

УДК 616.741-073.763.5:[617.547+617.581]-003.8(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018424-30>

Вплив попереково-тазових взаємовідношень на напружено-деформований стан поперекового відділу хребта

В. К. Піонтковський¹, М. А. Ткачук², О. В. Веретельник², В. О. Радченко³

¹ Рівненська обласна клінічна лікарня. Україна

² Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут». Україна

³ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Objective: to study the changes of the stress-strained state of the lumbar spine elements depending on the dynamics of the alues which characterize segmental and total lumbar lordosis. Methods: the Workbench software was used; it used the methods of mechanics in a bundle with numerical methods of analysis, in particular, the method of finite elements. The SolidWorks automated system is applied for construction of parametric three-dimensional geometric models. The study examined four schemes, two of which described the «intact» state of the lumbar spine, while the rest included pathological changes of increasing and decreasing of segmental and full lumbar lordosis angles. All four schemes had the same structure, and the differences consisted of the values of segmental and total lumbar lordosis. Results: at normal conditions the values of lumbar-pelvic parameters (anatomical constant pelvic incidens and derivatives of sacral slop and global lumbar lordosis) distribution of tensions occurs evenly on the anterior and posterior supporting complexes of the vertebral motor segment. With increasing of pelvic incidens, sacral slop and global lumbar lordosis the value decreases in anterior supporting complex and increases in the posterior. When pelvic incidens, sacral slop and global lumbar lordosis becomes lower, the tension decreases at the posterior support complex and increases at the anterior. Conclusions: increasing of tensions in the anterior support complex is positive correlated with a decreasing in pelvic incidens and its derivatives values of sacral slop and global lumbar lordosis (hypolordosis). At large pelvic incidens, sacral slop and global lumbar lordosis values (hyperlordosis), values increase in the posterior structures of the vertebral motor segment. Key words: stress-strained state, lumbar spine, segmental lordosis, total lordosis, finite elements method, equal tensions, geometric modelling.

Цель: изучить изменения напряженно-деформированного состояния элементов поясничного отдела позвоночника человека в зависимости от динамики величин, характеризующих сегментарный и полный поясничный лордоз. Методы: применен программный комплекс Workbench, который использует методы механики сплошной среды в связке с численными методами анализа, в частности, методом конечных элементов. Для построения параметрических трехмерных геометрических моделей применена система автоматизированного проектирования SolidWorks. В исследовании рассмотрено четыре расчетные схемы, две из которых описывали «интактное» состояние поясничного отдела позвоночника, а остальные учитывали патологические изменения в сторону увеличения и уменьшения угловых показателей сегментарного и полного поясничного лордоза. Все четыре схемы имели идентичную структуру, а различия заключались в величинах сегментарного и полного поясничного лордоза. Результаты: в условиях нормальных величин пояснично-тазовых параметров (анатомического константного PI (pelvic incidens) и производных от него SS (sacral slop) и GLL (global lumbar lordosis)) распределение напряжения происходит равномерно на передний и задний опорные комплексы позвоночно-двигательного сегмента. При увеличении PI, SS и GLL напряжение снижается в переднем опорном комплексе и увеличивается в заднем. При уменьшении PI, SS и GLL напряжение уменьшается в заднем опорном комплексе и увеличивается в переднем. Выводы: рост напряжения в переднем опорном комплексе положительно коррелирует с уменьшением PI и производных от него малых значениях SS и GLL (гиполордоз). При больших величинах PI, SS и GLL (гиперлордоз) увеличивается напряжение в задних структурах позвоночно-двигательного сегмента. Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, поясничный отдел позвоночника, сегментарный лордоз, полный лордоз, метод конечных элементов, эквивалентные напряжения, геометрическое моделирование.

Ключові слова: напружено-деформований стан, поперековий відділ хребта, сегментарний лордоз, повний лордоз, метод скінченних елементів, еквівалентні напруження, геометричне моделювання

Вступ

Останнім часом багато дослідників патології хребта порушують питання впливу попереково-тазових взаємовідношень на перебіг дегенеративного каскаду у хребті [1]. Уперше поняття хребтово-тазового балансу у вивченні фізіології та патології хребта використано G. Duval-Beaupere і співавт. [2–4], які на підставі бароцентрометричних досліджень дійшли висновку, що у вертикальному положенні тіла парціальні центри тяжіння через закономірну зміну просторової конфігурації таза та хребта розміщуються так, щоб координати загального центра мас частини тіла над кульшовими суглобами були б константними, а вісь гравітації, тобто проекція загального центра тяжіння, постійно розміщувалася дещо назад (35 мм) від бікоксофеморальної лінії [2].

