

КЛІНІЧНА ФІЗІОЛОГІЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Резюме. Як основна ланка між тулубом та нижньою кінцівкою кульшовий суглоб відіграє важливу роль у розвитку та передачі імпульсів сили під час виконання щоденних рутинних дій та спортивних вправ. Для цього суглоба характерний надзвичайно високий рівень природної кісткової стійкості, а особливості його кісткової структури мають значний вплив на його біомеханічні властивості. Такі біомеханічні принципи мають велике значення для постановки діагнозу та показань до оперативного лікування структурних аномалій кульшового суглоба, а також для розуміння фізичних навантажень на кульшовий суглоб під час спортивних тренувань, які можуть призвести до травм або хронічних патологічних процесів.

Ключові слова: біомеханіка кульшового суглоба, анатомія кульшового суглоба, патомеханіка, сили кульшового суглоба, механіка кульшового суглоба.

1. Анатомія

Розглядаючи біомеханічні принципи функціонування кульшового суглоба людини, необхідно враховувати нормальну анатомію проксимального відділу стегнової кістки і тазу, оскільки м'язи, зв'язки, а також кісткові структури забезпечують рівновагу сил, яка дає можливість здійснювати контрольовані рухи в стегново-ацетабулярному з'єднанні. Хоча локальна анатомічна структура кульшового суглоба має велике значення, необхідно згадати, що кульшовий суглоб з'єднує тулуб і нижню кінцівку, і ці структури суттєво впливають на його біомеханіку.

За класичним визначенням, кульшовий суглоб є обмеженим з'єднанням між кулястою голівкою проксимального відділу стегнової кістки і вертлюжної западиною тазової кістки. Разом голівка стегнової кістки та вертлюжна западина утворюють кулястий суглоб. Вертлюжна западина розміщується в місці з'єднання клубової, сідничної та лонної кісток тазу – Y-подібний хрящ – і починає розвиватися в ембріоні на 8-му тижні [1], а на 11-му тижні кульшовий суглоб вже є повноцінно сформованим [2]. Зростання хрящової пластини відбувається через Y-подібний хрящ, при цьому ямка кульшової западини розвивається донизу, убік та вперед у відповідь на наявність головки стегнової кістки [3, 4]. Розміри та орієнтація ацетабулярного отвору описуються рентгенографічно: оцінюються латеральний центральний кут, передній центральний кут, кут Tonnis, а також кут ацетабулярного нахилу; значення цих кутів залежить від глибини вертлюжної западини, на-

хилу її поверхні, яка утримує масу, а також відповідного обсягу покриття головки стегнової кістки [5]. Розвиток вертлюжної западини продовжується до зростання Y-подібного хряща, зазвичай до віку від 16 до 18 років [3].

Хоча класичне визначення кульшового суглоба як кулеподібного суглоба з єдиним центром ротації є концептуально простим уявленням і, таким чином, дає можливість робити припущення щодо біомеханічних властивостей суглоба та проводити робочі підрахунки, треба пам'ятати, що голівка стегнової кістки має не ідеально сферичну форму. Сам центр ротації є не однаковим для різних видів руху. Крім того, індивідуальні відхилення у морфології проксимального відділу стегнової кістки впливають на ступінь того, наскільки це явище може бути спостережене, і дають змогу зробити припущення щодо можливості розвитку коксартрозу у майбутньому [6]. Незначні відмінності у морфології стегнової кістки та морфології вертлюжної западини впливають на біомеханіку кульшового суглоба, але ці відмінності ще не були описані докладно, що ускладнює розрахунки, саме тому у цій статті ми виходимо з того, що кульшовий суглоб є єдиним кулеподібним суглобом з одним центром ротації та сферичною голівкою стегнової кістки, якщо інше не встановлено.

Функціональна глибина вертлюжної западини збільшується за рахунок вертлюжної губи, яка складається з фіброволокнистого хряща, що є краєм вертлюжної западини і знаходиться глибоко у суглобовій сумці. Така структура підвищує функціональну стійкість суглобу, діючи як

ущільнювач між западиною та голівкою стегнової кістки і попереджаючи зникнення синовіальної рідини зсередини суглобу [7, 8]. Щоб від'єднати голівку стегнової кістки від вертлюжної западини, треба подолати дію ущільнювача, що додає кульшовому суглобу стійкості [9]. Це приводить до того, що в останках тіла людини, коли зв'язки та м'язи стегна розщеплюються, стегнова кістка може залишатися у западині через ефект засмокування [10]. Крім того, діяльність, пов'язана з навантаженнями, за наявності діючого ущільнювача вертлюжної губи викликає збільшення внутрішньосуглобового тиску – під час цього процесу внутрішньосуглобове тертя зменшується за рахунок покращення змащування суглоба [7, 9].

Куляста голівка стегнової кістки розвивається одночасно із вертлюжною западиною [3] і пов'язана з діяфізом стегнової кістки через її внутрішньокапсульну шийку та позакапсульні міжвертельні області. Нормальний нахил між шийкою стегнової кістки та її тілом (шийково-діяфізарний кут) поступово зменшується від народження до моменту, коли скелет є вже повністю сформованим. У дитини, яка щойно народилася, цей кут становить 150° , а в повністю сформованому скелеті дорослої людини – $(125 \pm 5)^\circ$ [11]. В аксіальній площині шийка стегнової кістки має ротацію допереду (антеверсія) по відношенню до дистальної осі надвиростків стегнової кістки, причому нормальною вважається антеверсія від 12 до 14° [12]. Оскільки ступінь антеверсії проксимальної частини стегнової кістки збільшується, також зростає механічна перевага великого сідничного м'яза [13], при цьому механічні можливості привідних м'язів зменшуються [14]. Великий і малий вертлюги – це виступи на, відповідно, крайньому боковому і задньосередньому проксимальному відділі стегнової кістки, де з'єднуються різні м'язи, які відповідають за рух стегна.

