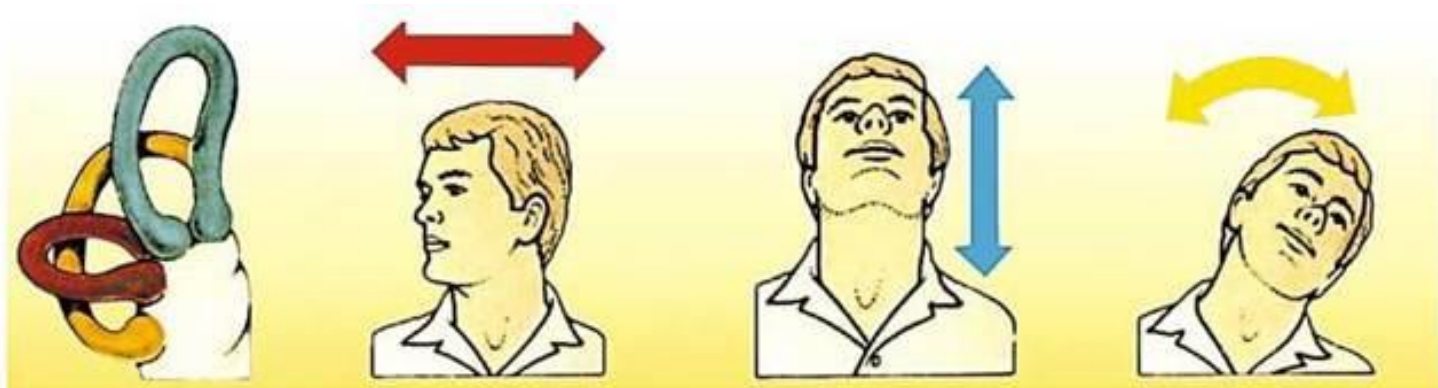


- **Лінія сили тяжіння** (перпендикуляр, опущений з центра тяжіння тіла на площу опори) не завжди перетинає площу опори через її центр. Тому стійкість тіла не в усіх напрямках однакова.

Так, у важкоатлета, який зафіксував штангу на прямих руках над головою, у передньо-задньому напрямку ступінь стійкості буде меншою, ніж у фронтальному.



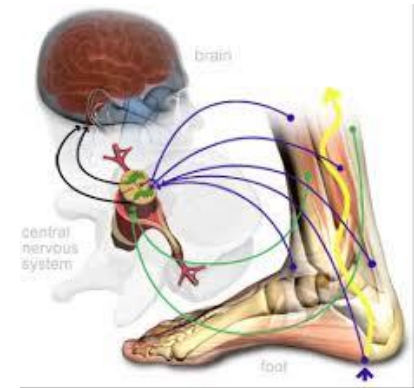
- Ефективнішому збереженню стійкості сприяють також сильні м'язи і добре розвинена **нервово-м'язова система**.
- **Зорова та вестибулярна система** допомагають людині орієнтуватися у просторі та реагувати на зміни положення тіла.



- **Пропріоцепція** - це здатність організму *відчувати положення та рухи власного тіла* в просторі без участі зору. Вона є частиною сомато-сенсорної системи і надзвичайно важлива для автоматичного контролю рівноваги.

Отже, рівновага забезпечується інтеграцією сигналів з трьох основних сенсорних систем:

- зорової
- вестибулярної
- пропріоцептивної



Всі ці сигнали обробляються в **центральної нервовій системі** (зокрема, в мозочку, корі та стовбурі мозку) для формування координованих моторних реакцій, що підтримують баланс.

Механізми підтримання рівноваги

- Постуральний контроль (антиципаторний і реактивний).
- Рефлекси, які забезпечують рівновагу (випрямляючі, рівноважні).
- М'язовий тонус і координація рухів.

Постуральна рівновага - це здатність тіла підтримувати *стійке вертикальне положення* (стоячи, сидячи або в русі) за допомогою постійної м'язової активності та сенсорного контролю. Це основний компонент моторного контролю та щоденної активності людини - від стояння до ходьби й навіть точних рухів.

•

Постуральний контроль - це здатність нервової системи забезпечити рівновагу тіла шляхом координованої роботи м'язів, сенсорних систем та центрів головного мозку. Постуральний контроль забезпечує нам можливість стояти, не падаючи, рухатися, зберігаючи рівновагу, адаптуватися до зовнішніх впливів (штовхання, зміна опорної поверхні тощо).



