

УДК: 616.728.2-007.2-001-072

**МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РОЛІ ПОШКОДЖЕННЯ
АЦЕТАБУЛЯРНОЇ ГУБИ В РОЗВИТКУ ТА ПРОГРЕСУВАННІ
ПОСТТРАВМАТИЧНОГО ТА ІДІОПАТИЧНОГО КОКСАРТРОЗА**

Луцишин В.Г.¹, Калашніков А.В.², Майко О.В.³, Майко В.М.¹, Савуляк В.І.⁴

- 1. Вінницька обласна клінічна лікарня ім. М.І. Пирогова, м. Вінниця*
- 2. ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ*
- 3. Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, м. Вінниця*
- 4. Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця*

**MATHEMATIC GROUNDING OF THE ROLE OF ACETABULAR
LABRUM DAMAGE IN DEVELOPMENT AND PROGRESSION
OF POST-TRAUMATIC AND IDIOPATHIC COXARTHROSIS**

Lutsyshyn V.G.¹, Kalashnikov A.V.², Mayko O.V.³, Mayko V.M.¹, Savuliak V.I.⁴

- 1. M.I. Pyrogov Vinnytsya Regional clinical Hospital, Vinnytsya.*
- 2. Institute of Traumatology and Orthopedics by NAMS of Ukraine, Kyiv.*
- 3. M.I. Pyrogov Vinnitsa National Medical University, Vinnytsya..*
- 4. Vinnytsiya National Technical University, Vinnytsia.*

Вступ. На сьогодні остеоартроз слід вважати найбільш поширеною формою суглобової патології. В Україні щорічно реєструється понад 34500 пацієнтів із первинними захворюваннями суглобів. При цьому згідно з даними В.Н. Коваленко, О.П. Борткевича (2003) поширеність артрозу становить 2200,6 на 100 тисяч населення [1].

В зв'язку із загальним постарінням населення, в тому числі й української популяції, питання діагностики, профілактики та лікування коксартроза набули особливої актуальності для сучасній травматології та ортопедії. Адже зі збільшенням віку асоціюється істотне збільшення частоти цього захворювання. Поширеність коксартроза серед жителів США старше 30 років складає приблизно 3% населення, а в західних країнах рентгенологічні ознаки цього захворювання зустрічаються у більшості осіб понад 65 років і приблизно у 80% осіб понад 75 років [3, 4, 8].

Introduction. Osteoarthritis nowadays could be considered the most widespread for of articular pathology. Annually in Ukraine over 34 500 patients are registered due to the initial diseases of joints. At that according to V.N. Kovalenko, O.P. Bortkevych (2003) distribution of arthritis equals to 2200.6 per 100 thousand of population [1].

In connection with the general ageing of population, and Ukrainian population as well, the matter of diagnostics, prevention, and treatment of coxarthrosis becomes especially topical for modern traumatology and orthopedics. Indeed, ageing is connected with the reasonable increase in the frequency of this disease. Dispersion of coxarthrosis among the residents of the USA over 30 years old makes 3%, and in Western countries x-ray signs of this diseases are observed in the majority of persons over 65 years old and approximately in 80% of persons over 75 years old [3, 4, 8].



Одним із невирішених питань у проблемі коксартроза залишається питання механізмів розвитку та прогресування цього захворювання. При цьому найбільш частою та значимою причиною розвитку посттравматичного та ідіопатичного коксартроза, що веде до порушення конгруентності суглоба, слід вважати пошкодження ацетабулярної губи та суглобового хряща.

На сьогодні роботи щодо поширеності ушкодження хрящової губи кульшового суглоба є поодинокими. Частота її ушкодження за даними I. Mc Carthy et al. (2003) при вивченні трупного матеріалу становить до 93%. Разом із тим існує припущення, що розрив ацетабулярної губи є найбільш частою патологією, яка зустрічається під час артроскопії з приводу коксартроза [5, 6, 7, 9]. Згідно з отриманими нами результатами гістологічного дослідження частин ацетабулярної губи, котрі були вилучені під час артроскопічної парціальної резекції останньої у 105 пацієнтів із коксартрозом I–II стадії та/або фемороацетабулярним імпінджментом, встановлено, що в 94,3% випадках мають місце морфологічні зміни, які свідчать про пошкодження ацетабулярної губи травматичного генезу, і лише 5,7% випадків спостерігається ідіопатичний коксартроз із первинними дистрофічно-некротичними змінами та руйнуванням суглобового хряща [2]. Ці дані дозволяють зробити дуже важливі висновки. Оскільки вважається, що ацетабулярна губа є стабілізуючою структурою, її розриви можуть сприяти розвитку коксартроза. Якщо прийняти до уваги можливість ушкодження при цьому і суглобового хряща, то ризик розвитку захворювання з наступною втратою функції стає дуже реальним [10].

Розуміння практичними лікарями ролі пошкоджень ацетабулярної губи в

Among the matters not resolved regards the coxarthrosis, the matter of the mechanisms of the development and progression of this disease still remains. At that, damage of acetabular labrum and joint cartilage could be considered the most frequent and the most important reason for development of posttraumatic and idiopathic coxarthrosis, leading to distortion of a joint's congruency.

