

УДК 616.718.4-007.2:616.728]:519876.5](045)

Математичне моделювання впливу деформації стегнової кістки на навантаження суглобів нижньої кінцівки

М. О. Корж, К. К. Романенко, М. Ю. Карпінський, Д. В. Прозоровський, О. В. Ярьсько

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

The forming of posttraumatic deformity of long bones is accompanied with development of secondary changes in all tissues of injured segment. Theoretically the redistribution of bearing areas, osteoarthritic changes and restriction of range of motion in adjusted joints can appear. Usage of mathematical modeling allows creating 3D models of biological objects and reveals main tendencies of the changes of their stress-strain status. The goal: to work out the mathematical model of lower extremity and to study, using the model, the influence of varus extraarticular deformity of femur on stress distribution in knee, ankle and subtalar joints. Methods: mathematical models of lower extremity under normal conditions and under conditions of femur varus deformity (45°) in middle 1/3. Exertion according to Mises was a criterion to assess stress-strain status. The modeling was performed using the system of automated designing SolidWorks and calculation of stress-strain status – program complex CosmosM. Results: in knee medial condyle of femur appeared more overloaded under the conditions of femur varus malalignment and corresponding area of bearing of proximal tibia (26.9 vs 4.9 MPa under normal conditions). Double increase in strain was observed on lateral edge of knee joint (6.1 vs 3.4 MPa). On the level of ankle joint almost triple increase in stress-strain status was observed on lateral parts of both tibia and talar. Conclusion: varus malalignment of femur provokes severe increase in tension in femur and tibia, imbalance in tension significance on medial and lateral sides of these bones with its prevalence on medial side, and severe increase in tension value on medial side of bearing areas of knee joint. Key words: femur, deformity, malalignment, tension, modeling, lower extremity.

Формирование посттравматических деформаций длинных костей конечностей сопровождается развитием вторичных изменений во всех тканях поврежденного сегмента. При этом гипотетически возникает перераспределение нагрузки, артрозные изменения и сокращение объема движений в прилежащих суставах. Использование методов математического моделирования позволяет создавать объемные модели биологических объектов и выявлять основные тенденции изменений их напряженно-деформированного состояния (НДС). Цель: разработать математическую модель нижней конечности и изучить с ее помощью влияние внесуставной варусной деформации бедренной кости (БК) на распределение напряжений в коленном, голеностопном и подтаранном суставах. Методы: разработаны математические модели нижней конечности в норме и при варусной деформации БК в средней трети величиной 45°. Критерием оценки НДС были напряжения по Мизесу. Моделирование выполняли с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks, а расчеты НДС — программного комплекса CosmosM. Результаты: в коленном суставе в условиях варусной деформации БК наиболее перегруженным оказался ее медиальный мыщелок и соответствующая опорная поверхность большеберцовой кости (26,9 против 4,9 МПа для нормальной конечности). По латеральному краю коленного сустава установлено повышение величины напряжения в два раза (6,1 против 3,4 МПа). На уровне голеностопного сустава увеличение НДС почти втрое отмечено на латеральной части суставных поверхностей как большеберцовой, так и надпяточной костей. В подтаранном суставе обнаружена зона максимальных напряжений на его поверхностях со стороны надпяточной и пяточной костей. Выводы: варусная деформация БК приводит к значительному повышению величины напряжений в диафизах бедренной и большеберцовой костей, дисбалансу между величинами напряжений с медиальной и латеральной сторон этих костей с преобладанием на медиальной поверхности, а также к значительному повышению величины напряжений на медиальной стороне опорных поверхностей коленного сустава. Ключевые слова: бедренная кость, деформация, напряжение, моделирование, нижняя конечность.

Ключові слова: стегнова кістка, деформація, напруження, моделювання, нижня кінцівка

Вступ

Увага спеціалістів до проблеми лікування пацієнтів з наслідками травм довгих кісток кінцівок обумовлена її великою соціальною значущістю. Зокрема відмічено, що незрощення переломів становлять 5–10 % незалежно від локалізації [1]. Частота ускладнень (незрощення, уповільнена консолидація) після ізольованих діафізарних переломів довгих кісток кінцівок становить від 4 до 26 % [2].

