DOI: https://doi.org/10.31392/UDU-nc.series15.2025.03к(188).06

Архипов О.А.
ORCID iD: https://orcid.org/0000-0002-8439-5833
доктор педагогічних наук, професор,
Український державний університет імені Михайла Драгоманова, м. Київ
Носко Ю.М.
ORCID iD: https://orcid.org/0000-0001-9903-9164
доктор педагогічних наук, професор,
Національний університет «Чернігівський колегіум» імені Т.Г. Шевченка, м. Чернігів
Шумейко А.
магістр 1 курсу факультету фізичного виховання, спорту і здоров'я,
спеціалізація «Фізкультурно-спортивна реабілітація»,
Український державний університет імені Михайла Драгоманова, м. Київ

БІОПАРИ У РОБОТІ ВАЖЕЛІВ РІЗНОГО РОДУ В РУХАХ ЛЮДИНИ

У статті розглядається рух біоланок, як важелів I, II, III роду, досліджено взаємозв'язок між будовою біоланок та їх можливих рухів з поняттям «важіль». Визначено взаємозв'язок між будовою біоланок та їх можливих рухів з поняттям «важіль». Досліджено розподіл біоланок тіла людини на важелі різного роду в залежності від понять «рівновага», «сила», «швидкість». Представлено класифікацію біопар тіла людини, як важелів I, II, III. Доводиться твердження, що закони класичної фізики підтверджуються в опорно-рухової системи людини. Скелет людини – це одна з основних частин опорно-рухової системи. Саме скелет та м'язи складають опору нашого тіла.

Ключові слова: *біоланки, біопари, біоланцюги, важелі I, II та III роду, рівновага, сила, швидкість руху.*

Arkhipov O.A., Nosko Y.M. Shumeiko Alla The kinematic chains in the work of levers of different kinds in human movements. *The article examines the movement of limb segments as levers of the 1st, 2nd, and 3rd types and explores the relationship between the structure of these segments and their possible motions in relation to the concept of a lever. The classification of human body segments into different types of levers is analyzed based on the concepts of "equilibrium," "force," and "velocity." It is demonstrated that the laws of classical physics are applicable to the human musculoskeletal system.*

The human skeleton is one of the main components of the musculoskeletal system, and together with muscles, it provides structural support and mobility.

The framework of the body is the skeleton, consisting of approximately 200 bones, connected in such a way that their relative position can change during movement. Bones are moved by skeletal muscles, each of which is attached to two different bones.

Limb segments function as a combination of levers and pendulums. Bones, which are movably connected at joints, form the basis of kinematic chains and joint articulations. Forces (muscle-generated forces and external loads) applied to them act on the segments of kinematic chains as levers. This allows for the transmission of force through segments over a distance and modifies the effect of applied forces.

Bony levers, which are movably connected at the joints, can maintain or change their position under the influence of applied forces. All forces acting on a bony segment as a lever can be divided into two groups:

1) Forces lying in the plane of the joint axis (these do not affect movement around this axis);

2) Forces with components in a plane perpendicular to the lever's axis (these forces influence movement around this axis in two opposing directions), i.e., propulsive forces (acting in the direction of movement) and resistive forces (acting against movement).

Levers are classified as follows: 1st-class levers (when forces are applied on opposite sides of the fulcrum). In other words, if two forces act on opposite sides of the fulcrum of a limb segment where rotation is possible, and they act in the same direction, it forms a first-class lever. 2nd-class levers: When forces are applied only on one side of the fulcrum, acting in opposite directions with equal force arms, the system forms a second-class lever. 3rd-class levers: When forces are applied on the same side, but the force arms are unequal. First-class levers are double-armed, while second- and third-class levers are single-armed.

Muscle forces may be applied not perpendicularly to the lever but at an angle. When a force is applied at an acute or obtuse angle, its effect on the lever can be determined by decomposing it into components: one directed along the length of the lever and the other perpendicular to it. The first force component is not considered in movement analysis, as it primarily causes joint compression, increases or decreases joint surface contact pressure, or, if the lever is not securely fixed, causes displacement along its length. The second component is the effective force responsible for movement.

For different muscles attached at different points on a bone, the lever type may vary. The article examines how, relative to its flexor muscles, the forearm functions as a third-class lever (single-armed). However, relative to the extensor muscles (when holding the body above the head), the forearm acts as a first-class lever (double-armed). Thus, depending on the simultaneous movement of the shoulder-forearm-hand kinematic chain in flexion-extension, abduction-adduction, and pronation-supination, it is demonstrated that these segments act as both first- and third-class levers.

