

© О.І. Березовський, О.В. Мильніков, Я.М. Кіцак, Н.О. Котовська, Ю.Б. Сидор
Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського
Тернопільський національний технічний університет імені І.П. Пулюя

БИОМЕХАНИЧНИ ОСНОВИ ПРОГНОЗУВАННЯ ВАРИАНТІВ ПОШКОДЖЕНЬ ПРОКСИМАЛЬНОГО ЕПИМЕТАФИЗУ СТЕГНА (ПОВІДОМЛЕННЯ ПЕРШЕ)

БИОМЕХАНИЧНИ ОСНОВИ ПРОГНОЗУВАННЯ ВАРИАНТІВ ПОШКОДЖЕНЬ ПРОКСИМАЛЬНОГО ЕПИМЕТАФИЗУ СТЕГНА (ПОВІДОМЛЕННЯ ПЕРШЕ) – Методами механічного та функціонального моделювання силових навантажень на проксимальний епіметафіз стегна автори намагались виявити найбільш вірогідні місця та ділянки пошкоджень, обґрунтувати напрямки зміщень кісткових уламків, зокрема, вірогідність як спонтанного, так і штучного ввігнання уламків шийки стегново кістки. Базовою визнано травматичну ситуацію, у якій нижня кінцівка перебуваючи під час ходьби у випрямленому стані та у різних ступенях відхилення від поздовжньої осі тіла, оступилась зі сходинок висотою близько 15 см. Розрахунки показують, що в статичному постановленні задачі нормальні та дотичні внутрішньокісткові напруження сягають відповідно 13,2 МПа та 4,7 МПа і є досить значними щодо кісткової структури. Наведена таблиця абсолютних величин моменту сили залежно від позиції нижньої кінцівки відносно поздовжньої осі тіла. Представлені цифрові дані свідчать про те, що згинаючий момент сили і внутрішньокісткові напруження пропорційно змінюються залежно від позиції нижньої кінцівки щодо осі тіла. У випадку одночасно наявності в поперечному перерізі шийки стегново кістки як нормальних, так і дотичних напружень потрібно брати до уваги не тільки їх значення, але й напрямки у кожній точці, що дає змогу визначити ступінь відхилення реальної площини перелому від перерізу, перпендикулярного до поздовжньої осі шийки стегна.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВАРИАНТОВ ПОВРЕЖДЕНИЙ ПРОКСИМАЛЬНОГО ЭПИМЕТАФИЗА БЕДРА (СООБЩЕНИЕ ПЕРВОЕ) – Методами механічного та функціонального моделювання силових загрузок на проксимальний епіметафіз бедра автори намагались виявити найбільш вірогідні місця пошкодження, обґрунтувати напрямки зміщень кісткових уламків, в частині, вірогідність як спонтанного, так і штучного ввігнання уламків шийки бедренної кістки. Базовою визнано травматичну ситуацію, в якій нижня кінцівка, перебуваючи во время ходьби в випрямленому стані та при різних ступенях відхилення від продольної осі тіла, оступилась со ступени висотою около 15 см. Расчеты свидетельствуют, что в статической постановке задачи нормальные и касательные внутрикостные напряжения достигают соответственно 13,2 МПа та 4,7 МПа и являются значительными относительно костной структуры. Приведена таблиця абсолютних величин моменту сили в зависимости от позиции нижней конечности относительно продольной осі тіла. Представленные цифровые данные свидетельствуют о том, что сгибающий момент силы и внутрикостные напряжения пропорционально изменяются в зависимости от позиции нижней конечности относительно осі тіла. В случаях одновременного присутствия в поперечном разрезе шийки бедренной кістки как нормальных, так и касательных напряжений необходимо брать во внимание не только их значения, но и направления в каждой точке, что дает возможность определить степень отклонения реальной плоскости перелома от перереза, перпендикулярного к продольной осі шийки бедра.

