

УДК 616.718.4-002.4-021.4:616.728.2]-053.2:004.94(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018385-92>

Напружено-деформований стан кульшового суглоба в дітей з асептичним некрозом головки стегнової кістки (повідомлення перше)

О. І. Корольков¹, Є. С. Кацалап², М. Ю. Карпінський², О. В. Ярьсько²

¹ КЗ ЛОР Львівська обласна дитяча клінічна лікарня «ОХМАТДИТ». Україна

² ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Aseptic femoral head necrosis in children has a polyethiological structure and leads to the formation of various deformities or the entire proximal femur. Consequences of this may be the early development of hip joint arthritis. Objective: to study the stress-strain state of the hip joint components in cases of femoral head defects of 25 % of its size with different localization due to aseptic femoral head necrosis in children. Methods: a simplified finite element model of the child's hip joint was constructed and mathematical studies of the stress-strain state were performed in the normal joint and modeling of the femoral head defect with a 25 % of its volume. The defect was located in the lower and middle parts of the femoral head, in the zone of its loading and at the boundary of the upper edge of the acetabulum. The study of the stress-strain state model was made under the influence of a vertical load of 270 N, and also simulated the effect of the gluteus medius (450 N) and gluteus minimus (200 N) muscles. Results: Normally the main loading transfers through the cortical layer of the femur, the tensions in the cancellous bone are insignificant. The most stressed zone is the femoral neck, especially in the upper part, in the area of its transition to the head under the growth zone. In the case of a defect in the medial and upper parts of the femoral head, slight changes of the stress-strain state were found, and at the border of the upper edge of the acetabulum and in the growth zone — were pronounced. The maximum stress level reached 22.0 MPa, which is 2.5 times higher than the norm. Conclusions: as for to stress distribution in hip joint models, the most unfavorable position is the location of the defect in size 25 % of the femoral head volume at the border of the upper edge of the acetabulum and in the upper part of the femoral head, in the zone of its main load. It is with this option that the highest level of stress is observed on all the sites of the femur. Key words: aseptic femoral head necrosis in children, finite-element model, biomechanical studies.

Асептический некроз головки бедренной кости (ГБК) у детей имеет полиэтиологическую структуру и приводит к формированию различных ее деформаций или всего проксимального отдела бедренной кости. Последствиями этого может быть раннее развитие коксартроза. Цель: изучить напряженно-деформированное состояние (НДС) компонентов тазобедренного сустава в случаях дефектов ГБК размером 25 % от ее объема разной локализации вследствие асептического некроза у детей. Методы: построена упрощенная конечно-элементная модель (КЭМ) тазобедренного сустава ребенка и проведены математические исследования НДС в норме и при моделировании дефекта ГБК размером 25 % ее объема. Дефект размещали в нижней и средней частях ГБК, в зоне ее нагрузки и на границе верхнего края вертлужной впадины. Исследование НДС модели проводили под влиянием вертикальной нагрузки величиной 270 Н, также имитировали действие средней (450 Н) и малой (200 Н) седалищных мышц. Результаты: в норме основную нагрузку несет кортикальный слой бедренной кости, напряжение в губчатой кости незначительны. Самой нагруженной зоной является шейка бедренной кости, особенно в верхней части, на участке ее перехода в головку под зоной роста. В случае расположения дефекта в медиальной и верхней частях ГБК обнаружены незначительные изменения НДС, а на границе верхнего края вертлужной впадины и зоны роста ГБК — выраженные. Максимальный уровень напряжений достигал 22,0 МПа, что выше показателей нормы в 2,5 раза. Выводы: относительно распределения напряжений в моделях тазобедренного сустава наиболее неблагоприятным является расположение дефекта размером 25 % от объема ГБК на границе верхнего края вертлужной впадины и в верхней части ГБК, в зоне ее основной нагрузки. Именно при этом варианте наблюдается самый высокий уровень напряжений практически на всех исследованных участках бедренной кости. Ключевые слова: асептический некроз головки бедренной кости у детей, конечно-элементная модель, биомеханические исследования.

Ключові слова: асептичний некроз головки стегнової кістки у дітей, скінченно-елементна модель, біомеханічні дослідження

Вступ

Останніми десятиліттями збільшується кількість дітей і підлітків з асептичним некрозом головки стегнової кістки (АНГСК) або хворобою Легг-Кальве-Пертеса (ХЛКП) [4, 5, 17, 21]. Одним із тяжких проявів указаної патології є розвиток деформацій головки стегнової кістки (ГСК) різного ступеня, які, зазвичай, розвиваються поступово та без вираженого больового синдрому на етапах формування. Значні деформації як ГСК, так і всього проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) у випадках асептичного некрозу спричиняють не лише біль і обмеження рухів у кульшовому суглобі (КС), а й втрату конгруентності його компонентів. Унаслідок цього виникає децентрація та підвивих стегна, перевантаження певних зон кульшової западини та ГСК тощо, що призводить до коксартрозу [11].