Nowadays researches, devoted to the prevalence of damage of acetabular labrum and hip joint are not single ones. Frequency of damage thereof according to I. Mc.Carthy et al. (2003), based on the study of cadaver material, makes up to 93%. Simultaneously, there is an assumption that dilacerations of acetabular labrum are the most frequent pathologies, observed while arthroscopy due to coxarthrosis [5, 6, 7, 9]. According to the by us received results of histologic studies of the particles of acetabular labrum, extracted during partial arthroscopic resection of the mentioned in 105 patients with coxarthrosis at the 1st-2nd stages and/or femoroacetabular impingement, it has been defined that in 94.3% of cases there are morphologic changes estimating damages of acetabular labrum of traumatic origin, and only in 5.7% of the entire cases idiopathic coxarthrosis is observed, characteristic of initial dystrophic-necrotic changes and destruction of articular cartilage [2]. These data allow coming to very important conclusions. Inasmuch it is considered that acetabular labrum is a stabilizing structure, dilacerations thereof could promote the development of coxarthrosis. If one considers the possibility of simultaneous damage of articular cartilage, the risk of the development of the disease with further loss of function becomes extremely real [10].

Understanding of the role of aceta-

розвитку коксартроза дасть змогу довести виняткову важливість застосування малоінвазивних хірургічних втручань у пацієнтів із початковими стадіями захворювання, що в свою чергу дозволить забезпечити ефективне лікування патологічного процесу та сповільнення його прогресування, а, отже, дозволить максимально відтермінування тотальне ендопротезування враженого суглоба.

Мета роботи – вивчити та обґрунтувати значення пошкодження ацетабулярної губи в розвитку остеоартроза кульшового суглоба шляхом математичного моделювання взаємодії основних елементів кульшового суглоба в нормі та при пошкодженні ацетабулярної губи.

Матеріали та методи. Для моделювання процесу виникнення напружень у елементах кульшового суглоба та їх розподіл по контактних поверхнях суглоба, який працює за умов відсутності пошкоджень та при наявності порушення конгруентності суглобу, зокрема при пошкодженні ацетабулярної губи, був застосований метод кінцево-елементного аналізу.

На рисунку 1 показана модель кульшового суглоба, котрий відноситься до трьохосового по формі та до кулястого по виду суглобів. Суглоб модельовано з трьох елементів. Між двома суглобовими поверхнями голівки стегнової кістки та вертлюгової западини тазової кістки знаходиться синовіальна рідина, яка передає зусилля та зменшує тертя. Ацетабулярна губа забезпечує відносну герметичність центрального компартменту суглобу (суглобової щілини), сприяє утворенню рівномірного шару «внутрішньосуглобової змазки» на суглобових поверхнях голівки стегнової та тазової кісток завдяки функції «клапанного» механізму в циркуляції синовіальної рідини в кульшовому суглобі.

bular labrum damages in coxarthrosis development by practicing doctors allows proving the especially importance of the use of less-invasive surgical interventions in patients with the initial stages of the disease, and this in turn will ensure the efficient treatment of pathologic process and slowing the progression thereof, and give a possibility of maximum postponing of total hip replacement of the involved joint.

Aim of the research – to study and ground the meaning of acetabular labrum's damage for the progression of hip joint osteoarthritis by mathematic modeling of interaction of the basic elements of hip joint in normal conditions and in case of acetabular labrum damage.

Materials and methods. To simulate the process of arising tensions in the elements of a hip joint and distribution thereof along the contact surfaces that works upon conditions of the absence of damages and presence of congruency of joint, inter alia in case of acetabular labrum damages, we used the method of finite-element analysis.

Pic.1 demonstrates the model of a hip joint that relates to three-axial according to its shape and to spherical according to the types of joints. The joint was simulated of three elements. Among two articular surfaces of femoral head and coxal cavity of pelvic bone there is synovial liquid that transfers the efforts and decreases friction. Acetabular labrum ensures high tightness of a joint's central compartment (joint gap), promotes creation of a uniform layer of "intra-joint lubricant" on articular surfaces of femoral head and pelvic cavity thanks to the "valve" mechanism in synovial liquid circulation in the hip joint.

