

## Біомеханічне обґрунтування розміщення гвинта при профілактичному фізіодезі головки стегнової кістки

Є.Л.Голюк, В.В.Філіпчук, О.В. Чкалов, І.А.Лазарєв

*ДУ «Інститут травматології та ортопедії АМН України», Київ, Україна*

### РЕЗЮМЕ, ABSTRACT

Створено скінченно-елементну модель проксимального відділу стегнової кістки та проведено аналіз зовнішніх навантажень на проксимальний відділ стегнової кістки. Виконано моделювання внутрішніх напружень в епіфізарному шарі шийки стегнової кістки при різних варіантах розміщення гвинта в шийці стегнової кістки. Доведено, що введення гвинта по центру шийки стегнової кістки є його ідеальним розташуванням при виконанні профілактичного фізіодезу, відхилення осі гвинта щодо вісі шийки на 2 мм є допустимим (Укр.журнал телемедицини та мед.телематики.-2010.-Т.8,№1.-С.41-45).

**Ключові слова:** юнацький епіфізеоліз, профілактичний фізіодез гвинтом

*Е.Л. Голюк, В.В.Филипчук, А.В. Чкалов, И.А. Лазарев*

### БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ ВИНТА ПРИ ПРОФИЛАКТИЧЕСКОМ ФИЗИОДЕЗЕ ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

*ГУ «Институт травматологии и ортопедии АМН Украины», Киев, Украина*

Создана конечно-элементная модель проксимального отдела бедренной кости и проведен анализ внешних нагрузок на проксимальный отдел бедренной кости. Выполнено моделирование внутренних напряжений в эпифизарном слое шейки бедренной кости при разных вариантах размещения винта в шейке бедренной кости. Доказано, что введение винта по центру шейки бедренной кости является его идеальным расположением при выполнении профилактического физиодеза, отклонение оси винта относительно оси шейки на 2 мм является допустимым (Укр.журнал телемедицины и мед.телематики.-2010.-Т.8,№1.-С.41-45).

**Ключевые слова:** юношеский эпифизеоліз, профилактический физиодез винтом

*Y. Holiuk, V. Filipchuk, A. Chkalov, I. Lazariev*

### BIOMECHANICAL MODEL OF PROXIMAL FEMUR AFTER SCREW FIXATION IN PROPHYLACTIC PINNING OF SLIPPED CAPITAL FEMORAL EPIPHYSIS

*SI «Institute of Traumatology and Orthopaedics of AMS of Ukraine», Kyiv, Ukraine*

The damage model of proximal femur is created and the analysis of the external loadings is conducted on the proximal femur. The design of internal tensions is executed in the epiphyseal layer of neck of thigh-bone at the different variants of placing of screw in the neck of thigh-bone. These tensions are concentrated on periphery of epiphyseal layer in points, most remote from the axis of screw. Introduction of screw on the center of neck of thigh-bone is him by an ideal location at implementation of prophylactic pinning, a rejection of axis of screw in relation to the axis of neck on 2 mm is possible (Ukr.z.telemed.med.telemat.-2010.-Vol.8,№1.-P.41-45).

**Key words:** juvenil epifesiolіs, preventive pinning

Операція профілактичного фізіодезу, як відомо, виконується пацієнтам з одностороннім юнацьким епіфізеолізом на так званій здоровій стороні, тобто на стороні, де відсутнє зміщення головки, з метою запобігання останньому.

Техніка операції наступна: після розрізу шкіри по латеральній поверхні стегна під

постійним рентгеноконтролем з підвертлюжної ділянки через шийку стегнової кістки та епіфізарну зону росту у головку проводиться спиця, що направляє. Після контрольної рентгенографії та виявлення правильності положення спиці у шийці по спиці вводиться порожнисте свердло, після чого в утворене ложе вводиться шне-

ковий гвинт. Фіксація єдиним гвинтом є найкращою при виконанні профілактичного фізіодезу [1,2]. Оптимальним результатом є розміщення гвинта по центру шийки та епіфізарної зони росту у прямій та боковій проекціях. Враховуючи цей фактор, одним з найважливіших етапів цієї операції є максимально точно введення спиці, що направляє. Від вдалого проведення цього етапу операції залежить швидкість та успіх проведення на-

ступних етапів, оскільки незначна похибка введення спиці у підвертлюжній ділянці призводить до значної похибки у місці прикладання спиці, а отже і шнекового гвинта – у голівці стегнової кістки у зв'язку зі значною дистанцією введення. По можливості спицю потрібно правильно розмістити при першій спробі, тому що багаторазові введення збільшують ризик післяопераційного перелому.

