

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.3.07
УДК 531/534:[57+61]



БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ЧЕЛОВЕКА – СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ

Д.В. Хорошев¹, О.Р. Ильялов¹, Н.Е. Устюжанцев², Ю.И. Няшин¹

¹ Кафедра вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: horosh-den@mail.ru, oleg390@mail.ru

² Кафедра нормальной, топографической и клинической анатомии, оперативной хирургии Пермского государственного медицинского университета им. академика Е.А. Вагнера, Россия, 614000, Пермь, Петропавловская, 26, e-mail: ustyuzhan@mail.ru

Аннотация. Боль в поясничной области или другой части позвоночника – это важная причина снижения качества жизни и работоспособности населения, что напрямую влияет на экономику стран в целом. Каждый год в здравоохранении выделяется огромное количество средств на борьбу с этим недугом. Причины появления этой боли очень разнообразны: спазмы мышц, заболевания почек, остеопороз позвонков, грыжи межпозвоночных дисков и т.д. Доказано, что межпозвоночный диск L4–L5 является самой уязвимой частью поясничного отдела позвоночника, поэтому задача биомеханического моделирования межпозвоночного диска считается важной и актуальной в современном мире. Проведен комплексный анализ литературы за период с 2005 по 2018 г. Цель работы – рассмотреть разнообразные подходы к моделированию межпозвоночного симфиза, сильные и слабые стороны моделей и способы получения геометрической формы диска. В статье анализируются параметры: выбор определяющих соотношений, использование набора снимков компьютерной томографии или магнитно-резонансной томографии, геометрическая форма любой составной части модели, тип конечных элементов, программные пакеты (при выборе расчета напряженно-деформированного состояния и при получении геометрической формы из набора снимков компьютерной или магнитно-резонансной томографии), влияние возраста и пола на модель в целом. Подробно разобрана каждая составляющая часть межпозвоночного хряща: пульпозное ядро, фиброзное кольцо (матрикс и эластические волокна), хрящевая замыкательная пластинка, костная пластинка.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, межпозвоночный диск, конечно-элементная модель, теории моделирования, поясничный отдел позвоночника.

© Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е., Няшин Ю.И., 2019

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

Ильялов Олег Рустамович, к.т.н., доцент 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

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

ВВЕДЕНИЕ

Боль в спине – это первостепенная и важная проблема в области современного здравоохранения, так как приблизительно у 80% населения планеты она возникала как минимум один раз. Любой вид и характер этой боли непосредственно влияет на экономику стран и качество жизни населения [1, 4]. По результатам работы [5], одним из первых факторов утраты работоспособности среди населения мира является боль в поясничном отделе. Результаты исследований [1, 4–6] показывают, что чаще всего это хроническая боль в поясничном отделе позвоночника.

Само ощущение боли в спине делится на прямое и косвенное. К прямому относятся различные виды грыж межпозвоночных дисков, остеопороз и переломы позвонков, где источником боли является позвоночник. Косвенное ощущение боли проявляется от спазмирования мышц, заболеваний внутренних органов, таких как почки, желчный пузырь и др. [8]. Врачебная практика показывает, что в половине случаев боль в поясничном отделе позвоночника связана с грыжей межпозвоночного диска L4–L5.

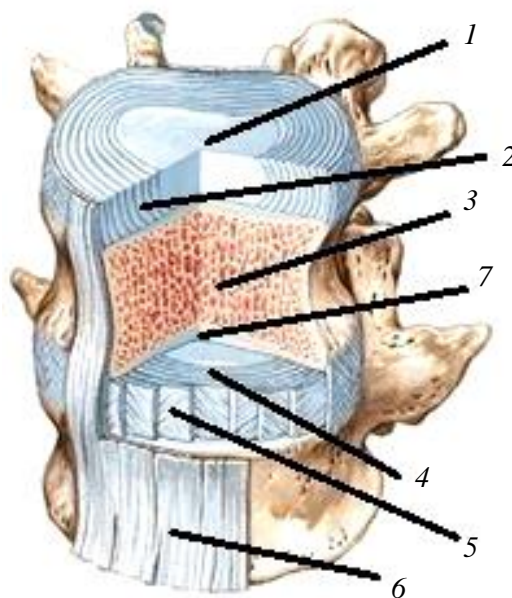


Рис. 1. Позвоночно-двигательный сегмент: 1 – пульпозное ядро; 2 – матрикс; 3 – тело позвонка; 4 – фиброзное кольцо; 5 – эластические волокна; 6 – передняя продольная связка; 7 – хрящевая замыкательная пластинка [15]

На рис. 1 представлено анатомическое строение позвоночно–двигательного сегмента. Основные элементы сегмента: межпозвоночный диск, позвонки, фасеточный сустав, связки и мышцы. Рассмотрим, не углубляясь в детали, структуру диска. Он состоит из гелеобразного пульпозного ядра 1, которое по краям окружено фиброзным кольцом 4, а сверху и снизу хрящевыми замыкательными пластинками 7. Грыжа межпозвоночного диска – это дегенеративно-дистрофическое заболевание, при котором пульпозное ядро образует в фиброзном кольце трещины, не обязательно выходящие наружу, и одновременно с этим происходит увеличение выпячивания кольца в месте образования трещин. Этапы развития этого заболевания представлены в работе [7]. Считается, что основной причиной появления боли является корешковая симптоматика (прямое воздействие грыжи межпозвоночного диска на корешок спинного мозга). Лечение грыжи диска проводят разными способами, в самом крайнем случае прибегают к хирургической операции – дискэктомии (прямое удаление пульпозного ядра из диска).