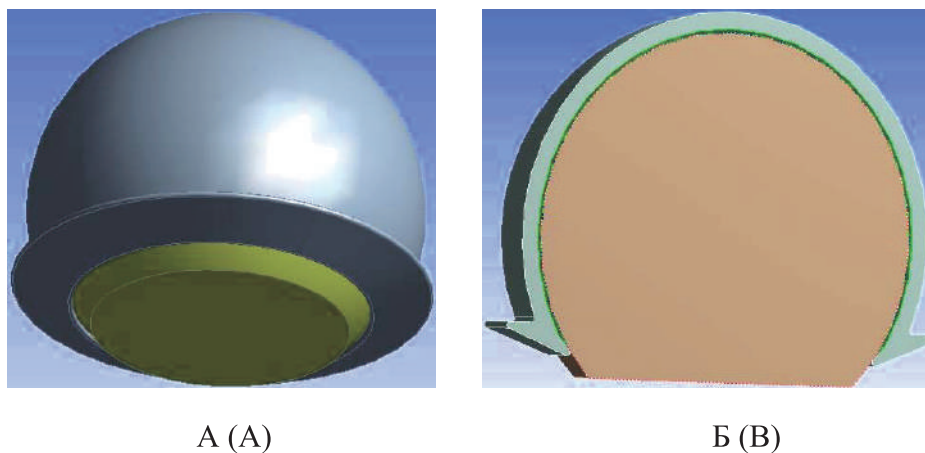


Рис. 1. 3-D модель кульшового суглоба (А) та його розріз (Б).
Pic. 1. 3-D model of a hip joint (A) and cross-section thereof (B).

Пошкоджена внаслідок механічного впливу (травми) або захворювання ацетабулярна губа перестає виконувати свою функцію, що призводить до порушення циркуляції синовільної рідини та, як наслідок, зменшення товщини прошарку між суглобовими поверхнями, що викликає нерівномірний розподіл тиску і зближення поверхонь суглоба аж до контакту.

Приймаємо, що після пошкодження ацетабулярної губи внаслідок травми чи на фоні зміни біомеханіки суглоба (фемороацетабулярний імпінджмент), певна кількість синовільної рідини витискується з суглобової щілини до моменту, коли контактні (суглобові) поверхні кісток починають дотикатися без участі синовільної рідини. Моделювання проводили з масою тіла людини 100 кг та з навантаженням на суглоб 1000 Н.

У відповідності до закону Гука ізотермічної лінійної теорії пружності деформації зв'язані з напруженнями у будь якій ортогональній системі координат x, y, z такими залежностями: Де позначено компоненти напружень: $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx}$; компоненти деформацій: $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}$; E – модуль пружності Юнга; G – модуль пружності 2-го роду; ν – коефіцієнт Пуассона.

Acetabular labrum, damaged due to mechanic influence (trauma) or disease, ceases to fulfill its main function and this leads to disorders in synovial liquid circulation and, as a consequence, to the decrease in thickness of layer between articular surfaces, causing uneven pressure distribution and approaching articular surfaces up to contact.

We accept that after damaging acetabular labrum due to trauma or at the background of changes in biomechanics of joint (femoro-acetabular impingement), certain quantity of synovial liquid is pressured from the joint gap to the moment, when contact (articular) surfaces of bones begin to touch each other without intermediation of synovial liquid. We performed the simulation of human body weighting 100 kg and loading on a joint equal to 1000N.

In accordance with the Guk's isothermal linear theory of elasticity, deformations are connected with tension in any orthogonal system of coordinates x, y, z by the following dependences: Components of tension are indicated as follows: $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx}$; components of deformations: $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}$; E – Young's elasticity modulus; G – 2nd type elasticity modulus; ν – Poisson's index.

$$\left. \begin{aligned}
 \varepsilon_{xx} &= \frac{1}{E} [\sigma_{xx} - \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{zz})] \\
 \varepsilon_{yy} &= \frac{1}{E} [\sigma_{yy} - \nu(\sigma_{zz} + \sigma_{xx})] \\
 \varepsilon_{zz} &= \frac{1}{E} [\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})] \\
 \varepsilon_{xy} &= \frac{1}{2G} \sigma_{xy}, \quad \varepsilon_{yz} = \frac{1}{2G} \sigma_{yz}, \quad \varepsilon_{zx} = \frac{1}{2G} \sigma_{zx},
 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

Рівняння рівноваги в прямокутній декартовій системі координат мають такий вигляд:

Equations of equilibrium in rectangle Descartes's coordinate system appear as follows:

$$\left. \begin{aligned}
 \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{xz}}{\partial z} + X &= 0 \\
 \frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{yz}}{\partial z} + Y &= 0 \\
 \frac{\partial \sigma_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + Z &= 0
 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Залежності між деформаціями і переміщеннями мають наступний вигляд:

Dependences between deformations and movements appear as follows:

$$\left. \begin{aligned}
 \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}, \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z}, \\
 \varepsilon_{xy} &= \frac{\gamma_{xy}}{2} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right), \\
 \varepsilon_{yz} &= \frac{\gamma_{yz}}{2} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right), \\
 \varepsilon_{zx} &= \frac{\gamma_{zx}}{2} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right),
 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

де u, v, w – компоненти вектора переміщення у напрямках x, y, z відповідно.

where u, v, w – parts of the vector of movements in the respective directions x, y, z .

Задача встановлення напружень в усіх точках поверхні суглоба полягає у визначенні наступних п'ятнадцяти функцій при заданому навантаженні:

The task of defining the tension in the entire points of the joint's surface requires defining the following fifteen functions at the prescribed loading:

- компоненти напружень $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx}$;
- компоненти деформацій $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}$;
- компоненти переміщень u, v, w .