Відомо, що попереково-тазові параметри впливають на процеси дегенерації в передньому та задньому опорних комплексах поперекового відділу хребта [1]. За умов малих величин анатомічного константного параметра PI (pelvic incidens), у похідних від нього малих значеннях SS (sacral slop) і GLL (global lumbar lordosis) переважають деструктивні зміни дисків і сумарна важкість дегенерації переднього опорного комплексу. У разі більших величин PI, SS і GLL, тобто гіперлордотичної постави, переважають порушення в дуговідросткових суглобах і сумарна важкість дегенерації заднього опорного комплексу. Інші дослідники стверджують, що стан сагітального профілю впливає на ризик розвитку дегенеративних змін у міжхребцевому диску, суміжному зі спондилодезованим сегментом [5–7], а зменшення нахилу таза та крижової кістки корелює з вищою частотою гриж поперекових міжхребцевих дисків [8].

Таблиця 1

Величини сегментарного і повного поперекового лордозу (град)

Сегмент хребта	Розрахункова схема			
	перша	друга	третя	четверта
L _I –L _{II}	4	1,5	6,4	1,2
L _{II} –L _{III}	7	7	9,9	4,4
L _{III} –L _{IV}	13	11,3	16	4
L _{IV} –L _V	20	16,5	21,1	14,5
L _V –S _I	28	24,6	27,4	19,2
L _I –S _I	72	60,9	80,8	43,3

Для розуміння розподілу навантаження в поперековому відділі хребта за умов різних варіантів сагітального профілю виникла ідея розроблення математичної моделі, що дасть можливість отримати оптимальний набір параметрів для описання певного стану, що застосовується сьогодні.

Комп'ютерне моделювання в медицині використовує різні підходи та методи до відтворення біологічних і біомеханічних процесів і систем. Із розвитком обчислювальної техніки та програмного забезпечення вивчення цих об'єктів стало ефективнішим завдяки створеним математичним моделям [9]. На підставі їхнього дослідження можна описати механічну поведінку різних сегментів людського скелета. Відмінною особливістю стало застосування стандартних інженерних програмних комплексів CAD/CAE, за допомогою яких проводяться різноманітні дослідження напружено-деформованого стану (НДС) складних біологічних і біомеханічних систем на відміну від спеціалізованих медичних програмних продуктів, спрямованих більшою мірою на вирішення певних вузькопрофільних завдань.

Мета дослідження: вивчити зміни напружено-деформованого стану елементів поперекового відділу хребта людини залежно від динаміки величин, які характеризують сегментарний і повний поперековий лордоз.

Матеріал і методи

Проведені дослідження були реалізовані на підставі договору про спільну роботу між Рівненською обласною клінічною лікарнею, ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» і центром комп'ютерного моделювання «Тензор» Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», який оснащений комп'ютерним кластером «ПОЛІТЕХНІК-125».

У межах цієї роботи для розв'язання поставлених завдань використано стандартні інженерні

Таблиця 2

Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Коркова кістка	10 000	0,30
Губчаста кістка	450	0,20
Суглобовий хрящ	10,60	0,49
Міжхребцевий диск	4,20	0,45

програмні комплекси CAD/CAE, а саме комплекс Workbench [10], який застосовує методи механіки суцільного середовища у зв'язці з чисельними методами аналізу, зокрема, методом скінченних елементів (МСЕ) [11]. Для побудови параметричних тривимірних геометричних моделей використано систему автоматизованого проектування SolidWorks [12].