Однако не всегда дискэктомия приводит к полному исчезновению боли у человека. Одной из причин болевого синдрома в нижней части спины может являться так называемый «фасеточный синдром» [6, 32]. Один из возможных вариантов начала развития фасеточного синдрома – это сублюксация (подвывих) фасеточных суставов. Отметим, что в литературе врачи-практики довольно часто акцентируют внимание на проблемах в межпозвоночном диске, тогда как фасеточный сустав обходят стороной. Недостаток информации о подвывихе фасеточных суставов может явиться причиной постановки неправильного диагноза.

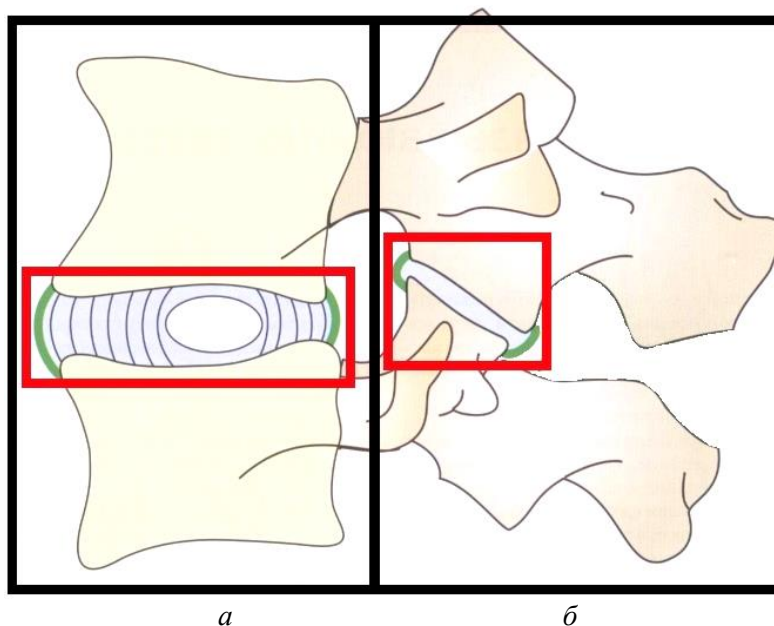


Рис. 2. Позвоночно-двигательный сегмент в сагиттальном разрезе. Вид слева [2]:
а – межпозвоночный симфиз; *б* – фасеточный сустав

Межпозвоночный симфиз (выделен красным, рис. 2, *а*) и фасеточный сустав (выделен красным, рис. 2, *б*) являются важными сочленяющими элементами позвоночно-двигательного сегмента, которые обеспечивают подвижность всего позвоночника. Для конечно-элементного моделирования сублюксации фасеточных суставов необходимо рассмотреть весь позвоночно-двигательный сегмент, что является целью следующего исследования. Сейчас рассмотрим биомеханическое моделирование межпозвоночного диска, так как это самый нагруженный элемент всего сегмента.

ОБСУЖДЕНИЕ

Для исследования текущего состояния и актуальности проблемы моделирования межпозвоночного диска проведен анализ литературных источников:

- 1) *Russian Journal of Biomechanics* (Россия);
- 2) *Journal of Biomechanics* (Нидерланды);
- 3) *Acta of Bioengineering and Biomechanics* (Польша);
- 4) *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (Нидерланды);
- 5) *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Великобритания);
- 6) *PLoS ONE* (США);
- 7) *Clinical Biomechanics* (Великобритания);
- 8) *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* (Германия);
- 9) *European Spine Journal* (Германия);

- 10) *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Швейцария);
 11) *Journal of Engineering in Medicine* (Великобритания);
 12) *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* (Великобритания).

Проведенный анализ работ позволил выделить особенности, характерные для всех статей:

I) применяется трехмерное моделирование межпозвоночного диска (за исключением данных [13, 20, 31], где применена плоская геометрия);

II) в качестве предпочтительной для описания поведения межпозвоночного симфиза выбирается теория пороупругости;

III) используются данные компьютерной или магнитно-резонансной томографии, полученные с поясничного отдела человека (за исключением [20, 26], где используют данные животных);

IV) при моделировании диска не учитываются связи;

V) сетка модели в большинстве случаев однородна и состоит только из гексаэдров;

VI) геометрия модели межпозвоночного симфиза построена только на данных компьютерной томографии (заметим, что в работах [16, 31] применены только снимки магнитно-резонансной томографии, а в статье [24] задействовано сочетание компьютерной и магнитно-резонансной томографий).

Рассмотрим данные исследования более подробно. Первый этап моделирования начинается с получения исходной геометрии объекта, которая извлекается из снимков компьютерной или магнитно-резонансной томографии. Стоит отметить, что точность компьютерной томографии характеризуется величиной сагиттальной толщины среза между снимками, что сильно влияет на качество геометрической формы модели. Минимальной толщины среза 0,75 мм придерживаются авторы статей [10, 11, 17–19, 25, 26]. В работах [3, 14, 21] эта величина достигает 1 мм, что ведет к незначительному снижению соответствия формы модели и оригинала. Отдельно выделим работу *Ruiz et al.* [23], где представлена максимальная толщина 1,5 мм. В исследованиях *Schroeder et al.* [27, 28] использован только 1 снимок компьютерной томографии для создания геометрии, что лишь в первом приближении соответствует форме диска. В статьях [16, 31] для построения модели выбираются только данные магнитно-резонансной томографии, что позволяет увидеть на этих снимках мягкие ткани, но толщина среза при этом составляет 4,5 мм. Эта величина существенно сказывается на геометрической точности формы диска, так как он имеет размеры порядка 4–5 см. В 2014 г. опубликовано исследование *Schmidt et al.* [24], основанное на сочетании данных компьютерной и магнитно-резонансной томографий, что позволяет в пределах точности магнитно-резонансной томографии правильно отобразить расположение мягких тканей на кости с учетом индивидуальных особенностей пациента, повысить индивидуальный подход к моделированию диска и увеличить точность поведения модели.