Key words: *limb segments, kinematic chains, joint articulations, first-, second-, and third-class levers, equilibrium, force, movement velocity.*

Актуальність (деякі відомості з механіки твердого тіла)*:* Рух грає величезну роль в житті всіх живих істот в тому числі і людини. Воно є основною відмінністю тварин і людини від рослин. За допомогою руху жива істота пристосовується до навколишнього світу. Фізика тісно пов'язана з опорно-руховою системою людини, закони класичної фізики застосовуються в опорно-рухової системи людини.

Дослідження здійснення рухів у біоланках людини з точки зору системи важелів допоможе підвищити ефективність руху при виконанні певних вправ, покращити фізичні показники тощо. Тому ця тема є актуальною і варта уваги та ретельного розгляду.

Вона дозволить більш детально розглянути можливості рухової функції тіла людини, а саме:

- відновлення втрачених рухів через побудову спеціальних рухових програм у фізкультурно-спортивній реабілітації та оздоровчому тренуванні людини з урахуванням особливостей кожного індивіда;

- розвиток рухових якостей, в тому числі сили, як головного критерію можливостей роботи з ОРА тіла людини в умовах постійно-діючої, долаючої механічної роботи. Прикладом можуть стати тренажери зі спеціальною конструкцією, де завжди виконується долаюча робота в обертальних рухах, такі як біцепс машина з ексцентриком;

- підвищення спортивно-технічної майстерності (особливо у видах спорту зі складно-координаційною структурою рухів) (ефективність та економічність руху).

Ефективність руху залежить від економічності і полягає в тому, щоб повністю використати весь запас механічної енергії для досягнення високих спортивних результатів, чим більше тренований спортсмен, тим запас механічної енергії більший. З цього формується головний теоретичний та практичний зміст спортивного тренування та понять: спортивно-технічна майстерність; спортивна техніка.

***Мета дослідження*:** проаналізувати роботу біоланок людини як системи важелів та довести, що закони класичної фізики підтверджуються в опорно-рухової системи людини.

Задачі роботи:

1. Визначити взаємозв'язок між будовою біоланок та їх можливих рухів з поняттям «важіль».
2. Дослідити розподіл біоланок тіла людини на важелі різного роду в залежності від понять «рівновага», «сила», «швидкість».
3. Представити класифікацію біопар тіла людини, як важелів I, II, III.

Виклад основного матеріалу. *Плече важеля* – це *відстань від точки опори важеля до місця прикладення сили*. Коли сила *F* прикладена до важеля під кутом, що не є прямим, то її можна розкласти на *тангенціальну* (дотичну до траєкторії точок важеля) і *нормальну* (перпендикулярно напрямку руху) складові.

Тангенціальна складова впливає на швидкість руху важеля, тому вона має назву *обертальної* (або *явної*). З точки зору механіки нормальна складова, яка спрямована вздовж важеля, ніякого ефекту не робить.

Однак біомеханічний підхід потребує враховувати, що вона притискує суглобні поверхні кісток одну до одної, і цим закріплює суглоб, звідси і її назва – *закріплююча*.

Для приведення тіла (окремої ланки) до руху потрібна пара сил. У суглобі пара сил утворюється *силою тяги м'язів* і *реактивною силою*, при чому остання утворюється внаслідок тиску однієї суглобної поверхні на іншу.

Розглянемо цю обставину на прикладі обертального руху при згинанні у ліктьовому суглобі.

Динамічна схема обертання в ліктьовому суглобі, де, кістки передпліччя утворюють **важіль III роду** представлена на рис. 1.

