IV групи, що становив $5,73\pm0,0507$ МПа, він перевищував цей показник у *II* та *III групі* тварин на 7 та 15% відповідно, проте був нижчим від показника тварин *V групи* на 32,5%.

На <u>21 добу</u> спостереження ця тенденція зберігалася і становила відповідно 13% та 3% порівняно з *II та III групами* тварин, різниця ж з показником тварин *V групи* становила 22,5%. Слід відмітити зменшення різниці між показниками *III та IV групи* та збільшення різниці між показниками *II та IV групи* в ці строки спостерження.

На <u>45 добу</u> спостереження у тварин *III групи* відмічали найкращий показник руйнівного навантаження при розтягуванні сухожилля порівняно з контрольною групою тварин, що становив 8,07±0,07 МПа і перевищував цей показник у *II* та *IV групи* тварин на 21% та 5.3% відповідно, та був нижчим від показника у тварин *V групи* всього на 4,95%. Слід відмітити зміну лідерства в показниках руйнівного навантаження при розтягуванні сухожиль між тваринами *III* та *IV групи* та збільшення різниці між цими показниками у тварин *II групи* порівняно з *III* та *IV групами* тварин у ці ж строки спостерження.

Усе вищезазначене може свідчити про різний проліферативний потенціал, а також різну регенераторну здатність у АЗТП, АМСК та АФ, що має велике значення при їх застосуванні у лікуванні дегенеративно-дистрофічного пошкодження сухожиль у клінічній практиці.

Література

- Модель дегенеративно-дистрофічного ураження сухожилля (експериментальне дослідження) / О. О. Коструб, А. Т. Бруско, Р. І. Блонський, В. Б. Заєць // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2009. – № 3. – С. 26–28.
- Скрипкин Ю. К. Фибробласты и их значение в тканевых реакциях : обзор литературы / Ю. К. Скрипкин, А. А. Кубанова // Арх. пат. — 1991. — № 12. — С. 65–68.
- Спортивные травмы. Основные принципы профилактики и лечения / Под общей ред. П. А. Ф. Х. Ренстрема. К.: Олимп. л-ра, 2002. — 378 с.
- Albadlaq A. Mesenchymal stem cells: isolation and therapeutics / A. Albadlaq, J.J. Mao // Stem. Cells. Dev. – 2004. – Vol. 13, № 4. – P. 436–448.
- 5. *Barry F.P.* Biology and clinical applications of mesenchymal stem cells / *F.P. Barry* // Birth Defects Res C Embryo Today. 2003. Vol. 69, № 3. P. 250–256.
- European convention for the protection of vertebrate animals used for experimental and other scientific purpose : Council of Europe 18.03.1986. – Strasburg, 1986. – 52 p.
- Maffulli N. Tendon injuries. Basic science and clinical medicine / N. Maffulli, P. Renström, W. B. Leadbetter – London Limited : Springer Verlag, 2005. – 332 p.

УДК 616.728.2-007.24(083.3)001.57

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАСЛІДКІВ ЧАСТКОВОГО РОЗЛАДУ СФЕРИЧНОСТІ ГОЛОВКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ Частина II*

В. В. Філіпчук¹, А. Д. Супрун², Л. В. Шмельова² ¹ДУ "Інститут травматології та ортопедії АМН України", м. Київ ²Київський національний університет ім. Т. Шевченка, Україна

MATHEMATICAL MODELING OF CONSEQUENCES OF PARTIAL DISTURBANCE IN FEMORAL HEAD SPHERICITY. Part II

V. V. Filipchuk, A. D. Suprun, L. V. Shmeleva

The purpose of the article was to clear up the biomechanical pathogenesis of the aspherical cause of hip impingement. Distribution of the force density vector per area unit from the external load to the contact area of the articular surfaces was analyzed on the basis of the developed mathematical model of the femoral head which was in the elastic contact to the acetabulum and had a deformity in a form of the cone-shaped outgrouth.

