

БІОМЕХАНІЧНІ ПЕРЕДУМОВИ ВИНИКНЕННЯ ВНУТРІШНЬОСУГЛОБОВИХ ФОРМ СИНДРОМУ ПАХОВОГО БОЛЮ У СПОРТСМЕНІВ

Коструб О.О., Лазарев І.А., Блонський Р.І.,
Смірнов Д.О., Котюк В.В.

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

Резюме. Актуальність. Робота присвячена визначенню біомеханічних передумов виникнення внутрішньосуглобових форм синдрому пахового болю у спортсменів (СПБС) та їх можливого впливу на інші форми. **Матеріали і методи.** Основу дослідження склала згенерована скінченно-елементна модель тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки, яка налічувала 1 392 668 вузлів та 801 449 елементів, що є достатнім для забезпечення необхідної точності розрахунків. **Результати та їх обговорення.** У результаті скінченно-елементного моделювання на основі створеної моделі тазу та проксимального відділу стегнової кістки встановлено, що при ударі футболістом по м'ячу максимальні показники напружень та деформацій зосереджені в передньо-верхній ділянці шийково-голівкового переходу стегнової кістки та в передньо-верхній ділянці суглобової губи кульшової западини, при цьому хронічна травматизація даних ділянок може бути причиною розвитку САМ остеофіта голівки стегнової кістки. На основі створеної моделі тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки встановлено, що при ударі футболістом по м'ячу максимальні показники напружень та деформацій зосереджені в зоні удару остеофіта на стегновій кістці по ділянці ацетабулярної губи та суглобового хряща кульшової западини $\sigma_{max}=131,49$ МПа та $\epsilon_{max}=0,349$ мм відповідно, при цьому розподілення напружень по кістках тазу відбувається нерівномірно з ділянками їх концентрації в крижово-клубовому 15,03 МПа та лобковому 3,85 МПа зчленуванні, що може призводити до ушкоджень розташованих поруч анатомічних структур. **Висновки.** У результаті проведеного дослідження встановлено біомеханічні передумови розвитку синдрому пахового болю у спортсменів.

Ключові слова: синдром пахового болю спортсменів, біомеханіка, фемороацетабулярний конфлікт, ушкодження ацетабулярної губи, ARS-синдром.

Вступ

Внутрішньосуглобові ушкодження кульшового суглоба є однією з найчастіших причин синдрому пахового болю у спортсменів, їх частота та локалізація безпосередньо залежить від виду спортивної діяльності [1], найбільш притаманна спортсменам ігрових видів спорту, таких як футбол, хокей та регбі, і складає 38% усіх випадків [2].

Несвоєчасна та неправильна діагностика, а також недостатні методи лікування хворих (особливо спортсменів) із синдромом пахового болю призводять до зриву компенсаторних механізмів, що в свою чергу спричиняє розвиток стійкого больового синдрому та є досить частою причиною часткової або повної втрати спортсменом його працездатності [3, 4]. Усе вищеобумовлене свідчить про важливість більш глибоких знань про біомеханічні передумови виникнення внутрішньосуглобових форм синдрому пахового болю у спортсменів.

Мета роботи – визначити біомеханічні передумови виникнення внутрішньосуглобових форм синдрому пахового болю у спортсменів (СПБС) та їх можливий вплив на інші форми.

Матеріали і методи

У напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну модель тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки (рис. 1), яка налічувала 1 392 668 вузлів та 801 449 елементів, що є достатнім для забезпечення необхідної точності розрахунків. У найбільш важливих перехідних ділянках моделі з різними механічними властивостями скінченно-елементна сітка згущувалась для підвищення точності розрахунків.

Для розрахунків задано наступні граничні умови:

- по площині (А) введено жорстке закріплення;
- по площині (С) додано обмеження переміщень у напрямку лівої половини тазу;

– до голівки стегна прикладений ротаційний рух на 10 градусів (В), а також додатково прикладений обертальний момент $M=3,5546 \text{ kN}\cdot\text{mm}$ (який порахований вище) в напрямку ротаційного руху.

Усі ці навантаження прикладені у момент часу 0,1 с. Оцінку НДС проводили у ділянці кульшового суглоба, лобковому та крижово-клубовому зчленуванні. Аналіз загальних переміщень (Total Deformation) здійснювали для моделі в цілому, а також окремо для елементів моделі один відносно одного, для чого задавали додаткові осі координат, відносно яких визначали переміщення у кожній із площин.

