



ISSN 0132-2486

ВІСНИК

ортопедії, травматології та протезування

4

79 | 2013

український науково-практичний журнал

ВГО "УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ
ОРТОПЕДІВ-ТРАВМАТОЛОГІВ"

ВГО "УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ
СПОРТИВНОЇ ТРАВМАТОЛОГІЇ,
ХІРУРГІЇ КОЛІННОГО СУГЛОБА
ТА АРТРОСКОПІЇ"

ДУ "ІНСТИТУТ ТРАВМАТОЛОГІЇ
ТА ОРТОПЕДІЇ НАМН УКРАЇНИ"

ВГО "УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ ОРТОПЕДІВ-ТРАВМАТОЛОГІВ"
ВГО "УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ СПОРТИВНОЇ ТРАВМАТОЛОГІЇ, ХІРУРГІЇ КОЛІННОГО СУГЛОБА ТА АРТРОСКОПІЇ"
ДУ "ІНСТИТУТ ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ НАМН УКРАЇНИ"

Лябах А. В., Руденко Р. І., Руденко І. А.,
Зазирний І. М.

ВІСНИК

ОРТОПЕДІЇ, ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ПРОТЕЗУВАННЯ

УКРАЇНСЬКИЙ НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ

4 (79) – 2013

РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

Головний редактор
Г. В. Гайко

Відповідальний секретар
О. О. Коструб

Науковий редактор
А. П. Лябах

А. Т. Бруско (Київ)
О. А. Бур'янов (Київ)
С. І. Герасименко (Київ)
Г. І. Герцен (Київ)
М. П. Грицай (Київ)
В. К. Івченко (Луганськ)
В. Г. Климовицький (Донецьк)
М. О. Корж (Харків)
М. І. Хвисюк (Харків)

А. П. Крись-Пугач (Київ)
В. М. Левенець (Київ)
О. Є. Лоскутов (Дніпропетровськ)
В. А. Попов (Київ)
В. О. Радченко (Харків)
Є. Т. Скляренко (Київ)
А. Т. Сташкевич (Київ)
С. С. Страфун (Київ)

РЕДАКЦІЙНА РАДА

Л. М. Анкін (Київ)
А. В. Белецький (Мінськ, Беларусь)
Т. Газдзік (Сосновець, Польща)
В. В. Григоровський (Київ)
Ю. М. Гук (Київ)
А. В. Калашніков (Київ)
А. П. Лябах (Київ)
А. Ф. Левицький (Київ)
С. Магомедов (Київ)

В. Й. Марчинський (Варшава, Польща)
О. Е. Міхневич (Київ)
В. В. Поворознюк (Київ)
М. В. Полулях (Київ)
І. В. Рой (Київ)
С. В. Сергеев (Москва, Росія)
В. С. Сулима (Івано-Франківськ)
Ю. В. Сухін (Одеса)
В. Я. Філіпенко (Харків)

Журнал сертифіковано ВАК України (Постанова Президії ВАК України № 1-05/3 від 14.04.2010 р.)
Свідоцтво про державну реєстрацію друкованого засобу масової інформації серія КВ № 17468-6218 ПР від 01.02.2011 р. ISSN 0132-2486
Рекомендовано до друку вченою радою ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України" (протокол № 16 від 26.12.2013 р.)

Редакція залишає за собою право редагувати подані матеріали. Відповідальність за зміст реклами несе рекламодавець.

За зміст публікацій, достовірність фактів, цитат, власних назв та інших відомостей відповідають автори.

Усі права захищені. Будь-яке відтворення матеріалів або фрагментів із них

можливе лише за письмовою згодою авторів і редакції, посилання на видання обов'язкове.

ЗМІСТ

- | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Гайко Г. В., Калашніков О. В.,
Панченко Л. М., Соколовська О. Р.
Імунний стан хворих з різними формами перебігу
ідіопатичного та диспластичного коксартрозу 4 | Gaiko G. V., Kalashnikov O. V.,
Panchenko L. M., Sokolovska O. R.
Immune status in patients with different progress of
idiopathic and dysplastic coxarthrosis..... 4 |
| Лазарев І. А., Філіпчук В. В.,
Скибан М. В., Поладюк Володимир В.
Порівняльний аналіз напружено-деформованого
стану контактних поверхонь кульшового суглоба
в умовах асферичності головки стегнової кістки
та після хірургічної оптимізації
фемороацетабулярних співвідношень 9 | Lazarev I. A., Filipchuk V. V.,
Skyban M. V., Poladyuk Vl. V.
Comparative analysis of stress-strain
relationship of the hip contact surfaces
in aspherical femoral head
and after femoroacetabular
surgical optimization 9 |
| Лябах А. П., Міхневич О. Е.,
Турчин О. А., Пятковський В. М.
Нейрогенна артропатія нижньої кінцівки:
рентгенологічна діагностика та динаміка перебігу 14 | Liabakh A. P., Mikhnevych O. E.,
Turchyn O. A., Piatkovskiy V. M.
The neurogenic arthropathy of the lower extremity:
roentgenologic diagnosis and course dynamics 14 |
| Гук Ю. М., Гуч А. О., Чеверда А. І.,
Шкурко Ю. М.
Особливості периферичного кровообігу
нижніх кінцівок у хворих з наслідками
спинномозкової грижі 19 | Guk Yu. M., Guch A. O., Cheverda A. I.,
Shkurko Yu. M.
Particular features of peripheral circulation
of lower limbs in patients with consequences
of spina bifida cystica..... 19 |
| Лоскутов А. Е., Васильченко Е. В.
Ранні результати ендопротезування тазобедременного
сустава с использованием цементной фиксации 26 | Loskutov A. Ye., Vasylchenko Ye. V.
Early results of hip replacement
with use of cement fixation 26 |
| Гошко В. Ю.
Хірургічне лікування хвороби Пертеса
з ускладненим перебігом 29 | Hoshko V. Yu.
Surgical treatment of Perthes disease
with complicated course..... 29 |
| Григоровський В. В., Страфун С. С.,
Тимошенко С. В.
Особливості даних візуалізаційних методів
дослідження та патоморфологічних змін
у тканинах кистьового суглоба хворих
з наслідками переломів човноподібної кістки 35 | Hryhorovskiy V. V., Strafun S. S.,
Tymoshenko S. V.
Particular features of medical imaging techniques
and pathomorphological changes
of wrist joint tissues in patients
with sequences of navicular bone fractures 35 |
| Торчинський В. П., Ніршберг О. Є.
Паліативні операції у лікуванні хворих
на асептичний некроз головки стегнової кістки 42 | Torchynskiy V. P., Nirshberh O. Ye.
Palliative operations in patients with aseptic necrosis
of the femoral head 42 |