BIOMECHANICAL BASES OF PREDICTION THE WAYS OF DAMAGING OF THE FEMORA PROXIMAL EPIMETAPHYS (FIRST NOTICE) – By means of the ways of mechanical and functional modeling of the power loading at the femora proximal

epimetaphys, the authors attempted to define the most probable places and areas of damages, to substantiate the directions of osteotopia of the bone fragments, in particular, the probability of spontaneous as well as artificial impacting of the fractions of the femur neck. The basic traumatological situation is the situation when the lower extremity being in the time of walking into the rectified condition and in different stages of deviation from the longitudinal body axis, misplaced from the stair-step in the height of about 15 cm. The calculations show that the normal and tangential internal osteial tension amount to 13.2 МПа and 4.7 МПа into the static position and are rather considerable concerning the bone structure. The table is provided specifying the absolute values of the force moment depending on the position of the leg relative the longitudinal axis of the body. The provided digital data evidence that bending force moment and internal bone tensions change proportionate depending on the position of the leg relative the body axis. In case the normal and tangential tensions are simultaneously available into the cross-section of the femur neck, it is necessary to consider not only their value but direction in each point as well providing the possibility to define the degree of deviation of the real fracture area from the section that is perpendicular to the longitudinal axis of the femur.

Ключові слова: пошкодження проксимального епіметафізу стегна, внутрішньосуглобові переломи шийки стегна, біомеханіка зміщень кісткових уламків, моделювання та прогнозування ввігнаних переломів шийки стегново кістки.

Ключевые слова: повреждения проксимального эпиметафиза бедра, внутресуставные переломы шейки бедра, биомеханика смещений костных отломков, моделирование и прогнозирование вколоченных переломов шейки бедренной кости.

Key words: damage of the femora proximal epimetaphys, internal joint fractures of the femur neck, biomechanics of the displacements of the bone fragments, modeling and prediction of the impacted fractions of the femur neck.

Кістково-суглобові пошкодження верхнього епіметафізу стегна з давніх-давен і до сьогодні є однією з найскладніших та найактуальніших проблем травматології та ортопедії. Особливо проблематичним є лікування внутрішньосуглобових переломів шийки стегново кістки, незадовільні результати якого продовжують утримуватись на рівні 20 %, а то й третини усіх пацієнтів даного профілю [1, 2, 3].

Тому цій проблемі, як жодній іншій, щорічно присвячують сотні вітчизняних та зарубіжних публікацій, проте ще багато важливих сторін потребують кращого висвітлення. Серед них особливу увагу заслуговує механогенез виникнення пошкоджень верхнього епіметафізу стегна і кульшового суглоба, як основа основ патогенетичного підходу до лікування цієї травматичної патології.

У даній роботі здійснено спробу методами механічного і функціонального моделювання силових навантажень на проксимальний епіметафіз стегна реконструювати найбільш суттєві елементи біомеханіки

виникнення основних варіантів кістково-суглобових пошкоджень, які можуть мати місце у верхній третині стегна та в кульшовому суглобі, і на цій підставі:

1) виявити найвірогідніші місця та діапазони цих пошкоджень як у момент травми, так і в процесі післяопераційно реабілітації травмованих;

2) обґрунтувати напрямки зміщень кісткових фрагментів, зокрема, вірогідність спонтанного виникнення ввігнаних переломів шийки стегна;

3) визначити можливість штучного ввігнання уламків, як одного із найбільш технологічних варіантів компресійного остеосинтезу.

На першому етапі дослідження вивчено співвідношення дій силових важелів на шийково-діафізарному відрізку стегново кістки при різних напрямках одномоментних навантажень на нижню кінцівку в момент травми. При цьому базовою визнано травматичну ситуацію, в якій ця кінцівка, перебуваючи під час ходьби у випрямленому стані, оступилася зі сходинок. Отримані в процесі такого моделювання біомеханічні показники служили початковими точками відрахунку при подальшому викладі та аналізі результатів моделювання інших травматичних ситуацій, зокрема тих, які характеризуються різними ступенями відхилення нижньої кінцівки від поздовжньої осі тіла.

При аналізі досліджуваних травматичних ситуацій вирішено не брати до уваги дію тих м'язів, які прикріплюються до проксимально частини стегново кістки, оскільки силовий важіль шийки стегна є надто коротким для того, щоб скорочення саме цих м'язів під час травми могли суттєво вплинути на структурний стан даного відрізка кістки, а тим більше, самостійно призвести до перелому.