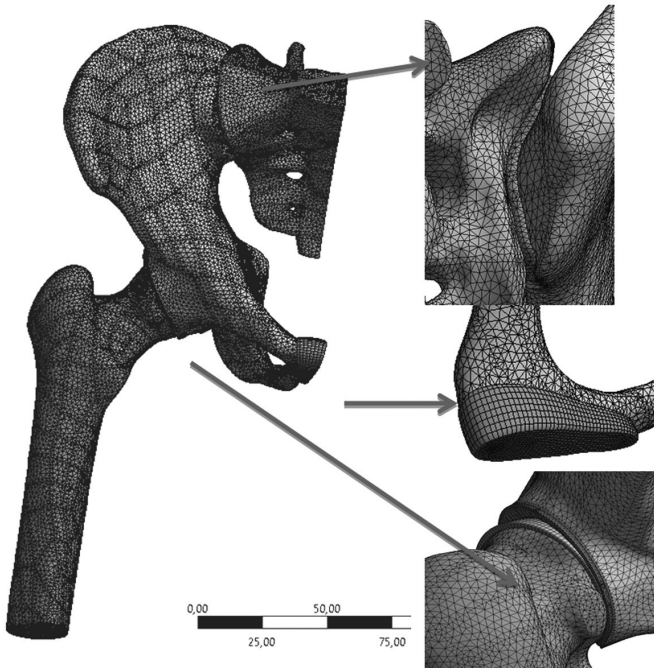


Рис. 1. Скінченно-елементна модель тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки

Результати та їх обговорення

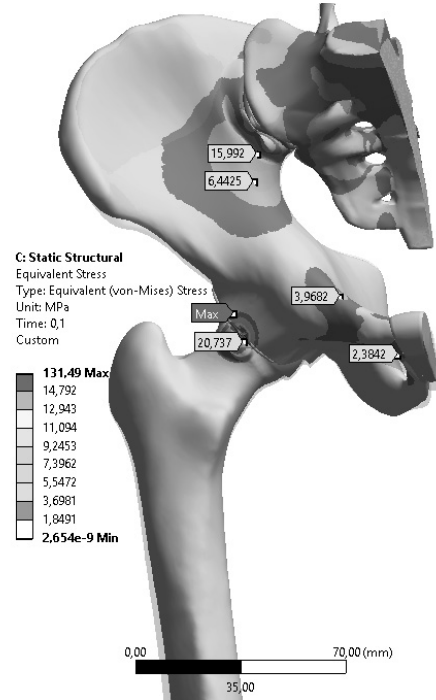
У результаті скінченно-елементного моделювання на основі створеної моделі тазу та проксимального відділу стегнової кістки встановлено, що при ударі футболістом по м'ячу максимальні показники напружень та деформацій зосереджені в передньо-верхній ділянці шийково-голівкового переходу стегнової кістки та в передньо-верхній ділянці суглобової губи кульшової западини, при цьому хронічна травматизація даних ділянок може бути причиною розвитку САМ остеофіта голівки стегнової кістки вищезазначеної локалізації та призводити до ушкодження суглобової губи кульшової западини.

Розрахунки НДС для всієї моделі в цілому представлено на рис. 2.

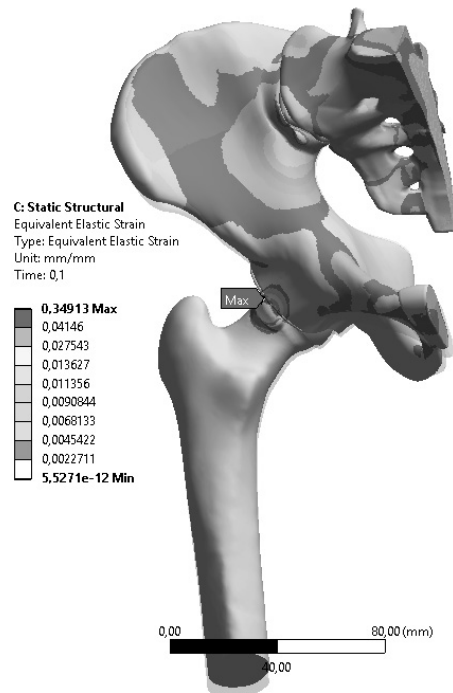
На рис. 2а можна спостерігати показники напружень на всій моделі в цілому, максимальні значення, звичайно, зосереджені в зоні конфлікту остеофіта стегнової кістки, на ділянці ацетабулярної губи та су-

глобового хряща кульшової западини $\sigma_{\max}=131,49 \text{ MPa}$ та $\epsilon_{\max}=0,349 \text{ mm}$ відповідно. Деформації (рис. 2б) також зосереджені в тій самій ділянці.