На думку більшості дослідників, головними чинниками розвинення деформацій ПВСК у дітей у випадках АНГСК є, з одного боку, втрата механічної міцності ГСК (призводить до її первинної деформації), а з іншого — ураження наросткової зони епіфіза ГСК та великого вертлюга (що зумовлює поступове порушення енхондрального росту та формування багатоплощинних деформацій) [6, 14, 15]. Дослідження особливостей функціонування та розвитку КС дітей у разі деформацій ПВСК на фоні АНГСК та їхній вплив на виникнення децентрації та підвивиху стегна у спеціальній літературі висвітлені недостатньо повно.

Одним із варіантів біомеханічних досліджень КС з метою аналізу різних клінічних станів і розроблення нових технологій лікування є математичне моделювання, а саме метод скінченних елементів. Із його застосуванням [1, 4, 9, 10, 13, 16] встановлено, що в ГСК контактний тиск передається через хрящ на субхондральну кісткову тканину практично без змін, а основні напруження в кістковій тканині збігаються з орієнтацією трабекул губчастої кістки, тобто математично обґрунтовано залежність між будовою кістки і напруженням у ній, що відображено в законі J. Wolff [23].

Маємо зазначити, що тривимірне моделювання системи «кульшовий суглоб» за умов норми та АНГСК у дітей і математичні розрахунки набувають великого наукового та практичного зна-

чення для оптимізації вибору адекватного лікування (консервативного або хірургічного).

Мета роботи: вивчити напружено-деформований стан компонентів кульшового суглоба у випадках руйнування понад 25 % головки стегнової кістки внаслідок асептичного некрозу.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» проведені математичні дослідження напружено-деформованого стану (НДС) моделей КС у випадках дефектів ГСК різного об'єму та локалізації внаслідок АНГСК [8]. Для цього побудовано спрощену скінченно-елементну модель, яка складалася із таза та стегнових кісток (рис. 1).

Елементи моделі містили ділянки з властивостями губчастої та коркової кістки, а також хрящової тканини (наросткові зони, суглобові поверхні ГСК та кульшової западини).

У процесі дослідження базову модель КС (рис. 1) використано для визначення НДС у випадку нормальної будови суглоба, показники якого служили контролем для інших досліджень. Для моделювання варіантів перебігу АНГСК застосовано три модифікації базової моделі з дефектами ГСК розміром 25, 50 і 75 % від її об'єму, що відповідає II–IV типам ураження за класифікацією A. Catterall [22] (рис. 2). Аналіз НДС моделей КС у випадках дефектів 50 і 75 % ми подамо у наступних роботах.

Досліджувані варіанти моделей кульшових суглобів із дефектами ГСК в розрізі у фронтальній площині наведено на рис. 3.

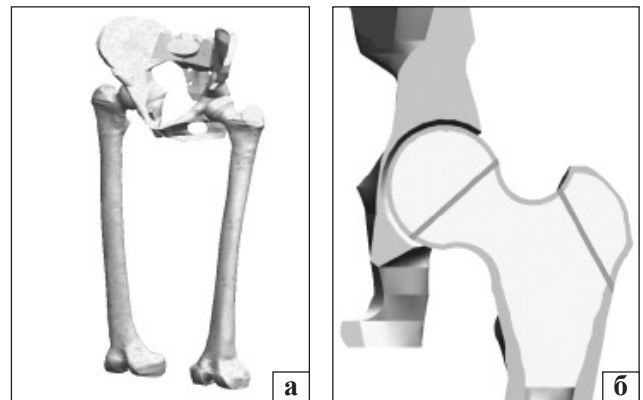


Рис. 1. Скінченно-елементна модель КС: а) загальний вигляд; б) КС у розрізі лініями умовно позначено наросткові зони ГСК та великого вертлюга

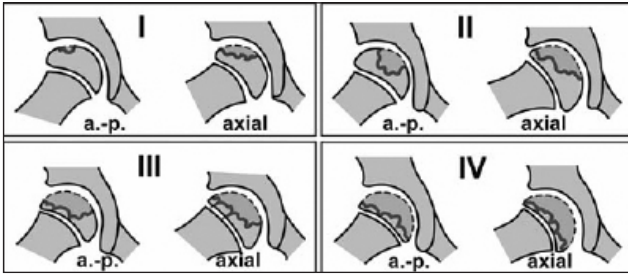


Рис. 2. Схематичне зображення варіантів ураження ГСК відповідно до класифікації A. Catterall

На моделі з дефектом ГСК розміром 25 % від її об'єму вивчали вплив його локалізації на НДС. Відтворювали локалізацію дефекту в нижній і середній частинах ГСК, у зоні навантаження та на межі з верхнім краєм кульшової западини (рис. 4).