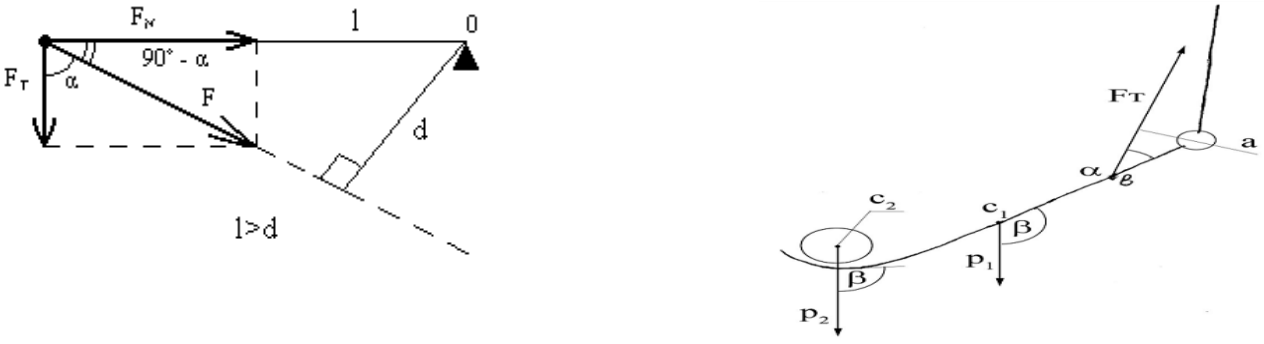


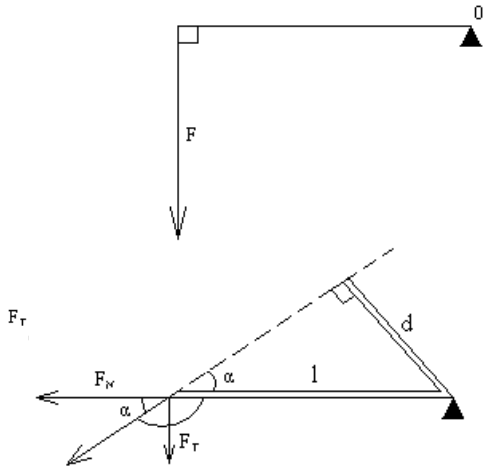
Рис. 1. Динамічна схема обертального руху в ліктьовому суглобі

На рис. 1 через Fт – позначено силу тяги двоголового м'язу за променеву кістку. Ця сила розкладається на дві складові: обертальну силу (*ab*) і силу тиску променевої кістки на плечову (*ad*). *F*т – сила тяги двоголового м'язу; *F*р – реактивна сила

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

Сила Fт разом із силою *F*р утворює пару сил, що призводять до згинання у ліктьовому суглобі. Якщо б реактивна сила була б відсутня, то замість згинання у ліктьовому суглобі відбулося б переміщення передпліччя за напрямком тяги двоголового м'язу.

Для визначення обертального моменту *M (F)*, величину м'язової сили (або іншої діючої сили, наприклад, сили тяжіння) *F* помножують на її плече *d* (перпендикуляр, який опущений з центру суглобу на лінію дії сили *F*. Плече сили *d* визначають як: *d =l sinα*): Тоді обертальний момент*: M (F)= F d= F l sinα* (1). Якщо *α*= 90˚ → *M(F)= F lє*



а) прямий кут
l = d;
M(F) = F d = F l

б) тупий кут: *l > d*
M(F) = F d = F l sin α

в) гострий кут: *l > d*
M(F) = F·d = F·l·sinα

Хай плече займає вертикальне положення, а передпліччя зігнуто під деяким кутом. *Двохголовий м'яз тягне за променеву кістку вверх. Момент обертання двоголового м'язу дорівнює добутку сили Fm на плече l=ab і sinα: M (*Fт*)=* Fт *l sinα.*

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

Місцем прикладання сили P_1 є центр тяжіння системи «передпліччя – кисть» (т. C_1), тобто маємо плече: $l_1=ac_1$, а місцем прикладення сили P_1 – центр тяжіння тіла (т. C_2), тобто маємо плече: $l_2=ac_2$.

Обертальні моменти цих сил у відношенні до ліктьового суглобу дорівнюють: $M(P_1)= P_1 \cdot l_1 \cdot sin\beta$ (3); $M(P_2)= P_2 \cdot l_2 \cdot sin\beta$ (4)

Для того, щоб м'яз утримував вантаж (*умова рівноваги)* необхідно, щоб момент сили м'яза і моменти сил тяжіння урівноважували один одного: *M (*Fт*) = M (P1) + M (P2)* (5). У випадку: *M (*Fт*) > M (P1) + M (P2)* (6); у ліктьовому суглобі відбувається згинання. У випадку: *M (*Fт*) < M (P1) + M (P2)* (7); у ліктьовому суглобі відбувається розгинання. У випадку (5) м'яз виконує *утримуючу роботу*, в (6) – *долаючу роботу*, в (7) – *поступливу роботу.*

Зрозуміло, що зі зміною положення частин тіла, тобто зі зміною кутів між ланками тіла, змінюється і плече сили тяжіння м'язів. Разом із цим змінюються і механічні умови прояву м'язової сили. Якщо плече цієї сили підвищується, то механічні умови для роботи м'язів полегшуються.

