

УДК 616.728.3-007.29-018.3:612.76.001.57

ЛАЗАРЕВ І.А., КОСТОГРИЗ О.А., СКИБАН М.В.

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

## МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ З ВИЗНАЧЕННЯМ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ В ТІБІОФЕМОРАЛЬНІЙ ЗОНІ В УМОВАХ ДЕФЕКТУ СУГЛОБОВОГО ХРЯЦА

**Резюме.** Існує необхідність відновлення анатомічної будови і функції колінного суглоба, що були порушені внаслідок травми хряща. На основі математичного моделювання методом кінцевих елементів визначено напружено-деформований стан елементів біомеханічної моделі колінного суглоба — медіального надвиростка стегнової кістки і суглобового хряща з наявністю дефекту розміром 5, 10, 15 і 20 мм. З появою дефекту хряща напруження на ньому різко зростають за рахунок крайового ефекту. Таким чином, край дефекту є концентратором напружень і з ростом розміру дефекту напруження зростають. Уже при дефекті 5 мм напруження збільшуються на 66,0 %, а при 20 мм — на 181,14 % (у 3 рази). В умовах динамічного навантаження — при ходьбі в повсякденному житті таке напруження може сприяти швидкому прогресуванню дегенеративних змін у структурах колінного суглоба.

**Ключові слова:** колінний суглоб, тібіофemorальна зона, дефект суглобового хряща, кінцево-елементне моделювання, напруження й деформації.

### Вступ

Однією з актуальних та до кінця не вирішених проблем артрології є повноцінне відновлення анатомічної будови та функції колінного суглоба, спричинене травмою хряща. Складна анатомічна будова, багатогранна біомеханіка рухів, значні функціональні навантаження обумовлюють підвищений ризик механічних ушкоджень суглобового хряща колінного суглоба (Котельников Г.П., 1998; Миронов С.П., 2000; Warren L.F. et al.; Muller W., 1983; Tillmann B., 1987; Zamber R.W. et al., 1989), що характеризуються поліморфністю клінічних форм і проявів (Миронова З.С., 1962; Бахтиозин Ф.Ш., 1990; Muller W., 1983).

Ушкодження колінного суглоба становлять 10–24 % випадків від усіх ушкоджень нижньої кінцівки та 50 % — від усіх травм суглобів, отриманих під час занять спортом (Королев А.В., 2003). Серед осіб молодого віку частота ушкоджень досягає 80 % (Назаров Е.А., 1994; Маланин Д.А., 2002; Spector T.D. et al., 1992; Sagistron A. et al., 1997; Noyes F.R. et al., 1997). Відсоток ізольованого ушкодження хряща колінного суглоба або поєднаного з ушкодженнями інших внутрішньосуглобових структур сягає 48–61,5 % (Kohn D., 1986; Zamber R.W. et al., 1989; Newman A.P., 1998; Angerman P. et al., 2002).

Залишаються необґрунтованими можливість, послідовність та оптимальна методика відновлення хряща колінного суглоба при ізольованих, множинних і

поєднаних ушкодженнях з іншими внутрішньосуглобовими структурами (Andres B.M., 2001; Sgaglione N.A., 2002; Moti A.W., 2003; Cole B.J., 2003; Urmeier H., 2006).

Під час нормального функціонування колінного суглоба навантаження на суглобовому хрящі коливаються від нуля до значень, що у 3–4 рази перевищують вагу тіла (BW). По краях контактної поверхні при цьому можуть розвиватися досить значні деформації [13]. Особливості розподілу навантажень у колінному суглобі при наявності дефекту хряща визначають темпи прогресування дегенеративних змін. Роботами багатьох авторів [1, 3, 5] доведено, що за дегенеративні зміни суглобової поверхні відповідальне зменшення контактної зони, збільшення пікового контактного тиску та середнє контактне зусилля.

Своєчасна хірургічна обробка ізольованого дефекту може затримати або призупинити розвиток генералізованого остеоартрозу. При цьому значно поширена думка відносно відсутності необхідності відновлення цілісності суглобового хряща в зоні дефекту при його розмірі менше ніж 1 см. У такій ситуації велика роль менісків у передачі компресуючих зусиль по хрящовій поверхні виростків колінного суглоба. При інтактних менісках підвищення контактного навантаження по

© Лазарев І.А., Костогриз О.А., Скибан М.В., 2013

© «Травма», 2013

© Заславський О.Ю., 2013

краю дефекту суглобового хряща значною мірою компенсується еластичністю самих менісків.