Існує декілька підходів до визначення м'язових зусиль у разі одноопорного положення або різних фаз кроку. Положення рівноваги утворюється зусиллями великої кількості м'язів і може бути досягнуто різними способами. При цьому не з'ясовано, які м'язи сильніше напружуються. Найбільш поширеною є схема їхньої дії, отримана на підставі припущення, що м'язова система прямує до мінімальних витрат енергії, але

не в конкретний момент, а протягом тривалого часу [12, 18]. Під час дослідження моделювали стояння на лівій кінцівці, прикладаючи до крижів вертикально розподілену силу величиною 270 Н, що відповідає середній вазі дитини (35 кг) у випадку одноопорного стояння (без урахування ваги опорної кінцівки). Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом клубової кістки імітували дію привідних м'язів стегна шляхом введення відповідних сил. Моделювали дію *m. gluteus medius* (середній сідничний м'яз) силою 450 Н та *m. gluteus minimus* (малий сідничний м'яз) силою 200 Н [18]. У ділянці колінного суглоба на рівні виростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 5.

Модель містила 776 936 складових. За найменший скінченний елемент було обрано 10-вузловий тетраedr із квадратичною апроксимацією [24]. Досліджуваний матеріал ми вважали однорідним та ізотропним. Незважаючи на те, що кісткова тканина за своєю природою є анізотропною, вважаємо доцільним зазначити, що у показниках величин, які визначають її анізотропність, науковці не прийшли до загального знаменника.

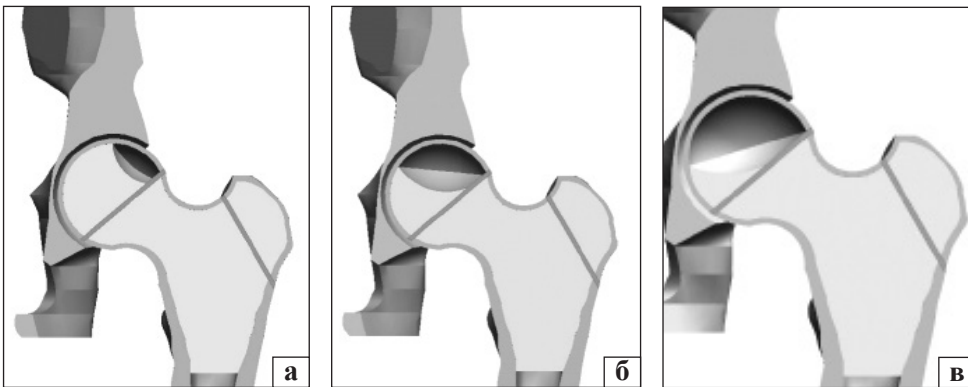


Рис. 3. Варіанти моделей КС з дефектом ГСК 25 (а), 50 (б) і 75 % (в) від її об'єму

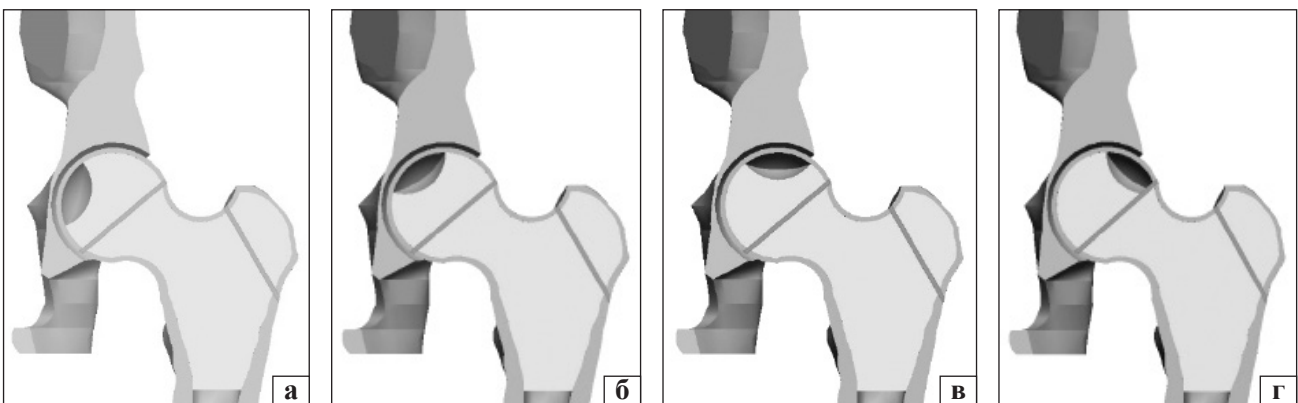


Рис. 4. Модель КС із різним розташуванням дефекту (25 %) ГСК: у медіальній (а), середній (б), середньо-верхній (в) і латеральній (г) частинах

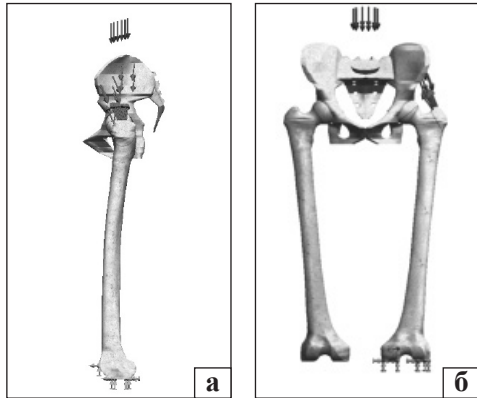


Рис. 5. Схема навантаження моделей КС: вигляд у фронтальній (а) і сагітальній (б) проекціях

Питання анізотропності біологічних матеріалів та її вплив на точність отриманих результатів є дискусійним [4, 7, 19, 20].