Переломи довгих кісток кінцівок майже завжди призводять до перебудови кістки та м'яких тканин навіть за умов застосування оптимального виду лікування [3–6]. Залежно від типу та локалізації післятравматичної деформації незначні зміни за наявності кутової деформації, скорочення, ротаційної деформації та зміщення по ширині можуть легко переноситися пацієнтом та не призводити до погіршення функції кінцівки і відповідно якості життя. Для того, щоб зрозуміти, до чого призводять переломи, що зрослися з деформаціями, важливо з'ясувати, як з позицій біомеханіки за таких умов відбувається функціонування кінцівки. Необхідно також усвідомлювати, до яких саме наслідків призводять деформації залежно від їх розташування та що відбувається в структурах ушкодженого сегмента після виконання різних видів відновного лікування.

Відомо, що вторинні зміни, які розвиваються на ранніх етапах формування деформації, можуть проявитися клінічно безпосередньо після закінчення процесів зрощення переломів, але тільки за умов, коли деформація дуже значна, а компенсаторні механізми прилеглих суглобів вичерпані. Довготривалі ефекти можуть проявитися у формі відстрочених проявів переважно через переважання суглоба та його зношування. Причинні взаємозв'язки між розвитком дегенеративних процесів у суглобі та зміною механічного навантаження внаслідок післятравматичних деформацій інколи важко довести, хоча збільшення кількості досліджень у цьому напрямку на лабораторних тваринах, трупному матеріалі, а також клінічних спостережень підтверджує цю гіпотезу [3].

На наш погляд, у лікуванні наслідків травм нижніх кінцівок важливим є аналіз структурно-функціонального стану суглобів ушкодженого сегмента. Гіпотетично зміна орієнтацій суглобових поверхонь у результаті формування післятравматичних деформацій довгих кісток кінцівок зумовлює перерозподіл навантаження на суглоби та призводить до розвитку артрозних змін і скорочення обсягу рухів

у прилеглих суглобах, що необхідно враховувати під час вибору тактики лікування. Одним із підходів до розв'язання цієї проблеми є моделювання співвідношень суглобових поверхонь за допомогою математичного моделювання, яке дає змогу створювати об'ємні моделі біологічних об'єктів і виявляти основні тенденції змін їх напружено-деформованого стану (НДС). Серед найінформативніших методів оцінювання НДС називають метод кінцевих елементів (МКЕ) [7–9].

Мета дослідження: розробити математичну модель нижньої кінцівки та за її допомогою вивчити вплив позасуглобової варусної деформації стегнової кістки на розподіл напружень у колінному, надп'яtkово-гомільковому і піднадп'яtkовому суглобах.

Матеріал та методи

У лабораторії біомеханіки ПХС ім. проф. М. І. Ситенка проведено математичне моделювання впливу деформації стегнової кістки на розподіл напружень у надп'яtkово-гомільковому та піднадп'яtkовому суглобах. Для вирішення цього завдання розроблені комп'ютерні кінцево-елементні моделі нижньої кінцівки в нормі та за умов варусної деформації стегнової кістки в середній третині величиною 45° . Моделі склалися з таких елементів: стегнової, великогомілкової, малогомілкової, таранної та п'яtkової кісток, а також хрящових структур в колінному, надп'яtkово-гомільковому та піднадп'яtkовому суглобах (рис. 1).

Між контактними поверхнями хрящів стегнової та великогомілкової кісток використовували контакт типу «bonded». Модель складалася з 135 292 тетраедальних 10-вузлових ізопараметричних кінцевих елементів та мала 205 005 вузлів. Моделі були жорстко закріплені в нижній частині, що обмежувало рухи в горизонтальному та вертикальному напрямках. Головку стегнової кістки навантажували під кутом 70° до горизонталі величиною 1100 Н, що відповідає стоянню з опорою на одну кінцівку, а до великого вертлюга прикладали концентровану силу величиною 515 Н, що імітує дію м'язів, які відводять кінцівку. Схему навантаження моделей представлено на рис. 2.

