

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.1.03

УДК 531/534

## **МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЯСНИЧНОГО ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО СЕГМЕНТА ЧЕЛОВЕКА: АНАЛИЗ НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ**

**Д.В. Хорошев<sup>1</sup>, Н.Е. Устюжанцев<sup>2</sup>, О.Р. Ильялов<sup>1</sup>, Ю.И. Няшин<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Российская Федерация, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: horosh-den@mail.ru, oleg390@mail.ru

<sup>2</sup> Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера, Российская Федерация, 614000, Пермь, Петропавловская, 26, e-mail: ustyuzhan@mail.ru

**Аннотация.** Боль в поясничном отделе позвоночника – это заболевание, которое затрагивает значительную часть общества и оказывает существенное влияние на качество жизни и работоспособность населения планеты. Борьба с этой болезнью требует значительных денежных средств в большинстве развитых государств мира. Остеопороз, грыжа межпозвоночного диска, заболевания почек в большинстве случаев являются первой причиной развития боли в пояснице, и это еще не весь список. Общеизвестно, что межпозвоночный диск  $L4-L5$  является слабым звеном поясничного отдела, поэтому необходимость и актуальность задачи моделирования поясничного позвоночно-двигательного сегмента очевидна. Выполнен комплексный анализ исследований за период с 2003 по 2019 год. Цель работы – рассмотреть большинство существующих подходов к моделированию поясничного позвоночно-двигательного сегмента, преимущества и недостатки моделей и возможные варианты обработки геометрической формы сегмента. В исследовании уделено внимание таким параметрам, как влияние возрастного и полового признаков на модель, выбор данных компьютерной или магнитно-резонансной томографий, варианты валидации модели, выбор определяющих соотношений, геометрическая форма всех частей модели. Детально представлена каждая из частей поясничного позвоночно-двигательного сегмента: позвонок, пульпозное ядро, фиброзное кольцо, хрящевая замыкательная пластинка и костная пластинка, фасеточный сустав и семь типов связок.

**Ключевые слова:** определяющие соотношения, межпозвоночный диск, фасеточный сустав, поясничный позвонок, конечно-элементная модель, поясница.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Тысячелетия назад наши древние предки перешли к прямохождению. В течение всего периода развития наш скелет претерпевал значительные изменения в позвоночнике, стопе, голени, бедре и т.д. Уже давно известно, что прямохождение является менее энергозатратным способом перемещения тела в пространстве, но человеческий организм до сих пор слабо приспособлен к этому типу передвижения.

---

© Хорошев Д.В., Устюжанцев Н.Е., Ильялов О.Р., Няшин Ю.И., 2021

Хорошев Денис Владимирович, аспирант кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Устюжанцев Николай Егорович, д.м.н., врач-нейрохирург, доцент кафедры нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии, Пермь

Ильялов Олег Рустамович, к.т.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Няшин Юрий Иванович, д.т.н., профессор кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Первой причиной считается появление боли в спине, так как позвоночный столб чаще всего подвергается большим нагрузкам во время передвижения человека.

Последние данные показывают, что количество населения земного шара, которое испытывает боли в спине разной степени интенсивности, достигает 80% [3]. Болевые ощущения в поясничном отделе оказывают существенное влияние на качество жизни и работоспособность населения планеты [3, 4]. Борьба с болями в спине требует больших денежных средств в большинстве развитых государств мира, что подчеркивает актуальность и важность проблемы. Болевые ощущения в пояснице могут быть разовыми или носить эпизодический характер.

Само ощущение боли в спине делится на прямое и косвенное. К прямому относятся различные виды грыж межпозвоночных дисков, спазмы мышц, остеопороз и переломы позвонков, где источником боли является позвоночник. Косвенное ощущение боли проявляется в результате заболеваний внутренних органов, таких как почки, желчный пузырь и др. [6]. Под термином «боль» в дальнейшем будем подразумевать узкий медицинский термин «гиперрецепция», т.е. повышенная возбудимость рецепторов и проводников. Врачебная практика показывает, что почти в половине случаев боль в поясничном отделе позвоночника неразрывно связана с грыжей межпозвоночного диска L4–L5 [8].

Для начала необходимо рассмотреть строение всего позвоночно-двигательного сегмента L4–L5. Основные элементы поясничного сегмента: межпозвоночный диск, позвонки, фасеточный сустав, связки. На рис. 1 представлен связочный аппарат поясничного отдела. Отметим, что рис. 1 отображает точное прикрепление связок. Он включает в себя 7 видов связок: переднюю и заднюю продольные, желтую, межостистую, надостистую, межпоперечную и суставную капсулу фасеточного сустава (образована синовиальной связкой [34]).

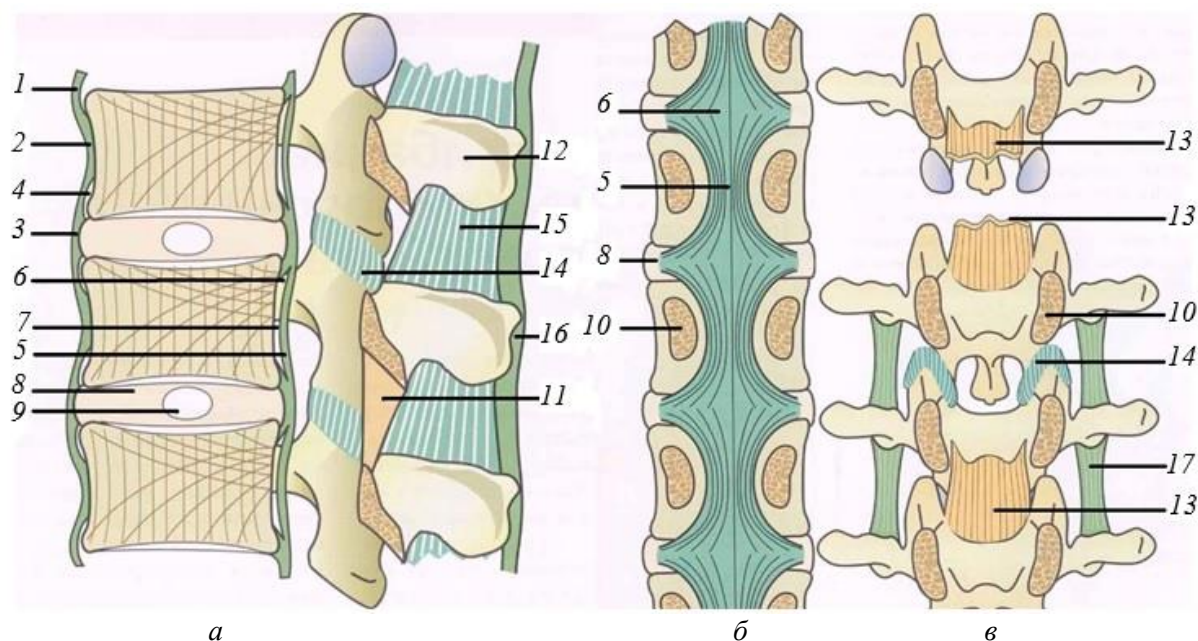


Рис. 1. Поясничный отдел позвоночника: *а* – сагиттальный срез, вид слева; *б* – фронтальный срез через позвоночный канал, вид сзади; *в* – вид спереди; 1 – передняя продольная связка; 2 – середина передней поверхности тела позвонка; 3 – передняя часть межпозвоночного диска; 4 и 7 – свободное пространство; 5 – задняя продольная связка; 6 – задняя часть межпозвоночного диска; 8 – фиброзное кольцо; 9 – пульпозное ядро; 10 – ножка позвонка; 11 – желтая связка; 12 – остистый отросток; 13 – позвоночный канал; 14 – суставная сумка; 15 – межостистая связка; 16 – надостистая связка; 17 – межпоперечная связка [2]

