



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.13

УДК 531/534: [57+61]

## ВЛИЯНИЕ ФАСЕТОЧНЫХ СУСТАВОВ НА БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ПОВЕДЕНИЕ ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА L4–L5: ТРЕХМЕРНАЯ МОДЕЛЬ МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА С ИДЕАЛЬНОЙ ЖИДКОСТЬЮ

Д.В. Хорошев

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Российская Федерация

### О СТАТЬЕ

Получена: 20 декабря 2023  
Одобрена: 20 мая 2024  
Принята к публикации: 14 июня 2024

### Ключевые слова:

межпозвоночный диск, фасеточный сустав, капсула, конечно-элементная модель, поясница, позвоночник

### АННОТАЦИЯ

Боль в поясничном отделе позвоночника – это заболевание, которое затрагивает значительную часть общества и оказывает существенное влияние на качество жизни и работоспособность населения планеты. Определить причину/источник боли на уровне сегмента L4–L5 в клинической практике является достаточно трудной задачей, поскольку далеко не каждый специалист способен отличить подвывих фасеточных суставов от грыжи межпозвоночного диска из-за достаточно близкого расположения объектов. Анализ литературы по моделированию позвоночно-двигательного сегмента показал, что в исследованиях не акцентируется внимание на сплошном моделировании фасеточных суставов. Цель работы – представить постановку задачи позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 с учетом наличия жидкости в фасеточных суставах и анализ результатов поведения модели. Описана математическая постановка задачи в смешанной форме (сочетание упругой задачи и задачи об идеальной жидкости) для позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 с использованием Ansys. Согласно текущей постановке задачи описывается осевое травматичное нагружение позвоночно-двигательного сегмента L4–L5, при котором появляется подвывих фасеточных суставов, что характерно для профессии водителя, тракториста и спортсменов. В качестве допущения синовиальная жидкость принята идеальной жидкостью. Моделирование напряженно-деформированного состояния сегмента при сжимающей осевой нагрузке в 100 кг показало, что давление жидкости в правой и левой капсулах фасеточных суставов составило 69,2 и 84,7 кПа соответственно. Различие между значениями давлений 18 % в капсулах суставов подтверждает, что в сегменте присутствует асимметричное распределение осевой сжимающей нагрузки и сжатию подвергается правая капсула сустава. Это исследование подчеркивает необходимость учитывать фасеточные суставы на уровне пояснице при моделировании позвоночно-двигательного сегмента.

### Введение

В последнее время все больше людей страдают от болей в спине, вызванных остеохондрозом или заболе-

ваниями внутренних органов [1]. Известно также, что боль в спине является одной из первых причин, ограничивающих активность пациента, что приводит к появлению других серьезных заболеваний. Данные исследо-

© Хорошев Денис Владимирович – научный сотрудник, начальник компьютерного центра,  
e-mail: [horosh-den@mail.ru](mailto:horosh-den@mail.ru) ID 0000-0001-6177-1683



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

вания [2] показали, что количество населения земного шара с болями в спине составляет 80 %. Эти значения согласуются с результатами статьи [1], в которой представлено количество людей, испытывающих боль в спине, на 100 000 населения в мире в 2019 г. (рис. 1). Боли в пояснице оказывают существенное влияние на качество жизни и работоспособность населения планеты [2, 3].

Боль в пояснице – распространенный опорно-двигательный симптом, который встречается во всех странах, во всех возрастных группах и практически у каждого человека в течение жизни в виде острого эпизода или хронического состояния. Межпозвоночный диск L4–L5 является слабым звеном поясницы, так как на него приходится наибольшая часть осевой нагрузки позвоночника. Диск поясничного отдела представляет собой хрупкую структуру и не имеет внутри кровеносных сосудов. Дегенерация межпозвоночного диска поясничного отдела является необратимым процессом и может быть связана с различными факторами. Врачебная практика показывает, что в половине случаев боли в пояснице связаны с грыжей межпозвоночного диска L4–L5 [4].

Определить причину/источник боли на уровне сегмента L4–L5 в клинической практике является достаточно трудной задачей, поскольку далеко не каждый специалист способен отличить подвывих фасеточных суставов от грыжи межпозвоночного диска из-за достаточно близкого расположения объектов. Подвывих фасеточного сустава – это изменение соответствия форм суставных поверхностей (конгруэнтности) суставных отростков с растяжением капсулы сустава. Из литературы известно, что при подвывихе фасеточных суставов в капсулах суставов возникает гиперрецепция [5, 6]. Под гиперрецепцией понимается повышенная возбудимость рецепторов и проводников [4]. Недостаток данных о подвывихе фасеточных суста-

вов может быть одной из причин постановки неправильного диагноза [7, 8].

Анализ литературы по моделированию позвоночно-двигательного сегмента в статье [8] показал, что в исследованиях не акцентируется внимание на сплошном моделировании фасеточных суставов. Хрящевой слой на конце суставных отростков позвонка не учитывается в статьях [9–12], однако используется в данном исследовании, что является с точки зрения анатомии правильным. Также присутствие сил трения при контактном взаимодействии отростков друг с другом рассматривается в данном исследовании, хотя в источниках [9, 10, 13–17] применяют контакт с нулевым коэффициентом трения. В работе [8] утверждается, что описание поведения фасеточного сустава с учетом наличия синовиальной жидкости отсутствует. С позиции физиологии жидкость в фасеточном суставе учитывать существенно важно, так как только она создает минимальное трение в фасеточном суставе и поддерживает длительное его функционирование.

Цель исследования – представить постановку задачи позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 с учетом наличия жидкости в фасеточных суставах и анализ результатов поведения модели. Большое внимание в этом исследовании отводится учету всех анатомических составляющих фасеточного сустава, который включает в себя: нижний суставной отросток вышележащего позвонка L4, верхний суставной отросток нижележащего позвонка L5, суставные хрящи на концах этих отростков, синовиальную жидкость, которую герметично закрывает синовиальная мембрана и суставная капсула. Предполагается, что капсула и синовиальная мембрана фасеточного сустава являются единым целым. Это исследование подчеркивает необходимость учитывать фасеточные суставы на уровне пояснице при моделировании позвоночно-двигательного сегмента. Так как