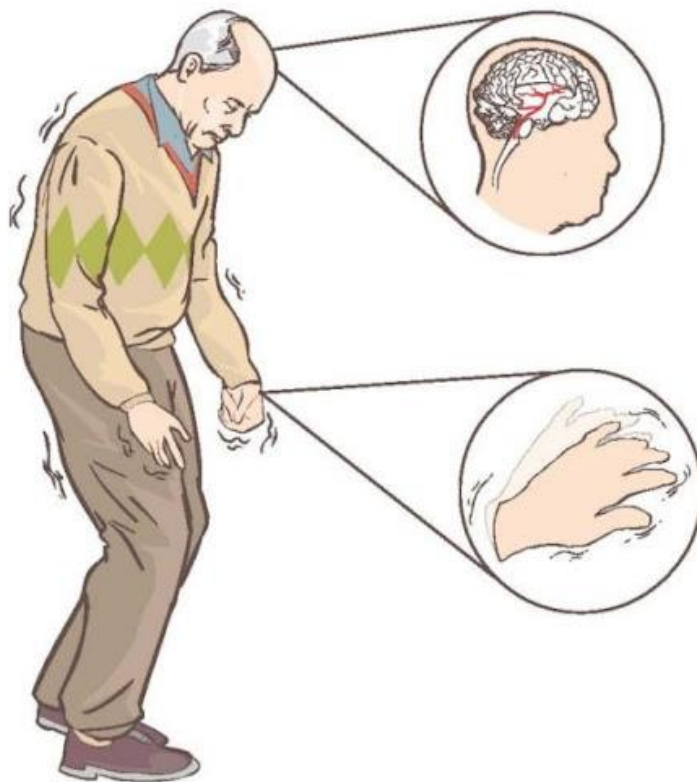
Існує 2 основних типи постурального контролю: антиципарний і реактивний.

1. Антиципаторний постуральний контроль (АПК) заздалегідь «передбачає» можливість руху і готує тіло до руху. Під час АПК відбувається попередня (прогнозована) активація м'язів, ще до того, як розпочнеться рух або очікуване порушення рівноваги.

Наприклад, коли людина збирається підняти важкий предмет, що лежить попереду, ще до того, як руки дійсно його піднімуть, завдяки АПК активуються м'язи живота та спини. Це потрібно, щоб стабілізувати тулуб і не впасти.



Клінічний інтерес: АПК порушується при хворобі Паркінсона, інсульті, у дітей із ДЦП. Реабілітаційні програми можуть тренувати антиципаторний контроль через вправи, що вимагають прогнозування руху.



2. Реактивний постуральний контроль (РПК)

«реагує» на несподівану зміну положення тіла.

РПК включається для коригуючої активації м'язів *після* того, як рівновага вже була порушена. Це рефлекторна або швидка реакція, спрямована на відновлення балансу.

Наприклад, людина послизнулась або її раптово штовхнули - тіло автоматично включає м'язи ніг, тулуба, рук, щоб не впасти. Це і є реактивний постуральний контроль.



Клінічний інтерес: робота РПК важлива при профілактиці падінь у літніх людей. РПК оцінюється тестами, наприклад, Pull Test і часто використовується при хворобі Паркінсона.

- Утримання певної пози людиною у просторі, орієнтація тіла та його положення *відносно площі опори*, здійснюється шляхом урівноважування зовнішніх сил, що діють на тіло таким чином, аби їх алгебраїчна сума дорівнювала нулю. Також повинна дорівнювати нулю алгебраїчна сума моментів усіх сил, що діють на тіло людини.
- При зміні положення тіла змінюється положення центру тяжіння.
- Спортсмени або люди після травм і ампутацій вчать *контролювати своє тіло через керування центром тяжіння*.



- Для кожного тіла існує максимально **допустимий** (або **критичний**) **кут стійкості** - кут нахилу відносно вертикалі, при якому вертикальна проекція ЦМТ на площину опори ще не виходить за межі площини опори у заданому напрямку.



- Розрізняють стійкість вперед, назад, праворуч, ліворуч тощо.
- Кут стійкості залежить від розмірів площини опори відносно проекції ЦМТ на заданий напрямок та від висоти ЦМТ.
- Допустимий кут нахилу тим більший, чим більша площа опори і чим нижче центр мас тіла.

Стійкість тіла оцінюється за різними критеріями залежно від конкретного завдання. Найпоширенішим *критерієм стійкості* тіла (біомеханічної системи) є **кут стійкості**.