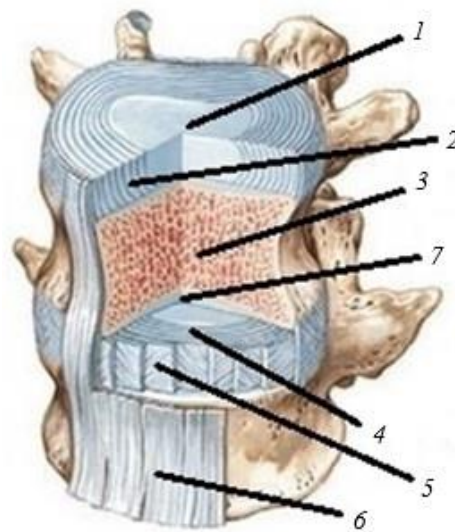


Рис. 2. Позвоночно-двигательный сегмент  $L4-L5$ : 1 – пульпозное ядро; 2 – матрикс; 3 – тело позвонка; 4 – фиброзное кольцо; 5 – эластические волокна; 6 – передняя продольная связка; 7 – хрящевая замыкательная пластинка [18]

Рассмотрим детально строение межпозвоночного симфиза  $L4-L5$  (рис. 2). Как было показано на рис. 1, *а*, диск сверху и снизу ограничен двумя позвонками, а спереди и сзади – передней и задней продольными связками. В центре межпозвоночного диска расположено гелеобразное (студенистое) пульпозное ядро, которое окружено фиброзным кольцом. Фиброзное кольцо состоит из набора 20–25 эластических волокон толщиной 100–200 мкм [1], которые поочередно уложены под углом  $\pm 30^\circ$  к горизонтали, а также из матрикса, который заполняет пространство между волокнами. Подчеркнем, что такое количество волокон характерно только для дисков поясничного отдела. Концы волокон фиброзного кольца срастаются с телами выше- и нижележащих позвонков или с хрящевыми замыкательными пластинками. Хрящевые замыкательные пластинки расположены на нижней и верхней поверхностях тела позвонка и покрывают площадь межпозвоночного хряща размером примерно до  $2/3$  части фиброзного кольца [11].

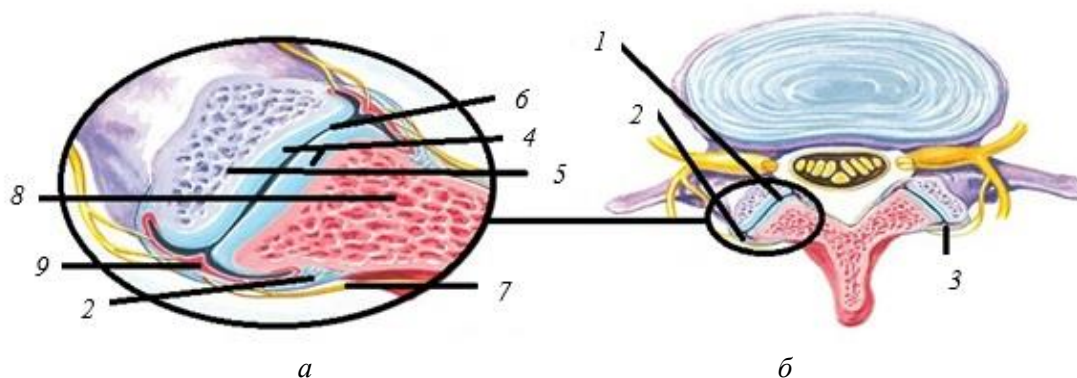


Рис. 3. Строение фасеточного сустава в поясничном отделе (*а*); горизонтальный срез позвоночно-двигательного сегмента, вид сверху (*б*); 1 – фасеточный сустав; 2 – суставная капсула; 3 – двухуровневая иннервация суставной капсулы и синовиальной мембраны; 4 – суставной хрящ; 5 – верхний суставной отросток нижележащего позвонка  $L5$ ; 6 – суставной зазор; 7 – иннервация суставной капсулы и синовиальной мембраны; 8 – нижний суставной отросток вышележащего позвонка  $L4$ ; 9 – синовиальная мембрана [23]

На рис. 3 показано строение фасеточного сустава – важного элемента позвоночно-двигательного сегмента *L4–L5*. Отметим, что это парное соединение. Сочленение 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.

Напомним, что представляет собой грыжа межпозвоночного диска. Грыжа межпозвоночного диска – это дегенеративно-дистрофическое заболевание, при котором пульпозное ядро образует в фиброзном кольце трещины, и одновременно с этим происходит увеличение величины выпячивания кольца в месте образования трещин. Этапы развития этого заболевания представлены в работе [5]. В медицине принято считать, что основной причиной появления боли является корешковая симптоматика (прямое воздействие грыжи межпозвоночного диска на корешок спинного мозга) [7]. При сильных и непреходящих болевых ощущениях часто рекомендуется оперативное вмешательство, заключающееся в удалении грыжи межпозвоночного симфиза (дискэктомия).

Однако не всегда удаление грыжи диска приводит к желаемому результату – исчезновению или уменьшению боли. Можно предположить, что это связано с перераспределением нагрузки в позвоночно-двигательном сегменте при дегенеративном уменьшении высоты межпозвоночного симфиза. По этой причине при значимой кратковременной, длительной статической или переменной нагрузках происходит подвывих фасеточных суставов (сублюксация). В итоге деформация суставной капсулы и снижение площади контакта между отростками ведут к нарастанию давления в капсуле фасеточного сустава и вынуждают близлежащие барорецепторы или афферентные рецепторы посылать сигналы о наличии боли в сегменте. После этого нервные импульсы проходят по нерву Люшка (синувертебральный, или возвратный нерв), который является источником боли в сегменте. Отметим, что сублюксация фасеточных суставов достаточно часто встречается при возрастном изменении морфометрических параметров и свойств межпозвоночного хряща [6]. Также подчеркнем, что в литературе врачи-практики излишне часто акцентируют внимание на проблемах в межпозвоночном симфизе, тогда как фасеточный сустав не упоминается. Недостаток данных о подвывихе фасеточных суставов может быть одной из причин постановки неправильного диагноза.

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

## ОБСУЖДЕНИЕ

Для исследования текущего состояния и актуальности проблемы моделирования позвоночно-двигательного сегмента был проведен анализ литературных источников за период с 2003 по 2019 г:

- 1) Russian Journal of Biomechanics (Российская Федерация);
- 2) Journal of Biomechanics (Нидерланды);
- 3) Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials (Нидерланды);
- 4) Acta of Bioengineering and Biomechanics (Польша);
- 5) Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (Великобритания);
- 6) Clinical Biomechanics (Великобритания);

- 7) Spine (Великобритания);
- 8) Computers in Biology and Medicine (Великобритания);
- 9) Journal of Engineering in Medicine (Великобритания);
- 10) Biomed Central Musculoskeletal Disorders (Великобритания);
- 11) Journal of Neurosurgery: Spine (США);
- 12) Frontiers in Bioengineering and Biotechnology (Швейцария);
- 13) European Spine Journal (Германия);
- 14) International Journal of Spine Surgery (США);
- 15) Biomechanics and Modeling in Mechanobiology (Германия);
- 16) Yonsei Medical Journal (Южная Корея);
- 17) Journal of Applied Biomechanics (США);
- 18) Public Library of Science (США);
- 19) International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering (Великобритания);
- 20) Saudi Pharmaceutical Journal (Саудовская Аравия).

Анализ источников позволил выделить особенности, характерные для всех работ:

- используется объемная конечно-элементная модель;
- при описании поведения позвонка доминирует теория упругости;
- применяются данные компьютерной или магнитно-резонансной томографии, полученные с поясничного отдела человека;
- геометрия модели в основном построена по данным компьютерной томографии.