- components of loadings $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx}$;
- components of deformations $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}$;
- components of movements u, v, w .



Дані функції в кожній точці тіла задовольняють таким п'ятнадцяти рівнянням: 3-м рівнянням рівноваги (2); 6-ти співвідношенням між напруженнями та деформаціями (1); 6-ти співвідношенням між деформаціями та переміщеннями (3).

Для розв'язання задачі необхідно вирішити систему рівнянь 3.1-3.3 із урахуванням граничних умов. Для розв'язання даної задачі ми використовували спеціалізований програмний комплекс ANSYS, що має в своїй основі кінцево-елементний аналіз. Комп'ютерне моделювання здійснено в такій послідовності: побудовано 3-D аналог кульшового суглоба; задано у відповідності до реалій певні фізико-механічні властивості матеріалів; зазначено ступені вільності та розташування кісток суглоба в просторі; згенеровано кінцево-елементний аналог системи; здійснено навантаження, що діють на суглоб під час функціонування, та час їх дії, тощо; проведено розрахунок результуючих величин (деформації, напруження, тощо), із наступним виведенням отриманих даних у вигляді графіків, таблиць, полів напружень тощо.

Above functions in each point of a body satisfy the following fifteen equations: 3 equations of equilibrium (2); 6 interrelations between tensions and deformations (1); 6 interrelations between deformations and movements (3).

To solve the task, it is required to solve the system of equations 3.1-3.3, considering the limiting conditions. To solve this task, we used the specialized software complex ANSYS, based on finite-element analysis. Computer simulation was performed according to the following procedure: creation of 3-D analogues of a hip joint; prescribed certain physic-mechanical features; mentioned extent of freedom and location of joint's bones in the space; generated finite-element analogue of a system; simulated loading, affecting a joint while functioning and period of affect thereof etc.; performed the calculation of resulting values (deformation, tension etc.) with further presentation of the received data in form of graphs, tables, stress fields etc.

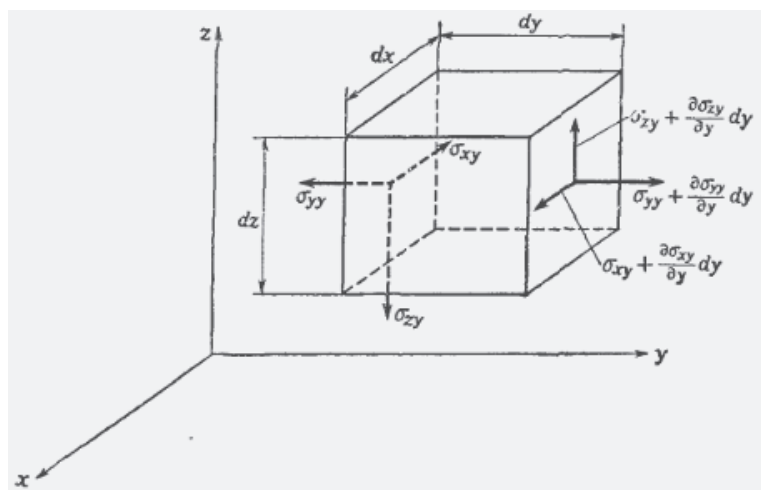


Рис. 2. Елементарний об'єм поверхні суглоба, використаний для запису рівнянь рівноваги.

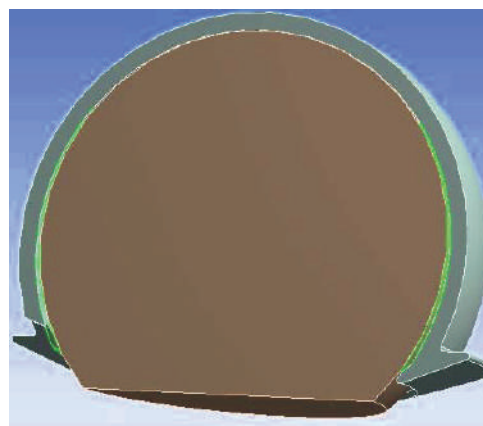
Pic.2. Elementary volume of joint's surface, used to record the equations of equilibrium.

Результати та їх обговорення. У непошкодженому суглобі шар синовіальної рідини однорідно розподілений в суглобовій щілині та рівномірно передає навантаження по всій поверхні. На наведеному вище рисунку 1 показано 3-D модель кульшового суглоба з непошкодженою ацетабулярною губою, а на рисунку 3 – з пошкодженою. Внаслідок витиснення синовіальної рідини елементи суглобового шарніру змістились до контакту.

Results and discussion. In an intact joint, the layer of synovial liquid is equally distributed in joint gap and equally transfers the loading to the whole surface. At the Pic.1, provided below, there is a 3-D model of a hip joint with intact acetabular labrum, and on Pic.3 – with damaged one. Due to forcing synovial liquid away, elements of a joint knuckle moved up to contact.



А (A)



Б (B)

Рис. 3. 3-D твердотільна модель суглоба з пошкодженою губою (А) та його розріз (Б).
Pic. 3. 3-D solid model of a joint with damaged labrum (A) and cross-section thereof (B).