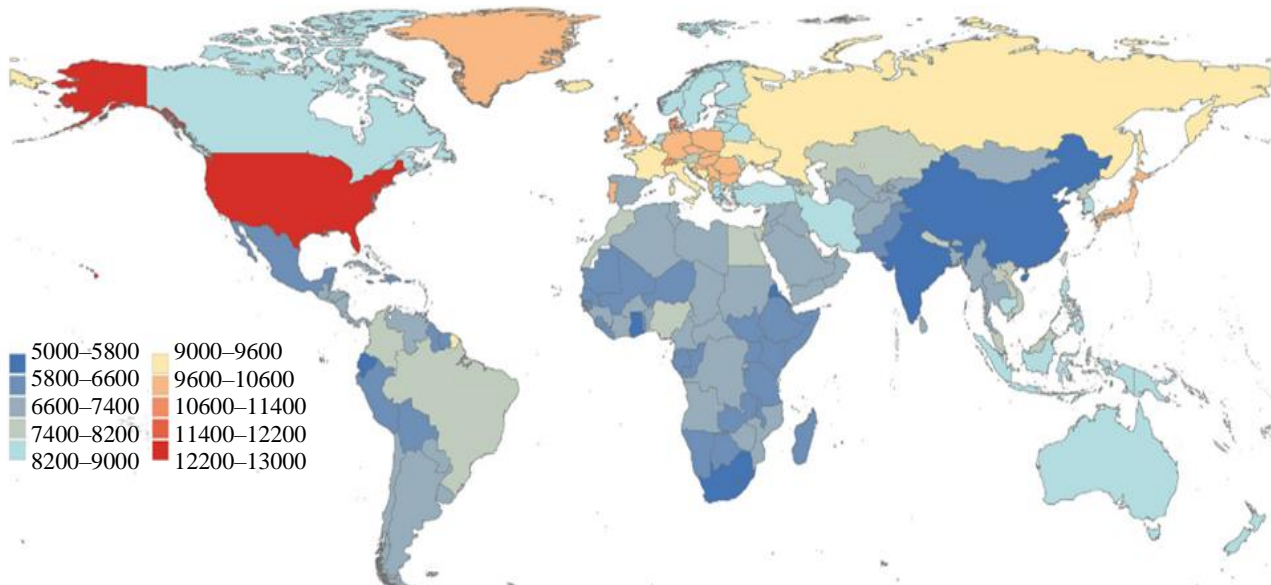


Рис. 1. Количество людей, испытывающих боль в спине, на 100 000 населения в мире в 2019 г. [1]

межпозвоночный симфиз и фасеточный сустав являются важными составляющими элементами позвоночно-двигательного сегмента, которые обеспечивают подвижность всего позвоночника, то для конечно-элементного моделирования сублюксации фасеточных суставов необходимо биомеханическое моделирование всего сегмента в целом.

## Материалы и методы

### Геометрия и механические свойства позвоночно-двигательного сегмента

В качестве материала для исследования были выбраны наборы снимков компьютерной томографии поясничного отдела позвоночника с шагом 0,6 мм. Компьютерную томографию осуществляли на мультиспиральном томографе *GE Optima CT660* фирмы *General Electric* (США). Выбран позвоночно-двигательный сегмент *L4–L5* пациента *N* в возрасте 22 лет, который не имеет дегенеративно-дистрофических изменений и подходит по разработанным критериям [4] для сегмента без патологии.

Оцифровка и редактирование снимков компьютерной томографии в конечно-элементные модели позвонков *L4* и *L5* выполнено в *Mimics Materialise*. Конвертирование конечно-элементной сетки в геометрическую форму подготовлено при помощи модуля программы *3-matic*, который является частью *Mimics Materialise*. В «Компас-3D» по едва заметным контурам мягких тканей была достроена форма межпозвоночного диска и фасеточных суставов. Геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, включает в себя два позвонка *L4* и *L5* ( $\Omega_1$  и  $\Omega_2$ , рис. 2), межпозвоночный диск и два фасеточных сустава (рис. 3).

Межпозвоночный диск поделен в соответствии с анатомическими частями [18]: пульпозное ядро, фиб-

розное кольцо (пять колец матрикса и пять колец эластических волокон), две хрящевые замыкательные пластинки. Фиброзное кольцо поделено на 10 колец, так как в книге [19] указано, что количество колец может изменяться от 10 до 20 и часть из них может иметь разрыв. В полученной модели все кольца целые. Толщина колец варьируется 0,55–0,7 мм так, что ближе к центру кольца тоньше [19]. Толщина хрящевых замыкательных пластинок 0,8 мм [19]. Хрящевая замыкательная пластинка покрывает 1/3 часть фиброзного кольца согласно источнику [19]. В фасеточных суставах толщина хрящей на отростках позвонков 0,5 мм, а зазор между ними 0,4 мм. Суставные капсулы для упрощения заданы в форме эллипсоидов с толщиной 2,5 мм [6]. Геометрическая модель позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* содержит детальное анатомическое строение межпозвоночного диска (пульпозное ядро, фиброзное кольцо (пять колец матрикса, пять колец эластических волокон), две хрящевые замыкательные пластинки) и фасеточных суставов (четыре хряща на концах суставных отростков, две суставные капсулы и две синовиальные жидкости), чтобы наиболее точно соответствовать реальному сегменту.

В таблице представлены физические характеристики модели сегмента.

### Математическая постановка задачи

Постановка задачи для напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5* представлена в смешанной форме (сочетание упругой задачи и задачи об идеальной жидкости). Постановка задачи моделирует осевое травматичное нагружение позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, при котором появляется подвывих фасеточных суставов, что характерно для профессии водителя, тракториста и спортсменов. В качестве допущения синовиальная жидкость принята идеальной жидкостью.

Физические характеристики тканей

Название	Область	$E$ , МПа	$\nu$	Источник
Позвонки	$\Omega_1, \Omega_2$	$12 \cdot 10^3$	0,3	[11]
Замыкательные пластинки	$\Omega_3, \Omega_4$	20	0,4	[17]
Матрикс	$\Omega_7, l = \overline{6,10}$	2,56	0,4	[17]
Эластические волокна	$\Omega_7, l = \overline{11,15}$	4,2	0,4	[17]
Пульпозное ядро	$\Omega_5$	1,56	0,45	[17]
Суставные хрящи	$\Omega_7, l = \overline{16,19}$	10,4	0,4	[14]
Синовиальная жидкость	$\Omega_{22}, \Omega_{23}$	–	–	–
Суставная капсула	$\Omega_{20}, \Omega_{21}$	7,5	0,3	[16]