### Мета дослідження

Метою даного дослідження є визначення гранично допустимих відхилень осі гвинта, що фіксує, при профілактичному фізіодезі головки стегнової кістки від центральної

повздожньої осі шийки стегна з огляду на механічні напруження, що виникають внаслідок цього відхилення в епіфізарному шарі під час ходи та інших рухових дій.

### Матеріал і методи

Дослідження напружено-деформованого стану епіфізарного шару виконано шляхом математичного моделювання методом скінченних елементів з використанням програмного комплексу ANSYS v. 10.0. Для представлення епіфізарного шару як прототип було використано модель міцності, запропоновану в роботі M.Gómez-Benitoa [3], з певними модифікаціями.

Проходження осі гвинта відносно центральної осі шийки стегна варіювалось в процесі дослідження.

Параметри пружності матеріалу є еквівалентними в тому розумінні, що тривимірний моделювання в умовах чистого зсуву відтворює параметри жорсткості двовимірного прототипу. Міцність матеріалу оцінювалась за критерієм максимальних деформацій. Для епіфізарного хряща, відповідно до прототипу, граничною вважалась деформація  $2 \cdot 10^{-2}$ ; для оцінки результатів взято коефіцієнт запасу 2. Враховуючи просторовий характер деформації, як інформативна величина використовувалась перша головна деформація.

Для визначення напружень в першу чергу слід оцінити значення складових сили F. Пряме вимірювання *in vivo* навантаження на голівку стегнової кістки є досить трудомістким, інвазивним та практично можливим лише у пацієнтів із встановленим ендпротезом кульшового суглоба. В роботі M.Heller [7] вимірювались навантаження на

голівку, що виникають під час ходи по рівній поверхні та під час підйому сходами, у чотирьох пацієнтів віком від 51 до 76 років після тотального ендпротезування кульшового суглоба в період 11–31 місяців після операції. Хоча об'єктом дослідження в згаданій роботі був не здоровий кульшовий суглоб, а його ендпротез, а в ролі піддослідних виступали пацієнти похилого віку, авторами було продемонстровано добру узгодженість результатів безпосереднього вимірювання з результатами математичного моделювання. Це підтверджує достовірність даних, отриманих саме методом математичного моделювання. Останній є значно менш трудомістким, неінвазивним, і тому відповідні результати представлені в літературі значно ширше, в тому числі і для пацієнтів вікової групи, що цікавить нас безпосередньо.

Узагальнюючи результати, представлені в роботах G. Bergmann та M. Ipravec [4,5,6], ми взяли для подальших досліджень наступні максимальні величини сил (в % від ваги тіла):  $F_z=200...300\%$ ;  $F_y=60...80\%$ ;  $F_x=30...40\%$ . В процесі ходи чи виконання інших рухових дій сили є змінними, і вказані максимальні значення досягаються, взагалі кажучи, неодноразово. Однак в даній роботі для оцінки міцності фіксації ми використовуємо аналіз за методикою "найгіршого випадку", тобто докладаємо до досліджуваної системи одночасно всі три сили в їх максимальних значеннях.

### Результати й обговорення

Модифіковану нами скінченно-елементну модель проксимального відділу стегнової кістки представлено на рис. 1. Дистальний (1) та проксимальний (2) кісткові фрагменти

вважались абсолютно твердими тілами. На ці тіла умовами моделювання було накладено кінематичні в'язі, що відповідають фіксації одним гвинтом. В нашій модифікації

скінченно-елементної моделі було враховано, що в умовах розміщення фіксуючого гвинта характер можливих рухів фрагментів суттєво змінюється і дотичні та нормальні відносні переміщення епіфізарних поверхонь стають величинами одного порядку. Тому до моделі нами було включено тривимірну модель епіфізарного шару (3), дискретизовану із використанням стандартних тетраедрич-

них скінченних елементів типу SOLID187 із стандартної бібліотеки ANSYS. Характерний розмір елемента складав 2 мм; загалом об'єм епіфізарного шару розбито на 611 скінченних елементів.