Кульшовий суглоб оточений товстою волокниною капсулою, яка починається з вертлюжної губи у бік передньої міжвертлюгової лінії проксимального відділу стегнової кістки спереду і до задньої міжвертлюгової лінії ззаду [11]. Із капсулою кульшового суглоба пов'язані три зв'язки, які допомагають стабілізувати його в екстремальних точках руху. Серед

цих зв'язок: іліофemorальна зв'язка (зв'язка Bigelow), яка простягається від передньої нижньої клубової ості до передньої міжвертлюгової лінії; лобково-стегнова зв'язка, яка приєднується до верхньої лобкової частини та нижньої поверхні шийки стегнової кістки; а також сіднично-стегнова зв'язка, яка простягається від сідничної кістки до задньонижньої поверхні шийки стегнової кістки. Ці три зв'язки стабілізують голівку, відповідно, під час гіпернапруження, гіперабдукції і розтягування. При цьому іліофemorальна зв'язка найміцніша з них, а задня сіднично-стегнова – найтонша і найслабша [14]. Ці зв'язки щільніші, коли кульшовий суглоб знаходиться у розігнутому положенні, що пояснює збільшення амплітуди обертання під час згинання у порівнянні з розгинанням. Постачання крові до проксимального відділу стегнової кістки переважно здійснюється кінцевими гілками присередніх огинаючих артерій стегна, спереду – у меншому обсязі через бічну огинаючу артерію [15]. Вертлюжна западина і вертлюжна губа кровопостачаються з передньої сідничної, нижньої сідничної та затульної артерій [11, 14, 16, 17].

Під час рухів у кульшовому суглобі задіяна дуже велика кількість м'язів, яка також відповідає за правильне розташування нижніх кінцівок та тулуба відносно один одного. Тип руху, на який впливають такі м'язи, залежить від його походження, кріплення м'язів та положення кульшового суглоба стосовно таза та коліна.

Клубово-поперековий м'яз, прямий м'яз стегна, кравецький м'яз і м'яз-натягувач широкої фасції відповідають за згинання стегна в кульшовому суглобі. Перші три іннервуються стегновим нервом, а м'яз-натягувач широкої фасції – верхнім сідничним нервом [11].

Розгинання стегна в кульшовому суглобі здійснюється шляхом скорочення великого сідничного м'яза і м'язів задньої поверхні стегна (біцепс стегна, півперетинчастий та півсухожилковий м'язи) [11]. Великий сідничний м'яз іннервує нижній сідничний нерв, а м'язи задньої поверхні стегна – великогомілкова гілка сідничного нерва [11]. Скорочення середнього сідничного м'яза, малого сідничного м'яза та м'яза-натягувача широкої фасції іннервуються гілками великого сідничного нерва та призво-

дять як до скорочення, так і до зовнішнього обертання голівки стегнової кістки у вертлюжній западині. Аддукція стегна в кульшовому суглобі досягається скороченням великого привідного м'яза, довгого привідного м'яза, короткого привідного м'яза, які іннервуються затульним нервом. М'язи, задіяні у внутрішньому обертанні кульшового суглоба, та відповідні нерви, що їх іннервують, такі: внутрішній затульний м'яз (внутрішній затульний нерв), зовнішній затульний м'яз (затульний нерв), верхній близнюковий м'яз (внутрішній затульний нерв), нижній близнюковий м'яз (нерв квадратного м'яза стегна), грушоподібний м'яз (нерв грушоподібного м'яза S1 та S2), а також квадратний м'яз стегна (нерв квадратного м'яза стегна) [11].

2. Рухи в кульшовому суглобі

У сагітальній площині в нормальному кульшовому суглобі може здійснювати згинальний рух на 120–125°, а розгинальний рух – на 10–15° [12, 18]. Загалом такий рух обмежується капсульно-зв'язковими структурами і м'язово-сухожильними елементами, а також кістковою архітектурою стегна. Згинання стегна значною мірою обмежено положенням колінного суглоба, тоді як розгинання останнього значно знижує згинання стегна через пов'язане зменшення напруження м'язів задньої поверхні стегна, які проходять повз обидва згадані суглоби [12]. Ілеофеморальна зв'язка, передня капсула і м'язи-згиначі обмежують розгинання кульшового суглоба [12]. Коли стегно знаходиться у положенні згинання від 0 до 70°, бічне обертання може бути від 0 до 90° [19]. Коли в кульшовому суглобі стегно знаходиться у положенні розгинання, присереднє (внутрішнє) та бічне (зовнішнє) обертання значно менші, оскільки м'які тканини стегна перебуває у стані більшого напруження під час розгинання, таким чином обмежуючи ступінь обертання.