Для проведення розрахунків задавали механічні властивості (модуль пружності та коефіцієнт Пуассона) біологічних тканин, які обирали за даними В. А. Березовського [10]. Механічні властивості матеріалів, які використовували в моделюванні, наведені в табл. 1. Критерієм оцінювання НДС моделей

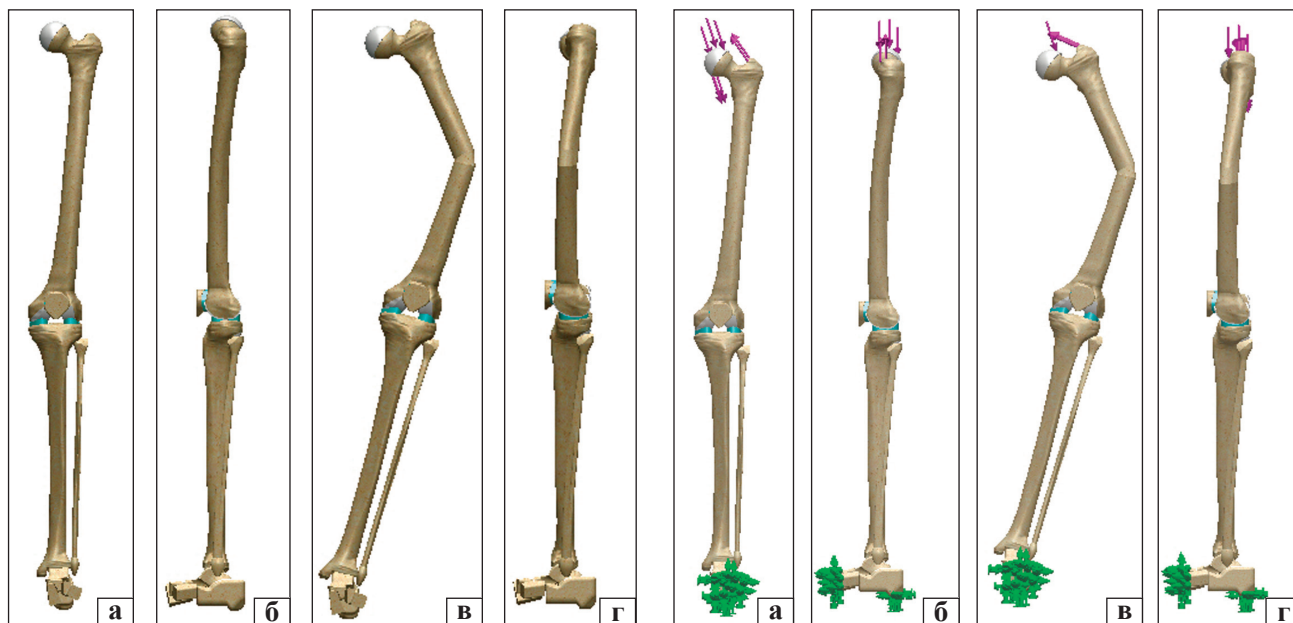


Рис. 1. Зовнішній вид моделей нижньої кінцівки: нормальна кінцівка, фронтальна (а) та сагітальна (б) проєкції; деформована кінцівка, фронтальна (в) та сагітальна (г) проєкції

Рис. 2. Схема навантаження моделей: нормальна кінцівка, фронтальна (а) та сагітальна (б) проєкції; деформована кінцівка, фронтальна (в) та сагітальна (г) проєкції