При скороченні м'язу кут його підходу до кістки збільшується, а отже, збільшується плече сили і обертальний момент, тобто сила тяги м'язу зменшується. Таким чином, механічні і фізіологічні умови прояву м'язової сили під час руху в суглобі, змінюються у протилежних напрямках.

Біоланки являють собою своєрідні важелі і маятники. Кістки, які з'єднані рухомо, утворюють основу біокінематичних пар і біоланцюгів. Прикладені до них сили (м'язової тяги та інші) діють на ланки біокінематичних ланцюгів, як важелі. Це дозволяє передавати дію сили через ланки на відстані, а також змінювати ефект прикладених сил. Кісткові важелі, які рухомо з'єднані у суглобах, можуть під дією прикладених сил зберігати положення і змінювати його. Усі сили, що прикладені до кісткової ланки як до важеля, можна поділити на групи:

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

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

Як відомо, важелі бувають: ***I роду*** (коли сили прикладені по різні боки від точки опору). Іншими словами, якщо дві сили розташовані з двох сторін від точки опори біоланки тіла, біля якої можливе обертання, і діють в одному напрямку, це є важелем ***першого*** роду. Важелі ***II роду:*** Коли сили прикладені тільки з одного боку по відношенню до точки опори тіла і направлені в різні сторони та плечі сил є однаковими, тіло утворює важіль ***другого*** роду. Важелі ***III роду:*** коли сили прикладені по один бік, але плечі сил є неоднаковими. *Двоплечими* є важелі ***I роду***, а *одноплечими* ***II і III роду***.

М'язові сили можуть бути прикладені не перпендикулярно важелю, а під деяким кутом до нього. Якщо ця сила прикладена до важеля під гострим або тупим кутом, дію цієї сили на важіль можна визначити шляхом розкладання її на складові, одна з яких буде спрямована по довжині важеля, а інша - перпендикулярно до неї. Перша сила для пояснення цього руху не береться до уваги, оскільки її дія викликає стиск важеля, більше або менше притиск один до одного суглобових поверхонь, якщо важіль не був досить закріплений, зміщення його за довжиною. Друга сила є корисною складовою, вона і здійснює рух.

Щодо рухового апарату людини важіль ***першого роду*** називається ще ***«важелем рівноваги»*** (рис. 2, а).

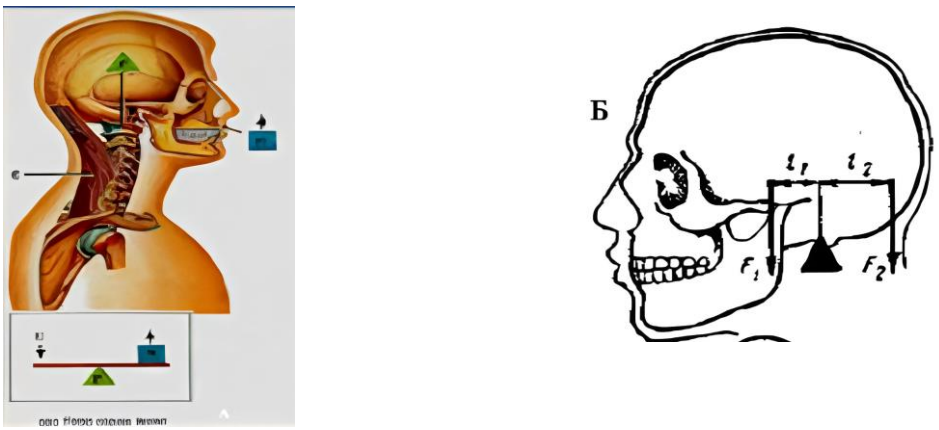


Рис. 2 (а). Череп як важіль І роду (рівноваги): *Ліва стрілка показує напрямок сили тяжіння, права - напрямок сили м'язової тяги; точка на вершині клину вказує положення поперечної осі атлантопотилкового зчленування; прямі лінії позначають плече сили тяжіння (ліворуч) і плече сили м'язової тяги (праворуч).*