Побудовано чотири розрахункові схеми, які описували поперековий відділ хребта. Основою моделі досліджуваної біологічної системи була інтактна, побудована за КТ-знімками. Створена модель описує поперековий і крижовий відділи хребта людини та доповнена додатковим елементом для коректної передачі навантаження. Хребці, які утворюють біологічну систему, мають структурний розподіл на коркову та губчасту тканини. Усі чотири схеми мали ідентичну структуру, а відмінності полягали у величинах сегментарного та повного поперекового лордозу. Перші дві розрахункові схеми прийняті як базові й описували нормальні величини сегментарного та повного поперекового лордозу згідно з даними, отриманими М. Bernhardt і К. Bridwell [13], R. Jackson і А. McManus [14]. У третій і четвертій моделях наведено патологічні зміни у бік збільшення і зменшення зазначених параметрів. На рис. 1 подано геометричні моделі для чотирьох розрахункових схем (для першої — у різних виглядах).

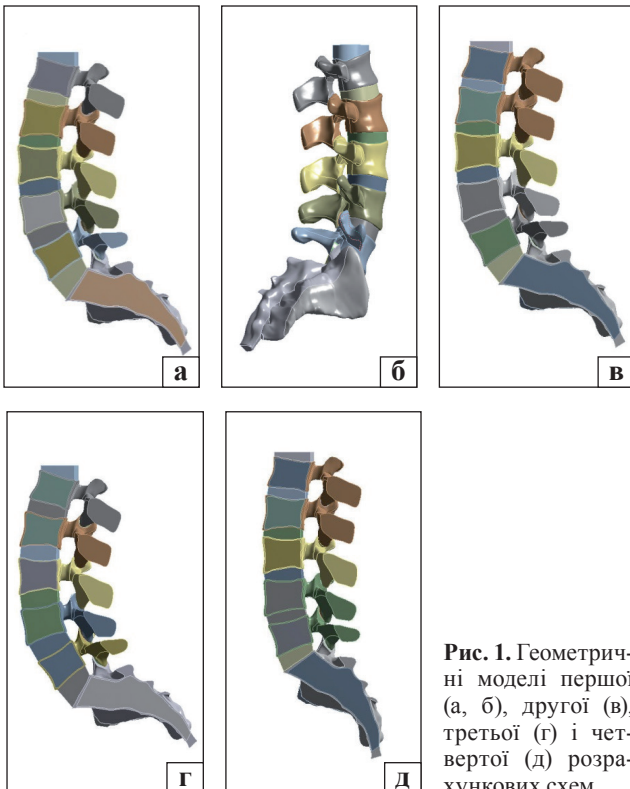


Рис. 1. Геометричні моделі першої (а, б), другої (в), третьої (г) і четвертої (д) розрахункових схем

У табл. 1 наведено величини сегментарного та повного поперекового лордозів для всіх розрахункових схем.

Як було зазначено, властивості матеріалів людських тканин мають значний діапазон розкиду залежності від віку, статі, індивідуальних особливостей тощо. У дослідженні використано фізико-механічні властивості кісткових тканин, які подано в табл. 2 [15–22].

У процесі побудови скінченно-елементних моделей (СЕМ) використано комбіновані скінченно-елементні сітки, які включали складові різних типів — 20-вузловий кубічний елемент (SOLID186) і 10-вузловий тетраедр (SOLID187). Використання елемента типу SOLID186 дає можливість розбити простіші зони геометричної моделі з найменшою похибкою, а SOLID187 — складніші, для яких неможливе застосування першого типу елементів. Таким чином, комбінування різних типів елементів у процесі побудови СЕМ біологічних систем складної форми допомагає отримати високоточну апроксимацію напружено-деформованого стану під час розрахунків. На рис. 2 подані структурні схеми використовуваних скінченних елементів у дослідженні біологічних систем.

Побудовані СЕМ налічували близько 1,4 млн елементів. На рис. 3 наведено СЕМ для першої розрахункової схеми.

Навантаження здійснювалося шляхом прикладання сили до додаткового елемента, що діє у вертикальному напрямку та дорівнює 350 Н. Ця величина обумовлена тим, що навантаження, яке діє на поперековий відділ, відповідає 700 Н. Ураховуючи симетрію в сагітальній площині, показник навантаження становить 350 Н. Як закріплення була зафіксована виділена частина крижової ділянки. На рис. 4 надано схеми навантаження, закріплення та умови симетрії в сагітальній зоні на прикладі першої розрахункової схеми.

