

УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ В ПОЗВОНКОВО-ДВИГАТЕЛЬНОМ СЕГМЕНТЕ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ЕГО ДВИЖЕНИИ

А.М. Жарнов¹, О.А. Жарнова²

¹ Кафедра теоретической физики Гродненского государственного университета им. Янки Купалы, Беларусь, 230023, Гродно, ул. Ожешко, 22, e-mail: a.zharnow@grsu.by

² Кафедра медицинской биофизики Гродненского государственного медицинского университета, Беларусь, 230015, Гродно, ул. Горького, 36

Аннотация. Анализируются механизмы питания межпозвонковых дисков шейного отдела позвоночника для двух сегментов: наиболее подвижного (C_5-C_6) и наименее подвижного (C_2-C_3). На основе численных расчетов с использованием данных планиметрического исследования рентгенофункциональных изображений позвоночника определено, что в наиболее подвижных сегментах при сгибании позвоночника давление в межпозвонковых дисках существенно возрастает. Это дает возможность рассмотреть диффузионные процессы обмена веществ из ядра в околодисковое пространство, обусловленные градиентом давления. При разгибании позвоночника в наиболее подвижных сегментах диффузионный процесс идет в обратном направлении. При любом движении в сагиттальной плоскости для наименее подвижных сегментов изменение геометрии фиброзного кольца позволяет давлению в межпозвонковом диске не изменяться. Следовательно, основным механизмом питания диска для малоподвижных сегментов можно считать диффузионный процесс за счет перераспределения гравитационных нагрузок при изменении положения позвоночника. Для более подвижных сегментов может быть реализован комбинированный механизм питания диска: как за счет перераспределения гравитационных нагрузок, так и за счет движения позвоночника в сагиттальной плоскости. Определены средняя скорость диффузии метаболитов из диска в околодисковое пространство и время релаксации сегмента из напряженного состояния в равновесное, удовлетворительно согласующиеся с экспериментальными данными.

Ключевые слова: фиброзное кольцо, пульпозное ядро, давление, модель механизма питания, коллаген.

ВВЕДЕНИЕ

Если рассматривать деформационные процессы в позвонково-двигательных сегментах, исключая их травматическое либо воспалительное происхождение, то, по мнению большинства авторов [2, 6], возникновение таких процессов обусловлено изменением состояния межпозвонкового диска. Дегенеративный процесс в позвонково-двигательных сегментах начинается в пульпозном ядре, фиброзном кольце либо одновременно в этих структурных элементах, составляющих межпозвонковый диск. Упругие механические свойства фиброзного кольца непосредственно связаны с биохимическими процессами, протекающими в межпозвонковом диске [15, 19].

В работах [33, 34] показано, что состояние гелеобразного вещества межпозвонкового диска (в частности, агрегана) при воздействии механических нагрузок зависит от сорта клеток, величины и продолжительности нагрузки. Одной из причин начала разрушения диска (в первую очередь фиброзного кольца) может быть нарушение механизма его питания [1, 2, 6, 13]. Исследования по метаболизму в межпозвонковых дисках при воздействии статического давления представлены в работе [31]. Показано, что клетки пульпозного ядра и фиброзного кольца по-разному ведут себя при воздействии на диск внешнего механического напряжения. Для нормального функционирования межпозвонкового диска, заключающегося в вязкоупругой реакции при воздействии на диск, в него должны поступать питательные вещества (микроэлементы и кислород), а выводиться – метаболиты. При этом в самом диске поддерживается количество воды, находящейся в связанном состоянии, необходимое для нормального функционирования диска.