При розгляді величини компресуючого зусилля в тібіофemorальній зоні потрібно не забувати про те, що розподіл сили на виростки змінюється залежно від кута згинання в колінному суглобі [6]. Так, площа поверхні тібіофemorального контакту більша при розігнутому положенні суглоба. Відповідно тиск на одиницю площі менше при однаковому компресуючому зусиллі.

У попередній роботі на біологічному матеріалі проведено дослідження зміни площі контактної поверхні у меніско-фemorальній зоні медіального виростка стегна [16]. Визначені величини критичних рівнів контактного тиску та крайових ефектів у зоні травматичного дефекту суглобового хряща при різній його площі і різних кутах згинання в колінному суглобі під дією функціональних навантажень з використанням вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System. Травматичне ушкодження хрящової тканини медіального виростка стегна змінює площу сполучення контактних поверхонь. У результаті змінюється фактична площа контактуючих тіл, що призводить до перерозподілу зусиль і виникнення зон концентрації напружень, що примикають до краю дефекту.

**Мета дослідження:** на основі математичного моделювання методом кінцевих елементів визначити напружено-деформований стан (НДС) елементів біомеханічної моделі колінного суглоба за наявності дефектів суглобового хряща в умовах дії функціонального навантаження при одноопорному стоянні (1BW).

## Матеріали та методи

Для оцінки напружено-деформованого стану методом кінцевих елементів побудовані розрахункові комп'ютерні 3D-моделі інтактного колінного суглоба (Solid) та суглоба з наявністю дефекту суглобового хряща по точках, взятих із КТ-сканів пацієнта. Програмними засобами Mimics КТ-скани перетворені в полілінії та в середовищі SolidWorks побудовано модель колінного суглоба. На наступному етапі модель експортована у програму ANSYS для проведення розрахунків НДС.

На рис. 1 зображений загальний вигляд тривимірної геометричної моделі колінного суглоба, що включає 6 твердотільних елементів: проксимальний відділ великогомілкової кістки (рис. 2), дистальний відділ стегнової кістки (рис. 3), суглобовий хрящ медіального та латерального надвиростків стегнової кістки (рис. 4) та меніски (рис. 5).

В автоматичному режимі згенеровано кінцево-елементну сітку дискретної моделі, що налічує 156 868 вузлів та 86 153 елементи (рис. 6).

Здійснений аналіз напружено-деформованого стану твердотільних елементів моделі, ефективності геометричних даних, адекватності моделі з виходом на етапи подальшого моделювання. Значення модуля пружності та коефіцієнта Пуассона наведені у табл. 1.

Схема навантаження моделі перерахованою масою тіла, що діє на колінний суглоб,  $F = 750$  Н (середньо-

статистична вага тіла людини 75 кг в положенні стоячи на одній нозі) наведена на рис. 7.

Надалі напружено-деформований стан оцінювали лише на більш клінічно важливих елементах біомеханічної моделі — надвиростках стегнової кістки та суглобовому хрящі медіального надвиростка стегна, що є найбільш навантажуваними.

Елементи біомеханічної моделі: стегнова кістка з хрящем (а) та суглобовий хрящ з дефектом різного діаметра на медіальному надвиростку наведені на рис. 8–11. Дослідження змін напруження й деформації проведені в хрящі суглобового хряща залежно від його діаметра при навантаженні на колінний суглоб однією середньостатистичною вагою тіла.

## Результати математичного моделювання з визначенням НДС в тібіофemorальній зоні

На рис. 12–16 надано розподіл навантаження (напруження за Мізісом) в інтактних структурах колінного суглоба. Максимальні напруження на виростках великогомілкової кістки становили 8,1 МПа (медіальний виросток), менісках — 5,13 МПа (задній ріг медіального меніска), на субхондральних ділянках надвиростків стегнової кістки — 7,36 (медіальний надвиросток), на інтактному хрящі — 3,5 МПа (медіальна зона) (рис. 13–16).

Розподіл навантаження на вищезазначених структурах колінного суглоба відбувається майже рівномірно по всій площині, без наявності зон концентрації напружень. Деякі зміщення навантаження на медіальні структури обумовлені особливостями проходження біомеханічної вісі нижньої кінцівки медіально відносно до колінного суглоба.

Отримані показники напруження на інтактному суглобовому хрящі стегнової кістки збігаються з показниками, визначеними з використанням вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System [16]. Ці показники взяті за основу для подальшого порівняльного аналізу як референтні значення для інтактних структур колінного суглоба.