Науменко Н. О., Кінча-Поліщук Т. А., Марциняк С. М., Сивак М. Ф. Клініко-рентгенологічні прояви фосфат-діабету 48	Naumenko N. O., Kincha-Polishchuk T. A., Martsyniak S. M., Syvak M. F. Clinical and radiographic manifestations of phosphate diabetes 48
Лябах А. П., Руденко Р. І., Руденко І. А., Зазірний І. М. Вплив скіалогічних показників та суб'єктивної оцінки на рівень функції стопи у пацієнтів з <i>hallux valgus</i> 54	Liabakh A. P., Rudenko R. I., Rudenko I. A., Zazirnyi I. M. The influence of scialogical parameters and subjective assessment on the foot function score in patients with <i>hallux valgus</i> 54
Турчин А. М., Лябах А. П., Анкін М. Л., Омельченко Т. М., Бесарабець Ю. Й. Анатомо-біомеханічні аспекти переломів таранної кістки та їх остеосинтез із застосуванням зустрічно-компресуючих гвинтів. 58	Turchyn A. M., Liabakh A. P., Ankin M. L., Omelchenko T. M., Bessarabets Yu. Yo. Anatomical and biomechanical aspects of the talus fractures and osteosynthesis with use of opposing-compression screws 58
Копчак А. В., Шидловський М. С. Непрямі методи визначення механічних властивостей кісткової тканини <i>in vivo</i> 63	Kopchak A. V. Shydlovskiy M. S. Indirect methods of definition of mechanical properties of bone tissue <i>in vivo</i> 63
ЮВІЛЕЇ	DIGESTS AND REVIEWS
Амосов Микола Михайлович 67	Amosov Mykola Mykhailovych 67
Калашніков Андрій Валерійович 68	Kalashnikov Andrii Valeriiovich 68
ОПЕДИ І РЕЦЕНЗІЇ	DIGESTS AND REVIEWS
Коструб О. О., Блонський Р. І. Сучасні погляди на діагностику та лікування травм пахвової області у спортсменів (<i>огляд літератури</i>). Частина II 70	Kostrub O. O., Blonsky R. I. Contemporary views on diagnosis and treatment of groin area injury in athletes (<i>review of literature</i>). Part II 70
ДАЇДЖЕСТ	DIGEST
Перелік дисертаційних робіт захищених у 2013 р. в Україні за спеціальністю ортопедія і травматологія ... 77	List of theses defended in 2013 in Ukraine on the speciality of orthopaedy and traumatic surgery 77
Звіт про роботу Київського осередку ВГО "Українська асоціація ортопедів-травматологів" ... 79	Reports about the work of the Kyiv center of a ASO of "Ukrainian association of orthopedists-traumatologists" ... 79
Інформація про засідання виконкому Європейської федерації національних асоціацій спортивної травматології (EFOST), 27 жовтня 2013 р., Брюссель (Бельгія) 81	Information on the Meeting of the Executive Board of European Federation of National Assotiations of Sports Traumatology (EFOST), October, 27, 20013, Brussels (Belgium) 81
Інформація про конференцію "Артромост" 30 листопада — 1 грудня 2013 р., Москва (Росія) 81	Information on the "Arthromost" 2013 Conference in Moscow, Russian Federation (30.11.–01.12.2013) 81
Інформація про з'їзди, симпозиуми та науково-практичні конференції, які проводяться у 2014 році в Україні. 82	Information about congresses, symposiums, scientific and practical conferences that will be held in 2014 in Ukraine 82

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ КОНТАКТНИХ ПОВЕРХОНЬ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА В УМОВАХ АСФЕРИЧНОСТІ ГОЛОВКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТА ПІСЛЯ ХІРУРГІЧНОЇ ОПТИМІЗАЦІЇ ФЕМОРОАЦЕТАБУЛЯРНИХ СПІВВІДНОШЕНЬ

I. A. Лазарев¹, В. В. Філіпчук¹, М. В. Скибан¹, Володимир В. Поладюк²

¹ ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ

² Буковинський державний медичний університет

COMPARATIVE ANALYSIS OF STRESS-STRAIN RELATIONSHIP OF THE HIP CONTACT SURFACES IN ASPHERICAL FEMORAL HEAD AND AFTER FEMOROACETABULAR SURGICAL OPTIMIZATION

I. A. Lazarev, V. V. Filipchuk, M. V. Skyban, Vl. V. Poladyuk

Normally a femoral head has a spherical shape. Perthes-like deformities occurring as a result of post-ischemic disturbances of formation of the hip joint against the background of dysplasia are accompanied by appearance of articular surface incongruence. The occurring local or total deformity disturbs biomechanical properties of the joint with following development of osteoarthritis. By mathematical modeling using finite element method biomechanical conditions of the hip joint function and variants of optimizations of femoroacetabular relations under conditions of total aspherical femoral head were studied by means of comparative analysis of the stress-strain condition of the contact surfaces. Disturbances of anatomical relations of the hip with development of ovoid aspherical femoral head leads to appearance of local stress concentration zones (2.98 MPa) in a limited area of the contact surface of the upper pole of the head and acetabular roof (femoroacetabular impingement). The magnitude of the contact stresses and deformities increases with increasing load on the joint. Under conditions of cyclic dynamical loads concentration of contact stresses and strains leads to progressive damage of the articular cartilage of the acetabulum and the femoral head with increase of deformity of the joint and development of coxarthrosis. Surgical positioning of ovoid femoral head into horizontal position of symmetry axis allows to put out of load local stress concentration zones of the hip joint thus reducing level of stress on contact surfaces by 44.6% (1.65 MPa). Optimization of contact load spot by means of its equal distribution over the surface of the femoral head and the acetabulum reduces the risk of osteoarthritis progression.

Key words: hip joint, femoroacetabular impingement, ovoid asphericity, finite element analysis, stress and strain.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОНТАКТНЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА В УСЛОВИЯХ АСФЕРИЧНОСТИ ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ И ПОСЛЕ ХИРУРГИЧЕСКОЙ ОПТИМИЗАЦИИ ФЕМОРОАЦЕТАБУЛЯРНЫХ СООТНОШЕНИЙ

И. А. Лазарев, В. В. Филипчук, М. В. Скибан, Вл. В. Поладюк

В норме головка бедренной кости имеет сферическую форму. Пертесоподобные деформации, возникающие в результате посттравматических расстройств формирования тазобедренного сустава на фоне дисплазии, сопровождаются появлением дисконгруэнтности суставных поверхностей. Возникающая локальная или тотальная деформация нарушает биомеханические свойства сустава с последующим развитием артроза. Путем математического моделирования методом конечных элементов исследованы биомеханические условия функционирования тазобедренного сустава и варианты оптимизации фемороацетабулярных соотношений в условиях тотальной асферичности головки бедренной кости сравнительным анализом напряженно-деформированного состояния контактных поверхностей. Нарушения анатомических соотношений в тазобедренном суставе с развитием овоидной асферичности головки бедренной кости приводит к появлению зон концентрации локальных напряжений (2,98 МПа) на ограниченной площади контактной поверхности верхнего полюса головки и крыши вертлужной впадины (фемороацетабулярный конфликт). Величина контактных напряжений и деформаций растет с увеличением нагрузки на сустав. В условиях циклических динамических нагрузок концентрация контактных напряжений и деформаций приводит к прогрессирующему повреждению суставной поверхности вертлужной впадины и головки бедренной кости с нарастанием деформации сустава и развитием коксартроза. Хирургическая установка овоидной головки бедра в горизонтальное

положение оси симметрии позволяет вывести из-под нагрузки участки концентрации локальных напряжений в тазобедренном суставе, тем самым уменьшая уровень напряжений на контактных поверхностях на 44,6% (1,65 МПа). Оптимизация пятна контактной нагрузки путем ее равномерного распределения на поверхности головки бедренной кости и вертлужной впадины уменьшает риск прогрессирования явлений коксартроза.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, фемороацетабулярный конфликт, овоидная асферичность, конечно-элементное моделирование, напряжения и деформации.