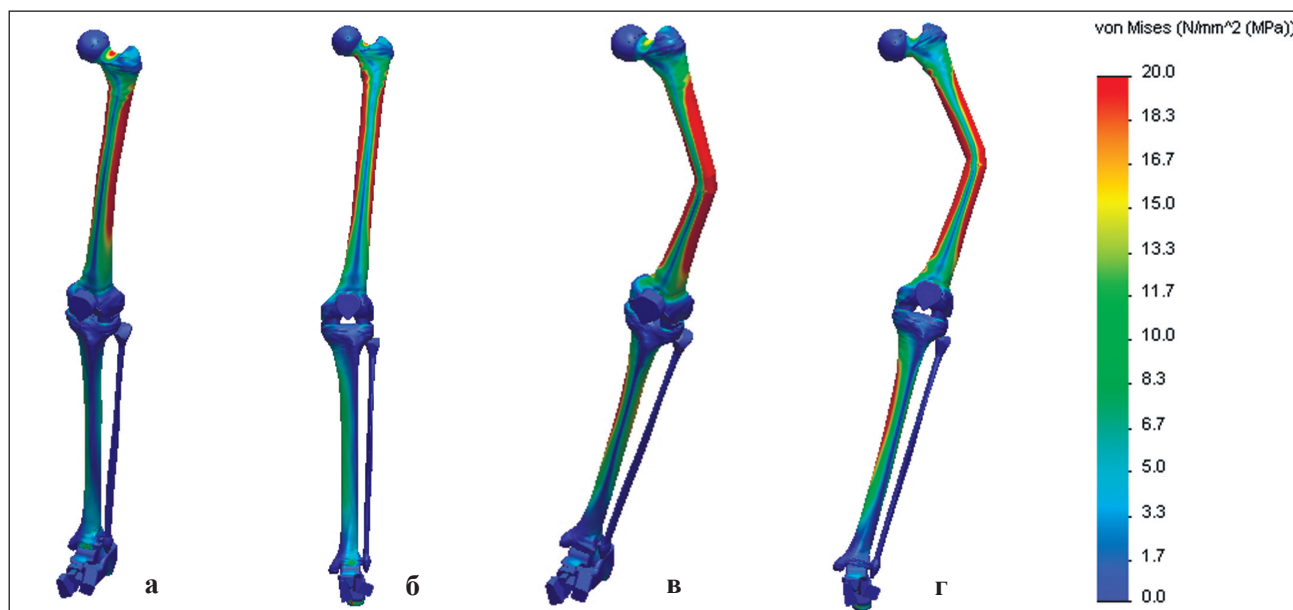


Рис. 3. Розподіл напружень у нижній кінцівці в разі одноопорного стояння: нормальна кінцівка, фронтальна (а) та сагітальна (б) проєкції; деформована кінцівка, фронтальна (в) та сагітальна (г) проєкції

обрано напруження за Мізесом [7]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки НДС моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [11].

Результати та їх обговорення

У результаті проведеного математичного моделювання з використанням МКЕ отримано НДС моделей нижньої кінцівки в нормі та за наявності

Таблиця 1

Механічні властивості використаних в моделюванні матеріалів

Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	18 350,00	0,30
Губчаста кістка	330,00	0,30
Хрящ	10,50	0,49

варусної деформації стегнової кістки в середній третині (рис. 3).