Такою рівновагою відрізняється положення всіх ланок тіла, що знаходяться вище по відношенню до розташованих нижче (наприклад, голови по відношенню до хребетного стовпа, тазу по відношенню до стегна). У першому прикладі основними силами, які сприяють нахилу голови вперед, є сила тяжіння та сила м'язової, а також зв'язувальної тяги. Коли голова тримається прямо, вертикаль її центру тяжіння, що знаходиться трохи позаду турецького сідла, проходить попереду від поперечної осі атлантопотилкового зчленування. Рівнодійна м'язової сили та зв'язкової тяги, прикладена до потиличної кістки, проходить позаду цієї осі. Умовою рівноваги є рівність обертових моментів цих двох сил. Оскільки сила тяжіння завжди має вертикальний напрямок, то її плече розташоване горизонтально. Сила м'язової, а також зв'язкової тяги йде дещо навскіс. Отже, її плече розташовується не горизонтально, а трохи під нахилом. У тих випадках, коли рівновага порушується і крутний момент однієї сили стає більше або менше крутного моменту іншої сили, відбувається згинання або розгинання голови. Нахил голови відбувається не тільки завдяки впливу сили її тяжіння, але також за деякої, хоча б незначної участі м'язів, розташованих спереду шийного відділу хребетного стовпа. До цих м'язів належать не тільки всі м'язи, що прикріплюються до під'язикової кістки і йдуть до неї знизу і зверху, але і головним чином м'язи, що лежать безпосередньо на передній поверхні хребетного стовпа (довгий м'яз голови і довгий м'яз шиї). Тому було б правильніше говорити не про обертальний момент сили тяжіння, а про момент сил, що сприяють нахилу голови вперед. Важіль з точки опору до точок докладання зусиль (рис. 2, б):



Рис. 2 (б). *Важіль з точки опору до точок докладання зусиль:*
Важіль другого роду. *Розрізняють два різновиди цього важеля.*

Першу зазвичай називають «важелем сили». Він характеризується тим, що плече сили м'язової тяги більше за плече сили тяжіння.

Прикладом такого важеля може бути стопа під час підйому на пів пальці (рис. 3). Місцем опори в цьому випадку є головним чином головки плюсньових кісток, через які проходить вісь обертання всієї стопи.

Сила м'язової тяги, якщо позначити її напрям у вигляді прямої, що йде від кістки п'яти в напрямку тяги триголового м'яза гомілки (як найбільш енергійного згинача стопи), має більше плече, ніж сила тяжіння. Остання передається через кістки гомілки на стопу і тисне безпосередньо на таранну кістку, сприяючи опусканню стопи. Рухи важеля цього виду досить обмежені, тут виграє сила за рахунок програшу в амплітуді та швидкості руху.

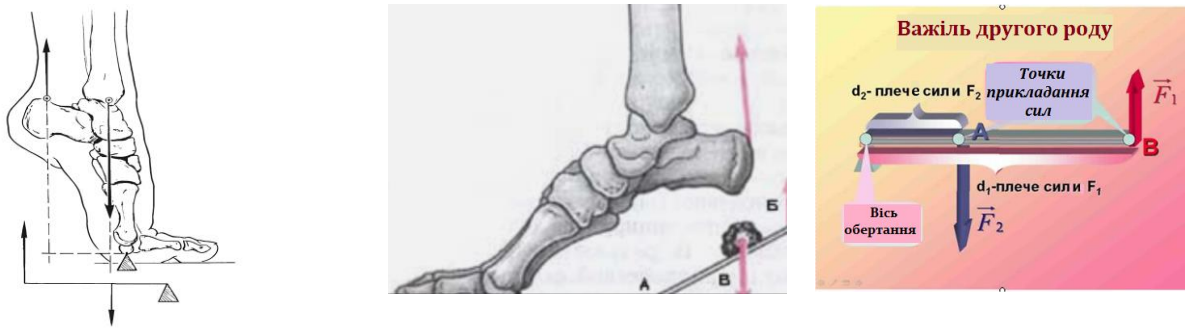


Рис. 3. Стопа, важіль другого роду, як важіль сили: стрілка, що йде вниз, показує напрямок сили тяжіння, що діє з гомілки на стопу; стрілка, що йде вгору, - напрям тяги триголового м'язу гомілки

Другий різновид важеля ***другого роду*** (рис. 4) ***прийнято називати «важелем швидкості».***

Більшість важелів, зокрема на кінцівках, є важелями *швидкості.* Завдяки цій відносно невеликій зміні довжини м'язів збільшуються у кілька разів. Наприклад, під час згинання передпліччя скорочуються м'язи, рівнодіюча яких проходить спереду поперечної осі ліктьового суглоба.

Плече цієї рівнодіючої дорівнює приблизно 2 см, а плече сили тяжіння, якщо людина утримує кистю при зігнутому передпліччі вантаж 16 кг, приблизно 20 см, тобто плече сили опору приблизно у 10 разів більше, ніж плече м'язової сили.