Вступ

Патологія кульшового суглоба (КС) — одна з найважливіших проблем ортопедії дитячого та юнацького віку, яка при несвоєчасному лікуванні викликає стійку інвалідність. Ураження суглоба полягає в прогресуванні коксартрозу, ознаками якого є пошкодження всіх тканин: суглобового хряща, субхондріальної кістки, хондролабрального комплексу та капсули. За геометричною будовою КС належить до чашоподібних (кулеподібних). Саме тому, у нормі головка стегнової кістки має сферичну форму. Пертесоподібні деформації, що виникають у результаті постішемічних розладів формування КС на фоні дисплазії (результат лікування) супроводжуються виникненням дисконгруентності суглобових поверхонь. Відбувається локальна, або тотальна деформація, яка порушує біомеханічні властивості суглоба.

Існує необхідність продовжувати пошук та сформулювати концепцію фемороацетабулярного конфлікту у дітей та підлітків [4], тому що жодна з існуючих систем поглядів на розвиток ОА не розкриває біомеханічної суті механізмів руйнування хряща у пацієнтів зазначених вікових груп. Необхідно також визначити й оптимальні методи покращання біомеханічних співвідношень контактних поверхонь. Гіпотеза дослідження ґрунтується на концепції фемороацетабулярного конфлікту і полягає в тому, що для мінімізації явищ прогресування руйнування суглобових поверхонь при овоїдній асферичності вісь симетрії повинна розташовуватись якомога більш горизонтально. Горизонтальне положення осі симетрії частково повинно компенсувати асферичність у сагітальній площині, оскільки проекція овоїда на зазначену площину буде коло. Це положення можна досягти вальгізаційною остеотомією з установленням головки стегнової кістки в оптимальне положення.

З урахуванням гетерогенної будови та складного характеру навантаження КС, на сьогодні, найбільш ефективним методом розв'язання подібних біомеханічних задач є метод скінченно-елементного моделювання [3, 6].

Побудована нами математична модель біомеханічної системи КС відповідає таким умовам: забезпечує високу відповідність 3D анатомічної форми та реальних розмірів, урахує гетерогенність структури, фізико-математичні властивості системи та її елементів, характер та параметри взаємодії контактних поверхонь, імітує реальний характер функціональних навантажень.

Мета дослідження — на основі математичного моделювання методом скінченних елементів дослідити біомеханічні умови функціонування кульшового суглоба та варіанти оптимізації фемороацетабулярних співвідношень

в умовах тотальної асферичності головки стегнової кістки порівняльним аналізом напружено-деформованого стану контактних поверхонь.

Матеріали і методи

Після проведення рентгенологічного дослідження КС із фемороацетабулярним конфліктом у трьох площинах із застосуванням кубовидного маркера (пристрою для визначення просторових співвідношень кісткових елементів [2]) (рис. 1) побудовано з пластиліну макет ураженого КС (рис. 2).

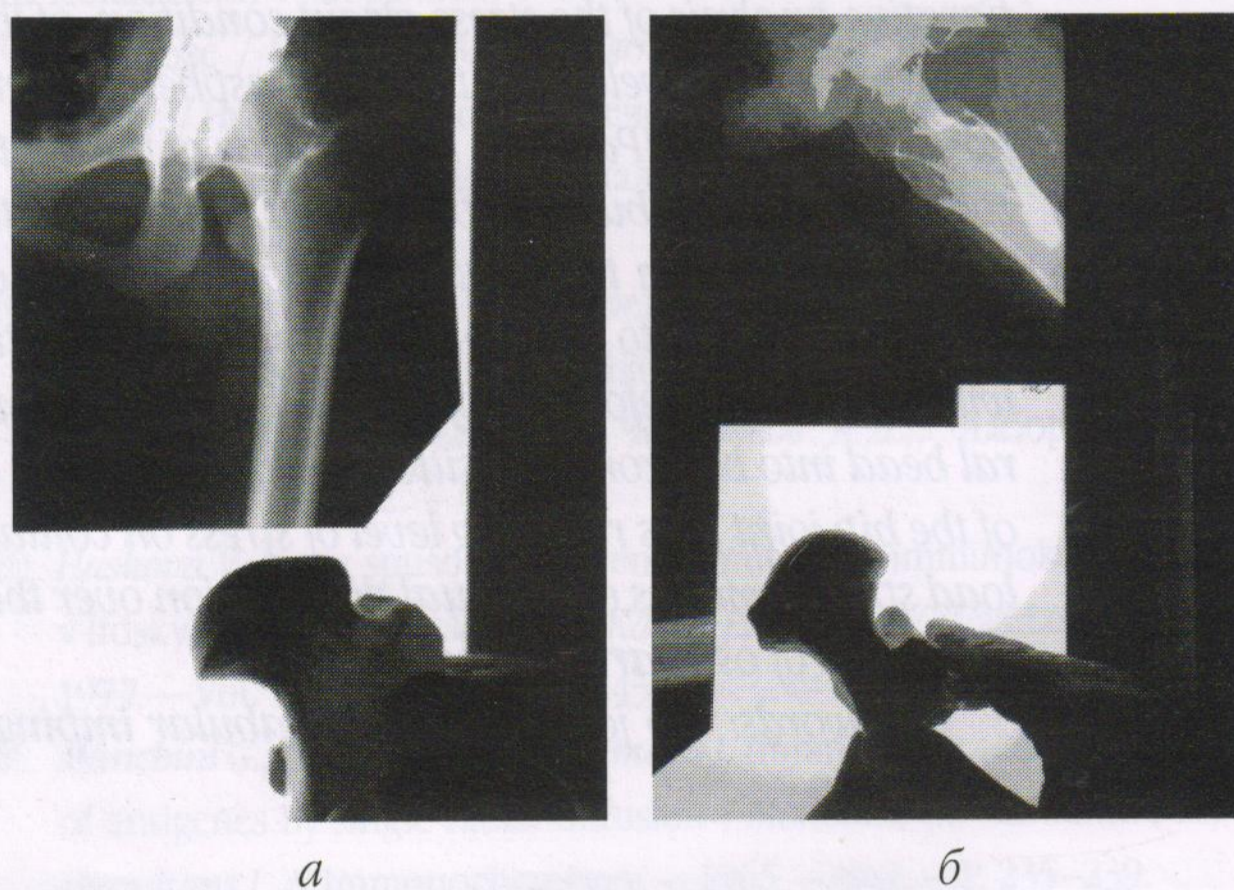


Рис. 1. Рентгенологічне дослідження КС: пряма (а) та бокова проекція (б)



Рис. 2. Макет ураженого КС у трьох площинах із застосуванням кубовидного маркера

З макета був зроблений гіпсовий відбиток, а по ньому побудовано модель головки стегна та вертлюгової западини із керамічного матеріалу із подальшим спеціальним його випалюванням. Керамічна модель суглоба з асферичною дисконгруентністю (рис. 3) була підготовлена до мультиспіральної комп'ютерної томографії (МСКТ).