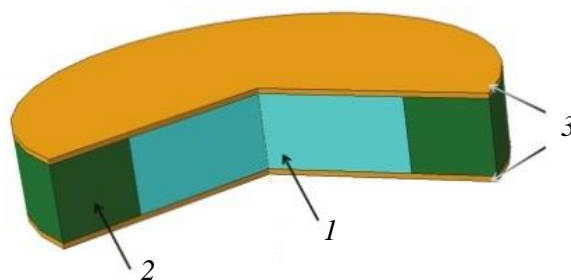


Рис. 3. Модель межпозвоночного диска L4–L5 у *Nikkhoo et al.* [21]: 1 – пульпозное ядро; 2 – фиброзное кольцо; 3 – хрящевая замыкательная пластинка

Рассмотрим варианты получения геометрической формы диска по данным компьютерной или магнитно-резонансной томографий. В работах [10, 11, 16–19, 24–26] используется программа *Amira*, в исследовании *Zhu et al.* [34] программа *ImageJ*. Каждая из этих программ получает по данным компьютерной или магнитно-резонансной томографии маску модели. Далее поверх маски строится конечно-элементная сетка, которая используется в расчетах. Авторы [13, 20, 31] ограничились моделированием плоской модели диска, что не в полной мере описывает реальное поведение симфиза. В исследованиях [9, 12, 21, 22, 27, 28] строится объемная модель диска, но в наиболее простой форме – в виде цилиндра, который только издалека напоминает очертания диска. Так, на рис. 3 представлена модель *Nikkhoo et al.* [21]. Отметим работу *Ruiz et al.* [23], опубликованную в 2013 г., где авторы вручную сканировали изображения компьютерной томографии позвонков *L4* и *L5*. Наряду с большой толщиной среза в 1,5 мм присутствие человеческого фактора при сканировании говорит о снижении точности модели.

Анализируемая литература свидетельствует о разностороннем интересе к моделированию конкретного диска. Самая популярная модель – это человеческий межпозвоночный диск *L4–L5* [3, 13, 14, 16–19, 21, 23–28, 30], в работах *Zhu et al.* [33, 34] рассматривается диск на уровне *L2–L3*, в исследованиях *Castro et al.* [10, 11] представлен диск *L3–L4*. Отдельно выделим исследования, рассматривающие межпозвоночные диски животных: диск быка в работе *Newell et al.* [20], диск свиньи в работе *Nikkhoo et al.* [22], диск овцы [9, 12, 26]. Возможно, это связано с отсутствием человеческих *in vitro* экспериментальных образцов. Подчеркнем работу *Zanjani–Pour et al.* [31], в которой исследуется весь поясничный отдел без отростков у позвонков, но моделирование происходит в сагиттальной плоскости, что несколько уменьшает ценность модели.

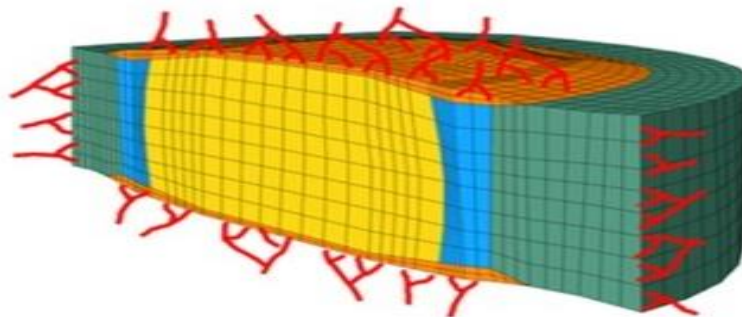


Рис. 4. Конечно-элементная модель межпозвоночного симфиза *L4–L5* с красными сосудами на кольце и хрящевой замыкательной пластинке у *Wills et al.* [30]

Важными деталями при моделировании являются выбор возраста и пола пациента, которые в значительной степени влияют на свойства и геометрию диска. Все авторы выбирают для анализа диск у пациента мужского пола, так как он меньше всего страдает и дегенерирует из-за больших перегрузок, связанных с беременностью у женщин. В статьях [10, 11, 13, 17–19, 24, 25] популярен возраст пациента 46 лет. В работах [14, 16, 21] отобраны пациенты 35 лет, а у *Zhu et al.* [33, 34] – 41 года и *Wills et al.* [30] – 47 лет (рис. 4). Максимальный возраст пациента 72 года рассмотрен в работе Мерои с соавторами [3]. На наш взгляд, такой разброс исходных данных сильно влияет на свойства и геометрию диска. Отметим исследование *Zanjani–Pour et al.* [31], в котором для анализа выбраны девять поясничных отделов людей в промежутке от 20 до 55 лет. Исходя из рассмотренных вариантов, за исключением статьи [3], средний возраст пациента составил 43 г., что вписывается в молодой период (18–44 г.) по классификации Всемирной организации здравоохранения. Однако не стоит забывать

о влиянии нагрузки, внешней среды, питания и образа жизни пациента на состояние диска, так как к 25 годам он уже сформировался и может существенно различаться у представителей различных профессий к 40 годам. К сожалению, невозможно точно указать идеальный для моделирования здорового диска возраст человека, но важно указывать профессию пациента, чтобы приблизительно оценить влияние нагрузки и внешней среды в целом.

Особо во всех работах отметим различия в выборе процессов, рассматриваемых в модели диска. В исследованиях [3, 9, 11, 13, 14, 16, 18, 20–27, 31] авторы сосредоточены в основном на механическом моделировании межпозвоночного симфиза, т.е. на определении напряжений и деформаций в тканях диска. В статьях [10, 12, 17, 34] главное внимание отведено питанию диска, а именно распределению концентрации глюкозы, лактата, кислорода, клеток и даже антибиотика. В источниках [19, 28, 30, 33] исследователи рассматривают модель, объединяющую механику и питание. На рис. 4 представлена подобная модель *Wills et al.* [30]. Авторы работ [3, 10, 11, 14, 16, 19, 20, 22, 24–26, 31, 33, 34] моделируют диск с позвонками, а авторы [9, 12, 13, 17, 18, 21, 23, 27, 28, 30] не учитывают их, что, возможно, связано с дополнительными вычислительными затратами по времени. Однако позвонок непосредственно связан с диском, и через него поступает часть питательных веществ, а это означает необходимость учета наличия позвонка при моделировании любого процесса. В конечно-элементной модели межпозвоночного диска обычно выделяют сам диск и два позвонка. Подробнее остановимся на каждой составляющей части модели.