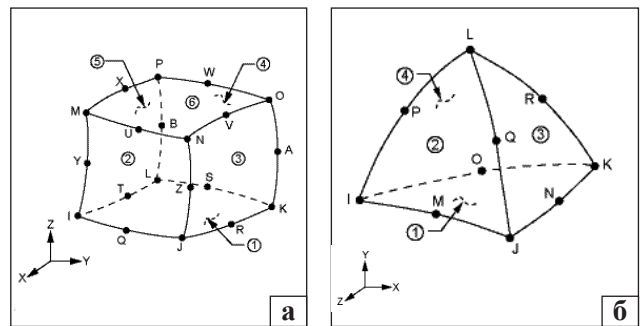


Рис. 2. Структурна схема елементів: 20-вузловий кубічний елемент (а); 10-вузловий тетраедр (б)



Рис. 3. СЕМ (1-ша розрахункова схема)

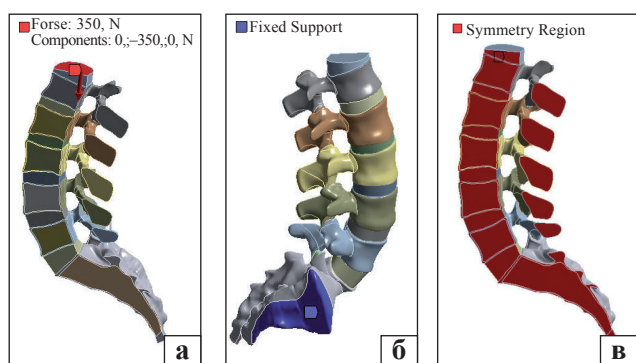


Рис. 4. Схеми навантаження (а) і закріплення (б), умови симетрії (в) (1-ша розрахункова схема)

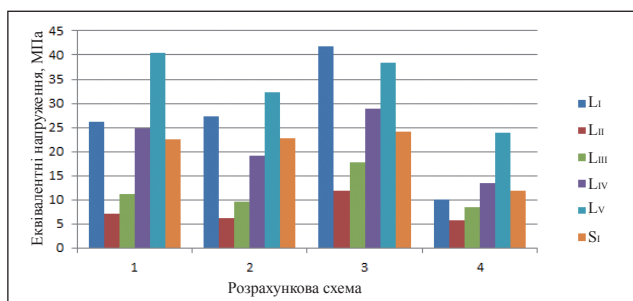


Рис. 5. Діаграма максимальних еквівалентних напружень за Мізесом у корковій кістковій тканині тіл хребців L_I–S_I залежно від розрахункової схеми

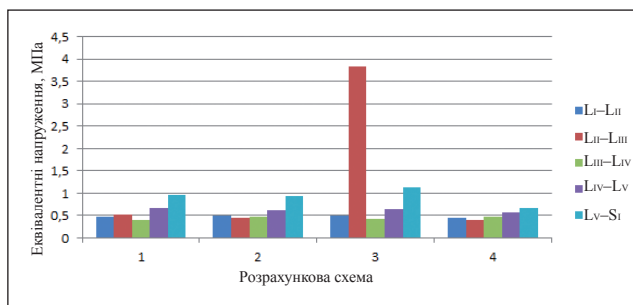


Рис. 6. Діаграма максимальних еквівалентних напружень за Мізесом у міжхребцевих дисках на рівні поперекового відділу хребта (L_I–S_I) залежно від розрахункової схеми

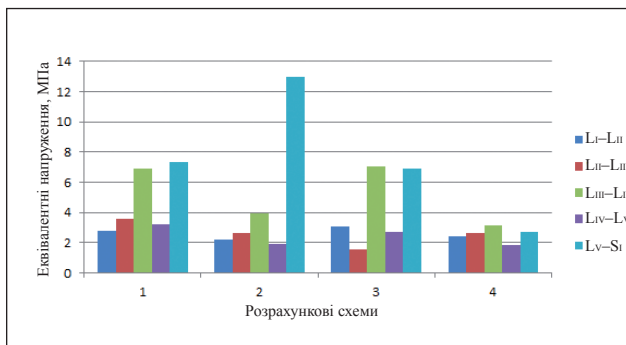


Рис. 7. Діаграма максимальних еквівалентних напружень за Мізесом у дуговідросткових суглобах на рівні поперекового відділу хребта (L_I–S_I) залежно від розрахункової схеми