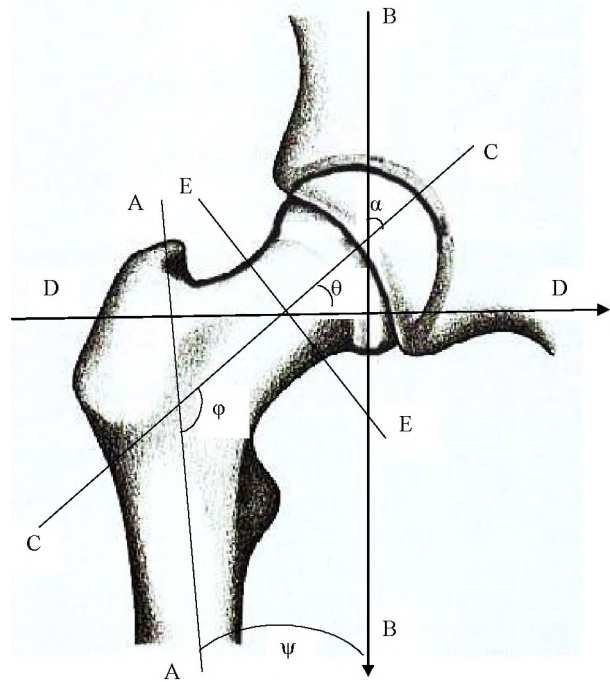
Якщо позначити через Q – масу тіла людини, яка припадає на ще цілу кінцівку, а через Q_1 – масу дистально частини зламано кінцівки, то Q_2 дорівнює $Q - Q_1$, і є тією частиною маси тіла, яка діє в перерізі перелому. При цьому прийняті наступні значення основних параметрів:

$Q \approx 0,75$ кН, $Q_1 \approx 0,12$ кН, а $Q_2 = Q - Q_1 = 0,75 - 0,12 = 0,63$ кН.

Детермінуючи (переломну) силу можна вважати залежною, головним чином, від величини Q_2 , яка і в статичному, і в динамічному режимі під різними кутами прикладена до верхнього епіметафізу стегна, зокрема до його внутрішньосуглобово частини, тобто власне до шийки стегна.

Коли людина перебуває у вертикальному положенні (фіг.1), кут ψ відхилення осі стегново кістки А–А від вертикальної осі В–В тіла складає приблизно 9° , що визначається індивідуально та з урахуванням статевоконституційних особливостей суб'єкта. Зокрема, у чоловіків цей кут знаходиться у межах $(7,1 \pm 2,1)^\circ$, а у жінок – $(10,4 \pm 2,4)^\circ$. При цьому кут θ між віссю С–С шийки стегново кістки та умовною горизонтальною лінією D–D можна визначити за формулою $\theta = 90^\circ - \alpha$, де α – кут між вертикальною віссю тіла та віссю шийки стегна.

Необхідно зауважити, що при інших рівних умовах ця, на перший погляд, незначна відмінність наведених величин, під час травми може суттєво впливати на розподіл руйнівних сил у верхньому епіметафізі стегна, а особливо в ділянці стегново шийки, і відіграти далеко не останню роль у тому, що серед 1614 наших



Фіг. 1. Базова схема моделювання силових навантажень на шийково-діафізарний кут стегна та кульшовий суглоб.

пацієнтів переломи шийки стегново кістки у жінок відмічалися у 2,4 раза частіше, ніж у чоловіків.

З точки зору механіки, шийку стегново кістки можна уявити як балку, у перерізі Е–Е яко (фіг.1) одночасно діють і згинаючі, і дислокуючі сили, що виникають в результаті раптового переміщення у напрямку до землі сили Q_2 під час травми.

Якби шийка стегна мала протягом всієї своєї довжини однакові поперечні розміри та однорідну внутрішню структуру, то при травматичних навантаженнях, скерованих зверху вниз, вона повинна б зламатись неодмінно на межі переходу в діафіз стегна, тобто в ділянці шийково-діафізарного кута ϕ , адже саме на вертлюговому відрізку стегново кістки виникає найбільший згинальний момент.

Однак такі переломи траплялися лише трохи більше, ніж у половини потерпілих (54,3 %), оскільки стегново кістка у цьому місці має певні структурні особливості, що збільшують міцність порівняно з власне шийкою стегново кістки. Зокрема, тут значно ширший (у 2,5-2,7 раза) поперечний переріз, підвищена кількість і опороздатність спеціальних та особливим чином орієнтованих балочних структур у глибокій речовині, а також набагато товстіший, ніж у внутрішньосуглобовому відрізку шийки, кортикальний шар. Крім того, в ділянці шийково-діафізарного кута, анатомо-гістологічна структура стегново шийки підсилюється кістковим фрагментом у вигляді так званої балки рівного опору, тобто балки, у кожному перерізі яко виникають однакові напруження.