В настоящий момент считается, что одним из механизмов обмена плазмы вещества между диском и околодисковым пространством является процесс, обусловленный градиентом осмотического давления между ядром и околодисковым пространством [2] при перераспределении гравитационной нагрузки вследствие перехода человека из вертикального состояния в горизонтальное. В работах [3, 32] теоретически и экспериментально показано, что во время движения позвоночника в сагиттальной плоскости при сгибании давление в пульпозном ядре возрастает, что приводит к появлению градиента давления в радиальном направлении фиброзного кольца. Возникновение градиента давления, в свою очередь, может приводить к массообменным процессам между диском и околодисковым пространством. В настоящей работе исследуются массообменные процессы, происходящие в межпозвонковом диске при движении позвоночно-двигательного сегмента в сагиттальной плоскости. Анализируется скорость перемещения плазмы вещества в позвоночно-двигательных сегментах при движении позвоночника в сагиттальной плоскости, а также оценивается время релаксации геометрических размеров фиброзного кольца к исходному состоянию при переходе позвоночника из вертикального положения (ортостатическое состояние) в положение максимального сгибания или разгибания.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Межпозвонковый диск представляет собой вязкоупругую прокладку, расположенную между двумя соседними телами позвонков. Он имеет сложное строение: в центре находится пульпозное ядро, вокруг которого располагается многослойное фиброзное кольцо, удерживающее ядро в центральной части и препятствующее сдвигу позвонков относительно друг друга. Фиброзное кольцо состоит из крестообразно пересекающихся коллагеновых волокон, которые своими концами соединены с краевыми каемками тел позвонков. В нормальном состоянии коллагеновые волокна являются довольно жесткими с модулем Юнга до 60 МПа [9, 12–14]. В результате дегенеративного заболевания дисков происходит замещение волокон фиброзного кольца на рубцовую ткань, которая не обладает такой прочностью, как волокна фиброзного кольца, что приводит к ослаблению межпозвонкового диска и при повышении давления в нем может завершиться разрывом фиброзного кольца.

В основном межпозвонковый диск состоит из коллагеновых волокон, которые погружены в среду из протеогликанового геля. В эту среду также входят клетки, осуществляющие синтез компонентов диска. В межпозвонковом диске по сравнению с другими тканями клеток очень мало. Но, несмотря на малое количество, эти клетки

очень важны для поддержания функций диска, так как они в течение всей жизни синтезируют жизненно необходимые макромолекулы.

В позвонково-двигательных сегментах коллаген является основным структурным белком и представляет собой группу из 17 индивидуальных белков. В межпозвонковом диске присутствуют несколько типов коллагена. Фиброзное кольцо состоит из коллагена I типа, а ядро и гиалиновая пластинка – из коллагена II типа. Оба типа коллагена образуют волокна, формирующие структурную основу диска. Сеть коллагена выполняет две основные функции: 1) армирующую и 2) удерживающую в диске гликозаминогликаны, которые, в свою очередь, связывают воду. Эти три компонента вместе образуют структуру, способную выдерживать высокое давление (в поясничном отделе позвоночника – до 2,5 МПа [20]). Природная организация коллагеновых волокон обеспечивает гибкость диска. Направление волокон, идущих к телам соседних позвонков, чередуется по слоям, в результате этого образуется переплетение, позволяющее позвоночнику перемещаться с большой угловой амплитудой.

Основной протеогликан диска (агрекан) представляет собой крупную молекулу, состоящую из центрального белкового ядра и связанных с ним многочисленных цепочек гликозаминогликанов, которые несут большое количество отрицательных зарядов, притягивающих молекулы воды. Вся эта сложная схема сводится к тому, что гиалуроновая кислота связывает молекулы протеогликанов, образуя крупные агрегаты, накапливающие воду, которая является основным компонентом диска, составляющим до 90% его объема. Существует строго определенное соотношение между содержанием в межпозвонковом диске воды и протеогликанов. Кроме того, содержание воды зависит от нагрузки на диск, которая существенно зависит от положения тела в пространстве [20]. Межпозвонковые диски относятся к тканям, которые не имеют кровоснабжения, их питание осуществляется диффузно. В работах [22, 28–30] с использованием модели диффузии вещества, осуществляющейся за счет напряженности электростатического поля, возникающего при механическом воздействии на вещество межпозвонкового диска [29], показано, что изменяющаяся нагрузка существенно влияет на биохимические процессы в сегменте. Динамическое сжатие увеличивает концентрацию кислорода, понижает концентрацию лактата, а также способствует взаимодействию кислорода с образованием лактата, что является механизмом диссипации энергии, обеспечивающей сжатие диска. В отличие от статического сжатия диска при динамическом нагружении с переменной частотой ($f = 0,01$ Гц) процессы диффузии наиболее интенсивны в менее проницаемой гиалиновой пластине межпозвонкового диска.