Пульпозное ядро является неотъемлемой частью модели, и из анатомии [29] известно, что оно имеет гелеобразную структуру (смесь воды, протеогликанов (крупная молекула, притягивающая воду; основа геля) и коллагена). Большинство исследователей [10–14, 16–19, 21–24, 26–28, 30, 31] принимает ядро пороупругим, авторы в работах [3, 9, 20, 25] применяют теорию гиперупругости по модели Муни – Ривлина. *Zhu et al.* [33, 34] в своих расчетах использовали трехфазную теорию (продолжение пороупругой теории, но с разбиением элементов тела на три части: вода, твердый каркас и солевой раствор). Отметим, что ни один из авторов не задавал в своей модели определяющие соотношения для геля, что предоставляет большие возможности для развития этой части модели. В большинстве случаев при моделировании ядра применяются гексаэдры [3, 9–12, 14, 16–19, 21–28, 30, 33], и лишь в работе *Zhu et al.* [34] применяют тетраэдры. Популярность этого элемента связана с простой цилиндрической геометрией ядра. Геометрическое моделирование в плоской постановке приведено в работах [13, 20, 31], плоские элементы здесь имеют форму четырехугольников.

Фиброзное кольцо – это самая сложная часть диска, которую можно задавать очень специфично и неоднозначно. Напомним, что кольцо состоит из матрикса, 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.).

Сначала рассмотрим простой случай моделирования кольца как единого целого тела без деления на части. Значимая часть работ [12, 13, 17–19, 22–23, 30] применяет при моделировании кольца определяющие соотношения теории Био. Трехфазная теория применяется *Zhu et al.* [33, 34]. Практически все авторы при конечно-элементном разбиении кольца используют гексаэдры [12, 17–19, 21–23, 30, 33], в статье *Zhu et al.* [34] – тетраэдры.

Во втором варианте фиброзное кольцо представляют в виде частей с разными свойствами. Выделим работу *Wills et al.* [30], в которой авторы между кольцом и ядром произвольно ввели переходную зону. В работах [12, 19] присутствует простое

разбиение кольца на внутреннее и внешнее. В исследовании *Malandrino et al.* [17] представлено фиброзное кольцо в виде внутреннего и внешнего. Внутреннее, в свою очередь, делится на переднее и заднее. В своей следующей работе *Malandrino et al.* [18] увеличивают число частей до четырех с помощью дополнительного разбиения внешнего кольца на две части (рис. 5).

В третьем случае авторы статей [3, 9–11, 14, 15, 20, 24–28, 31] используют деление фиброзного кольца на анатомические части, т.е. на матрикс и эластические волокна.

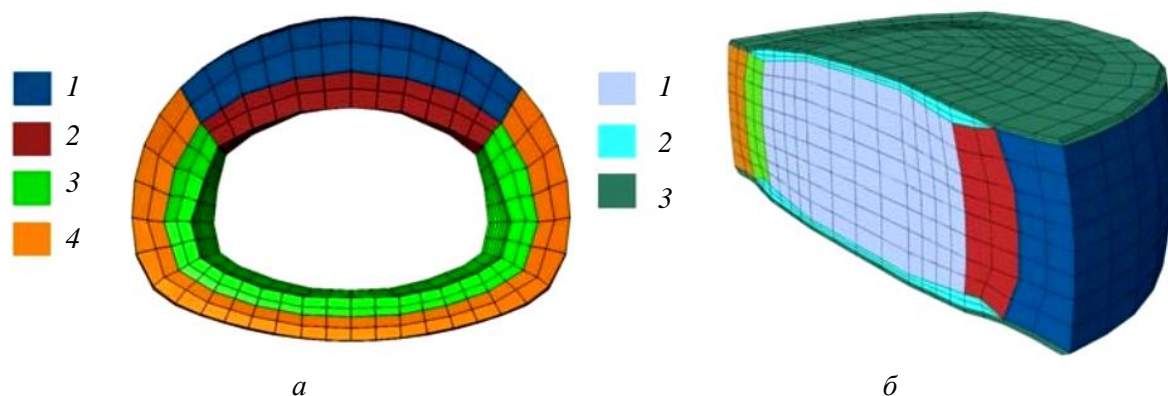


Рис. 5. Конечно-элементная модель межпозвоночного хряща L4–L5 у *Malandrino et al.* [18]: а – фиброзное кольцо, вид сверху (1 – передняя внешняя часть; 2 – передняя внутренняя часть; 3 – задняя внутренняя часть; 4 – задняя внешняя часть); б – сагиттальный срез модели диска (1 – пульпозное ядро; 2 – хрящевая замыкательная пластинка; 3 – костная замыкательная пластинка)

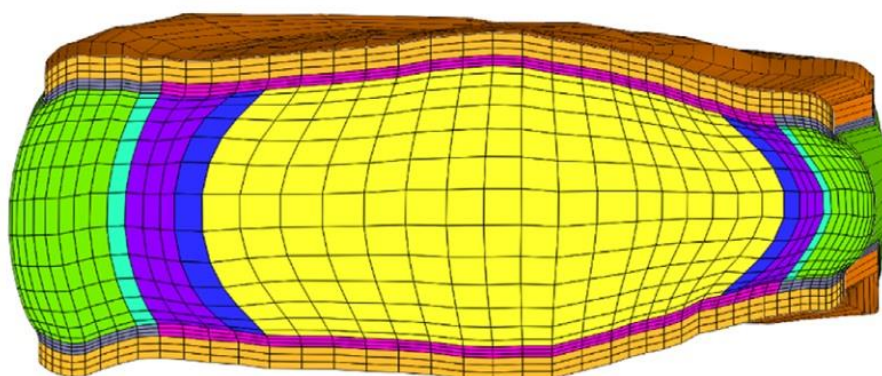


Рис. 6. Конечно-элементная модель межпозвоночного диска L4–L5 у *Jacobs et al.* [16]