Рассмотрим эти работы подробнее. На первом этапе моделирования на основании снимков компьютерной или магнитно-резонансной томографии получают исходную геометрию объекта. Заметим, что точность компьютерной или магнитно-резонансной томографии задается величиной сагиттальной толщины среза между снимками, что в большой степени влияет на качество геометрической формы модели.

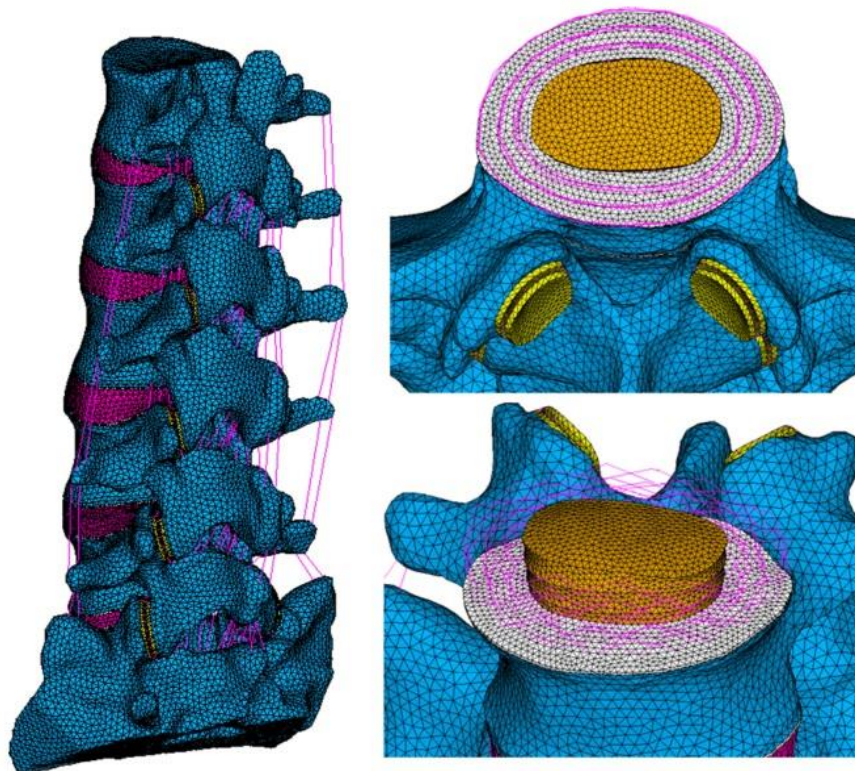


Рис. 4. Модель поясничного отдела *Du et al.* [14]

Отметим работу *Ellingson et al.* [15], где использовали минимальную толщину среза 0,4 мм. В исследованиях [9, 10, 13, 16, 17, 19, 22, 24, 25, 27, 33] эта величина варьируется в пределах 0,5–1,0 мм, что ведет к незначительному снижению соответствия формы модели и оригинала. Отдельно выделим источники [21, 32], где представлена максимальная толщина 1,5 мм. Авторы исследований [14, 26, 28, 29] достигли хорошего уровня совмещения данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии, что позволило в пределах точности магнитно-резонансной томографии (толщина среза 4,5 мм) правильно представить расположение мягких тканей на кости, беря во внимание индивидуальные особенности пациента, повысить индивидуализированный подход к моделированию диска и увеличить достоверность поведения модели. В качестве примера на рис. 4 представлена модель поясничного отдела *Du et al.* [14]. На наш взгляд, совместное использование данных компьютерной томографии с шагом до 1 мм и магнитно-резонансной томографии с шагом 4,5 мм является оптимальным вариантом для создания модели поясничного сегмента, так как позволяет полностью учесть индивидуальную геометрическую форму пациента и уникальное прикрепление мягких тканей.

Значимой частью при моделировании является выбор возраста и пола пациента, которые в большой степени воздействуют на свойства и геометрию позвоночно-двигательного сегмента. Почти все исследователи применяют для анализа сегмент пациента мужского пола. В работах [16, 20, 25–29, 32] чаще всего рассматривается пациент возраста 46 лет, который также является самым старшим среди всех добровольцев в остальных статьях. Исследователи [10, 12, 13, 17] отбирают пациентов возраста 35 лет, в источниках [14, 19, 21, 24, 33] возраст находится в пределах 20–26 лет. Исследователи [24, 30] рассматривали женский позвоночно-двигательный сегмент. С нашей точки зрения, такая изменчивость исходных данных существенно влияет на свойства и геометрию сегмента. Анализ рассмотренных исследований показал, что при моделировании средний возраст мужчин и женщин составил 37 лет, что вписывается в молодой период (18–44 года) по классификации Всемирной организации здравоохранения. Тем не менее не будем сбрасывать со счетов влияние нагрузки, внешней среды и образа жизни пациента на состояние позвоночно-двигательного сегмента, поскольку к 25 годам он уже сформировался и может значительно отличаться у представителей разнообразных профессий к 40 годам. С нашей точки зрения, эталонный для моделирования позвоночно-двигательного сегмента возраст человека находится в пределах 20–30 лет, так как влияние дегенеративных изменений, нагрузки и внешней среды на человека в целом в этом возрасте минимально. Также следует учитывать, что физические свойства этой модели не будут подходить для пациента пожилого возраста. В таком случае необходимо проводить ряд экспериментов для адекватного соответствия свойств модели возрасту человека.

В конечно-элементной модели позвоночно-двигательного сегмента обычно выделяют межпозвоночный симфиз, два позвонка, фасеточные суставы и связки. Подробнее остановимся на каждой составляющей части модели.

Пульпозное ядро – это неотъемлемая часть модели, и из анатомии [31] известно, что оно имеет гелеобразную структуру (смесь воды, протеогликанов (крупная молекула, притягивающая воду; основа геля) и коллагена). В анализируемой литературе наблюдается несколько подходов к описанию поведения пульпозного ядра. В статье [32] при моделировании применяется теория Био. При этом большую популярность приобретает использование в порупругой теории усложнения в виде гиперупругого каркаса [16, 26, 27, 29]. Авторы [16, 26] закладывают каркас по соотношениям Нео-Гука, в работах [27, 29] для моделирования поведения каркаса применяется теория гиперупругости, использующая экспериментальный график  $\sigma(\epsilon)$ .

Другая часть ученых отдает предпочтение определяющим соотношениям гиперупругости. Так, в работах [15, 19] применяется теория Нео-Гука, в исследованиях [9, 12, 13, 17, 24, 25, 28] – модель Муни–Ривлина. Авторы [15, 20–22, 30] пользуются соотношениями теории упругости, а в статьях [10, 14, 33] пульпозное ядро по свойствам аналогично несжимаемой жидкости. Применение теорий упругости и гиперупругости для моделирования поведения ядра с точки зрения структуры и свойств объекта возможно только при грубой оценке модели, так как в этих теориях отсутствует жидкость. Отметим, что ни один из авторов не использовал при моделировании поведения пульпозного ядра определяющие соотношения для геля, что предоставляет большие возможности для развития этой части модели. Анализ определяющих соотношений показывает, на наш взгляд, что для пульпозного ядра оптимально использовать соотношения пороупругости с гиперупругим каркасом, так как они ближе всех по физическим свойствам напоминают определяющие соотношения геля, что соответствует физической структуре ядра.

Фиброзное кольцо – это самая сложная часть межпозвоночного диска, поведение и геометрическая форма которого очень специфичны и неоднозначны. Напомним, что кольцо включает в себя матрикс, в который погружены слои эластических волокон, и по физическому смыслу напоминает многослойный набор тонких сит. Через кольцо, помимо жидкости, проходят питательные вещества (глюкоза, лактат, кислород и т.д.).