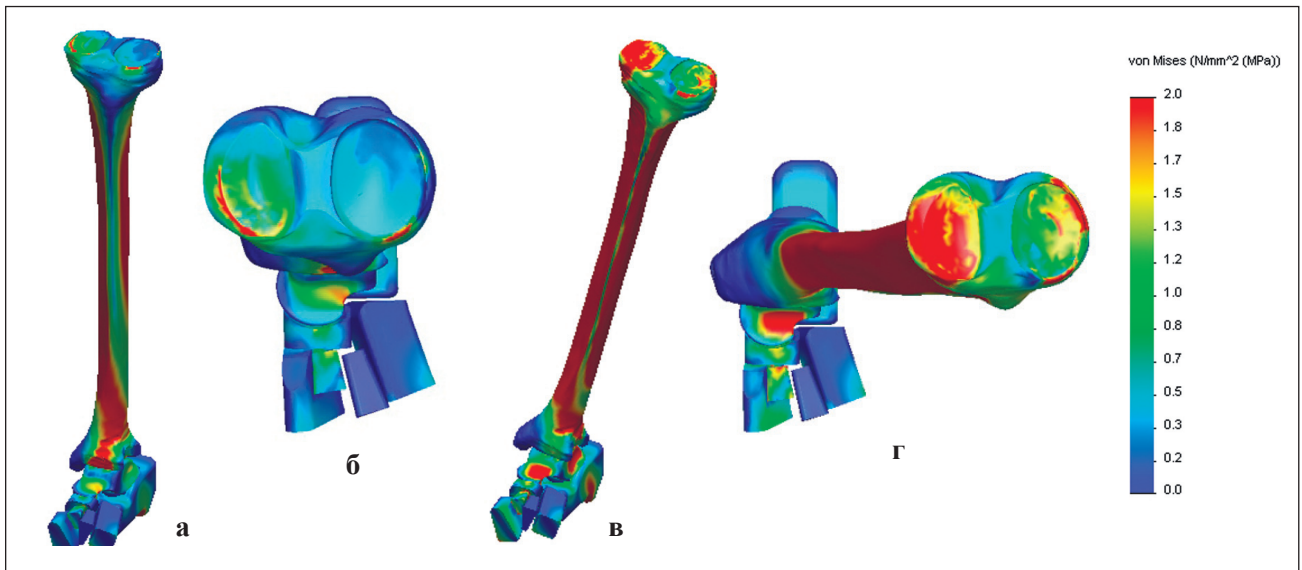


Рис. 4. Розподіл напружень в колінному суглобі: нормальна кінцівка, ізометрична (а) та фронтальна (б) проекції; деформована кінцівка, ізометрична (а) та фронтальна (б) проекції

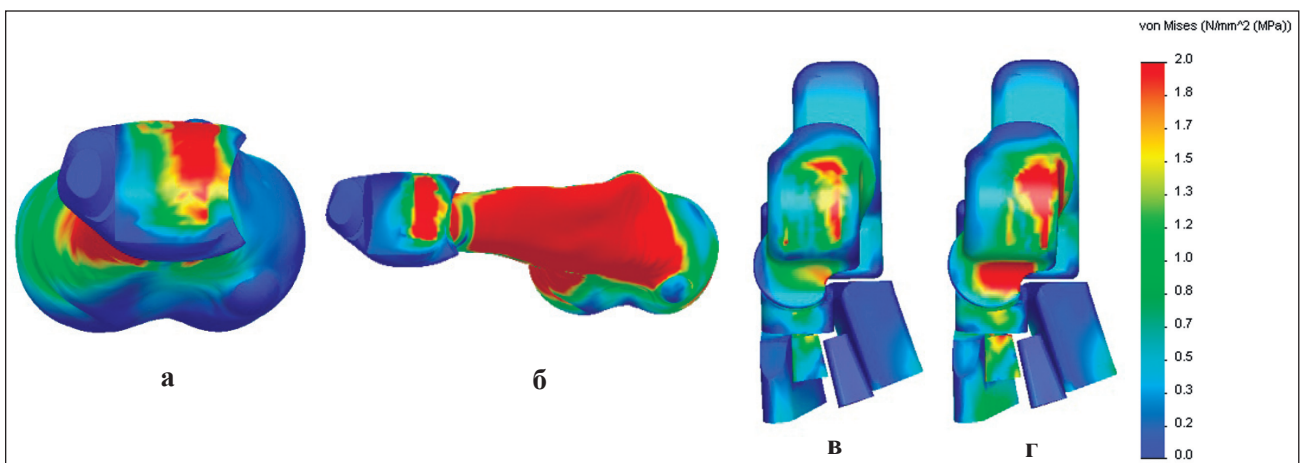


Рис. 5. Розподіл напружень на суглобових поверхнях надп'яtkово-гомількового суглоба: а) нормальна кінцівка, великогомілкова кістка; б) деформована кінцівка, великогомілкова кістка; в) нормальна кінцівка, надп'яtkова кістка; г) деформована кінцівка, надп'яtkова кістка