Завдяки наявності перелічених структурних особливостей, переломи стегново кістки відбуваються далеко не у всіх випадках травмування цього відрізка. У 45,7 % описаних травматичних ситуацій не витрибує внутрішньосуглобова частина стегново шийки.

Адже структура опорних балок не є достатньо міцною, а кортикальний шар, товщина якого в середньому становить тільки $(1,3 \pm 0,3)$ мм, є значно слабшим.

Причому, максимальна товщина цього кортикального шару дорівнює лише $(3,0 \pm 0,6)$ мм (і то тільки в ділянці дуги Адамса). На решті внутрішньосуглобового периметра шийки стегна ця товщина, навіть, менша 1,5 мм. Тому збереження міцності на цьому відрізку стегново шийки заслуговує особливо уваги. Поперечний переріз цього відрізка представлено на фіг. 2. При цьому для зручності розрахунків прийнято, що $d-d$ (зовнішній діаметр шийки стегна) становить $\sim 30_{\text{мм}}$, d_1 (максимальна товщина стінки) $= \sim 3_{\text{мм}}$, а d_2 (мінімальна товщина стінки) $= \sim (1,5 \pm 0,3)$ мм.

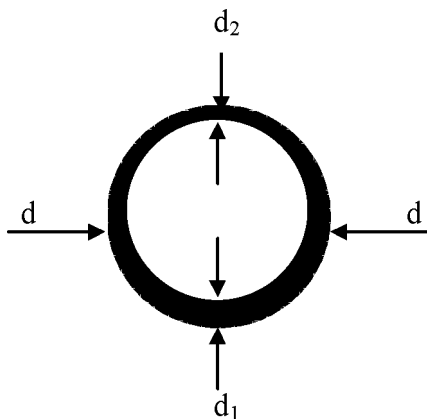
Розрахунки показують, що в статичному постановленні задачі внутрішньокісткові напруження (нормальні σ та дотичні τ) сягають відповідно 13,2 МПа та 4,7 МПа, і є досить значними величинами щодо кісткової структури. Для порівняння нагадаємо, що допустимий рівень напруження при згинанні для дерева складає лише 8 МПа при межі міцності близько 16 МПа [4].

При моделюванні різних напрямків дії вказаних сил та при вивченні поведінки проксимального кінця стегново кістки під час цих дій були отримані наступні величини згинаючого моменту сили M та згинаючих нормальних напружень σ (табл. 1).

Вищенаведені цифрові дані (табл. 1) свідчать про те, що згинаючий момент сили і внутрішньокісткові напруження пропорційно змінюються залежно від позиції нижньої кінцівки щодо осі тіла. Зокрема, при максимальному приведенні ноги згинаючий момент практично дорівнює нулю, а далі поступово зростає і набуває найвищого значення при відведенні на 49° .

З цього випливає, що найбільш ризикованим щодо перелому шийки стегна є навантаження на не саме при такому відведенні ноги, а найбільш сприятливим щодо запобігання перелому, є максимальне приведення (до 41°).

Дана залежність також відповідає зміні позиції осі шийки стегново кістки. При максимальному відведенні ноги шийка розташовується практично перпендикулярно до напрямку дії руйнуючої сили. Тоді згинаючий момент сили набуває максимального значення, що призводить до перелому шийки і найчастіше, якраз у середній частині.



Фіг. 2. Модель поперечного перерізу шийки стегново кістки.

У даній ситуації слід врахувати й те, що край вертлюгово западини є точкою опори для голівки стегна і для медіальної частини його шийки, а латеральна частина, як і вся стегнова кістка, є потужним силовим важелем. Співвідношення x довжин настільки асиметричне, що перевищує 1:10 і може призвести й до вивиху чи навіть переломовивиху стегна як під час травми, так і після операції остеосинтезу.

При максимальному приведенні стегна напрям дії руйнуючої сили і вісь його шийки розміщуються у позиції близькій до паралельно, що зводить до мінімуму можливість перелому внутрішньосуглобової частини шийки стегна, зате значно підвищує вірогідність перелому в ділянці шийково-діафізарного кута. Окрім цього можливий перелом верхнього краю вертлюгової западини і верхній вивих стегна, адже напрямки сил руйнування і реакції опори у сприятливій для цього ситуації можуть сягати й кута 40° досередини відносно поздовжньої осі тіла.