Умовою рівноваги є рівність обертових моментів цих двох сил. Звідси зрозуміло, чому при підйомній силі м'язів-згиначів передпліччя, що дорівнює приблизно 160 кг, нетренована людина може утримати при зігнутому передпліччі лише близько 16 кг. Справді, 160×2 = 16×20, тобто кожен обертальний момент дорівнює 320. При такому важелі другого роду є програш у підйомній силі, але значний виграш в амплітуді та швидкості руху. Дійсно, при згинанні в ліктьовому суглобі можна кистю, а тим більше кінцями пальців, робити рухи зі значно більшою амплітудою та швидкістю, ніж рухи п'ятою стопи при підйомі на носки. Але, піднімаючись на півпальці, людина піднімає тяжкість всього тіла, яка до того ж може бути збільшена будь-яким вантажем, а кистю - тяжкість значно менша.

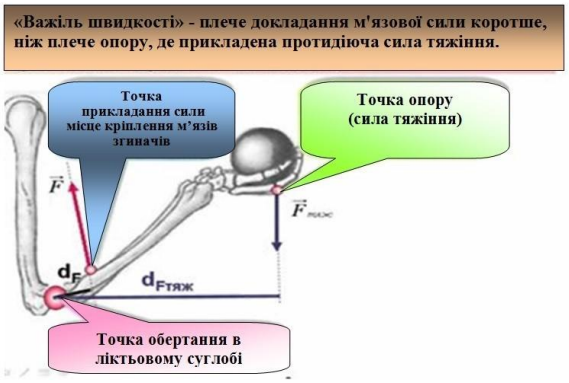


Рис. 4. Важіль швидкості

Ступінь розвитку м'язів у різних людей дуже різна. Вона залежить від віку, статі, професії та інших факторів. Нерідко трапляються також індивідуальні особливості розвитку м'язової системи. Крім цих особливостей, які зазвичай називаються варіантами м'язів, бувають аномалії розвитку м'язової системи.

Наприклад, деякі м'язи можуть бути відсутніми (навіть такий великий м'яз, як великий грудний) або ж, навпаки, можуть бути додаткові м'язи (наприклад, грудинні); іноді м'язи мають додаткові пучки, головки (наприклад, не дві, три, чотири або навіть п'ять головок у двоголового м'яза плеча), сухожилля і т.д.

Загальна маса м'язів людини становить близько 35-40% ваги тіла. У жінок цей відсоток дещо нижчий, ніж у чоловіків. У дітей, особливо у новонароджених, м'язи становлять відносно меншу масу - 20-22%.

З віком цей відсоток підвищується, а до старості знову зменшується до 25-30%. У спортсменів з добре розвиненою мускулатурою загальна вага м'язової маси може досягати навіть 50% ваги тіла.

Прикладом важелю ***III роду*** є передпліччя при утриманні будь-якого тіла (рис. 5, А): гравітаційна сила F_1 і протидіюча їй сила м'язової тяги F_2 прикладені по один бік від точки опори, яка знаходиться в ліктьовому суглобі.

Подібних важелів у тілі людини більшість. Але є і важелі *I роду*, наприклад, голова. (див. рис.1).

В.

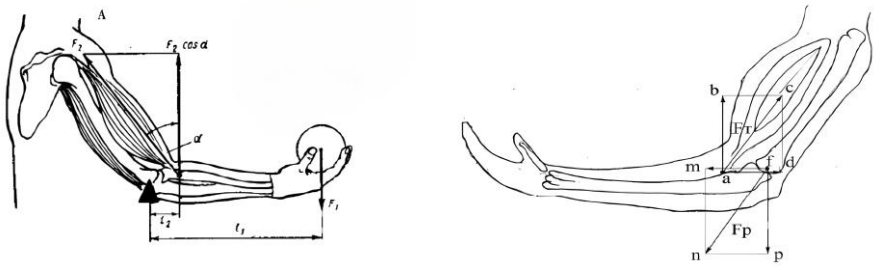
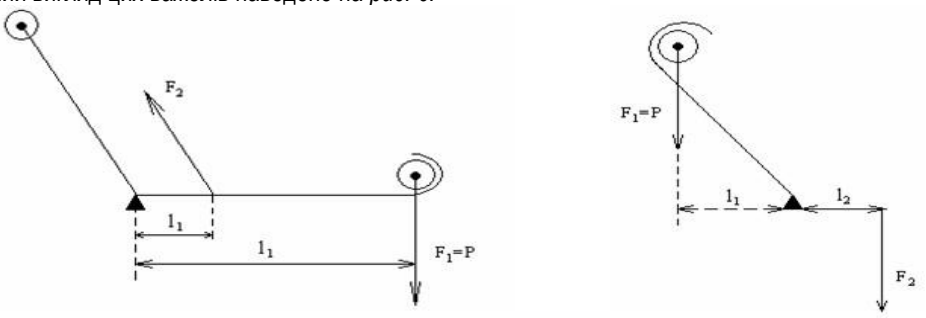