В работах [23–27] с использованием модели [29] анализируется электропроводность межпозвонкового диска при воздействии на него механической нагрузки, определяющая диффузионные процессы между межпозвонковым диском и околодисковым пространством. Показано, что электропроводящие свойства диска анизотропны и отличаются в радиальном и осевом направлениях. Влияние анизотропии электропроводности межпозвонкового диска учтено при расчетах диффузионных процессов – поступления кислорода и глюкозы в фиброзное кольцо межпозвонкового диска [24, 26]. Анизотропный тензор диффузии вещества для биологических тканей определен в работе [35]. Анализ механических, химических и электрических сигналов в межпозвонковом диске при его осевом неограниченном сжатии представлен в работах [36, 37]. При этом также исследованы свойства биологической ткани диска, растворенное в нем вещество и диффузия питательных веществ. В работе [2] высказано предположение, что диффузионный канал массообмена между диском и телами позвонков осуществляется при переходе человека из горизонтального положения в вертикальное (и наоборот). С учетом работ [22–31, 33–37] эта гипотеза может быть

верна, поскольку происходит перераспределение гравитационных нагрузок на межпозвоночный диск и возникают осевой и радиальный градиенты давления в фиброзном кольце.

В работах [3, 32] показано, что движение позвоночника в сагиттальной плоскости приводит к изменению давления в пульпозном ядре и, следовательно, повышению механических напряжений, приходящихся на диск, при сгибании и понижению при разгибании. Поскольку при увеличении нагрузки на диск изменяется биохимический состав межпозвоночного диска с понижением концентрации лактата [30, 31], движение позвоночника должно сопровождаться диффузионными процессами в пределах позвоночно-двигательного сегмента. Возможность возникновения при движении позвоночника в сагиттальной плоскости диффузионных потоков плазмы вещества между ядром и околодисковым пространством анализируется в настоящей работе.

МЕТОД РЕШЕНИЯ

Позвоночно-двигательный сегмент (рис. 1, а) состоит из соседних тел позвонков 1, гиалиновых пластинок 3, ограничивающих движение позвонков прочных передней и задней продольных связок 4. В центральной части межпозвоночного диска расположено пульпозное ядро 2, окруженное по периметру 10–12 кольцевыми пластинами фиброзного кольца 5, волокна которых прикрепляются к хрящевым пластинкам и контурным кольцам соседних позвонков, пространство между слоями заполнено рыхлой фиброзной тканью. В состав фиброзного кольца входит также 20–25 концентрических пластин 6, состоящих из коллагена, ориентированных в пространстве относительно поперечной плоскости в диапазоне от 23° в вентральном направлении до $57,3^\circ$ в дорсальном направлении [9].