Вначале рассмотрим простой случай моделирования фиброзного кольца в виде набора частей с разными свойствами. В работе [26] при моделировании кольца применяются определяющие соотношения теории Био с гиперупругим каркасом, а чисто гиперупругую модель Нео-Гука выбрал *Jaramillo et al.* [19]. Заметим, что представить фиброзное кольцо гиперупругим материалом справедливо только в первом приближении, так как через него происходит протекание жидкости и питательных веществ, что не учитывается этой теорией. В статье [26] применяется упрощенное разбиение кольца на внутреннее и внешнее. При таком подходе к моделированию разбиение на части в радиальном направлении лучше всего подходит фиброзному кольцу, так как его податливость растет при приближении к ядру. В исследовании *Jaramillo et al.* [19] представлено конечно-элементное разбиение кольца на 4 разные зоны с разной степенью жесткости (рис. 5).

Во втором случае авторы [9, 10, 12–17, 20–22, 24, 25, 27–30, 32, 33] при моделировании учитывают деление фиброзного кольца на анатомические части, т.е. на матрикс и эластические волокна (рис. 6, б). С нашей точки зрения, деление фиброзного кольца на анатомические части является логически правильным вариантом, поскольку точно отображает анатомическое строение ткани и биомеханическое поведение модели.

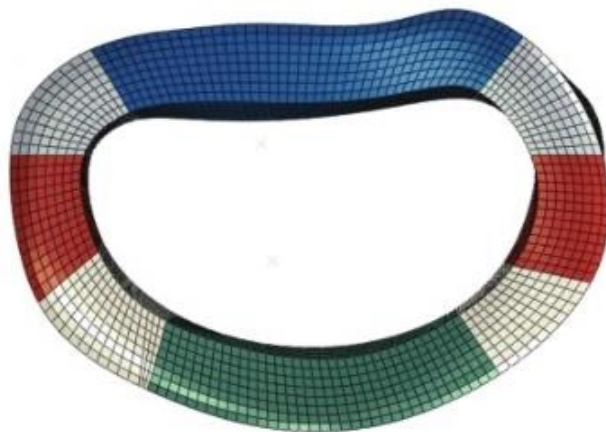


Рис. 5. Конечно-элементная модель фиброзного кольца межпозвоночного диска L4–L5 согласно *Jaramillo et al.* [19], вид сверху

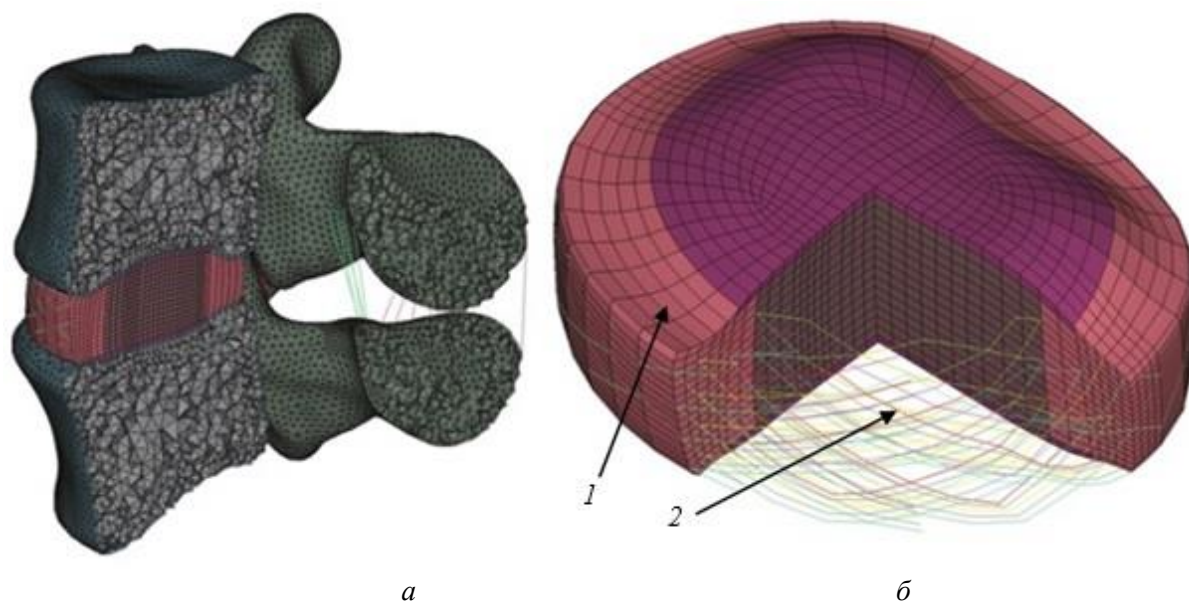


Рис. 6. Конечно-элементная модель позвоночно-двигательного сегмента  $L4-L5$  Alapan et al. [9]: *a* – сагиттальный срез модели; *б* – межпозвоночный диск  $L4-L5$ ; 1 – матрикс; 2 – эластические волокна

Матрикс, или основное вещество, состоит из смеси воды, протеогликанового геля (около 5%) [31] и питательных веществ. Геометрическая модель матрикса аналогична форме единого фиброзного кольца. Доминирующей теорией при моделировании поведения матрикса является гиперупругая модель Муни–Ривлина [9, 10, 12–14, 17, 20, 24, 28, 30], хотя эта теория применима только в качестве первого приближения, так как свойства матрикса мало похожи на свойства резины. В работах [16, 27, 29, 32] применяется теория Био, причем в исследовании [32] рассматривается только упругий каркас. Гиперупругий каркас по модели Нео-Гука используется в статье [16]. Авторы [15, 21, 25, 33] при моделировании поведения матрикса выбрали теорию Нео-Гука, а в работе [22] матрикс задан упругим. Отметим, что при моделировании матрикса нет работ, где происходит разбиение матрикса на кольца, что является неизученной частью при описании поведения матрикса. Мы считаем, что соотношения пороупругости с податливым каркасом будут лучше всего описывать поведение матрикса, так как в физическом смысле матрикс является крупномолекулярной жидкостью, полному вытеканию которой мешают волокна.

Эластические волокна слоями погружены в матрикс и поочередно наклонены к горизонтальной плоскости под углом около  $\pm 30^\circ$  (рис 6). Ряд исследований [10, 12–14, 16, 17, 27–29, 32, 33] для задания нелинейных свойств волокон применяет экспериментальную кривую  $\sigma(\epsilon)$ , авторы [9, 15, 20–22, 30] используют упругую постановку, причем в работах [15, 20, 21, 30] для каждого волокна заданы разные упругие свойства, и более податливые волокна расположены в центре межпозвоночного диска, что соответствует физиологическому строению кольца. Отдельно выделим работу Noailly et al. [25], применивших теорию гипоупругости к волокнам, и статью Naserkhaki et al. [24], которые использовали их экспериментальную кривую  $u(F)$ . С нашей точки зрения, для описания биомеханического поведения эластических волокон идеально подходит теория пороупругости, так как по структуре волокна являются упругими и погружены в матрикс. Анализ литературы показывает, что отсутствует общепринятый подход к моделированию количества слоев эластических волокон. В работах [10, 12, 14–16, 28, 32] рассматриваются восемь слоев, в источниках [9, 21, 24, 25, 27, 29] – семь, в исследованиях [22, 33] – шесть, в статьях



[13, 17, 20] рассматривают пять слоев. Выделим работу *Sharabi et al.* [30], где представлено максимальное число слоев эластических волокон – двадцать. На наш взгляд, использование большего количества волокон позволяет лучше моделировать поведение диска, так как из анатомического атласа известно, что в поясничном межпозвоночном диске число волокон находится в пределах 20–25 штук. Нет единого мнения и при задании угла наклона волокон, хотя в анатомической литературе [31] указана приблизительная величина угла наклона волокон  $\pm 30^\circ$ . Авторами исследований [10, 12–15, 17, 20, 21, 30, 32, 33] задан угол наклона волокон  $\pm 30^\circ$ , *Naserkhaki et al.* [24] выбрали  $\pm 35^\circ$ . Отметим исследования [9, 16, 27–29], в которых используется переменный угол от  $\pm 24$  до  $\pm 46^\circ$ , где наибольший угол расположен ближе к ядру, а наименьший – наоборот. Мы думаем, что удобнее и проще будет моделировать набор эластических волокон, расположенных на одинаковом расстоянии от центра пульпозного ядра, в виде отдельного кольца, что позволит избежать путаницы с углом наклона эластических волокон и уменьшит время расчета модели сегмента.