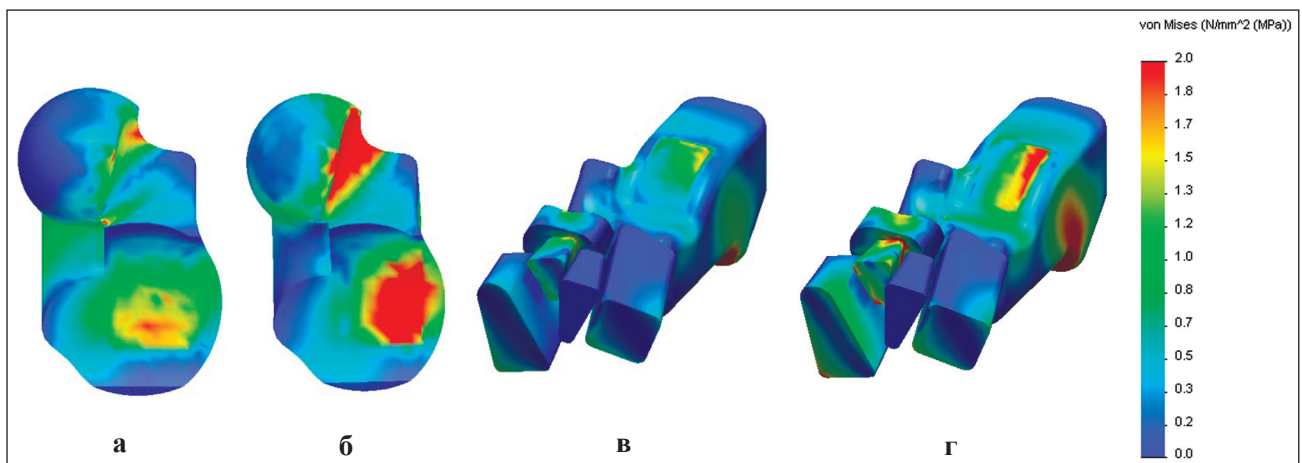


Рис. 6. Розподіл напружень на суглобових поверхнях піднадп'яtkового суглоба: а) нормальна кінцівка, надп'яtkова кістка; б) деформована кінцівка, надп'яtkова кістка; в) нормальна кінцівка, надп'яtkова кістка; г) деформована кінцівка, надп'яtkова кістка

Таблиця 2

Максимальні величини напружень в елементах моделей нижньої кінцівки в нормі та за наявності деформації стегнової кістки

Елемент моделі	Максимальна величина напружень, МПа	
	норма	деформація
Піднадп'ятковий суглоб	1,7	3,7
Надп'яtkово-гомiлковий суглоб	3,2	9,2
Колiнний суглоб	медiальний бiк	4,9
	латеральний бiк	3,4
Стегнова кiстка	медiальний бiк	17,5
	латеральний бiк	15,0
Великогомiлкова кiстка	медiальний бiк	5,2
	латеральний бiк	2,7

Як показали розрахунки, наявність деформації величиною 45° стегнової кістки в середній третині призводить до значного підвищення напружень по медіальній та латеральній поверхні стегнової кістки. Найбільше підвищення напружень виявлено на медіальній поверхні стегнової кістки — від 17,5 МПа в нормі до 90,7 МПа за умов деформації. На латеральній поверхні збільшення величини напружень було дещо меншим — від 15,0 (норма) до 45,0 МПа (за наявності деформації).

Величина напружень у великогомілкової кістки також має тенденцію до зростання. На медіальній поверхні великогомілкової кістки максимальна величина напружень сягає 21,9 МПа порівняно з 5,2 МПа для нормальної кінцівки. На латеральній поверхні встановлено зростання максимальних напружень від 2,7 до 16,9 МПа у випадку нормального та деформованого стегна відповідно.

Деформація стегнової кістки також впливає на розподіл напружень на суглобових поверхнях колінного суглоба (рис. 4).