Після створення твердотільної моделі в модулі програми ANSYS генерується її кінцево-елементний аналог, тобто сітка вузлів та елементів. З метою підвищення точності розрахунків доцільним є більш детальне розбиття на елементи тієї області суглоба, що безпосередньо контактують. На рисунку 4 показана модель кульшового суглоба з пошкодженою ацетабулярною губою та нанесеними сітками скінченних елементів.

Під тиском шар синовіальної рідини в щілині суглоба зменшується, а суглобові поверхні кісток зміщуються до моменту настання дотику між ними, що значно збільшує тертя суглобових поверхонь та їх зношування.

After creation of solid model, software application ANSYS generates its finite-element analogue, i.e. a network of nodes and elements. To increase the accuracy of calculations is it expedient to distribute directly contacting surfaces of a joint into elements. Pic.4 depicts hip joint model with damaged acetabular labrum with depicted nets of finite elements.

Under the pressure, the layer of synovial liquid in the joint's gap decreases, and joint surfaces of bones move to the moment of touching each other, which fact decreases reasonably friction of articular surfaces and wear.

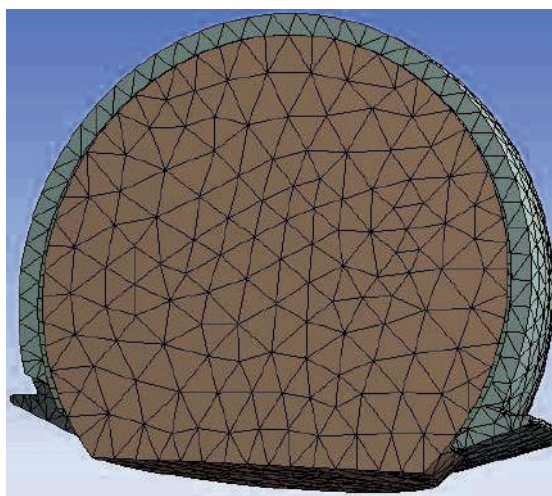


Рис. 4. 3-D твердотільна модель пошкодженого кульового суглоба з нанесеною сіткою скінчених елементів.

Pic. 4. 3-D solid model of a damaged hip joint with a net of finite elements.

Для моделювання розподілення тисків у суглобі та відповідних напружень на поверхнях використано схему, показану на рисунку 5.

Як навантаження приймаємо масу людини в 100 кг та відповідне зусилля 1000 Н, що показані на рисунку 6-А. Зусилля прикладається вертикально, а його вектор проходить через вісь симетрії суглоба. Результатом розрахунку є поле напружень, яке може бути показане у графічному вигляді (рис. 6-Б) та чисельних масивів, що формуються автоматично. Ці масиви даних є основою для розрахунку деформацій та напружень в суглобі.

Аналіз результатів моделювання показує, що напруження у здоровому кульшовому суглобі розподіляються рівномірно по всій контактній поверхні суглобових кінців кісток. Тому максимальні напруження досягають лише кількох МПа та несуттєво більші від мінімальних (рис. 6-Б).

To simulate the distribution of pressure forces in a joint and the respective tensions on the surfaces, we applied the scheme, provided on Pic.5.

For loading we accept 100 kg body weight of a human and the respective effort 1000 N, as depicted on Pic.6-A. The effort is attached vertically, and its vector passes through the axis of symmetry of a joint. Result of calculations is a field of loadings, which could be depicted graphically (Pic.6-B) and through numeric massive, created automatically. Such data massive is a basis for calculating deformations and tensions in a joint.

Analysis of the results of simulation shows that tensions in an intact hip joint are evenly distributed along the whole contact surface of articular ends of the bones. Thus, maximum loadings reach only several MPa, are very slightly different from minimal ones (Pic. 6-B).

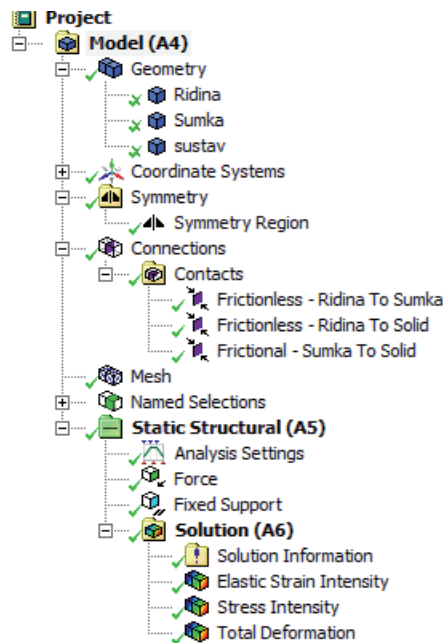


Рис. 5. Схема моделювання напружень і деформацій в кульшовому суглобі.
Pic. 5. Scheme for modeling the tensions and deformations in a hip joint.