It was shown that the maximum stress load wass on the circular edge of the contact spot between the head and the acetabulum, what explains not only the clinical manifestations of the hip impingement but some biomechanical "paradoxes" of the previous classical approaches of study of delamination of the articular cartilage of the hip joint.

Key words: mathematical modeling, hip joint, hip impingement.

^{*} Частина I надрукована в журналі № 2 за 2011 р., с. 28-34.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОСЛЕДСТВИЙ ЧАСТИЧНОГО НАРУШЕНИЯ СФЕРИЧНОСТИ ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ. Часть II

В. В. Филипчук, А. Д. Супрун, Л. В. Шмелева

Целью работы стало биомеханическое раскрытие патогенеза асферического варианта феморо-ацетабулярного конфликта. В работе представлен анализ распределения вектора плотности силы на единицу площади от внешней нагрузки на зону контакта суставных поверхностей на основании построенной математической модели головки бедренной кости, которая находится в упругом контакте с вертлужной впадиной и имеет деформацию в виде нароста конусной формы.

Показано, что максимальная стрессовая нагрузка находится на кругообразном краю пятна контакта головки и впадины, что объясняет не только клинические проявления фемороацетабулярного конфликта, но и некоторые биомеханические "парадоксы" предыдущих классических подходов изучения разрушения суставного хряща тазобедренного сустава.

Ключевые слова: математическое моделирование, тазобедренный сустав, феморо-ацетабулярный конфликт.

Вступ

Травматизацію, відшарування та дегенерацію суглобового хряща кульшової западини при феморо-ацетабулярному конфлікті (ФАК) установлено як при магнітно-резонансних дослідженнях [10], так і при відкритих та артроскопічних втручаннях [8, 9]. Залишаються не з'ясованими біомеханічні передумови руйнування суглобових структур при асферичному механізмі ФАК.

<u>У першій частині</u> роботи [4] побудовано математичну модель головки стегнової кістки, яка знаходиться у пружному контакті з кульшовою западиною та має деформацію у вигляді наросту конусної форми. Модель передбачає можливість урахування довільного переміщення наросту разом з поворотом головки навколо свого геометричного центра та врахування впливу наросту на форму зони контакту, коли він потрапляє в цю зону.

Мета <u>другої частини</u> дослідження — шляхом аналізу розподілу вектора густини сили **f** на одиницю площі від зовнішнього навантаження F на зону контакту встановити патобіомеханічні чинники руйнування.

Матеріали і методи

Для знаходження розподілу вектора густини сили \mathbf{f} на одиницю площі від зовнішнього навантаження F на зону контакту головки стегнової кістки та кульшової западини при наявності патології у вигляді наросту виходитимемо з таких міркувань.

По-перше, конфігурація поверхні кульшової головки в лабораторній системі координат з урахуванням положення патологічного наросту та поверхні контакту між головкою і западиною визначається формулами (1.5), (1.6), (1.13) разом з означеннями (1.12), (1.10), (1.9), (1.4), (1.3) та (1.2) першої частини роботи.

По-друге, для визначення компонент f_x , f_y , f_z вектора густини сили **f** на одиницю площі будемо використовувати загальне співвідношення для ізотропних матеріалів [2, 3], до яких належать і тканини головки стегнової кістки та западини:

$$f_i = -p n_i, \ i = \{x, y, z\}^{-1}, \tag{2.1}$$

де p — це тиск, обумовлений навантаженням F на зону контакту.