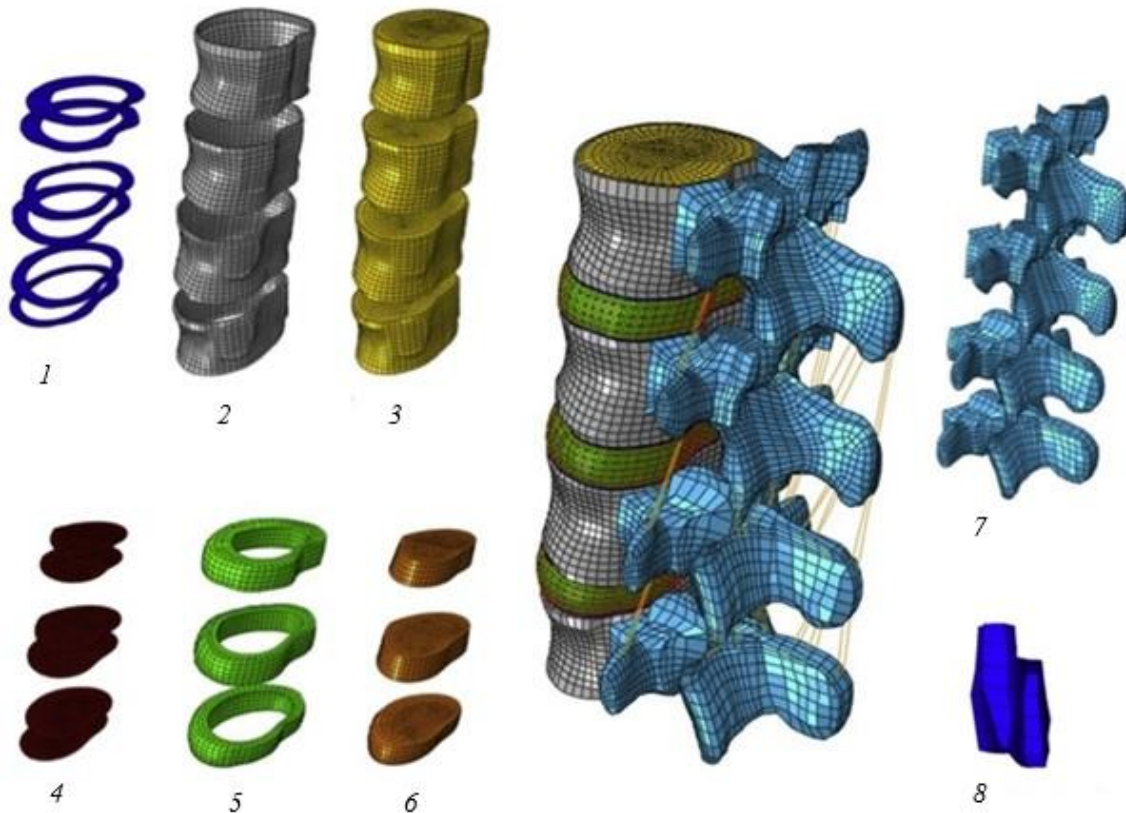


Рис. 7. Конечно-элементная модель поясничного отдела *Li et al.* [20]: 1 – хрящевая замыкательная пластинка; 2 – кортикальная ткань; 3 – губчатая ткань; 4 – костная замыкательная пластинка; 5 – фиброзное кольцо; 6 – пульпозное ядро; 7 – отростки позвонков; 8 – фасеточный сустав и хрящевой слой

Хрящевые замыкательные пластинки находятся над и под межпозвоночным диском и играют значительную роль при диффузионном питании диска от позвонка. При выборе определяющих соотношений для моделирования поведения замыкательной пластинки предпочтительными являются теории упругости и пороупругости. Теорию пороупругости применяют исследователи [16, 26, 27, 29, 32], при этом каркас считается упругим. Авторы [9, 10, 12–15, 17, 20, 24, 25, 28, 30, 33] использовали теорию упругости. Мы думаем, что исходя из физического строения хрящевой замыкательной пластинки и ее роли при диффузионном питании идеальным вариантом при

моделировании будет применение теории пороупругости, так как по логике пластинка является очень тонким ситом для пропускания низкомолекулярных соединений. Серьезные расхождения существуют в определении геометрических размеров хрящевой пластинки. В работе [15] она расположена только под ядром диска, в исследованиях [9, 25] занимает площадь до 1/3 внутренней части фиброзного кольца. Однако в большинстве исследований [10, 12–14, 16, 17, 24, 26–30, 32, 33] пластинка покрывает позвонок полностью. В трудах *Schmidt et al.* [27, 28] пластинка разбивается на 2 части: одна часть пластинки находится под пульпозным ядром, а вторая часть – под фиброзным кольцом. В статье *Li et al.* [20] пластинка представлена с отверстием и расположена только под кольцом (рис. 7, 1). Однако из анатомии известно, что с возрастом (ближе к 25 годам) размеры пластинки не превышают область размером 2/3 внутренней части фиброзного кольца, поэтому мы будем придерживаться этого мнения.

В части работ при моделировании вводят так называемую костную замыкательную пластинку. Объясняется это тем, что из анатомии известно об отсутствии притока питательных веществ на поверхностях позвонка, не закрытых хрящевой замыкательной пластинкой. Поэтому для моделирования нулевой проницаемости кортикальной ткани некоторых поверхностей позвонка авторы в исследованиях [10, 15, 16, 19, 22, 25–29] вводят костную замыкательную пластинку, которая расположена между губчатой костной тканью позвонка и хрящевой замыкательной пластинкой. Однако анатомическое подтверждение костной замыкательной пластинки в позвоночно-двигательном сегменте отсутствует. При выборе определяющих соотношений для ее моделирования авторы [16, 27, 29] придерживаются пороупругой теории с применением упругого каркаса. Исследователи [10, 15, 19, 22, 25, 26, 28] предпочли теорию упругости. Заметим, что в исследованиях [10, 16, 19, 22, 25–29] костная замыкательная пластинка покрывает диск полностью.

При моделировании позвонков прослеживаются три подхода. В первом случае позвонок однороден. В работе *Jaramillo et al.* [19] позвонок абсолютно твердый. Во втором варианте позвонок разделяют на кортикальную и губчатую ткани. Для кортикальной и губчатой тканей характерно использование теории упругости [14, 21, 30]. В работе [30] авторы вводят трансверсальную изотропию в рамках теории упругости, в статье [26] – пороупругое моделирование. В последнем случае позвонок делят на 3 части: отростки, кортикальная и губчатая ткани. При моделировании поведения кортикальной и губчатой тканей наиболее часто применяют упругую изотропную постановку [9, 10, 12, 13, 15, 17, 20, 22, 24, 25, 28, 32, 33], в исследованиях [10, 20, 25, 28, 33] применяют упругую трансверсальную изотропную постановку, а в статьях [16, 27, 29] – теорию Био. Мы считаем, что использование пороупругой постановки точнее описывает поведение позвонка (кортикальной и губчатой ткани), поскольку на границе между позвонком и межпозвоночным диском имеется слабый приток питательных веществ. Отростки позвонков почти всегда задают упругими [9, 10, 12, 13, 15–17, 20, 22, 24, 25, 27–29, 32, 33], хотя в статье *Jaramillo et al.* [19] они абсолютно твердые. Считать отростки позвонков правильнее будет упругими, поскольку они тверже, чем тела позвонков, и на концах суставных отростков нет притока питательных веществ от позвонков или фасеточного сустава.