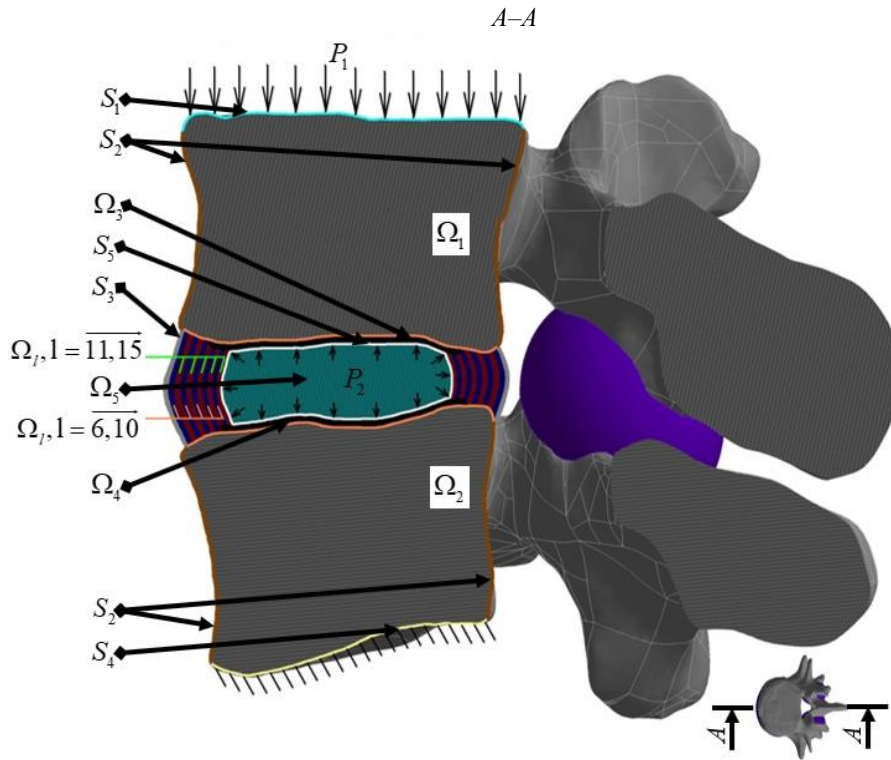


Рис. 2. Расчетная схема 1. Сагитальный срез модели

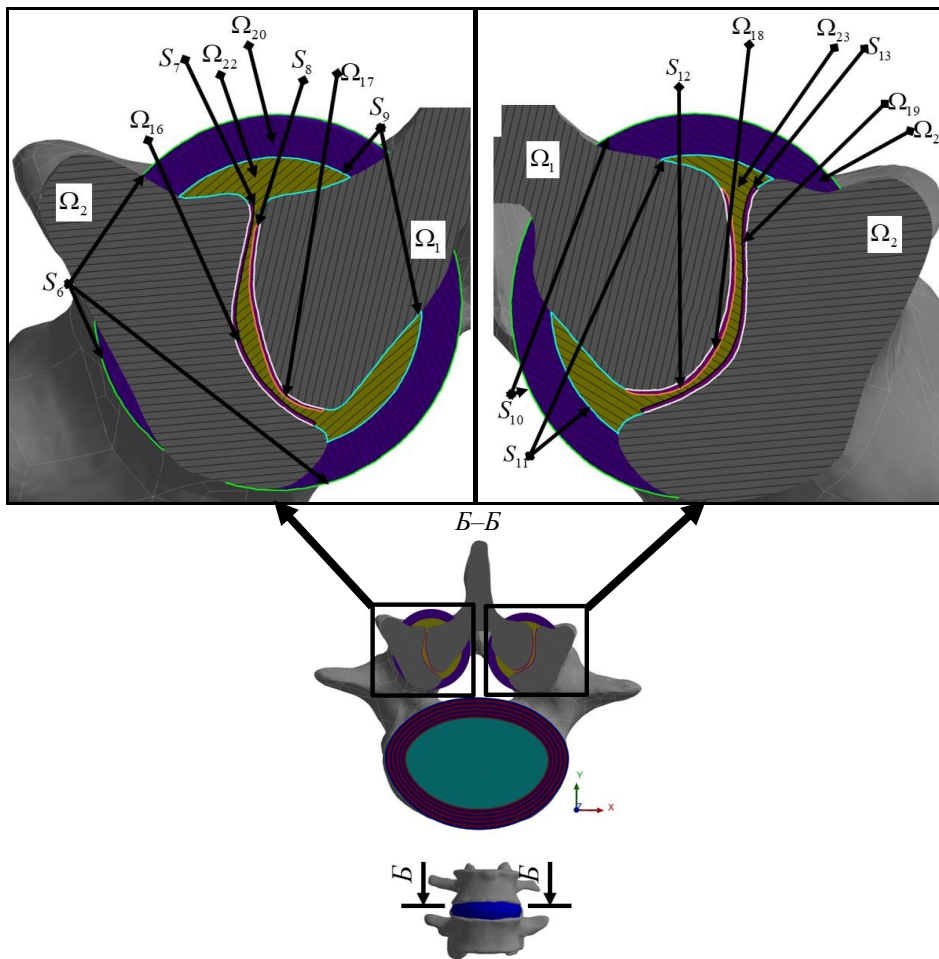


Рис. 3. Расчетная схема 2. Горизонтальный срез модели

Нижняя поверхность тела позвонка  $S_4$  жестко закреплена, а на поверхность  $S_1$  действует давление  $P_1 = 0,5$  МПа, эквивалентное 100 кг. На поверхности пульпозного ядра  $S_5$  приложено внутридисковое давление  $P_2 = 330$  кПа. Остальные внешние боковые поверхности свободны. На границе взаимодействия твердых тел и жидкости задано равенство сил. Все твердые тела склеены между собой. Твердые тела считаются упругими и изотропными. Коэффициент трения между суставными хрящами фасеточного сустава равен 0,01. На рис. 2 и 3 представлена расчетная схема модели позвоночно-двигательного сегмента  $L4-L5$ .

Постановка задачи выглядит следующим образом:  
 – уравнения равновесия для упругого тела

$$\sigma_{ij, j}^{el} = 0, \vec{x} \in \Omega_l, l = \overline{1, 21}, \quad (1)$$

– физические уравнения для упругого тела

$$\sigma_{ij}^{el} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda I_1(\varepsilon_{ij})\delta_{ij}, \vec{x} \in \Omega_l, l = \overline{1, 21}, \quad (2)$$

– параметры Ламе

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad (3)$$

– геометрические соотношения

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \vec{x} \in \Omega_l, l = \overline{1, 21}, \quad (4)$$

– уравнения гидростатики

$$\sigma_{ij}^f = -p^f \delta_{ij}, \vec{x} \in \Omega_l, l = \overline{22, 23}, \quad (5)$$

– уравнения неразрывности жидкости

$$v_{i,i}^f = 0, \vec{x} \in \Omega_l, l = \overline{22, 23}. \quad (6)$$

Граничные условия:

$$u_i = 0, \vec{x} \in S_4, \quad (7, a)$$

$$\sigma_{ij}^f \cdot n_i = \sigma_{ij}^{el} \cdot n_i, \vec{x} \in S_l, l = \overline{7, 8, 9, 11, 12, 13}, \quad (7, b)$$

$$\sigma_{ij}^{el} \cdot n_i = P_{1j}, \vec{x} \in S_1, \quad (7, в)$$

$$\sigma_{ij}^{el} \cdot n_i = P_{2j}, \vec{x} \in S_5, \quad (7, г)$$

$$\sigma_{ij}^{el} \cdot n_i = 0, \vec{x} \in S_l, l = \overline{2, 3, 6, 10}, \quad (7, д)$$

где  $\sigma_{ij}^f$  – тензор напряжений жидкости,  $p^f$  – гидростатическое давление жидкости,  $v_i^f$  – вектор скорости жидкости.

Поставленная задача решена при помощи *Ansys Workbench*. Идеальная жидкость задана благодаря расширению *Hydrostatic Fluid*, в приложении *Application Customization Toolkit (ACT)*. Параметры расширения *Hydrostatic Fluid* (формулы (5), (6)) приведены на рис. 4.

## Результаты

На рис. 5, *a* и *б*, представлено поле суммарных перемещений модели позвоночно-двигательного сегмента  $L4-L5$  в мм. Максимальное значение перемещения расположено на верхней поверхности позвонка  $L4$  и составляет 1,34 мм, так как было приложено давление только к телу позвонка  $L4$ , а на суставных отростках нагрузка отсутствовала. Наличие капсул фасеточных суставов в модели сегмента приводит к уменьшению подвижности остистого отростка позвонка  $L4$ , что на рис. 5, *a* и *б*, выделено синим цветом.

На рис. 5, *б* и *в*, следует отметить почти симметричное распределение полей перемещений вдоль оси  $Z$ . Наибольшее значение перемещений в правой капсуле фасеточного сустава составляет 0,57 мм в месте соединения правого суставного отростка позвонка  $L4$  и капсулы. Это значит, что правый фасеточный сустав подвижнее (свободнее), чем левый. Поэтому у пациента можно наблюдать аномалию тропизма суставных отростков на уровне сегмента  $L4-L5$ , что говорит о несимметричном распределении осевой сжимающей нагрузки между фасеточными суставами.