Поєднаний рух кульшового суглоба і таза разом впливають на весь рух стегна, а амплітуда рухів, згадана вище, залежить також від руху таза. Дюберрі та співавт. описують відмінності у задньому обертанні таза: з колінним суглобом у положенні згинання 26% згинання стегна відбувається у результаті попереково-тазового обертання,

а з колінним суглобом у положенні розгинання у результаті попереково-тазового обертання відбувається 39% згинання стегна [18]. Вважається, що під час піднімання ваги вплив обертання таза на згинання стегна становить 18% [20].

Хоча основні обмеження амплітуди руху кульшового суглоба традиційно пов'язують із м'якими тканинами стегна, останнім часом значний інтерес становить роль кісткової архітектури. За умов, які призводять до аномалій проксимальної стегнової або ацетабулярної морфології, наприклад феморо-ацетабулярний імпінджмент, рух часто обмежений через аномальний контакт кісток між ділянками проксимальної частини стегнової кістки та вертлюжної губи в крайніх положеннях амплітуди руху [6]. У таких клінічних ситуаціях рух, який відбувається між стегновою кісткою та вертлюжною западиною, є меншим, а таз починає рухатися раніше.

Всі рухи стегна, необхідні для виконання стандартної щоденної діяльності, описано у статті [21] та наводяться у табл. 1.

Таблиця 1

Середні значення максимального руху стегна у 3 різних площинах під час звичайних видів діяльності

Вид активності	Площина руху	Рух, °
Зав'язування шнурків з ногою на підлозі	Сагітальна	124
	фронтальна	19
	поперечна	15
Зав'язування шнурків з ногою на протилежному стегні	Те саме	110
		23
		33
Сідання і вставання зі стільця	" "	104
		20
		17
Згинання, щоб підняти предмет з підлоги	" "	117
		21
		18
Присідання	" "	122
		28
		26
Підйом сходами	" "	67
		16
		18
Спуск сходами	Сагітальна	36

Джонсон і Сміт провели електро-гонометричні дослідження 33 пацієнтів та виявили, що для здійснення щоденної діяльності, наприклад

для зав'язування шнурків, необхідно відведення та бічне (зовнішнє) обертання на 20° , а також згинання стегна на 120° [21, 22]. Крім того, із збільшенням віку пацієнтів відбувається загальне зниження амплітуди руху стегна, при цьому у старших пацієнтів спостерігається знижена здатність до згинання та розгинання стегна, а також зменшення довжини кроку [20].

Серед деяких категорій атлетів спостерігається зниження амплітуди руху стегна. Наприклад, є бігуни на довгі дистанції, що не належать до спортивної еліти і виявляють гнучкість нижчу, ніж у інших атлетів, але показують вищий рівень ефективності бігу. Вважається, що вища економічність руху таких спортсменів пов'язана з відносною відсутністю витрат енергії на стабілізацію стегна і таза м'язами та сухожилками під час бігу у порівнянні з більш гнучкими бігунами [23, 24]. Також розгинання стегна у професійних хокеїстів на 10° менше за норму для їхнього віку [25], і деякі вчені вказують на скорочення згинання стегна як на потенційну причину хронічного болю у нижньому відділі спини у деяких спортсменів [27].

3. Цикл ходіння

Кульшовий суглоб поєднує нижні кінцівки та тулуб, і рух, який здійснюється цими частинами тіла, дає можливість ходити на двох ногах. Рух, яких здійснюється в кульшовому суглобі під час циклу ходіння, характеризується згідно з різними фазами циклів бігу та ходіння, причому середнє значення згинання стегна та його розгинання – відповідно 35 та 10° [22, 28]. При ходінні кульшовий суглоб максимально розгинається під час відриву п'яти від землі й максимально згинається наприкінці фази переносу [29]. Під час фази опори у ходінні спостерігається приведення стегна в кульшовому суглобі, а також його присереднє (внутрішнє) обертання, центр гравітації при цьому знаходиться ближче до кульшового суглоба. А під час фази переносу спостерігається відведення та бічне (зовнішнє) обертання, коли нижня кінцівка підтягується допереду. У табл. 2 наводяться зміни положення стегна, задіяних м'язів, їх участь у циклі ходіння та на різних етапах ходи [30].

Присутність етапу подвійної опори визначає діяльність ходіння. Коли швидкість ходін-

ня зростає, зменшується тривалість фази подвійної підтримки, а біг починається, коли ця фаза виходить з циклу ходи і замінюється фазою польоту, коли обидві ноги одночасно відриваються від землі [31]. Із збільшенням швидкості бігу тривалість фази польоту зростає. Ступінь згинання і розгинання стегна змінюється, коли збільшується швидкість ходіння від безпосередньо ходіння до легкого бігу та бігу, причому максимальне згинання стегна збільшується більш ніж до 55° посередині фази переносу стегна під час ходіння та легкого бігу [30]. Під час ходіння та легкого бігу розгинання стегна менше, ніж під час бігу, і відрив пальців ноги від землі відбувається перед максимальним розгинанням стегна під час бігу та легкого бігу, хоча під час ходіння це відбувається після максимального розгинання стегна [30]. Ступінь відведення та приведення кульшового суглоба варіює, коли відбувається прискорення руху від ходіння до легкого бігу та бігу, причому максимальні значення цих рухів спостерігаються під час бігу [30]. Приведення стегна в кульшовому суглобі на максимальній швидкості бігу становить від 15 до 20° і спостерігається відразу перед опусканням п'яти, а максимальне відведення відбувається у фазі переносу під час бігу після відриву пальців ноги від землі [30].