До того ж треба відмітити, що коефіцієнт динамічності K_d (величина, яку вводять в механіці для приблизного співвідношення сил у статичному і динамічному постановленні задачі та яка залежить від виду деформації та податливості конструкції) різко збільшує значення динамічних навантажень порівняно зі статичними. Так, наприклад, при оступленні зі сходинки висотою біля 15 см K_d сягає значення ~ 11 . При цьому амортизаційна податливість кінцівки зумовлена лише деформацією суглобових поверхонь, тобто хніх хрящів, і не перевищує величини ~ 3 мм. Таким чином, миттєве підвищення нормаль-

Таблиця 1. Абсолютні величини моменту сили M залежно від позиції нижньої кінцівки відносно поздовжньої осі тіла

Кут ψ (град.)	Кут θ (град.)	M (кНм)	σ (МПа)
0°	49°	24,8	15,6
п р и в е д е н н я			
5°	54°	22,2	14
10°	59°	19,5	12,3
15°	64°	16,5	10,4
20°	69°	13,5	8,5
25°	74°	10,4	6,5
30°	79°	7,2	4,5
35°	84°	3,95	2,48
40°	89°	0,66	0,41
41°	90°	0	0
45°	94°	-2,6	-1,6
50°	99°	-5,9	-3,7
в і д в е д е н н я			
5°	44°	27,1	17
10°	39°	29,3	18,4
15°	34°	31,3	19,7
20°	29°	33	20,7
25°	24°	34,5	21,7
30°	19°	35,7	22,5
35°	14°	36,6	23
40°	9°	37,3	23,45
45°	4°	37,7	23,7
49°	0°	38,8	23,77
50°	-1°	37,79	23,76
55°	-6°	37,6	23,6
60°	-11°	37,1	23,3

них (σ) та дотичних (τ) напружень може складати відповідно:

$$\sigma_d = K_d \cdot \sigma_{ст} \approx 144 \text{ МПа};$$

$$\tau_d = K_d \cdot \tau_{ст} \approx 52 \text{ МПа}.$$

Нарешті слід зауважити, що у випадку одночасно наявності в поперечному перерізі кістки як нормальних, так і дотичних напружень, міцність на окремому відрізьку слід оцінювати, розглядаючи комбінації найбільших із них. При цьому треба брати до уваги не тільки x значення, але й напрямок у кожній точці, що дає змогу визначити ступінь відхилення реально площини перелому від перерізу, перпендикулярного до поздовжньої осі шийки стегна. Різноманітність реально орієнтації площин зламів може залежати не тільки від різних напрямів прикладання сил, але й від анізотропії матеріалу кістки (насамперед беручи до уваги й вікові зміни кісткової структури).

Виявлені особливості біомеханіки перебувають у тісній взаємозалежності від напрямків прикладання сил, що діють на шийку стегна, та від стану нижньої кінцівки у момент травми. Особливий практичний інтерес насамперед представляє те, що у переважній більшості травматичних ситуацій (оступлення, зіскоки, падіння та інше) вагово-інерційні навантаження з

боку таза діють на шийково-діафізарний відрізок стегново кістки зверху донизу та дозовні, зосереджуючись, головним чином, на верхньо-зовнішньому контурі, де відбувається розтягнення кісткової тканини у той час, як на протилежному нижньо-внутрішньому контурі концентруються сили, скеровані на стиснення.

Саме про ці та інші варіанти біомеханізму пошкоджень проксимального епіметафізу стегна маємо намір розповісти у наступному повідомленні.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гайко Г.В., Калашников А.В., Кукуруза Л.П. и соавт. Оперативное лечение ложных суставов шейки бедренной кости / / Материал пленума асоц. ортопедів-травматологів України. – Ки в-Вінниця, 2004. – С. 28-30.
2. Климовицкий В.Г., Канзюба М.А., Канзюба А.И. Внутрисуставные переломы шейки бедренной кости у пациентов в возрасте до 50 лет (особенности механогенеза и лечения) // Травма. – 2008. – Т. 9, № 3. – С. 304-310.
3. Лирцман В.М., Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф. Проблемы лечения переломов шейки бедра на рубеже столетий // Вестн. травматол. и ортопед. – 1997. – № 2. – С. 12-19.
4. Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В. Справочник по сопротивлению материалов. – Киев: Наукова думка, 1988. – 736 с.

Отримано 23.07.10