На рис. 5, *г*, представлено поле суммарных перемещений сагиттального среза межпозвоночного диска, вид слева. Подобное распределение поля перемещений связано с учетом капсул фасеточных суставов при сжимающей нагрузке, так как часть нагрузки приходится на капсулы.

Необходимо рассмотреть поочередно значения поля диагональных упругих деформаций. Для сегмента в целом максимальное значение растягивающей упругой деформаций по оси  $X$  составляет 15,1 %. Она расположена в межпозвоночном диске в правой части фиброзного кольца, тогда как в левой капсуле сустава – 11,5 %. При осевой сжимающей нагрузке по оси  $Z$  в сегменте упругая деформация по оси  $X$  имеет наименьшие значения среди остальных компонент.

Далее следует обратить внимание на поле упругих деформаций по оси  $Y$ . В сегменте максимальное значение растягивающей упругой деформации по оси  $Y$  составляет 25,3 %. Она локализована в правой капсуле фасеточного сустава снизу, тогда как в центре межпозвоночного диска в фиброзном кольце ее значение достигает 21,4 %. Значение в правой капсуле показывает, что она подвергается растяжению/сдавливанию со стороны отростка позвонка  $L4$ .

Definition	
Fluid Mass	No Fluid Mass
Fluid Material Model	Incompressible
<input type="checkbox"/> Fluid Reference Temperature	22 [C]
<input type="checkbox"/> Initial Density	1000 [kg m <sup>-3</sup> ]
<input type="checkbox"/> Coefficient Of Thermal Expansion	0 [C <sup>-1</sup> ]
Pressure Node Location	Coordinate System right
Delete Selected Elements	No
Reverse Elements	Yes

Рис. 4. Параметры расширения *Hydrostatic Fluid* в *Ansys Workbench*



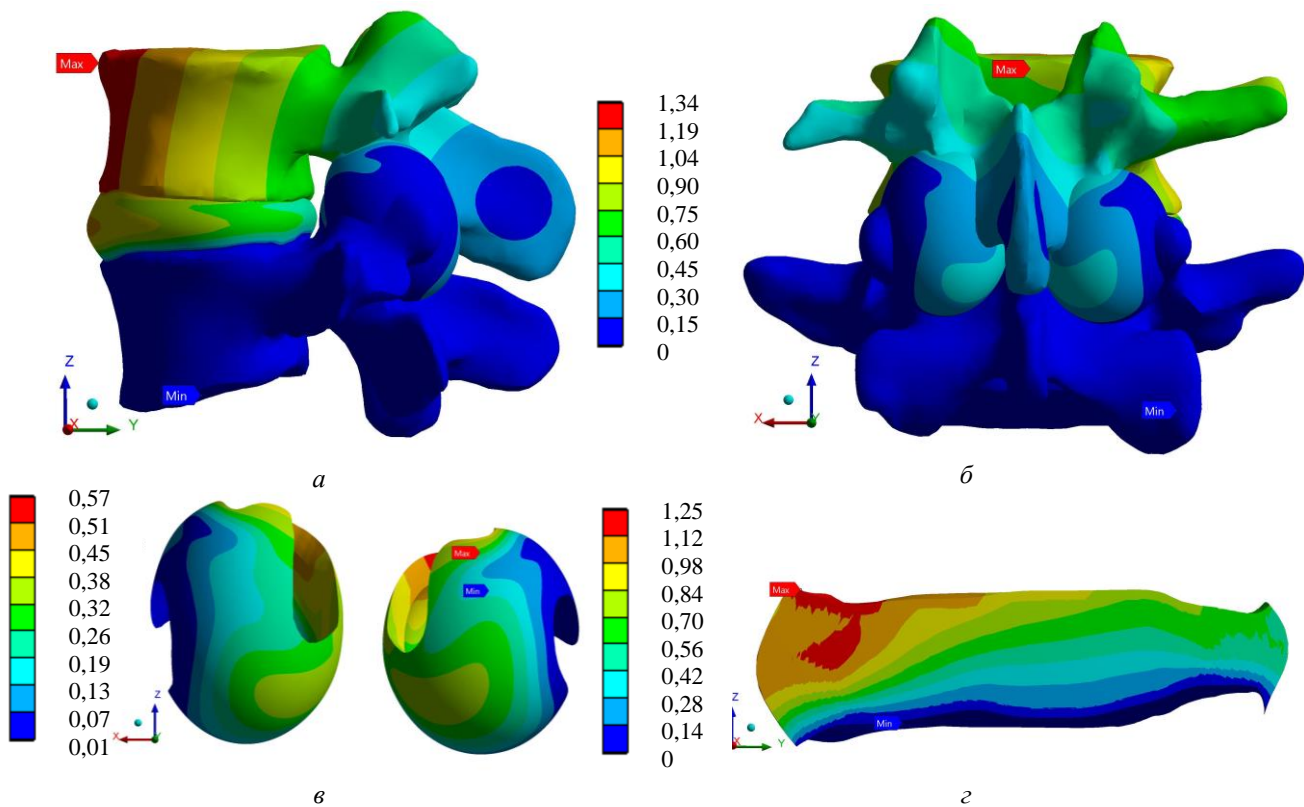


Рис. 5. Поле суммарных перемещений, мм: *a* – позвоночно-двигательный сегмент, вид слева; *б* – позвоночно-двигательный сегмент, вид сзади; *в* – капсулы фасеточных суставов, вид сзади; *г* – сагиттальный срез межпозвоночного диска, вид слева

В случае поля деформации по оси  $Z$  для позвоночно-двигательного сегмента  $L4-L5$  минимальное сжимающее значение составляет  $-26,5\%$  в правой капсуле фасеточного сустава снизу. Этот параметр показывает, что капсула сдавливается нижним суставным отростком позвонка  $L4$ , хотя по оси  $Y$  капсула подвергается растяжению.

На рис. 6, *a* и *б*, показано поле деформаций по оси  $Z$  для межпозвоночного диска, где минимальное сжимающее значение составляет  $-24,8\%$ . Оно расположено на вершине первого внешнего кольца диска (слой матрикса), так как это кольцо испытывает осевую нагрузку от позвонка  $L4$  и давление от внутренних колец. Поле деформации по оси  $Z$  для диска на рис. 6 демонстрирует практическое отсутствие деформаций на внешнем кольце по центральной части поверхности.

На рис. 7, *a* и *б*, показано поле эквивалентных напряжений по Мизесу для межпозвоночного диска  $L4-L5$ . Наибольшее значение эквивалентных напряжений для диска составляет  $2,07$  МПа и находится на передней поверхности хрящевой замыкательной пластинки. Анализ результатов позволяет утверждать, что концентраторы значений эквивалентных напряжений находятся рядом с хрящевой замыкательной пластинкой. Причина подобного распределения заключается в геометрической форме пластинки, где на границе присутствуют

острые углы. Наибольшее значение эквивалентных напряжений для сегмента составляет  $5,77$  МПа в правом нижнем суставном отростке позвонка  $L4$ . Этот параметр подчеркивает, что капсулу сдавливает нижний суставной отросток позвонка  $L4$ .

Моделирование напряженно-деформированного состояния сегмента при сжимающей осевой нагрузке в  $100$  кг показало, что внутридисковое давление составило  $0,7$  МПа, а давление жидкости в правой и левой капсулах фасеточных суставов составило  $69,2$  и  $84,7$  кПа соответственно. Различие между значениями давлений  $18\%$  в капсулах суставов подтверждает, что в сегменте присутствует асимметричное распределение осевой сжимающей нагрузки и сжатию подвергается правая капсула сустава. Важно отметить, что ранее в литературе подобных результатов получено не было, что отражено в статье [8].

## Обсуждение

### Верификация модели

Выполнена верификация модели позвоночно-двигательного сегмента  $L4-L5$  по углам поворота с экспериментом *in vitro* из статьи *Ellingson et al.* [11] (рис. 8). В расчетах была использована аналогичная постановка задачи, но вместо давления к верхней

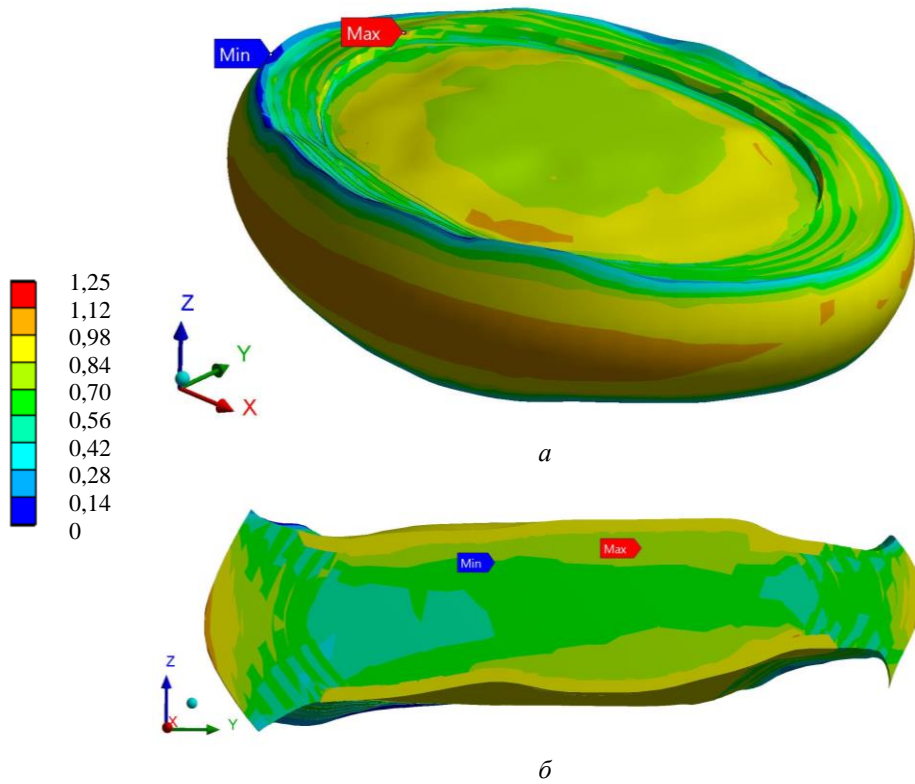


Рис. 6. Поле деформаций по оси Z для межпозвоночного диска: а – изометрический вид (без хрящевых замыкательных пластинок); б – сагиттальный срез, вид слева

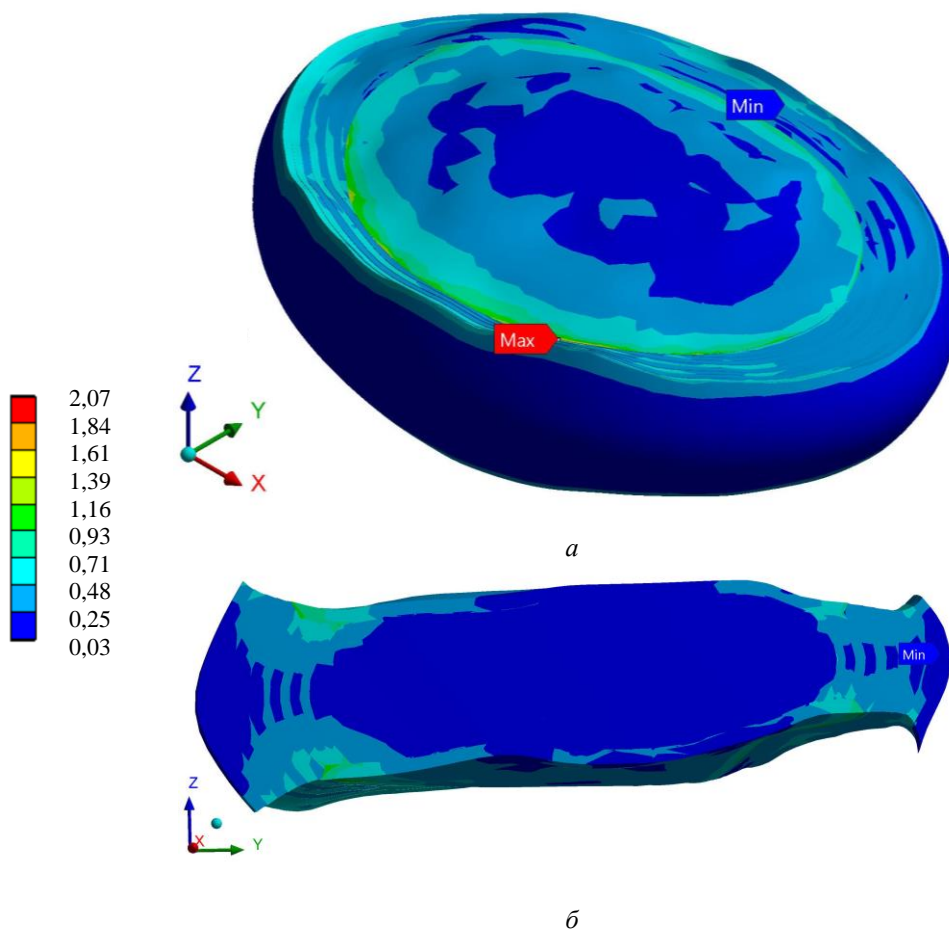


Рис. 7. Поле эквивалентных напряжений для межпозвоночного диска, МПа: а – изометрический вид; б – сагиттальный срез, вид слева

поверхности позвонка *L4* был приложен момент величиной 7 Н·м без сжимающей нагрузки. Нижняя поверхность позвонка *L5* была жестко зафиксирована. Результаты показали, что модель реагирует жестче при сгибании и разгибании, но при наклонах вбок и осевом вращении отличий от эксперимента не обнаружено.

### Обсуждение результатов

Полученные результаты позволяют по-новому подойти к биомеханическому моделированию позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*, учитывая фасеточные суставы. Настоящее исследование подтвердило выводы о наличии анатомической функции фасеточных суставов – роли шарнира при распределении осевой нагрузки. Полученный результат свидетельствует, что осевая сжимающая нагрузка перераспределяется между межпозвоночным диском и фасеточными суставами в пределах 80 и 20 % соответственно, что представлено в статье [20]. В совокупности полученные результаты подтверждают необходимость учета фасеточных суставов при биомеханическом моделировании позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*.

Моделирование позвоночно-двигательного сегмента является популярной темой среди исследователей [10, 21–42], но в литературе уделяется недостаточно внимания моделированию поведения фасеточных суставов, что показано в статье [8]. Моделирование поясничных фасеточных суставов является ключевой темой для исследования, поэтому модель фасеточных суставов в этой работе является наиболее близкой к реальному суставу. В литературе отсутствуют сведения по учету капсулы фасеточного сустава и синовиальной жидкости, что подчеркивает актуальность исследования. Большинство работ рассматривает не капсулу сустава, а связку фасеточного сустава [10–12, 14, 36, 37, 41, 43–52]. Связку сустава задают в виде набора пружин с некоторой жесткостью. Подобное моделирование не позволяет оценить напряженно-деформированное состояние связки, но учитывает необходимые ограничения движения при поворотах.

Для сравнения результатов с другими исследованиями воспользуемся данными по внутридисковому давлению в межпозвоночном диске *L4–L5* (рис. 9). Величина внутридискового давления в статье [9] составляет

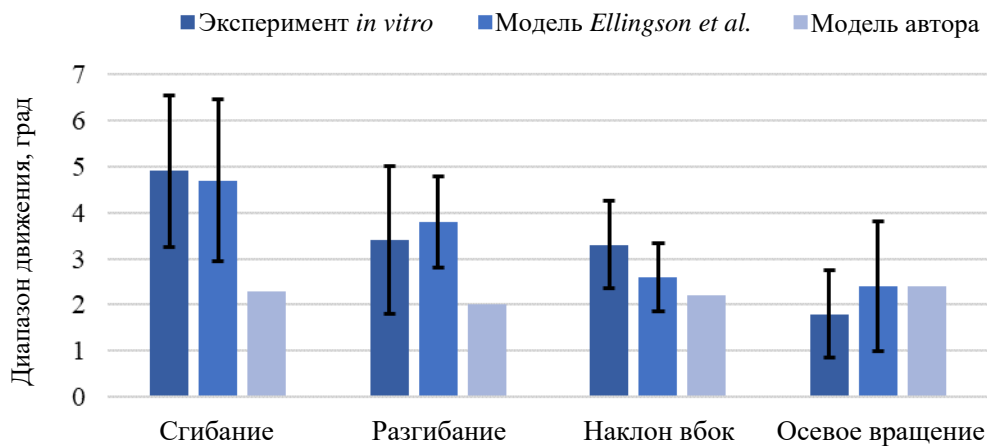


Рис. 8. Верификация модели с экспериментом *in vitro* из статьи *Ellingson et al.* [11]

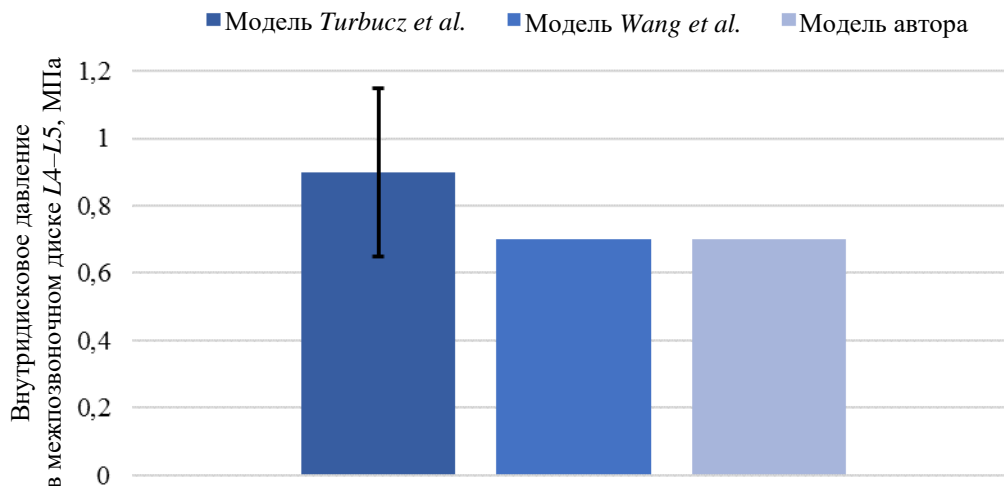


Рис. 9. Величина расчетного внутридискового давления в модели межпозвоночного диска *L4–L5* [53, 54]



0,25–0,6 МПа при нагрузке на поясницу 40 кг, что не соответствует результату 0,7 МПа в текущем исследовании. Причина этого связана с величиной нагрузки, которая отличается на 60 % от исследования [9], хотя минимальное различие внутридискового давления составляет 15 %. В целом можно утверждать, что уменьшение величины нагрузки на сегмент приведет к соответствию с диапазоном внутридискового давления работы [9]. В источниках [53, 54] результаты по внутридисковому давлению на сегмент при нагружении в 100 кг полностью согласуются с текущими в статье. Это означает, что позвоночно-двигательный сегмент L4–L5 хорошо соответствует численным моделям других авторов.

## Заключение

Представлена постановка задачи позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 с учетом наличия жидкости в фасеточных суставах. Персонализированное био-

механическое моделирование сегмента показало, что учет фасеточных суставов в сегменте при моделировании является обоснованным. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния сегмента наглядно показывают перераспределение осевой нагрузки сегмента между суставом и диском. Уменьшение подвижности остистого отростка позвонка L4 подтверждает роль фасеточных суставов при распределении осевой сжимающей нагрузки.

Для решения задачи определения напряженно-деформированного состояния позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 необходимо использовать более сложные определяющие соотношения, чтобы приблизиться к наилучшему соответствию биомеханического поведения модели реальному. В качестве более адекватного моделирования необходимо применение теории пороупругости в биомеханической постановке модели позвоночно-двигательного сегмента L4–L5. В дальнейшем планируется учесть связки и действующие усилия от мышц.

## Список литературы

1. Global, regional and national burden of low back pain 1990–2019: A systematic analysis of the Global Burden of Disease study 2019 / S. Chen, M. Chen, X. Wu, S. Lin, C. Tao, H. Cao, Z. Shao, G. Xiao // *Journal of Orthopaedic Translation*. – 2022. – Vol. 32. – P. 49–58.
2. Левин, О.С. Боль в спине в общей клинической практике / О.С. Левин. – М.: Умный доктор, 2018. – С. 80.
3. Парфенов, В.А. Боль в нижней части спины: мифы и реальность / В.А. Парфенов, А.И. Исайкин. – М.: ИМА-ПРЕСС, 2016. – С. 104.
4. Методика оцифровки персонализированной геометрии позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 in vivo / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев, Ю.И. Няшин // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 638–646.
5. Михайлов, В.В. Основы патологической физиологии: Руководство для врачей / В.В. Михайлов. – М.: Медицина, 2001. – С. 704.
6. Zarei, V. Multiscale structure-based mechanical modeling of the human spine lumbar facet capsular ligament. PhD thesis / V. Zarei. – USA: Minnesota: The University of Minnesota, 2018. – P. 126.
7. Хорошев, Д.В. Построение пороупругой конечно-элементной модели межпозвоночного диска в поясничном отделе / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов // *Master's Journal*. – 2016. – Т. 1. – С. 498–507.
8. Biomechanical modelling of the vertebromotor segment of the human lumbar spine the problem current state / D.V. Khoroshev, O.R. Ilyalov, N.E. Ustuyzhantsev, Y.I. Nyashin // *Series on Biomechanics*. – 2021. – Vol. 35, no. 1. – P. 31–44.
9. Biomechanical changes at the adjacent segments induced by a lordotic porous interbody fusion cage / N.Z. Zhang, Q.S. Xiong, J. Yao, B.L. Liu, M. Zhang, C.K. Cheng // *Comput. Biol. Med.* – 2022. – Vol. 143. – Article no. 105320. DOI: 10.1016/j.compbimed.2022.105320
10. Biomechanical responses of the human lumbar spine to vertical whole-body vibration in normal and osteoporotic conditions / W. Fan, C. Zhang, D.-X. Zhang, L.-X. Guo, M. Zhang // *Clinical Biomechanics*. – 2023. – Vol. 102. – Article no. 105872.
11. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine / A.M. Ellingson, M.N. Shaw, H. Giambini, K.-N. An // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 19, no. 9. – P. 1009–1018.
12. Jaramillo, H.E. A finite element model of the L4-L5-S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs / H.E. Jaramillo, L. Gomez, J.J. Garcia // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2015. – Vol. 17, no. 2. – P. 15–24. DOI: 10.5277/ABB-00046-2014-02
13. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study / C.-F. Du, N. Yang, J.-C. Guo, Y.-P. Huang, C. Zhang // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2016. – Vol. 17, no. 126. – P. 1–13.
14. Load sharing in lumbar spinal segment as a function of location of center of rotation / Y. Alapan, S. Sezer, C. Demir, T. Kaner, S. İnceoğlu // *Journal of Neurosurgery Spine*. – 2014. – Vol. 20. – P. 542–549.
15. Preserving posterior complex can prevent adjacent segment disease following posterior lumbar interbody fusion surgeries: A finite element analysis / Y.-P. Huang, C.-F. Du, C.-K. Cheng, Z.-C. Zhong, X.-W. Chen, G. Wu, Z.-C. Li, J.-D. Ye, J.-H. Lin, L.Z. Wang // *PLOS ONE*. – 2016. – Vol. 11. – P. 1–13.
16. Towards intervertebral disc engineering: Bio-mimetics of form and function of the annulus fibrosus lamellae / M. Sharabi, S. Wertheimer, K.R. Wade, F. Galbusera, D. Benayahu, H.-J. Wilke, R. Haj-Ali // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2019. – Vol. 94. – P. 298–307.
17. Williams, J.R. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar

- discs subjected to dynamic loading / J.R. Williams, R.N. Natarajan, G.B.J. Andersson // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40. – P. 1981–1987.
18. Жарнов, А.М. Биомеханические процессы в межпозвоночном диске шейного отдела позвоночника при его движении / А.М. Жарнов, О.А. Жарнова // *Российский журнал биомеханики*. – 2013. – Т. 17, № 1. – С. 32–40.
  19. Капанджи, А.И. Позвоночник. Физиология суставов / А.И. Капанджипод ред. Е.В. Кишиневского, Т. Решетника. – М.: Эксмо, 2014. – С. 344.
  20. Спириин, Н.Н. Проблема хронической боли в спине: фасеточный синдром / Н.Н. Спириин, Д.В. Киселев // *Русский медицинский журнал*. – 2015. – № 17. – С. 1025–1030.
  21. Биомеханическое моделирование межпозвоночного диска поясничного отдела человека – современное состояние проблемы / Д.В. Хорошев, О.Р. Ильялов, Н.Е. Устюжанцев, Ю.И. Няшин // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 411–422.
  22. Доль, А.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 / А.В. Доль, Е.С. Доль, Д.В. Иванов // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.
  23. Донник, А.М. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент / А.М. Донник, Л.Ю. Коссович, Е.С. Оленко // *Российский журнал биомеханики*. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39.
  24. Жарнов, А.М. Биомеханические процессы в позвоночно-двигательном сегменте шейного отдела позвоночника при его движении / А.М. Жарнов, О.А. Жарнова // *Российский журнал биомеханики*. – 2014. – Т. 18, № 1. – С. 105–118.
  25. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 / А.М. Донник, Д.В. Иванов, С.И. Киреев, Л.Ю. Коссович, Н.В. Островский, И.А. Норкин, К.К. Левченко, С.В. Лихачев // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика*. – 2019. – Т.19, № 4. – С. 439–453.
  26. Математическое моделирование нестабильности позвоночника и методов стабилизации / С.В. Орлов, Р.Л. Седов, Н.Д. Бобарыкин, В.И. Аполлинариев // *Российский журнал биомеханики*. – 2010. – Т. 14, № 3. – С. 36–46.
  27. Математическое моделирование трехплоскостной деформации позвоночного столба человека / М.Г. Дудин, Ю.А. Балашин, С.В. Бобер, И.Ю. Поморцев // *Российский журнал биомеханики*. – 2016. – Т. 20, № 3. – С. 272–282.
  28. Моделирование поясничного позвоночно-двигательного сегмента человека: анализ научных исследований / Д.В. Хорошев, Н.Е. Устюжанцев, О.Р. Ильялов, Ю.И. Няшин // *Российский журнал биомеханики*. – 2021. – Т. 25, № 1. – С. 32–47.
  29. Нехлопочин, А.С. Анализ напряженно-деформированного состояния в системе «кортикальный винт – тело позвонка» при моделировании фиксации имплантатов для переднего шейного межпозвоночного соединения / А.С. Нехлопочин, С.Н. Нехлопочин, Г.В. Сыровой // *Российский журнал биомеханики*. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 88–101.
  30. Оптимизация спондилосинтеза при некоторых оскольчатых повреждениях позвонков грудопоясничной локализации / С.В. Лихачев, В.Б. Арсениевич, В.В. Островский, А.Е. Шульга, А.В. Зарецков, Д.В. Иванов, А.В. Доль, А.М. Донник, В.В. Зарецков // *Современные технологии в медицине*. – 2020. – Т. 12, № 4. – С. 30–39.
  31. Оценка напряжённого состояния позвоночных столбов собак на основе данных компьютерной томографии / О.В. Герасимов, К.Р. Шарифудинова, В.С. Караман, Г.Т. Салеева, О.А. Саченков // *Российский журнал биомеханики*. – 2024. – Т. 28, № 1, С. 40–53.
  32. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения / А.М. Донник, Д.В. Иванов, Л.Ю. Коссович, К.К. Левченко, С.И. Киреев, К.М. Морозов, Н.В. Островский, В.В. Зарецков, С.В. Лихачев // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика*. – 2019. – Т.19, № 4. – С. 424–438.
  33. Численный анализ механического поведения межпозвоночного диска с учетом структуры коллагеновых волокон / Е.А. Мерои, А.Н. Натали, П.Г. Паван, К. Скарпа // *Российский журнал биомеханики*. – 2005. – Т. 9, № 1. – С. 36–51.
  34. Agarwal, A. The endplate morphology changes with change in biomechanical environment following discectomy / A. Agarwal, A.K. Agarwal, V.K. Goel // *International Journal of Clinical Medicine*. – 2013. – Vol. 4. – P. 8–17.
  35. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis / Q.Y. Li, H.–J. Kim, J. Son, K.–T. Kang, B.–S. Chang, C.–K. Lee, H.S. Seok, J.S. Yeom // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 89. – P. 512–519.
  36. Biomechanical analysis of press-extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint / H. Du, S. Liao, Z. Jiang, H. Huang, X. Ning, N. Jiang, J. Pei, Q. Huang, H. Wei // *Saudi Pharmaceutical Journal*. – 2016. – Vol. 24. – P. 305–311.
  37. Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion / S.–H. Chen, Z.–C. Zhong, C.–S. Chen, W.–J. Chen, C. Hung // *Medical Engineering & Physics*. – 2009. – Vol. 31. – P.244–253.
  38. Biomechanical evaluation of two-level oblique lumbar interbody fusion combined with posterior four-screw fixation : A finite element analysis / T. Ge, B. Hu, Q. Zhang, J. Xiao, X. Wu, D. Xia // *Clin. Neurol. Neurosurg*. – 2023. – Vol. 225. – Article no. 107597.
  39. Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach / C. Du, Z. Mo, S. Tian, L. Wang, J. Fan, S. Liu, Y. Fan // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 30, no. 11. – P. 1121–1131.
  40. Guldeniz, O. Yeditepe spine mesh: Finite element modeling and validation of a parametric CAD model of lumbar spine / O. Guldeniz, O.B. Yesil, F. Okyar // *Med. Eng. Phys*. –

2022. – Vol. 110. – Article no. 103911.
41. Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine – A finite element sensitivity study / T. Zander, M. Dreischarf, A.–K. Timm, W.W. Baumann, H. Schmidt // *Journal of Biomechanics*. – 2017. – Vol. 53. – P. 185–190.
  42. Park, W.M. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine / W.M. Park, K. Kim, Y.H. Kim // *Computers in Biology and Medicine*. – 2013. – Vol. 43. – P. 1234–1240.
  43. An experimental-numerical method for the calibration of finite element models of the lumbar spine / L.F. Nicolini, A. Beckmann, M. Laubach, F. Hildebrand, P. Kobbe, C. Rodrigo, de M. Roesler, E.A. Fancello, B. Markert, M. Stoffel // *Medical Engineering and Physics*. – 2022. – Vol. 107. – Article no. 103854.
  44. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment / H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, H.–J. Wilke // *Clinical Biomechanics*. – 2007. – Vol. 22. – P. 377–384.
  45. Bermel, E.A. The role of the facet capsular ligament in providing spinal stability / E.A. Bermel, V.H. Barocas, A.M. Ellingson // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2018. – Vol. 21, no. 13. – P. 712–721.
  46. Biomechanical evaluation of Percutaneous endoscopic posterior lumbar interbody fusion and minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis / J.R. Li, Y. Yan, X.G. Wu, L.M. He, H.Y. Feng // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* – 2024. – Vol. 27, no. 3. – P. 285–295. DOI: 10.1080/10255842.2023.2183348
  47. Fan, W. Influence of different frequencies of axial cyclic loading on time-domain vibration response of the lumbar spine: A finite element study / W. Fan, L.–X. Guo // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 86. – P. 75–81.
  48. Naserkhaki, S. Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized finite element study / S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, M. El-Rich // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 2909–2917.
  49. Noailly, J. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute / J. Noailly, D. Lacroix, J.A. Planell // *Spine*. – 2005. – Vol. 30, no. 20. – P. 2257–2264.
  50. Prado, M. Discectomy decreases facet joint distance and increases the instability of the spine: A finite element study / M. Prado, C. Mascoli, H. Giambini // *Computers in Biology and Medicine*. – 2022. – Vol. 143. – Article no. 105278. DOI: 10.1016/j.combiomed.2022.105278.
  51. Sagittal imbalance may lead to higher risks of vertebral compression fractures and disc degeneration – a finite element analysis / K. Matsumoto, A. Shah, A. Kelkar, M. Mumtaz, Y. Kumaran, V.K. Goel // *World Neurosurgery*. – 2022. – Vol. 167. – P. E962–E971. DOI: 10.1016/j.wneu.2022.08.119
  52. Strain changes on the cortical shell of vertebral bodies due to spine ageing: A parametric study using a finite element model evaluated by strain measurements / Y. Lu, E. Rosenau, H. Paetzold, A. Klein, K. Puschel, M.M. Morlock, G. Huber // *Journal of Engineering in Medicine*. – 2013. – Vol. 227, no. 12. – P. 1265–1274.
  53. Biomechanical evaluation of an oblique lateral locking plate system for oblique lumbar interbody fusion: a finite element analysis / Y. Wang, J. Wang, S. Tu, S. Li, J. Yi, H. Zhao, H. Qiao, K. Yan, B. Liao // *World Neurosurgery*. – 2022. – Vol. 160. – P. E126–E141. DOI: 10.1016/j.wneu.2021.12.105
  54. Development and validation of two intact lumbar spine finite element models for in silico investigations: comparison of the bone modelling approaches / M. Turbucz, A.J. Pokorni, G. Szoke, Z. Hoffer, R.M. Kiss, A. Lazary, P.E. Eltes // *Appl. Sci.* – 2022. – Vol. 12. – Article no. 10256. DOI: 10.3390/app122010256
  55. Biomechanical evaluation of lateral lumbar interbody fusion with various fixation options for adjacent segment degeneration: a finite element analysis / H.J. Lee, S.–J. Lee, J.–M. Jung, T.H. Lee, Ch. Jeong, T.J. Lee, J. Jang, J.–W. Lee // *World Neurosurgery*. – 2023. – Vol. 173. – P. E156–E167. DOI: 10.1016/j.wneu.2023.02.023.

**Финансирование.** Исследования выполнены при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № FSNM-2023-0003 / соглашение № 075-03-2023-147 от 13 января 2023 г.).

**Конфликт интересов.** Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

# IMPACT OF FACET JOINTS ON BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF THE VERTEBROMOTOR SEGMENT L4–L5: A THREE-DIMENSIONAL MODEL OF THE INTERVERTEBRAL DISC WITH IDEAL FLUID

D.V. Khoroshev

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

---

## ARTICLE INFO

Received: 20 December 2023

Approved: 20 May 2024

Accepted for publication: 14 June 2024

### Key words:

intervertebral disc, facet joint, capsule, finite element model, lower back, spine

## ABSTRACT

An under-researched potential cause of low back pain is the subject of a review. Pain in the lumbar spine is a disease that affects a large part of society and has a significant impact on the life quality and performance of the world's population. Determining the cause/source of pain at the level of segment L4–L5 in clinical practice is a difficult task, because not every specialist is able to distinguish facet joint subluxation from disc herniation. Literature analysis on modeling of the vertebromotor segment has shown that studies do not focus on continuous modeling of facet joints. The research aim is to present the problem formulation of the vertebromotor segment L4–L5 taking into account the presence of fluid in the facet joints and to analyze the results of the model behavior. The mathematical formulation of a mixed form problem (a combination of elastic and ideal fluid problems) for the vertebromotor segment L4–L5 using Ansys is described. The current problem formulation models axial traumatic loading of the vertebromotor segment L4–L5 with subluxation of the facet joints, which is typical for drivers, tractor drivers and sportsmen. As an assumption, synovial fluid is assumed to be an ideal fluid. Modeling of the segment stress-strain state under a compressive axial load of 100 kg showed that the fluid pressure in the right and left facet joint capsules was 69.2 and 84.7 kPa, consequently. The difference between the joint capsule pressures 18 % confirms that there is an asymmetrical distribution of axial compressive load in the segment and that the right joint capsule is compressed. This study highlights the need to consider the facet joints at the lumbar level when modeling the vertebromotor segment.

---