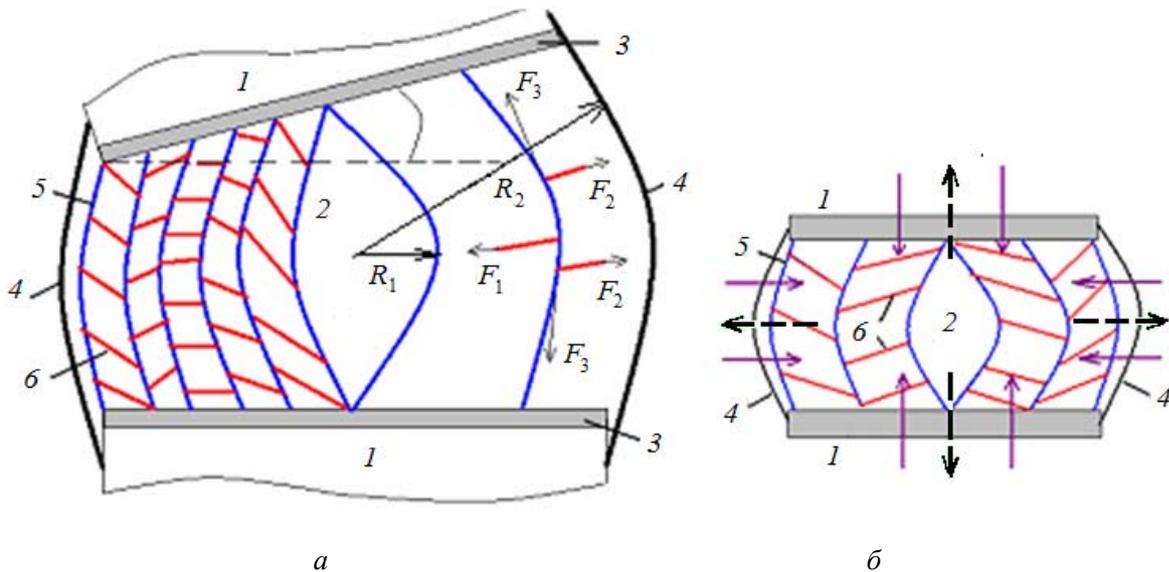


Рис. 1. Схемы: а – строения позвоночно-двигательного сегмента; б – питания межпозвоночного диска; 1 – тела позвонков; 2 – пульпозное ядро; 3 – гиалиновые пластинки; 4 – задняя и передняя продольные связки; 5 – кольцевые пластины; 6 – концентрические пластины; F_2 – сила натяжения концентрических пластин; F_3 – сила растяжения кольцевых пластин с результирующей F_1 ; α – угол между телами позвонков; R_1 и R_2 – внутренний и внешний радиусы фиброзного кольца соответственно. Фиолетовые стрелки – пути поступления питательных веществ в межпозвоночный диск, зеленые – вывод метаболитов из диска

Следует подробнее остановиться на физических свойствах кольцевых 5 и концентрических пластин 6 фиброзного кольца. В литературе в основном рассматривается поведение концентрических пластин при движении позвоночника, сводящееся к деформациям позвонково-двигательных сегментов [9] в предположении определения упругих свойств фиброзного кольца как целого именно этими пластинами. Роль кольцевых пластин сводится к восстановлению формы диска после прекращения воздействия. Предполагается, что при вертикальном воздействии на позвонок происходит движение желеобразного пульпозного ядра в радиальном направлении и как концентрические, так и кольцевые пластины будут деформироваться.

При этом давление плазмы ядра приводит к радиальным напряжениям для концентрических пластин (силы упругости F_2) и тангенциальным (силы F_3 с результирующей F_1) – для кольцевых пластин. Как показано в работе [3], в радиальном направлении давление монотонно падает к периферии, при этом именно кольцевые пластины обеспечивают плавное изменение давления в диске, обеспечивая целостность фиброзного ядра. В работе [32] приводятся численные значения давлений в межпозвонковом диске поясничного отдела, достигающие 1,5 МПа при движении позвоночника без нагрузки и 2,5 МПа – с нагрузкой в руках. Кольцевые пластины обеспечивают целостность фиброзного кольца при столь высоких градиентах давлений ($\approx 0,12$ МПа/мм), плавно перераспределяя нагрузки в радиальном направлении кольца. Распределение сил для кольцевых и концентрических пластин показано на рис. 1, а. Помимо упругих свойств, связанных с перераспределением давления межпозвонкового диска в радиальном направлении, кольцевые пластины выполняют важную функцию при массообменных процессах между ядром и околодисковым пространством.

В работе [3] представлено радиальное распределение давления внутри межпозвонкового диска для сегмента C_5-C_6 при его движении. Расчет проведен в предположении, что для мягких биологических тканей, таких как фиброзные пластинки, в границах физиологических нагрузок обычно используют допущение об их чисто упругом поведении [12]. Давление внутри фиброзного кольца определено из уравнения Ламе [8] для изотропного упругого твердого тела. Однако развиваемые давления в пульпозном ядре (выше в 5 раз по отношению к периферии фиброзного кольца в шейном отделе позвоночника и в 15 раз – в поясничном отделе) достаточно высоки, и при этом предположение о слабой зависимости упругости мягких тканей от скорости их деформирования может быть неоправданным.

В настоящей работе проведен численный расчет радиального распределения давления в межпозвонковых дисках при движении сегментов C_2-C_3 и C_5-C_6 в сагиттальной плоскости. Расчет проводился исходя из предположения сохранения объемов межпозвонкового диска во время движения сегмента из положения максимального сгибания до положения максимального разгибания, что возможно при малой скорости диффузии вещества для максимальных градиентов давления в фиброзном кольце. С учетом данного предположения можно минимизировать функционал Лагранжа пористо-проницаемых сред концентрических пластин. Объем межпозвонкового диска и геометрические размеры кольцевых пластин для позвонково-двигательных сегментов в ортостатическом положении определялись как исходные. При условии сохранения объема, занимаемого межпозвонковым диском, при сгибании позвоночника определялись изменения в геометрии кольцевых пластин предполагая их минимальное деформирование, что позволяло определить их удлинение dL . Такая же последовательность действий для позвоночника при разгибании также позволяла определять изменение геометрии кольцевых пластин.