Отримані за допомогою МСКТ аксіальні скани з товщиною зрізів 0,5 мм у 3D-зображеннях було імпортовано у програму Mimics 10.01. На зображеннях вибрано ті зони, у яких планується проведення розрахунків — саме весь КС, без опор (рис. 4).

Після цього ці вихідні дані переведені в поліліній за допомогою команд Segmentation — Calculate Polylines. У полілініях вибрано необхідні параметри. Після того як виконано вищевказані операції, отримані полілінії у форматі IGES імпортовано в програму SolidWorks для створення 3D-моделі. Роботу в SolidWorks почато зі створення площини, за допомогою якої здійснюється прив'язка до імпортованих поліліній [1], на наступному етапі окремі елементи моделі КС зв'язано в збірку з чотирьох компонентів: головка стегна, хрящ, який покриває головку, вертлюгова западина та хрящ, що покриває западину (рис. 5). Усі елементи встановлено в необхідному положенні.

Після виконання всіх ескізних робіт засобами команд і інструментів у режимі “елементів” створена суцільна модель КС (рис. 6). На наступному етапі модель

імпортовано в програму ANSYS для розрахунку на контактну міцність. На рис. 7 представлені розрахункові максимально наближені до реальних твердо-тільні моделі, які використовували для визначення напружено-деформованого стану в елементах КС в умовах асферичності головки стегнової кістки до та після хірургічної оптимізації фемороацетабулярних співвідношень. Після остеотомії для оптимізації біомеханічних співвідношень контактних поверхонь на моделі змінювали співставлення елементів КС та напрямок дії сили (див. рис. 7).

Засобами ANSYS згенеровано сітку скінченних елементів моделей до та після хірургічної оптимізуючої остеотомії (рис. 8), яка налічувала 406 329 та 434 563 елементи відповідно, у якій задано обчислення та аналіз таких параметрів:

- 1) установлення контактної пари;
- 2) призначення цільової та контактної поверхні;
- 3) задання цільової поверхні;
- 4) задання контактної поверхні;
- 5) визначення та задання руху цільової поверхні;
- 6) прикладання необхідних граничних умов;
- 7) задання опції розв'язання і напруження;
- 8) розв'язання контактної задачі.

Дискретизацію базових ліній на контактній поверхні проводили нерівномірно (рис. 9). Згущення вузлів здійснювали в найбільш важливих ділянках контакту, що відповідає закону арифметичної прогресії.