Связки позвоночно-двигательного сегмента имеют большое значение для ограничения подвижности и удержания сегмента в допустимых пределах при высоких нагрузках. При выборе типа определяющих соотношений для связок авторы [9, 19, 27, 29, 32, 33] остановились на экспериментальной кривой  $\sigma(\epsilon)$ , авторы [9, 15, 20, 21, 25, 30] – на гипоупругой модели, а исследователи [10, 12, 13, 16, 17, 24, 26, 28] выбрали экспериментальную кривую  $u(F)$ . Отметим, что в модели *Schmidt et al.* [28] отсутствует

желтая связка. С нашей точки зрения, моделировать поведение связки логичнее при помощи экспериментальной кривой  $\sigma(\epsilon)$ , так как в условиях отсутствия корректных физических характеристик сложно построить адекватную биомеханическую модель поведения связки.

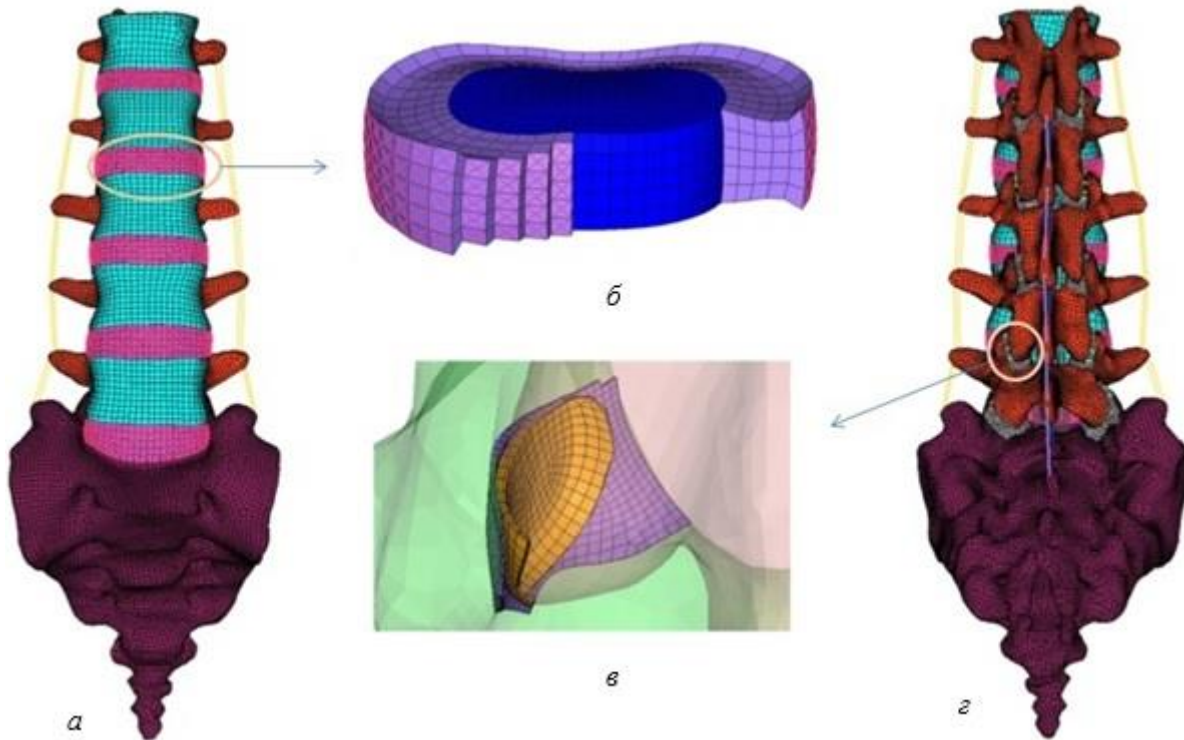


Рис. 8. Конечно-элементная модель поясничного и крестцового отделов *Du et al.* [13]: *a* – вид спереди; *б* – межпозвоночный диск L2–L3; *в* – хрящ фасеточного сустава; *г* – вид модели сзади

Фасеточный сустав выполняет роль шарнира в позвоночно-двигательном сегменте, что способствует хорошей подвижности и гибкости позвоночника. Главные элементы фасеточного сустава: синовиальная связка, отростки позвонков, хрящи на концах этих отростков и синовиальная жидкость. Связки и позвонки были рассмотрены ранее. Толщина хрящевого слоя на конце отростков позвонка в работах [20, 22, 27, 28] принята 0,2 мм, в статьях [14, 16, 26] – 0,5 мм, а в исследовании [25] задана максимальная величина в 2 мм. Выделим работу *Du et al.* [13], в которой задается неоднородная толщина хряща (рис. 8, *в*). Толщина хрящевого слоя на конце отростков позвонка пока не имеет общепринятого размера и в большинстве случаев колеблется в пределах 0,2–2 мм, но ее легко измерить на снимках магнитно-резонансной томографии. Большинство исследователей [9, 14, 20, 22, 27, 28, 30, 32] применяют упругую модель для описания поведения хрящей на отростках. *Galbusera et al.* [16] – пользуется пороупругой теорией. Гиперупругую модель Нео-Гука применили авторы [13, 17], а соотношения Муни–Ривлина – исследователи [26]. Гипоупругую модель задействовали в своих исследованиях *Noailly et al.* [25]. На наш взгляд, поведение хрящей в фасеточном суставе лучше описывается теорией пороупругости, так как по своей структуре они имеют упругий каркас, в котором протекает жидкость. Применение упругой, гиперупругой и гипоупругой теорий возможно только при формулировке модели в первом приближении.

Существенное значение для адекватного описания поведения фасеточного сустава, на наш взгляд, имеет учет наличия синовиальной жидкости в суставе. Однако в рассматриваемой литературе такой учет отсутствует. Это дает дополнительные

возможности для дальнейшего развития модели. Не менее важной чертой модели является и наличие/отсутствие зазора в фасеточном суставе. Одно из самых частых значений зазора в суставе, 0,5 мм, принимается в статьях [9, 12, 14, 20, 21, 26, 33], в работах [16, 27] используют значение 0,4 мм, в источниках [15, 13, 17] – 0,1 мм, в исследовании *Naserkhaki et al.* [24] – 0,2 мм. Выделим труды [10, 29], где представлена максимальная величина зазора 0,6 мм. Величина зазора является индивидуальной характеристикой, которая находится в пределах 1 мм. Тем не менее в части работ [22, 25, 28, 30, 32] зазор между суставами не учитывают (суставы контактируют). Поскольку при моделировании поведения фасеточного сустава используется упрощенная модель – без синовиальной жидкости, то очень важно рассмотреть условие контакта в области суставных отростков. В литературе чаще всего применяют контакт с нулевым коэффициентом трения [12, 20–22, 27, 30–32]. В работах [14, 15, 21] используют аналогичный тип контакта, вводя условие, что значения контактных сил растут по экспоненте. В литературе такой тип контакта часто называют «мягкий контакт» (*soft contact*). Отдельно стоит упомянуть *Jaramillo et al.* [19], который исключил контакт в области суставных отростков, применяя необычный подход, в котором сустав был заменен на 5 пружин. С нашей точки зрения, жидкость в фасеточном суставе учитывать существенно важно, так как только она создает отсутствие трения в фасеточном суставе и поддерживает длительное функционирование сустава.