Результати розрахунків даних моделей подані на рис. 17, на якому простежується концентрація напружень на краях дефекту суглобового хряща. При інтактних менісках та наявності дефекту суглобового хряща медіального надвиростка стегна діаметром 5 мм відбувається збільшення рівня напружень по краю дефекту хряща до 5,81 МПа, що на 66 % більше, ніж при відсутності дефекту (інтактному хрящі). Напруження на субхондральній кістці становлять 7,3 МПа, що відповідають таким самим, як і при відсутності дефекту.

При розмірі дефекту суглобового хряща медіального надвиростка стегна діаметром 10 мм максимальні напруження в ділянках дефекту суглобового хряща досягають значень 8,76 МПа, що на 150,3 % більше, ніж при відсутності дефекту (інтактному хрящі). Максимальні напруження на субхондральній кістці становлять 7,4 МПа, що майже відповідають таким самим, як і при відсутності дефекту.

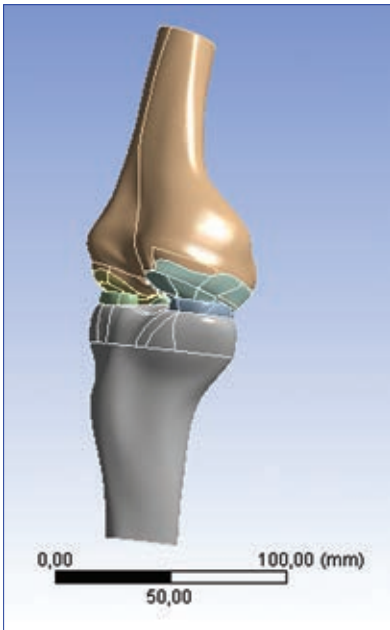


Рисунок 1. Тривимірний твердотільний біомеханічний моделювання колінного суглоба (ANSYS)

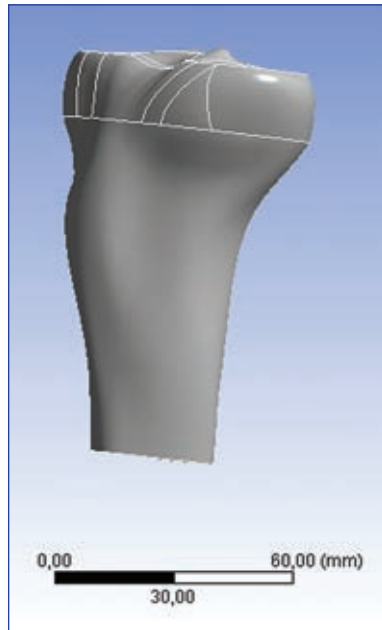


Рисунок 2. Проксимальний відділ великогомілкової кістки



Рисунок 3. Дистальний відділ стегнової кістки

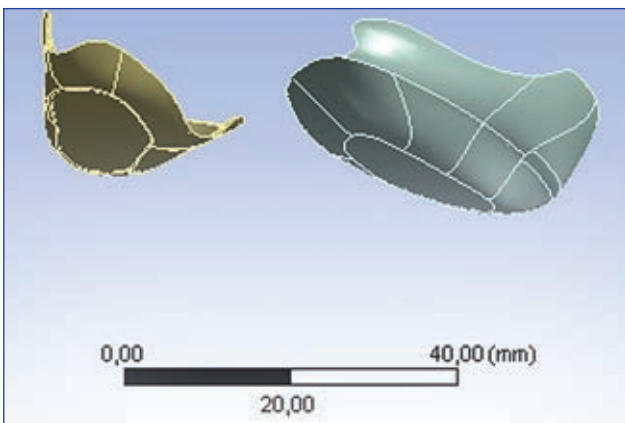


Рисунок 4. Суглобовий хрящ медіального та латерального надвиростків стегнової кістки