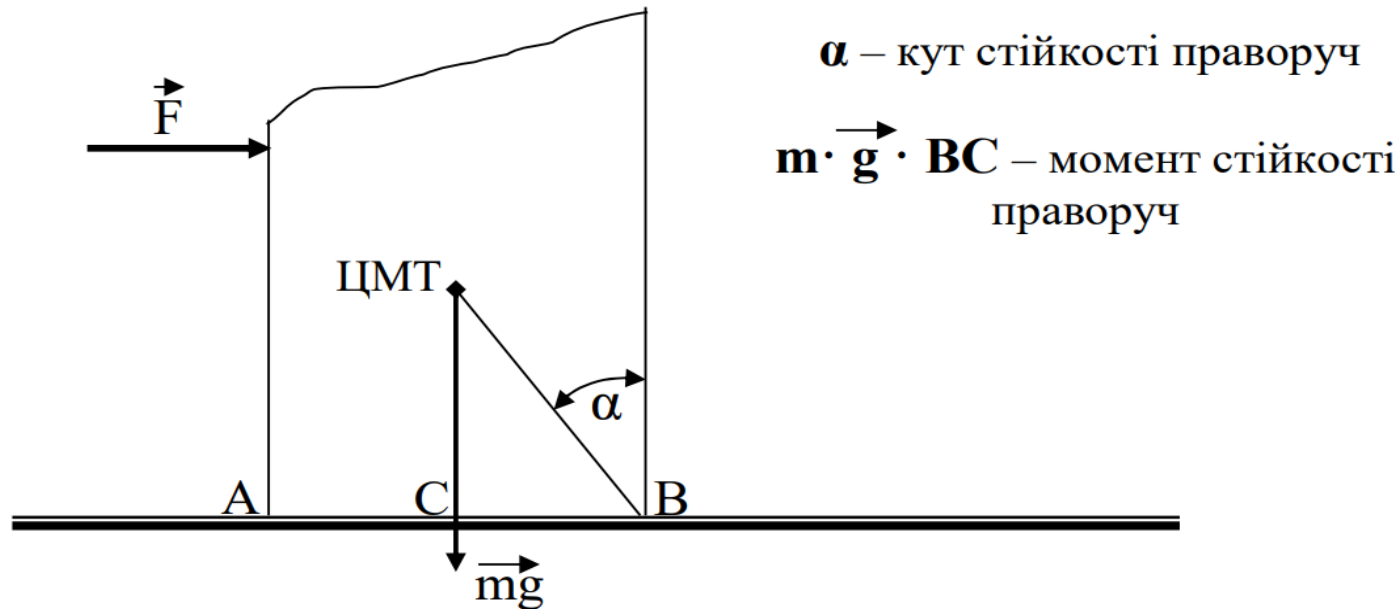


Рис. Кут стійкості та момент стійкості тіла, що знаходиться у рівновазі

- На стійкість суттєво впливає також маса тіла.

Маса тіла - це фізична величина, яка є мірою інертності та мірою гравітаційних властивостей тіла.

Чим більша маса тіла, тим більша його інертність: тож під дією однакової сили швидкість тіла з більшою масою змінюється повільніше, ніж у тіла з меншою масою.

Наприклад, зсунути з місця бетонний куб значно важче, ніж картонну коробку таких же розмірів, як і бетонний куб.

Тому маса спортсмена враховується у багатьох видах спорту. Наприклад, у боротьбі, у боксі це одна з характеристик, за якою спортсменів поділяють на *вагові категорії*.

- **Особливості будови тіла** (загальні розміри, пропорції, особливості конституції) дають відчутну перевагу у випадках, коли положення ЦМТ визначає стійкість.

- Для точного оцінювання положення стійкості тіла визначають кути стійкості.
- **Кутом стійкості** називається кут між лінією дії сили тяжіння та похилою лінією, проведеною із ЦМТ до будь-якої точки межі площі опори тіла. Чим більший кут стійкості, тим більшу стійкість має тіло у даному конкретному напрямку.

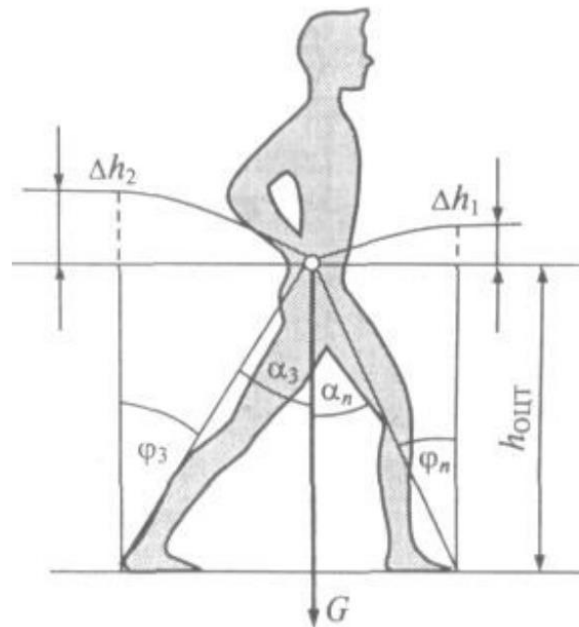


Рис. Визначення кута стійкості

- **Момент стійкості (M)** тіла визначається добутком ваги тіла (P) на плече (r) його прикладання (величину перпендикуляра, проведеного від межі площі опори до лінії дії сили тяжіння – радіуса стійкості).

$$M = P \cdot r$$

- Чим більшими є ці величини, тим більшим буде момент стійкості, а відповідно і ступінь стійкості усього тіла.
- Момент стійкості показує, як тіло здатне до протидії зовнішнім силам різної інтенсивності. Наприклад, спортсмени намагаються розмістити своє тіло таким чином, щоб активніше протидіяти прийомам суперників і одночасно найефективніше виводити їх із стану рівноваги.