Существенное значение при построении адекватной модели позвоночно-двигательного сегмента имеет внутридисковое давление, которое существует всегда и не зависит от условий внешней среды. Оно действует изнутри по краям пульпозного ядра на окружающие ткани благодаря накапливающейся в ядре жидкости. Причина появления этого давления кроется в протеогликанах, которые могут постоянно притягивать к себе воду. Большая часть исследователей [9, 12, 13, 15–17, 19–22, 24–26, 28, 30] это давление не учитывает и принимает равным 0 МПа. Другая, меньшая часть [10, 14, 16, 27, 29, 32, 33], задает это давление равным 0,1–0,4 МПа. Думается, что без проведения оценочных расчетов исключение из модели внутридискового давления может привести к некорректным результатам.

Последнее и самое важное в моделировании – это валидация модели позвоночно-двигательного сегмента с целью проверки соответствия полученных данных эксперименту. Наиболее часто используется ссылка на литературные данные *in vitro* в статьях [9, 10, 12–15, 17, 20, 22, 24–26, 30, 33]. При этом необходимо отметить, что среди всех представленных статей в обзоре экспериментальное исследование *in vitro* выполнено только в работе *Jaramillo et al.* [19]. Небольшая часть исследователей [24, 29, 32] ссылается на литературные данные *in vivo*. Авторы [16, 21, 27, 28] ссылаются уже на проверенные модели. Серьезной популярностью пользуется достаточно простая валидация по основным углам наклона позвоночно-двигательного сегмента в работах [9, 12–15, 17, 20, 24, 25, 33]. Авторы [20, 24, 33] для валидации модели выбрали внутридисковое давление, исследователи [24, 33] использовали значения реакций, возникающих в фасеточном суставе при взаимодействии отростков. В работе *Lu et al.* [22] выбор был сделан в пользу перемещений диска. Значительная часть исследователей [29, 32] использовала график перемещения–время, *Schmidt et al.* [29] при валидации модели придерживаются зависимости внутридискового давления диска от времени, а источники [10, 24, 30] – внутридискового давления диска от силы (рис. 9, б). Авторы [26, 30] используют зависимость силы от перемещений, исследователи [25, 30] – зависимость напряжений от деформаций  $\sigma(\epsilon)$ , работы [10, 19] – величины момента от угла наклона (рис. 9, а). Нам представляется более правильным вариантом проведение эксперимента *in vivo*, который будет фиксироваться при помощи

снимков компьютерной томографии. Эта процедура получения снимков быстрая и безболезненная, а в качестве анализируемых данных можно использовать перемещения диска, угол наклона и прикладываемую нагрузку.

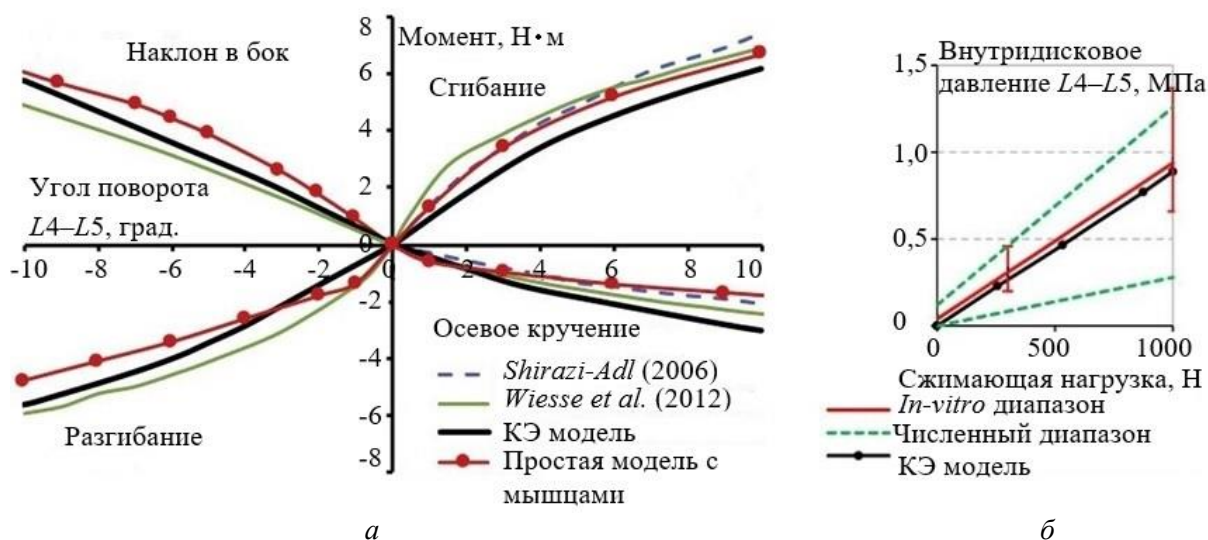


Рис. 9. Графики сравнения экспериментальных данных с (КЭ) конечно-элементной моделью: а – модель сегмента L4–L5 Azari et al. [10]; б – модель сегмента L4–L5 Naserkhaki et al. [24]

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенный анализ литературных данных показал, что моделирование поведения позвоночно-двигательного сегмента невозможно в рамках одной теории, поэтому для каждой части сегмента актуален конкретный тип определяющих соотношений. С нашей точки зрения, для описания поведения позвонков необходимо применять теорию пороупругости, для отростков позвонка – теорию упругости, для пульпозного ядра – модель пороупругости с гиперупругим каркасом, для матрикса – соотношения пороупругости с податливым каркасом, для волокон – теорию пороупругости, для замыкательной и костной пластинок – теорию Био, для связок – экспериментальную кривую  $\sigma(\epsilon)$ , для фасеточных хрящей – теорию пороупругости. Отметим, что деление позвонка в модели на кортикальную и губчатую костную ткань считается более правильным вариантом с точки зрения анатомии и распределения нагрузки на позвонок. Подчеркнем, что пульпозное ядро в реальности представляет собой гелеобразную субстанцию, но в литературе нет примеров применения определяющих соотношений для геля. Очень важно, на наш взгляд, учесть наличие жидкости в фасеточном суставе, так как только она создает отсутствие трения в фасеточном суставе и поддерживает длительное функционирование сустава. Существенной частью при получении геометрической формы модели позвоночно-двигательного сегмента является комплексное применение данных компьютерной и магнитно-резонансной томографии, что увеличивает индивидуальность и точность работ. Отметим, что сравнение конечно-элементной модели позвоночно-двигательного сегмента с литературными данными *in vitro* помогает только качественно оценить адекватность модели, и для большей точности необходимо проводить эксперимент. В заключение подчеркнем, что в современном мире проблема моделирования позвоночно-двигательного сегмента независимо от выбора отдела позвоночника является действительно важной и актуальной.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Литературный обзор в статье выполнен при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-31-90055 «Персонализированное биомеханическое моделирование поведения сегментов поясничного отдела позвоночника», анализ литературы и заключение в статье выполнены при финансовой поддержке Правительства Пермского края.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Жарнов А.М., Жарнова О.А. Биомеханические процессы в межпозвонковом диске шейного отдела позвоночника при его движении // *Российский журнал биомеханики*. – 2013. – Т. 17, № 1. – С. 32–40.
2. Капанджи А.И. Позвоночник. Физиология суставов / под ред. Е.В. Кишиневского, Т. Решетника. – М.: Эксмо, 2014. – 344 с.
3. Левин О.С. Боль в спине в общей клинической практике. – М.: Умный доктор, 2018. – 80 с.
4. Парфенов В.А., Исайкин А.И. Боль в нижней части спины: мифы и реальность. – М.: ИМА-ПРЕСС, 2016. – 104 с.
5. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р. Построение пороупругой конечно-элементной модели межпозвонкового диска в поясничном отделе // *Журнал магистров*. – 2016. – Т. 1. – С. 498–507.
6. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е. Грыжа межпозвонкового диска L4–L5 – главный источник боли в пояснице? // *Российский журнал боли*. – 2019. – Т. 17, № S1. – С. 70.
7. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е., Няшин Ю.И. Биомеханическое моделирование межпозвонкового диска поясничного отдела человека – современное состояние проблемы // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 411–422. DOI: 10.15593/RJBiomech/2019.3.07
8. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е., Няшин Ю.И. Методика оцифровки персонализированной геометрии позвоночно-двигательного сегмента L4–L5 in vivo // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 638–646. DOI: 10.15593/RJBiomech/2019.4.14
9. Alapan Y., Sezer S., Demir C., Kaner T., Inceoglu S. Load sharing in lumbar spinal segment as a function of location of center of rotation // *Journal of Neurosurgery Spine*. – 2014. – Vol. 20. – P. 542–549. DOI: 10.3171/2014.1.SPINE13426
10. Azari F., Arjmand N., Shirazi-Adl A., Rahimi-Moghaddam T. A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4–L5 load sharing // *Journal of Biomechanics*. – 2018. – Vol. 70. – P. 157–165. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.026
11. Bogduk N. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. 4-th edition – T. China: Elsevier, 2005. – 250 p.
12. Du C., Mo Z., Tian S., Wang L., Fan J., Liu S., Fan Y. Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 30, no. 11. – P. 1121–1131. DOI: 10.1002/cnm.2647
13. Du C.-F., Yang N., Guo J.-C., Huang Y.-P., Zhang C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: a finite element study // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2016. – Vol. 17. – P. 1–13. DOI: 10.1186/s12891-016-0980-4
14. Du H., Liao S., Jiang Z., Huang H., Ning X., Jiang N., Pei J., Huang Q., Wei H. Biomechanical analysis of press–extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint // *Saudi Pharmaceutical Journal*. – 2016. – Vol. 24. – P. 305–311. DOI: 10.1016/j.jsps.2016.04.002
15. Ellingson A.M., Shaw M.N., Giambini H., An K.-N. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 19, no. 9. – P. 1009–1018. DOI: 10.1080/10255842.2015.1088524
16. Galbusera F., Schmidt H., Noailly J., Malandrino A., Lacroix D., Wilke H.-J., Shirazi-Adl A. Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2011. – Vol. 4. – P. 1234–1241. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.04.008
17. Huang Y.-P., Du C.-F., Cheng C.-K., Zhong Z.-C., Chen X.-W., Wu G., Li Z.-C., Ye J.-D., Lin J.-H., Wang L.Z. Preserving posterior complex can prevent adjacent segment disease following posterior lumbar interbody fusion surgeries: A finite element analysis // *PLOS ONE*. – 2016. – Vol. 11. – P. 1–13. DOI: 10.1371/journal.pone.0166452
18. Intervertebral disc. – URL: [www.netterimages.com](http://www.netterimages.com) (accessed 20 June 2019).