Механічні властивості біологічних тканин (E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона) взято з літератури [3] (таблиця).

Для порівняння змін напружено-деформованого стану різних варіантів моделей вивчали величину механічних напружень у певних контрольних точках, схему розташування яких наведено на рис. 6.

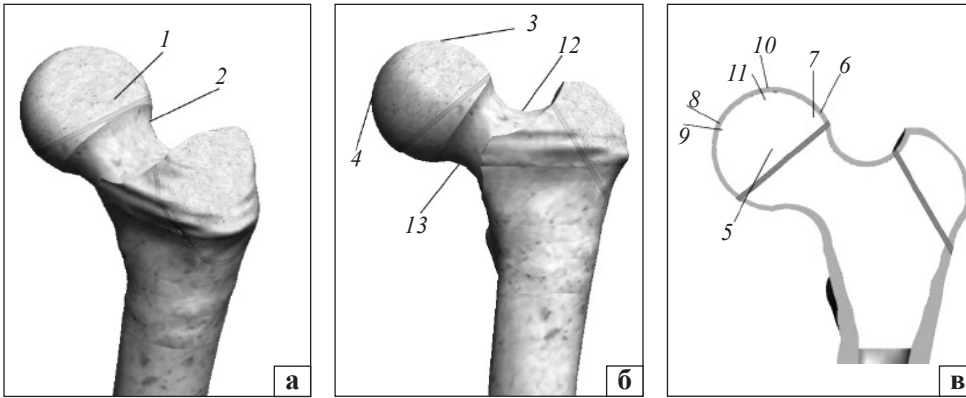


Рис. 6. Схема розташування контрольних точок на моделі КС у нормі: ізометрична (а) і фронтальна (б) проекції, розріз у фронтальній площині (в)

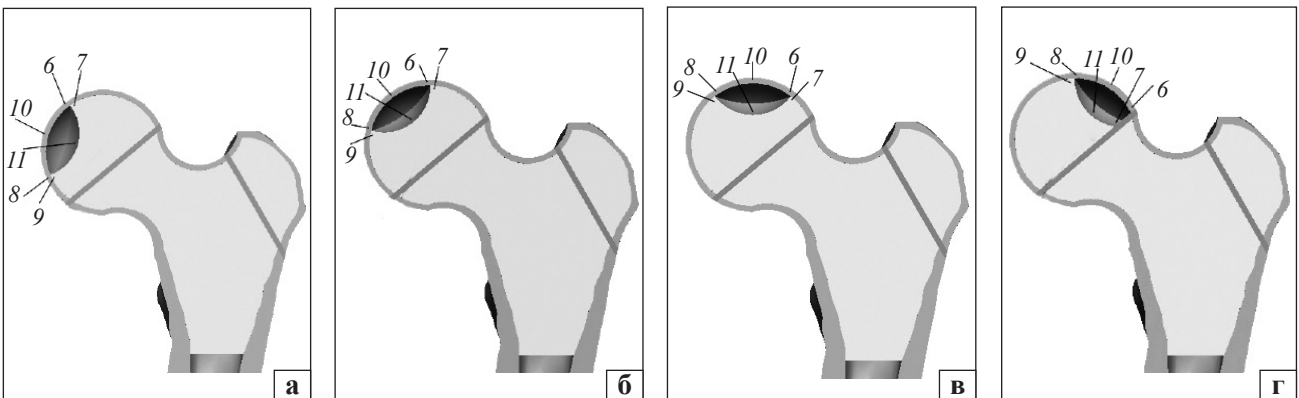


Рис. 7. Схема розташування контрольних точок навколо зони дефекту 25 % ГСК: у нижній (а) і середній (б) частинах, у зоні навантаження (в), на межі верхнього краю кульшової западини (г)

Таблиця
Використані механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Коркова кістка	18 350,0	0,29
Губчаста кістка	330,0	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49

Оскільки в процесі дослідження змінювали розміри та розташування зони дефекту, то контрольні точки 6–11, які знаходились навколо цієї зони, також змінювали своє положення. Схеми розташування контрольних точок 6–11 на різних моделях наведено на рис. 7.

Як критерій оцінювання НДС моделей використовували напруження за Мізесом [1]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС — програмного комплексу CosmosM [2].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи проведено аналіз НДС моделі з нормальною будовою КС (рис. 8).