Рис. 5. Приклади важелів різного роду: А. – *передпліччя, як \важіль II роду,* В. - *Передпліччя, як важіль швидкості: схема дії пари сил при обертальному русі в суглобі; стрілка, що йде вниз, показує дію сили тяжіння; стрілка, що йде вздовж двоголового м/язу плеча - напрям сили тяжіння цього м'яза; перпендикулярно до неї відповідна переривчаста лінія - плече сили м'язової тяги; точка на вершині трикутника - положення поперечної осі ліктьового суглоба, як важіль III роду.*

Крім того, для різних м'язів, які прикріплюються у різних місцях кісткової ланки, важіль може бути різного роду. Так, як було нами розглянуто, відносно своїх згиначів передпліччя являє собою одноплечій важіль (***III роду***). Відносно ж м'язів-розгиначів (при утримуванні тіла над головою) – передпліччя виступає вже двоплечим важелем (***I роду***). Тобто в залежності від одночасного руху біопари плече-передпліччя-кисть в напрямках згинання-розгинання, відведення-приведення, пронація-супінація (долаюча-поступлива робота) доводиться, що вони є важелями I та III роду.

Схематичний вигляд цих важелів наведено на *рис. 6.*



важіль III роду *важіль* I роду

Рис. 6. Схематичний вигляд утворення важелів передпліччям руки: III роду при утриманні рукою вантажу (схема зліва), I роду – при підйомі вантажу над головою (схема справа)

Результати роботи ще раз доводять, що рух грає величезну роль в житті всіх живих істот в тому числі і людини. Фізика нерозлучним чином пов'язана з опорно-руховою системою людини. Механіка - це розділ фізики, яка активно функціонує в кінцівках, кістках і скелета людини. В опорно-рухової системи людини діють важелі деформації у всіх своїх видах. Скелет має низку функцій: служить опорою організму, захищає внутрішні органи людини від механічних пошкоджень, служить місцем прикріплення м'язів.

Висновки: 1. Визначено взаємозв'язок між будовою біоланок та їх можливих рухів з поняттям «важіль». 2. Досліджено розподіл біоланок тіла людини на важелі різного роду в залежності від понять «рівновага», «сила». «швидкість». 3. Представлено класифікацію біопар тіла людини, як важелів I, II, III.

Література

1. American College of Sports Medicine. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (10th ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer, 2018. p. 13-26.

2. Bernard Drouin. Biomecanique du mouwement humain. W.B. Saunders Company Philadelphia, 1986, p. 41-96.

3. Архипов О.А. Біомеханічний аналіз (видання третє доповнене і перероблене). Навчальний посібник з грифом МОНУ. Київ: Талком, 2017. 241 с.

4. Біомеханіка спорту: підручник / О.Ю. Рибак та ін. Львів : ЛДУФК ім. Івана Боберського, 2021. 268 с.

5. Григор'єва Л.І., Томілін Ю.А. Основи біофізики та біомеханіки: навчальний посібник. Миколаїв: Чорномор. держ. ун-т ім. Петра Могили, 2011. С. 178-183.

6. Зорін І.І. Елективний курс «Елементи біофізики»: 9кл. М: ВАКО, 2007. С. 16-33.

7. Сидоренко П.І., Бондаренко Г.О., Куц С.О. Анатомія та фізіологія людини: підручник (ВНЗ I—III р. а.). Київ: Всеукраїнське спеціалізоване видавництво «Медицина», 2015 С. 33-67.

8. Фекета В.П. Курс лекцій з нормальної фізіології: Навчальний посібник. Ужгород, 2003. С. 23-56.

9. Хуторський А.В., Хутірська Л.Н. Захоплююча фізика: Збірник завдань і дослідів для школярів і абітурієнтів з відповідями. - М: АРКТИ, 2001. С. 43-76.