Матрикс, или основное вещество, представляет собой смесь воды, протеогликанового геля (около 5%) [29] и питательных веществ. Геометрическая модель матрикса аналогична форме единого фиброзного кольца. Основной теорией при моделировании является поропругая постановка [10, 11, 14, 16, 24, 26–28, 31]. В работах [3, 9, 20, 25] принимается гиперупругая модель Муни – Ривлина. При создании конечно-элементной сетки выбор всегда падает на гексаэдры, что представлено в исследованиях [3, 9–11, 14, 16, 24–28]. Часть исследователей использует геометрическое разбиение матрикса на некоторые кольца с разными свойствами: на два в работах [24, 26], на четыре в статье *Jacobs et al.* [16] (рис. 6), на пятнадцать с учетом проскальзывания между пятью крайними в исследовании *Adam et al.* [9].

Эластические волокна слоями погружены в матрикс и чередуются наклоном к горизонтальной плоскости около $\pm 30^\circ$ (например, рис. 7, б). Ряд исследователей [3, 10, 11, 16, 24–27] для задания нелинейных свойств волокон применяет экспериментальную кривую $\sigma(\epsilon)$, в работах [9, 14, 20, 28, 31] используются упругие соотношения. При построении конечно-элементной сетки волокна предпочтение отдается стержневым элементам [9, 14, 16, 24, 27, 28] или элементам-пружинам [3, 10, 11, 25, 26]. Анализ литературы показывает, что отсутствует единый подход и к моделированию количества слоев эластических волокон. В работах [10, 11, 14, 25, 26] рассматриваются восемь слоев, в исследовании *Schroeder et al.* [28] – шесть слоев, Мерои и соавт. [3] рассматривают пять слоев, в работе *Jacobs et al.* [16] – десять, в другом исследовании *Schroeder et al.* [27] – тринадцать и в источнике *Adam et al.* [9] – пятнадцать слоев. Отметим статью *Schmidt et al.* [24], где представлено максимальное число слоев эластических волокон – семнадцать. Нет единого мнения и при задании угла наклона волокон. Авторами исследований [9, 14, 27, 28] задан угол наклона волокон в $\pm 30^\circ$, в работе Мерои и соавт. [3] это значение подтверждено в качестве оптимального для усредненного моделирования поведения волокон, *Jacobs et al.* [16] принимают угол $\pm 25^\circ$. Отметим исследования [10, 11, 24–26], в которых используется изменяющийся угол от $\pm 24^\circ$ до $\pm 46^\circ$, где наибольший угол ближе к ядру, а наименьший – наоборот. Возможно, большее количество волокон наиболее точно моделирует поведение диска, так как из анатомического атласа известно, что в поясничном межпозвоночном диске число волокон находится в пределах 20–25.

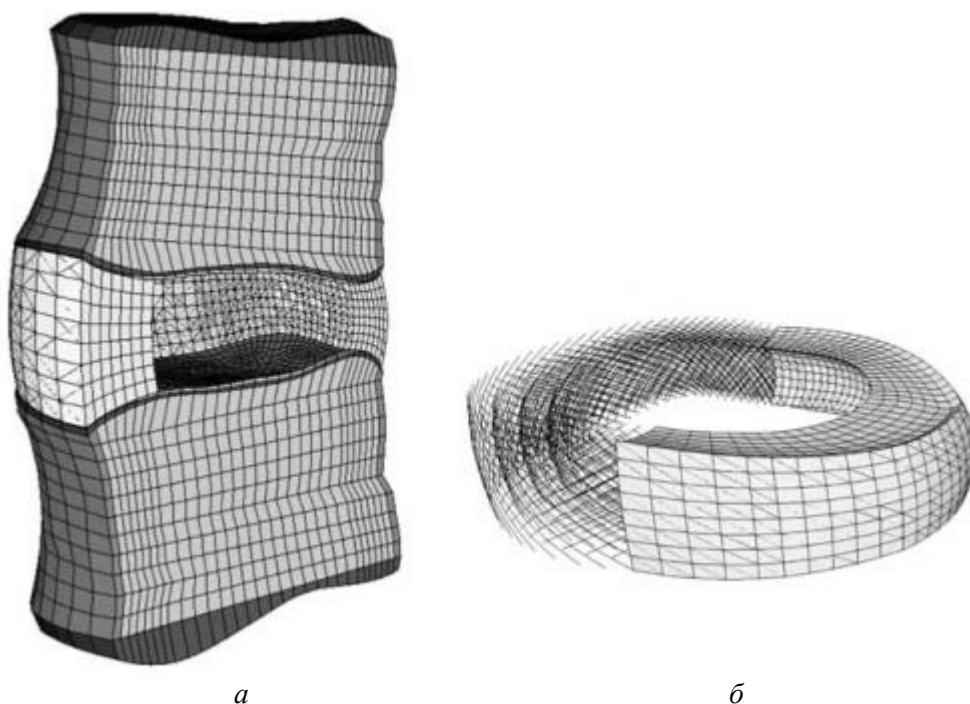


Рис. 7. Конечно-элементная модель межпозвоночного диска L4–L5 у *Schmidt et al.* [25]:
а – сагиттальный срез модели; б – фиброзное кольцо