Як бачимо, найбільш перенавантаженим виявився медіальний виросток стегнової кістки та відповідна опорна поверхня великогомілкової кістки. У цій ділянці максимальна величина напружень збільшується від 4,9 для нормальної кінцівки до 26,9 МПа за наявності деформації стегнової кістки. Отримані результати співпадають з висновками інших науковців [12, 13], які в експериментах на кроликах (*in vivo*) моделювали варусну деформацію стегнової кістки та встановили більше підвищення напруження в медіальному компартменті колінного суглоба порівняно з латеральним. Також були виконані експериментальні дослідження на щурах, яким моделювали навантаження (від 0 до 100 %, маси тіла), що виникає за умов варусної деформації стегнової кістки. Автори виявили вірогідне підвищення на 0,029 МПа напруження на латеральних поверхнях кісток, які утворюють колінний суглоб, зі збільшенням навантаження на кожні 10 % [14].

По латеральному краю колінного суглоба також встановлено підвищення величини напружень, але виникають вони під впливом розтягувальних навантажень і тому підвищуються тільки у два рази — від 3,4 до 6,1 МПа для нормальної та деформованої стегнової кістки відповідно.

Картину розподілу напружень на суглобових поверхнях надп'яtkово-гомiлкового суглоба досліджених моделей наведено на рис. 5.

На відміну від колінного суглоба в надп'яtkово-гомiлковому збільшення величини напружень відмічено на латеральній частині суглобових поверхонь як великогомілкової, так і надп'яtkової кісток. Максимальна величина напружень у цьому суглобі зростає майже втричі (до 9,2 МПа) за наявності деформації стегнової кістки порівняно з нормальною кінцівкою (3,2 МПа).

У піднадп'яtkовому суглобі виявлено аналогічну картину. На рис. 6 чітко показана велика зона максимальних напружень, яка розташована на поверхнях піднадп'яtkового суглоба, з боку надп'яtkової і п'яtkової кісток, за наявності варусної деформації стегнової кістки в середній третині. Максимальна величина напружень у цій ділянці зростає менше, ніж у надп'яtkово-гомiлковому суглобі, — тільки вдвічі (від 1,7 МПа в нормі до 3,7 МПа за умов деформації).

Максимальні значення величин напружень у різних елементах моделей наведені в табл. 2, де видно, якщо кінцівка не деформована, напруження по медіальних та латеральних поверхнях стегнової та великогомілкової кісток розподіляються майже рівномірно. За наявності деформації стегнової кістки величини напружень у цих ділянках значно зростають. Крім того, спостерігаємо значну розбіжність максимальних величин напружень між медіальною та латеральною поверхнями, особливо стегнової кістки. Такий розподіл напружень може бути одним із факторів, який потім призводить до збільшення деформації стегнової кістки та виникнення деформації гомілки.

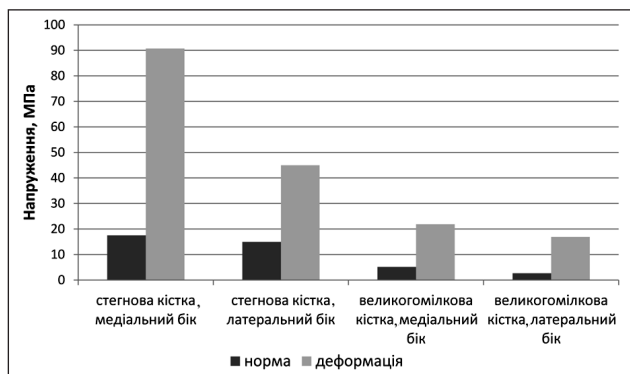


Рис. 7. Діаграма максимальних величин напружень у суглобах нижньої кінцівки в разі одноопорного стояння

Зміни величин напружень у суглобах нижньої кінцівки за наявності деформації стегнової кістки представлені на діаграмі (рис. 7).

Як видно з діаграми, наявність деформації стегнової кістки призводить до значного зростання максимальних величин напружень на суглобових поверхнях усіх досліджених суглобів.