References

1. American College of Sports Medicine. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (10th ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer, 2018. p. 13-26.
2. Arkhypov O.A. (2017) Biomekhanichnyi analiz (vydannia tretie dopovnene i pereroblene). [Biomechanical analysis] Navchalnyi posibnyk. Kyiv: Talkom. 241 p. (in Ukrainian).
3. Bernard Drouin. Biomecanique du mouwement humain. W.B. Saunders Company Philadelphia, 1986, p. 41-96.
4. Biomechanics of sports: assistant / O.Yu. Ribak ta in. Lviv: LDUFK im. Ivan Boberskogo, 2021. 268 p.
5. Feketa V.P. Course of lectures on normal physiology: Basic textbook. - Uzhgorod, 2003. p. 23-56.
6. Grigor'eva L.I., Tomilin Yu.A. Fundamentals of biophysics and biomechanics: a basic textbook. Mykolayiv: Chornomor. holding univ. im. Petra Mogili, 2011. pp. 178-183.
7. Khutorsky A.V., Khutirska L.N. Burning physics: Collection of assignments and follow-up for schoolchildren and applicants with certificates. M: ARKTI, 2001 p. 43-76.
8. Sidorenko P.I., Bondarenko G.O., Kuts S.O. Human anatomy and physiology: handyman (VNZ 1st-3rd century). Kiev: All-Ukrainian specialized department "Medicine", 2015. p. 33-67.
9. Zorin I.I. Elective course "Elements of biophysics": 9th grade. M: VAKO, 2007. P. 16-33.

DOI: https://doi.org/10.31392/UDU-nc.series15.2025.03к(188).07

Бабаліч В.А.
ORCID iD: https://orcid.org/ 0000-0001-5698-836X
кандидат педагогічних наук, доцент,
доцент кафедри теорії та методики олімпійського і професійного спорту,
Центральноукраїнський державний університет імені Володимира Винниченка,
м. Кропивницький
Маленюк Т.В.
ORCID iD: https://orcid.org/ 0000-0003-2966-1382
кандидат наук з фізичного виховання та спорту, доцент,
доцент кафедри теорії та методики олімпійського і професійного спорту,
Центральноукраїнський державний університет імені Володимира Винниченка,
м. Кропивницький
Голуб О.В.
ORCID iD: https://orcid.org/ 0000-0001-6795-6398
старший викладач кафедри теорії та методики олімпійського і професійного спорту,
Центральноукраїнський державний університет імені Володимира Винниченка,
м. Кропивницький

ЕФЕКТИВНІСТЬ СИЛОВИХ ТРЕНУВАНЬ У ВІДНОВЛЕННІ ПЛАВЦІВ ПІСЛЯ ТРАВМ СПИНИ

Розробка програми силового тренування для плавців є необхідним етапом для зміцнення м'язів, покращення стабільності у воді та зниження ризику травм. ***Метою*** *роботи було запропонувати програму силового тренування підчас відновлення працездатності плавців різної кваліфікації та визначити її ефективність. У статті охарактеризовано значення силового тренування для відновлення функціональності хребта та покращення фізичної підготовленості спортсменів. Наголошено, що поєднання силових вправ із методами фізичної терапії та медичним контролем дозволяє прискорити процес відновлення. Вказано на необхідність розробки програм, які враховують рівень кваліфікації спортсменів та індивідуальні особливості їхнього стану. Закцентовано увагу на ролі стабілізаційних і профілактичних вправ для запобігання повторним травмам. Показано, що використання адаптованих силових тренувань позитивно впливає на витривалість, силу та стабільність корпусу. З'ясовано ефективність експериментальної програми, спрямованої на зміцнення м'язів спини та стабілізацію хребта. Зроблено* ***висновок,*** *що впроваджена програма силового тренування ефективно сприяла відновленню працездатності спортсменів після травм спини та покращенню фізичної підготовленості, була зосереджена на зміцненні м'язів корпусу та хребта для запобігання повторним травмам.*

Ключові слова*: спортсмен, плавання, відновлення працездатності, програма силового тренування.*

Babalich Viktoriia, Maleniuk Tetiana, Holub Olena. Effectiveness of strength training in swimmers' recovery after back injuries. *Developing a strength training program for swimmers is a necessary step to strengthen muscles, improve stability in water, and reduce the risk of injuries. The aim of the work was to propose a strength training program during the recovery of swimmers of different qualifications and determine its effectiveness. Object of the study: the process of recovery of swimmers after back injuries. Subject of the study: The effect of complex strength training on the recovery of spine functionality and physical performance of swimmers after back injuries. Swimmers aged 16-17 years participated in the experiment. The article describes the importance of strength training for restoring spine functionality and improving the physical fitness of athletes. It is emphasized that the combination of strength exercises with physical therapy methods and medical supervision allows you to accelerate the recovery process. The need to develop programs that take into account the level of athletes' qualifications and the individual characteristics of their condition is indicated. Attention is focused on the role of stabilization and preventive exercises to prevent repeated injuries. It*