Як показали дослідження, у нормі основне навантаження припадає на корковий шар стегнової кістки, напруження в губчастій кістці дуже незначні.

Найбільш навантаженою зоною визначено шийку стегнової кістки, де величина напружень сягала значень 14,6 МПа в нижній частині та 13,2 МПа — у верхній. Пік напружень (18 МПа) спостерігали у верхній частині шийки стегнової кістки на ділянці її переходу в ГСК, під наростковою зоною. Іншу зону підвищених напружень виявлено в верхній частині ГСК, на межі верхнього краю кульшової западини та наросткової зони, де величина напружень набула значення від 6,0 до 9,1 МПа. В інших контрольних точках моделі величини напружень не перевищували 3,0 МПа. Мінімальні напруження 0,3 МПа зафіксовано в губчастій кістці в центрі ГСК.

На другому етапі роботи моделювали ураження ГСК різного ступеня, що визначають у разі АНГСК. Розмір дефекту становив 25 % від об'єму ГСК. Змінювали локалізацію дефекту та вивчали НДС за таких умов. На рис. 9 наведено картину розподілу напружень в моделі в разі розташування дефекту в медіальній частині ГСК.

Виявлено, що виникнення дефекту в медіальній частині ГСК не має значного впливу на зміну НДС моделі КС. Величини напружень у шийці стегнової кістки підвищили до 13,3 МПа у верхній частині та до 14,9 МПа — у нижній. У ділянці переходу верхньої частини шийки в ГСК, під наростковою зоною, напруження також незначно збільшилися до 19,0 МПа.

Навколо дефекту ГСК максимальні значення напружень 3,2 МПа спостерігали в корковому шарі, на нижньому краю дефекту та в середній частині. На верхньому краю дефекту ГСК рівень напружень у корковій кістці був дещо нижчим і дорівнював 2,7 МПа. У губчастій кістці максимальних значень 1,8 МПа напруження набули навколо нижньої частини дефекту ГСК. Мінімальні значення напружень зафіксовано в губчастій кістці навколо середньої частини дефекту — 0,2 МПа. На інших ділянках моделі величини максимальних напруження не зазнали істотних змін.

Виникнення дефекту в середній частині ГСК також призводить до зміни картини НДС моделі КС.

Величини напружень у шийці залишаються без значних змін — 13,3 та 14,9 МПа у верхній і нижній зонах, відповідно, 19,2 МПа — у ділянці переходу ГСК в шийку під наростковою зоною. Проте в зоні навантаження ГСК спостерігали підвищення рівня напружень від 2,7 МПа в нормі до 3,8 МПа. Навколо дефекту в корковому шарі виявлено максимальні величини напружень 5,2 МПа на верхньому краю дефекту ГСК, що пояснюється його потраплянням у зону

навантаження ГСК під час стояння. У середній і нижній частинах коркового шару навколо дефекту напруження набули величини 2,6 МПа. У губчастій кістці максимальні величини напружень 2,4 МПа визначено також навколо верхньої частини дефекту ГСК і знижували з віддаленням від неї до 1,6 МПа у нижній частині та до 0,2 МПа — у середній.

Під час розміщення дефекту у верхній частині ГСК, у зоні її основного навантаження, картина розподілу напружень у стегновій кістці моделі значно змінювалася (рис. 10).

Доведено, що в цьому випадку незмінними залишаються лише величини напружень у шийці стегнової кістки: у верхній частині — 13,2 МПа, у нижній — 14,9 МПа. У ділянці переходу від ГСК у шийку величини напружень зросли до 19,7 МПа під наростковою зоною, над нею — від 6,0 МПа в нормі та в моделях із дефектом у нижніх частинах ГСК до 9,4 МПа. У верхній частині ГСК величина напружень збільшилася до 8,0 МПа проти 2,7 МПа в нормі, у медіальній частині — до 3,7 МПа проти 3,1 МПа.

Навколо дефекту в корковому шарі ГСК величини напружень досягли максимального значення 14,0 МПа на латеральному краю дефекту ГСК, трохи нижчі значення напружень спостерігали в центральній частині дефекту — 7,5 МПа, на медіальному його краю знизилися до 3,1 МПа. У губчастій кістці максимальний рівень напружень також визначено навколо латерального краю дефекту — 9,9 МПа, але мінімальні значення напружень 0,7 МПа виявлено навколо центральної зони дефекту на відміну від коркового шару, що пояснюється наявністю порожнин між корковим шаром і губчастою кісткою в зоні основного навантаження. На медіальному краю дефекту підвищення величини напружень у губчастій кістці було незначним — до 2,0 МПа. Варто відмітити й підвищення рівня напружень у центрі ГСК до 0,5 МПа.

Наявність дефекту в ГСК на межі верхнього краю кульшової западини та наросткової зони головки призводить до ще більших негативних наслідків у картині НДС моделі кульшового суглоба (рис. 11). Цей варіант розміщення дефекту виявився найнесприятливішим.