4. Сили, що впливають на кульшовий суглоб

Впродовж багатьох років багато зусиль спрямовується на описання різних сил, що впливають на реакцію кульшового суглоба людини. Існують оцінки на основі підрахунків та схем діючих сил, але такі методи вимагають припущень та спрощень щодо м'язів-антагоністів та багатьох м'язів тканин, які впливають на розподіл сил у кульшових суглобах. Пряме вимірювання цих сил і до сьогодні залишається практично неможливим. Проте прямі вимірювання були здійснені після ендопротезування кульшового суглоба, і ці дані можна застосовувати до нативного суглоба людини.

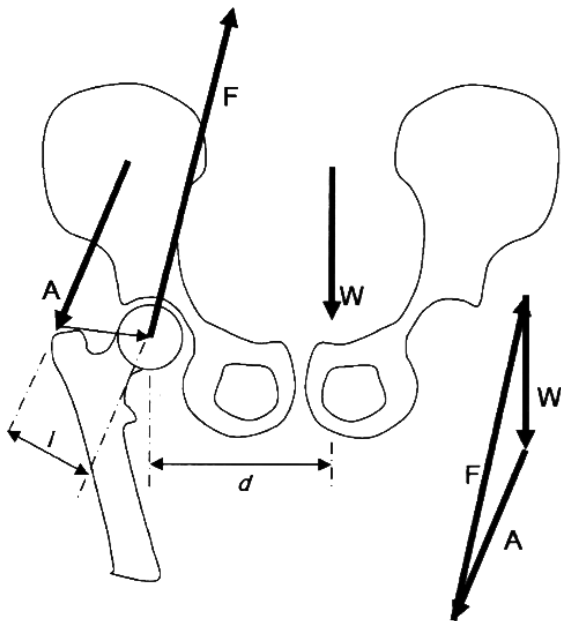
5. Розрахунки *in vitro*

Підрахунки сил, які діють на кульшовий суглоб, є типовими у літературі з біомеханіки та ортопедії, при цьому більшість схем є розкладом сил, які діють поперек кульшового суг-

Вісім фаз циклу ходіння

Фаза ходіння	Положення стегна	Активні м'язи	Наявність під час циклу, %
Стійка Перший контакт	Згинання 30°	М'язи задньої поверхні стегна та великий сідничний м'яз	0–2
Відповідь на навантаження	Згинання 30° Приведення від 5 до 10° Присереднє обертання від 5 до 10°	М'язи задньої поверхні стегна та великий сідничний м'яз	0–10
Середнє стояння	Згинання-розгинання 0°	Середній сідничний м'яз, малий сідничний м'яз та м'яз-натягувач широкої фасції	10–30
Кінцеве стояння	Нейтральне відведення-приведення Розгинання 10°	Клубовий м'яз	30–50
Передхитання	Згинання-розгинання 0°	Клубовий м'яз та довгий привідний м'яз	50–60
Початкове хитання	Згинання 20° Згинання 5°	Попереково-клубовий м'яз, прямий м'яз стегна, тонкий м'яз, кравецький м'яз	60–73
Середнє хитання	Відведення від 20 до 30°	Попереково-клубовий м'яз, тонкий м'яз і кравецький м'яз	73–87
Кінцеве хитання	Згинання 30°	М'язи задньої поверхні стегна та великий сідничний м'яз	87–100

лоба під час стояння на одній кінцівці (рисунок) [19, 32, 33]. Такі підрахунки є спрощенням, що покладається виключно на сили у фронтальній



Сили, що впливають на кульшовий суглоб під час стояння на одній нозі в умовах рівноваги, де W – сила гравітації, A – сила відповідного м'яза, F – сила реакції кульшового суглоба, I – плече сили відповідного м'яза і d – плече сили гравітації

площині, які діють на кульшовий суглоб у статичних умовах, але вони корисні як легка для розуміння основа для демонстрації того, як незначні зміни у положенні тіла або в анатомії стегна впливають на сили, які діють на кульшовий суглоб. У статичних умовах для утримання таза паралельним до землі на таз та кульшовий суглоб діють такі сили (див. рисунок): сила гравітації W , яка дорівнює різниці маси тіла та маси протилежної нижньої кінцівки; сила відповідних м'язів A , під дією яких утримується таз; сила F , прикладена голівкою стегнової кістки до вертлюжної западини, або сила реакції суглоба [32]. Силу реакції суглоба F можна визначити за силою відведення. Якщо відомі маса тіла людини, плече сили гравітації d та плече сили м'язів відведення I , то силу відведення A можна вирахувати за рівнянням 1 [19]:

$$A = \frac{5/6W \cdot d}{I}$$

У положенні рівноваги сума векторів сил A , F та W дорівнює нулю, отже, при додаванні векторів A та W сила реакції суглоба F , за підрахунками, у 2,7 раза більша за масу тіла і спря-

мована під кутом 69° до горизонтальної лінії при стоянні на одній нозі з паралельним до землі положенням таза [19].