Наприклад, на рис. 1.6а, або 1.4а першої частини роботи ця зона має вигляд кола у верхній частині головки стегнової кістки. Через n, позначені компоненти вектора нормалі **n** до поверхні контакту². З рис. 1.6*a*, або 1.4*a* досить очевидно, що у положенні, коли наріст ще не увійшов у зону контакту, відмінною від нуля буде лише одна компонента вектора нормалі **n**, а саме, $n_{..}$ До того ж, оскільки нормаль далі означатиметься як внутрішня відносно поверхні, то вона буде рівною -1. Тому зрозуміло, що в такому випадку відмінною від нуля буде також лише компонента $f_z = p$. Тобто вона співпадатиме з тиском р. У цьому розумінні тиск р є базовою величиною і перш за все потрібно визначити його. Для випадків норми (рис. 1.4*a*) або ситуації, коли наріст ще не ввійшов у зону контакту (рис. 1.6а,), тиск р визначається відносно просто. А саме, як відношення сили навантаження F до площі кола у верхній частині головки стегнової кістки. Для визначення цієї площі, очевидно, достатньо знайти радіус кола, який позначатимемо через *R*_{конт}. З формально-геометричної точки зору контур, що охоплює коло зони контакту, утворюється перетином кулі, яка моделює головку стегнової кістки, з площиною Z1_{коит}, означеною співвідношеннями, що визначаються формулами (1.8), (1.9). З іншого боку, симетрія

¹Для анізотропних матеріалів це співвідношення має ще більш загальний вигляд: $f_i = \sum_{j=x}^{y,z} p_{ij} n_j$, і переходить у розглядуване за умови ізотропності: $p_{ij} = -p \delta_{ij}$ де δ_{ij} — символ Кронекера, який дорівнює 1 (якщо i = j) і дорівнює 0 (якщо $i \neq j$).

²Для зручності представлення візуальних результатів тут нормаль означатиметься як внутрішня відносно поверхні, а не зовнішня, як робиться зазвичай.

всієї розглядуваної системи 3 дозволяє означити $R_{\kappa onm}$ співвідношенням:

$$R_{\kappa o \mu m} = \sqrt{R_{\mathcal{B}}^2 - Z \mathbf{1}_{\kappa o \mu m}^2}, \qquad (2.2)$$

а площу контакту визначати тоді стандартним чином, як $\pi R_{\kappa onm}^2 = \pi (R_E^2 - Z 1_{\kappa onm}^2)$. Отже, тиск *р* визначається так:

$$p = \frac{F}{\pi R_{\text{конт}}^2} \equiv \frac{F}{\pi (R_B^2 - Z \mathbf{1}_{\text{конт}}^2)}.$$
 (2.3)

Використовуючи прийняті тут числові значення параметрів: $F = 90 \text{ к}\Gamma \equiv 882,9 \text{ H}$; $R_{_B} \equiv 2 \text{ см} \equiv 0,02 \text{ м}$; $R_{_T} = 2,5 \text{ см} \equiv 0,025 \text{ м}$ та $D = 10^{-7} \text{ Па}^{-1}$, можна, перш за все, розрахувати значення $Z1_{\text{конт}}$ за формулами (1.8), (1.9): $Z1_{\text{конт}} = 1,811 \text{ см} \cong 0,018 \text{ м}$.

Далі за формулою (2.2) знаходимо: $R_{_{KOHM}} = 0,848$ см $\cong 0,085$ м, а за формулою (2.3), зрештою, матимемо:

$$p = 33,1$$
 атм (кг/см²) $\cong 32,4 \cdot 10^5$ Па. (2.4)

Визначившись із тиском, тепер перейдемо до розгляду вектора нормалі **n**. Як видно з формули (2.1), саме його компоненти дають основний внесок у перерозподіл компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі у випадку, коли патологічний наріст потрапляє у зону контакту. Відомо, що нормаль до будь-якої поверхні визначається рівняннями цієї поверхні [1]. У розглядуваному випадку рівняння поверхні мають параметричний вигляд (з параметрами θ , ϕ) і повністю описуються співвідношеннями, що визначаються формулами (1.5), (1.6), (1.13) разом з означеннями (1.12), (1.10), (1.9), (1.4), (1.3) та (1.2). Виходячи із загального означення зв'язку компонент нормалі з рівняннями поверхні [1], для розглядуваного тут випадку, перш за все, знаходимо твірні вирази для компонент нормалі:

$$N_x = \frac{\partial Y_1}{\partial \phi} \cdot \frac{\partial Z_1}{\partial \theta} - \frac{\partial Y_1}{\partial \theta} \cdot \frac{\partial Z_1}{\partial \phi}; \qquad (2.5)$$

$$N_{y} = \frac{\partial X1}{\partial \theta} \cdot \frac{\partial Z1}{\partial \phi} - \frac{\partial X1}{\partial \phi} \cdot \frac{\partial Z1}{\partial \theta}; \qquad (2.6)$$

$$N_{z} = \frac{\partial XI}{\partial \phi} \cdot \frac{\partial YI}{\partial \theta} - \frac{\partial XI}{\partial \theta} \cdot \frac{\partial YI}{\partial \phi}.$$
 (2.7)

Далі означуємо модуль від цих твірних:

$$N = \sqrt{N_x^2 + N_y^2 + N_z^2}.$$
 (2.8)

I, нарешті, знаходимо і самі компоненти нормалі:

$$n_x^0 = \frac{N_x}{N}; \ n_y^0 = \frac{N_y}{N}; \ n_z^0 = \frac{N_z}{N}.$$
 (2.9)

Верхні індекси "0" біля приведених означень компонент вектора нормалі означають, що ці означення належать до всієї поверхні головки стегнової кістки при довільному положенні наросту (див., наприклад, рис. 1.6). Але нас цікавить лише зона контакту між головкою і западиною. Тому остаточно компоненти вектора нормалі потрібно означити кусково-неперервним чином. А саме так, щоб були відмінними від нуля тільки значення на поверхні контакту. Ці означення мають вигляд:

$$n_{i} = \begin{cases} n_{i}^{0}, \text{ якщо } Z1_{idean} \geq Z1_{komm}^{peatube}; \\ 0, \text{ якщо } Z1_{idean} < Z1_{komm}^{peatube}; \end{cases} i = \{x, y, z\}.$$
(2.10)

Маючи тепер означення тиску (2.3), (2.4) та означення компонент вектора нормалі до зони контакту (2.10) разом з (2.5)–(2.9), можна перейти до числового аналізу розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі, означених у формулі (2.1).

Результати та їх обговорення

Результати числового моделювання наведені далі у вигляді рис. 2.1–2.5 та відповідних їм описів і обговорень.

Поворот наросту у положення $\theta_0 = 45^\circ$

(діапазон від норми $\theta_0 = 90^\circ$ до $\theta_0 = 45^\circ$)

На рис. 2.1 наведені дані щодо повороту наросту у положення $\theta_0 = 45^\circ$. Це останне значення з діапазону від норми $\theta_0 = 90^\circ$ до $\theta_0 = 45^\circ$, у якому картина буде незмінною. При цьому на рис. 2.1 a_1 зображено не розподіл сил, а загальний вигляд взаємного положення наросту і зони контакту головки стегнової кістки та западини.

- На рис. 2.1 δ_1 та 2.1 ϵ_1 зображена компонента f_z = p:
- загальний вигляд цієї проекції (рис. 2.16);
- проекція цієї компоненти на площину f_z, X1 (рис. 2.16₁).

На рис. 2.1*a*₂-2.1*в*₂ зображена компонента f₂:

- загальний вигляд (рис. 2.1*a*₂);
- проекція на площину f_x, X1 (рис. 2.16₂);
- проекція на площину f_x, *Y*1 (рис. 2.1*в*₂).
- На рис. $2.1a_3 2.1a_3$ зображена компонента f_y :
- загальний вигляд (рис. 2.1*a*₃);
- проекція на площину f_v, X1 (рис. 2.16₃);
- проекція на площину f_y, Y1 (рис. 2.1*в*₂).

Результати розрахунків, представлені на цьому рисунку, демонструють досить очевидний факт про те, що у цьому діапазоні кутів повороту головки стегнової кістки (90° $\ge \theta_0 \ge 45^\circ$) патологічного впливу наросту на зону контакту немає у тому розумінні, що $f_z = p$, $f_x = f_y = 0$. Саме так і повинно бути у ситуації норми.