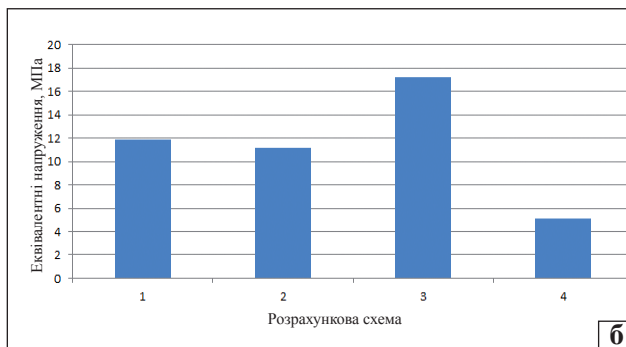
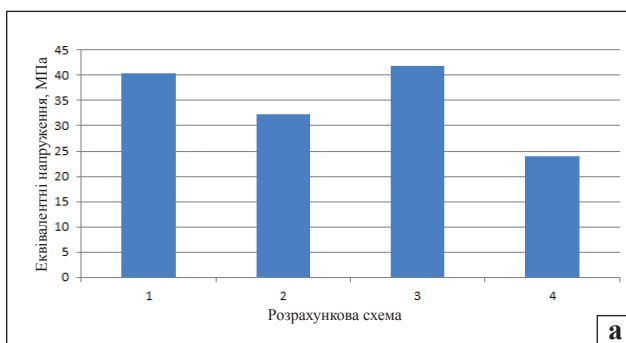


Рис. 8. Діаграма максимальних еквівалентних напружень (а) і повних переміщень (б) загалом у моделі

Результати та їх обговорення

За підсумками нашого експерименту визначено максимальні еквівалентні напруження за Мізесом і повні переміщення для елементів у досліджуваних біологічних системах. Вивчено зміни НДС елементів поперекового відділу хребта залежно від динаміки величин, які характеризують сегментарний і повний поперековий лордоз (рис. 5–8).

На рис. 9–14 наведено картину розподілу еквівалентних напружень у корковій кістці хребців L_I–S_I для всіх розрахункових схем, відповідно.

Проаналізувавши результати проведених досліджень напружено-деформованого стану поперекового сегмента людини, можна зробити такі висновки:

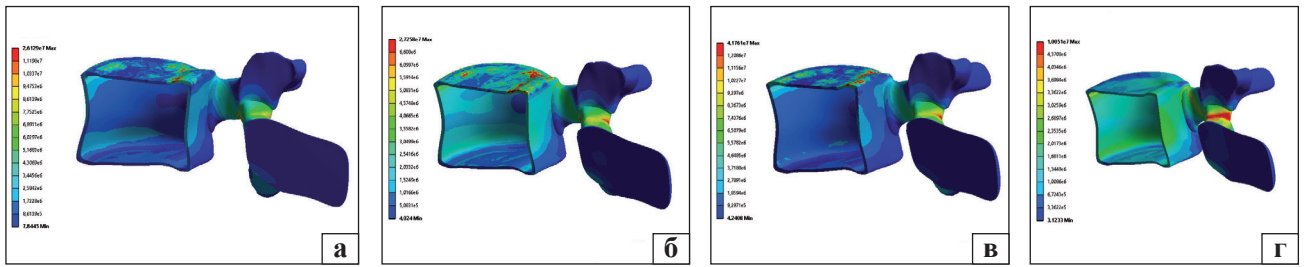


Рис. 9. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця L_I для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

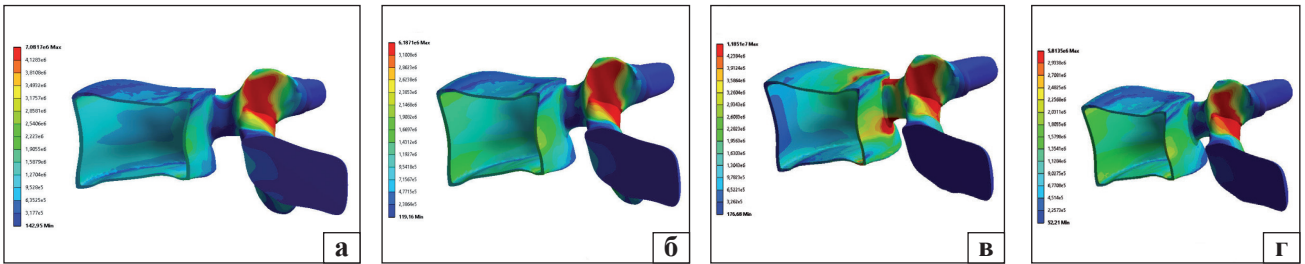


Рис. 10. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця L_{II} для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