Рис. 3. Керамічна модель ураженого кульшового суглоба

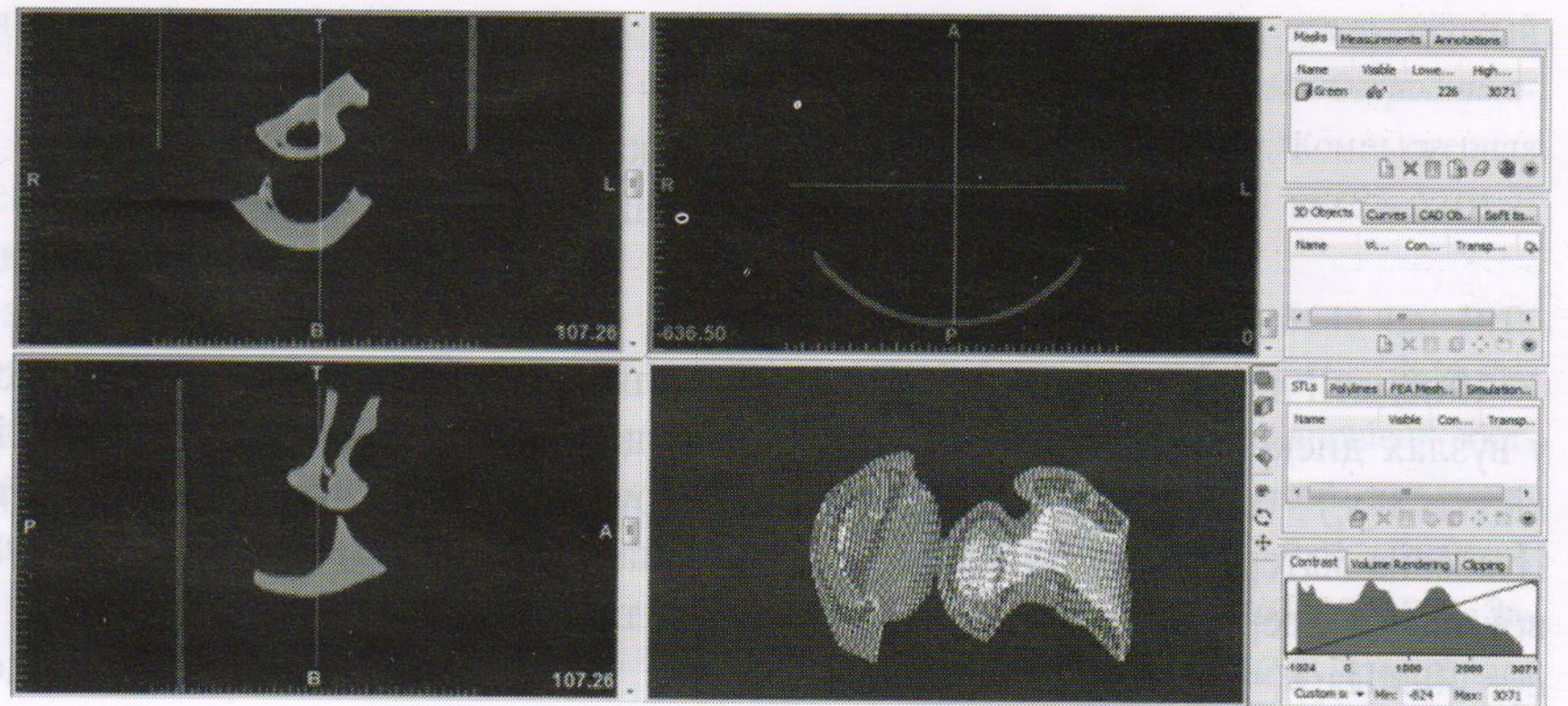


Рис. 4. Обробка даних засобами Mimics 10.01

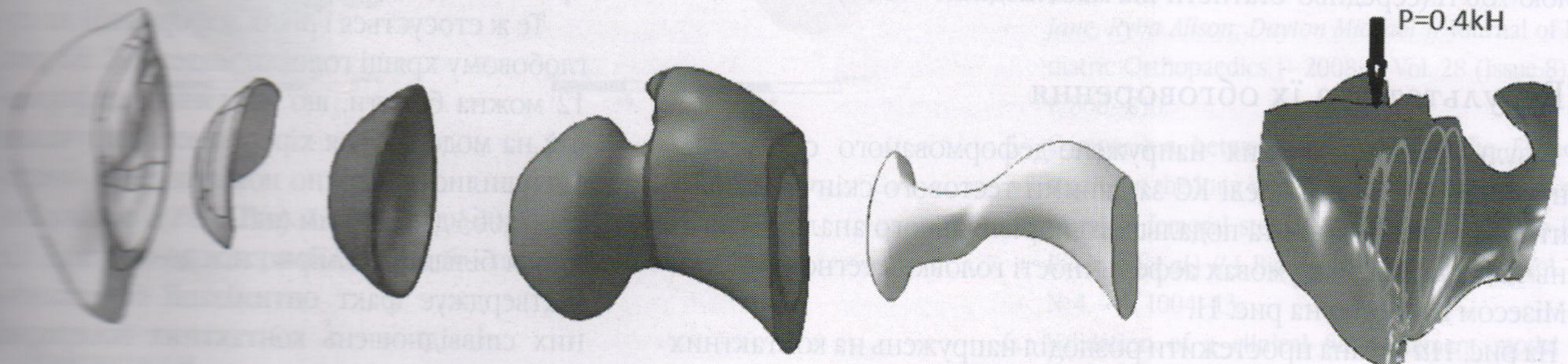


Рис. 5. Елементи 3D-моделі КС

Рис. 6. Суцільна модель КС

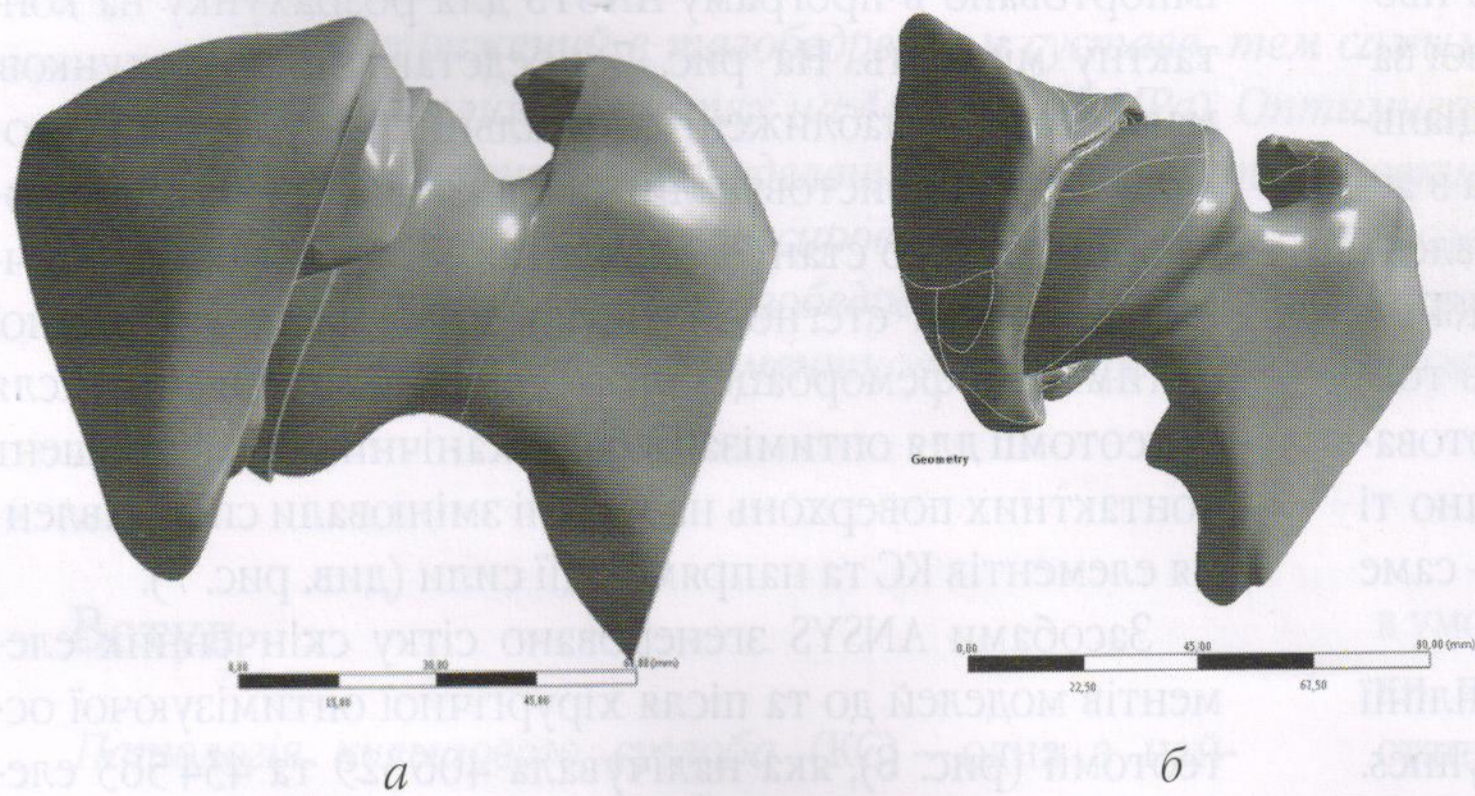


Рис. 7. Розрахункові твердотільні моделі: до (а) та після операції (б)