Саме за цих умов встановлено найвищий рівень напружень практично на всіх досліджених ділянках стегнової кістки. Уперше нами було виявлено зміни величини напружень у шийці стегнової кістки: у нижній її частині вони збільшилися до 15,2 МПа, а у верхній, навпаки, знизилися до 12,3 МПа.



Рис. 8. Картина НДС моделі КС у нормі: а) ізометрична проекція; б) розріз у фронтальній площині

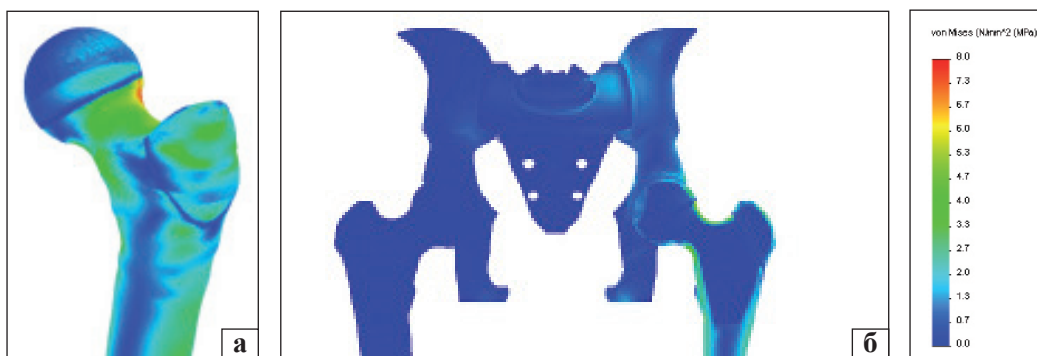


Рис. 9. Картина НДС моделі КС із дефектом (у 25 %) ГСК з локалізацією в її медіальній частині: а) ізометрична проекція; б) розріз у фронтальній площині

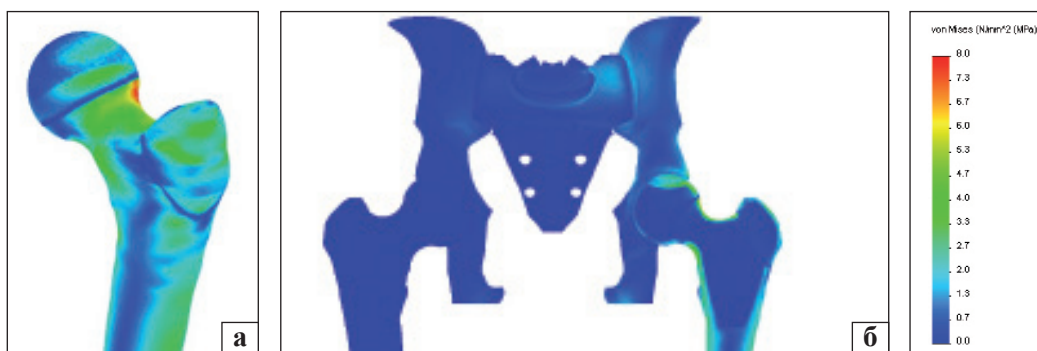


Рис. 10. Картина НДС моделі КС з дефектом 25 % ГСК у зоні навантаження: а) ізометрична проекція; б) перетин у фронтальній площині

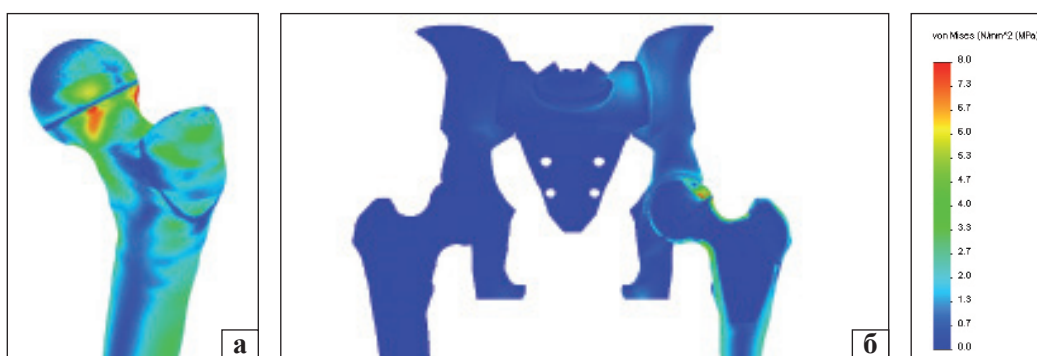


Рис. 11. Картина НДС моделі КС з дефектом 25 % ГСК на межі верхнього краю кульшової западини: а) ізометрична проекція; б) перетин у фронтальній площині

Порівняно з попереднім варіантом розташування дефекту головки стегнової кістки дещо зменшився показник напружень у верхній частині ГСК до 7,1 МПа через зміщення дефекту з цієї ділянки.