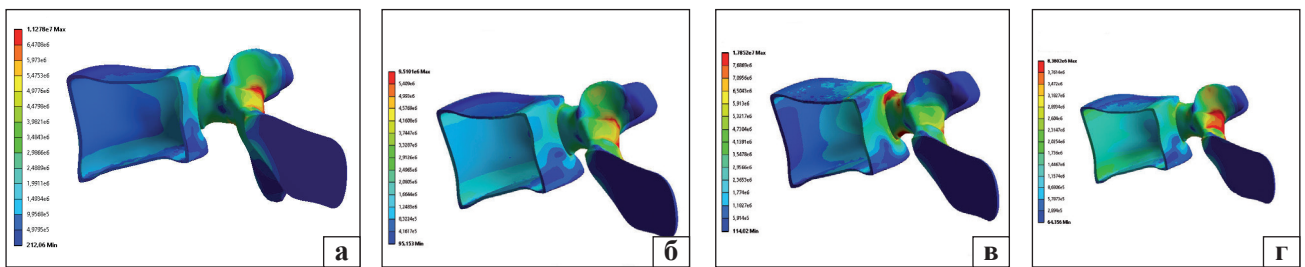


Рис. 11. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця L_{III} для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

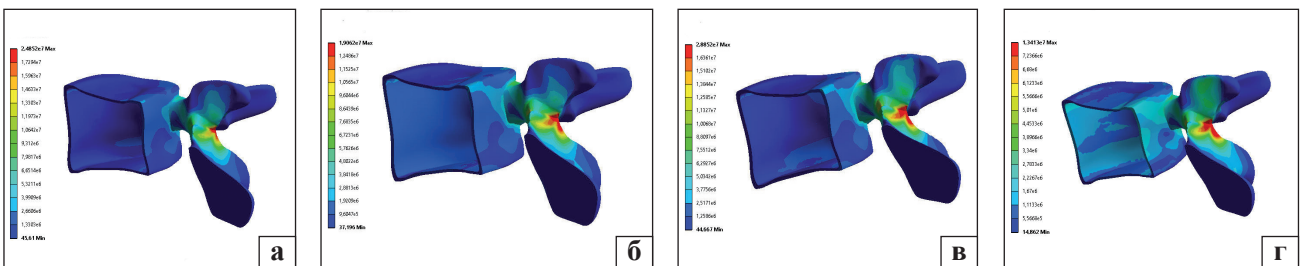


Рис. 12. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця L_{IV} для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

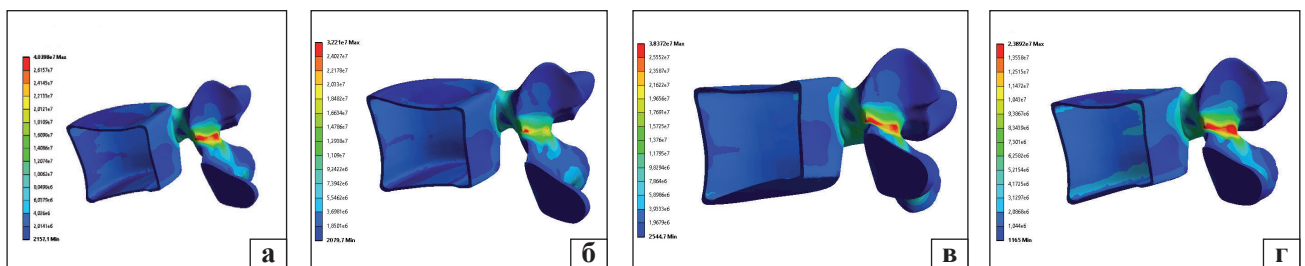


Рис. 13. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця L_V для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