Хода Тренделенбурга спостерігається, коли пацієнт нахиляється у фронтальній площині під час фази стояння чи ходіння таким чином, що більша частина його маси знаходиться над ногою, на якій він стоїть. Це можна спостерігати у пацієнтів із болем у стегні, і часто вважається показником основної патології кульшового суглоба або слабкістю відповідного м'яза. Хоча чиста слабкість відповідних м'язів і є нетиповою клінічною знахідкою (за відсутності основної патології кульшового суглоба), розуміння основ біомеханіки кульшового суглоба допомагає пояснити, чому така техніка ходіння дає переваги за болем у стегні. Коли маса людини переміщується на опорну ногу ближче до центру обертання суглоба, плече сили гравітації скорочується, таким чином знижуючи силу, яку має генерувати м'яз відведення, щоб протидіяти силі гравітації, яка діє на таз. Таким є результат загального зниження сили/навантаження на кульшовий суглоб при його скороченні пропорційно ступеню скорочення плеча сили гравітації [32]. Іншими словами, чим гірше «нахил» Тренделенбурга, тим нижче рівень навантаження на кульшовий суглоб.

Оскільки зміни у значенні плеча сили гравітації співвідносяться із моделлю ходи Тренделенбурга, вони можуть змінюватися шляхом застосування палиці для зменшення навантаження на кульшовий суглоб. Якщо палицю тримають у протилежній руці під час ходіння, генерується сила, направлена догори, що допомагає протидіяти силі гравітації, що діє на масу пацієнта. Таким чином зменшується сила відведення, необхідна для утримання рівня таза, і відповідно зменшується навантаження на кульшовий суглоб [32]. Значення сили реакції палиці на землі, необхідної для зменшення сили реакції протилежного кульшового суглоба, пропорційно набагато менша через те, що плече сили палиці значно довше за плече сили протилежних відповідних м'язів. Таке зменшення сили можна вирахувати, і деякі дослідники визначають його як приблизно 20% [32]. Іншими авторами було встановлено, що максимально збільшуючи ефект використання палиці, можна досягти до 42% зменшення м'язової активності, що відпо-

відає зменшенню сили реакції кульшового суглоба з 3,4 раза більше маси тіла до 2,2 раза [34].

Хоча наявність і лікування остеоартроза кульшового суглоба не є основним завданням спортивної травматології, там постійно згадується, що зменшення маси може значно скоротити силу реакції кульшового суглоба, таким чином потенційно знизити симптоми пацієнтів з артрозом кульшового суглоба. На рисунку показано, як на силу реакції кульшового суглоба впливає маса тіла пацієнта і як будь-яке зменшення маси тіла може допомогти знизити цю силу. Використання палиці може бути прикладом для демонстрації пацієнтам користі зменшення маси; полегшення від використання палиці еквівалентно зниженню маси тіла приблизно на 20% [32].

Через те що сила реакції кульшового суглоба пропорційна силі, що прикладена до проксимальної стегнової кістки м'язами відведення (рівняння 1), то «ключовим фактором, який впливає на значення сили реакції суглоба, прикладеної до головки стегнової кістки, – це відношення плеча сили відповідного м'яза до плеча сили гравітації», або відношення l до d у рівнянні 1 [19]. Коли це відношення зменшується, сила реакції суглоба збільшується. Значення плеча сили гравітації і відповідних м'язів використовуються у реконструктивній хірургії кульшового суглоба. Наприклад, надаючи середнє положення вертлюжному компоненту під час тотального ендопротезування кульшового суглоба, плече сили гравітації може знизити відповідну силу на 40% і відповідний момент на 50% [35]. Аналогічно підвищення компенсації стегнової кістки або разворот великого вертлюга боком під час тотального ендопротезування кульшового суглоба підвищує механічну перевагу відповідних м'язів шляхом збільшення плеча сили відповідних м'язів, що співвідноситься із зниженням реакції сили стегна [36]. Остеотомія при варусних деформаціях має такий самий ефект, знижуючи силу реакції суглоба шляхом збільшення плеча сили відповідних м'язів.

Хоча результати вивчення сил, що діють на кульшовий суглоб у статичному положенні, корисні та досить чіткі, дія руху та різних видів навантаження, скоріш за все, є більш цікавими та доречними для лікування спортсменів. Сили, що діють на кульшовий суглоб, можна розрахо-

увати для бігу та ходіння, але такі розрахунки потребують врахування кінетичних та кінематичних даних всієї нижньої кінцівки, є досить складними і не є метою цієї роботи. Брікманн та співавт. [32] наводять підсумок власної роботи [37], а також роботи Новачека [38], Вінтера [39], Пола [40, 41] і Моррісона [42] щодо таких розрахунків. Ці дослідники показали, що під час повільного ходіння навантаження на кульшовий суглоб досягає близько 3-кратної маси тіла людини відразу після контакту п'яти із землею, і це навантаження збільшується до 4-кратної маси тіла в момент перед відривом пальців ніг від землі [28]. При збільшенні швидкості ходіння пікове значення навантаження на кульшовий суглоб збільшується приблизно до 4 мас тіла людини, а навантаження у момент перед відривом пальців ноги збільшується не так значно.

Під час бігу сили, що дорівнюють від 7 до 8 мас тіла, проходять через кульшовий суглоб під час контакту п'яти із землею і трохи більше – під час відриву пальців ніг від землі [28]. Необхідно зазначити, що ці розрахунки описують рух по прямій, не враховуючи види діяльності, які виконують інші спортсмени, наприклад у баскетболі, тенісі, футболі, що вимагають різкої зміни напрямку руху.