Нижче детально розглянуто НДС для кожного з елементів моделі окремо.



а) Напруження у моделі
($\sigma_{\max}=131,49 \text{ MPa}$)



б) Деформації у моделі
($\epsilon_{\max}=0,349 \text{ mm}$)

Рис. 2. НДС моделі тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки в цілому

Здухвинна кістка

На рис. 2 можна побачити, як розподіляються напруження по всій здухвинній кістці під час удару футболіста по м'ячу. Максимальні значення напружень – $\sigma_{\max} = 41,74$ МПа, локалізуються у місці контакту САМ остеофіта голівки стегнової кістки та ацетабулярної губи кульшової западини.

На рис. 3 окремо виділена зона розподілення напружень у ділянці лобкової кістки, максимальні напруження у даній зоні зосереджені по передньому краю лобкової кістки в ділянці лобкового симфіза і становлять 3,85 МПа.

На рис. 3 також відображено розподілення показників деформацій по всій здухвинній кістці під час конфлікту САМ остеофіта із структурами кульшової западини ($\epsilon_{\max} = 0,088$).

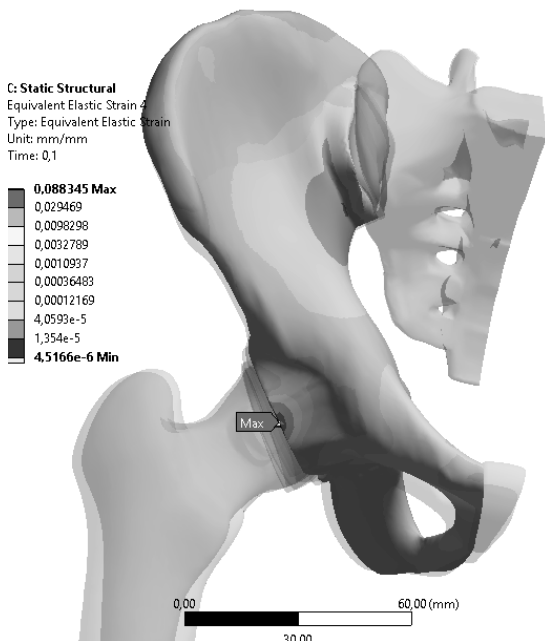


Рис. 3. Деформації на здухвинній кістці ($\epsilon_{\max} = 0,088$)

Таблиця 1
Зміни показників максимальних напружень та деформацій на здухвинній кістці у різні фази руху кінцівки футболіста

Час, с	Напруження, МПа	Деформації, мм
0,01	1,7852	0,004
0,02	6,6485	0,014
0,03	9,7059	0,022
0,04	8,3012	0,020
0,05	9,9742	0,024
0,06	18,644	0,039
0,07	23,151	0,050
0,08	29,702	0,063
0,09	36,021	0,077
0,10	41,737	0,088

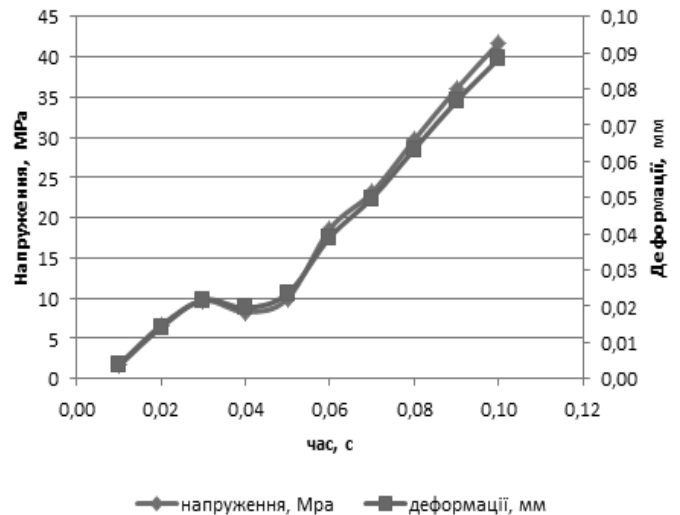


Рис. 4. Графік залежності максимальних напружень та деформацій на здухвинній кістці від фази руху кінцівки футболіста

Дані, наведені в табл. 1, а також графік на рис. 4 свідчать, що напруження і деформації на даному елементі моделі зростають нерівномірно. У момент часу 0,04 с можна спостерігати прогин графіка, це може свідчити про те, що на елементі, який є в контакті, відбулася незначна пластична деформація (зминання). Але з 0,05 с можна спостерігати плавне зростання значень напружень та деформацій. І так як напруження зростають швидше, можна говорити про ущільнення тканин кістки в зоні конфлікту.

Стегнова кістка

На рис. 5а зображено ділянки розподілення напружень, при цьому значення максимальних напружень зосереджені в зоні САМ остеофіта ($\sigma_{\max} = 47,24$ МПа), значення деформацій у цій ділянці також є максимальними ($\epsilon_{\max} = 0,1302$ мм), на решті моделі напруження не перевищують 1,5 МПа. Показники напружень на стегновій кістці дещо більші, ніж на здухвинній, що пояснюється гасінням напружень на еластичних хрящових елементах кульшового суглоба, розміщеного між ними, які приймають навантаження на себе.

Дані, наведені в табл. 2, а також графік на рис. 6 свідчать про нерівномірне зростання показників напружень і деформацій на даному елементі моделі. У момент часу 0,05 с значення напружень досягають свого максимуму – 83,75 МПа, далі на 0,06 с вони дещо зменшуються і до кінця руху кінцівки коливаються в межах 45,32-53,90 МПа. Така поведінка може пояснюватися тим, що до 0,05 с відбувалося ущільнення структури матеріалу моделі, а далі відбулося різке його зминання (пластична деформація).

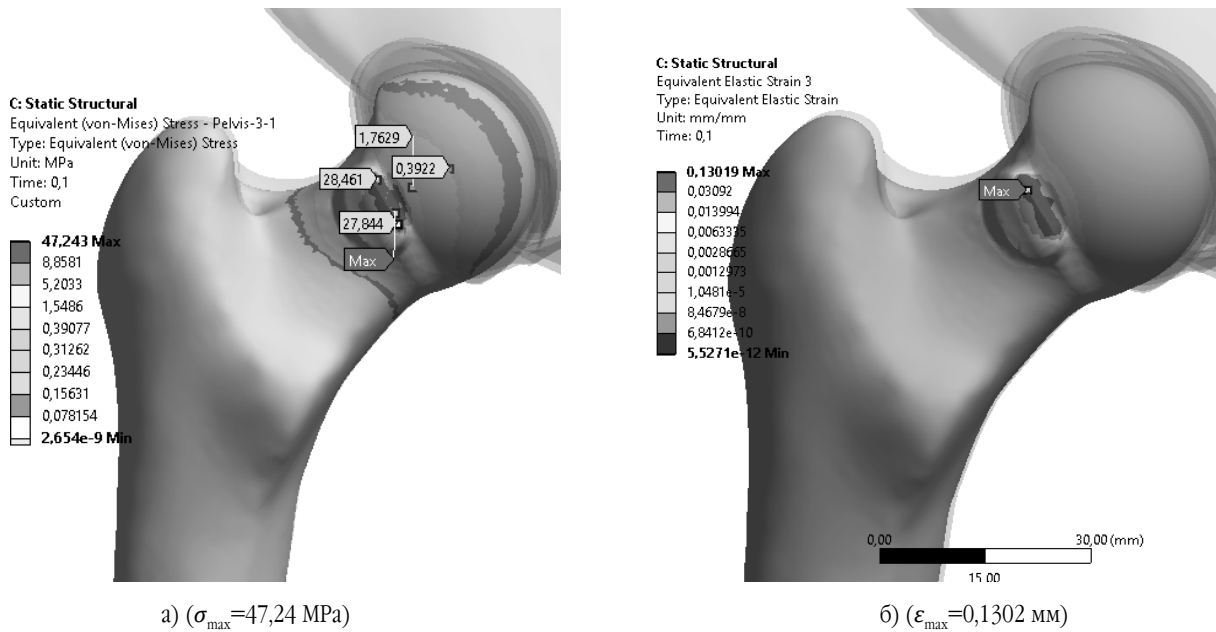


Рис. 5. НДС стегнової кістки

Зміни показників максимальних напружень та деформацій на стегновій кістці у різні фази руху кінцівки футболіста

Час, с	Напруження, МПа	Деформації, мм
0,01	0,1284	0,000
0,02	7,9516	0,017
0,03	34,462	0,142
0,04	42,621	0,174
0,05	83,747	0,259
0,06	51,485	0,133
0,07	53,896	0,156
0,08	45,315	0,130
0,09	46,11	0,129
0,10	47,243	0,130

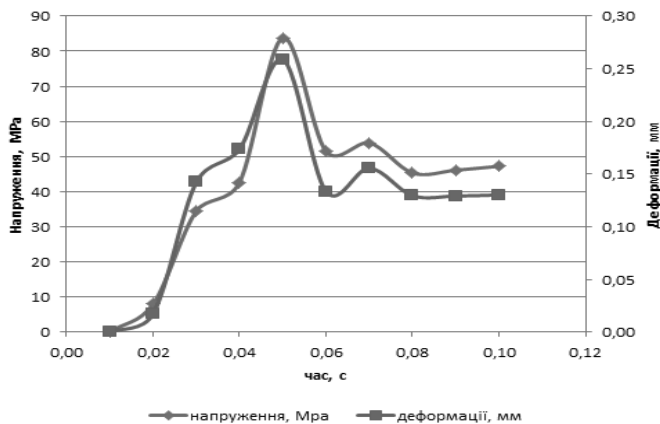


Рис. 6. Графік залежності максимальних напружень та деформацій стегнової кістки від фази руху кінцівки футболіста

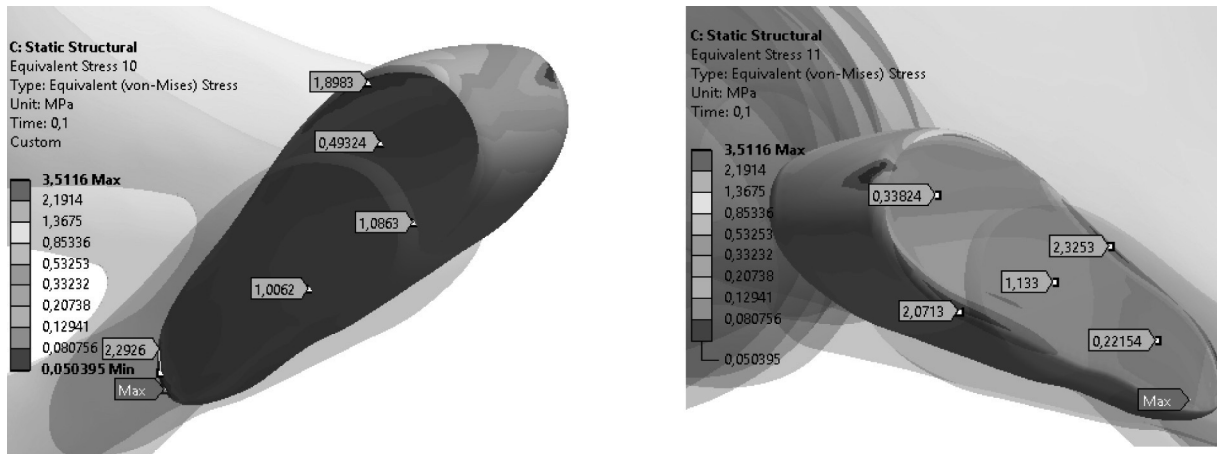
Лобкове зчленування

На рис. 7а можна спостерігати розподіл напружень, максимальні значення яких зосереджені по краях лобкового зчленування і коливаються від 2,19 МПа до 3,51 МПа.

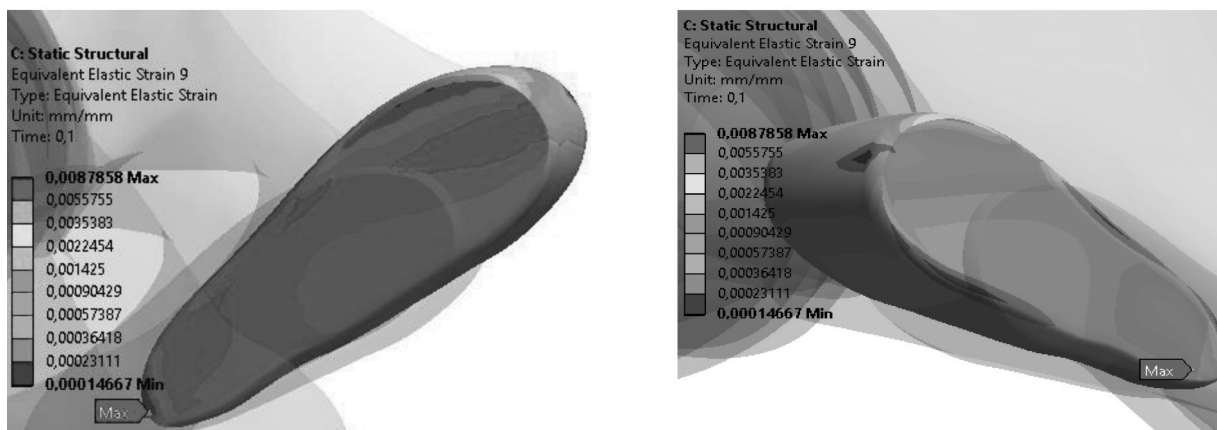
Дані табл. 3, а також графік на рис. 8 свідчать, що напруження і деформації на даному елементі моделі зростають рівномірно.

Зміни показників максимальних напружень та деформацій на лобковому зчленуванні у різні фази руху кінцівки футболіста

Час, с	Напруження, МПа	Деформації, мм
0,01	0,35	0,001
0,02	0,70	0,002
0,03	1,05	0,003
0,04	1,40	0,003
0,05	1,75	0,004
0,06	2,09	0,005
0,07	2,45	0,006
0,08	2,79	0,007
0,09	3,15	0,008
0,10	3,51	0,009



а) $\sigma_{max} = 3,51 \text{ MPa}$



б) $\epsilon_{max} = 0,0088 \text{ мм}$

Рис. 7. Напруження (а) та деформації (б) в області лобкового зчленування

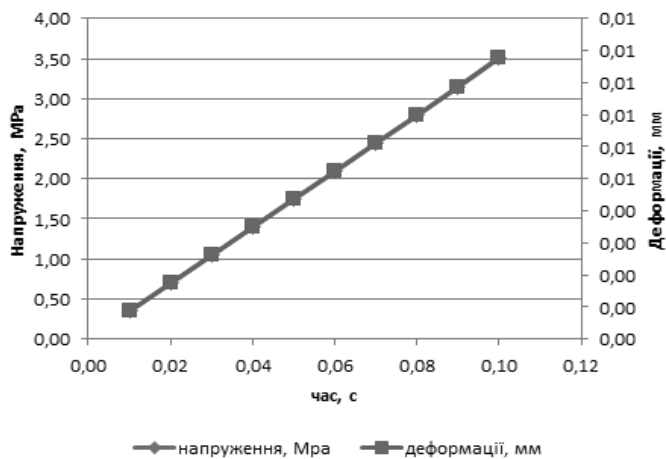


Рис. 8. Графік залежності максимальних напружень та деформацій на лобковому зчленуванні від фази руху кінцівки футболіста

Висновки

У результаті скінченно-елементного моделювання на основі створеної моделі тазу та проксималь-

ного відділу стегнової кістки встановлено, що при ударі футболістом по м'ячу максимальні показники напружень та деформацій зосереджені в передньо-верхній ділянці шийково-голівкового переходу стегнової кістки та в передньо-верхній ділянці суглобової губи кульшової западини, при цьому хронічна травматизація даних ділянок може бути причиною розвитку САМ остеофіта голівки стегнової кістки, а на основі створеної моделі тазу з САМ остеофітом голівки стегнової кістки встановлено, що при ударі футболістом по м'ячу максимальні показники напружень та деформацій зосереджені в зоні удару остеофіта на стегновій кістці в області ділянки ацетабулярної губи та суглобового хряща кульшової западини $\sigma_{max} = 131,49 \text{ МПа}$ та $\epsilon_{max} = 0,349 \text{ мм}$ відповідно, при цьому розподілення напружень по кістках тазу відбувається нерівномірно з ділянками їх концентрації в крижово-клубовому $15,03 \text{ МПа}$ та лобковому $3,85 \text{ МПа}$ зчленуванні, що можуть призводити до ушкодження розташованих поруч анатомічних структур.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

Література

1. Docinovic B. Surgical treatment of chronic groin pain in athletes / B. Docinovic, B. Sebecic // International orthopedics. – 2012. – № 36. – P. 2361–2367.
2. Gilmore J. Groin pain in the soccer athlete: fact, fiction, and

- treatment // J. Gilmore // Sports Med. – 1998. – № 17. – P. 787–793.
3. Holmich P. Groin Pain / P. Holmich, T. Saartok, P. Renstrom // Scandinavian Textbook of Sports Medicine. – 1998 – № 15. – P. 787–793.
 4. Jankovic S. The groin pain syndrome / S. Jankovic, D. Hudetz // Arh Hig Rada Toksikol. – 2001. – Vol. 52, № 4. – P. 421.