Провели аналіз зовнішніх навантажень на проксимальний відділ стегнової кістки (рис.2).

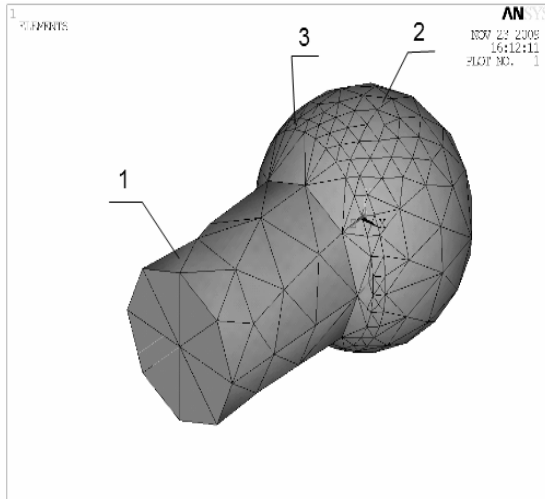


Рисунок 1. Скінченно-елементна модель проксимального відділу стегнової кістки

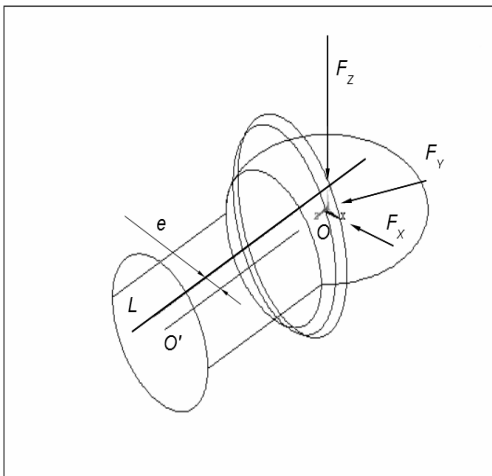


Рисунок 2. Створення обертального (ротаційного) моменту між фрагментами проксимального відділу стегнової кістки, фіксованих одним гвинтом (схематично)

Якщо знехтувати незначними силами тертя між поверхнями кульшового суглоба, а самі поверхні вважати сферичними із спільним центром, то сили тиску на головку з боку суглобової западини можна звести до рівнодійної  $F$ , прикладеної в центрі  $O$  сферичної поверхні (рис.2). Цю силу зазвичай представляють як суму трьох складових, прикладених в центрі  $O$  і спрямованих паралельно до анатомічних осей тіла: сагітальної  $F_x$ , горизонтальної  $F_y$  та фронтальної  $F_z$ .

Якщо вісь  $L$  гвинта проходить вздовж центральної осі шийки стегна, то сила  $F$  не створює обертального моменту відносно осі  $L$ . Якщо ж вісь гвинта, як показано на схемі, проходить з деяким ексцентриситетом  $e$ , то виникає відповідний обертальний момент,

що, зокрема, викликає виникнення внутрішніх напружень в епіфізарному шарі шийки стегнової кістки.

На рис. 3 представлено характерну картину розподілу деформацій в середньому перетині епіфізарного шару. Гвинт, що фіксує, проведено паралельно до повздовжньої осі шийки із зміщенням на 6 мм. Найменші — близькі до нуля — деформації спостерігаються поблизу точки перетину осі гвинта з представленою поверхнею. Найбільші деформації мають місце в точках, що є найбільш віддаленими від осі гвинта. Зони однакових деформацій розташовуються концентрично відносно осі гвинта. Для більш точного аналізу характеру розподілу напружень уявімо пряму, що

проходить із точки максимальної деформації (MX) через точку осі гвинта і далі аж до протилежного краю поверхні. Уявно рухаю-

чись вздовж цієї прямої, будемо відкладати на графіку значення деформації. Отриманий результат представлено на рис. 4.