Ускладнені рухи, такі як підрізання та обертання, характерні для деяких видів спорту, роблять проблематичним розрахунок сили, але Ван дер Богерт та співавт. застосували математичну модель, щоб приблизно розрахувати сили, прикладені до кульшового суглоба під час спуску на лижах. Вони виявили, що модуль навантаження на кульшовий суглоб становить від 8,3 до 12,4 маси тіла людини, а за приблизними розрахунками навантажень під час інших видів лижного спорту ці показники є меншими (від 4,1 до 7,8 маси тіла людини) [43]. Як і очікувалося, біг на лижах створює набагато менше навантаження на кульшовий суглоб, а саме від 4,0 до 4,6 маси тіла людини [43].

Макнітт-Грей зі співавт., провівши заміри сили реакції опори під час приземлення з трьох різних висот, виявили, що сили реакції опори під час приземлення є нижчими у тренуваних гімнастів у порівнянні зі спортсменами-аматорами. Вони також виявили, що тренувані гімнасти досягали найвищого показника сили реакції

опори у середньому на 6,3 мс швидше, причому аматори пристосовувалися до приземлення з більшої висоти за рахунок збільшення кута згинання кульшового суглоба і загальної тривалості фази приземлення, а професійні спортсмени показували більший момент розгинання гомілково-ступневого та кульшового суглобів під час приземлення [44].

6. Вимірювання *in vivo*

Прямі заміри сил, що діють на кульшовий суглоб спортсменів, потребують встановлення вимірювача сили хірургічним шляхом, що є неможливим. Але Бергманн та співавт. зробили спробу описати сили, що діють на ендопротез кульшового суглоба, провівши заміри під час різних видів діяльності після тотального ендопротезування кульшового суглоба [37]. Цій групі дослідників вдалося встановити датчики тиску у компоненти ендопротеза кульшового суглоба. Результати цих вимірювань підтвердили розрахунки *in vitro*. Як очікувалося, сила, що діє на кульшовий суглоб, під час прискорення ходи становить: до 300% маси людини – під час повільного ходіння, 350–400% – під час швидкого ходіння, до 500% – під час легкого бігу, і максимально 800% – під час спотикання. Цікаво відзначити, що сила, яка діє на кульшовий суглоб під час стояння на двох ногах, становить від 80 до 100% маси людини. Той факт, що ці сили не становлять менше половини цього значення, пов'язують із безперервним напруженням м'язів, що діє на кульшовий суглоб під час такого типу стояння [32]. Перевага цього типу вимірювання – це те, що враховуються всі сили, які діють на кульшовий суглоб, на відміну від розрахунків *in vitro*, коли дія м'язів або зовсім не враховується, або враховується лише мінімально, а також не враховується пружний натяг м'язів, сухожилків та суглобової капсули [32].

7. Тиск на суглобові поверхні

Через те що зміна місця тиску на суглобовий хрящ кульшового суглоба вважається фактором, який впливає на розвиток остеоартрозу кульшового суглоба, корисно розглянути анатомічні елементи і сили, які визначають ці потенційні зміни. Основний тиск на суглоб можна

розрахувати як відношення сили реакції суглоба до площі поверхні головки стегнової кістки, на яку діє така сила (рівняння 2):

$$P_{\text{mean}} = F/A,$$

де A – «проектна площа» суглоба. Хоча при цьому не враховується нерівна поверхня головки стегнової кістки і формула є занадто спрощеною, однак якщо маса тіла становить 60 кг, а діаметр головки стегнової кістки – 5 см, то використовуючи інформацію зі схем діючих сил, наведених вище, при силі реакції суглоба 1500 Н середнє значення тиску на кульшовий суглоб становить, згідно з розрахунками, 5 Н/см² (32).

Проте реальна робоча поверхня кульшового суглоба не є ідеально сферичною, і реальний розподіл тиску по суглобовому хрящу є нерівномірним. Це пов'язано з тим, що кульшова западина має бічний отвір і не є цільною півкулею. Коли ми маємо цільну півкулю, максимальний тиск на суглоб прикладений до точки, яка лежить на векторі, паралельному вектору сили реакції стегна. Від цієї точки тиск зменшується у напрямі периферії півкулі і досягає нульового значення на губі півкульної западини, якщо у системі немає тертя (що є слушним припущенням, враховуючи, що коефіцієнт тертя кульшового хряща дуже незначний). У такій ситуації, коли немає повного покриття кулі та западини суглоба, за умов рівноваги спостерігається більший тиск на хрящ біля непокритої ділянки губи, а на більш обмеженому боці значення тиску наближено до нуля [32]. Грінвальд та Брінкманн згодом описали розподіл тиску як косинусоподібний і змогли розрахувати значення розподілу тиску у півкулях при різних ступенях покриття [45, 46]. Наприклад, у випадку кулі з покриттям у 130° точка максимального тиску спостерігається збоку за умов рівноваги, а при зменшенні значення покриття до 110° (симуляція дисплазії кульшового суглоба) максимальний тиск