BIOMECHANICAL PROPERTIES OF THE INTRAARTICULAR FORMS OF THE GROIN PAIN SYNDROME IN ATHLETES

Kostrub O.O., Lazarev I.A., Blonskyi R.I., Smirnov D.O., Kotiuk V.V.

Summary. Objective. The work is devoted to the definition of biomechanical properties of the intraarticular forms of the groin pain syndrome in athletes (GPSA) and their possible impact on other forms. **Materials and Methods.** The study was based on a generated finite element model of the pelvis with the Cam osteophyte of the head of the femur, which numbered 1,392,668 nodes and 801,449 elements, which is sufficient to ensure the required accuracy of calculations. **Results and Discussion.** As a result of finite element modeling on the basis of the created model of the pelvis and the proximal femur, it is established that when the football player strikes the ball, the maximum stress and strain parameters are concentrated in the anterior-upper part between the femoral neck and head and in the anterior-upper part of the acetabular labrum; in this case chronic trauma of these areas can cause the development of Cam osteophyte of the head of the femur. On the basis of the created model of the pelvis with the Cam osteophyte of the head of the femur, it was established that when the football player strikes the ball, the maximum stress and strain parameters are concentrated in the zone of impact of the osteophyte on the femur over the part of the acetabular labrum and articular cartilage $\sigma_{max}=131.49$ MPa and $\epsilon_{max}=0.349$ mm, respectively, with the distribution of stresses across the pelvic bones unequally with areas of their concentration in sacroiliac 15.03 MPa and pubic 3.85 MPa joints, which can lead to damage of the surrounding anatomical structures. **Conclusions.** As a result of the study, biomechanical prerequisites for the development of the groin pain syndrome in athletes were established.

Key words: syndrome of the groin pain in athletes, biomechanics, femoroacetabular impingement, damage of acetabular labrum, ARS-syndrome.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ВНУТРИСУСТАВНОЙ ФОРМЫ СИНДРОМА ПАХОВОЙ БОЛИ У СПОРТСМЕНОВ

Коструб А.А., Лазарев И.А., Блонский Р.И., Смирнов Д.А., Котюк В.В.

Резюме. Актуальность. Работа посвящена определению биомеханических предпосылок возникновения внутрисуставных форм синдрома паховой боли у спортсменов (СПБС) и их возможному влиянию на другие формы. **Материалы и методы.** Основу исследования составила сгенерированная конечно-элементная модель таза с САМ остеофитом головки бедренной кости, которая насчитывала 1 392 668 узлов и 801 449 элементов, что является достаточным для обеспечения требуемой точности расчетов. **Результаты и их обсуждение.** В результате конечно-элементного моделирования на основе созданной модели таза и проксимального отдела бедренной кости установлено, что при ударе футболистом по мячу максимальные показатели напряжений и деформаций сосредоточены в передне-верхнем участке шеечно-головочного перехода бедренной кости и в передне-верхнем участке суставной губы вертлужной впадины, при этом хроническая травматизация данных участков может быть причиной развития САМ остеофита головки бедренной кости. На основе созданной модели таза с САМ остеофитом головки бедренной кости установлено, что при ударе футболистом по мячу максимальные показатели напряжений и деформаций сосредоточены в зоне удара остеофита на бедренной кости по участку ацетабулярной губы и суставного хряща вертлужной впадины $\sigma_{max}=131,49$ МПа и $\epsilon_{max}=0,349$ мм соответственно, при этом распределение напряжений по костям таза происходит неравномерно с участками их концентрации в крестцово-подвздошном 15,03 МПа и лобковом 3,85 МПа сочленении, что может приводить к повреждениям близлежащих анатомических структур. **Выводы.** В результате проведенного исследования установлены биомеханические предпосылки развития синдрома паховой боли у спортсменов.

Ключевые слова: синдром паховой боли спортсменов, биомеханика, фемороацетабулярный конфликт, повреждения ацетабулярной губы, ARS-синдром.