При условии постоянства механического напряжения по сечению кольцевых пластин силы натяжения вдоль них \vec{F}_3 (см. рис. 1) определяют результирующую, которая создает давление p внутри диска и рассчитывается из условия [3]

$$pdldy = \frac{ES}{L} dLd\beta,$$

где $dldy$ – элемент поверхности связки; E – модуль Юнга, S – поперечное сечение связки; L – ее первоначальная длина; dL – ее удлинение при растяжении; $d\beta$ – центральный угол.

Граничные условия при расчете радиального профиля давления определялись следующим образом. Расстояние от пульпозного ядра, где расположены клетки, до ближайшего кровеносного сосуда примерно 7–8 мм, т.е. сосуды подходят только к периферии фиброзного кольца. Следовательно, давление вещества в объеме, заключенном между двумя кольцевыми пластинами на периферии межпозвонкового диска, можно считать по порядку величины равным атмосферному. Давление в следующем объеме между кольцевыми пластинами будет определяться суммой давления в наружном объеме и давления, обусловленного силами упругости F_3 с результирующей F_1 , определяемыми деформацией кольцевой пластины (см. рис. 1). Для расчета радиального распределения давления в фиброзном кольце необходимы данные углового движения для наиболее (C_5-C_6) и наименее (C_2-C_3) часто деформируемых сегментов шейного отдела позвоночника, а также исходные длины кольцевых пластин, представленные в таблице.

При возникновении градиента давления как внутри межпозвонкового диска, так и между пульпозным ядром и телами позвонков происходит возмущенное состояние упруго-пористой среды, которое приводит к возникновению двух векторов смещения: \vec{u} – для жестких пористых тел позвонков и \vec{v} – жидкости в поровом пространстве (или смещение флюида относительно каркаса). Исходя из уравнений движения вязкой жидкости в форме Навье–Стокса поведение пористого каркаса может быть описано уравнением Био [16, 17]:

$$(A + N)\vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{u}) + N\Delta\vec{u} + Q\vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{v}) = \frac{fQ}{R}\vec{\nabla}p, \quad (1)$$

где A, N, Q, R – постоянные величины, зависящие от сжимаемости жидкости, модуля упругости тела позвонка и коэффициента содержания жидкости в пористой структуре тел позвонков; \vec{u} – поле смещений жидкой фазы; \vec{v} – поле смещений тел позвонков.

Планиметрические данные движения наиболее (C_5-C_6) и наименее (C_2-C_3) часто деформируемых сегментов шейного отдела позвоночника

Номер сегмента	Угол, °С			Длины кольцевых пластин, мм	
	В ортостатическом положении	При сгибании	При разгибании	Крайняя задняя	Крайняя передняя
C_2-C_3	$8,0 \pm 2,4$	$7,2 \pm 2,1$	$6,1 \pm 1,7$	$5,4 \pm 0,2$	$4,6 \pm 0,2$
C_5-C_6	$7,0 \pm 1,8$	$11,5 \pm 9,8$	$7,2 \pm 1,8$	$7,2 \pm 0,2$	$4,8 \pm 0,2$

Пренебрегая смещением позвонков, движение жидкости внутри тел позвонков можно рассматривать в рамках линейного закона Дарси – закона фильтрации жидкостей в пористой среде [13]:

$$\operatorname{div} \dot{u} = \frac{f}{b} \Delta p, \quad (2)$$

где \dot{u} – вектор скорости фильтрации жидкой фазы; f – коэффициент проницаемости среды; b – коэффициент сопротивления течению жидкости, определяемый ее вязкостью, проницаемостью и пористостью тел позвонков; p – давление в пористой среде.

Процессы массообмена между диском и околодисковым пространством в общем случае проходят в двух направлениях: 1) через пористые гиалиновые пластинки к соседним телам позвонков; 2) между ядром и наружными слоями фиброзного кольца, куда подходит кровеносная система (рис. 1, б).

Массообменные процессы между ядром и телами позвонков определяются полем вектора скорости фильтрации жидкой фазы \dot{u} уравнения (2). Для определения поля скоростей \dot{u} необходимо знать правую часть уравнения (2), т.е. градиент давления между ядром и телом позвонка.