Хрящевая замыкательная пластинка расположена над и под межпозвоночным диском и играет важную роль при диффузионном питании диска от позвонка. При выборе определяющих соотношений для моделирования поведения замыкательной пластинки чаще всего применяют теорию пороупругости [10, 11, 13, 14, 16–19, 21–24, 26, 30]. В работах [3, 25] (см. рис. 7) использовали теорию упругости, у *Newell et al.* [20] пластинка рассматривается как абсолютно твердое тело, в исследовании *Zhu et al.* [34]

применяется теория трехфазных сред. При построении конечно-элементной сетки чаще применяются гексаэдры [3, 10, 11, 14, 16–19, 21–26, 30], в работе *Zhu et al.* [34] снова используются тетраэдральные элементы. Существуют серьезные расхождения в определении геометрических размеров хрящевой пластинки. В работах [10, 11, 34] она расположена только под ядром диска, в исследованиях [16, 17, 25] до 1/3 внутренней части фиброзного кольца и авторы [18, 19, 23, 24, 26, 30] считают, что она занимает уже область до 2/3 внутренней части фиброзного кольца. В исследованиях [3, 13, 14, 17, 20–22] пластинка покрывает позвонок полностью. Тем не менее из анализа процесса развития диска следует малая вероятность того, что пластинка будет покрывать позвонок полностью к 25 годам, так как с течением времени проницаемость пластинки падает и величина покрытия становится близкой к 2/3 внутренней части фиброзного кольца.

Костная замыкательная пластинка применяется в работах [18, 19, 23–26, 30] для наибольшего соответствия адекватности биомеханического моделирования межпозвоночного симфиза. Из анатомии известно, что на границе между хрящевой замыкательной пластинкой и позвонком присутствует слабый приток питательных веществ, а на других поверхностях позвонка – нет. Костная замыкательная пластинка расположена между позвонком и хрящевой замыкательной пластинкой (рис. 8, б). При выборе определяющих соотношений для ее моделирования авторы [18, 19, 23, 24, 30] придерживаются пороупругой теории, авторы [25, 26] – теории упругости. Все авторы при построении конечно-элементной сетки используют гексаэдральные элементы [18, 19, 23–26, 30]. Заметим, что в исследованиях [18, 19, 25, 26, 30] костная замыкательная пластинка покрывает диск полностью, а в статьях [23, 24] только на 2/3 внутренней части фиброзного кольца.

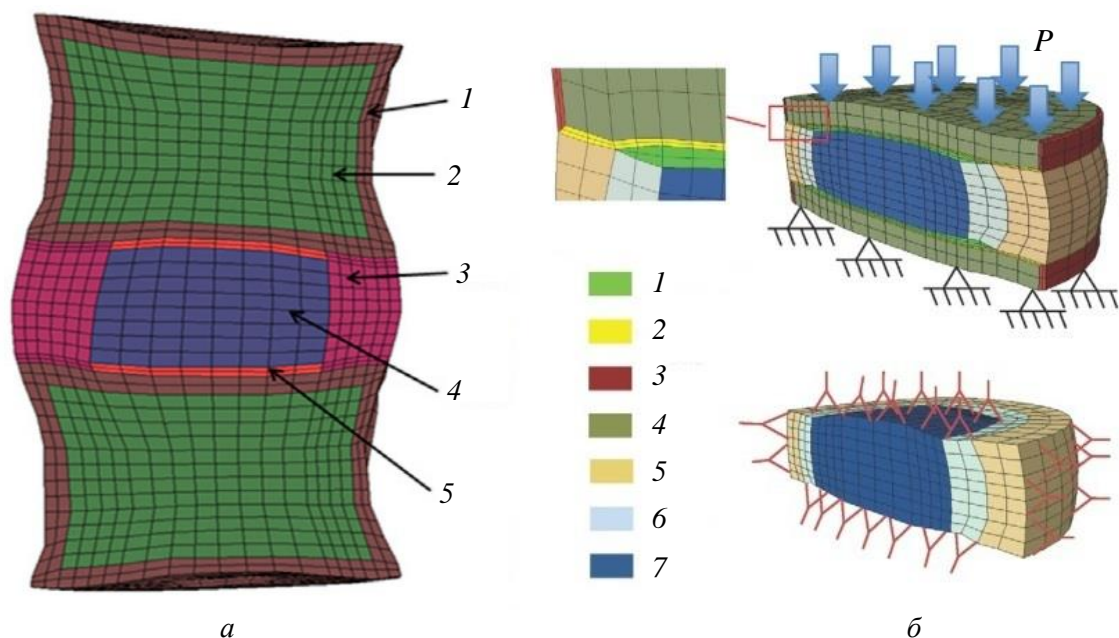


Рис. 8. Конечно-элементные модели: а – межпозвоночный диск L4–L5 у *Schmidt et al.* [25] (1 – кортикальная ткань; 2 – губчатая ткань; 3 – фиброзное кольцо; 4 – пульпозное ядро; 5 – хрящевая замыкательная пластинка); б – межпозвоночный симфиз L3–L4 у *Castro et al.* [11] (1 – хрящевая замыкательная пластинка; 2 – костная замыкательная пластинка; 3 – кортикальная ткань; 4 – губчатая ткань; 5 – внешнее фиброзное кольцо; 6 – внутреннее фиброзное кольцо; 7 – пульпозное ядро)

Анализ литературы показывает, что не во всех моделях межпозвоночного диска учитываются позвонки. При моделировании тел позвонков прослеживаются два подхода. В первом случае тело позвонка однородно. В статьях *Zhu et al.* [33, 34] позвонок считается упругим, в работах [20, 31] – абсолютно твердым телом. Во втором варианте позвонок разделяют на кортикальную и губчатую ткани (см. рис. 8). Для кортикальной ткани характерно пороупругое моделирование [10, 11, 16, 19, 22, 24] или использование теории упругости [3, 14, 25, 26]. При моделировании поведения губчатой ткани используется теория Био [10, 11, 16, 19, 22, 24, 26] или теория упругости [3, 14, 25]. При построении сетки для губчатой и кортикальной костных тканей всегда выбирают гексаэдры, что снова связано с простой геометрией позвонка. В итоге деление позвонка в модели на кортикальную и губчатую костные ткани считается более правильным вариантом с точки зрения анатомии и распределения нагрузки на позвонок.