спостерігається на латеральній частині губи, де це значення є більшим, ніж при покритті у 130° [32, 45]. У клінічному відношенні ці розрахунки добре відповідають спостереженим випадкам посилення зносу хряща у пацієнтів із дисплазією суглоба, коли спостерігається надмірне навантаження на край западини і передчасна поява артрозу. Були зроблені прямі заміри тиску на суглоб в суглобових поверхнях, але виникли певні труднощі. Рушфельт та співавтори вимірювали суглобовий тиск за допомогою ультразвукового зонда на поверхні імпланта-хряща після проведення геміартропластики на зразках кульшового суглоба. Через невеликі розбіжності між діаметром протезу та западини виявилось неможливим зробити загальні висновки щодо замірів тиску природного суглоба людини [47]. Браун і Шоу використовували датчики тиску, встановлені на головку стегнової кістки трупа, для вимірювання контактного суглобного тиску, але виявили, що максимальний тиск розподілений випадково [48]. Брінкманн описав декілька недоліків у їхніх експериментах, а саме: головка стегнової кістки перебувала під навантаженням у напрямі вектора навантаження і не рухається вільно; спостерігалась невідповідність між жорсткістю матеріала датчика та суглобового хряща, а також субхондральної кістки, що могло вплинути на результати замірів при навантаженні на систему [32].

Висновки. Базовий опис біомеханіки стегна не задовольняє вимогам спортивної травматології і потребує врахування комплексної взаємодії кісткової структури, м'язів, капсули та зв'язок цього суглоба. Для виявлення та лікування у спортсменів аномалій кульшового суглоба, які спостерігаються у м'язках тканинах стегна, необхідно враховувати кісткові аномалії, бо останнім часом все більше дослідників визнають їх впливовим фактором у встановленні діагнозу та лікуванні хвороб кульшового суглоба.

Список використаних джерел

1. Rao J., Zhou X.Y., Villar R.N. Injury to the ligamentum teres: mechanism, findings, and results of treatment // Clin Sports Med. – 2001;20:791-799.
2. Watanabe R.S. Embryology of the human hip // Clin Orthop. – 1974;98:8.
3. Ponseti I.V. Growth and development of the acetabulum in the normal child // Bone Joint Surg Am. – 1978;60:575-585.
4. Weinstein S.L. Developmental hip dysplasia and dislocation / eds. R.T. Morrissy, S.L. Weinstein; Lovell & Winters' Pediatric Orthopaedics. – 6th ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006:987-1033.
5. Clohisy J.C., Carlisle J.C., Beaulé P.E. et al. A systematic approach to the plain radiographic evaluation of the young adult hip // JBJS Am. – 2008;90:47-66.

6. Ganz R., Parvizi J., Beck M. et al. Femoroacetabular impingement. A cause for osteoarthritis of the hip // Clin Orthoped. – 2003;417:112-120.
7. Ferguson S.J., Bryant J.T., Ganz R. et al. The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model // J Biomech. – 2000;33:953-960.
8. Takechi H., Nagashima H., Ito S. Intra-articular pressure of the hip joint outside and inside the limbus // Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi. – 1982;56:529-536.
9. Johnson J.D., Noble P.C., Hurwitz D.E. et al. Biomechanics of the hip / eds. J. Callaghan, A. Rosenberg, H. Rubash, The Adult Hip. – 2nd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007:81-90.
10. Kapandji I/A. The Physiology of the Joints, v 2. – Edinburgh: Churchill Livingstone, 1970.
11. Robbins C.E. Anatomy and biomechanics. The Hip Handbook / ed. T.L. Fagerson. – Boston, MA: Butterworth-Heinemann, 1998:1-37.
12. Hamill J., Knutzen K. Biomechanical Basis of Human Movement. – 3rd ed. – Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2009:187-254.
13. Radin E.L. Biomechanics of the human hip // Clin Orthop. – 1980; 152:28-34.
14. Sim F.H., Rock M.G., Scott S.G. Pelvis and hip injuries in athletes: Anatomy and function / eds. J.A. Nicholas, E.B. Hershman. The Lower Extremity & Spine in Sports Med. – 2nd ed. – St Louis, MO: Mosby; 1995:1025-1065.
15. Trueta J., Harrison M.H.M. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man // J Bone Joint Surg Br. – 1953; 35:442-461.
16. Hansen A. Anatomy and surgical approaches / ed. B. Morrey, Reconstructive Surgery of the Joints. – 2nd ed. – New York: Churchill Livingstone; 1996:889-890.
17. Seldes R.M., Tan V., Hunt J. et al. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum // Clin Orthop. – 2001;382:232-240.
18. Dewberry M.J., Bohannon R.W., Tiberio D. et al. Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar // Clin Biomech. – 2003;18:494-499.
19. Nordin M., Frankel V.H. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. – 3rd ed. – Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001:203-221.
20. Murry R., Bohannon R., Tiberio D. et al. Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing // Clin Biomech. – 2002;17:147-151.
21. Johnston R.C., Smidt G.L. Hip motion measurements for selected activities of daily living // Clin Orthop. – 1970;72:205.
22. Johnston R.C., Smidt G.L. Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method // J Bone Joint Surg. – 1969;51A:1083.
23. Craib M.W., Mitchell V.A., Fields K.B. et al. The association between flexibility and running economy and sub-elite male distance runners // Med Sei Sports Exerc. – 1996;28:737-743.
24. Gleim G.W., Stachenfeld N.S., Nicholas J.A. The influence of flexibility on the economy of walking and jogging // J Orthop Res. – 1990;8:814-823.
25. Tyler T., Zook L., Brittis D. et al. A new pelvic tilt detection device: roentgenographic validation and application to assessment of hip motion in professional ice hockey players // J Orthop Sports Phys Ther. – 1996;24:303-308.
26. Offierski C.M., Macnab M.B. Hip-spine syndrome // Spine. – 1983;8:316-321.
27. Ingber R.S. Iliopsoas myofascial dysfunction: a treatable cause of «failed» low back syndrome // Arch Phys Med Rehabil. – 1989; 70:382-386.
28. Kabada M.P., Ramakaishnan H.K., Wooten M.E. et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait // J Orthop Res. – 1989;7:849-860.
29. Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. Walking patterns in healthy old men // J Gerontol. – 1969;24:169-178.
30. Hughes P.E., Hsu J.C., Matava M.J. Hip anatomy and biomechanics in the athlete // Sports Med Arthrosc Rev. – 2002;10: 103-114.
31. Mann R.A. Biomechanics of running / ed. R.P. Mack, American Academy of Orthopedic Surgeons Symposium on the Foot and Leg in Running Sports. – St Louis, MO: Mosby; 1982:1-29.
32. Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G. Musculoskeletal Biomechanics. – New York: Thieme New York, 2002:69-84.
33. Pauwels F. Biomechanics of the Locomotor Apparatus: Contributions on the Functional Anatomy of the Locomotor Apparatus. – Bewrlin: Springer-Verlag; 1980.
34. Neumann D.A. Hip abductor muscle activity as subjects with hip prostheses walk with different methods of using a cane // Phys Ther. – 1998;78:490-501.
35. Delp S.L., Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles // J Biomech. – 1993; 26:485-499.
36. Free S.A., Delp S.L. Trochanteric transfer in total hip replacement: effects on the moment arms and force-generating capacities of the hip abductors // J Orthop Res. – 1996;14:245-250.
37. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M. et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities // J Biomech. – 2001;34:859-871.