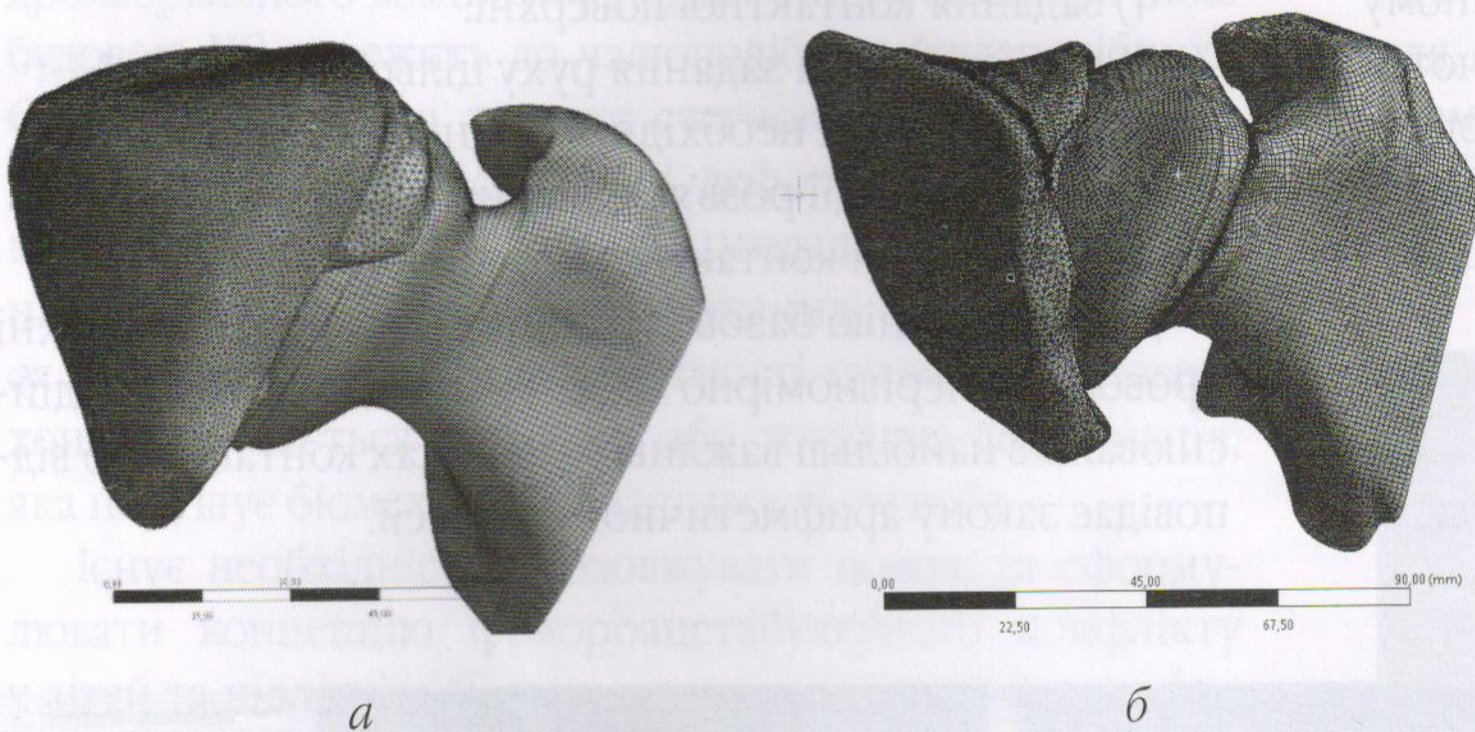


Рис. 8. Скінченно-елементна сітка моделі: до (а) та після (б) операції

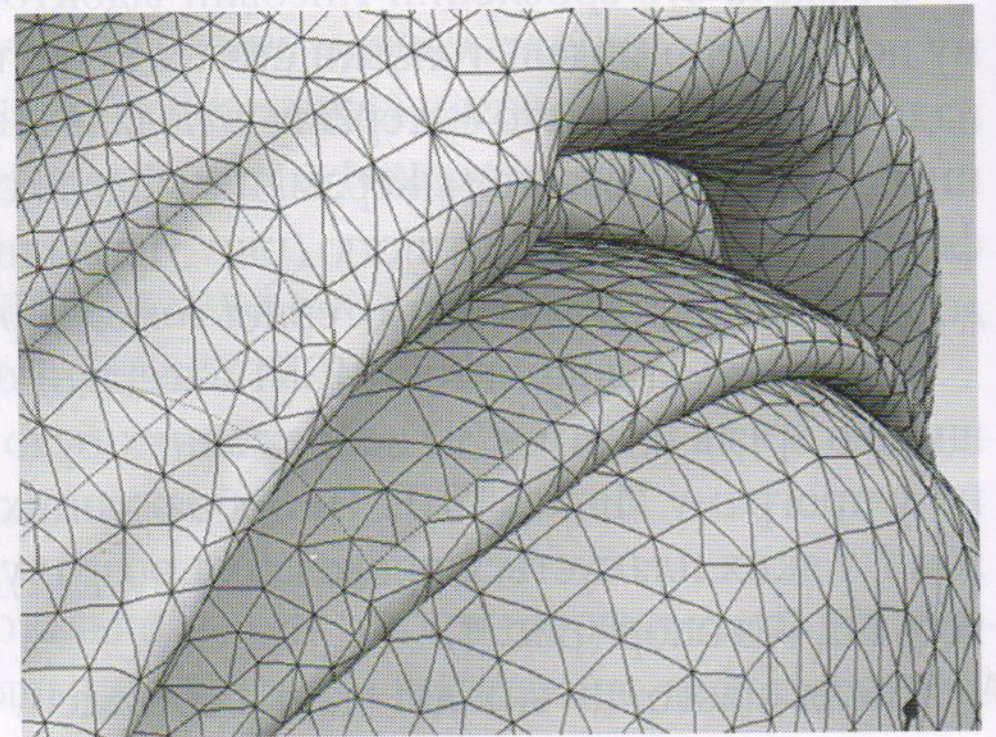


Рис. 9. Дискретизація базових ліній на контактній поверхні

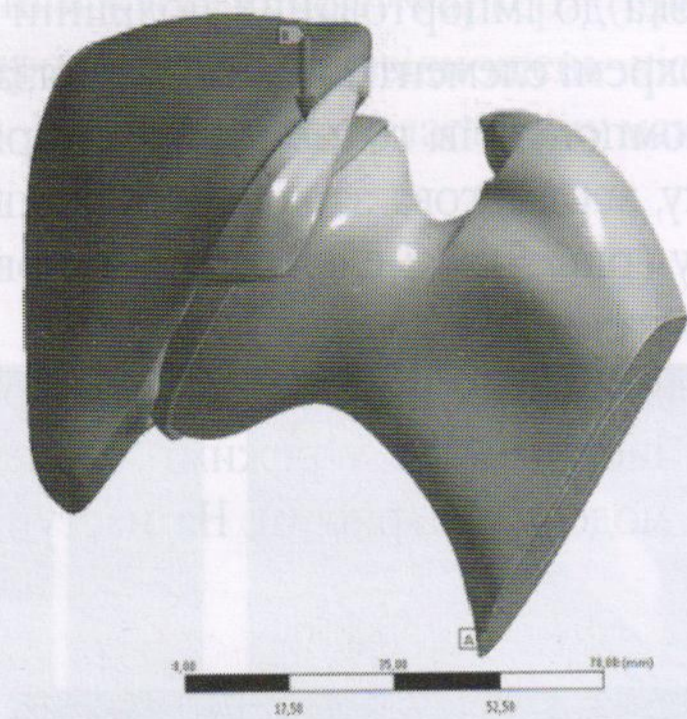


Рис. 10. Граничні умови

Кінематичні граничні умови задавали для вектору переміщень у вузлах дискретної моделі. По нижній площині головки стегнової кістки $v(y_i) = 0$, де i — номер вузла. Модулі пружності й коефіцієнти Пуассона матеріалів кісткової та хрящової тканини головки стегнової кістки і вертлюгової западини прийняті такими: $E_1 = 8 \cdot 10^3$ МПа, $E_2 = 40$ МПа; $\nu_1 = 0,3$, $\nu_2 = 0,4$ відповідно [5].

Для “чистових” розрахунків з метою співставлення отриманих даних тестового скінченно-елементного моделювання та подальшого порівняльного аналізу кількісних показників напружено-деформованого стану компонентів КС в умовах тотальної асферичності головки стегна на наступному етапі застосовані засоби програмного пакета ANSYS.

На рис. 10 представлені умови закріплення й навантаження моделі силою 700 Н (середньо-статистична маса людини ~70 кг).

Результати та їх обговорення

Результати дослідження напружено-деформованого стану елементів біомеханічної моделі КС за даними тестового скінченно-елементного моделювання та подальшого порівняльного аналізу напружень та деформацій в умовах асферичності головки стегнової кістки за Мізесом наведено на рис. 11.

На рис. 11а можна простежити розподіл напружень на контактних поверхнях моделі хряща головки стегна. Напруження в умовах фемороацетабулярного конфлікту до операції локалізовані на верхньому полюсі головки ($\sigma_{\max} = 2,98$ МПа). Вони розподілені не рівномірно,

а сконцентровані в одній ділянці. При циклічному навантаженні така локальна концентрація напружень може викликати руйнування хряща.