Поворот наросту у положення $\theta_0 = 38^\circ$

(діапазон від $\theta_0 = 44^\circ$ до $\theta_0 = 38^\circ$)

Далі, у діапазоні від $\theta_0 = 44^\circ$ до $\theta_0 = 38^\circ$ візуально спочатку з'являється від'ємне плече у компоненти f_x , а потім — додатне плече у компоненти f_y . Модуляція компоненти f_z відбувається також, але візуально вона майже не спостерігається. Найбільш виразно ця ситуація реалізується для значення $\theta_0 = 38^\circ$ і вона представлена на рис. 2.2.

3 рис. 2.2 δ_1 та 2.2 θ_1 видно, що у компоненті f_z практично нічого не змінилося.

А от у компоненти f_x при значенні $\theta_0 = 38^\circ$ (рис. 2.2 d_2 , 2.2 θ_2) уже з'являється досить виразне від'ємне плече. Причому густина сили тут сягає близько 5 кГ/см². Від'ємність цієї сили означає, що вона спрямована у сторону від'ємного напрямку осі X1, тобто вентро-дорсально. На рис. 2.2 a_1 додатній напрямок осі X1 спрямований на спостерігача вправо. Отже, на цьому рисунку

- 28 -----

³ Сферично-циліндрична симетрія системи фактично дає можливість скористатися теоремою Піфагора для прямокутного трикутника.



Рис. 2.1. Зображення розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі для випадку повороту патологічного наросту у положення $\theta_0 = 45^\circ$ (опис у тексті)



Рис. 2.2. Зображення розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі для випадку повороту патологічного наросту у положення $\theta_0 = 38^\circ$ (опис у тексті)

— 29 —



Рис. 2.3. Зображення розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі для випадку повороту патологічного наросту у положення $\theta_0 = 27^\circ$ (опис у тексті)



Рис. 2.4. Зображення розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі для випадку повороту патологічного наросту у положення $\theta_0 = 18^\circ$ (опис у тексті)

- 30 ------



Рис. 2.5. Зображення розподілів компонент f_i вектора густини сили **f** на одиницю площі для випадку повороту патологічного наросту у положення $\theta_0 = 6^\circ$ (опис у тексті)

компонента f_x буде спрямована від спостерігача вліво. Саме так вона і повинна бути спрямована на початку входження наросту в зону контакту. З рис. 2.2 a_1 видно також, що додатне плече компоненти f_x у положенні $\theta_0 = 38^\circ$ ще не реалізується.

Що стосується компоненти f_y , то з рис. 2.2 σ_3 , 2.2 σ_3 видно, що з'являється невелике додатне плече інтенсивністю у максимумі порядку 1–2 кГ/см². Оскільки ця компонента спрямована вздовж осі Y1, тобто перпендикулярно до осі X1, то з рис. 2.2 a_1 видно, що ця компонента мала б бути симетричною. Тобто, зразу мати як додатне плече, так і від'ємне. Подібна асиметрія пояснюється тим, що наріст спрямований своєю вершиною не строго вздовж осі X1, а повернутий на 9° латеральніше додатного напрямку осі X1.

Поворот наросту у положення $\theta_0 = 27^\circ$

(діапазон від $\theta_0 = 37^\circ$ до $\theta_0 = 27^\circ$)

Далі, у діапазоні від $\theta_0 = 37^\circ$ до $\theta_0 = 27^\circ$ спочатку з'являється і розвивається від'ємне плече у компоненти f_y , потім візуально з'являється і розвивається модуляція у компоненти f_z і, нарешті, візуально з'являються ознаки додатного плеча компоненти f_x . Найбільш виразно ця ситуація реалізується для значення $\theta_0 = 27^\circ$ і вона представлена на рис. 2.3.

Структура цього рисунка така ж, як і рис. 2.1, 2.2.