Отдельно рассмотрим виды программных пакетов для расчета напряженно-деформированного состояния межпозвоночного симфиза. *Abaqus* выбран авторами [3, 9–11, 13, 14, 17–19, 21–24, 27, 28, 30, 31], исследователи [13, 16, 20–22, 24–26, 31] используют в своих расчет пакет *Ansys*. *Matlab* предпочли в работах [16, 27], в статьях [12, 33, 34] используется *Comsol*. Популярность *Abaqus* объясняется, видимо, большим количеством возможностей для усложнения расчета модели.

Важным моментом при моделировании поведения межпозвоночного диска, на наш взгляд, является вид прикладываемой нагрузки. В анализируемой литературе авторы используют два типа нагружения. Первый тип – это моментальное нагружение. Применено в работах [23, 25] в виде момента с интервалом по величине 2,5–10 Н·м, в работах [3, 9, 11, 18, 20, 21, 27, 28, 31, 33] в виде исключительно сжимающей нагрузки в интервале 50–1000 Н. Второй тип – долговременное нагружение. Рассмотрено в исследованиях [10, 12, 13, 17, 19, 22, 24, 26, 30], где выбрали синусоидальную сжимающую нагрузку для имитации режимов: «ночь» – воздействие в течение 8 ч с колебанием нагрузки в пределах 100–400 Н; «день» – воздействие в течение 16 ч с колебанием нагрузки в пределах 500–1500 Н. В работах [14, 16] время нагружения было значительно ниже и составило 4 ч.

Существенное значение при построении адекватной модели межпозвоночного симфиза имеет внутридисковое давление, которое существует всегда и не зависит от условий внешней среды. Оно действует изнутри по краям пульпозного ядра на окружающие ткани, что заставляет диск расширяться за счет впитывания воды внутрь. Причина появления этого давления кроется в протеогликанах, что могут притягивать к себе воду постоянно. В ряде исследований [10, 11, 13, 14, 17, 19, 21–24, 28, 30, 31] это давление учитывается и составляет 0,1–0,39 МПа.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Из анализа литературы следует, что наиболее популярным инструментом для моделирования любой части межпозвоночного хряща является теория пороупругости Био. Заметим, что пульпозное ядро в реальности представляет собой гелеобразную субстанцию, но в литературе нет примеров использования определяющих соотношений для геля. Обзор литературы также показал, что при построении конечно-элементной сетки большинство авторов придерживается исключительно гексаэдральных элементов. Важной деталью при получении геометрической формы модели симфиза является совместное использование исследований компьютерной и магнитно-резонансной томографий, что повышает индивидуальность и точность работ. В заключение отметим, что проблема моделирования межпозвоночного диска, независимо от выбора отдела позвоночника, является действительно важной и актуальной в современном мире.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зиновьева О.Е., Рожков Д.О. Мультидисциплинарный подход к лечению хронической неспецифической боли в спине. Разбор клинического случая // Русский медицинский журнал. – 2018. – Т. 2, № 4. – С. 93–96.
2. Капанджи А.И. Позвоночник. Физиология суставов / под ред. Е.В. Кишиневского, Т. Решетника. – М.: Эксмо, 2014. – 344 с.
3. Мерои Е.А., Натали А.Н., Паван П.Г., Скарпа К. Численный анализ механического поведения межпозвоночного диска с учетом структуры коллагеновых волокон // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 1. – С. 36–51.
4. Парфенов В.А., Иванова М.А. Ведение пациентов с болью в спине врачами общей практики // Медицинский совет. – 2018. – № 1. – С. 112–117.
5. Парфенов В.А., Исайкин А.И. Боль в нижней части спины: мифы и реальность. – М.: ИМА-ПРЕСС, 2016. – 104 с.
6. Спиринов Н.Н., Киселев Д.В. Проблема хронической боли в спине: фасеточный синдром // Русский медицинский журнал. – 2015. – № 17. – С. 1025–1030.
7. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р. Построение пороупругой конечно-элементной модели межпозвоночного диска в поясничном отделе // Журнал магистров. – 2016. – Т. 1. – С. 498–507.
8. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р., Устюжанцев Н.Е. Моделирование проявления болевого синдрома в позвонково-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника // Российский журнал боли. – 2018. – Т. 56, № 2. – С. 100–101.
9. Adam C., Rouch P., Skalli W. Inter-lamellar shear resistance confers compressive stiffness in the intervertebral disc: An image-based modelling study on the bovine caudal disc // Journal of Biomechanics. – 2015. – Vol. 48. – P. 4303–4308.
10. Castro A.P.G., Paul C.P.L., Detiger S.E.L., Smit T.H., van Royen B.J., Pimenta Claro J.C., Mullender M.G., Alves J. L. Long-term creep behavior of the intervertebral disc: comparison between bioreactor data and numerical results // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. – 2014. – Vol. 2, № 56. – P. 1–8.
11. Castro A.P.G., Wilson W., Huyghe J.M., Ito K., Alves J.L. Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver // Journal of Biomechanics. – 2013. – Vol. 47. – P. 297–301.
12. Gao X., Zhu Q., Gu W. Prediction of glycosaminoglycan synthesis in intervertebral disc under mechanical loading // Journal of Biomechanics. – 2016. – Vol. 49. – P. 2655–2661.
13. Gohari E., Nikkhoo M., Haghpanahi M., Parnianpour M. Analysis of different material theories used in a FE model of a lumbar segment motion // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2013. – Vol. 15, № 2. – P. 33–41.
14. Guo L.-X., Li R., Zhang M. Biomechanical and fluid flowing characteristics of intervertebral disc of lumbar spine predicted by poroelastic finite element method // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2016. – Vol. 18, № 2. – P. 19–29.
15. Intervertebral disc [Электронный ресурс]. – URL: www.netterimages.com (дата обращения: 20.06.2019).
16. Jacobs N.T., Cortes D.H., Peloquin J.M., Vresilovic E.J., Elliott D.M. Validation and application of an intervertebral disc finite element model utilizing independently constructed tissue-level constitutive formulations that are nonlinear, anisotropic, and time-dependent // Journal of Biomechanics. – 2014. – Vol. 47. – P. 2540–2546.
17. Malandrino A., Noailly J., Lacroix D. Numerical exploration of the combined effect of nutrient supply, tissue condition and deformation in the intervertebral disc // Journal of Biomechanics. – 2014. – Vol. 47. – P. 1520–1525.
18. Malandrino A., Noailly J., Lacroix D. Regional annulus fibre orientations used as a tool for the calibration of lumbar intervertebral disc finite element models // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2011. – Vol. 16, № 9. – P. 923–928.
19. Malandrino A., Noailly J., Lacroix D. The effect of sustained compression on oxygen metabolic transport in the intervertebral disc decreases with degenerative changes // PLoS ONE. – 2011. – Vol. 7, № 8. – P. 1–12.
20. Newell N., Grigoriadis G., Christou A., Carpanen D., Masouros S.D. Material properties of bovine intervertebral discs across strain rates // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2017. – Vol. 65. – P. 824–830.
21. Nikkhoo M., Hsu Y.-C., Haghpanahi M., Parnianpour M., Wang J.-L. A meta-model analysis of a finite element simulation for defining poroelastic properties of intervertebral discs // Journal of Engineering in Medicine. – 2013. – Vol. 227, № 6. – P. 672–682.
22. Nikkhoo M., Wang J.-L., Parnianpour M., El-Rich M., Khalaf K. Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading – Ex-vivo and In-silico investigation // Journal of Biomechanics. – 2018. – Vol. 70. – P. 26–32.
23. Ruiz C., Noailly J., Lacroix D. Material property discontinuities in intervertebral disc porohyperelastic finite element models generate numerical instabilities due to volumetric strain variations // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2013. – Vol. 26. – P. 1–10.