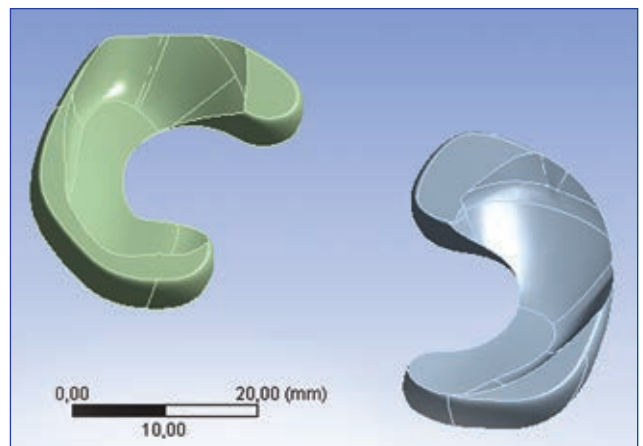


Рисунок 5. Меніски

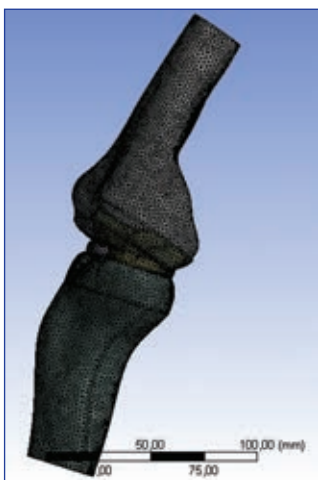


Рисунок 6. Дискретна модель колінного суглоба

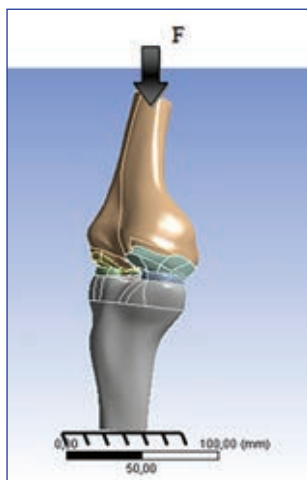


Рисунок 7. Схема навантаження моделі колінного суглоба

Таблиця 1. Механічні властивості кісткової та хрящової тканини

	E, Па	$\nu$
Кортикальний шар	$8 \cdot 10^9$	0,3
Спонгіозний шар	$8 \cdot 10^8$	0,35
Хрящ	$1,5 \cdot 10^7$	0,475

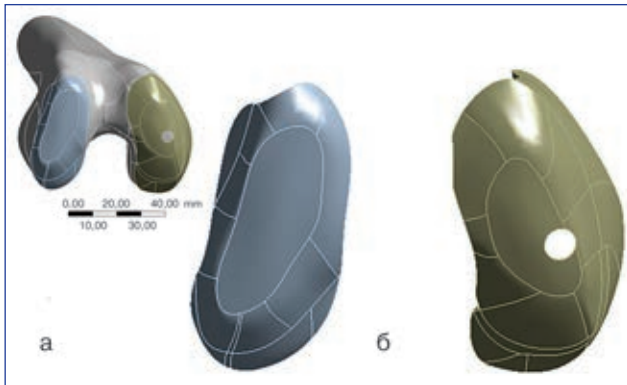


Рисунок 8. Стегнова кістка з хрящем (а) та суглобовий хрящ з дефектом 5 мм (б)



Рисунок 9. Стегнова кістка з хрящем (а) та суглобовий хрящ з дефектом 10 мм (б)



Рисунок 10. Стегнова кістка з хрящем (а) та суглобовий хрящ з дефектом 15 мм (б)

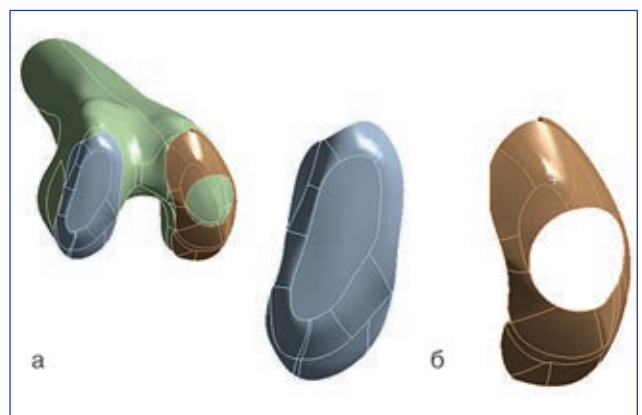


Рисунок 11. Стегнова кістка з хрящем (а) та суглобовий хрящ з дефектом 20 мм (б)