Рис. 2.3 a_1 демонструє загальний вигляд взаємного положення патології і поверхні контакту; рис. 2.3 δ_1 — загальний вигляд розподілу f_z — компоненти густини сили;

рис. 2.3 θ_1 — проекцію цієї компоненти на площину f_z , X1: модуляція спостерігається вже досить виразно.

Рис. $2.3a_2$ — загальний вигляд просторового розподілу f_x — компоненти густини сили; рис. $2.3\delta_2$ — проекція цієї компоненти на площину f_x , X1; рис. $2.3a_2$ — її проекція на площину f_x , Y1: добре видно ознаки появи додатного плеча.

I, нарешті, рис. $2.3a_3 - 2.3b_3$ демонструють, відповідно, загальний вигляд і, аналогічні до f_x , проекції розподілу f_y — компоненти густини сили.

Поворот наросту у положення $\theta_0 = 18^\circ$

(діапазон від $\theta_0 = 26^\circ$ до $\theta_0 = 18^\circ$)

Далі, у діапазоні від $\theta_0 = 26^\circ$ до $\theta_0 = 18^\circ$ у процесі розвитку компонент f_i вектора густини сили **f** якісних змін не відбувається, за винятком, можливо, того, що при $\theta_0 = 18^\circ$ (рис. 2.4 f_2) додатне плече компоненти f_x досягає максимуму, причому у цьому максимумі $f_x = 15$ кГ/см². Таке значення відповідає абсолютному максимуму відносно до всіх інших значень будь-якої з компонент при будь-яких значеннях кута θ_0 .

Пояснення такої "поведінки" додатного плеча компоненти f_x досить очевидне з рисунків $2.4 \delta_1$ і, особливо, $2.4 \theta_1$ (правий край рисунка). Воно пов'язане з тим, що нахил вектора густини сили **f** тут найбільший. При цьому він має таке просторове розташування, що забезпечує максимальність компоненти f_x . Швидше за все саме ця компонента густини сили **f** у своєму максимумі призводить до утворення на поверхні кульшової западини дефектів у вигляді подряпин. З рис. $2.4\delta_2$ видно, що максимум цієї подряпини для вибраного тут навантаження F = 90 кГ знаходиться практично на краю колоподібної зони контакту головки та западини (рис. $2.4a_1$), тобто на відстані $R_{\text{конт}} = 8,48$ мм = = 0,848 см $\approx 0,0085$ м.

Поворот наросту у положення $\theta_0 = 6^\circ$ (діапазон від $\theta_0 = 17^\circ$ до $\theta_0 = 0^\circ$)

Далі, у діапазоні від $\theta_0 = 17^\circ$ до $\theta_0 = 0^\circ$ ніяких якісних змін, вартих уваги, не відбувається. Розподіл всіх компонент f_i поступово виходить на повну симетрію при $\theta_0 = 0^\circ$. Мабуть найбільш виразно цей діапазон можна проілюструвати при значенні $\theta_0 = 6^\circ$, що і представлено на рис. 2.5. Порівнюючи зображення на рисунках 2.4 та 2.5, видно, що при $\theta_0 = 6^\circ$ повної симетрії ще немає, але тенденція до неї виражена явно.

Слід зазначити, що розрахунки за моделлю, а саме розподіл тиску на поверхні кульшового суглоба можуть розглядатися тільки як наближення до анатомічних умов in vivo. Вочевидь, математична, як і будь-яка інша, модель не відповідає реаліям повною мірою, а має певні обмеження. Як відомо, математичні моделі в медичних науках необхідні не для отримання кількісних характеристик, а для знаходження тенденції розвитку досліджуваних процесів. Хоча чисельні дані слугують показником достовірності моделювання. Так, достовірність запропонованого моделювання підтверджується порівнянням отриманих результатів з даними, наведеними в літературі про пряме *in vivo* вимірювання суглобових контактних сил [6].