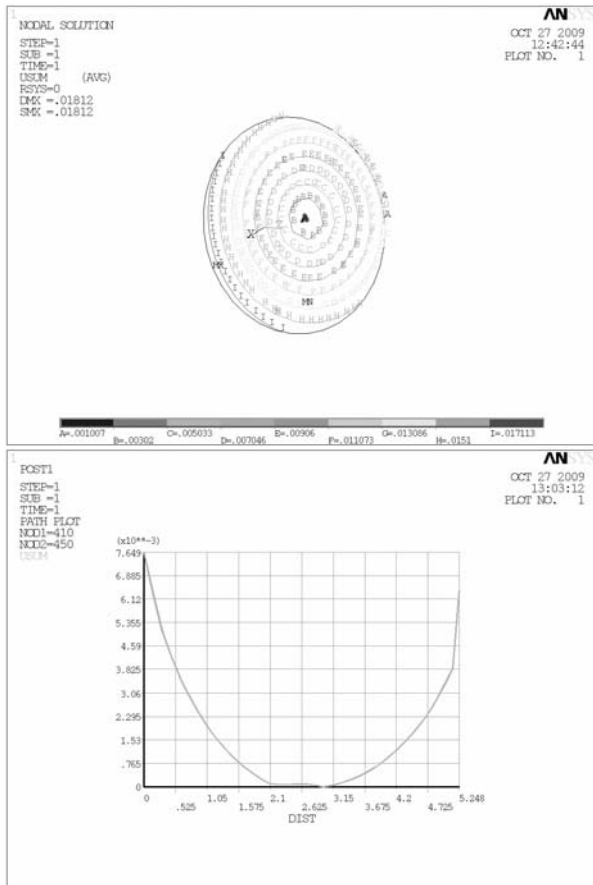


Рисунок 3. Характерний розподіл деформацій в середньому перетині епіфізарного шару при ексцентричному проходженні осі гвинта

Рисунок 4. Розподіл деформацій в перерізі при зміщенні осі гвинта на 6 мм

З графіку можна бачити, що зростання деформацій є нелінійним: деформації прогресивно зростають із віддаленням від осі гвинта. Таким чином, саме периферійні зони є найбільш ймовірними місцями розвитку локальних руйнувань епіфізарного хряща. А оскільки напруження в матеріалі хряща є прямо пропорційними до деформацій, то ці самі периферійні зони відіграють головну роль в формуванні пружного моменту протидії зовнішньому навантаженню. Отже, в разі руйнування периферійних зон весь момент реакції перекладається на більш внутрішні зони. А плече сили пружної реакції відносно осі гвинта тут менше, тобто для створення відповідного моменту знадобляться ще

більші деформації, що також можуть стати причиною руйнування хряща. Таким чином розвивається процес повного руйнування хряща по всій площині епіфізарної поверхні.

Аналогічне моделювання було виконане для інших величин зміщення осі гвинта. Отримані результати представлені в таблиці. Як бачимо, при зростанні ексцентриситету осі від 0 до 6 мм відповідне зростання максимальних деформацій є практично лінійним, але надалі інтенсивність зростання падає. Так, якщо при 6 мм маємо 76% від максимально припустимої деформації (з урахуванням прийнятого коефіцієнту запасу 2), то для 12 мм, тобто для вдвічі більшого ексцентриситету, навантаження зростає лише на 8%, досягаючи 84% від припустимого.

Таблиця. Залежність величини ротаційної деформації від відстані між віссю гвинта та віссю шийки стегнової кістки

Зміщення осі, мм	2	4	6	12
Деформація	$2,3 \cdot 10^{-3}$	$4,2 \cdot 10^{-3}$	$7,6 \cdot 10^{-3}$	$8,4 \cdot 10^{-3}$

## Висновки

Причиною виникнення механічних напружень в епіфізарному шарі є момент сили реакції в кульшовому суглобі відносно осі гвинта, що фіксує. Цей момент виникає, коли вісь гвинта встановлено з відхиленням від повздовжньої осі шийки стегна. Тому точність встановлення фіксуючого гвинта досить суттєво впливає на рівень максимальних напружень.