- Таким чином, стійкість тіла залежить від висоти положення ЦМТ, розмірів площини опори тіла, маси тіла та наявності додаткових обертаючих сил.



- Нерідко у біомеханічному аналізі доводиться розглядати такі умови рівноваги, за котрих тіло людини перебуває під дією не тільки власної ваги (P), але й додаткової *перекидної сили* ($F_{пер}$).
- Сила $F_{пер}$ намагається обернути тіло людини навколо якоїсь осі, що часто проходить через опорну площину, у той час, як сила ваги протидіє її перекидному впливу.
- Такі положення часто спостерігаються у спортивній боротьбі та інших видах єдиноборств, коли суперники своїми діями спеціально створюють такі сили, які спрямовані на те, щоб перекинути один одного на килим або ринг.
- Момент перекидної сили $M_{пер}$ відносно осі можливого обертання називається **перекидним моментом**. Він визначається добутком величини перекидної сили $F_{пер}$ на плече (d) її прикладання до тіла :

$$M_{пер} = F_{пер} \cdot d$$

- За таких умов пов'язаний з ним момент стійкості можна розглядати як стримуючий момент.
- Для збереження рівноваги тіла людини необхідно, щоб момент стійкості був більшим, ніж перекидний момент.
- Відношення моменту стійкості до перекидного моменту називається **коефіцієнтом стійкості** ($K_{стійк}$) :

$$K_{стійк} = \frac{M_{стійк}}{M_{пер}}$$

- Якщо коефіцієнт стійкості більший за одиницю, то рівнодійна (R) двох сил $F_{пер}$ та P проходить у межах площі опори.
- Якщо коефіцієнт стійкості дорівнює одиниці, то тіло людини набуває крайнього стану положення рівноваги.
- Якщо коефіцієнт стійкості менший за одиницю, лінія дії рівнодіючої (R) двох сил – $F_{пер}$ та P проходить за межами площі опори і тіло втрачає рівновагу.

Основні критерії стійкості тіла людини

1. Висота розташування загального центра мас тіла над опорою.
2. Місце проходження лінії тяжіння відносно опори.
3. Величина площі опори тіла.
4. Кути стійкості тіла у різних площинах простору.
5. Відповідні цим площинам моменти стійкості та перекидні моменти, а також коефіцієнт стійкості тіла.
6. Ступінь відносної рухомості біоланок тіла людини.
7. Особливості функціонування життєво важливих систем організму, що обслуговують рухову систему та забезпечують відповідні силові можливості м'язової системи.

Визначення усіх цих критеріїв обов'язкове при біомеханічному аналізі положень тіла людини, яка знаходиться у рівновазі.

У підсумку можна зазначити, що тіло набуває тим більш стійкого положення,

- чим нижче розташований ЦМТ,
- чим більша площа опори тіла,
- чим ближче до центра перетинає площу опори лінія тяжіння,
- чим більший кут та момент стійкості має тіло у даному напрямку,
- більший за одиницю коефіцієнт стійкості тіла.



Оцінювання стійкості

Підтримання людиною свого тіла в рівновазі - це результат узгодженої роботи трьох сенсорних систем та центральної інтеграції в мозочку, стовбурі та корі. Порушення на будь-якому рівні можуть викликати падіння, атаксії, запаморочення, тому ці знання критично важливі для неврології, реабілітації, геріатрії та фізіотерапії.

Оцінка стійкості є обов'язковою частиною неврологічного та фізіотерапевтичного обстеження пацієнта.

Ступінь стійкості необхідно визначати при діагностиці неврологічних, ортопедичних, геріатричних порушень, при оцінці ризику падінь у людей похилого віку, під час контролю ефективності реабілітації після інсультів, травм, при оцінці рівня розвитку у дітей з порушеннями координації тощо.

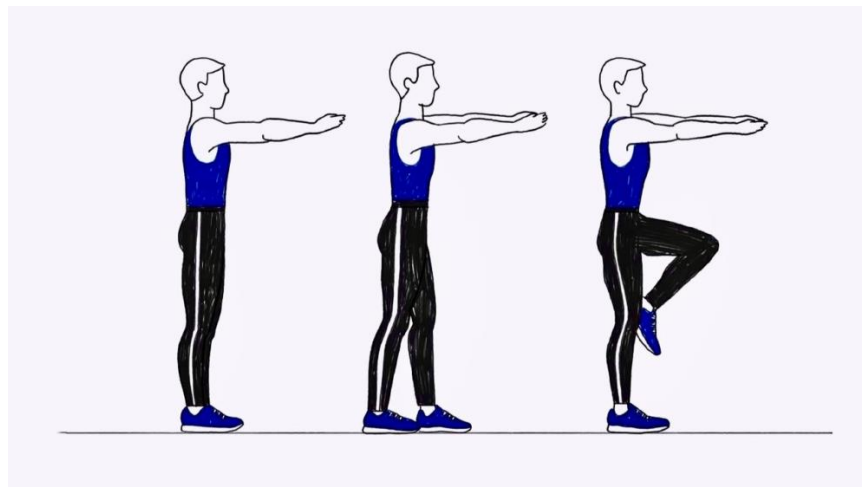
В медичній практиці застосовують клінічні і інструментальні методи оцінки стійкості людини.

