

МЕТОДИ І МЕТОДИКИ

© Барыш А. Е., *Козырев С. А., Яресько А. В.

УДК 616. 711:617. 53]-089. 843(045)

Барыш А. Е., *Козырев С. А., Яресько А. В.

МУЛЬТИСЕГМЕНТАРНОЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ШЕЙНЫХ ПОЗВОНОЧНЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ СЕГМЕНТОВ

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины» (г. Харьков)

*КУЗ «Харьковская областная клиническая травматологическая больница» (г. Харьков)

Данная работа выполнена в рамках НИР «Розробити та удосконалити методики переднього міжтвілового спондилодезу при захворюваннях та ушкодженнях шийного відділу хребта», ЦФ 2012. 1 АМНУ (2012- 2014).

Вступлення. Математическое моделирование в последнее время активно используется для проведения экспериментальных исследований в ортопедии и травматологии, а также в хирургии шейного отдела позвоночника (ШОП). С помощью конечно-элементных моделей (КЭМ) исследуют напряженно-деформированное состояние (НДС) шейных позвоночных двигательных сегментов (ПДС) при неразрушающих физиологических нагрузках и их различных патологических состояниях, а также фиксирующих металлоконструкций при моделировании различных хирургических вмешательств на ШОП [1, 10]. В последнее время данная методика приобретает все большее значение, так как она позволяет изучать недостатки и преимущества известных и новых методик хирургического лечения, определять и предотвращать возможные осложнения, связанные с фиксирующими металлоконструкциями.

Все КЭМ ШОП создают для проведения определенных исследований при различных патологических состояниях и моделировании хирургических вмешательств, однако существующие КЭМ не лишены недостатков в соответствии с поставленными нами задачами [4, 8, 11, 14, 19]. В найденных литературных источниках авторы анализируют изменения НДС в телах позвонков, смежных межпозвонковых дисках, дугоотростчатых суставах, однако НДС в различных отделах тел позвонков не изучают, что необходимо для более точной оценки изменений величин напряжений Мизеса в области фиксирующих конструкций и межтеловой опоры при моделировании хирургических вмешательств, выполненных из переднего дорзала [8, 9, 11, 12, 16].

Цель работы – усовершенствовать конечно-элементную модель CIII/CVII и исследовать напряженно-деформированное состояние её элементов при вертикальной осевой статической нагрузке.

Объект и методы исследования. Прототипом данной модели является бисегментарная КЭМ CIV/ CVI А. Е. Барыша (2004 г.), впервые разработанная в СНГ [1]. В нашей работе усовершенствована

четырёхсегментарная КЭМ CIII/CVII, которая была разработана на базе лаборатории биомеханики Института [2] и в которую нами были внесены следующие изменения:

- КЭМ межпозвонковых дисков были усовершенствованы с учетом их сложной структуры, включающей фиброзное кольцо и пульпозное ядро. Это позволяет передавать нагрузку от С3 к С7 опосредованно через КЭМ межпозвонковых дисков, что способствует получению более точных результатов исследования.
- Приложенную нагрузку на передний опорный комплекс модели краниально расположенного позвонка С3 распределяли более пропорционально между вентральными и дорзальными отделами его тела.
- Принимая во внимание то, что в исследовании включены суставная капсула, передняя и задняя продольные связки, а также желтая и межостистая связки, для получения более точных результатов величин напряжений Мизеса в этих элементах исследуемой модели их характеристики заданы нелинейными.

Построение КЭМ состоит из трех основных этапов. **На первом этапе** объемную геометрическую систему разделяли на элементы простой формы. Все эти элементы связаны между собой в узлах. В нашем исследовании использовали десятиузловой тетраэдр с квадратичной аппроксимацией (**рис. 1**). Разработанная КЭМ CIII/CVII состоит из 33590 десятиузловых изопараметрических конечных элементов и имеет 55163 узла.

В узлах задают основные неизвестные, перемещения или напряжения. Значения неизвестных

$$\vec{u}(x, y, z) = \sum_{i=1}^n \vec{\varphi}_i(x, y, z) \vec{v}_i(x, y, z)$$

где $\vec{u}(x, y, z)$ – вектор неизвестных для элемента,

$\vec{\varphi}_i(x, y, z)$ – аппроксимирующий полином (функция формы элемента),

$\vec{v}_i(x, y, z)$ – вектор узловых неизвестных.

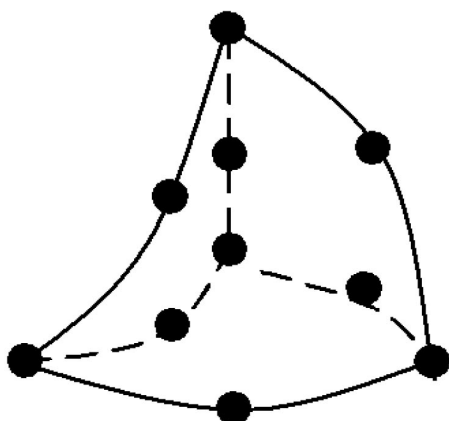


Рис. 1. Десятиузловой тетраэдр с квадратичной аппроксимацией.

между узлами аппроксимируется с помощью полинома первой или второй степени:

Чем меньше размер конечного элемента (узлы ближе друг к другу) и чем выше степень аппроксимирующего полинома, тем точнее получается решение. С другой стороны, увеличение числа элементов и увеличение степени полинома приводит к усложнению вычислительной задачи и существенному увеличению времени ее решения. Современные

программные комплексы, использующие МКЭ, автоматизируют и оптимизируют процесс выбора элементов и построения КЭ сетки геометрической модели.

Таблица 1
Свойства использованных материалов при моделировании шейных позвоночных двигательных сегментов

Материал	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона ν
Кортикальная кость	10 000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставной хрящ	10,6	0,49
Фиброзное кольцо межпозвонкового диска	3,4	0,4
Пульпозное ядро межпозвонкового диска	1	0,499
Передняя продольная связка	20	0,3
Задняя продольная связка	15	0,3
Желтая связка	8	0,3
Суставная капсула	19	0,3
Межостистая связка	6	0,3

На втором этапе построения расчетной модели заданы механические характеристики компонентов системы. Свойства использованных материалов взяты из известной литературы и приведены в **таблице 1** [11, 21, 22]. При проведении расчетов материалы считаются однородными и изотропными.

Рассматривая уравнения равновесия всей модели в целом и учитывая при этом вклад каждого элемента, приходим к задаче решения системы алгебраических уравнений относительно всех узловых неизвестных данной модели. Разрешающее уравнение имеет вид

$$[K]\{X\} = \{F\},$$

где $[K]$ – матрица жесткости модели;
 $\{X\}$ – вектор узловых перемещений;
 $\{F\}$ – вектор узловых усилий.

В данном исследовании оценивают напряженное состояние расчетной модели, которое рассчитывали по найденным перемещениям. Построенная модель представляет собой сложную объемную структуру и поэтому оценка ее состояния по сжимающим, растягивающим или касательным напряжениям довольно затруднительна, т. к. они не являются определяющими с точки зрения прочности. Более точную оценку напряженного состояния дают эквивалентные напряжения Мизеса, как наиболее информативные. Эти напряжения рассчитывали по следующей формуле

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2 + \tau_{yx}^2)}$$

где $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{yx}, \tau_{zx}, \tau_{yz}$ компоненты напряжений в точке тела [3, 4].

Для создания КЭМ CIII/CVII использовали известные данные компьютерной томографии пациента без признаков врожденной и приобретенной патологии, а также литературные данные о физиологических геометрических параметрах шейных ПДС [7, 15, 18]. Общий ШСК задан в форме лордоза, его величина составила 16 градусов, а величина сегментарного ШСК – 4 градусов [12, 23]. Усовершенствованная нами модель ПДС CIII/CVII представлена на **рис. 2**. Далее усовершенствованная нами модель была разделена на конечные элементы при помощи программы генерации конечно-элементной сетки.

Третий этап связан с заданием граничных условий, направлений и величин нагрузок, а также места и вид закрепления модели. К краниальной поверхности тела С3 прилагают нагрузку, которую в расчетной модели принимают равной $P = 100$ Н. Распределенную нагрузку прикладывают равномерно к краниальной поверхности тела позвонка С3 и краниальным поверхностям его суставных отростков (**рис. 3**). На модель наложены ограничения по перемещениям на каудальную плоскости тела позвонка С7 и его суставных отростков. Для оценки НДС в созданной модели изучали величины напряжений Мизеса. Для предотвращения движений в самом нижнем позвонке модели, согласно данным литературы, самые нижние узлы каудальной замыкательной пластинки, дугоотростчатых суставов и остистых отростков закрепляют [16]. Для проведения расчетов использовали лицензионную программу ANSYS.

Результаты исследований и их обсуждение. При исследовании НДС усовершенствованной нами КЭМ CIII/CVII при нагрузке 100 Н получены результаты, которые представлены в **таблице 2**.

Результаты исследования свидетельствуют о том, что наиболее нагруженными являются суставные массы и корни дуг позвонков. Участки модели, где значение величин НДС наибольшее, находятся в

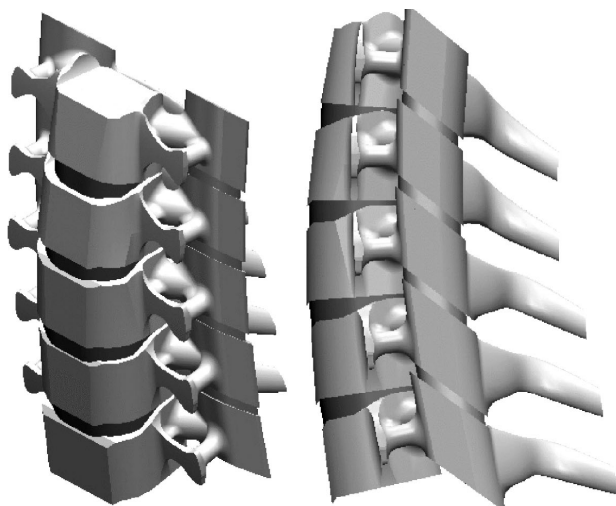


Рис. 2. Четырехсегментарная геометрическая модель шейных позвоночных двигательных сегментов CIII/CVII (связочно-капсульный аппарат не представлен).

суставных массах и корнях дуг позвонка С6. Значение величины напряжений Мизеса для них составляет 2,3 и 7 МПа соответственно. В телах позвонков наиболее напряженной является краниальная замыкательная пластинка в сегменте С3 (1,3 МПа), а наименее – в сегменте С7 (0,7 МПа). В каудальных замыкательных пластинках величины напряжений Мизеса наибольшие в сегментах С6 и С7 – составляют 0,7 МПа. Таким образом, в усовершенствованной КЭМ наименее напряженными являются корни и пластины дуги, суставные массы и краниальная замыкательная пластинка позвонка С7, а наиболее напряженными – корни дуги и суставные массы С6. Анализируя НДС тел позвонков, пришли к выводу, что величины напряжений Мизеса в краниальных отделах тел позвонков выше, чем в каудальных, а в дорсальных отделах тел позвонков выше, чем в вентральных.

Для подтверждения валидности модели проведено сравнение полученных данных с результатами, представленными в специальной литературе. По сравнению с результатами известных работ, существенных отличий в характере распределения и значений величин напряжений Мизеса в данной КЭМ не выявлено [1, 2, 8, 23].

А. Е. Барыш и соавт. на основе бисегментарной КЭМ CIV/CVI [1] разработали четырехсегментарную КЭМ CIII/CVII [2], которая имеет преимущества при моделировании моно- и бисегментарного спондилодеза, однако в ней КЭМ межпозвоноковых дисков построены без разделения на фиброзное кольцо и пульпозное ядро, не учтены нелинейные характеристики связок, нагрузка на передний опорный комплекс распределена не равномерно. В исследовании О. В. Веретельника при проведении расчетов не заданы значения общего и сегментарного шейного сагиттального контура, а анализ НДС шейных сегментов авторы проводят только на половине КЭМ ШОП, разделенной в сагиттальной плоскости, с целью ее упрощения, но при этом не учитывая анатомические особенности и возможную асимметрию шейных

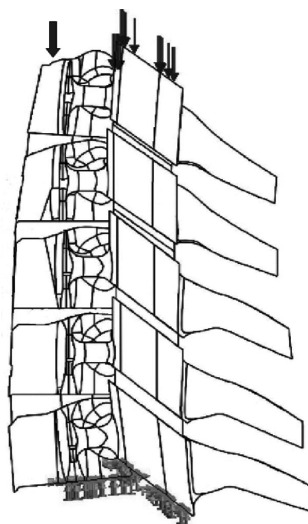


Рис. 3. Схема нагружения и закрепления модели.

позвонков [3]. Усовершенствования, проведенные в последние годы другими авторами, позволяют создавать более детальные КЭМ. Если ранее в КЭМ учитывали только отличие в характеристиках костной ткани (губчатая, кортикальная), то на современном этапе используют данные о различии характеристик мягкотканых элементов шейных ПДС. В современных КЭМ учтена сложная структура межпозвонокового диска и изучено его поведение с учетом различных характеристик его составляющих [8, 9, 10, 16, 20]. В КЭМ последних лет учитывали нелинейное поведение связочного аппарата, когда сопротивление связок меняется в зависимости от происходящей деформации модели [8, 9, 10, 14, 16, 20]. Однако в найденных нами известных КЭМ НДС в различных отделах тел позвонков в достаточной степени не изучена. Недостатком известных КЭМ Yoganandan, Li и Greaves является недостаточно детальное моделирование области суставных масс [10, 16, 21]. В КЭМ Kallemeyn, Galbuseara, Greaves и Zhang для построения КЭМ тел позвонков использовали шестигранные элементы, что при определенных условиях может привести к прерывистости краев тел позвонков и снижению достоверности полученных результатов [8, 10, 14, 24]. В КЭМ Kallemeyn и Palomar связочный аппарат представлен в виде 3D пучков, действующих только в напряженном состоянии [14, 17]. Zhang и соавторы представили КЭМ, где связочный аппарат представлен в виде 2-узловых звеньев, который позволяет передавать только осевую нагрузку [24]. В КЭМ Li, Galbuseara, Panzer, Zhang фиброзное кольцо представлено в

позвонков [3]. Усовершенствования, проведенные в последние годы другими авторами, позволяют создавать более детальные КЭМ. Если ранее в КЭМ учитывали только отличие в характеристиках костной ткани (губчатая, кортикальная), то на современном этапе используют данные о различии характеристик мягкотканых элементов шейных ПДС. В современных КЭМ учтена сложная структура межпозвонокового диска и изучено его

**Таблица 2
Результаты исследования НДС усовершенствованной КЭМ CIII/CVII при Статической неразрушающей нагрузке 100 Н**

Изучаемая модель элемента позвонка	C3	C4	C5	C6	C7
Краниальная замыкательная пластинка тела позвонка (МПа)	1,3	1	0,8	0,8	0,7
Каудальная замыкательная пластинка тела позвонка (МПа)	0,6	0,6	0,5	0,7	0,7
Корни дуги (МПа)	2,5	3,8	3,3	7	1,7
Пластины дуги (МПа)	0,3	0,2	0,2	0,2	0,1
Суставные массы (МПа)	2	2,2	2,3	2,3	1,6

виде шестигранных элементов, что при недостаточном точном построении модели может привести к прерывистости его контура и искажению результатов исследования [8, 16, 19, 24].

Выводы. Отличительными особенностями усовершенствованной нами мультисегментарной математической модели шейного отдела позвоночника являются детальное воссоздание сложной структуры его межпозвоноковых дисков и нелинейных характеристик капсульно-связочного аппарата, а также более пропорциональное распределение нагрузки на передний опорный комплекс краниального сегмента модели, что способствует получению более достоверных результатов величин напряжения Мизеса в

изучаемой биомеханической системе. Данная модель позволяет исследовать напряженно-деформированное состояние шейного отдела позвоночника при различных вариантах нагружения, а также после имитации декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств. Полученные нами результаты изучения величин напряжений Мизеса в данной усовершенствованной модели сопоставимы с литературными, что подтверждает её валидность.

Перспективой дальнейших исследований является проведение математического моделирования переднего межтелового спондилодеза с помощью ригидных и динамических цервикальных пластин.

Литература

1. Барыш А. Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов С IV/C VI / А. Е. Барыш // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2005. – № 1. – С. 41 – 49.
2. Барыш А. Е. Математическое моделирование позвоночных двигательных сегментов CIII/CVII методом конечных элементов / А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьсько // Травма. – 2012. – Т. 13, №3. – С. 36 – 39.
3. Веретельник О. В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника / О. В. Веретельник // Вестник НТУ «ХПИ», тем. вып. «Машиноведение и САПР». – 2008. – №2. – С. 14 – 26.
4. Веретельник О. В. Исследование напряжённо-деформированного состояния эндопротезов / О. В. Веретельник, Ю. В. Веретельник, А. Е. Барыш, Э. А. Федорина // Тез. доп. XXI Міжнар. наук.-практ. конф. «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – 2013. – 31. 05. 13, Харків. – Ч. 1. – С. 189.
5. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. – М.: Мир, 1978. – 519 с.
6. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов/ Под ред. И. Ф. Образцова. – М.: Высш. шк., 1988. – 311с.
7. Синельников Р. Д. Атлас анатомии человека: В 3 т. / Р. Д. Синельников. – М.: Медицина, 1972. – Т. 1. – 458 с.
8. Galbusera F. L. Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis / F. L. Galbusera, C. M. Bellini, M. T. Raimondi [et al.] // Med. Eng. Phys. – 2008. – Vol. 30, №9. – P. 1127 – 1133.
9. Galbusera F. Anterior cervical fusion: a biomechanical comparison of 4 techniques. Laboratory investigation / F. Galbusera, C. M. Bellini, F. Costa [et al.] // J. Neurosurg. Spine. – 2008. – Vol. 9, №5. – P. 444 – 449.
10. Greaves C. Y. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms / C. Y. Greaves, M. S. Gadala, T. R. Oxland // Ann. Biomed. Eng. – 2008. – Vol. 36, №3. – P. 396 – 405.
11. Ha S. K. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3–C6) and biomechanical analysis of an elastomer – type prosthetic disc / S. K. Ha // Medical Engineering & Physics. – 2006. – Vol. 28. – P. 534 – 541.
12. Harrison D. D. Comparisons of lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine / D. D. Harrison, T. J. Janik, S. J. Troyanovich, B. Holland // Spine. – 1996. – Vol. 21, №6. – P. 667 – 675.
13. Heitplatz P. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit. Presented at the Third international symposium on computer methods in biomechanics and biomedical engineering / P. Heitplatz, S. L. Hartle, C. R. Gentle. – Barselona, Spain, 1998. – P. 387 – 394.
14. Kallemeyn N. A. An interactive multiblock approach to meshing the spine / N. A. Kallemeyn, S. C. Tadepalli, K. H. Shivanna, N. M. Grosland // Comput. Methods Programs Biomed. – 2009. – Vol. 95, №3. – P. 227 – 235.
15. Lang J. Clinical anatomy of the cervical spine / J. Lang. – Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 1993. – 192 p.
16. Li Y. Influence of surgical treatment for disc degeneration disease at C5 – C6 on changes in some biomechanical parameters of the cervical spine / Y. Li, G. Lewis // Med. Eng. Phys. – 2010. – Vol. 32, №6. – P. 595 – 603.
17. Del Palomar A. P. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading / A. P. del Palomar, B. Calvo, M. Doblarí // J. Biomech. – 2008. – Vol. 41, №3. – P. 523 – 531.
18. Panjabi M. M. Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M. M. Panjabi, J. Duranceau, V. Goel [et al.] // Spine. – 1991. – Vol. 16, №8. – P. 861 – 869.
19. Panzer M. B. C4 – C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation / M. B. Panzer, D. S. Cronin // J. Biomech. – 2009. – Vol. 42, №4. – P. 480 – 490.
20. Wheelton J. A. Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine / J. A. Wheelton, B. D. Stemper, N. Yoganandan, F. A. Pintar // Ann. Biomed. Eng. – 2008. – Vol. 36, №9. – P. 1458 – 1469.
21. Yoganandan N. Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit / N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo [et al.] // Med. Eng. Phys. – 1996. – Vol. 18. – P. 569 – 74.
22. Yoganandan N. Finite element applications in human cervical spine modeling / N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo [et al.] // Spine. – 1996. – Vol. 21. – P. 1824 – 1834.
23. Zdeblick T. A. Cervical stability after foraminotomy. A biomechanical in vitro analysis / T. A. Zdeblick, D. Zou, K. E. Warden [et al.] // J. Bone Joint Surg. [Am.]. – 1992. – Vol. 74, № 1. – P. 22 – 27.
24. Zhang Q. H. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine / Q. H. Zhang, E. C. Teo, H. W. Ng, V. S. Lee // J. Biomech. – 2006. – Vol. 39, № 1. – P. 189 – 193.

УДК 616. 711:617. 53]-089. 843(045)

МУЛЬТИСЕГМЕНТАРНЕ МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ШИЙНИХ ХРЕБТОВИХ РУХОВИХ СЕГМЕНТІВ

Бариш О. Є., Козирєв С. О., Яресько О. В.

Резюме. Проведено дослідження напружено-деформованого стану у хребтових рухових сегментах CIII-CVII при фізіологічному вертикальному статичному навантаженні. Удосконалено відому кінцево-елементну модель CIII/CVII за рахунок моделювання фіброзного кільця та пульпозного ядра міжхребцевих дисків, задано нелінійні характеристики зв'язок. Найбільш напруженими елементами є суглобові маси та корні дуг хребців у сегменті, що найбільш виражено на рівні С6. У тілах хребців найбільш напруженою є краніальна замикальна пластинка хребця С3, а найменш напруженою – С7. Каудальна замикальна пластинка найбільш напружена у сегментах С6 та С7. Величини напруги Мізеса у дорсальній області тіл хребців вище, ніж у вентральній.

Ключові слова: математичне моделювання, метод кінцевих елементів, шийний відділ хребта, хребетні рухові сегменти.

УДК 616. 711:617. 53]-089. 843(045)

МУЛЬТИСЕГМЕНТАРНОЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ШЕЙНЫХ ПОЗВОНОЧНЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ СЕГМЕНТОВ

Барыш А. Е., Козырев С. А., Яресько А. В.

Резюме Проведено исследование напряженно-деформированного состояния в позвоночных двигательных сегментах CIII-CVII при физиологической вертикальной статической нагрузке. Усовершенствована известная конечно-элементной модели CIII/CVII за счет моделирования фиброзного кольца и пульпозного ядра межпозвоночных дисков, заданы нелинейные характеристики связей. Наиболее нагруженными элементами являются суставные массы и корни дуг позвонков в сегменте, что более выражено на уровне С6. В телах позвонков наиболее напряженной является краниальная замыкательная пластинка позвонка С3, а наименее напряженной – С7. Каудальная замыкательная пластинка наиболее напряженная в сегментах С6 и С7. Величины напряжений Мизеса в дорсальной области тел позвонков выше, чем в вентральной.

Ключевые слова: математическое моделирование, метод конечных элементов, шейный отдел позвоночника, позвоночные двигательные сегменты.

UDC 616. 711:617. 53]-089. 843(045)

Multisegmental Mathematical Modeling of Cervical Functional Spinal Units

Barysh O. E., Kozyryev S. O., Yaresko A. V.

Abstract. Recently, mathematical modeling, using finite element method, is of great importance as it facilitates studying of the shortcomings and advantages of conventional and novel approaches in surgery of cervical spine pathology, determining and preventing possible complications related to retentive metalware.

The purpose of the paper is to enhance the CIII/CVII finite-element model (FEM) and study the deflected mode of its elements under vertical axial static load.

The prototype of the model is the Barysh CIV/СVI bisegmental FEM (2004), first designed in the CIS. The paper presents the enhanced four-segmented CIII/CVII FEM, developed in the Institute's biomechanical laboratory, and complemented with the following modifications:

- FEMs of intervertebral discs have been enhanced, considering its complicated structure, including fibrous ring and *nucleus pulposus*. This allows transmitting the load from the C3 to C7 mediately through the FEM of intervertebral discs, facilitating obtainment of more accurate results;

- load, applied to the model's anterior abutment complex of the C3cranial vertebra, has been distributed more proportionally between the ventral and dorsal parts of the body;

- whereas the joint capsule and anterior and posterior longitudinal ligaments, as well as yellow and interspinous ligaments are included into study, their characteristics are specified as nonlinear with the purpose to obtain more accurate results of Mises stress rates of these elements.

The developed CIII/CVII FEM is comprised of 33590 ten-unit isoparametric finite elements and has 55163 segments. To develop the CIII/CVII FEM, the provided computed tomography data of patient without signs of congenital and acquired pathology, as well as publication data about physiological geometrical parameters of cervical functional spinal units. The load, equal to $P=100$ N in the designed model, has been applied to the C3 cranial surface. The findings show that the most loaded are articular masses and roots of arches of vertebrae. Segments of model, where the FSU rates value is the highest, are found in the articular masses and roots of arches of the C6 vertebra. Value of the Mises stress rate constitutes 2,3 and 7 MPa, respectively. In vertebral bodies the cranial closing lamina in the C3 segment is the most strained (1,3 MPa), and the least strained is in the C7 segment (0,7 MPa). In the caudal closing laminae Mises stress rates are the highest in the C6 and C7 segments and constitute 0,7 MPa. In cranial parts of vertebral bodies Mises stress rates are higher than in caudal ones and in dorsal parts of vertebral bodies they are higher than in ventral ones.

The presented model promotes the study of deflected mode of cervical spine under multiple options of load as well as after simulated decompressive-and-stabilizing interventions. The obtained results of Mises stress rates analysis in the presented enhanced model are comparable with reported ones, indicating about its validity.

Keywords: mathematical modeling, finite element method, cervical spine, spinal functional units.

Рецензент – проф. Олійник С. А.

Стаття надійшла 22. 09. 2014 р.