Особливо інтенсивно напруження зростають при збільшенні відхилення осі гвинта від 0 до 6 мм. Для зазначеного відхилення максимальні напруження сягають близько 76% від максимально припустимих. Ці напруження концентруються на периферії епіфізарного шару в точках, найбільш віддалених від осі гвинта.

При подальшому зростанні відхилення в межах 6–12 мм максимальні напруження продовжують зростати, але чутливість напружень до величини відхилення стає значно меншою.

Таким чином, спираючись на отримані дані проведеного біомеханічного дослідження, ми можемо констатувати наступне: введення гвинта по центру шийки стегнової кістки є його ідеальним розташуванням при виконанні профілактичного фізіодезу, відхилення осі гвинта відносно вісі шийки на 2 мм є допустимим. Відхилення осі гвинта більше, ніж на 2 мм, є умовно допустимим його розташуванням. При виконанні оперативного втручання на етапі проведення

спиці, що направляє, при умовно допустимому її положенні рекомендовано виконати 1-2 спроби повторного проведення спиці. Більша кількість спроб є небажаною, оскільки значно збільшує ризик перелому стегнової кістки. Умовно допустиме розташування гвинта негативно впливає на зону росту епіфіза та призводить до її травматизації та руйнування фізіодезних мостиків. Руйнування починається з периферійних ділянок зони росту та неминуче розповсюджується до центру.

Отримані нами дані біомеханічного дослідження спонукали нас висунути гіпотезу механогенезу хронічного юнацького епіфізеолізу, яку ми назвали «феноменом біологічного гвинта». Згідно цієї гіпотези зміщення при юнацькому епіфізеолізі відбувається при наявності ретроторсії стегнової кістки, внаслідок якої поява фізіодезних мостиків епіфізарної зони росту зміщується від центру, як при нормальному розвитку стегна. В свою чергу це призводить до появи ротаційного моменту сили, а пусковим фактором (постійним травмуючим агентом) зміщення є феморо-ацетабулярний конфлікт, який також має місце при ретроторсії стегнової кістки. Подальший механізм руйнування зони росту є аналогічним тому, який описаний нами в даному дослідженні для неідеального введення гвинта.

## Література і вебліографія

1. Aronson D.D. Slipped capital femoral epiphysis. A prospective study of fixation with a single screw / D.D.Aronson, W.E.Carlson. - J. Bone and Joint Surgery Am., Vol. 74-A, № 6, 1992. - pp. 810–819.
2. Ward T. Fixation with a Single Screw for Slipped Capital Femoral Epiphysis. / T.Ward, J.Stefko, K.B.Wood, C.L.Stanitski. - J. Bone and Joint Surgery Am., Vol. 74-A, № 6, 1992. - pp. 799–809.
3. A damage model for the growth plate: Application to the prediction of slipped capital epiphysis / [Gómez-Benito M.J., Moreoa P., Pérez M.A. etc.]. - J. Biomechanics, № 40, 2007. - pp. 3305–3313.
4. Bergmann G. Hip Joint Loading During Walking and Running Measured in Two patients / Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A. - J. Biomechanics, Vol. 26, 1993. - pp. 969–990.
5. Hip Forces and Gait Patterns from Routine Activities / [Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., etc.]. - J. Biomechanics, Vol. 34, 2001. - pp. 1116–1120.
6. Mathematical Modelling of Stress in the Hip During Gait / [Ipavec, M., Brand, R.A., Pedersen, D.R., etc.]. - J. Biomechanics, Vol. 32, 2000. - pp. 1229–1235.
7. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing / [Heller M.O., Bergmann G., Deuretzbacher G., etc.]. - J. Biomechanics, Vol. 34, 2001. - pp. 883–893.

Надійшла до редакції: 05.03.2009.

© Є.Л.Голюк, В.В.Філіпчук, О.В. Чкалов, І.А.Лазарєв

Кореспонденція: Голюк Є.Л.,  
вул. Воровського, 27, 01601, Київ, Україна  
E-mail: dniito@dniito.org.ua