Отримані біомеханічні результати дозволяють уникнути спрощеного уявлення про механізм асферичного варіанта ФАК як "зшкрябування" суглобового хряща наростом. Відбувається більш складний процес, який залежить не тільки від розміру наросту, обсягу рухів, а й від контактних сил між головкою та западиною (вектора густини сили **f** на одиницю площі).

Проведені дослідження певною мірою розв'язують і біомеханічний парадокс Р. Brinckmann (2002) [6]. Так, згідно з цією роботою, при різних позиціях згинання чи розгинання стегна, напрям вектора навантаження незначно змінюється стосовно головки стегнової кістки. Причина в тому, що більшість м'язів розташовано паралельно осі стегна, тобто їх вектори сил (дія) рухаються разом із стегном. На противагу цьому, стосовно кульшової западини, вектор навантаження значно змінює свій напрямок і локалізацію. Класичні підходи до біомеханічного аналізу вказують на те, що в першу чергу зміни суглобового хряща повинні очікуватись на головці. Реалії свідчать, що спочатку руйнується хрящ западини. Запропоноване математичне моделювання пояснює топографію власне "реального" руйнування суглобового хряща.

На рис. 2.6. зображено магнітно-резонансні томограми пацієнтки з клінічно та рентгенологічно верифікованим синдромом ФАК на грунті юнацького епіфізеолізу головки стегнової кістки. Права частина рисунка зображує топографію досліджуваного зріза; ліва — місце зменшеної концентрації глікозаміногліканів (методика dGEMRIC, непряме контрастування гадолініумом), що топографічно відповідає розрахунковому максимальному поперечному стресовому навантаженню.





У 2009 р. L. Anderson із співавт. [5] на підставі вивчення магнітнорезонансних томограм (МРТ) дійшов несподіваного висновку: надмірне перекриття головки западиною при асферичному варіанті ФАК запобігає руйнуванню хряща. Цей факт видається нелогічним с позицій підходу простого "зшкрябування". На основі отриманих нами даних стає зрозумілим, що гіперперекриття головки западиною зменшує вектор густини сили **f**, зменшуючи таким чином зрізувальні тангенціальні сили (деформацію зсуву) при наближенні наросту до зони контакту.

Висновки

Розроблена математична модель, дозволила встановити біомеханічні чинники руйнувавння суглобового хряща при частковому розладі сферичності головки стегнової кістки. Розраховано розподіли компоненти f_i (i = x, y, z) вектора густини сили f на одиницю площі для різних характерних значень кутів повороту θ_0 (згинання у кульшовому суглобі)). Показано, що максимальне поперечне (горизонтальне) стресове навантаження відповідає куту $\theta_0 = 18^\circ$, становить 15 кГ/см², спрямоване дорсовентрально (для означення нормалі до поверхні, як внутрішньої) і знаходиться практично на краю колоподібної зони контакту головки та западини. Це відповідає положенню максимального травмування суглобового хряща кульшової западини при асферичному варіанті феморо-ацетабулярного конфлікту.

Достовірність отриманих даних підтверджується клініко-променевим дослідженнями пацієнтів.

Література

- 1. *Корн Г.* Справочник по математике / *Г. Корн, Т. Корн.* М. : Наука, 1974. — 832 с.
- Ландау Л.Д. Теория упругости / Л.Д. Ландау, Е.М. Лифшиц. М.: Наука, 1965. – 204 с.
- Федорченко А.М. Теоретична фізика / А.М. Федорченко. Т. 1 : Класична механіка і електродинаміка. – К. : Вища шк., 1992. – 535 с.
- Філіпчук В.В. Математичне моделювання наслідків часткового розладу сферичності головки стегнової кістки. Частина І. / Філіпчук В.В., Супрун А.Д., Шмельова Л.В. // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2011. – № 2. – С. 28–34.
- 5. Acetabular cartilage delamination in femoroacetabular impingement. Risk factors and magnetic resonance imaging diagnosis /

Anderson L.A., Peters C.L., Park B.B. [et al.] // J. Bone Jt Surg. – 2009. – Vol. **91**-A, № 2. – P. 305–313.