Після хірургічної оптимізації фемороацетабулярних співвідношень (рис. 11б) напруження на хрящі розподілені по поверхні хряща головки стегна більш рівномірно ($\sigma_{\max} = 1,65$ МПа), на 44,63% менше ніж для моделі до операції (рис. 11а). Рівномірний розподіл напружень у такому разі набагато зменшує ризик пошкодження хряща при циклічному навантаженні.

Те ж стосується і рівня деформацій на суглобовому хрящі головки моделі КС. На рис. 12 можна бачити, що показники деформацій на моделі після хірургічного втручання зменшилися відносно показників до операції з 0,063 до 0,045 мм (на 28,6%) і розподіляються більш рівномірно ніж до операції. Це підтверджує факт оптимізації біомеханічних співвідношень контактних поверхонь моделі КС унаслідок оперативного втручання з виведенням овоїдної головки стегна в горизонтальне положення осі симетрії.

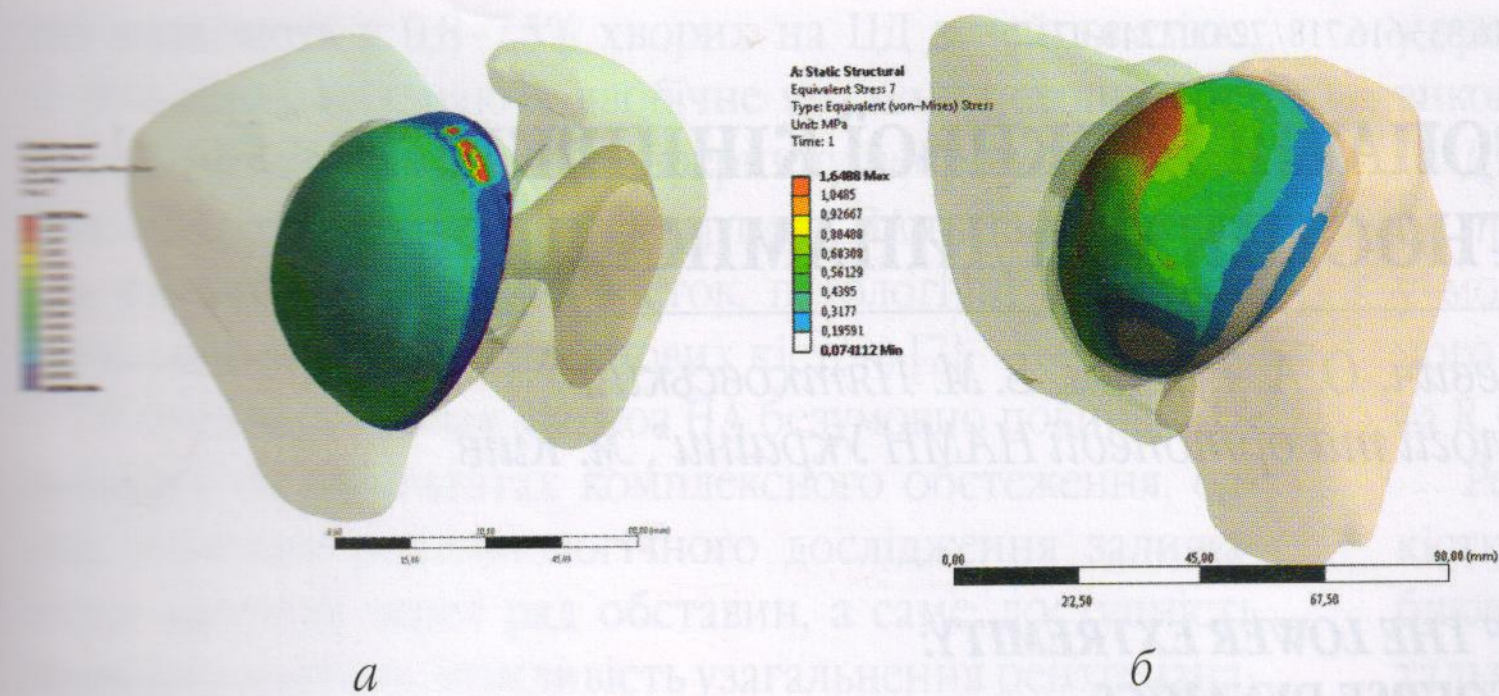


Рис. 11. Напруження за Мізісом на суглобовому хрящі головки моделі КС: а — до операції, $\sigma_{\max} = 2,98$ МПа; б — після операції, $\sigma_{\max} = 1,65$ МПа

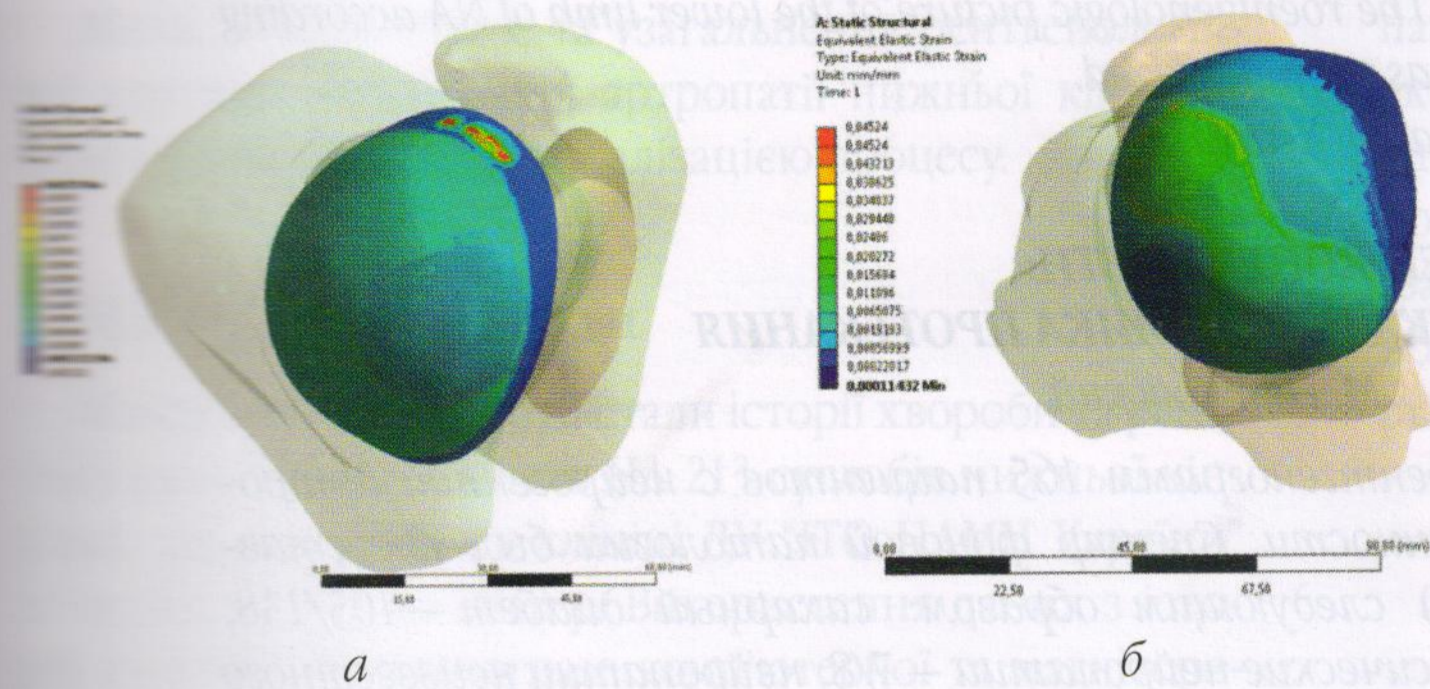


Рис. 12. Деформації на хрящі головки моделі КС:

а — до операції, $\epsilon_{\max} = 0,063$ мм; б — після операції, $\epsilon_{\max} = 0,045$ мм

Рис. 13 демонструє нормальні переміщення контактних поверхонь суглобового хряща головки моделі КС. Максимальні показники переміщення після операції навпаки зростають з 0,86 до 0,97 мм (на 12,8%), що пов'язано з тим, що в ділянці верхівки головки стегнової кістки зростає величина переміщення в цьому випадку характеризує покращення проковзування контактних поверхонь суглобового хряща за рахунок зменшення напруження в контактних структурах суглоба.

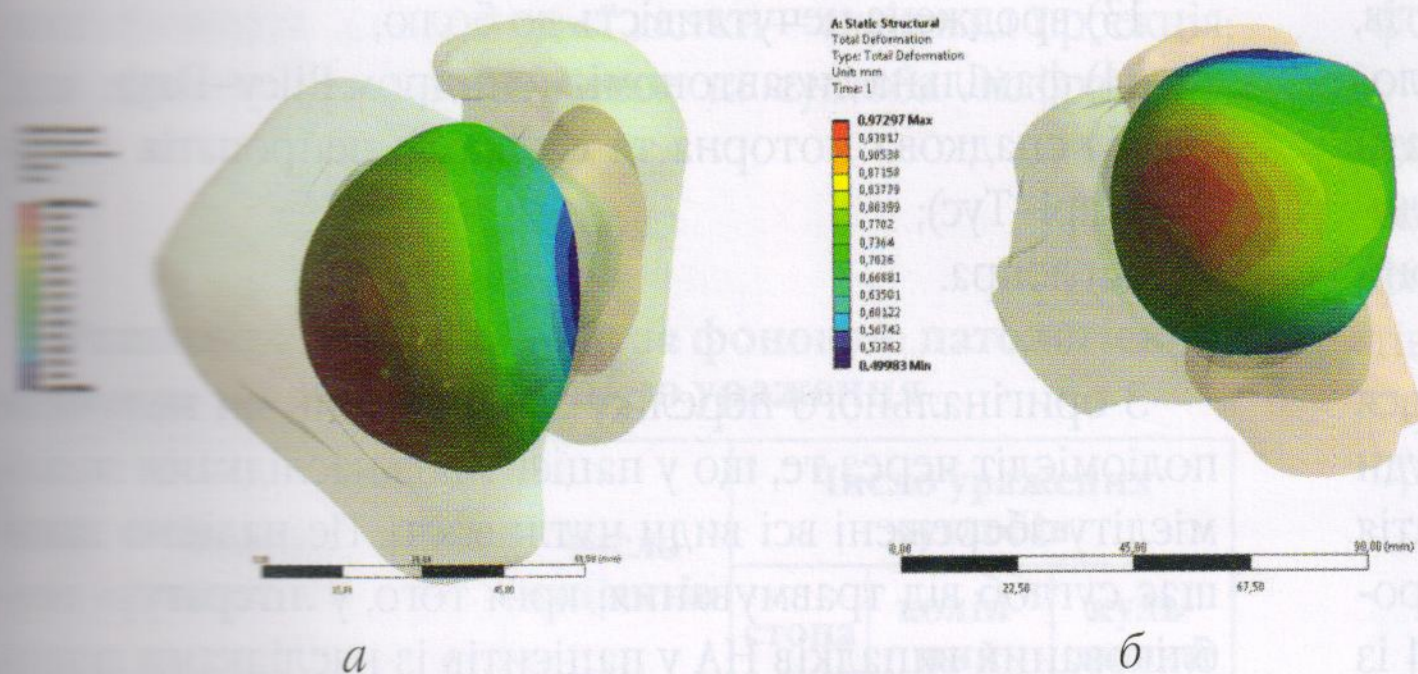


Рис. 13. Нормальні переміщення:

а — до операції, 0,86 мм; б — після операції, 0,97 мм

Висновки

Розлади анатомічних співвідношень у кульшовому суглобі з розвитком овоїдної асферичності головки стегнової кістки призводять

до концентрації напружень (2,98 МПа) в обмеженій зоні контакту верхнього полюса головки і краю склепіння кульшової западини (фемороацетабулярний конфлікт). Величина контактних напружень і деформацій зростає зі збільшенням навантаження на суглоб.

В умовах циклічних динамічних навантажень (зокрема при синдромі фемороацетабулярного конфлікту) концентрація контактних напружень і деформацій призводить до руйнування суглобового хряща кульшової западини і головки стегнової кістки з наростанням їх деформації й розвитком коксартрозу.

Установка овоїдної головки стегна в горизонтальне положення осі симетрії дозволяє вивести з-під навантаження ділянки концентрації локальних напружень в кульшовому суглобі, тим самим зменшуючи їх рівень на контактних поверхнях (44,6%). Оптимізація плями контактного навантаження шляхом її рівномірного розподілу на поверхні головки стегнової кістки і кульшової западини, зменшує ризик прогресування ушкоджень структур кульшового суглоба.

Література

1. Огородникова О.М. Введение в компьютерный конструкционный анализ / О.М. Огородникова // Метод. указания по курсу "Компьютерная диагностика". — Екатеринбург : УГТУ — УПИ. — 2001. — 47 с.
2. Патент на корисну модель № 26648 UA. МПК (2006) А 61 В 6/00, А 61 В 5/103. Пристрій для визначення просторових співвідношень кісткових елементів кульшового суглоба при рентгенографії / В.В. Філіпчук, В.М. Гладкий, М.С. Касацій та ін. (UA); № u200708902; Заявл. 02.08.2007. Опубл. 25.09.2007 // Промислова власність. — 2007. Бюл. 15.
3. Applications of Finite element simulation in Orthopaedic and Trauma Surgery / Herrera A., Cegonino J., Lobo-Escolar A. [et al.] // World J. Orthop. — 2012. — Vol. 3, № 4. — P. 25–41.
4. Clinical Presentation of Femoroacetabular Impingement in Adolescents / Sink Ernest L., Gralla Jane, Ryba Alison, Dayton Michael // Journal of Pediatric Orthopaedics. — 2008. — Vol. 28 (Issue 8). — P. 806–810.
5. Comparison between DEXA and Finite Element studies in the long term bone remodelling of an anatomical femoral stem / Herrera A., Panisello J.J., Ibarz E. [et al.] // J. Biomech. Eng. — 2009. — Vol. 31, № 4. — P. 1004–13.
6. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine / Guan, Y., Yoganandan N., Zhang J. [et al.] // Med. Bio. Eng. Comput. — 2006. — Vol. 44. — P. 633–641.