При сгибании позвоночника давление в дисках наиболее подвижных сегментов возрастает [3]. При повышенном давлении в диске происходит фрагментация агреганов с возникновением метаболитов, которые могут выводиться из дискового пространства. Это приводит к тому, что в результате нестационарной диффузии вода с продуктами метаболизма уходит из диска в тела позвонков и к периферийным слоям фиброзного кольца. Зная градиент давления между диском и телами позвонков (т.е. на толщине гиалиновой пластинки), рассчитывали скорость движения метаболитов. Динамическая вязкость жидкости принималась 5 мПа·с, проницаемость $f \approx 2,5 \cdot 10^{-14}$ см², средний размер пор 200 нм [7]. Алгоритм расчетов скорости фильтрации метаболитов определяется следующим образом. Уменьшение объема вещества диска можно определить в виде

$$dW \approx 4\pi R^2 dR, \quad (3)$$

где R – внешний радиус диска; dR – уменьшение его радиуса за счет диффузии вещества.

Учитывая, что изменение площади поверхности фиброзного кольца равно $dS \approx 8\pi R dR$, расход вещества через поверхность диска рассчитывали следующим образом:

$$dQ = Sdu + \dot{u}dS \approx \dot{u}dS. \quad (4)$$

Зная распределение давления внутри диска (рис. 2), учитывая, что при уменьшении объема давление в ядре можно определить из формулы

$$p = \frac{ES\Delta L}{2\pi LR_i^2},$$

где для кольцевых пластин E – модуль Юнга; S – площадь поперечного сечения; L – исходная длина; R_i – радиус окружности i пластины (см. рис. 1), а также зная изменение длины кольцевой пластины ΔL , скорость фильтрации метаболитов через тела позвонков можно определить следующим образом:

$$\dot{u} = \frac{dR}{dt} = \frac{f}{\mu} \cdot \frac{dp}{dR}. \quad (5)$$

Уменьшение объема межпозвонкового диска за счет диффузии метаболитов определяет изменение сил натяжения пластин кольца и, соответственно, уменьшение давления внутри пульпозного ядра. Нестационарный процесс диффузии метаболитов, описываемый соотношениями (2–5), рассчитывается до тех пор, пока давление в ядре не принимает значения, при котором фиброзное кольцо возвращается в равновесное состояние (длины кольцевых мембран принимают значения для ортостатического положения).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Расчет радиального профиля давления в межпозвонковом диске с учетом данных таблицы, а также рентгенофункциональных исследований [1, 10] при условии сохранения объема межпозвонкового диска для сегментов C_2-C_3 и C_5-C_6 представлен на рис. 2. В пределах пульпозного ядра давление считается постоянным. Из данных этого рисунка видно, что в сегменте C_2-C_3 при его сгибании давление практически не изменяется. Деформация фиброзных мембран при разгибании сегмента C_5-C_6 позволяет давлению внутри межпозвонкового диска также практически не изменяться. Максимальное изменение давления происходит в сегменте C_5-C_6 при его сгибании.

При движении шейного отдела позвоночника меняется давление в фиброзных кольцах и параллельно происходит активизация обменных процессов в нем. Кислород и глюкоза должны проникнуть диффузионным путем через хрящевую ткань диска к клеткам, находящимся в центре диска. Одной из основных функций кровеносной системы является транспортная. При этом кровь обеспечивает необходимые для жизнедеятельности тканей различные вещества, выводя из диска продукты обмена. Транспортная функция осуществляется как плазмой, так и форменными элементами. Последние могут переносить все вещества, входящие в состав крови. Многие из них переносятся в неизменном виде, другие вступают в соединения с различными белками. Кровь осуществляет перенос питательных веществ, микроэлементов, а также кислорода на периферию фиброзного кольца межпозвонкового диска.