- Brinckman P. Musculoskeletal Biomechanics / Brinckman P., Frobin W., Leivseth G. – Stuttgart : Thieme, 2002. – 243 p.
- Hip contact forces and gait patterns from routine activities / Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M. [et al.] // J. Biomech. – 2001. – Vol. 34. – P. 859–871.
- Roy D.R. Arthroscopy of the hip in children and adolescents / D.R. Roy // J. Child. Orthop. – 2009. – Vol. 3. – P. 89–100.
- Treatment of femoro-acetabular impingement : preliminary results of labral refixation / *Espinosa N., Rothenflub D. A., Beck M. [et al.]* // J. Bone Jt Surg. – 2006. – Vol. 88-A, № 5. – P. 925–935.
- Triad of MR arthrographic findings in patients with cam-type femoroacetabular impingement / Kassarjian A., Yoon L. S., Belzile E. [et al.] // Radiology. – 2005. Vol. 236. – P. 588–592.

УДК 617.586:616.72-007.248-089

ХІРУРГІЧНЕ ЛІКУВАННЯ ДІАБЕТИЧНОЇ ОСТЕОАРТРОПАТІЇ СТОПИ В ХРОНІЧНІЙ СТАДІЇ

А.П. Лябах, О.Е. Міхневич, В.М. Пятковський, Г.М. Лазаренко, О.А. Турчин ДУ "Інститут травматології та ортопедії АМН України", м. Київ

SURGICAL TREATMENT OF DIABETIC OSTEOARTHROPATHY OF THE FOOT IN THE CHRONIC STAGE

A. P. Liabakh, O. E. Mibnevich, V. M. Piatkovskyi, G. M. Lazarenko, O. A. Turchyn

Results of surgical treatment of 24 patients with diabetic osteoarthropathy (DOA) of the foot in the chronic stage have been analyzed. The process of staging was defined by means of modified classification by Eichenholz S. N., of location – by Sanders L. J. and Frykberg R. G. Patients distributing on location: I - 5, II - 2, III - 5, IV - 5, V - 1, more than one location – 6. The spectrum of surgical intervention included foot amputation on different level (16), amputation of lower extremity on the level of the shin (1), exostectomy (3), foot and knee reconstruction surgery (13). Functional results have been assessed by AOFAS score in 13 patients after foot reconstruction surgery in terms 12 to 30 months. The average functional evaluation according to localization: I - 88 scores, III and III–IV – 78 scores, IV - 84 scores.

Key words: diabetic foot, Charcot's foot, osteoarthropathy.

ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ДИАБЕТИЧЕСКОЙ ОСТЕОАРТРОПАТИИ СТОПЫ В ХРОНИЧЕСКОЙ СТАДИИ

А. П. Лябах, О. Э. Михневич, В. М. Пятковский, Г. Н. Лазаренко, Е. А. Турчин

Проанализированы результаты хирургического лечения 24 пациентов с диабетической остеоартропатией (ДОА) стопы в хронической стадии. Для определения стадийности пользовались модифицированной классификацией S.N. Eichenholz, локализации – L.J. Sanders и R.G. Frykberg. Распределение пациентов по локализации: I - 5, II - 2, III - 5, IV - 5, V - 1, больше одной зоны – 6. Спектр оперативных вмешательств (33) включал: ампутацию стопы на различных уровнях (16), ампутацию нижней конечности на уровне голени (1), экзостозэктомию (3), реконструктивные операции на стопе и голеностопном суставе (13). Оценку функциональных результатов провели по шкале AOFAS у 13 пациентов после реконструктивного вмешательства на стопе в сроки от 12 до 30 мес. Средний уровень функции по локализации: II – 88 баллов, III и III–IV – 78 баллов, IV - 84 балла.

Ключевые слова: диабетическая стопа, стопа Шарко, остеоартропатия.

_____ 33 ____