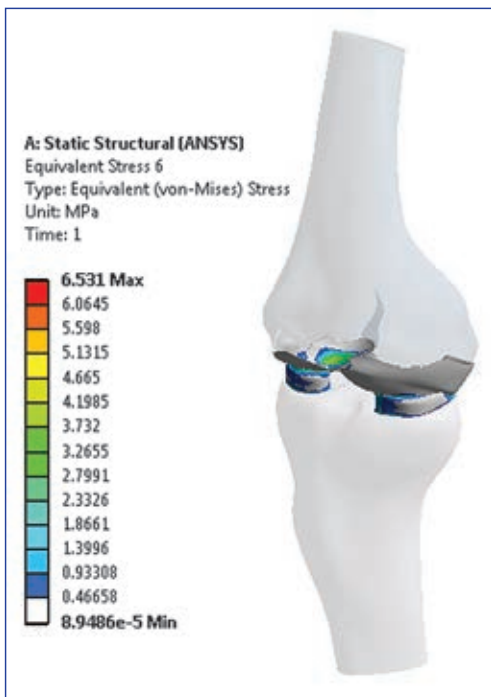


Рисунок 12. Загальна картина напружень у тібіофеморальній зоні

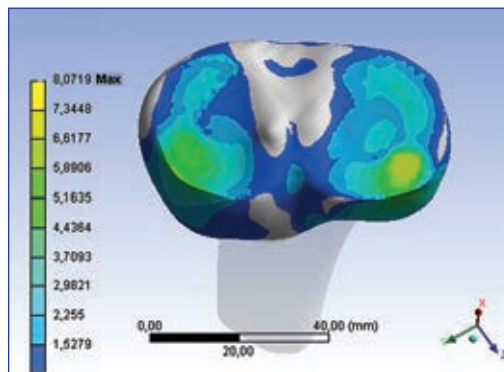


Рисунок 13. Напруження на виростках великогомілкової кістки

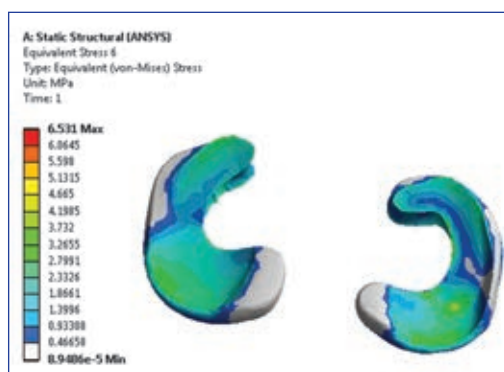


Рисунок 14. Напруження на латеральному та медіальному менисках



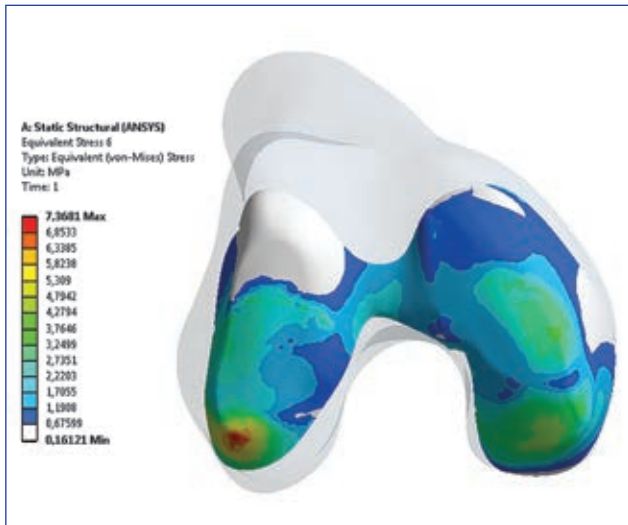


Рисунок 15. Напруження на субхондральних ділянках надвиростків стегнової кістки

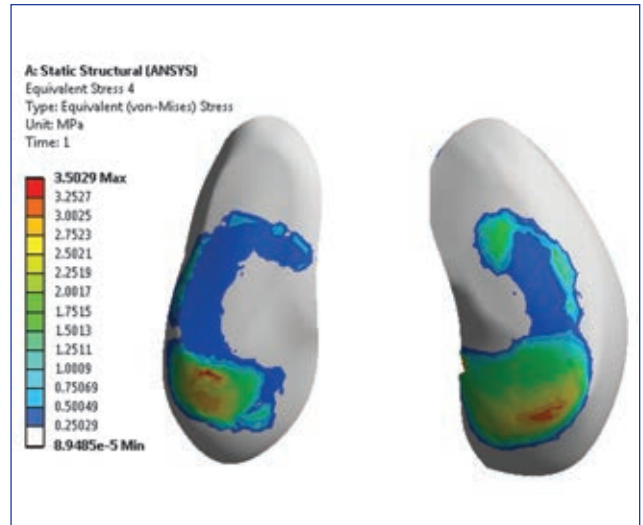


Рисунок 16. Напруження на суглобовому хрящі стегнової кістки