24. Schmidt H., Bashkuev M., Galbusera F., Wilke H.-J., Shirazi-Adl A. Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 17, № 16. – P. 1762–1776.
25. Schmidt H., Heuer F., Simon U., Kettler A., Rohlmann A., Claes L., Wilke H.-J. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus // *Clinical Biomechanics*. – 2006. – Vol. 21. – P. 337–344.
26. Schmidt H., Reitmaier S. Is the ovine intervertebral disc a small human one? A finite element model study // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2013. – Vol. 17. – P. 229–241.
27. Schroeder Y., Huyghe J.M., van Donkelaar C.C., Ito K. A biochemical/biophysical 3D FE intervertebral disc model // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. – 2010. – Vol. 9. – P. 641–650.
28. Schroeder Y., Wilson W., Huyghe J.M., Baaijens F.P.T. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc // *European Spine Journal*. – 2006. – Vol. 15, № 3. – P. S361–S371.
29. 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.
30. Wills C.R., Malandrino A., van Rijsbergen M.M., Lacroix D., Ito K., Noailly J. Simulating the sensitivity of cell nutritive environment to composition changes within the intervertebral disc // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. – 2016. – Vol. 90. – P. 108–123.
31. Zanjani-Pour S., Winlove C.P., Smith C.W., Meakin J.R. Image driven subject-specific finite element models of spinal biomechanics // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 919–925.
32. Zarei V. *Multiscale structure-based mechanical modeling of the human spine lumbar facet capsular ligament: PhD thesis*. – Minnesota: The University of Minnesota, 2018. – 126 p.
33. Zhu Q., Gao X., Gu W. Temporal changes of mechanical signals and extracellular composition in human intervertebral disc during degenerative progression // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 3734–3743.
34. Zhu Q., Gao X., Li N., Gu W., Eismont F., Brown M.D. Kinetics of charged antibiotic penetration into human intervertebral discs: a numerical study // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – Vol. 49. – P. 3079–3084.

BIOMECHANICAL MODELLING OF THE INTERVERTEBRAL DISC OF THE HUMAN LUMBAR SPINE – THE PROBLEM CURRENT STATE

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

Pain in the lumbar region or other part of the spine is the important reason for the decline of the life quality and the population efficiency, which directly affects the economy as a whole. Every year, a money huge amount is allocated in health care to prevent this disease. The causes of this pain are very diverse: muscle spasms, kidney diseases, the vertebrae osteoporosis, herniated discs and etc. It is proved that the intervertebral disc L4–L5 is the most vulnerable part of the lumbar spine, so the biomechanical modelling problem of the intervertebral disc is considered important and relevant in the modern world. A comprehensive analysis of the literature for period 2006–2018 is performed. The work aim is to consider various approaches to modelling of the intervertebral symphysis, strong and weak parts of models and methods of obtaining the disc geometric shape. In article, the parameters are analyzed: the constitutive relations choice, the use of a set of images of computerized tomography or magnetic resonance imaging, the geometric shape of any component of the model, the finite element type, software packages (choice of stress-strain state calculation and obtaining a geometric shape from a set of computed tomography or magnetic resonance imaging), the age and gender impact on the overall model. Detailed analysis of each component of the intervertebral cartilage: nucleus pulposus, fibrous ring (matrix and elastic fibers), cartilage endplate and bone endplate is performed.

Key words: biomechanical modelling, intervertebral disc, finite element model, modelling theory, lumbar spine.

Получено 18 сентября 2019