Клінічні методи (функціональні тести)

Вони прості, не потребують спеціального обладнання і підходять для використання в палаті чи кабінеті лікаря.

- **Тест Ромберга (Romberg Test):**

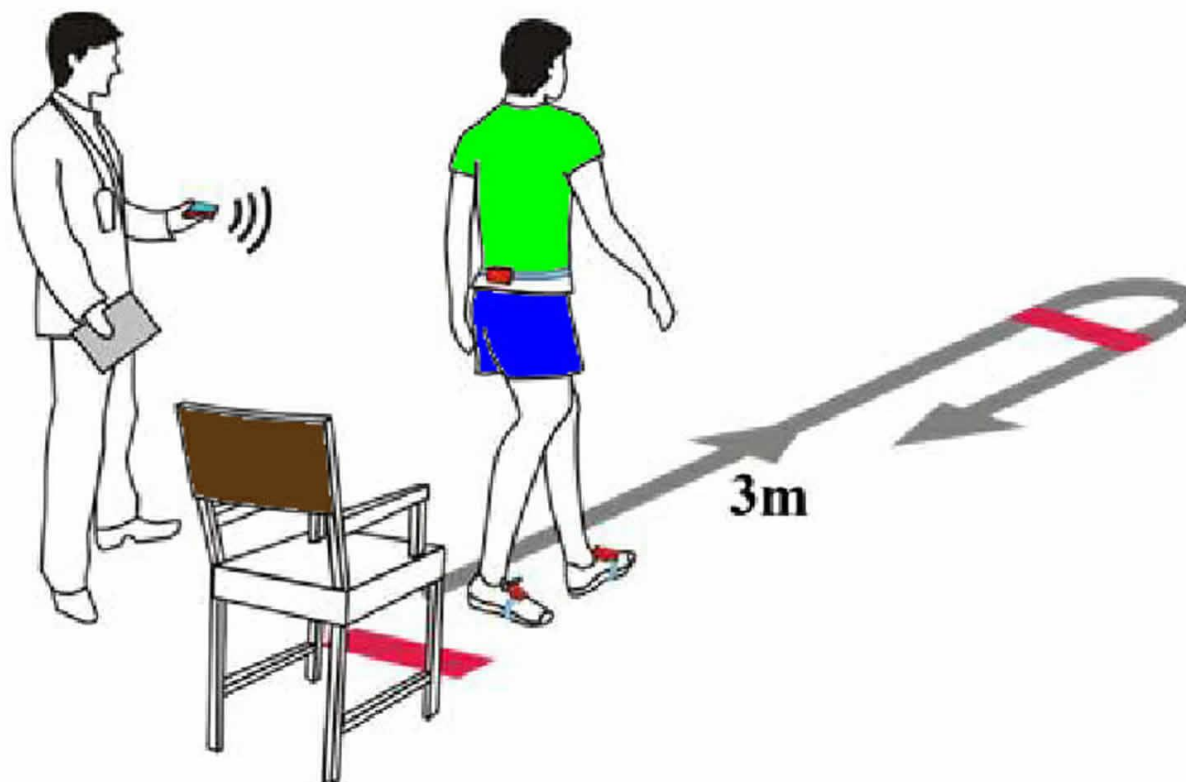
пацієнт стоїть із зімкнутими ногами, очі спочатку відкриті, потім закриті. Оцінюється здатність утримати рівновагу з закритими очима. Позитивний симптом означає порушення пропріоцепції або вестибулярної системи.



- **Тест «Вставай і руш» (Timed Up and Go (TUG) test):**

пацієнт встає зі стільця, проходить 3 м, повертається, сідає назад; вимірюється час виконання завдання.

Час < 10 секунд – це норма; час > 13,5 секунд - ризик падіння (особливо у літніх)



- **Шкала Берга (Berg Balance Scale):**

складається з 14 завдань (встати, сісти, підняти предмет, повернутися тощо). Кожне оцінюється від 0 до 4 балів.

Максимальна кількість балів - 56, кількість < 45 балів означає високий ризик падіння.