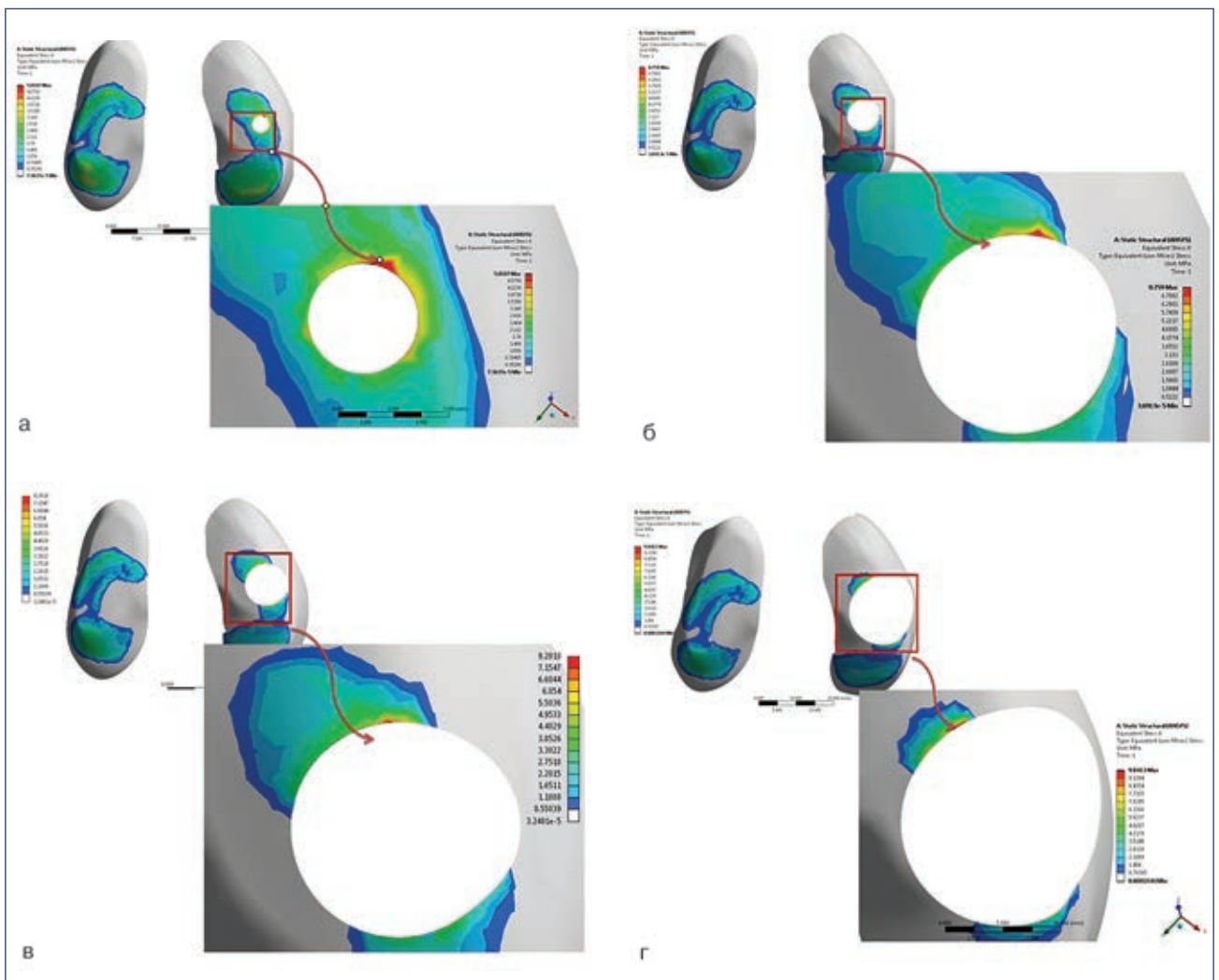


Рисунок 17. Напружений стан в зоні дефекту суглобового хряща розмірами 5 мм (а), 10 мм (б), 15 мм (в), 20 мм (г)

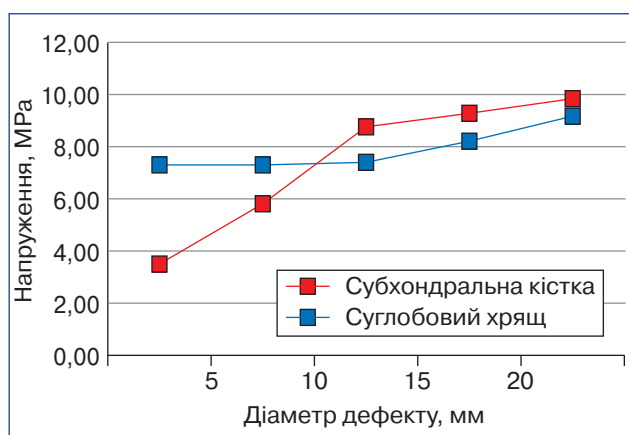
При розмірі дефекту суглобового хряща медіального надвиростка стегна діаметром 15 мм максимальні напруження в ділянках дефекту хряща досягають значення 9,28 МПа, що на 165,1% більше, ніж при відсутності дефекту (інтактному хрящі). Максимальні напруження на субхондральній кістці становлять 8,22 МПа, що на 12,6% більше, ніж при відсутності дефекту.

