УДК 616.711.5:728.4

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЗВ'ЯЗОК НАДП'ЯТКОВО-ГОМІЛКОВОГО СУГЛОБА

Шимон В.М.[1], Шармазанова О.П.[2], Агій В.І.[1]
[1]*Державний вищий навчальний заклад «Ужгородський національний університет»*
[2]*Харківська медична академія післядипломної освіти*

РЕЗЮМЕ. У статті наведено вивчення напружено-деформованого стану зв'язок надп'ятково-гомілкового суглоба в результаті дослідження його тривимірної комп'ютерної моделі, побудовані за допомогою методу кінцевих елементів.
Встановлено, що максимальні показники еквівалентних напружень розташовані в зонах з'єднання зв'язок з кістками надп'ятково-гомілкового суглоба, однак на малогомілковій кістці рівень цього показника був вірогідно вищий.
Ключові слова: зв'язки надп'ятково-гомілкового суглоба, математичне моделювання, напружено-деформований стан.

Кожен суглоб людини укріплений зв'язковим апаратом. За несприятливих зовнішніх навантажень зв'язки суглобів можуть ушкоджуватися. У життєдіяльності людини розриви зв'язок відбуваються в різних суглобах: плечових, променево-зап'ясткових, колінних та ін. Досить часто дані ушкодження спостерігаються в надп'ятково-гомілковому суглобі (НГС). За даними Савиних Т.О. (2015) ізольовані ушкодження зв'язок НГС зустрічаються у більшості дітей, які звертаються до травматолога. За даними A. Baert et al. (2011), T.L Pommering et al. (2005), у 70-75% ушкоджень НГС мають місце ізольовані травми капсульно-зв'язкового апарату [5, 8]. У дітей, які займаються спортом, відсоток даних ушкоджень сягає до 80-85% [5, 7]. Вважається, що за частотою ушкодження зв'язок НГС посідає друге місце після ушкоджень колінного суглоба [2]. Дана частота ушкоджень викликана особливостями анатомічної будови НГС і функціями, що він виконує. НГС є одним із найважливіших суглобів людини, зв'язки НГС відповідають за стабільність самого суглоба, а також за стабільність людини при пересуванні: при ходьбі, бігу, стрибках і т.д.

На думку багатьох авторів, травми зв'язкового апарату НГС слід відносити до тяжких [6, 7], що пов'язано з підвищеними функціональними вимогами до нього [7, 8], однак дитячі травматологи і хірурги часто розцінюють їх як незначне ушкодження.

Впровадження комп'ютерної інженерії в медичну практику дозволяє більш фундаментально дослідити механізм поведінки біосистеми, а саме зв'язок НГС при різних навантаженнях. Комп'ютерне моделювання за рахунок створення тривимірних геометричних моделей, що описують різні ділянки і сегменти людського скелета, дозволяє зрозуміти фундаментальну основу механічної поведінки, даючи змогу правильно діагностувати травму і вибрати відповідні методи лікування людини.

Метою даної роботи є вивчення напружено-деформованого стану зв'язок НГС у результаті дослідження комп'ютерної моделі НГС людини за допомогою методу кінцевих елементів (МКЕ).

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану (НДС) зв'язок НГС був використаний програмний продукт Ansys Workbench [4]. Даний програмно-розрахунковий комплекс дає можливість проводити розрахунки, використовуючи метод кінцевих елементів [3, 9]. Дослідження проведене в обчислювальному центрі комп'ютерного моделювання "Тензор" Національного технічного інституту "Харківський політехнічний інститут", який володіє комп'ютерним кластером "ПОЛІТЕХНІК-125".

Метод кінцевих елементів володіє найбільш потужними і широкими можливостями і найбільше чином підходить для досліджень біологічних систем [3, 9]. У побудованих кінцево-елементних моделях застосовувалися елементи двох типів: SOLID186 (20-вузловий кубічний елемент) і SOLID187 (10-вузловий тетраедр), структурна схема елементів представлена на рис. 1. Звичайно, елементна модель є комбінованою, в ній використовуються елементи двох типів, які дозволяють апроксимувати точну форму елементів досліджуваної моделі, а також дають високу апроксимацію напружено-деформованого стану.

З метою проведення даних досліджень була побудована тривимірна геометрична модель НГС зі зв'язками (рис. 2). Побудована модель включала: великогомілкову, малогомілкову, надп'яткову і п'яткову кістки, а також задню і передню надп'ятково-малогомілкові, п'ятково-малогомілкову зв'язки, передній і задній великогомілково-надп'яткові пучки, великогомілково-п'ятковий пучок, міжкісткові хрящі. Також модель була доповнена двома додатковими елементами "верхня опора" і "нижня опора", які були додані для коректного додатку закріплення. При комп'ютерному моделюванні тривимірні моделі можна проаналізувати в різних позиціях, нами біли використані задні (вид 1), бічні (вид 2) і косі (вид 3, 4) зображення.

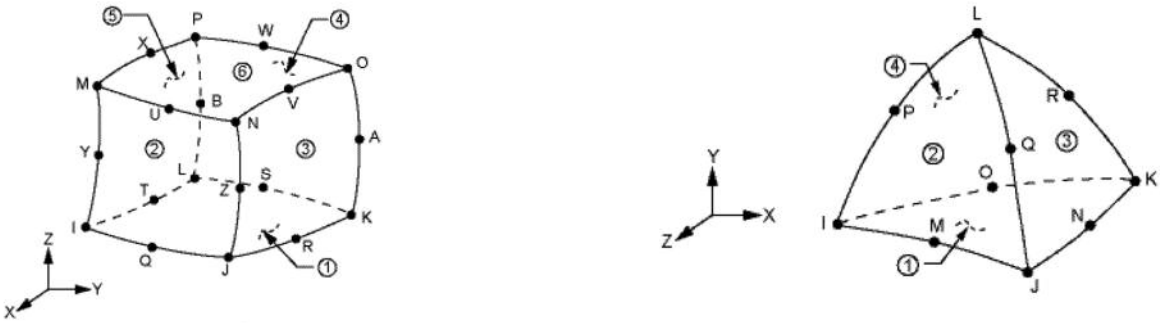


Рис. 1. Структурна схема елементів геометричної моделі

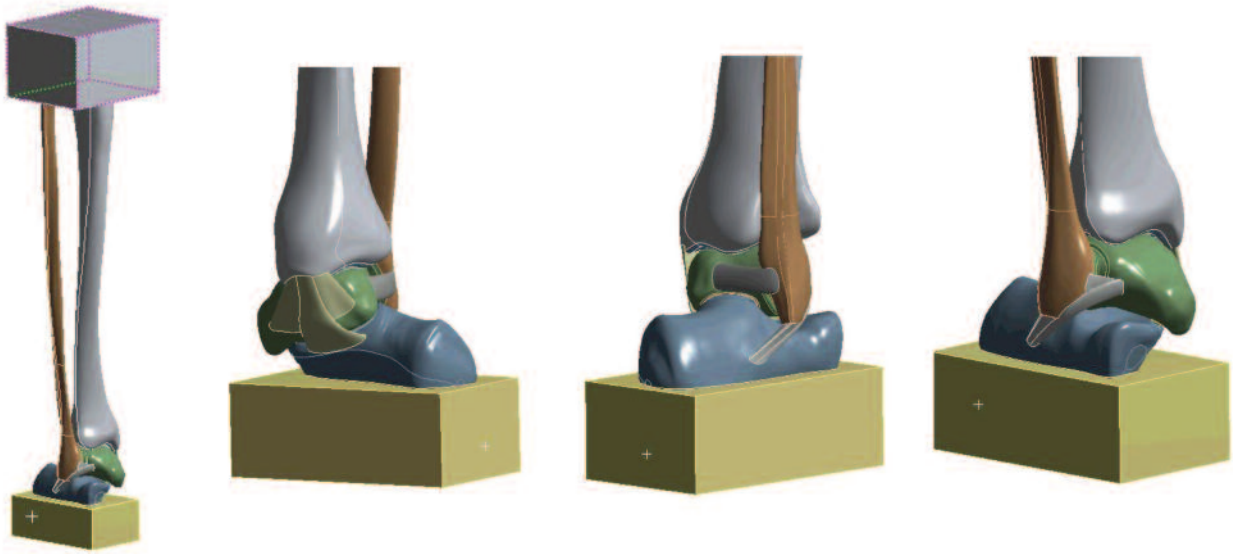


Рис. 2. Геометрична модель НГС зі зв'язками

Далі геометрична модель була істотно спрощена для почергового дослідження зв'язок при навантажуванні різних сторін ноги, адже зв'язки за своєю природою працюють на розтягування і провести нагруження повної моделі таким чином, щоб всі зв'язки працювали одночасно, моделюючи вивих НГС, неможливо. У результаті таких спрощень були отримані дві розрахункові схеми. Перша розрахункова схема включала великогомілкову кістку і передній і задній великогомілково-надп'яткові пучки, великогомілково-п'ятковий пучок. Друга розрахункова схема включала передню і задню надп'ятково-малогомілкову, п'ятково-малогомілкову зв'язки і малогомілкову кістку. Побудовані кінцево-елементні моделі налічували близько 325 тис. елементів для першої розрахункової схеми і 220 тис. елементів — для другої (рис. 3).

Необхідність побудови повної моделі була обумовлена тим, щоб відповідним чином домогтися максимально точного повторення форми самих зв'язок і профілю зони контакту з кістками.

Використовуючи основні співвідношення теорії пружності, можна визначити компоненти напружено-деформованого стану, тобто визначити напруження і деформації після визначення переміщень [1]. Величина прикладеного навантаження вибиралася відповідним чином: сила навантаження, що прикладається, повинна перевищувати вагу людини, для того щоб отримана картина розподілу напружень мала явно виражені зони з максимальними показниками.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

За підсумками проведених досліджень були отримані поля розподілу еквівалентних напруг у зв'язках НГС. При цьому проводився аналіз отриманих полів, що полягає у визначенні та розгляді зон із максимальними показниками, а також їх місця положення за довжиною зв'язки. На рис. 4-7 представлені поля розподілу еквівалентних напружень у зв'язках НГС для двох розрахункових схем. Отримані поля розподілу еквівалентних напружень

Вид 1 Вид 2 Вид 1 Вид 2

1-а розрахункова схема 2-а розрахункова схема

Рис. 3. Кінцево-елементні моделі НГС зі зв'язками (спрощені досліджувані геометричні моделі)

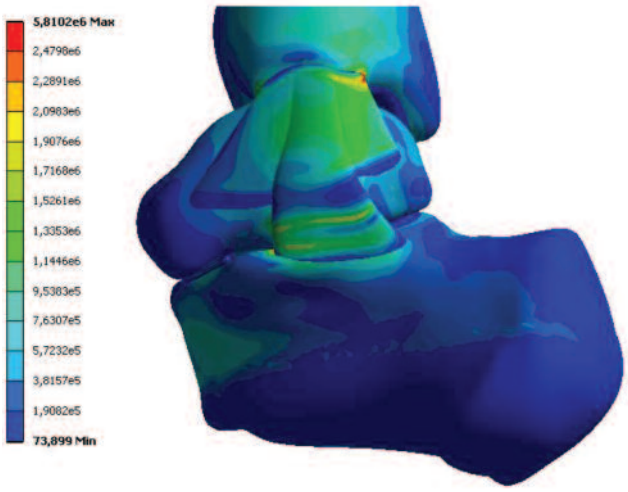
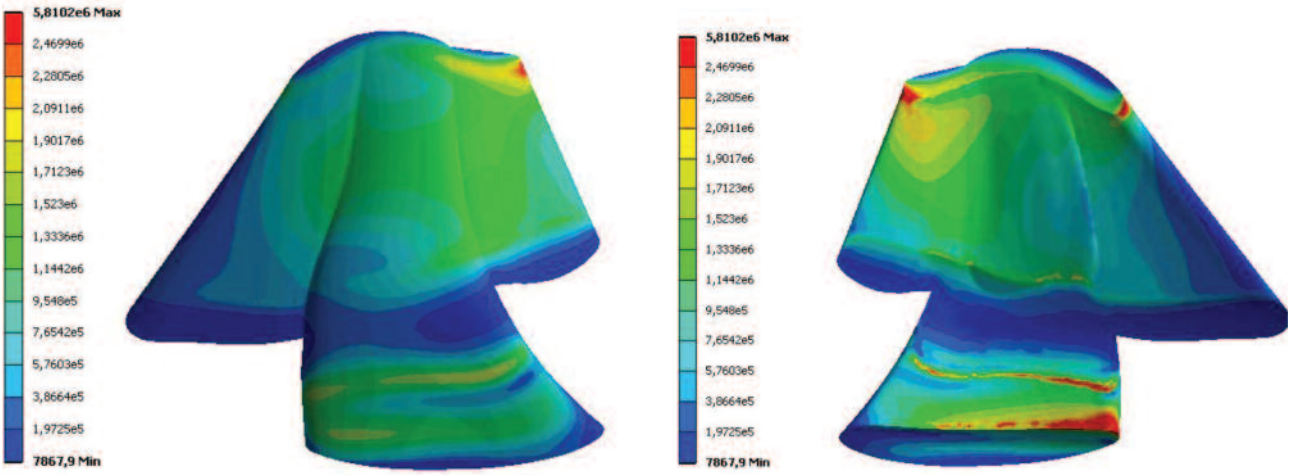


Рис. 4. Поля розподілу еквівалентних напружень для першої розрахункової схеми

на рис. 4 і 6 наведені для всієї досліджуваної ділянки геометричної моделі; на рис. 5 і 7 представлені поля напруг для окремо зображених зв'язок для двох розрахункових схем відповідно.

З аналізу полів еквівалентних напружень, отриманих у результаті проведення даного дослідження двох розрахункових схема, які описують основні зв'язки НГС, встановлено, що максимальні показники еквівалентних напружень розташовані в зонах з'єднання з кістками НГС. При цьому з більш детального розгляду першої розрахункової схеми визначається, що ділянки зв'язок з максимальними показниками еквівалентних напружень (червоний кольор) знаходяться для переднього і заднього великогомілково-надп'яткового пучків у ділянці з'єднання з великогомілковою кісткою (5,8102e^6), а для великогомілково-пяткового пучка зона з максимальними показниками еквівалентних напружень перебувала у ділянці з'єднання зв'язки з п'ятковою кісткою (5,8102e^6), однак у великогомілково-



Вид 1 Вид 2

Рис. 5. Поля розподілу еквівалентних напружень для зв'язок першої розрахункової схеми

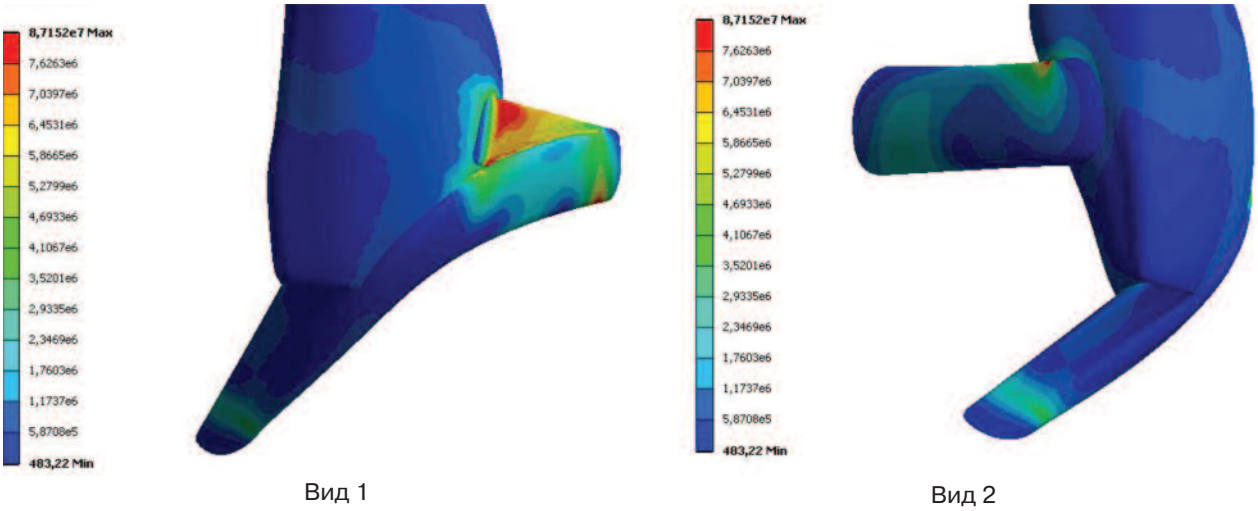


Рис. 6. Поля розподілу еквівалентних напружень для другої розрахункової схеми

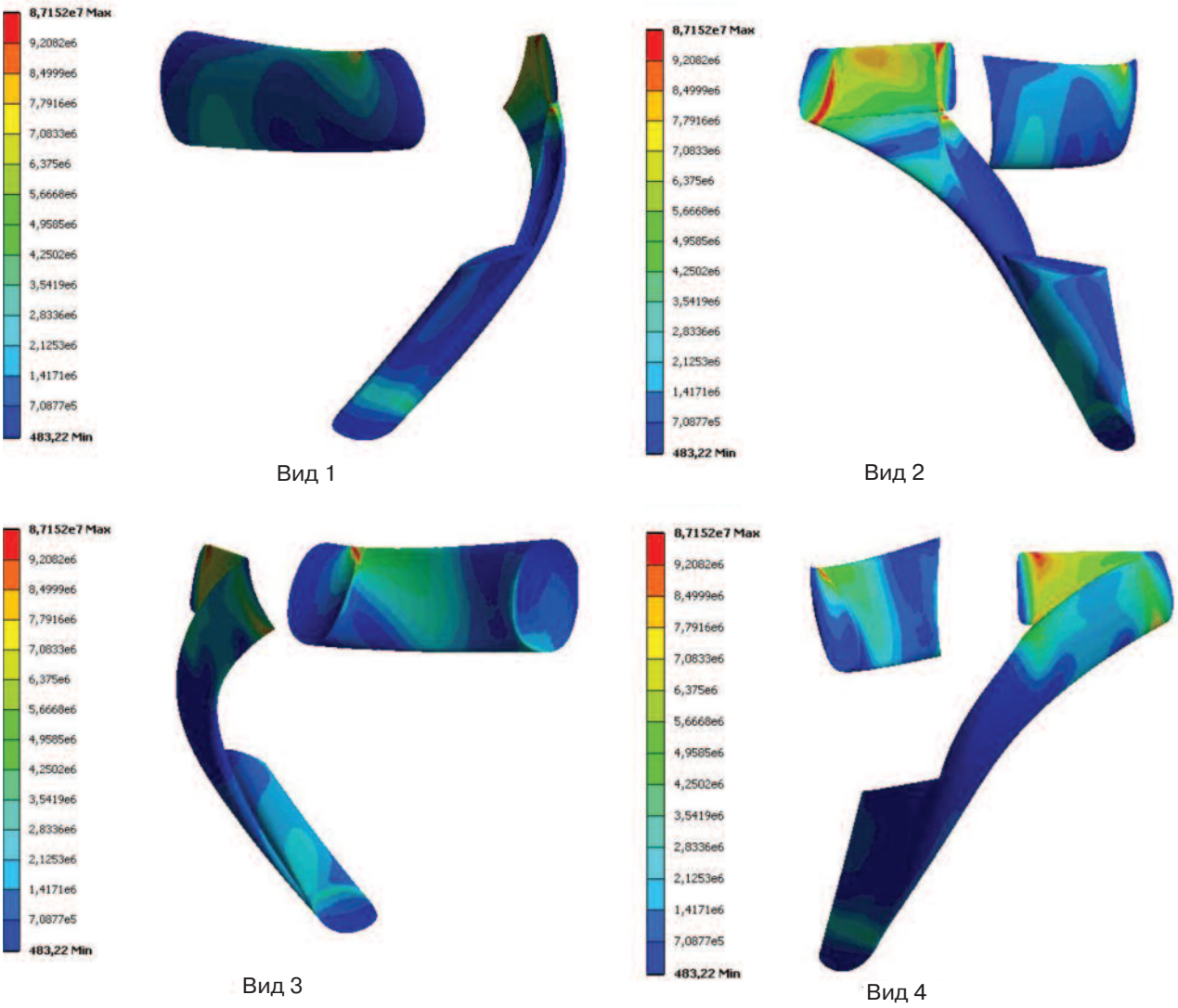


Рис. 7. Поля розподілу еквівалентних напружень для зв'язок другої розрахункової схеми

п'ятковому пучку була визначається ще одна зона з високими показниками еквівалентних напружень, яка знаходилася в центральній частині і проходила поперек усієї зв'язки (рис. 5, вид 2).

При детальному аналізі отриманих полів НДС для другої розрахункової схеми встановлено, що передня надп'ятково-малогомілкова зв'язка має дві ділянки з високими показниками еквівалентних напружень у ділянках з'єднання з надп'ятковою та малогомілковою кістками (рис. 7, вид 2), але рівень НДС вищий біля малогомілкової кістки – $8{,}7152e^7$ (рис. 6, вид 1), що на порядок вище, ніж рівень НДС великогомілкової кістки ($p<0{,}001$); задня надп'ятково-малогомілкова зв'язка має одну ділянку НДС у ділянки з'єднання з малогомілковою кісткою (рис. 7, вид 3); п'ятково-малогомілкова зв'язка має найбільш рівномірний розподіл напружень, однак проглядається невелика ділянка з високими показниками еквівалентних напружень у ділянки з'єднання з малогомілковою кісткою ($9{,}2082e^6$, рис. 7, вид 4), що також в 1,58 раза вище, ніж на рівні великогомілкової кістки ($p<0{,}01$).

Таким чином, використання створених комп'ютерних моделей НГС може дати оцінку рівню напружень, що виникають в елементах біосистеми, а також отримати картину розподілу напружень з характерними зонами, в яких досягаються їх максимальні показники.

ВИСНОВКИ

Побудовані параметричні моделі, які описують надп'ятково-гомілковий суглоб у дітей з основними зв'язками (передній і задній великогомілково-надп'ятковий пучок, великогомілково-п'ятковий пучок, передня і задня надп'ятково-малогомілкові зв'язки, п'ятково-малогомілкова зв'язка), дозволили на основі численних досліджень отримати зони найбільших еквівалентних напружень з піковими показниками напруг у зв'язках.

Встановлено, що максимальні показники еквівалентних напружень розташовані в зонах з'єднання зв'язок із кістками надп'ятково-гомілкового суглоба, однак на рівні малогомілкової кістки цей рівень був вірогідно вищий.

При виконанні ультразвукового дослідження надп'ятково-гомілкового суглоба у дітей потрібно звертати більшу увагу на місця найбільшого навантаження зв'язок, що дозволить візуалізувати як розриви зв'язок, так і відривні переломи кісточок, а також гіпер- або гіподіагностику таких ушкоджень.

ЛИТЕРАТУРА

1. Васидзу К. Вариационные методы в теории упругости и пластичности / К. Васидзу. — М.: Мир, 1987. — 542 с.

2. Савиных Т.О. Повреждения капсульно-связочного аппарата голеностопного сустава у детей и подростков: дис. канд. мед. наук.: 14.00.19 / Т.О. Савиных. — М., 2015. — 129 с.

3. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов / Л. Сегерлинд. — М.: Мир, 1979. — 388 с.

4. ANSYS Workbench — http://www.ansys.com/.

5. Baert A. Sports Injuries in Children and Adolescents / A. Baert, M. Reiser. — Heidelberg: Springer, 2011. — P. 219-230.

6. Coughlin M.J. Athletic injuries to the soft tissue of the foot and ankle. In: Mann´s Surgery of the Foot and Ankle / M.J. Coughlin, C.L. Saltzman, R.A. Mann. — Elsevier, 2014. — P. 1166–1169.

7. Pommering T.L. Ankle and foot injuries in pediatric and adult athletes / T.L. Pommering, L. Kluchurosky, S.L. Hall // Prim. Care. — 2005. — Vol. 32 (1). — P.133-161.

8. WITHDRAWN: Interventions for preventing ankle ligament injuries / H.H. Handoll, B.H. Rowe, K.M. Quinn et al. // Cochrane Database Syst. Rev. — 2011. — Vol. 11 (5). — P. 34.

9. Zienkiewicz O.C. The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals / O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, J.Z. Zhu. — Amsterdam; Heidelberg: Butterworth-Heinemann, 2006. — 631 p.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СВЯЗОК ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

Шимон В.М.[1], Шармазанова Е.П.[2], Агий В.И.[1]

[1]Государственное высшее учебное заведение «Ужгородский национальный университет»

[2]Харковская медицинская академия последипломного образования

РЕЗЮМЕ. В статье приведено изучение напряженно-деформированного состояния связок голеностопного сустава на основе его трехмерной компьютерной модели, построенной с помощью метода конечных элементов. Установлено, что максимальные показатели эквивалентных напряжений расположены в зонах соединения связок с костями голеностопного сустава, но на малоберцовой кости этот уровень был достоверно выше.

Ключевые слова: связки голеностопного сустава, математическое моделирование, напряженно-деформированное состояние.

MATHEMATICAL MODELING OF STRESS-STRAIN STATE OF THE LIGAMENTS ANKLE

Shimon V.M.[1], Sharmazanova O.P.[2], Ahii V.I.[1]

[1]Uzhgorod national University

[2]Kharkiv medical Academy of postgraduate education

SUMMARY. In the article the study of stress-strain relationship status ankle joint as a result of his study of three-dimensional computer model built using the finite element method. Established that the maximum values of equivalent stresses are in the areas of communication connection with the bones of the ankle joint, but at this level fibula was significantly higher.

Key words: ligaments ankle, mathematical modeling, stress-strain state.