Потрібно зазначити, що на всіх інших зонах спостерігали лише підвищення величин напружень. Максимальні значення (25,9 МПа), як і в інших варіантах досліджуваної моделі зафік-

совано в перехідній зоні від верхньої частини шийки до ГСК, під наростковою зоною, над зазначеною ділянкою напруження дорівнювали 14,8 МПа.

Ситуація навколо дефекту виглядала найгіршим чином. Максимальний рівень напружень у корковому шарі сягав позначки 22,0 МПа на латеральному краю дефекту ГСК, у центральній його

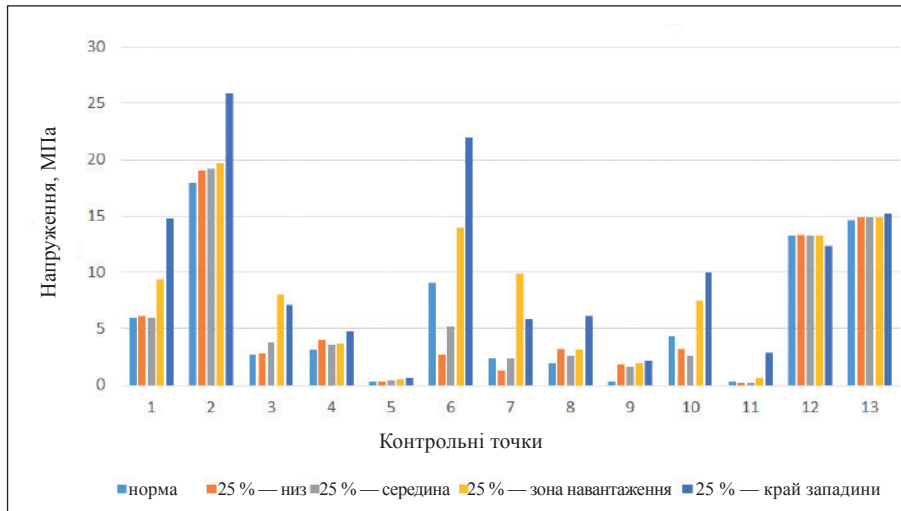


Рис. 12. Діаграма розподілу величин напружень у моделях у нормі та за наявності дефекту ГСК різної локалізації (25 % від її об'єму)

частині — 10,0 МПа, у медіальній — 6,1 МПа, що вище за всі інші моделі. Аналогічну картину спостерігали й у губчастій кістці, де максимальні показники напружень 5,9 МПа виявлено навколо латерального краю дефекту ГСК, навколо центральної його частини рівень напружень становив 2,9 МПа, медіального — 2,1 МПа, що також перевищувало значення, отримані в інших моделях. Напруження в центрі ГСК зросли до 0,7 МПа, хоча й залишилися на найнижчому рівні серед усіх досліджених ділянок моделі КС. Для порівняння максимальних величин напружень на аналізованих ділянках моделей у разі різної локалізації кісткового дефекту в ГСК всі дані, які отримані в результаті моделювання, подано на діаграмі (рис. 12).

У результаті проведеного дослідження можна зробити висновок, що з огляду на розподіл напружень у моделях КС, найнесприятливішим є розташування дефекту від 25 % об'єму в ділянці на межі верхнього краю кульшової западини та у верхній частині ГСК у зоні її основного навантаження. Саме при цьому варіанті виявлено найвищий рівень напружень практично на всіх досліджених ділянках стегнової кістки.

Висновки

Створена скінченно-елементна модель кульшового суглоба дає змогу вивчити НДС його компонентів у випадках різної локалізації руйнування ГСК унаслідок асептичного некрозу в дітей.

Результати проведеного дослідження свідчать, що з огляду на розподіл напружень у моделях з об'ємом ураження ГСК 25 %, найгіршим є розташування дефекту в ділянці на межі верхнього краю кульшової западини та верхньої частини ГСК, у зоні її найбільшого навантаження. Саме

при цьому варіанті зафіксований найвищий рівень напружень майже на всіх досліджених ділянках стегнової кістки, який сягав 22,0 МПа (що є у 2,5 разу більше за показники норми).

Особливості розподілу та ступінь НДС елементів кульшового суглоба у випадках більшого ніж 25 % за об'ємом дефекту ГСК (50 і 75 %, що відповідає II та III ступеням ураження за класифікацією А. Catterall) потребує подальшого вивчення.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Агапов В. П. Метод конечных элементов в статике, динамике и устойчивости пространственных тонкостенных подкрепленных конструкций : уч. пособие / В. П. Агапов. — М. : АСВ, 2000. — 152 с.
2. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
3. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
4. Биомеханическое обоснование хирургического лечения болезни Легг-Кальве-Пертеса / Р. Ф. Хасанов, А. П. Андреев, А. П. Скворцов [и др.] // Инновационные технологии в медицине. — 2015 — Т. 1, № 4 (89). — С. 200–203.
5. Гайко Г. В. Ускладнений перебіг хвороби Легг-Кальве-Пертеса / Г. В. Гайко, В. В. Філіпчук, М. І. Хархун // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 2. — С. 27–29.
6. Зеленецький І. Б. Математичне моделювання напружено-деформованого стану кульшового суглоба за різних значень шийково-діафізарного кута / І. Б. Зеленецький, О. В. Яресько, З. М. Мітелева // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4 (589). — С. 20–23. — DOI: 10.15674/0030-59872012420-23.
7. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига : Зинатне, 1980. — 320 с.
8. Коноплев Ю. Г. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава / Ю. Г. Коноплев, В. И. Митрякин, О. А. Саченков // Ученые записки