Проведене біомеханічне дослідження свідчить про негативний вплив деформації стегнової кістки на суглоби нижньої кінцівки, який проявляється зростанням НДС суглобових поверхонь. У подальшому на основі створених моделей планується вивчити особливості навантаження суглобів залежно від локалізації вершини деформації (різні рівні стегна та гомілки).

Висновки

Варусна деформація стегнової кістки призводить до значного підвищення величини напружень у діафізах стегнової та великогомілкової кісток, дисбалансу між величинами напружень з медіального та латерального боку цих кісток з перевагою на медіальній поверхні, що може бути причиною зростання величини деформації з часом (за умов пластичної деформації).

У разі варусної деформації стегнової кістки відбувається значне підвищення рівня напружень на медіальному боці опорних поверхонь колінного суглоба.

Сформована післятравматична варусна деформація стегнової кістки призводить до значного підвищення значень напружень на латеральних сторо-

нах суглобових поверхонь надп'яtkово-гомількового та піднадп'яtkового суглобів.

Список літератури

1. The role stem cells in fracture healing and nonunion / C. Y. Fayaz, C. V. Giannoudis, M. S. Vrahas [et al.] // *Int. Orthop.* — 2011. — Vol. 35, № 11. — P. 1586–1597, doi: 10.1007/s00264-011-1338-z.
2. Попсуйшапка А. К. Частота несращения и замедленного сращения отломков при изолированных диафизарных переломах длинных костей конечностей / А. К. Попсуйшапка, О. Е. Ужегова, В. А. Литвишко // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2013. — № 1. — С. 39–43, <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872013139-43>.
3. Marti R. K. Osteotomies for posttraumatic deformities / R. K. Marti, R. J. van Heerwaarden. — New York: Thieme, 2008. — 703 p.
4. Chapman's Orthopaedic Surgery / M. W. Chapman, R. M. Szabo, K. S. Vince, A. Mann. — 3rd ed. — Lippincott Williams & Wilkins Publisher, 2001. — 188 p.
5. Redento More. Nonunions of the long bones diagnosis and treatment with compression-distraction techniques / More Redento. — Springer-Verlag, Italia, 2006. — 279 p.
6. Paley D. Principles of deformity correction / D. Paley. — 2002. — 806 p.
7. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М: Мир, 1978. — 519 с.
8. Метод кінцевих елементів в клінічній біомеханіці та прогнозування результатів пластики кісткових порожнин за допомогою різновидів кальцій-фосфатних керамік / В. А. Філіпенко, З. М. Мітелева, З. З. Зиман [та ін.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2006. — № 2. — С. 34–41.
9. Значение распределения напряжений в костной ткани вокруг компонентов эндопротеза тазобедренного сустава для стабильной фиксации имплантата / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.] // *Вісник СевНТУ.* — 2013. — № 137. — С. 110–118.
10. Березовский В. А. Биомеханические характеристики тканей человека: Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
11. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
12. Effects of increased chronic loading on articular cartilage material properties in the Lapine tibio-femoral joint / M. L. Roemhildt, K. M. Coughlin, G. D. Peura [et al.] // *J. Biomechanics.* — 2010. — Vol. 43, № 12. — P. 2301–2308, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.035.
13. Changes induced by chronic in vivo load alteration in the tibio-femoral joint of mature rabbits / M. L. Roemhildt, B. D. Beynon, M. Gardner-Morse [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 2012. — Vol. 30, № 9. — P. 1413–1422, doi: 10.1002/jor.22087.
14. Changes in in vitro compressive contact stress in the rat tibiofemoral joint with varus loading / M. Gardner-Morse, G. Badger, B. Beynon, M. Roemhildt // *J. Biomech.* — 2013. — Vol. 46, № 6. — P. 1216–1220, doi:10.1016/j.jbiomech.2013.01.009.

MATHEMATIC MODELING OF THE INFLUENCE OF FEMUR MALALIGNMENT ON THE BEARING OF LOWER EXTREMITY JOINTS

M. O. Korzh, K. K. Romanenko, M. Yu. Karpinsky, D. V. Prozorovsky, O. V. Yaresko

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv