

Возможности персонализированного конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника для прогнозирования течения дорсопатии

Е.В. Яковлев^{1,2,3,✉}, <https://orcid.org/0000-0002-8435-7562>, vmeda-ev@mail.ru

А.Л. Овсепьян⁴, <https://orcid.org/0000-0002-4050-214X>, aqturovsepyan@gmail.com

С.А. Живолупов⁵, <https://orcid.org/0000-0003-0363-102X>, peroslava@yandex.ru

А.А. Смирнов³, <https://orcid.org/0000-0002-2661-3759>, savmeda@yandex.ru

Е.Н. Гневyshev^{2,6}, <https://orcid.org/0000-0001-9671-462X>, evg-gnevyshev@yandex.ru

¹ Медицинский центр «Адмиралтейские верфи»; 190121, Россия, Санкт-Петербург, ул. Садовая, д. 126

² Институт прикладного психоанализа и психологии Университета при Межпарламентской Ассамблее ЕврАзЭС; 199226, Россия, Санкт-Петербург, Галерный проезд, д. 3

³ Московский государственный областной университет; 105005, Россия, Москва, ул. Радио, д. 10А, стр. 1

⁴ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» имени В.И. Ульянова (Ленина); 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Инструментальная, д. 2

⁵ Военно-медицинская академии имени С.М. Кирова; 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Академика Лебедева, д. 6

⁶ 3-й военный госпиталь войск национальной гвардии РФ; 192171, Россия, Санкт-Петербург, ул. Цимбалына, д. 13

Резюме

Введение. Применение методов математического моделирования в клинической практике позволяет идентифицировать патогенетические формы дорсопатий и тем самым обоснованно использовать концепцию таргетного лечения при ведении пациентов данной категории.

Цель – оценить возможности конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника для персонализированного лечения и прогнозирования течения дорсопатий.

Материалы и методы. На основании сочтенных данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии пациента (женщина 1951 года рождения) генерировалась модель сегмента C5 – C7, включающая позвонки C5, C6, C7, межпозвонковые диски, переднюю и заднюю продольные связки, две пары фасеточных суставов, спинной мозг, выйную связку. Средствами компьютерного моделирования и методом конечных элементов проводился анализ напряженно-деформированного состояния шейного отдела позвоночника пациента с дегенеративно-дистрофическими изменениями в сегментах C2 – C7. В программном обеспечении Abaqus/CAE 6.14 проводился конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния C5 – C7 в состоянии флексии, ротации и компрессии. Полученные при компрессии данные для нормы сравнивались с ранее проведенными экспериментами *in silico* и *in vitro*.

Результаты. Для каждого состояния получены эпюры напряжений и перемещений, кривые «нагрузка – перемещение», профили напряжений в межпозвонковых дисках. Осевая подвижность сегмента при компрессионной нагрузке ниже в два раза в сравнении с нормой при тех же граничных условиях и моделях материалов. Исследована степень вовлеченности спинного мозга в конфликты с окружающими его анатомическими структурами. При повороте модели вправо наблюдались конфликты корешков спинного мозга с костными структурами позвонков в фораминальных зонах, а также на уровне дисков C5 – C6 и C6 – C7 с левыми заднебоковыми поверхностями фиброзных колец. При повороте модели влево наблюдались конфликты спинного мозга во всех фораминальных зонах, а также на уровне диска C6 – C7 с левыми заднебоковыми поверхностями фиброзных колец. На основании данных о напряжениях в исследуемом сегменте прогнозировалось дальнейшее развитие дорсопатий и дегенеративных изменений в шейном отделе позвоночника.

Выводы. Использование конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника создает объективные предпосылки для формирования комбинированного персонализированного лечения и прогнозирования течения дорсопатий.

Ключевые слова: персонализированное моделирование, боль в шее, дорсопатия, межпозвонковый диск, напряженно-деформированное состояние, конечно-элементный анализ

Для цитирования: Яковлев Е.В., Овсепьян А.Л., Живолупов С.А., Смирнов А.А., Гневyshev Е.Н. Возможности персонализированного конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника для прогнозирования течения дорсопатии. *Медицинский совет*. 2022;16(14):38–56. <https://doi.org/10.21518/2079-701X-2022-16-14-38-56>.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Possibilities of personalized finite element segmental analysis of the cervical spine for predicting the course of dorsopathy

Evgeny V. Yakovlev^{1,2,3} , <https://orcid.org/0000-0002-8435-7562>, vmeda-ev@mail.ru

Artur L. Ovsepyan⁴, <https://orcid.org/0000-0002-4050-214X>, aqturovsepyan@gmail.com

Sergey A. Zhivolupov⁵, <https://orcid.org/0000-0003-0363-102X>, peroslava@yandex.ru

Alexander A. Smirnov³, <https://orcid.org/0000-0002-2661-3759>, savmeda@yandex.ru

Evgeniy N. Gnevyshev^{2,6}, <https://orcid.org/0000-0001-9671-462X>, evg-gnevyshev@yandex.ru

¹ Medical Center "Admiralteyskie Verfi"; 126, Sadovaya St., St Petersburg, 190121, Russia

² Institute of Applied Psychoanalysis and Psychology of the University under the Interparliamentary Assembly of the EurAsEC; 3, Galerniy Proezd, St Petersburg, 199226, Russia

³ Moscow State Regional University; 10A, Bldg. 1, Radio St., Moscow, 105005, Russia

⁴ St Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V.I. Ulyanov (Lenin); 2, Instrumentalnaya St., St Petersburg, 197022, Russia

⁵ Military Medical Academy named after S.M. Kirov; 6, Akademik Lebedev St., St Petersburg, 194044, Russia

⁶ 3rd Military Hospital of the Russian National Guard Troops; 13, Tsimbalin St., St Petersburg, 192171, Russia

Abstract

Introduction. The use of mathematical modeling methods in clinical practice will make it possible to identify the pathogenetic forms of dorsopathies and thus reasonably use the concept of targeted treatment in the management of patients of this category.

Aim. To evaluate the possibilities of finite element segmental analysis of the cervical spine for personalized treatment and prediction of the course of dorsopathies.

Material and methods. Based on the combined data of computed and magnetic resonance imaging of the patient (female, born in 1951), a model of the C5 – C7 segment was generated, including: vertebrae C5, C6, C7, IVD, anterior and posterior longitudinal ligaments, two pairs of facet joints, spinal cord, nuchal ligament. Computer modeling and finite element method were used to analyze the stress-strain state of the cervical spine of a patient with degenerative-dystrophic changes in the C2 – C7 segments. In the Abaqus/CAE 6.14 software, finite element analysis of the C5 – C7 stress-strain state was carried out in the state of flexion, rotation and compression. The data obtained during compression were compared with previous experiments in silico and in vitro for the norm.

Results. For each state, stress and displacement diagrams, load-displacement curves, stress profiles in the MPD were obtained. The axial mobility of the segment under compressive load is two times lower compared to the norm under the same boundary conditions and material models. The degree of involvement of the spinal cord in conflicts with the surrounding anatomical structures was studied. When the model was rotated to the right, conflicts were observed between the spinal cord roots and the bone structures of the vertebrae in the foraminal zones, as well as at the level of the C5 – C6 and C6 – C7 discs with the left posterolateral surfaces of the fibrous rings. When the model was turned to the left, conflicts of the spinal cord were observed in all foraminal zones, as well as at the level of the C6 – C7 disc with the left posterolateral surface of the fibrous rings. Based on the data on stresses in the studied segment, further development of dorsopathies and degenerative changes in the cervical spine was predicted.

Conclusions. The use of finite element segmental analysis of the cervical spine creates objective prerequisites for the formation of a combined personalized treatment and prediction of the course of dorsopathies.

Keywords: personalized modeling, neck pain, dorsopathy, intervertebral disc, stress-strain state, finite element analysis

For citation: Yakovlev E.V., Ovsepyan A.L., Zhivolupov S.A., Smirnov A.A., Gnevyshev E.N. Possibilities of personalized finite element segmental analysis of the cervical spine for predicting the course of dorsopathy. *Meditsinskiy Sovet*. 2022;16(14):38–56. (In Russ.) <https://doi.org/10.21518/2079-701X-2022-16-14-38-56>.

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

ВВЕДЕНИЕ

Боль в шее является актуальной проблемой общественного здравоохранения с наибольшим бременем в развитых странах. Глобальное медицинское статистическое исследование боли в шее, проведенное в 195 странах за период с 1990 по 2017 г., определило следующие показатели на 100 000 населения: точечная распространенность составила 3551,1; частота – 806,6; количество

лет, прожитых с инвалидностью, – 352,0; распространенность была выше у женщин по сравнению с мужчинами и увеличивалась с возрастом, а после 70–74 лет снижалась; бремя было выше при более высоких социально-демографических показателях. Совершенствование способов диагностики факторов риска, применение современных методов профилактики и лечения дорсопатий шейной локализации являются актуальным направлением снижения глобального бремени болезни [1].

Современные технологии визуализации и компьютерного моделирования позволяют изучать биомеханические взаимодействия в области шеи *in silico* (вычислительная биомеханика). Исследования биомеханики шеи в основном проводятся в области автомобильной безопасности, авионавтики и астронавтики. Методы вычислительного моделирования позволяют лучше понять процесс деформации, возникающей в тканях шеи человека [2]. Применяются различные способы, такие как двойная система рентгеноскопической визуализации и методов регистрации 3D-to-2D [3], высокоскоростная видеосъемка [4], экспериментальный и вычислительный биомеханический анализ имитируемых столкновений [5]. Все чаще уделяется внимание изучению функций мышц шеи и плечевого пояса. Исследование активации мышц при помощи поверхностной электромиографии (sEMG) показало определенную взаимосвязь между дисфункцией мышц плечевого пояса и хронической неспецифической болью в шее [6]. При нарушениях биомеханики шеи показано изменение не только функций отдельных мышц, но и биоэлектрической активности мышц-синергистов, в том числе мышц с противоположной стороны, что объясняется пространственным расширением нервного контроля [7].

Особое место занимают конечно-элементные модели шеи человека (Finite element human neck models – FEHNMs), которые широко используются в изучении и прогнозировании изменений в ответ на травму. Изучаются деформации суставного хряща и капсульной связки фасеточных суставов, сужение суставной щели фасеточных суставов, деформации межпозвонковых дисков (МПД) в сочетании с данными кинематики головы при заднем и фронтальном ударе [8]. В эпидемиологических исследованиях продемонстрирована повышенная частота травм шеи при фронтальном ударе и хлыстовой травме среди пожилых людей и женщин по сравнению с мужчинами, которая может быть обусловлена комплексной биомеханической реакцией на такое воздействие. Исследование конечно-элементных моделей (Finite element model) показало, что факторами, способствующими различиям в риске получения травм шеи, являются различия в геометрии шеи, увеличенный лордоз и положение головы, размеры углов фасеточных суставов [9]. Многочисленные исследования количественно подтверждают эффективность применения компьютерного моделирования и конечно-элементного анализа (КЭА) в предоперационном планировании (исследование систем «кость – протез»), анализе диапазона движений в позвоночнике, напряжений в фасеточных суставах, дисках, связках и спинном мозге [10]. КЭА также применяется в изучении течения шейной миелопатии при оссификации задней продольной связки и задней декомпрессии [11]. С помощью КЭА изучен патогенез цервикальной спондилотической миелопатии. Результаты демонстрируют, что при анализе реакции спинного мозга на компрессию возраст пациентов является важным фактором, который следует учитывать в дополнение к степени, скорости и коэффициенту компрессии сегментов спинного мозга [12]. Методы персонализированного моделирования методом конеч-

ных элементов активно применяются для планирования в спинальной хирургии, в частности, для предсказания постоперационных нагрузок в позвоночнике и спинном мозге после фиксации позвоночных сегментов [13].

Большой интерес представляет изучение биомеханики фасеточных суставов. Анализ методологии моделирования показал, что результат зависит от исходных данных геометрии суставной поверхности, свойств слоя хрящевой ткани, что непосредственно влияет на реакцию хряща при сжатии. В рассмотренных исследованиях в качестве исходных данных применяются модели позвоночника с линейной равномерно эластичной контактной поверхностью хряща фасеточного сустава. Для повышения надежности результатов необходимы совершенствование методик, систематический обмен входными и выходными валидационными данными [14]. Исследование биомеханического воздействия фасеточного тропизма на МПД и межпозвонковые (фасеточные, дугоотростчатые) суставы методом конечных элементов модели шеи от C2 до C7 сегментов показало, что фасеточный тропизм может быть анатомическим фактором риска развития дегенерации шейного диска за счет увеличения внутридискового давления и фасеточной дегенерации [15].

Шейный отдел позвоночника (C1 – C7) обеспечивает исключительную функциональность и диапазон движений (вращение, сгибание, разгибание и сгибание в сторону). Структуры, прилегающие к шейным позвонкам, включают спинной мозг и нервные корешки, кровеносные сосуды, а также трахею и пищевод. МПД способствуют подвижности и стабилизации шейного отдела позвоночника. В отличие от грудных и поясничных, шейные позвонки имеют уникальный костный выступ, называемый беззубым отростком, который сочленяется с соседним уровнем, образуя сустав Люшка (joint of Luschka), или беззубый сустав, который помогает укрепить МПД и обеспечивает дополнительную стабильность и движение.

МПД представляет собой сложную структуру, состоящую в основном из двух частей: фиброзного кольца, расположенного по периферии (annulus fibrosus), и пульпозного ядра, расположенного в центре (nucleus pulposus), которые отвечают за его функцию распределения нагрузки. При этом сегмент C5 – C6 чаще всего поражается из-за нарушения биомеханики шейного отдела позвоночника. При исследовании шейного остеохондроза пациенты отмечают множество симптомов, начиная с прерывистой или постоянной боли, наряду с возможными неврологическими симптомами без боли. Пациенты обычно получают консервативное лечение, когда испытывают непрогрессирующую боль и (или) имеют минимальные неврологические проблемы.

При необходимости хирургическое вмешательство, как правило, проводится планомерно, и его можно отложить в надежде на улучшение симптомов. Однако исключением являются пациенты с диагнозом шейной радикуломиелопатии (радикулоишемии), которым следует провести хирургическое лечение в кратчайшие сроки. Правильная диагностика и лечение спондилогенной шейной миелопатии могут быть чрезвычайно сложными,

особенно у пациентов с постоянной осевой болью в шее и радикулопатией. Также необходимо знать, что у 20% пациентов со стенозом позвоночного канала в шейном отделе также может быть поясничный стеноз. Именно в таких случаях методы диагностики должны включать тщательные сбор жалоб и анамнеза, физикальное обследование, инструментальные исследования для выбора правильной тактики лечения [16].

Фасеточный сустав является важнейшей анатомической областью позвоночника благодаря своей биомеханической роли в облегчении сочленения позвонков позвоночного столба. Вместе с МПД двусторонние фасеточные суставы передают нагрузки, направляют и ограничивают движения в позвоночнике благодаря своей геометрии и механической функции. Хотя большое количество исследований было сосредоточено на определении биомеханики позвоночника, формы и функции МПД, фасеточный сустав лишь недавно стал объектом экспериментальных, вычислительных и клинических исследований. Такое механическое поведение обеспечивает нормальное функционирование позвоночника во время физиологической нагрузки, но также может привести к его дисфункции, когда ткани фасеточного сустава изменяются в результате либо травмы, дегенерации, либо хирургической модификации позвоночника. Анатомические, биомеханические и физиологические характеристики фасеточных суставов в шейном и поясничном отделах позвоночника в последнее время стали объектом повышенного внимания с появлением хирургических процедур позвоночника, таких как восстановление и замена МПД, которые могут повлиять на реакцию фасеток.

Чтобы лучше понять физиологические последствия нагрузки на ткани в любых условиях, также представлен обзор путей механотрансдукции в хрящах, связках и костях, начиная со шкалы тканевого уровня и заканчивая клеточными модификациями. В этом контексте обобщаются экспериментальные исследования, поскольку они касаются наиболее распространенных модификаций, которые изменяют биомеханику и здоровье позвоночника, – травмы и дегенерации. Кроме того, было разработано множество вычислительных и конечно-элементных моделей, которые позволяют проводить более подробные и конкретные исследования фасеточного сустава и его тканей, чем это предусмотрено экспериментальными подходами, а также расширяют их применение в области биомеханики [17].

Несмотря на высокую информативность конечно-элементного метода в вопросах прогнозирования и влияния патологических вариантов биомеханики опорно-двигательной системы на нервную систему, существует ряд проблем в клиническом применении метода. В первую очередь это высокие временные и вычислительные затраты [18], связанные с отсутствием стандартизированных протоколов КЭА в задачах моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) опорно-двигательной системы [19]. В предыдущем исследовании [20] мы разработали и валидировали модели сегментов шейного отдела позвоночника в норме. В данном исследовании мы акцентируем внимание на методе персонализиро-

ванного моделирования шейного сегмента позвоночника с дегенеративно-дистрофическими изменениями для прогнозирования развития и течения дорсопатий.

Цель исследования – оценить возможности конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника для персонализированного лечения и прогнозирования течения дорсопатий.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Дизайн исследования

Средствами компьютерного моделирования и метода конечных элементов проводился анализ НДС шейного отдела позвоночника пациента с дегенеративно-дистрофическими изменениями в сегментах C2 – C7. На основании сочетанных данных компьютерной (КТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ) генерировалась модель сегмента C5 – C7, включающая позвонки C5, C6, C7, МПД, переднюю и заднюю продольные связки, две пары фасеточных суставов, спинной мозг, выйную связку.

Допущения:

- сегмент позвоночника является составной конструкцией переменного сечения, где нижняя поверхность тела позвонка C7 жестко фиксирована, распределенная нагрузка и моменты приложены к точке, связанной условием ограничения кинематической связи с группой узлов, принадлежащих верхним поверхностям тела позвонка и суставных отростков C5;
- не учитывается взаимодействие с грудной клеткой и головой;
- все анатомические структуры описываются комбинациями изотропных упругих моделей материалов; начальные напряжения в модели отсутствуют.

В программном обеспечении (ПО) Abaqus/CAE 6.14 проводился КЭА НДС C5 – C7 в состоянии флексии, ротации и компрессии. Для каждого состояния получены эпюры напряжений и перемещений, кривые «нагрузка – перемещение», профили напряжений в МПД. На основании полученных данных прогнозировалось дальнейшее развитие дорсопатий и дегенеративных изменений в шейном отделе позвоночника.

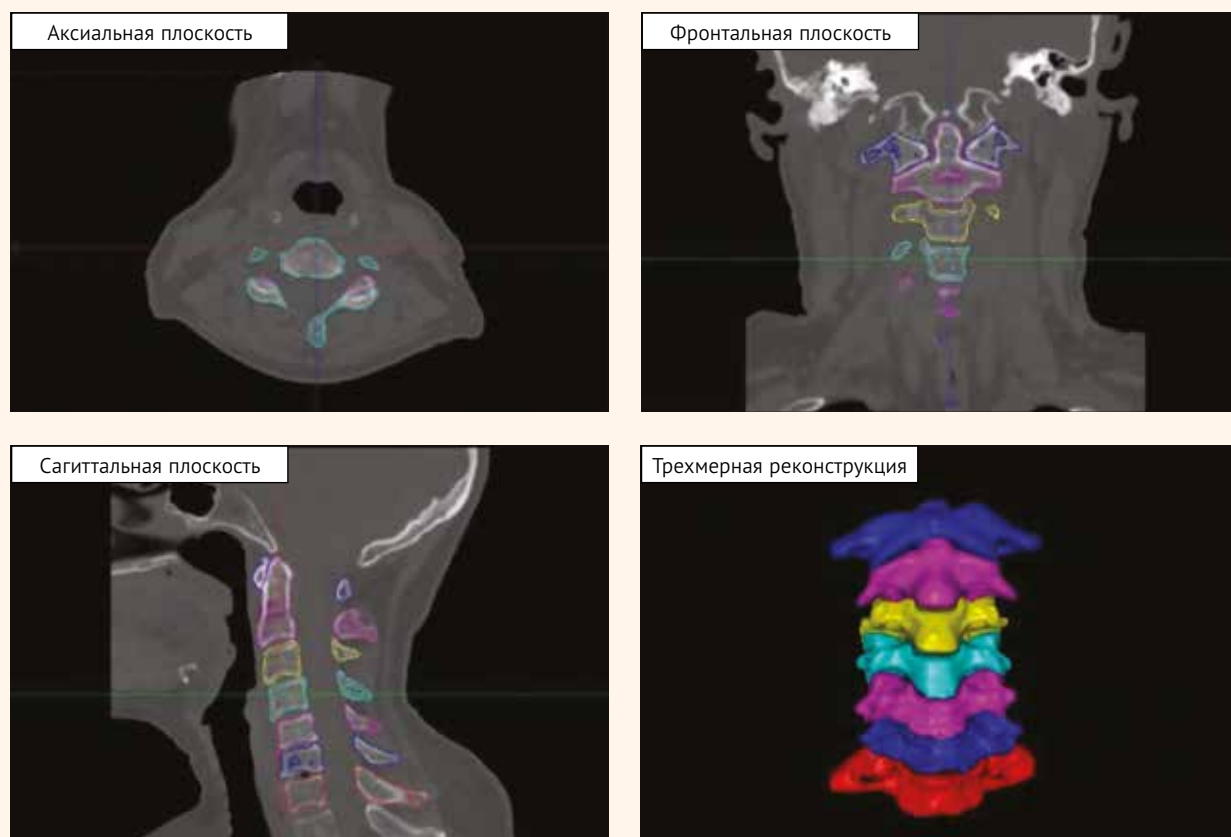
Данные исследования

Для моделирования позвонков и МПД с письменного информированного согласия исследуемого пациента (женщина 1951 года рождения) применялись данные КТ (компьютерный томограф Toshiba Aquilion 128-срезовый): стандартный протокол КТ-исследования шейного отдела позвоночника (22.09.2020) и МРТ (14.11.2020) с диагностированными дегенеративно-дистрофическими изменениями в шейном отделе позвоночника. МР-диагностика проводилась на МР-томографе Siemens Magnetom Espree 1.5T по протоколу МР-исследования шейного отдела позвоночника с функциональными пробами (наклон вперед) в аксиальной (tra), фронтальной (cor) и сагиттальной (sag) плоскостях. Получены изображения Loc/scout, T2 tse cor, T2 tse sag, T2 tse tra, T1 sag, T2 sag, TIRM (жироподавление), T2 sag (толщина среза от 1,0 мм) (рис. 1).

- **Рисунок 1.** Томографические изображения исследуемого пациента
- **Figure 1.** Tomographic images of the study patient



- **Рисунок 2.** Результат сегментации позвонков шейного отдела позвоночника на мультипланарной и трехмерных реконструкциях
- **Figure 2.** Results of cervical vertebral segmentation in multiplanar and three-dimensional reconstructions



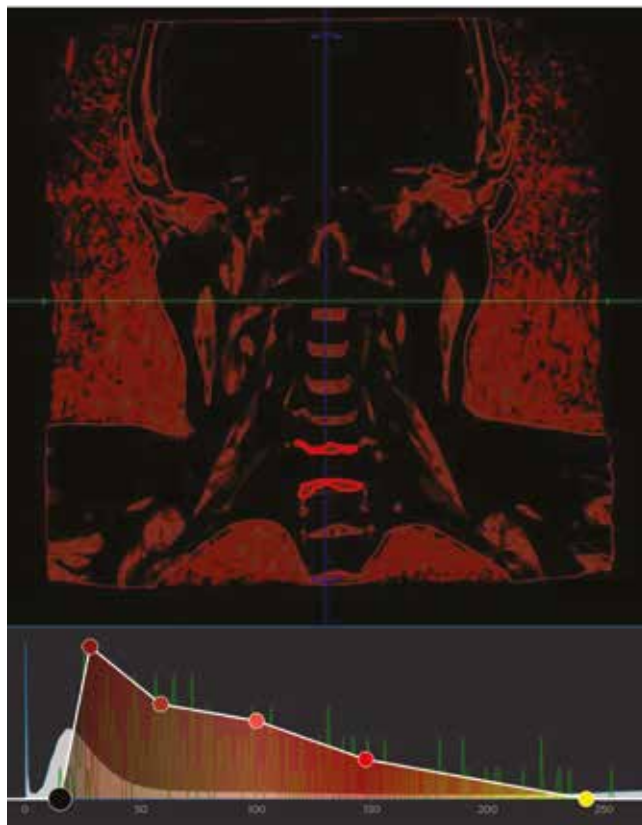
В заключении рентгенолога отмечаются: грыжи дисков C5 – C6, C6 – C7 (диффузная); умеренно выраженный спондилез, спондилоартроз, грыжа Шморля в нижней замыкательной пластинке тела C6, отсутствие динамики в сравнении с исследованием от 29.06.2019. На основе полученных данных КТ в ПО «Инобитек DICOM-Просмотрщик» (профессиональная редакция) генерировались мультипланарная и трехмерная реконструкции, где для позвонков шейного отдела позвоночника экспертом-рентгенологом выполнялась рутинная сегментация в трех проекциях (рис. 2).

По МР-изображениям в ПО «Инобитек DICOM-Просмотрщик» реконструировалась геометрия МПД. Для этого на МР-изображении экспертом-рентгенологом вручную выделялись контуры МПД. По данным интенсивности пикселей внутри контура строилась гистограмма, из которой формировалась передаточная функция-фильтр, которая представляет собой линейно-кусочную аппроксимацию выборочных пиков гистограммы (рис. 3). После фильтрации изображений (слайсов) производилась трехмерная реконструкция, и вручную выделялся объем дисков в зоне интереса (C5 – C7).

STL-модели (Stereolithography) позвонков и МПД комбинировались, после чего выполнялось обратное проектирование.

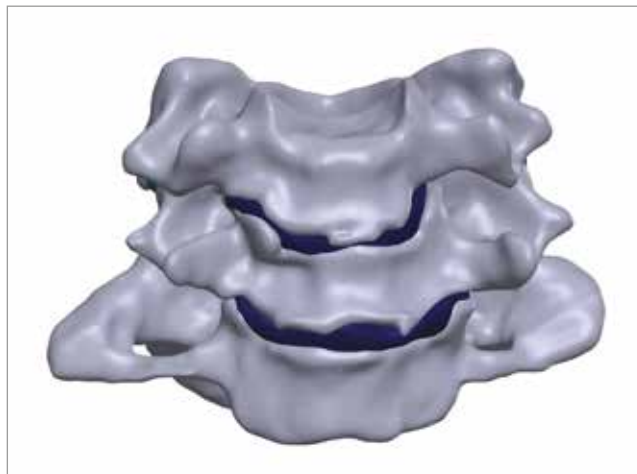
● **Рисунок 3.** На фронтальном срезе магнитно-резонансного изображения (сверху) контуром выделены межпозвоночные диски, получены гистограмма интенсивности и передаточная функция-фильтр (снизу)

● **Figure 3.** The frontal slice of magnetic resonance image (top) shows intervertebral discs by contour, intensity histogram and transfer function-filter (bottom)



● **Рисунок 4.** NURBS-модель C5 – C7 позвонков и межпозвоночных дисков

● **Figure 4.** NURBS-model of the C5-C7 vertebrae and intervertebral discs



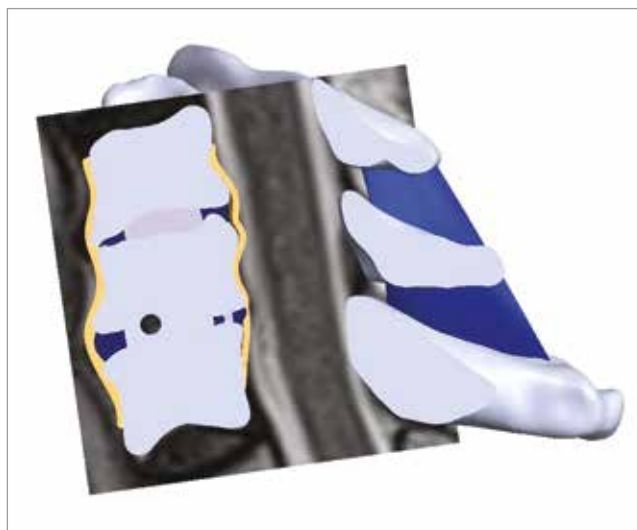
3D-моделирование

Обратное проектирование STL-моделей осуществлялось в ПО SolidWorks (Dassault Systèmes SE, Vélizy-Villacoublay, France). Средствами утилиты ScanTo3D сгенерированы NURBS-модели (Non-Uniform Rational B-Spline – неоднородные рациональные B-сплайны) позвонков, МПД (рис. 4); связки и фасеточные суставы моделировались с помощью стандартных инструментов ПО SolidWorks.

Спинальный мозг моделировался как двухкомпонентная структура, состоящая из твердой мозговой оболочки (dura mater) и объема ее внутренней области. Трехмерная модель генерировалась из контуров, выделенных на аксиальных и сагиттальных срезах МРТ в районах МПД (рис. 5).

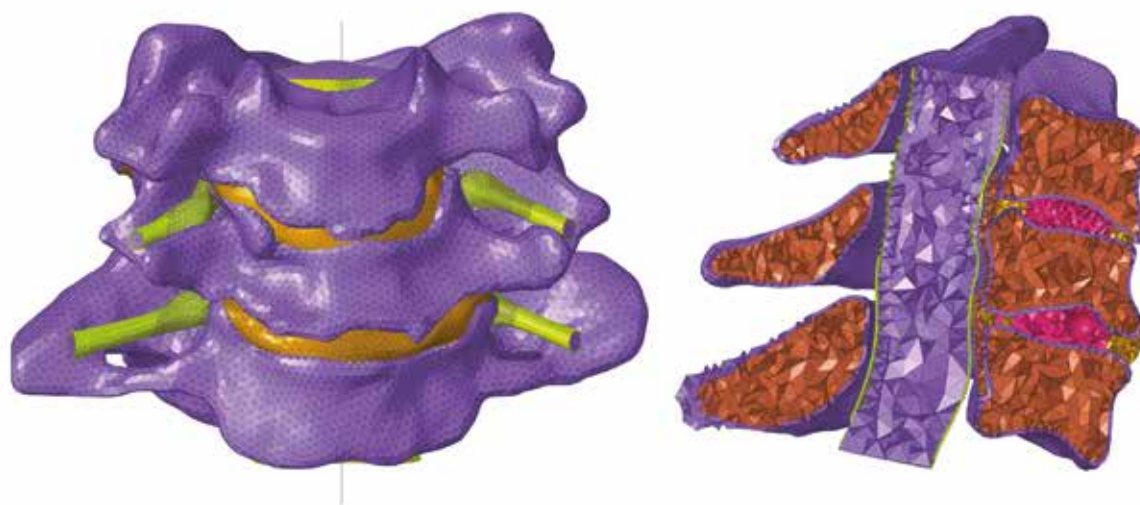
● **Рисунок 5.** Сочетанная NURBS-модель с магнитно-резонансными изображениями для генерации трехмерной модели спинного мозга (медианно-сагиттальная плоскость)

● **Figure 5.** Combined NURBS model with magnetic resonance images to generate a 3D model of the spinal cord (median-sagittal plane)



● **Рисунок 6.** Конечно-элементная модель C5 – C7

● **Figure 6.** Finite-element model of C5 to C7: left - frontal view, right - cross-sectional model (median-sagittal plane)



Слева – фронтальный вид, справа – модель в разрезе (медианно-сагиттальная плоскость).

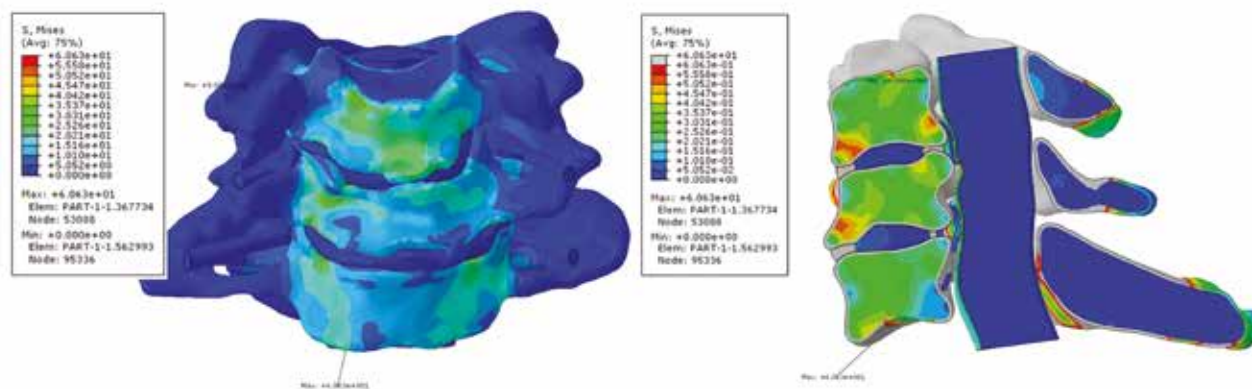
● **Таблица.** Механические характеристики анатомических структур, входящих в исследуемый сегмент

● **Table.** Mechanical characteristics of anatomical structures included in the studied segment

Анатомическая структура	Модуль Юнга Е, МПа	Коэффициент Пуассона	Тип элемента	Источник
Кортикальная кость	12 000	0,3	C3 – D4	A. Agarwal et al. [22]
Трабекулярная кость	100	0,2	C3 – D4	A. Agarwal et al. [22]
Фасеточный хрящ	10,4	0,4	C3 – D4	M. Mengoni [23]
Ламель фиброзного кольца	8,4	0,45	C3 – D4	M. Mengoni [23]
Пульпозное ядро	1	0,499	C3 – D4	M. Mengoni [23]

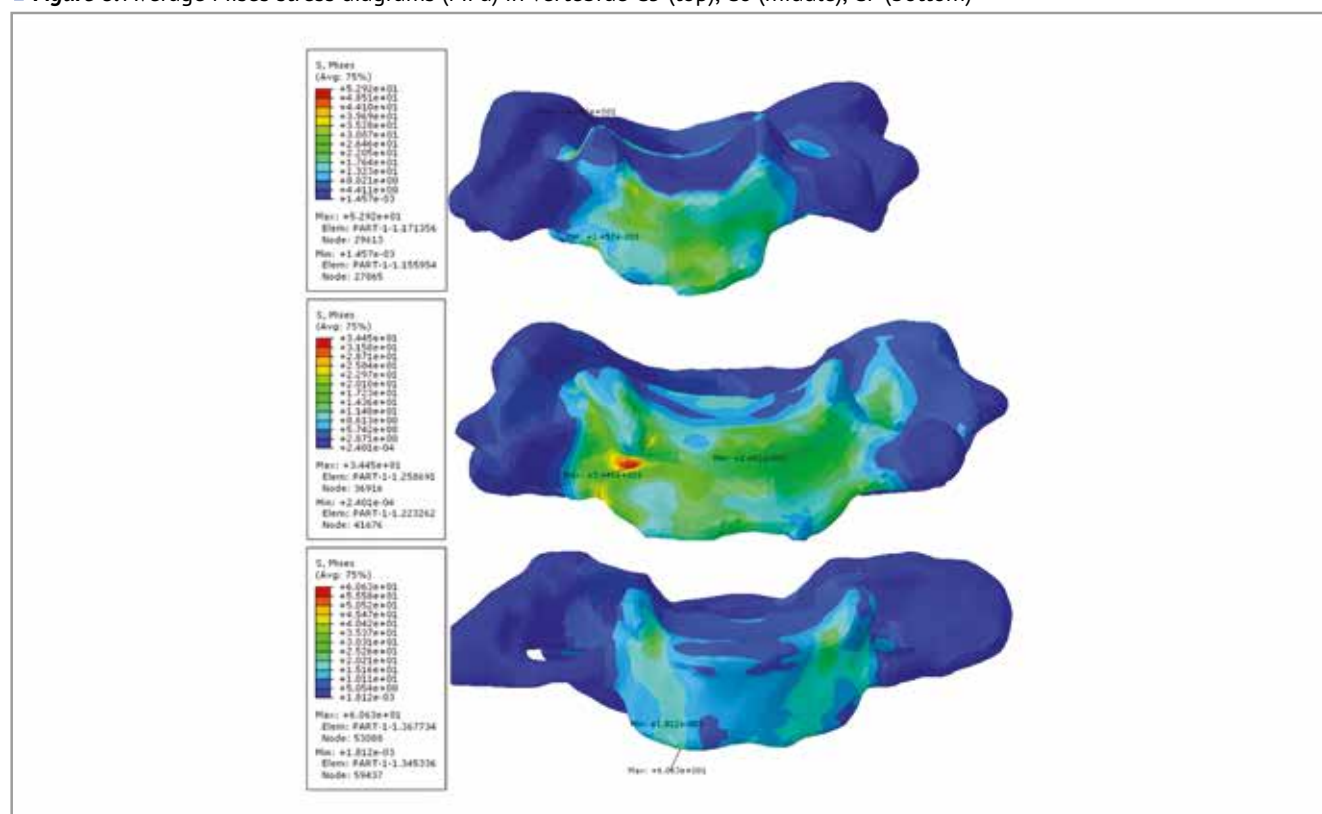
● **Рисунок 7.** Напряженно-деформированное состояние исследуемого сегмента при компрессии (МПа)

● **Figure 7.** Stress-strain state of the studied segment under compression (MPa)



Слева – фронтальный вид, справа – эпюры напряжений в медианно-сагиттальном разрезе.

- **Рисунок 8.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу (МПа) в позвонках C5 (сверху), C6 (в центре), C7 (снизу)
- **Figure 8.** Average Mises stress diagrams (MPa) in vertebrae C5 (top), C6 (middle), C7 (bottom)



Предобработка NURBS-модели для КЭА проводилась в ПО HyperMesh (Altair Engineering, Inc., Troy, Michigan, USA). При генерации конечно-элементной сетки каждый позвонок разделялся на кортикальную и трабекулярную структуры (рис. 6).

Полученные конечно-элементные модели импортировались как orphaned сетки в ПО Abaqus/CAE (Simulia, Johnston, Rhode Island, USA) для задания механических свойств материалам и постановки граничных условий для биомеханического анализа модели [21].

Математическая постановка задачи

С математической точки зрения в каждой из локально однородных подобластей неоднородного функционального элемента позвоночника решалась статическая задача теории упругости о действии на него компрессионной (осевой) нагрузки и моментов силы для симуляции ротации и флексии сегмента. Для всех материалов применялась модель линейно-упругого изотропного материала [21]. Механические характеристики взяты из литературы и сведены в таблицу [22, 23].

РЕЗУЛЬТАТЫ

Компрессия

Предельные значения перемещений при статическом нагружении и линейно возрастающей осевой нагрузке до 500 Н для модели с патологией принимают значения $0,28 \pm 0,01$ мм. В сравнении с моделью в норме, где при-

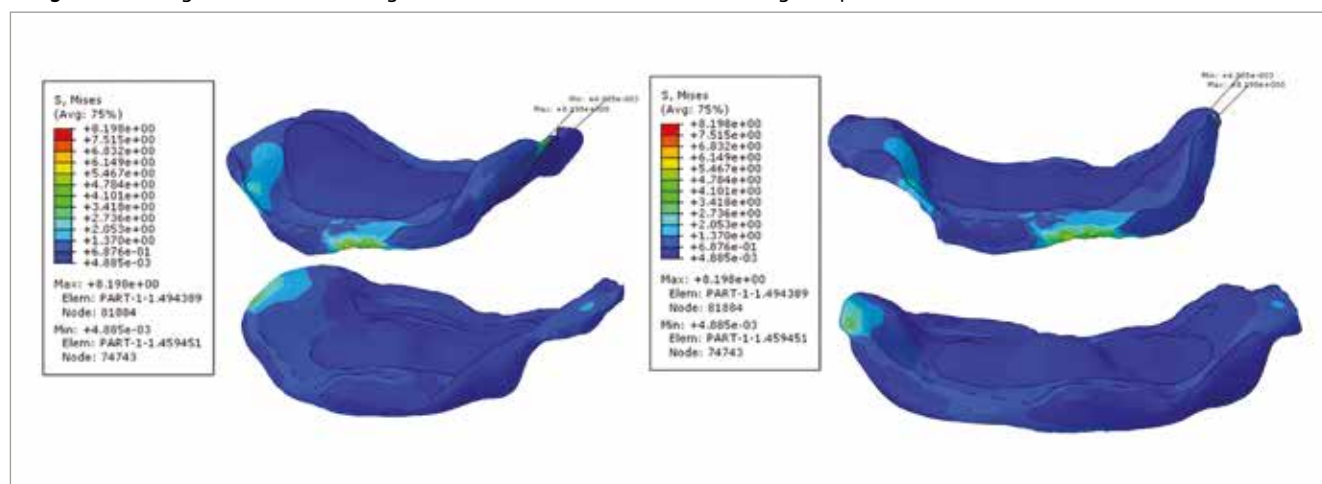
менены те же коэффициенты модели материалов (изотропная модель), значения перемещений в текущем исследовании меньше в два раза ($0,57 \pm 0,02$ мм). На рис. 7 представлена модель в НДС с полем напряжений по Мизесу. Основная нагрузка концентрируется в кортикальном слое по всей модели. Предельное значение напряжений концентрируется на нижней поверхности тела позвонка C7.

При рассмотрении трабекулярных структур позвонков наблюдается повышенная концентрация напряжений в зонах краевых разрастаний (остеофитов) передней части позвонков C5, C6. На рис. 8 представлены эпюры напряжений по Мизесу для каждого позвонка. Предельные значения напряжений наблюдаются в передней, задней частях тел позвонков и в ножках поперечных отростков.

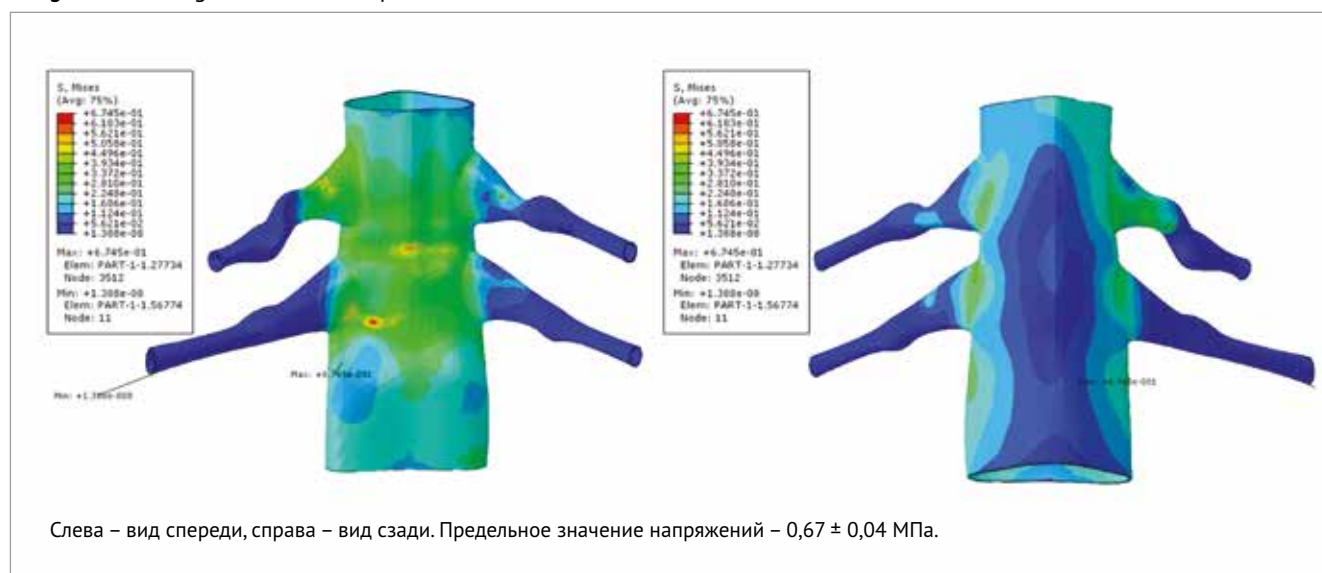
Все минимальные значения напряжений сконцентрированы в районах остистых отростков позвонков. Предельное значение напряжений для C5 – $53 \pm 4,8$ МПа, для C6 – $34 \pm 4,6$ МПа, для C7 – $60 \pm 5,0$ МПа. В позвонке C6 предельное напряжение наблюдается под верхним краевым разрастанием. Картина распределения напряжений в МПД представлена на рис. 9. Предельные значения напряжений во всех смоделированных случаях сконцентрированы под краевыми разрастаниями. Локальный максимум напряжений при компрессии находится в зоне фиброзного кольца диска C5 – C6 с наименьшей толщиной рядом с грыжевым выпячиванием.

Значение внутридискового давления при компрессии сравнивалось со значениями в норме (*in silico*). Среднее

- **Рисунок 9.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу в межпозвоноковых дисках при компрессии
- **Figure 9.** Averaged Mises stress diagrams in the intervertebral discs during compression



- **Рисунок 10.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу на dura mater
- **Figure 10.** Averaged Mises stress epiures at the dura mater



значение давления в МПД в норме – $0,39 \pm 0,020$ МПа. Давление в МПД с заднебоковой грыжей – $0,0247 \pm 0,001$ МПа, с диффузной – $0,0274 \pm 0,003$ МПа.

Для оценки степени вовлеченности спинного мозга в конфликты с окружающими анатомическими структурами при компрессии строились эпюры напряжений по Мизесу и давления для dura mater и объема ее внутренней области. На рис. 10 представлены эпюры напряжений в dura mater при компрессии. Предельные значения напряжений концентрируются в области контакта dura mater с задней продольной связкой на уровне МПД (выделены градиентами красного).

Эпюры напряжений и давления во внутреннем объеме dura mater проиллюстрированы на рис. 11.

Предельные значения напряжений при компрессии наблюдаются в передней зоне содержимого dura mater. На рис. 12 представлены эпюры напряжений в задней продольной связке. Наибольшие значения наблюдаются

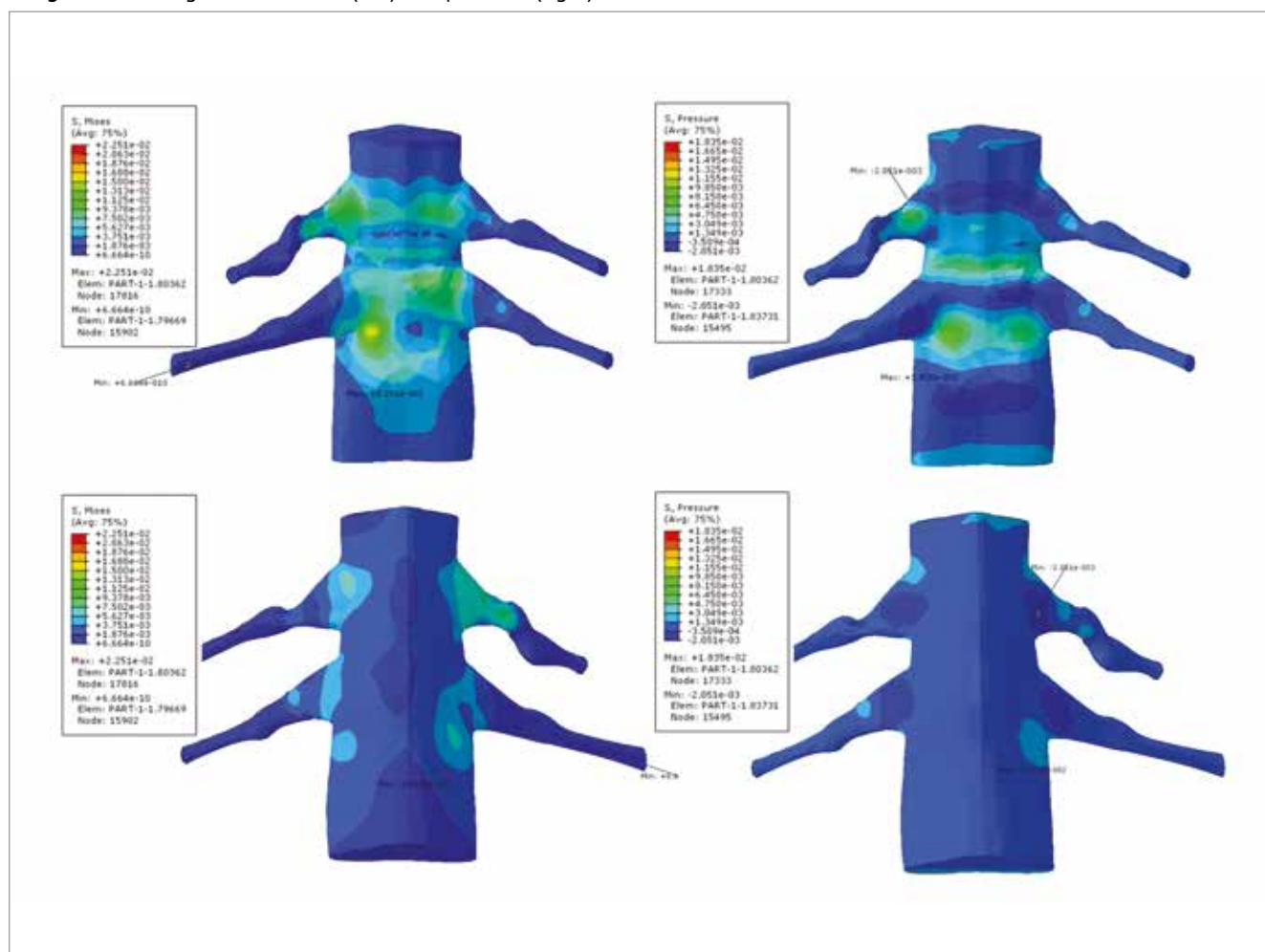
в местах крепления связки к фиброзному кольцу МПД (рис. 12, справа – вид спереди) и в местах контакта связки с dura mater на уровне МПД.

Флексия

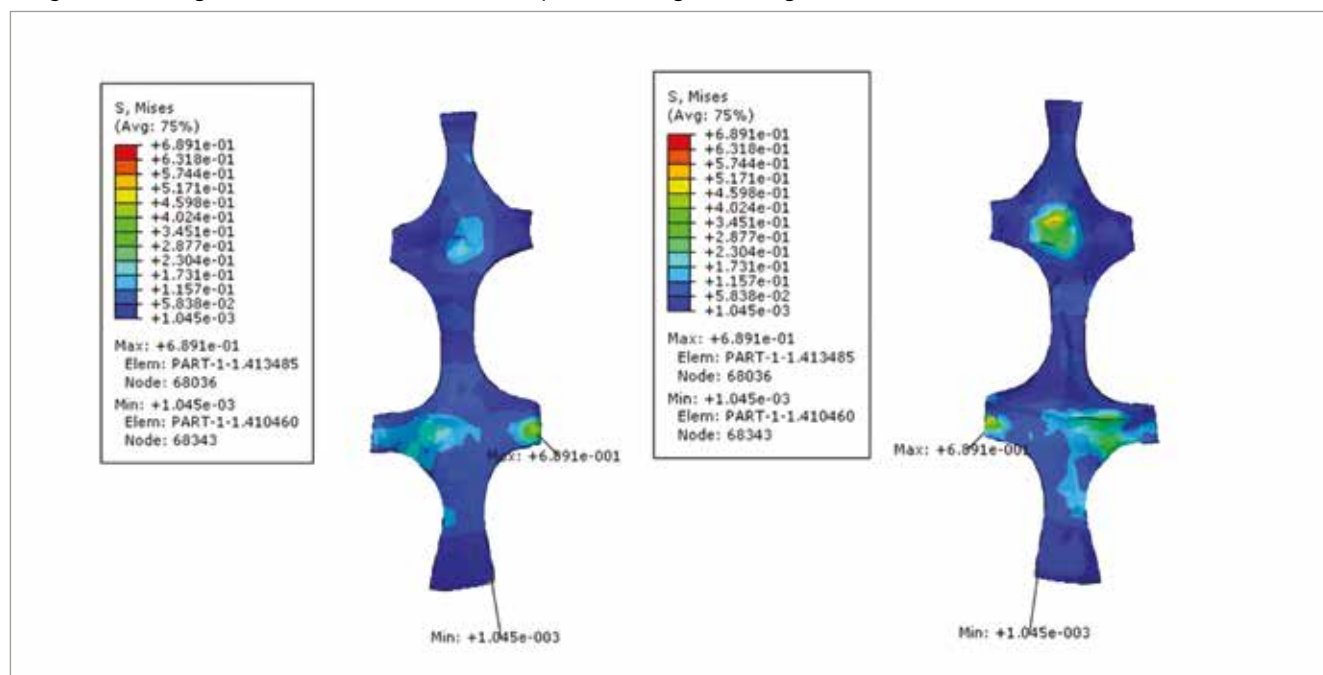
На рис. 13 представлена модель исследуемого сегмента позвоночника при флексии (момент силы $300 \text{ Н} \cdot \text{м}$) в НДС с усредненным полем напряжений по Мизесу. Основная нагрузка концентрируется в кортикальном слое по всей модели. Предельное значение напряжений концентрируется на нижней поверхности тела позвонка С7 с фиксированной геометрией.

При рассмотрении трабекулярных структур позвонков наблюдалась повышенная концентрация напряжений, близкая к зонам краевых разрастаний (остеофитов) передней части позвонков С5, С6. Отмечаются высокие (в сравнении с компрессией) напряжения в передней части фиброзного кольца МПД в двух дисках. На рис. 14

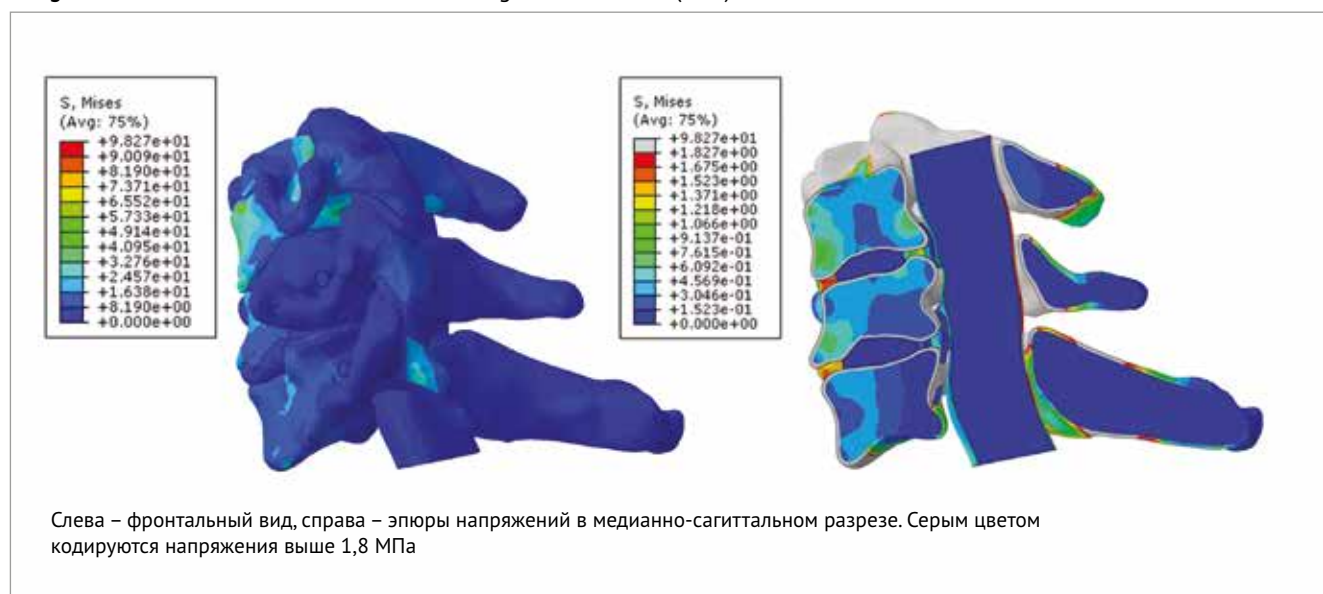
- **Рисунок 11.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу (слева) и давления (справа) во внутреннем объеме dura mater
- **Figure 11.** Averaged Mises stress (left) and pressure (right) in the internal volume of the dura mater



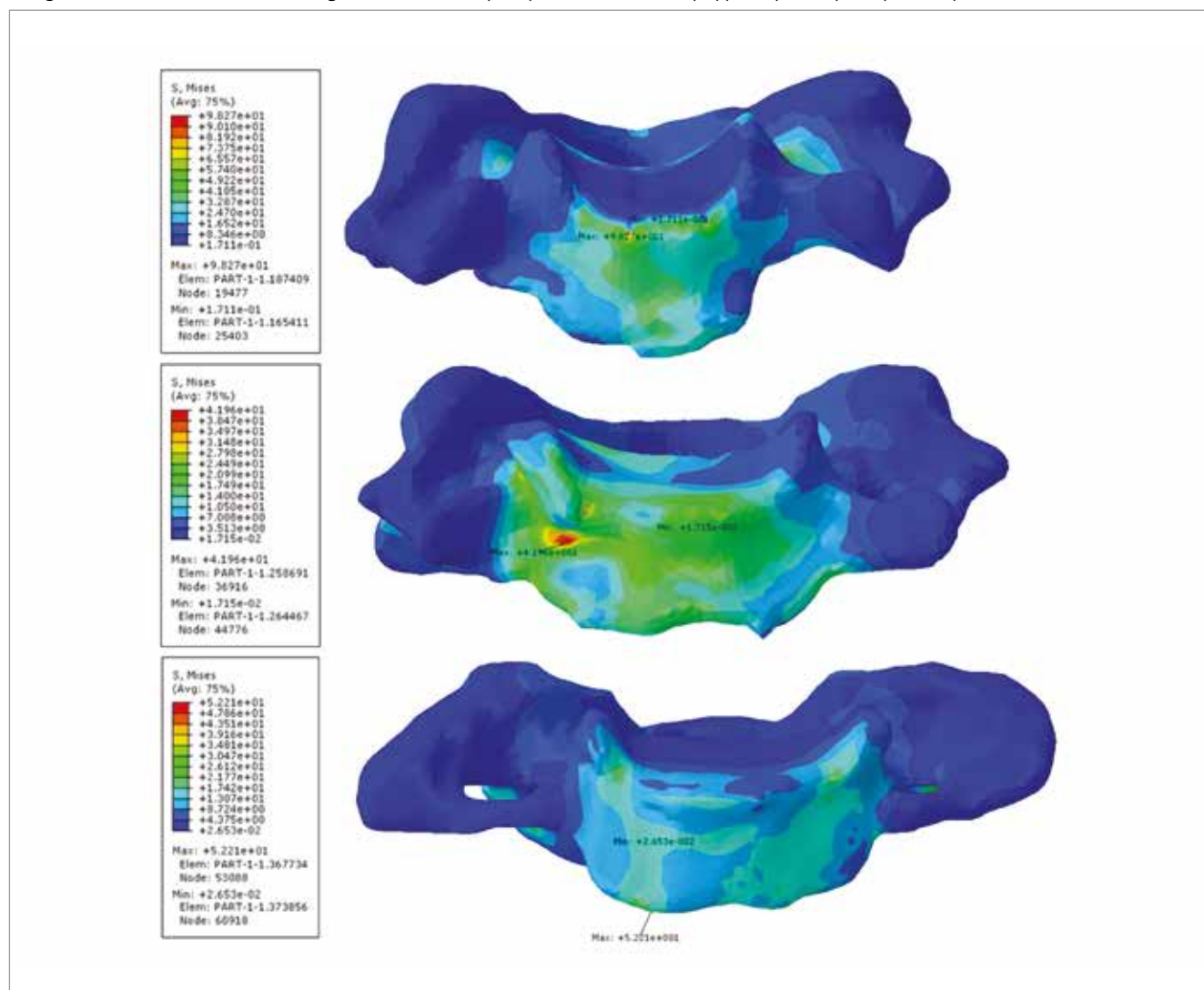
- **Рисунок 12.** Усредненные значения напряжений по Мизесу в задней продольной связке
- **Figure 12.** Average values of Mises stresses in the posterior longitudinal ligament



- **Рисунок 13.** Напряженно-деформированное состояние исследуемого сегмента при флексии (МПа)
- **Figure 13.** Stress-strain state of the studied segment at flexion (MPa)



- **Рисунок 14.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу при флексии (МПа) в позвонках C5 (сверху), C6 (в центре), C7 (снизу)
- **Figure 14.** Mean Mises stress diagrams at flexion (MPa) in vertebrae C5 (top), C6 (center), C7 (bottom)



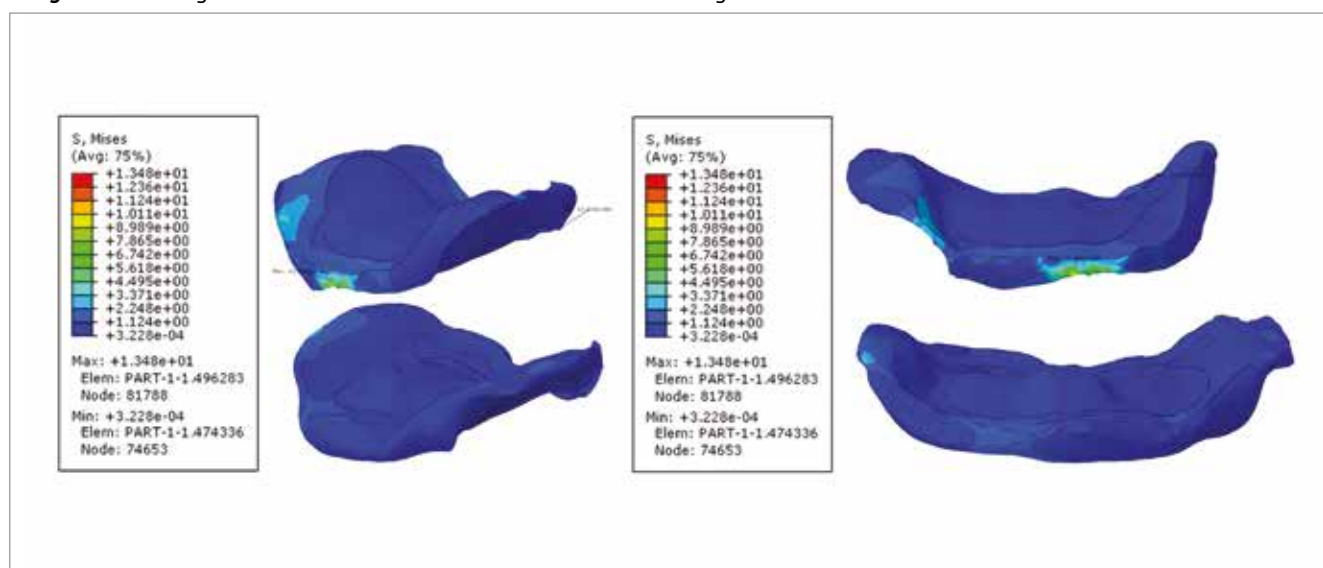
представлены эпюры напряжений по Мизесу для каждого позвонка. Предельные значения напряжений наблюдаются в передней, задней частях тел позвонков и в ножках поперечных отростков. Все минимальные значения напряжений сконцентрированы в районах остистых отростков позвонков. Предельное значение напряжений для C5 – $98 \pm 2,7$ МПа, для C6 – $41 \pm 6,7$ МПа, для C7 – $52 \pm 3,1$ МПа. В позвонке C6 предельное напряжение наблюдается под верхним краевым разрастанием.

Картина распределения напряжений в МПД представлена на *рис. 15*. Предельные значения напряжений также, как и при компрессии, сконцентрированы под краевыми

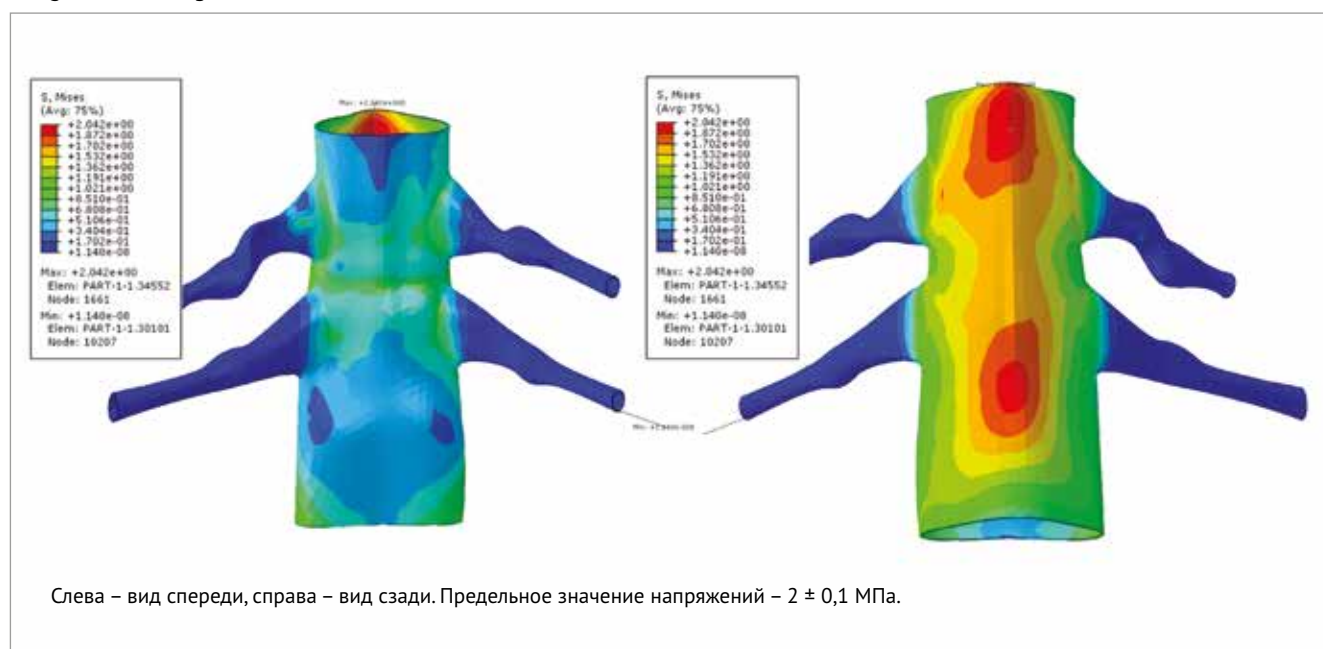
разрастаниями. Локальный максимум напряжений при флексии находится в передней зоне фиброзного кольца диска C5 – C6 под краевым разрастанием в передней части тела позвонка – 13 ± 5 МПа.

Для оценки степени вовлеченности спинного мозга в конфликты с окружающими анатомическими структурами при флексии строились эпюры напряжений по Мизесу и давления для *dura mater* и объема ее внутренней области. На *рис. 16* представлены эпюры напряжений в *dura mater* при компрессии. Предельные значения напряжений концентрируются в задней области *dura mater* по всей длине сегмента (выделены градиентами красного).

- **Рисунок 15.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу в межпозвонковых дисках при флексии
- **Figure 15.** Averaged Mises stresses in the intervertebral discs during flexion

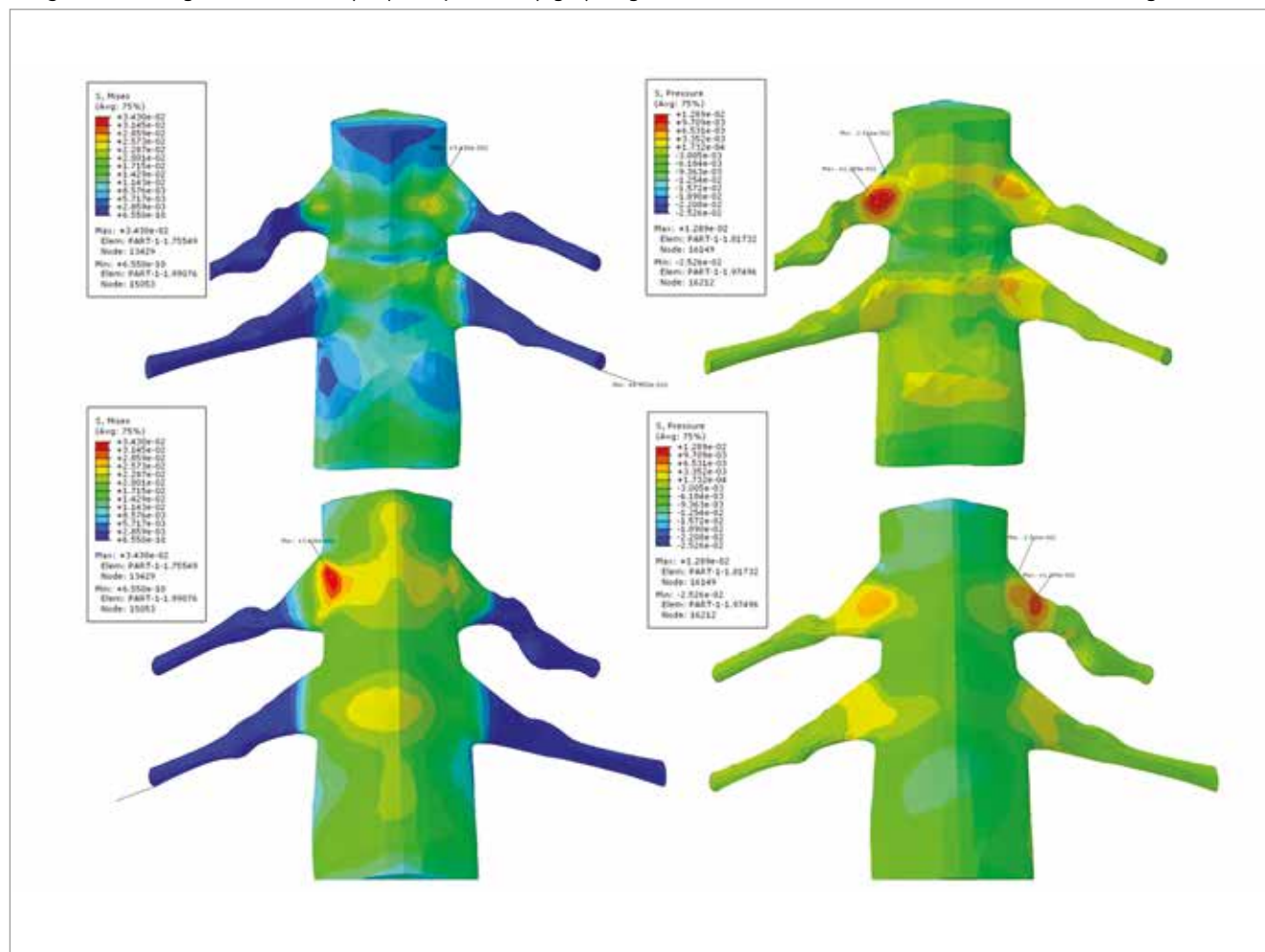


- **Рисунок 16.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу на *dura mater*
- **Figure 16.** Averaged Misesian stresses on the *dura mater*



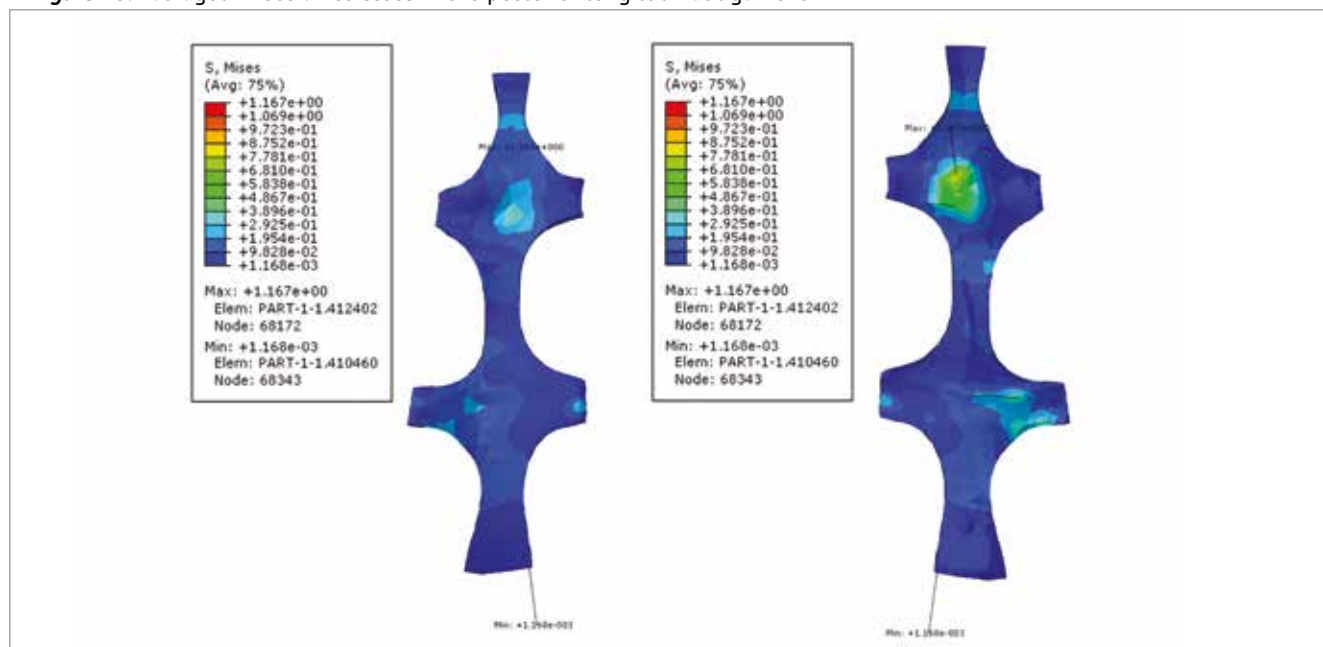
● **Рисунок 17.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу (слева) и давления (справа) во внутреннем объеме dura mater при флексии

● **Figure 17.** Averaged Mises stress (left) and pressure (right) diagrams in the internal volume of the dura mater during flexion



● **Рисунок 18.** Усредненные значения напряжений по Мизесу в задней продольной связке

● **Figure 18.** Averaged Misesian stresses in the posterior longitudinal ligament



Эпюры напряжений и давления во внутреннем объеме *dura mater* проиллюстрированы на *рис. 17*.

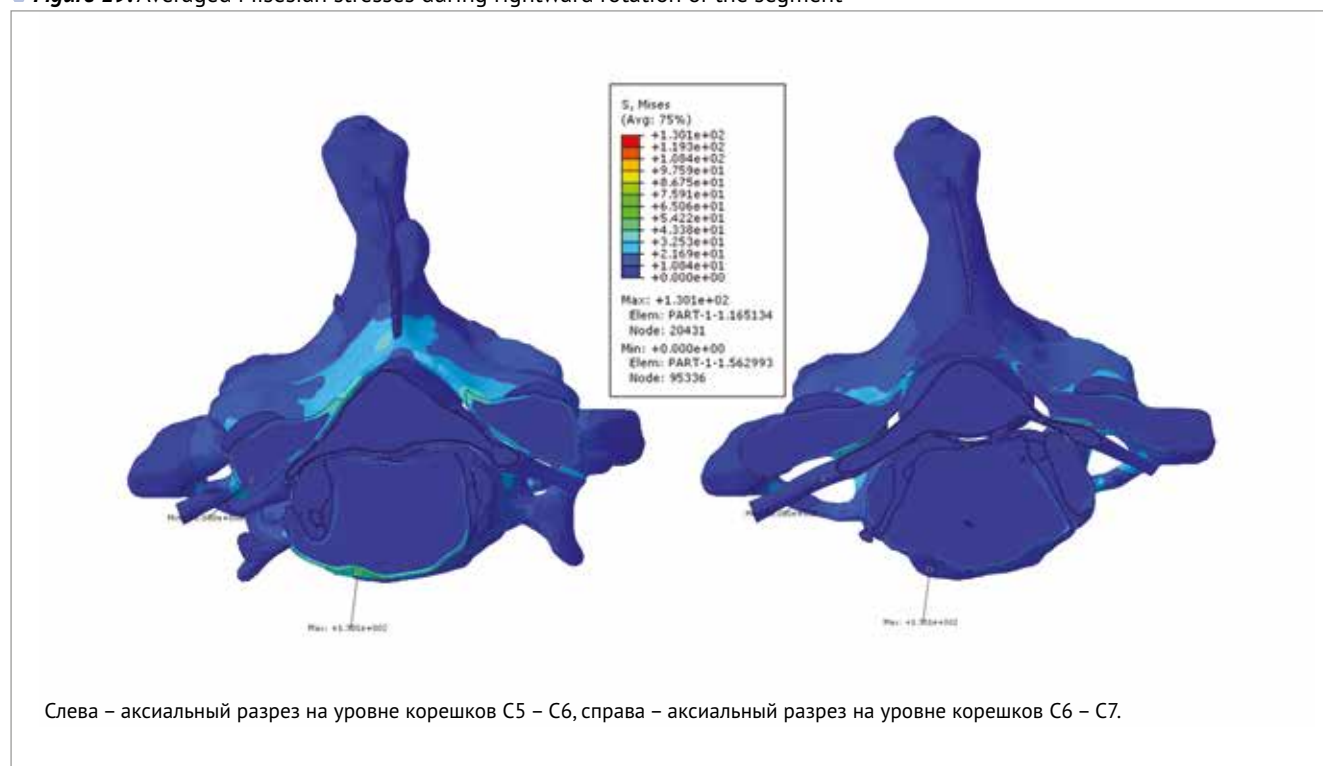
Предельные значения напряжений при флексии наблюдаются в районе корешков спинного мозга на всех уровнях МПД. Максимальное значение – $0,032 \pm 0,003$ МПа. Предельное значение давления в районе левого корешка C5 – C6 – $0,012 \pm 0,001$ МПа. На *рис. 18* представлены эпюры напряжений в задней продольной связке. Наибольшие значения наблюдаются в местах крепления связки к фиброзному кольцу МПД спереди (*рис. 18*, справа) и в местах контакта связки с *dura mater* на уровне МПД C5 – C6.

Ротация

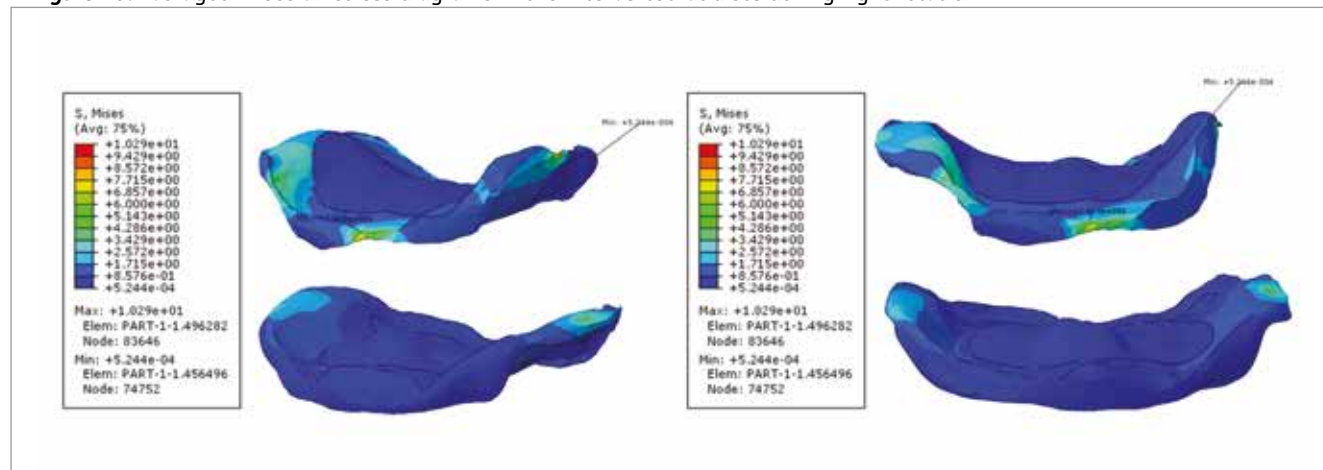
Исследовались два варианта ротации сегмента: поворот вправо и поворот влево при моменте силы $300 \text{ Н} \cdot \text{м}$. При повороте модели вправо наблюдаются конфликты корешков спинного мозга с костными структурами позвонков в фораминальных зонах, а также на уровне дисков C5 – C6 и C6 – C7 с левыми заднебоковыми поверхностями фиброзных колец (*рис. 19*). При этом предельные нагрузки по Мизесу концентрировались в левой части кортикального слоя тел позвонков.

Картина распределения напряжений в МПД представлена на *рис. 20*. Предельные значения напряжений были

- **Рисунок 19.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу при ротации сегмента вправо
- **Figure 19.** Averaged Misesian stresses during rightward rotation of the segment

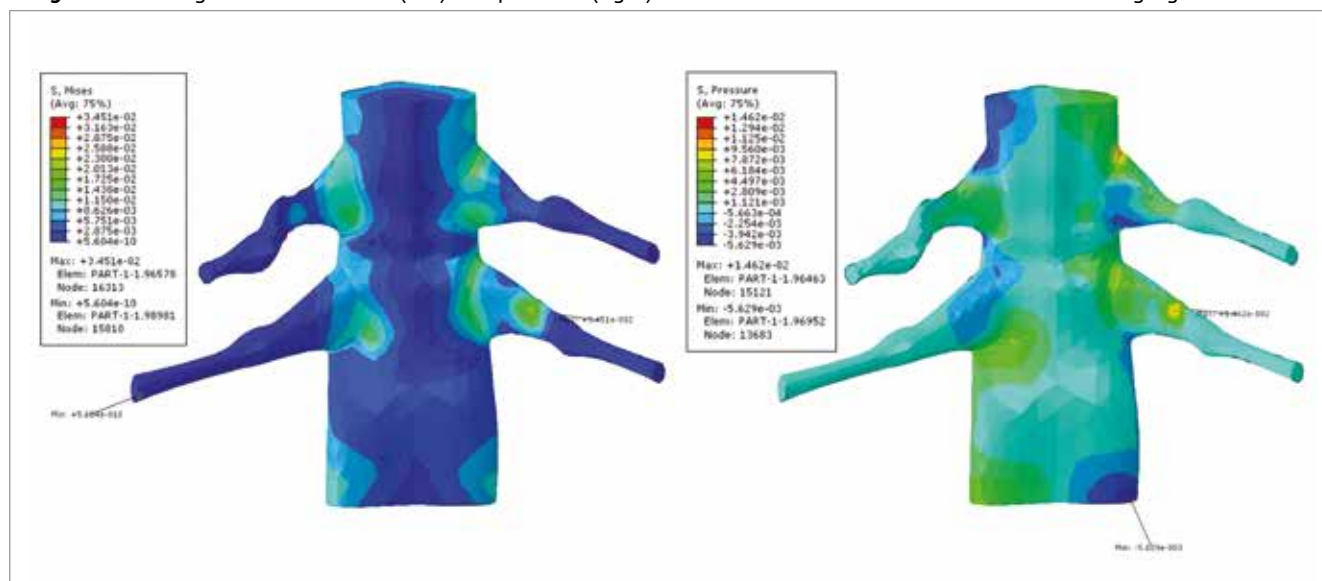


- **Рисунок 20.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу в межпозвоночных дисках при ротации вправо
- **Figure 20.** Averaged Misesian stress diagrams in the intervertebral discs during right rotation



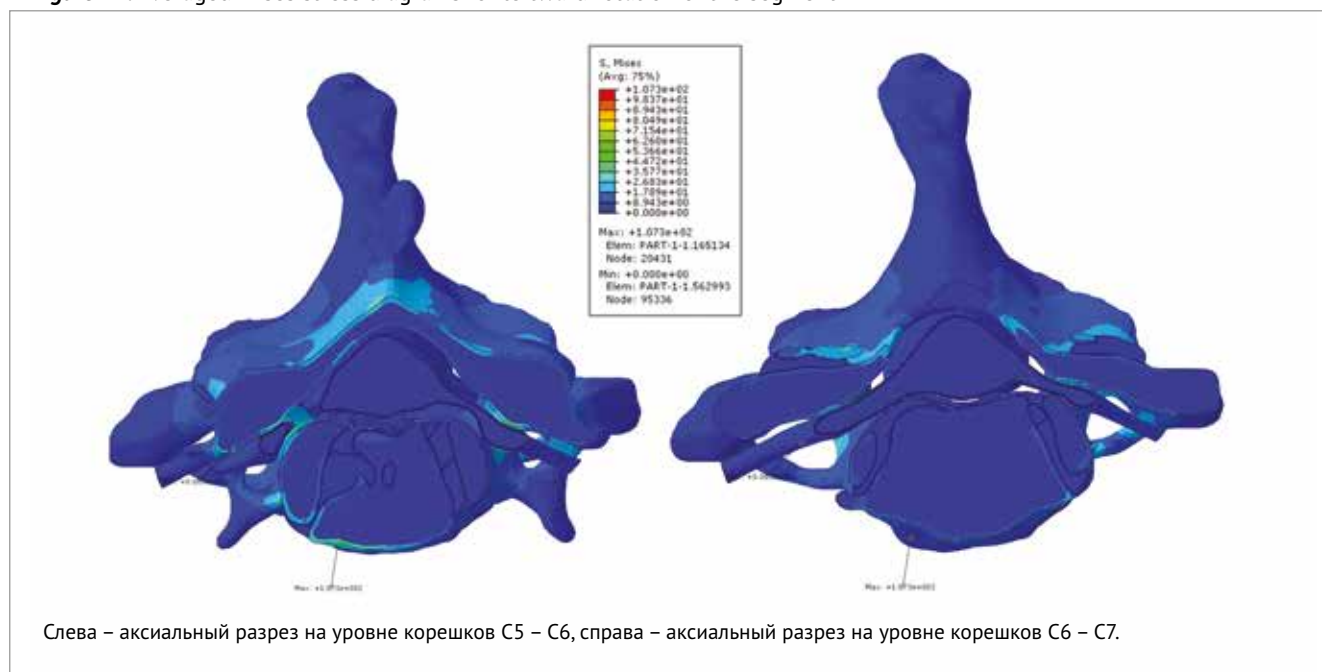
● **Рисунок 21.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу (слева) и давления (справа) во внутреннем объеме dura mater при ротации вправо

● **Figure 21.** Averaged Misesian stress (left) and pressure (right) in the internal volume of the dura mater during right rotation



● **Рисунок 22.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу при ротации сегмента влево

● **Figure 22.** Averaged Mises stress diagrams for leftward rotation of the segment



Слева – аксиальный разрез на уровне корешков C5 – C6, справа – аксиальный разрез на уровне корешков C6 – C7.

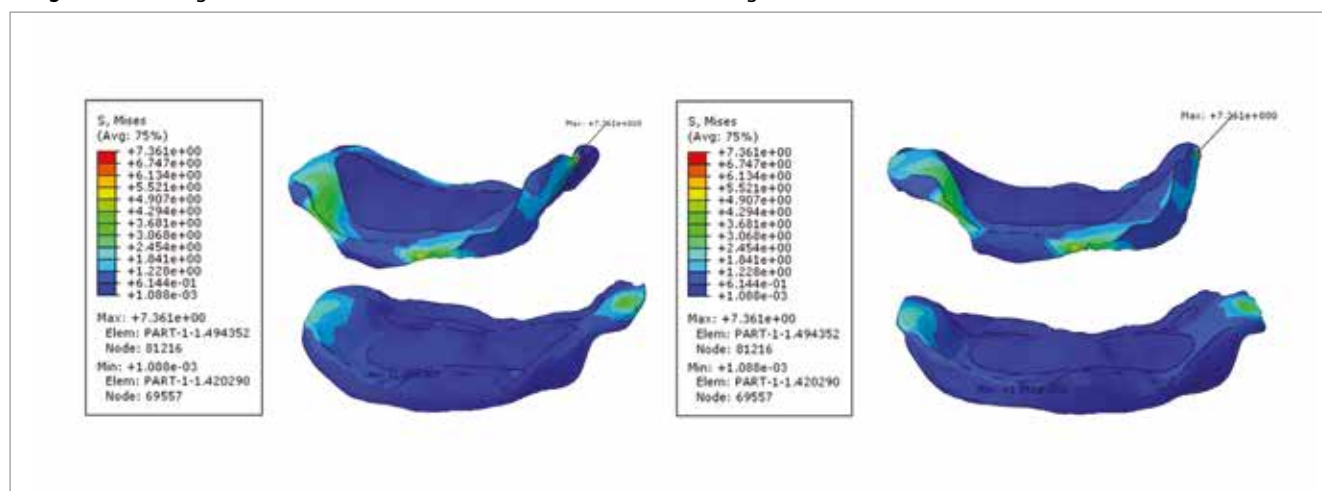
сконцентрированы под краевыми разрастаниями по всей периферии МПД. Локальный максимум напряжений находился в передней зоне фиброзного кольца диска C5 – C6 под краевым разрастанием в передней части тела позвонка – 10 ± 1 МПа.

Для оценки степени вовлеченности спинного мозга в конфликты с окружающими анатомическими структурами при ротации вправо строились эпюры напряжений по Мизесу и давления для объема внутренней области dura mater (рис. 21). Предельные значения напряжений и давления в обоих случаях концентрировались в районах

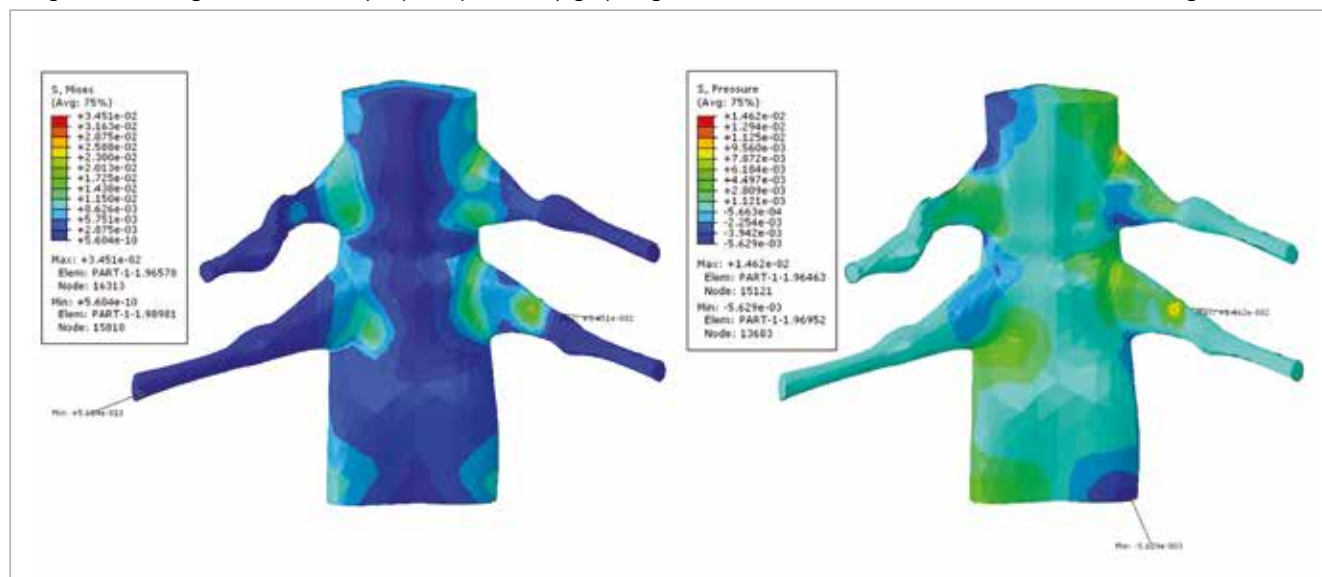
фораминальных зон во всех межпозвонковых отверстиях, а также в зонах грыжевого выпячивания C5 – C6 (правая заднебоковая грыжа), в левой задней парамедианной зоне C5 – C6 и в зоне диффузного выпячивания диска C6 – C7 слева.

При повороте модели влево наблюдались конфликты спинного мозга во всех фораминальных зонах, а также на уровне диска C6 – C7 с левыми заднебоковыми поверхностями фиброзных колец (рис. 22). Предельные нагрузки по Мизесу концентрируются в левой части кортикального слоя тел позвонков.

- **Рисунок 23.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу в межпозвонковых дисках при ротации влево
- **Figure 23.** Averaged Misesian stresses in the intervertebral discs during rotation to the left



- **Рисунок 24.** Усредненные эпюры напряжений по Мизесу (слева) и давления (справа) во внутреннем объеме dura mater при ротации влево
- **Figure 24.** Averaged Mises stress (left) and pressure (right) diagrams in the internal volume of the dura mater during left rotation



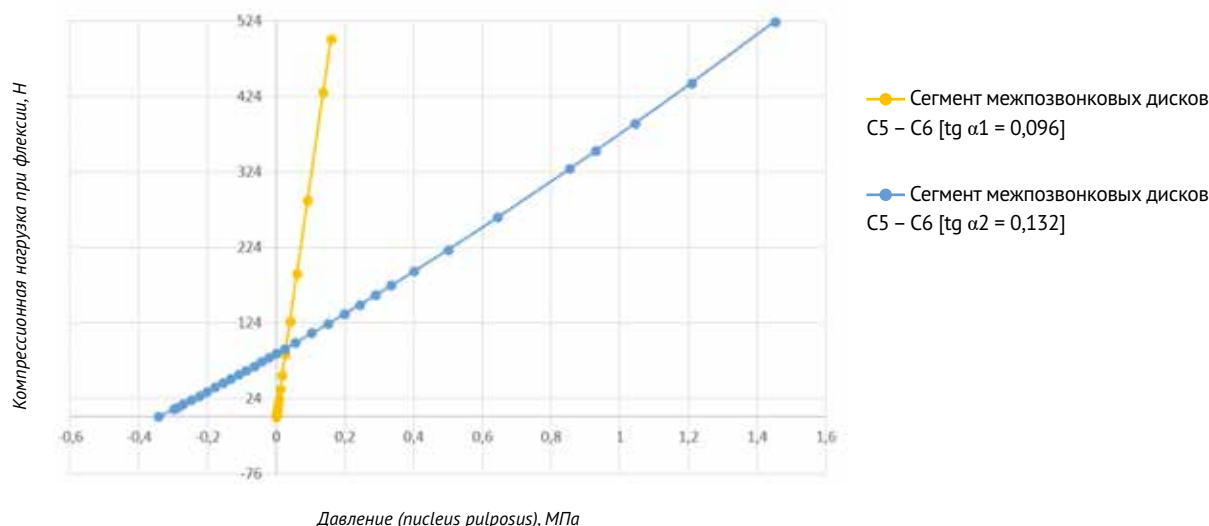
Картина распределения напряжений в МПД при ротации влево представлена на рис. 23. Предельные значения напряжений также, как и при ротации вправо, были сконцентрированы под краевыми разрастаниями по всей периферии МПД. Локальный максимум напряжений находился в заднебоковой зоне фиброзного кольца диска C5 – C6 справа в районе грыжевого выпячивания – $7,3 \pm 0,4$ МПа.

На рис. 24 проиллюстрированы эпюры напряжений по Мизесу (слева) и давления (справа) во внутреннем объеме dura mater при ротации влево. Выражена нагрузка в районе левого корешка на уровне C5 – C6 – 0,019 МПа. Максимальное давление наблюдалось в той же области – 0,010 МПа.

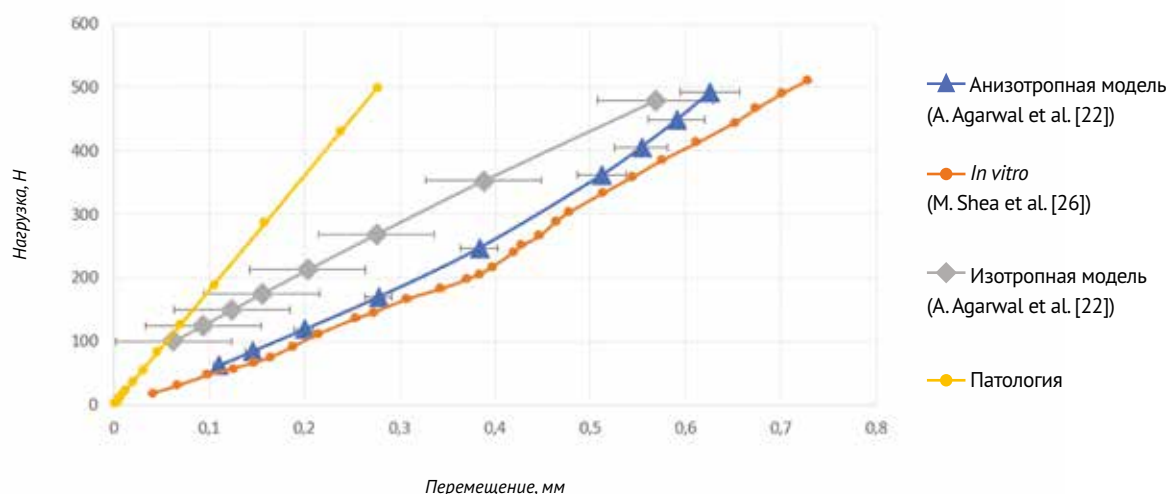
С целью изучения влияния механического фактора на процесс формирования грыжевого выпячивания МПД были сопоставлены значения $\text{tg } \alpha$ [24] с изменением интра-

нуклеарного (внутридискового) давления в МПД на воспроизведенных моделях у респондентов с выпячиванием МПД и без него. Были выполнены два виртуальных эксперимента на моделях позвоночно-двигательного сегмента C5 – C6 с различными значениями $\text{tg } \alpha$ (рис. 25), что определялось различной стереометрией позвонков. В результате эксперимента было продемонстрировано, что при большем значении $\text{tg } \alpha$ характерно возникновение большего давления в центре диска при сгибании, что указывает на важную роль влияния механического фактора в дегенерации МПД при дорсопатии шейного отдела позвоночника. Полученные данные свидетельствуют о том, что при большем значении $\text{tg } \alpha$ внутридисковое давление выше в сравнении с меньшими значениями $\text{tg } \alpha$, что подтверждает ключевую роль биомеханического фактора в дегенерации МПД как при анатомическом анализе, так и при моделировании позвоночно-двигательного сегмента.

- **Рисунок 25.** Значения давления внутри межпозвонкового диска при различных $\text{tg } \alpha$ в условиях компрессионной нагрузки
- **Figure 25.** Values of pressure inside the intervertebral disc at different $\text{tg } \alpha$ under compression loading conditions



- **Рисунок 26.** Кривые «нагрузка – перемещение» при компрессии, полученные в экспериментах *in vitro* (C4 – C6), *in silico* (C4 – C6) для нормы, в сравнении с текущими данными при патологии (C5 – C7)
- **Figure 26.** Load-displacement curves for compression obtained in *in vitro* (C4 to C6), *in silico* (C4 to C6) experiments for normal versus current data for pathology (C5 to C7)



ОБСУЖДЕНИЕ

Проведено конечно-элементное исследование НДС шейного отдела позвоночника пациента с дегенеративно-дистрофическими изменениями в сегментах C2 – C7, что представляется инновационным направлением научных разработок в данной области. В ПО Abaqus/CAE 6.14 проводился КЭА НДС C5 – C7 в состоянии флексии, ротации и компрессии. Для каждого состояния получены эпюры напряжений и перемещений, кривые «нагрузка – перемещение», профили напряжений в МПД. Данные,

полученные при компрессии, сравнивались с результатами предыдущих экспериментов *in silico* [25] и *in vitro* [26] (рис. 26). Выявлена сниженная осевая подвижность исследуемого сегмента в сравнении с результатами эксперимента *in silico* в норме с аналогичными граничными условиями и моделями материалов (рис. 26, изотропная модель). Это связано с тем, что подвижность сегмента определяется геометрией анатомических структур конкретного пациента, которая меняется в условиях патологии. Стоит отметить, что в текущем исследовании применялись линейно-упругие модели материалов, что важно

учитывать в интерпретации результатов; тем не менее нами обнаружена тенденция к снижению осевой подвижности для исследуемого патологического сегмента в сравнении с нормой.

В аналогичном исследовании [27] авторы моделировали персонализированный сегмент C4 – C5 пациента (женщины) с подтвержденной шейной спондилогенной миелопатией (ШСМ) для изучения компрессионного влияния пораженного позвоночного сегмента на спинной мозг. В конечно-элементном программном пакете авторы симулировали сгибание вперед, назад, вправо, влево, ротацию право, влево для анализа нагрузок по Мизесу на спинном мозге. Полученные нами данные о напряжениях в спинном мозге во время флексии и ротации совпадают с результатами этого исследования, поскольку порядок нагрузок в нашем исследовании сопоставим с аналогичными работами [27, 28].

ШСМ вызвана комбинацией факторов, включая врожденный стеноз позвоночника, статическую компрессию спинного мозга вследствие дегенеративных изменений и динамический импиджмент – вторичное состояние по отношению к микроподвижности позвоночного столба. Последний может проявляться по-разному и обычно характеризуется неврологической дисфункцией, соответствующей картине компрессии спинного мозга. Современные методы визуализации, особенно МРТ, с отличным контрастированием мягких тканей значительно облегчают диагностику и хирургическое лечение ШСМ. Тем не менее она обычно обеспечивает нейтральную оценку в положении лежа и не учитывает динамические патофизиологические факторы, которые могут присутствовать только во время постурального разгибания [29]. Мы также полагаем, что данные *in vivo*, в частности МРТ, не дают полной картины функциональных нарушений позвоночника для постановки диагноза, тогда как КЭА дает возможность симулировать различные вариан-

ты биомеханики, чтобы лучше понять и оценить клиническую картину, разработать новые клинические диагностические тесты и обосновать применение тех или иных методов лечебного воздействия, особенно упражнения для лечебной физкультуры.

Аналогично считают авторы исследования [30], которые проводили конечно-элементное моделирование шейного отдела с целью оптимизации плана хирургического вмешательства. Авторы утверждают, что конечно-элементное моделирование принципиально меняет план операции, выстроенной классическим образом по набору протокольных данных. Кроме того, утверждается, что отчет, полученный с помощью метода конечных элементов уже после операции, позволил сделать вывод о состоянии дурального рукава и необходимости увеличения полей декомпрессии нервных корешков. Постоперационное моделирование с новыми данными позволяет корректировать тактику дальнейшего лечения. Подход, предложенный в данной работе, имеет аналогичную цель. Компиляция функциональных данных, полученных с помощью метода конечных элементов, позволяет спрогнозировать течение дорсопатии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Применение конечно-элементного сегментарного анализа шейного отдела позвоночника перспективно для проведения не только научных исследований, но и клинического анализа конкретных пациентов с шейной дорсопатией, что позволяет создать доказательную базу для идентификации ее патогенетической формы и персонализированного лечения за счет определения триггеров боли, а также прогнозирования течения заболевания. 

Поступила / Received 18.05.2022

Поступила после рецензирования / Revised 20.06.2022

Принята в печать / Accepted 01.07.2022

Список литературы / References

1. Safiri S., Kolahi A.A., Hoy D., Buchbinder R., Mansournia M.A., Bettampadi D. et al. Global, regional, and national burden of neck pain in the general population, 1990–2017: systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *BMJ*. 2020;368:m791. <https://doi.org/10.1136/bmj.m791>.
2. Sun M.S., Cai X.Y., Liu Q., Du C.F., Mo Z.J. Application of Simulation Methods in Cervical Spine Dynamics. *J Healthc Eng*. 2020;7289648. <https://doi.org/10.1155/2020/7289648>.
3. Guo R., Zhou C., Wang C., Tsai T.Y., Yu Y., Wang W. et al. In vivo primary and coupled segmental motions of the healthy female head-neck complex during dynamic head axial rotation. *J Biomech*. 2021;123:110513. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110513>.
4. Whyte T., Melnyk A.D., Van Toen C., Yamamoto S., Street J., Oxland T.R., Crompton P.A. A neck compression injury criterion incorporating lateral eccentricity. *Sci Rep*. 2020;10(1):7114. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-63974-w>.
5. Ivancic P.C. Facet joint and disc kinematics during simulated rear crashes with active injury prevention systems. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011;36(18):E1215–1224. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31820545b1>.
6. Ghaderi F., Javanshir K., Jafarabadi M.A., Moghadam A.N., Arab A.M. Chronic neck pain and muscle activation characteristics of the shoulder complex. *J Bodyw Mov Ther*. 2019;23(4):913–917. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.02.019>.
7. Fice J.B., Siegmund G.P., Blouin J.S. Neck muscle biomechanics and neural control. *J Neurophysiol*. 2018;120(1):361–371. <https://doi.org/10.1152/jn.00512.2017>.
8. Corrales M.A., Cronin D.S. Importance of the cervical capsular joint cartilage geometry on head and facet joint kinematics assessed in a Finite element neck model. *J Biomech*. 2021;123:110528. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110528>.
9. Corrales M.A., Cronin D.S. Sex, Age and Stature Affects Neck Biomechanical Responses in Frontal and Rear Impacts Assessed Using Finite Element Head and Neck Models. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:681134. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.681134>.
10. Ke W., Chen C., Wang B., Hua W., Lu S., Song Y. et al. Biomechanical Evaluation of Different Surgical Approaches for the Treatment of Adjacent Segment Diseases After Primary Anterior Cervical Discectomy and Fusion: A Finite Element Analysis. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:718996. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.718996>.
11. Nishida N., Kanchiku T., Kato Y., Imajo Y., Yoshida Y., Kawano S., Taguchi T. Biomechanical analysis of cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament: Effects of posterior decompression and kyphosis following decompression. *Exp Ther Med*. 2014;7(5):1095–1099. <https://doi.org/10.3892/etm.2014.1557>.
12. Okazaki T., Kanchiku T., Nishida N., Ichihara K., Sakuramoto I., Ohgi J. et al. Age-related changes of the spinal cord: A biomechanical study. *Exp Ther Med*. 2018;15(3):2824–2829. <https://doi.org/10.3892/etm.2018.5796>.
13. Fradet L., Wang X., Lenke L.G., Aubin C.E. Biomechanical analysis of proximal junctional failure following adult spinal instrumentation using a comprehensive hybrid modeling approach. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;39:122–128. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.008>.

14. Mengoni M. Biomechanical modelling of the facet joints: a review of methods and validation processes in finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol.* 2021;20(2):389–401. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01403-7>.
15. Rong X., Wang B., Ding C., Deng Y., Chen H., Meng Y. et al. The biomechanical impact of facet tropism on the intervertebral disc and facet joints in the cervical spine. *Spine J.* 2017;17(12):1926–1931. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.07.009>.
16. Fakhoury J., Dowling T.J. *Cervical Degenerative Disc Disease*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560772/>.
17. Jaumard N.V., Welch W.C., Winkelstein B.A. Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J Biomech Eng.* 2011;133(7):071010. <https://doi.org/10.1115/1.4004493>.
18. Kitahama Y., Ohashi H., Namba H., Sakai K., Shizuka H., Miyake H. Finite element method for nerve root decompression in minimally invasive endoscopic spinal surgery. *Asian J Endosc Surg.* 2021;14(3):628–635. <https://doi.org/10.1111/ases.12879>.
19. Naoum S., Vasiladis A.V., Koutsierimpas C., Mylonakis N., Kotsapas M., Katakas K. Finite Element Method for the Evaluation of the Human Spine: A Literature Overview. *J Funct Biomater.* 2021;12(3):43. <https://doi.org/10.3390/jfb12030043>.
20. Ovsepian A.L., Smirnov A.A., Pustozero E.A., Mokhov D.E., Mokhova E.S., Trunin E.M. et al. Biomechanical analysis of the cervical spine segment as a method for studying the functional and dynamic anatomy of the human neck. *Ann Anat.* 2022;240:151856. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2021.151856>.
21. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4–L5. *Российский журнал биомеханики.* 2018;22(1):31–44. Режим доступа: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=36335567>.
22. Dol A.V., Dol E.S., Ivanov D.V. Biomechanical modeling of options for surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at the L4–L5 level. *Russian Journal of Biomechanics.* 2018;22(1):31–44. (In Russ.) Available at: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=36335567>.
23. Mengoni M. Biomechanical modelling of the facet joints: a review of methods and validation processes in finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol.* 2021;20(2):389–401. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01403-7>.
24. Яковлев Е.В., Смирнов А.А., Живолупов С.А., Гневyshev Е.Н., Мохова Е.С., Тереова Ю.А. и др. Анатомическая оценка изолированного влияния биомеханических факторов на процесс формирования смещений дискового материала за пределы пространства межпозвонковых дисков шейного отдела позвоночника в структуре дорсопатий. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия.* 2022;6(2):32–44. <https://doi.org/10.17116/operhirurg2022602132>.
25. Yakovlev E.V., Ovsepian A.L., Smirnov A.A., Safronova A.A., Starchik D.A., Zhivolupov S.A. et al. Reproducing morphological features of intervertebral disc using finite element modeling to predict the course of cervical spine dorsopathy. *Russian Open Medical Journal.* 2022;11:e0118. Available at: <https://romj.org/2022-0118>.
26. Shea M., Edwards W.T., White A.A., Hayes W.C. Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *J Biomech.* 1991;24(2):95–107. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90354-p](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90354-p).
27. Diotalevi L., Bailly N., Wagnac É., Mac-Thiong J.M., Goulet J., Petit Y. Dynamics of spinal cord compression with different patterns of thoracolumbar burst fractures: Numerical simulations using finite element modelling. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020;72:186–194. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.023>.
28. Stoner K.E., Abode-Iyamah K.O., Fredericks D.C., Viljoen S., Howard M.A., Grosland N.M. A comprehensive finite element model of surgical treatment for cervical myelopathy. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020;74:79–86. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.009>.
29. Yang S., Qu L., Yuan L., Niu J., Song D., Yang H., Zou J. Finite Element Analysis of Spinal Cord Stress in a Single Segment Cervical Spondylotic Myelopathy. *Front Surg.* 2022;9:849096. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.849096>.
30. Kitahama Y., Ohashi H., Namba H., Sakai K., Shizuka H., Miyake H. Finite element method for nerve root decompression in minimally invasive endoscopic spinal surgery. *Asian J Endosc Surg.* 2021;14(3):628–635. <https://doi.org/10.1111/ases.12879>.

Информация об авторах:

Яковлев Евгений Васильевич, к.м.н., заведующий неврологическим отделением, Медицинский центр «Адмиралтейские верфи»; 190121, Россия, Санкт-Петербург, ул. Садовая, д. 126; и. о. заведующего кафедрой психофизиологии, Институт прикладного психоанализа и психологии Университета при Межпарламентской Ассамблее ЕвразЭС; 199226, Россия, Санкт-Петербург, Галерный проезд, д. 3; доцент кафедры фундаментальных медицинских дисциплин, Московский государственный областной университет; 105005, Россия, Москва, ул. Радио, д. 10А, стр. 1; vmeda-ev@mail.ru

Овсепьян Артур Левонович, биомедицинский инженер, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» имени В.И. Ульянова (Ленина); 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Инструментальная, д. 2; aqturovsepyan@gmail.com

Живолупов Сергей Анатольевич, д.м.н., профессор, профессор кафедры нервных болезней, Военно-медицинская академии имени С.М. Кирова; 194044, Россия, Санкт-Петербург, ул. Академика Лебедева, д. 6; peroslava@yandex.ru

Смирнов Александр Александрович, к.м.н., доцент, заведующий кафедрой фундаментальных медицинских дисциплин, Московский государственный областной университет; 105005, Россия, Москва, ул. Радио, д. 10А, стр. 1; savmeda@yandex.ru

Гневyshev Евгений Николаевич, к.м.н., начальник неврологического отделения, 3-й военный госпиталь войск национальной гвардии РФ; 192171, Россия, Санкт-Петербург, ул. Цимбалына, д. 13; доцент кафедры психофизиологии, Институт прикладного психоанализа и психологии Университета при Межпарламентской Ассамблее ЕвразЭС; 199226, Россия, Санкт-Петербург, Галерный проезд, д. 3; evg-gnevyshev@yandex.ru

Information about the authors:

Evgeny V. Yakovlev, Cand. Sci. (Med.), Head of the Neurological Department, Medical Center "Admiralteyskie Verfi"; 126, Sadovaya St., St Petersburg, 190121; Acting Head of the Department of Psychophysiology, Institute of Applied Psychoanalysis and Psychology of the University under the Interparliamentary Assembly of the EurAsEC; 3, Galerniy Proezd, St Petersburg, 199226, Russia; Associate Professor of the Department of Fundamental Medical Disciplines, Moscow State Regional University; 10A, Bldg. 1, Radio St., Moscow, 105005, Russia; vmeda-ev@mail.ru

Artur L. Ovsepian, Biomedical Engineer, St Petersburg State Electrotechnical University "LETI" named after V.I. Ulyanov (Lenin); 2, Instrumentalnaya St., St Petersburg, 197022, Russia; aqturovsepyan@gmail.com

Sergey A. Zhivolupov, Dr. Sci. (Med.), Professor, Professor of the Department of Nervous Diseases, Military Medical Academy named after S.M. Kirov; 6, Akademik Lebedev St., St Petersburg, 194044, Russia; peroslava@yandex.ru

Alexander A. Smirnov, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Head of the Department of Fundamental Medical Disciplines, Moscow State Regional University; 10A, Bldg. 1, Radio St., Moscow, 105005, Russia; savmeda@yandex.ru

Evgeniy N. Gnevyshev, Cand. Sci. (Med.), Head of the Neurological Department, 3rd Military Hospital of the Russian National Guard Troops; 13, Tsimbalin St., 192171, Russia, St Petersburg; Associate Professor of the Department of Psychophysiology, Institute of Applied Psychoanalysis and Psychology of the University under the Interparliamentary Assembly of the EurAsEC; 3, Galerniy Proezd, St Petersburg, 199226, Russia; evg-gnevyshev@yandex.ru