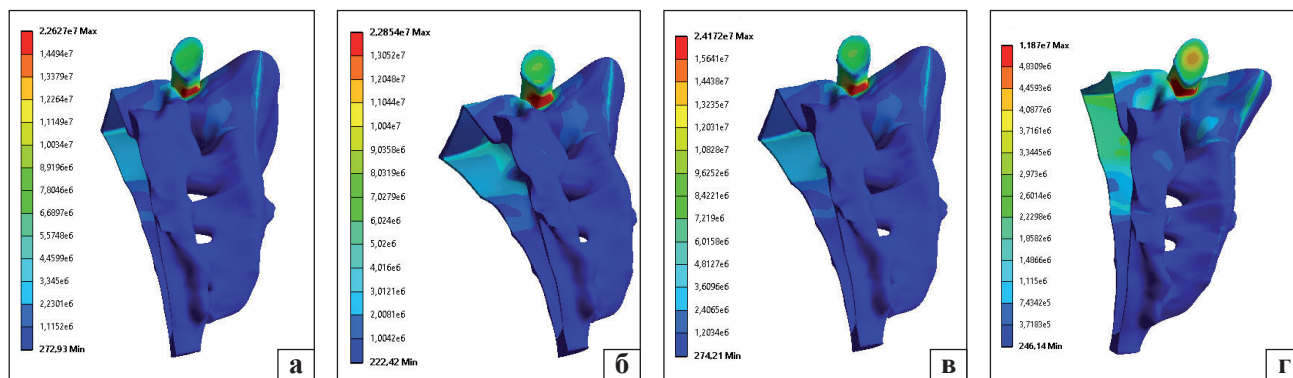


Рис. 14. Поля розподілу еквівалентних напружень у корковій кістковій тканині хребця S_1 для 1 (а), 2 (б), 3 (в) і 4-ї (г) розрахункових схем

– за умов нормальних величин попереково-тазових параметрів (анатомічного константного параметра PI (pelvic incidens), похідних від нього значень SS (sacral slop) і GLL (global lumbar lordosis)) розподіл напруження відбувається рівномірно на передній та задній опорні комплекси (перша та друга розрахункові схеми) хребтково-рухового сегмента;

– у випадку збільшення PI, великих значень SS і GLL напруження зростає в задньому опорному комплексі (третья розрахункова схема) та зменшується в передньому, що може бути передумовою прискорення дегенерації в задньому опорному комплексі;

– у разі зменшення PI, малих значень SS і GLL напруження знижується в задньому опорному комплексі (четверта розрахункова схема) та збільшується в передньому, що призводить до прискорення дегенерації в ньому.

Висновки

Збільшення напруження в передньому опорному комплексі позитивно корелює зі зменшенням анатомічного константного параметра PI та похідних від нього малих значеннях SS і GLL (люди з гіполордотичною поставою). У разі більших величин PI, SS і GLL, тобто за умов гіперлордотичної постави, збільшується напруження в задніх структурах хребтково-рухового сегмента. За підсумками проведених досліджень побудовані параметричні моделі, які описують різні величини, що відповідають сегментарному та повному поперековому лордозу. За допомогою цих моделей і проведених досліджень з'являється можливість виконання аналізу зміни напружено-деформованого стану елементів поперекового відділу хребта зі зміною цих величин.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Продан А. И. Параметры позвоночно-тазового баланса и дегенеративные изменения позвоночных сегментов / А. И. Продан, А. Н. Хвисюк // Хирургия позвоночника. — 2007. — № 1. — С. 44–51.
2. Sagittal profile of normal spine changes in Spondylolisthesis / G. Duval-Beaupere, B. Boisaubert, J. Hecquet [et al.] // Severe spondylolisthesis / J. Harms, H. Sturz, eds. — Springer, Steinkopff, Darmstadt, 2003. — P. 22–31.
3. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves / J. Legaye, G. Duval-Beaupere, J. Hecquet [et al.] // European Spine Journal. — 1998. — Vol. 7 (2). — P. 99–103.
4. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine / G. Vaz, P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet // European Spine Journal. — 2002. — Vol. 11 (1). — P. 80–87.
5. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis / T. Akamaru, N. Kawahara, S. Tim Yoon [et al.] // Spine. — 2003. — Vol. 28 (14). — P. 1560–1566.
6. Adjacent segment disease following lumbar/thoracolumbar fusion with pedicle screw instrumentation: a minimum 5-year follow-up / G. Cheh, K. H. Bridwell, L. G. Lenke [et al.] // Spine. — 2007. — Vol. 32 (20). — P. 2253–2257. — DOI: 10.1097/BRS.0b013e31814b2d8e.
7. Relationship between sagittal balance and adjacent segment disease in surgical treatment of degenerative lumbar spine disease: meta-analysis and implications for choice of fusion technique / K. Phan, A. Nazareth, A. K. Hussain [et al.] // European Spine Journal. — 2018. — Vol. 27 (8). — P. 1981–1991. — DOI: 10.1007/s00586-018-5629-6.
8. Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance: a correlation study / H. Labelle, P. Roussouly, E. Berthonnaud [et al.] // Spine. — 2004. — Vol. 29 (18). — P. 2049–2054.
9. Ямщиков О. Н. Компьютерное моделирование в травматологии и ортопедии (обзор литературы) / О. Н. Ямщиков // Вестник ТГУ. — 2014. — Т. 19, Вып. 6. — С. 1974–1979.
10. ANSYS Workbench [web source]. — Available from : <http://www.ansys.com>.
11. 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.
12. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
13. Bernhardt M. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction / M. Bernhardt, K. H. Bridwell // Spine. — 1989. —