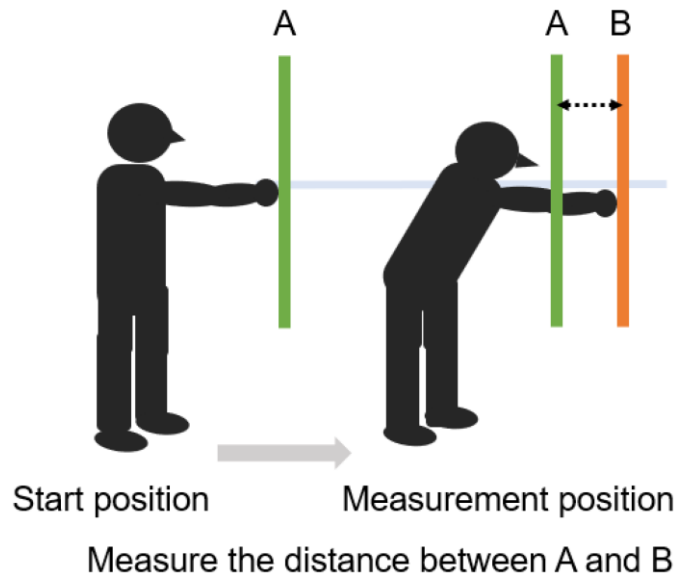
- **Тест функціональної досяжності (Functional Reach Test):**

пацієнт стоїть з витягнутою рукою, потім тягнеться рукою вперед, стоячи на місці і не втрачаючи рівноваги. Мета - виміряти, наскільки далеко людина може дотягнутися вперед, не зробивши кроків і не втративши баланс.

Норма залежить від віку:

молоді дорослі: 35–40 см, особи 65+ років: 25–30 см.

Відстань < 15-18 см у літніх людей - серйозний індикатор обмеженої стабільності; означає підвищений ризик падіння.



- **Тест Тінетті (Tinetti Balance Test):**

це клінічний тест, який використовується для оцінки рівноваги, ходи та ризику падінь у пацієнтів, особливо літніх. Він складається з двох частин: оцінки рівноваги та оцінки ходи.

Використовується в геріатрії.



Інструментальні методи

- **Стабілографія (платформна постурографія)** – вважається найточнішим і найпоширенішим інструментальним методом оцінювання здатності утримувати рівновагу.

Людина стоїть на спеціальній платформі, яка реєструє коливання тіла (центр тиску тіла (ЦТТ), зміщення маси). Може виконуватись із відкритими/закритими очима, на нестійкій поверхні тощо.



Типи постурографії

- Динамічна постурографія – оцінка рівноваги під час рухів або навантажень.
- Статична постурографія – оцінка рівноваги під час стояння на місці.



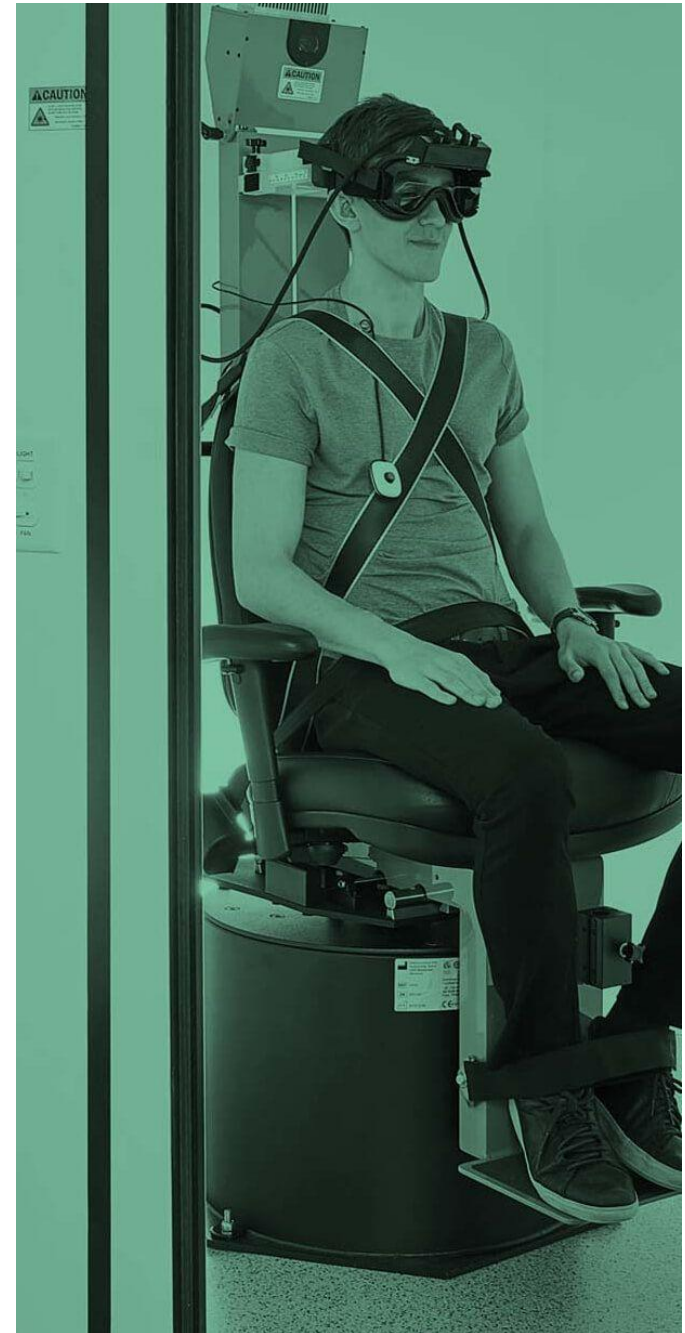
Параметри, що оцінюються при постурографії:

- амплітуда і швидкість коливань тіла (коливань ЦТТ),
- площа рівноважного поля (площа коливань ЦТТ),
- постурографічний індекс стабільності.



- **Вестибулометрія / вестибулярні проби**

Інструментальна вестибулометрія – це діагностичний метод, який використовується для оцінки функціонального стану вестибулярного апарату, що відповідає за баланс і координацію. Проводиться за допомогою спеціального обладнання, що дозволяє аналізувати рухи очей під час різноманітних тестів, таких як *відеоністагмографія, позиційні тести, калоричні проби.*



- *Калорична проба* – вплив на вухо холодною або теплою водою/повітрям для оцінки вестибулярного апарату.

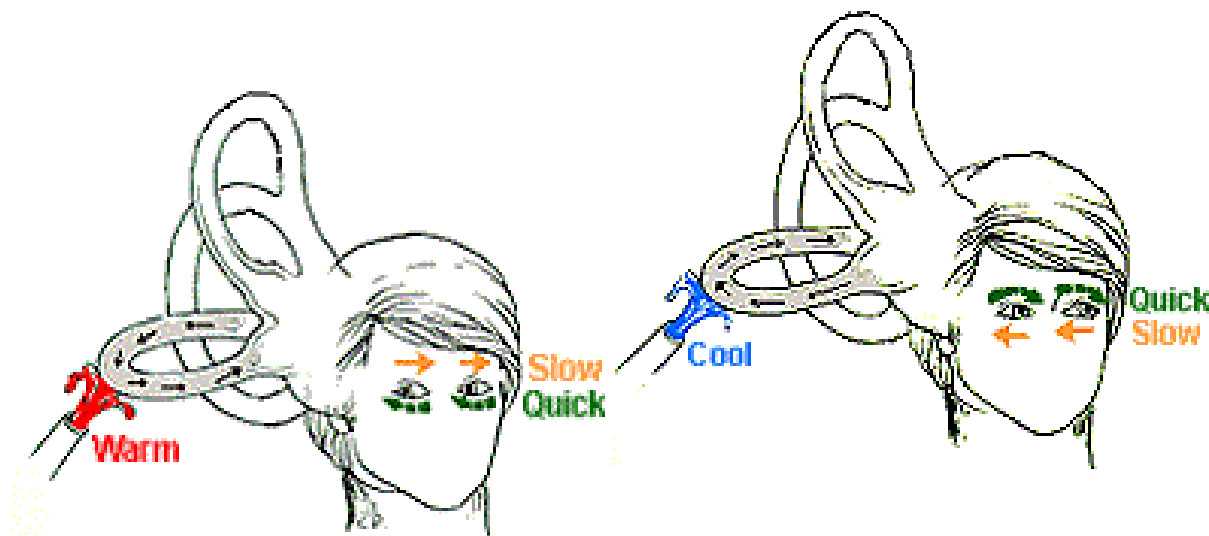
Канал зовнішнього слухового проходу промивається водою або повітрям певної температури, що викликає рух ендолімфи у півколовому каналі. Це подразнює рецептори й викликає вестибулярний ністагм у відповідний бік.

Таблиця 1. Швидкість повільної фази ністагму під час калоричної проби

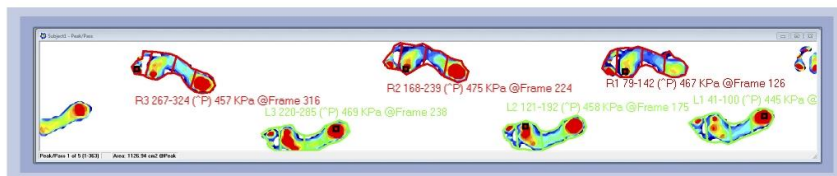
Калорична проба, °C	Швидкість повільної фази, °/с
Справа 44	30
Зліва 44	20
Справа 30	50
Зліва 30	20