19. Jaramillo H.E., Gomez L., Garcia J.J. A finite element model of the L4–L5–S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2015. – Vol. 17, no. 2. – P. 15–24. DOI: 10.5277/ABB-00046-2014-02
20. Li Q.Y., Kim H.-J., Son J., Kang K.-T., Chang B.-S., Lee C.-K., Seok H.S., Yeom J.S. Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 89. – P. 512–519. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2017.09.003
21. Lindsey D.P., Kiapour A., Yerby S.A., Goel V.K. Sacroiliac joint fusion minimally affects adjacent lumbar segment motion: A finite element study // *International Journal of Spine Surgery*. – 2015. – Vol. 9, no. 64. – P. 1–8. DOI: 10.14444/2064
22. Lu Y., Rosenau E., Paetzold H., Klein A., Puschel K., Morlock M.M., Huber G. 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 // *Journal of Engineering in Medicine*. – 2013. – Vol. 227, no. 12. – P. 1265–1274. DOI: 10.1177/0954411913501293
23. Machado C. Back pain associated with vertebral facet joints. – URL: [www.netterimages.com](http://www.netterimages.com) (accessed 10 April 2019).
24. Naserkhaki S., Jaremko J.L., Adee S., El-Rich M. On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 974–982. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.050
25. Noailly J., Lacroix D., Planell J.A. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute // *Spine*. – 2005. – Vol. 30, no. 20. – P. 2257–2264. DOI: 10.1097/01.brs.0000182319.81795.72
26. Schmidt H., Bashkuev M., Dreischarf M., Rohlmann A., Duda G., Wilke H.-J., Shirazi-Adl A. Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46. – P. 2513–2521. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.038
27. Schmidt H., Galbusera F., Wilke H.-J., Shirazi-Adl A. Remedy for fictive negative pressures in biphasic finite element models of the intervertebral disc during unloading // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2011. – Vol. 14, no. 3. – P. 293–303. DOI: 10.1080/10255842.2010.481287
28. Schmidt H., Heuer F., Drumm J., Klezl Z., Claes L., Wilke H.-J. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment // *Clinical Biomechanics*. – 2007. – Vol. 22. – P. 377–384. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.11.008
29. Schmidt H., Shirazi-Adl A., Galbusera F., Wilke H.-J. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities – A finite element analysis // *Journal of Biomechanics*. – 2010. – Vol. 43. – P. 1849–1856. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.035
30. Sharabi M., Wertheimer S., Wade K.R., Galbusera F., Benayahu D., Wilke H.-J., Haj-Ali R. Towards intervertebral disc engineering: Bio-mimetics of form and function of the annulus fibrosus lamellae // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2019. – Vol. 94. – P. 298–307. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.03.023
31. Stellman J.M. *Encyclopaedia of Occupational Health and Safety: The body, health care, management and policy, tools and approaches*. 4-th ed. – Geneva: International Labour Organization, 1998. – Vol. 1. – P. 6.6–6.10.
32. Williams J.R., Natarajan R.N., Andersson G.B.J. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40. – P. 1981–1987. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.022
33. Zander T., Dreischarf M., Timm A.-K., Baumann W.W., Schmidt H. Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine – A finite element sensitivity study // *Journal of Biomechanics*. – 2017. – Vol. 53. – P. 185–190. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.12.014
34. Zarei V. *Multiscale structure-based mechanical modeling of the human spine lumbar facet capsular ligament*. PhD thesis. – USA: Minnesota: The University of Minnesota, 2018. – 126 p.

## MODELLING OF THE HUMAN LUMBAR VERTEBROMOTOR SEGMENT: ANALYSIS OF SCIENTIFIC RESEARCHES

D.V. Khoroshev, N.E. Ustyuzhantsev, O.R. Ilyalov, Y.I. Nyashin (Perm, Russian Federation)

Pain in the lumbar spine is a disease that affects a significant part of society and has an important impact on the life quality and working capacity of the world's population. The fight against this disease takes a lot of money from most of the developed countries of the world. Osteoporosis, herniated disc, kidney disease in most cases are the first cause of low back pain and this is not the whole list. It is well known that the intervertebral disc *L4–L5* is a weak link in the lumbar region, so the need and relevance of the modelling problem of the lumbar vertebromotor segment already exists. A comprehensive analysis of studies for the period from 2003 to 2019 years was performed. The work purpose is to analyze most of the existing approaches to modelling the lumbar vertebromotor segment, the advantages and disadvantages of models and possible options for processing the segment geometric shape. The study focuses on such parameters as the influence of age and gender on the model, the choice of computed tomography or magnetic resonance imaging data, options for model validation, the constitutive relations choice, and the geometric shape of all parts of the model. Each of the parts of the lumbar vertebromotor segment is presented: the vertebra, the pulpous nucleus, the fibrous ring, the cartilage endplate and bone endplate, the facet joint and seven types of ligaments.

**Key words:** constitutive relations, intervertebral disc, facet joint, lumbar vertebra, finite element model, lower back.

*Получено 30 января 2021*