При розмірі дефекту суглобового хряща медіального надвиростка стегна діаметром 20 мм відбувається подальше збільшення рівня максимальних напружень у ділянках дефекту суглобового хряща, сягаючи значення 9,84 МПа, що на 181,1% більше, ніж при відсутності дефекту (інтактному хрящі). Максимальні напруження на субхондральній кістці становлять 9,17 МПа, що на 25,6% більше, ніж при відсутності дефекту.

На підставі вищенаведених даних побудований графік залежності напружень на субхондральній кістці та на краю дефекту суглобового хряща медіального надвиростка стегна залежно від діаметра дефекту (рис. 18).

З появою дефекту хряща напруження на ньому різко зростають (рис. 18) за рахунок крайового ефекту. Тобто край дефекту є концентратором напружень, і зі зростанням розміру дефекту напруження зростають. Уже при дефекті 5 мм напруження збільшуються на 66,0%, а при 20 мм — на 181,14% (зростають майже в 3 рази) порівняно з інтактним хрящем. Отримані дані збігаються з результатами досліджень із використанням контактної вимірювальної плівки Fuji Film Prescale [16]. Тобто дані, отримані експериментальним дослідженням на натурній моделі, підтверджуються даними аналізу розподілу навантажень у контактних ділянках тібіофemorальної зони методом кінцевих елементів.

Значний вплив дефектів суглобового хряща медіального надвиростка стегнової кістки на субхондральні ділянки кістки спостерігається при великих розмірах дефекту. Так, при збільшенні дефекту суглобового хряща до діаметра 15 мм напруження на субхондральній кістці збільшуються на 12,6%, а при 20 мм — на 25,6%



**Рисунок 18. Графік залежності напружень на субхондральній кістці та на краю дефекту суглобового хряща залежно від діаметра дефекту**

порівняно з моделлю інтактного колінного суглоба. Збільшення напруження на субхондральній кістці може порушувати кровообіг і кровопостачання суглобового хряща в зоні його дефекту, тим самим сприяючи дегенеративним змінам.

## Висновки

Збільшення напруження у тібіофemorальній зоні спостерігаються вже при дефекті 5 мм — на 66,0%. Зі збільшенням розміру дефекту суглобового хряща значно збільшується руйнівний вплив навантаження як на суглобовий хрящ (на 181,14%), так і на субхондральну кістку в зоні дефекту (на 25,6%). В умовах динамічних рухів у повсякденному житті такі напруження можуть сприяти швидкому прогресуванню дегенеративних змін у структурах колінного суглоба. Результати проведених досліджень визначають тактику, об'єм оперативних втручань на колінному суглобі та реабілітаційні заходи при наявності пошкодження суглобового хряща.

## Список літератури

1. *Effect of osteochondral defects on articular cartilage* / Nelson B.H., Anderson D.D., Brand R.A., Brown T.D. // *Acta Orthop. Scand.* — 1988. — № 59(5). — P. 574-579.
2. *Campbell C.J. The healing of cartilage defects* / Campbell C.J. // *Clin. Orthop.* — 1969. — № 64. — P. 45-63.
3. *The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit* / Salter R.B., Simmonds D.F., Malcolm B.W. [et al.] // *Bone Joint. Surg.* — 1980. — № 62(8). — P. 1232-1251.
4. *DeMarco A.L. Measuring contact pressure and contact area in Orthopaedic Applications: Fuji Film vs. TecScan. Poster session* / DeMarco A.L., Rust D.A., Bachus K.N. // *48 Annual meeting, Orth. Research Soc., March 12-15. — Orlando, Florida, 2000.*
5. *Lee S.J. Tibiofemoral Contact Mechanics After Serial Medial Meniscectomies in the Human Cadaveric Knee* / Lee S.J., Aadalen K.J., Malaviya P. [et al.] // *Am. J. Sports Med.* — 2006. — Vol. 34(8). — P. 1334-1344.
6. *Ahmed A.M. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. — Part 1, Part 2* / Ahmed A.M., Burke D.L., Yu A. J. // *Biomech. Engin.* — 1983. — № 105. — P. 216-236.
7. *Mina C. High tibial osteotomy for unloading osteochondral defects in the medial compartment of the knee* / Mina C., Garrett W.E. Jr, Pietrobon R. [et al.] // *Am. J. Sports Med.* — 2008. — Vol. 36(5). — P. 949-955.
8. *Fukubayashi T., Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints* / Fukubayashi T. // *Acta Orthop. Scand.* — 1980. — Vol. 51. — P. 871-879.
9. *Donahue T.L.H. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint* / Donahue T.L.H., Hull M.L., Rashid M.M., Jacobs C.R. // *Journal of Biomechanics.* — 2003. — Vol. 36. — P. 19-34.