- казанского университета. Физ.-мат. науки : К(П)ФУ Казань. — 2011. — Т. 153, № 4. — С. 76–83.
9. Математическое моделирование биомеханики сустава / В. А. Щуров, К. И. Новиков, Р. Х. Закиров [и др.] // Научно-технический вестник Поволжья. — 2012. — № 1. — С. 31–37.
 10. Мителева З. М. Анализ напряжено-деформированного состояния тазобедренного сустава методом конечных элементов / З. М. Мителева, А. Н. Чуйко, В. В. Органов // Биомеханика-98 : мат. конф. — Н. Новгород, 1998. — 172 с.
 11. Мустафин Р. Н. Аvascularный некроз головки бедренной кости / Р. Н. Мустафин, Э. К. Хуснутдинова // Тихоокеанский медицинский журнал. — 2017. — № 1. — С. 27–35.
 12. Особенности биомеханической структуры ходьбы у здоровых детей разного возраста / А. С. Витензон, К. А. Петрушанская, Б. Г. Спивак [и др.] // Российский журнал биомеханики. — 2013. — Т. 17, № 1. — С. 78–93.
 13. Пат. 31078 Україна. МПК G09B 23/28 (2006.01). Спосіб моделювання кульшового суглоба / Корольков О. І.; заявник і патентовласник ПХС ім. проф. М. І. Ситенка АМН України. — № u200713080, заявл. 26.11.2007; опубл. 25.03.2008; Бюл. № 6.
 14. Слизовский Г. В. Современное состояние проблемы лечения костной патологии у детей / Г. В. Слизовский, И. И. Кужеливский // Бюллетень сибирской медицины. — 2012. — № 2. — С. 64–77.
 15. Слизовский Г. В. Современное состояние проблемы лечения заболеваний костно-суставной системы у детей / Г. В. Слизовский, И. И. Кужеливский, Л. А. Ситко // Мать и дитя в Кузбассе. — 2015. — Т. 63, № 4. — С. 4–12.
 16. Упрощенная конечно-элементная модель проксимальной части бедренной кости / З. М. Мителева, Д. Е. Петренко, Н. Н. Конарева, А. И. Жигун // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 2. — С. 56–60.
 17. Шевченко С. Д. Патогенетические аспекты лечения болезни Пертеса / С. Д. Шевченко, А. И. Корольков // мат. Республ. юбил. науч. конф. травм.-ортоп. Республики Беларусь, посвященной 70-летию БелНИИТО. — Минск, 2000. — С. 169–173.
 18. Crowninshield R. D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R. D. Crowninshield, R. A. Brand // Journal of Biomechanics. — 1981. — Vol. 14. — P. 793–801.
 19. Gere J. M. Mechanics of materials / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — Boston PWS Pub Co., 1997. — 912 p.
 20. Goel V. K. Stresses in the pelvis / V. K. Goel, S. Valliappan, N. L. Svensson // Computers in Biology and Medicine. — 1978. — Vol. 8. — P. 91–104.
 21. Legg-Calvé-Perthes disease: current concepts / G. H. Thompson, C. T. Price, D. Roy [et al.] // Instr. Course Lect. — 2002. — Vol. 51. — P. 367–384.
 22. Qain S. Hinge abduction of the hip. Diagnosis and treatment / S. Qain, A. Catterall // Journal of Bone and Joint Surgery. Br. — 1986. — 68 (1). — P. 61–65.
 23. Wolff J. The Law of Bone Remodeling. — Berlin : Springer-Verlag, 1986. — 124 p.
 24. Zienkiewicz O. C. The finite element method for solid and structural mechanics / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor. — 6th ed. — Butterworth-Heinemann, 2005. — 736 p.

Стаття надійшла до редакції 13.07.2018

STRESS-STRAIN STATE OF HIP JOINT IN CHILDREN WITH ASEPTIC FEMORAL HEAD NECROSIS (THE FIRST MESSAGE)

O. I. Korolkov ¹, Ye. S. Katsalap ², M. Yu. Karpinsky ², O. V. Yaresko ²

¹ Lviv Regional Children's Specialized Clinical Hospital, Ukraine

² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Oleksandr Korolkov, MD in Traumatology and Orthopaedics: korolkovmd@gmail.com

✉ Yelyzaveta Katsalap: lizunichka27@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com