38. Novacheck T.F. The biomechanics of running // Gait Posture. – 1998;7:77-95.
39. Winter D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement / 2nd ed. – New York: Wiley, 1990.
40. Paul J.P. Forces transmitted by joints in the human body // Proc Inst Mech Eng. – 1967;181:8-15.
41. Paul J.P. Forces transmitted by joints in the human body // Proc R Soc Land B. –1976;192:163-172.
42. Morrison J.B. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint // Biomed Engng. – 1968;3:164-170.
43. Van den Bogert A.J., Read L., Nigg B.M. An analysis of hip joint loading during walking, running and skiing // Med Sci Sports Exerc. –1999;31:131-142.
44. McNitt-Gray J.I. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights // J Biomech. – 1993;26: 1037-1046.
45. Brinckmann P., Frobin W., Hierholzer E. Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint // Ibid. – 1981; 14:159-156.
46. Greenwald A.S., O'Connor J.J. The transmission of load through the human hip joint // Ibid. – 1971;4:507-528.
47. Rushfeldt PD, Mann RW, Harris WH. Improved techniques for measuring *in vitro* the geometry and pressure distribution in the human acetabulum. Parts I and II // Ibid. – 1981: 14:253-260, 315-323.
48. Brown T.D., Shaw D.T. In vitro contract stress distributions in the natural human hip // Ibid. – 1983;16:373-384.

КЛИНИЧЕСКАЯ ФИЗИОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Зазірний І.М., Рыжков Б.С.

Резюме. Как основное связующее звено между туловищем и нижней конечностью тазобедренный сустав играет важную роль в генерации и передаче импульсов силы при выполнении ежедневных рутинных действий и спортивных упражнений. Этот сустав характеризуется высокой степенью природной костной устойчивости, а особенности его костной структуры значительно влияют на его биомеханические свойства. Такие биомеханические принципы имеют большое значение для установления диагноза и показаний к оперативному лечению структурных аномалий тазобедренного сустава, а также для понимания физических нагрузок на тазобедренный сустав во время спортивных тренировок, которые могут привести к травмам или хроническим патологическим процессам.

Ключевые слова: биомеханика тазобедренного сустава, анатомия тазобедренного сустава, патомеханика, силы тазобедренного сустава, механика тазобедренного сустава.

CLINICAL PHYSIOLOGY OF THE HIP

I.Zazirnyi, B. Ryzhkov

Abstract. As the primary link between the trunk and the lower limb, the hip joint plays an important role in the generation and transmission of forces during routine activities of daily living and athletic activities alike. This joint is characterized by an extraordinary amount of inherent bony stability, with differences in osseous anatomy significantly impacting the biomechanical properties of the human hip. These biomechanical principles have important implications relative to the diagnosis and the surgical treatment of structural hip abnormalities, and the physical demands placed on the hip joint during athletic activities may predispose to the to injury or other chronic pathologic processes.

Key words: hip biomechanics, hip anatomy, pathomechanics, hip impingement, hip forces, hip mechanics.

Рекомендовано до публикации:
доктор медичних наук, професор А.П. Лябах

Дата надходження рукопису: 28.05.2019

Зазірний Ігор Михайлович – лікар ортопед-травматолог вищої категорії,
доктор медичних наук, професор керівник центру ортопедії,
травматології та спортивної медицини КЛ «Феофанія» ДУС.

Адреса: 03143, м. Київ, вул. Акад. Заболотного, 21.

E-mail: orto@feofaniya.org.

Контактні телефони: +38 (067) 756 3247; (044) 259 67 68 (для кореспонденції).