10. Королев А.В. Физическая реабилитация пациентов после артроскопических операций на коленном суставе / Королев А.В., Головская В.В., Дедов С.Ю. [и др.] // Скорая медицинская помощь. Специальный выпуск. — Санкт-Петербург, 2003. — 48 с.
11. Маланин Д.А. Экспериментальные аспекты изучения хондрогенного потенциала мезенхимальных плюрипотентных и малодифференцированных клеток, культивируемых *in vivo* / Маланин Д.А., Писарев В.Б., Шилов В.Г. [и др.] // Гений ортопедии. — 2002. — № 1. — С. 90-98.
12. Angermann P. Arthroscopic chondrectomy as a treatment of cartilage lesions / Angermann P., Harager K., Tobin L.L. // Knee Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc. — 2002. — Vol. 10(1). — P. 6-9.
13. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике / Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
14. Buckwalter J.A. Articular cartilage: II. Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration and transplantation / Buckwalter J.A., Mankin, H.J. // J. Bone Jt. Surg. (Am.). — 1997. — Vol. 79-A. — P. 612-632.
15. Анкін М.Л. Тактика лікування травматичних ушкоджень суглобового хряща колінного суглоба / Анкін М.Л., Костогрыз О.А. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2007. — № 3. — С. 14-18.
16. Страфун С.С. Распределение контактного давления в тибео-фemorальной зоне в условиях дефекта суставного хряща / Страфун С.С., Лазарев И.А., Костогрыз О.А. [и др.] // Травма. — 2011. — № 3(12). — С. 85-92.

Отримано 10.06.13 □

Лазарев И.А., Костогрыз О.А., Скибан М.В.  
 ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины»,  
 г. Киев

Lazarev I.A., Kostogryz O.A., Skyban M.V.  
 State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics  
 of National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv,  
 Ukraine

#### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ С ОПРЕДЕЛЕНИЕМ НАПРЯЖЕННО- ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В ТИБИОФЕМОРАЛЬНОЙ ЗОНЕ В УСЛОВИЯХ ДЕФЕКТА СУСТАВНОГО ХРЯЩА

#### MATHEMATICAL MODELLING WITH DEFINITION OF STRESS STRAIN STATE IN TIBIOFEMORAL ZONE UNDER ARTICULAR CARTILAGE DEFECT

**Резюме.** Существует необходимость восстановления анатомического строения и функции коленного сустава, которые были нарушены вследствие травмы хряща. На основе математического моделирования методом конечных элементов определено напряженно-деформированное состояние элементов биомеханической модели коленного сустава — медиального надмышелка бедренной кости и суставного хряща с наличием дефекта размером 5, 10, 15 и 20 мм. С появлением дефекта хряща напряжения на нем резко возрастают за счет краевого эффекта. Таким образом, край дефекта является концентратором напряжений и с ростом размера дефекта напряжения возрастают. Уже при дефекте 5 мм напряжения увеличиваются на 66,0 %, а при 20 мм — на 181,14 % (в 3 раза). В условиях динамической нагрузки — при ходьбе в повседневной жизни такие напряжения могут способствовать быстрому прогрессированию дегенеративных изменений в структурах коленного сустава.

**Ключевые слова:** коленный сустав, тибеофemorальная зона, дефект суставного хряща, конечно-элементное моделирование, напряжение и деформации.

**Summary.** There is necessity of restoration of the anatomic structure and function of the knee joint, caused by the cartilage injury. On the basis of the mathematical finite elements modeling, we estimated stress strain state of the elements of biochemical model of knee joint — medial epicondyle of femur and articular cartilage with defect's size of 5, 10, 15 and 20 mm. With the cartilage defect advents the tension is increasing sharply on it because of marginal effect. So, the edge of defect is the tensions concentrator and with growth of the defect's size tensions increasing. Already at 5 mm defect's size tensions increasing by 66.0 %, and at 20 mm — by 181.14 % (3-fold). In the dynamic loading conditions (in everyday life walking) such tensions can accelerate fast progressing of degenerative changes in structures of the knee joint.

**Key words:** knee joint, tibiofemor area, articular cartilage defect, finite elements modeling, tensions and deformations.