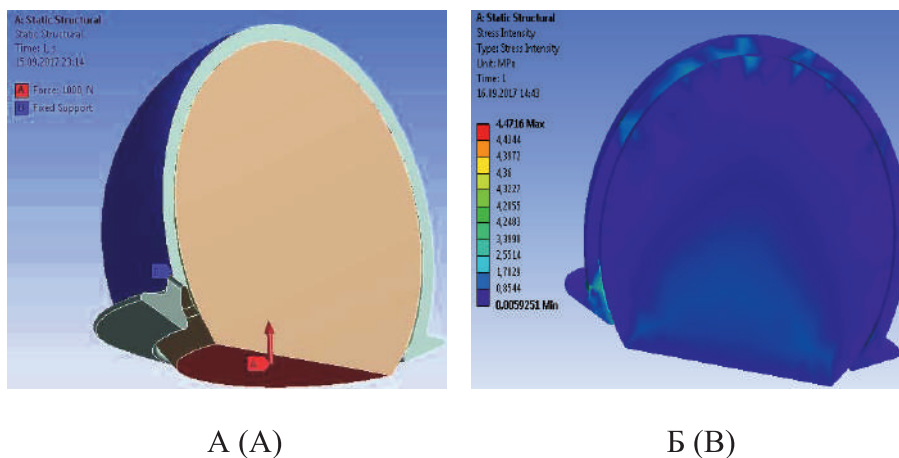


Рис. 6. Схема навантаження на кульшовий суглоб (А) та поле напружень у контакті кульшового суглоба у випадку відсутності пошкодження ацетабулярної губи (Б).
Pic.6. Scheme of loading on hip joint (A) and stress field in hip joint contact in case of damaged acetabular labrum (B).

У випадку пошкодження ацетабулярної губи під впливом навантаження та тиску, що виникає в рідині, частина синовіальної рідини витікає через пошкодження, а суглобові поверхні кісток починають зближуватись до моменту дотику. Після цього зближення майже зупиняється, а в точці контакту та навколо виникають значні напруження та з'являється «сухий» контакт (рис. 7).

If acetabular labrum is damaged under the influence of loading and pressure, occurring in the liquid, a part of synovial liquid leaks away through the defect, and articular surfaces of bones start to approach to the moment of contact. Thereafter approaching almost stops, and reasonable tensions occur in contact point and around it, the “dry contact” appears. (Pic.7).

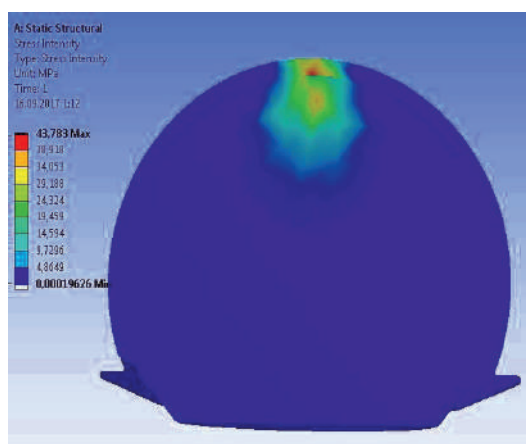


Рис. 7. Поле напружень в контактї кульшового суглоба у випадку наявності пошкодження губи.

Pic.7. Tension field in contact of hip joint if labrum is damaged.

Це є підставою для виникнення значних сил тертя, зношування та поступової деградації суглобового хряща, що значно прискорює прогресування остеоартрозу кульшового суглоба.

Таким чином, при порівнянні максимальних напружень у контактї здорового суглоба та суглоба з пошкодженою ацетабулярною губою виявлено їх значну відмінність: у суглобі із пошкодженою ацетабулярною губою напруження є на порядок більшими (див. рис. 3.6-3.7) та складають за розрахунками 44 МПа у порівнянні з 4-5 МПа у здоровому кульшовому суглобі.

Висновок. Встановлено, що у випадку порушення цілісності ацетабулярної губи частина синовіальної рідини витікає, а суглобові поверхні кісток починають зближуватись до моменту дотику. Напруження в контактї кульшового суглоба з пошкодженою ацетабулярною губою є в 8,8-11 разів більшими в порівнянні з напруженнями у здоровому суглобі. Це є підставою для виникнення значних сил тертя, зношування та поступової деградації суглобового хряща, що в свою чергу призводить до розвитку та прогресування остеоартрозу кульшового суглоба.

This is the basis for occurrence of reasonable friction forces, wear and gradual degradation of articular cartilage; it fastens reasonably the progression of hip joint osteoarthritis.

Thuswise, comparison of maximum tension in contact between a healthy joint and a joint with damaged acetabular labrum revealed great difference between them: tension in joint with damaged acetabular labrum is massively more (Pic.3.6-3.7) and according to calculations equal to 44 MPa, compared to 4-5 MPa of healthy hip joint.

Conclusion. It has been recovered that in case of acetabular labrum integrity violation synovial liquid leaks out partially, and articular surfaces of bones start to approach up to the moment of contact. Tension of hip joint contact with the damaged acetabular labrum in 8.8-11 times exceeds the same tensions in an intact joint. This is the ground for the occurrence of reasonable friction forces, wearing and gradual degradation of articular cartilage, that in turn leads to the development and progression of hip joint osteoarthritis.