- Vol. 14 (7). — P. 717–721.
14. Jackson R. P. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study / R. P. Jackson, A. C. McManus // *Spine*. — 1994. — Vol. 19 (14). — P. 1611–1618.
 15. Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis / R. N. Natarajan, B. H. Chen, H. S. An, G. B. Andersson // *Spine*. — 2000. — Vol. 25 (8). — P. 955–961.
 16. Численное исследование напряженно-деформированного состояния бедренной кости человека, пораженной заболеванием — остеомиелит / В. М. Шимон, О. В. Веретельник, А. А. Шерегий, М. В. Шимон // *Вестник НТУ «ХПИ»*. — 2015. — № 31 (1140). — С. 128–136.
 17. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M. M. Panjabi, J. Durenceau, V. Goel [et al.] // *Spine*. — 1991. — Vol. 16 (8). — P. 861–869.
 18. Математическое и численное исследование различных конструкций ортезов при спондилодезе шейного отдела позвоночника / О. В. Веретельник, Н. А. Ткачук, И. Б. Тимченко [и др.] // *Вестник НТУ «ХПИ»*. — 2014. — № 29. — С. 27–37. — (Серия «Машиноведение и САПР»).
 19. Heitplatz P. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit / P. Heitplatz, S. L. Hartle, C. R. Gentle : 2nd Symposium [«Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering»]. — Gordon & Breach, 1998. — P. 387–394.
 20. Веретельник О. В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника // *Вестник НТУ «ХПИ» Тем. вып. : «Машиноведение и САПР»*. — 2008. — № 2. — С. 14–26.
 21. Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеваниях тазобедренного сустава / И. А. Кукин, И. В. Кирпичев, Л. Б. Маслов, С. В. Вихрев // *FUNDAMENTAL RESEARCH*. — 2013. — № 7. — С. 328–333.
 22. Разработка пористых полимерных биоинженерных конструкций с биоактивным компонентом для тканевой инженерии с использованием технологий 3D печати [Электронный ресурс]. — Режим доступа к документу : [http:// fcpir.ru/upload/iblock/879/stagesummary_coreb ofs000080000kif04cm57m6em8o.pdf](http://fcpir.ru/upload/iblock/879/stagesummary_coreb ofs000080000kif04cm57m6em8o.pdf).

Стаття надійшла до редакції 12.10.2018

INFLUENCE OF LUMBAR-PELVIC INTERACTIONS ON THE STRESS-STRAINED STATE OF THE LUMBAR SPINE

V. K. Piontkovsky ¹, M. A. Tkachuk ², O. V. Veretelnik ², V. O. Radchenko ³

¹ CHI «Rivne Regional Clinical Hospital». Ukraine

² National Technical University «Kharkiv Polytechnic Institute». Ukraine

³ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Valentyn Piontkovsky, PhD in Traumatology and Orthopaedics: pion_val@ukr.net

✉ Mykola Tkachuk, MD, Prof. in Technics: tma@tmm-sapr.org

✉ Oleg Veretelnik: veretelnik.oleg@gmail.com

✉ Volodymyr Radchenko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: volod56@ukr.net