Таблиця 2. Кульмінаційна частота ністагму при калоричній пробі

Реакція, °C	Нормальна частота ністагму (бітів за 30 с)
Справа 44	22–59
Зліва 44	23–63
Справа 30	24–67
Зліва 30	27–68



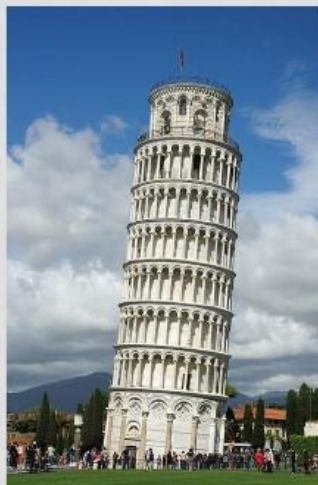
- Платформа Біоаналізу Ходи (Gait Analysis Platforms)**
 Оцінка параметрів ходи: крок, довжина, швидкість, симетрія, фаза опори. Дозволяє виявити порушення рівноваги, які проявляються лише під час руху.



Дякуємо за увагу !

БАШТИ, ЯКІ ПАДАЮТЬ:

Пізанська вежа



Дзвінниця, що падає

Література

1. Кнігавко В. Г., Зайцева О. В., Бондаренко М. А. та ін. Основи біофізики та медична апаратура: навч. посіб. для студентів мед. ун-тів / за ред. В. Г. Кнігавка. — Харків: ХНМУ, 2019. — 177 с.
2. Салєєва А. Д., Семенець В. В., Носова Т. В. та ін. Біомеханічні основи протезування та ортезування: навч. посіб. — Харків: ХНУРЕ, 2022. — 352 с.
3. Білаш С. М., Коптєв М. М., Проніна О. М. та ін. Фізіологія людини з основами біомеханіки жувального апарату: підручник. — Київ: Укрпатент, 2024. — 256 с.
4. Кізілова Н. М. Основи біомеханіки: конспект лекцій для студентів спец. «Прикладна математика». Ч. 1. Загальна і молекулярна біомеханіка. — Харків: ХНУ ім. В. Н. Каразіна, 2024. — 104 с.

5. Тісов О. В. Основи біомеханіки: навч.-метод. комплекс навч. дисципліни. — Київ: НАУ, 2015. — 120 с.
6. Rabbany S. Y., Rooney D. M., Merna N. Fundamentals of Biomechanics: From Cells to Organ Systems. — Cham: Springer, 2025. — XIII, 252 p.
7. Richards J. The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics. 2nd ed. — Elsevier, 2018. — 380 p.
8. Hall S. J. Basic Biomechanics. 10th ed. — New York: McGraw-Hill Education, 2025.
9. Oomens C., Brekelmans M., Loerakker S., Baaijens F. Biomechanics. 2nd ed. — Cambridge: Cambridge University Press, 2018.

10. Uchida T. K., Delp S. L. Biomechanics of Movement: The Science of Sports, Robotics, and Rehabilitation. — Cambridge, MA: MIT Press, 2020.

11. Haluzynskyi O., Linenko O., Bondarenko S. et al. Osseointegrative prosthetics: opportunities, challenges, and prospects for its application in the rehabilitation of patients with amputated limbs. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics. 2024;(3):86–97. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872024386-97>

12. Sitenko O., Sitenko T. Biomechanical aspects of endo-exo-prosthetics of the lower limbs. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics. 2024;(2):69–75. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872024269-75>

13. Zubov D., Poliachenko I., Kostrub O. et al. Biotechnological aspects of the working-out and manufacturing of living bone equivalent. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics. 2024;(4):87–92. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872023487-92>

14. Dudok G., Semenyuk N., Faryna V. D. et al. Polymers in biomedical engineering: materials for prosthesis and orthosis production. CTAS. 2024;7(1):211–220. DOI: <https://doi.org/10.23939/ctas2024.01.211>

15. Ponomarenko G. N., Smirnova L. M., Yuldashev Z. M. Digital transformation of prosthetics and orthotics. Biomedical Engineering. 2024;(5):305–310. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10527-023-10321-8>

16. Oldfrey B. M., Ramirez D. Z. M., Miodownik M. et al. A scoping review of digital fabrication techniques for prosthetic and orthotic devices. *Prosthetics and Orthotics International*. 2024;48(5):574–589. DOI:

<https://doi.org/10.1097/PXR.00000000000000351>

17. Presnyakov E. V., Komarov A. V., Bozo I. Ya. et al. Biotechnological method for bone tissue recovery: theoretical basis and clinical application. *Renewable biotechnologies*. 2024;2:101–112. DOI: <https://doi.org/10.13034252X2024021012>

18. Fogarty K., Yang J., Patodi C. K. et al. Best Foot Forward: Robust Foot Reconstruction in-the-wild. *arXiv preprint arXiv:2502.20511*. 2025.