Література / References

1. Коваленко В. Н., Борткевич В. Н. Остеоартроз: Практическое руководство. – К. : Морион, 2003. – 448 с.
2. Морфологічні особливості ацетабулярної губи у хворих із початковими стадіями коксартроза / М. С. Пушкар, В. Г. Луцишин, А. В. Калашніков, В. М. Майко // Вісник морфології. – 2017. – Т. 23, № 1. – С. 118-122.
3. Остеоартроз: Современное состояние проблемы (аналитический обзор) / С. П. Миронов, Н. П. Омеляненко., А. К. Орлецкий и др. // Вестн. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. – 2001. – № 2. – С. 96-99.
4. Цурко В. В. Остеоартроз: гериатрическая проблема // РМЖ. – 2005. – Т. 13, № 24. – С. 1627-1631.
5. Arthroscopic labral repair in the hip: surgical technique and review of the literature / V. T. Kelly, D. E. Weiland, M. L. Schenker, M. J. Philippon // Arthroscopy. – 2005. – Vol. 21, № 12. – P. 1496-1504.
6. Fry R., Domb B. Labral base refixation in the hip: rationale and technique for an anatomic approach to labral repair // Arthroscopy. – 2010. – Vol. 26, № 9 Suppl. – S81-89.
7. Philippon M. J. New frontiers in hip arthroscopy: the role of arthroscopic hip labral repair and capsulorrhaphy in the treatment of hip disorders // Instr. Course Lect. – 2006. – Vol. 55. – P. 309-316.
8. Prevalence of Femoroacetabular Impingement Imaging Findings in Asymptomatic Volunteers: A Systematic Review / J. M. Frank, J. D. Harris, B. J. Erickson et al. // Arthroscopy. – 2015. – Vol. 31, № 6. – P.1199-1204.
9. Safran M. R. The acetabular labrum: anatomic and functional characteristics and rationale for surgical intervention / J. Am. Acad. Orthop. Surg. – 2010. – Vol. 18, № 6. – P.338-345.
10. Traumatic posterior hip subluxation in American football / C. T. 3rd Moorman, R. F. Warren, E. B. Hershman et al. // J. Bone Joint Surg. Am. . – 2003. – Vol. 85-A, № 7. – P.1190-1196.

**МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РОЛІ ПОШКОДЖЕННЯ
АЦЕТАБУЛЯРНОЇ ГУБИ В РОЗВИТКУ ТА ПРОГРЕСУВАННІ
ПОСТТРАВМАТИЧНОГО ТА ІДІОПАТИЧНОГО КОКСАРТРОЗА**
Луцишин В.Г., Калашніков А.В., Майко О.В., Майко В.М., Савуляк В.І.

З метою вивчення та обґрунтування ролі пошкодження ацетабулярної губи в розвитку коксартроза здійснено математичне моделювання взаємодії основних елементів кульшового суглоба в нормі та при розриві ацетабулярної губи. Для розв'язання цієї задачі використовували спеціалізований програмний комплекс ANSYS, що має в своїй основі кінцево-елементний аналіз. Комп'ютерне моделювання включало побудову 3-D аналога кульшового суглоба; введення певних фізико-механічних властивостей матеріалів, ступенів вільності та розташування кісток суглоба в просторі, створення кінцево-елементного аналогу системи, здійснення навантажень, що діють на суглоб під час функціонування, та час їх дії, тощо, розрахунок результуючих величин (деформації, напруження, тощо). Доведено, що у випадку порушення цілісності ацетабулярної губи частина синовіальної рідини витікає, а суглобові поверхні кісток починають зближуватись до моменту дотику. Напруження в контакті кульшового суглоба з пошкодженою



ацетабулярною губою стають в 8,8-11 разів більшими в порівнянні з напруженнями у здоровому суглобі. Це є причиною виникнення значних сил тертя, зношування та поступової деградації суглобового хряща, що в свою чергу призводить до розвитку та прогресування остеоартрозу кульшового суглоба.

Ключові слова: коксартроз, тазостегновий суглоб, ацетабулярна губа, математичне моделювання.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ РОЛИ ПОВРЕЖДЕНИЯ
АЦЕТАБУЛЯРНОЙ ГУБЫ В РАЗВИТИИ И ПРОГРЕССИРОВАНИИ
ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОГО И ИДИОПАТИЧЕСКОГО КОКСАРТРОЗА

Луцишин В.Г., Калашников А.В., Майко О.В., Майко В.М., Савуляк В.И.

С целью изучения и обоснования роли повреждения ацетабулярной губы в развитии коксартроза проведено математическое моделирование взаимодействий основных элементов тазобедренного сустава в норме и при повреждении ацетабулярной губы. Для решения этой задачи использовано специализированный программный комплекс ANSYS, имеющий в своей основе конечно-элементный анализ. Компьютерное моделирование включало построение 3-D аналога тазобедренного сустава, введение определенных физико-механических свойств материалов, степеней свободы и расположение костей сустава в пространстве, создание конечно-элементного аналога системы, осуществление нагрузок, действующих на сустав во время функционирования, и время их действия и т.д., расчет результирующих величин (деформации, напряжения, др.). Доказано, что в случае нарушения целостности ацетабулярной губы часть синовиальной жидкости вытекает, а суставные поверхности костей начинают сближаться до момента соприкосновения. Напряжение в контакте тазобедренного сустава с поврежденной ацетабулярной губой будут в 8,8-11 раз большими по сравнению с напряжениями в здоровом суставе. Это является причиной возникновения значительных сил трения, изнашивания и постепенной деградации суставного хряща, что в свою очередь способствует развитию и прогрессированию остеоартроза тазобедренного сустава.

Ключевые слова: коксартроз, тазобедренный сустав, ацетабулярная губа, математическое моделирование.

MATHEMATICAL REASONING ON THE RISK OF THE ACETUBULAR
LABRUM DAMAGE IN DEVELOPMENT AND PROGRESSING OF THE
POSTTRAUMATIC AND IDIOPATHIC COXARTHROSIS

Lutsyshyn V.G., Kalashnikov A.V., Maiko O.V., Maiko V.M., Savulyak V.I.

In order to study and substantiate the role of acetabular labrum damage in the development of coxarthrosis, a mathematical modeling of the interaction of the basic elements of the hip joint in norm and at the break of the acetabular labrum was performed. To solve this problem, a specialized software package ANSYS was used, which is based on a finite-element analysis. Computer simulation included the construction of a 3-D analog hip joint; introduction of certain physical and mechanical properties of materials, degrees of freedom and location of joint bones in space, the creation of a finite-element analogue of the system, the implementation of loads acting on the joint during operation, and the time of their operation, etc., calculation of the resulting quantities (deformation, stress, etc.). It is proved that in the case of violation of the integrity of the acetabular labrum a part of the synovial fluid flows, and the articular surfaces of the bones begin to converge to the moment of contact.

The tension in the hip joint with the damaged acetabular labrum becomes 8.8-11 times larger in comparison with the stresses in the healthy joint. This causes the formation of significant frictional forces, wear and gradual degradation of the articular cartilage, which in turn leads to the development and progression of osteoarthritis of the hip joint.

Key words: coxarthrosis, hip joint, acetabular labrum, mathematical modeling.

УДК 616.71-001.5-053.89

**МЕДИКАМЕНТОЗНАЯ ПРОФИЛАКТИЧЕСКАЯ ТЕРАПИЯ
НЕЙРОДИСТРОФИЧЕСКОГО СИНДРОМА У БОЛЬНЫХ С
ПЕРЕЛОМАМИ ДИСТАЛЬНОГО МЕТАЭПИФИЗА ЛУЧЕВОЙ
КОСТИ НА РАННЕМ АМБУЛАТОРНОМ ЭТАПЕ.**

*Рушай А.К.¹, Климовицкий Ф.В.², Климовицкий В.Г.², Скиба В.В.¹,
Лисунов С.В.³, Солоницин Е.А.³*

*1. Кафедра хирургии, анестезиологии и интенсивной терапии института
последипломного образования Национального медицинского университета имени
А.А. Богомольца, Украина, г. Киев*

*2. Кафедра травматологии и ортопедии Донецкого национального медицинского
университета им. М. Горького, Украина, г. Краматорск*

3. Городская клиническая больница №1, Украина, г. Киев

**MEDICAL PROPHYLACTIC THERAPY OF NEURODISTROPHIC
SYNDROME IN PATIENTS WITH FRACTURES OF RADIAL BONE'S
DISTAL METAEPHYSIS ON EARLY OUTPATIENT STAGE**

*Rushai A.K.¹, Klymovytskyi F.V.², Klymovytskyi V.G.², Skyba V.V.¹,
Lysunov S.V.³, Solonitsyn E.A.³*

*1. The department of surgery, anesthesiology and intensive therapy of the post-graduate
institute of the A.A. Bogomolets national medical University, Kyiv, Ukraine*

*2. Traumatology and orthopedics department of M. Gorky Donetsk national
medical university, Kramatorsk, Ukraine*

3. City clinical hospital No.1, Kyiv, Ukraine

Ключевые слова. Перелом дистального метаэпифиза лучевой кости, посттравматический нейродистрофический синдром, раннее медикаментозное лечение.

Актуальность. Переломы дистального метаэпифиза лучевой кости (ДМЭЛК) являются наиболее часто встречаемыми переломами конечностей и составляют от 15 до 40% случаев, по данным разных авторов (Мотовилов Д.Л., 2009,

Keywords: Fracture of the radial bone distal metaepiphysis, posttraumatic neurodystrophic syndrome, early medication

Relevance. Fractures of the radial bone distal metaepiphysis (RBDM) are the most common fractures of the extremities and range from 15 to 40% of cases, according to different authors (Motovilov D.L., 2009, Onoprienko G.A. et al., 2006, Ismail, A.A. et al.,