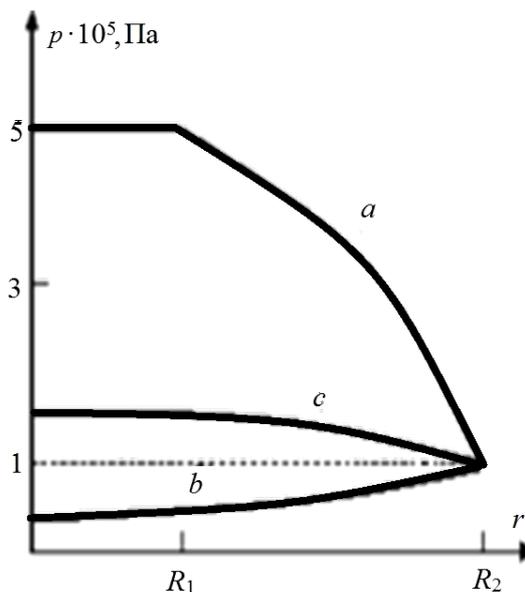


Рис. 2. Радиальное распределение давления в фиброзном кольце: в сегменте C_5-C_6 при сгибании (a) и разгибании (b), в сегменте C_2-C_3 при сгибании (c). R_1 и R_2 – размеры фиброзного кольца

Основная причина дегенерации диска – нарушение доставки питательных веществ. Повышенные давления, оказываемые на гиалиновые пластины и тела позвонков при движении позвоночника в наиболее подвижных позвоночно-двигательных сегментах, создают повышенные напряжения на трабекулярную костную ткань [4, 5, 11], приводя к снижению проницаемости пластинок, что может затруднять проникновение в диск питательных веществ с водой и выведение из диска продуктов распада, в частности, лактата. По данным работы [2], существенные дистрофические изменения в телах позвонков происходят к 12-летнему возрасту, при этом как гиалиновые пластинки, так и тела позвонков могут полностью потерять свойства, позволяющие диффундировать питательным веществам и продуктам метаболизма. При снижении проницаемости диска для питательных веществ концентрация кислорода в пульпозном ядре межпозвонкового диска может упасть до низких значений, при которых активируется анаэробный метаболизм и усиливается образование кислоты, выведение которой из пульпозного ядра затруднено. В результате этих процессов увеличивается кислотность в центральной части межпозвонкового диска. Повышенная кислотность приводит к снижению скорости синтеза гликозаминогликанов и уменьшает сродство к воде. Кислород и вода в диск не поступают – нет гликозаминогликанов в ядре, прийти они могут только пассивно. Кроме того, сами клетки плохо переносят длительное пребывание в кислой среде, в результате чего в межпозвонковом диске наблюдается высокий процент мертвых клеток. Помимо диффузионных процессов через гиалиновые пластинки в тела позвонков существует одновременно другой способ проникновения питательных веществ в диск и выведения продуктов метаболизма из него: через кольцевые пластины фиброзного кольца.

Скорость фильтрации вещества как функция времени представлена на рис. 3. Время возвращения фиброзного кольца в исходное состояние приблизительно равно 25 мин. Такое время релаксации давления к исходному значению подтверждает предположение о том, что при быстром сгибании объем, занимаемый диском в начальный момент времени, практически не изменяется. Данные по времени релаксации межпозвонкового диска к исходному состоянию в ортостатическом положении хорошо коррелируют с экспериментами, представленными в работах [18, 20, 21], в которых определяются давления в межпозвонковых дисках и время

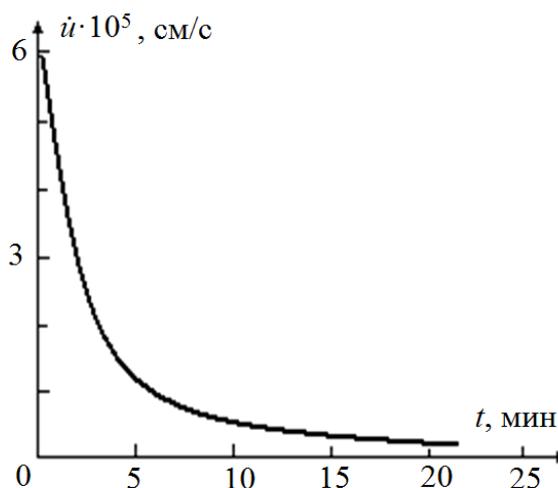


Рис. 3. Скорость фильтрации метаболитов через тела позвонков в сегменте C_5-C_6 при его сгибании

исчезновения контрастного вещества из ядра при его введении объемом от 0,2 до 0,3 мл в центральную область пульпозного ядра межпозвонкового диска. При этом давление в дисках повышалось до 300–400 кПа, время исчезновения контрастного вещества составляло порядка 15–20 мин. Для настоящих расчетов время релаксации диска к равновесному состоянию выше, поскольку рассматривается диффузия вещества из межпозвонкового диска только через гиалиновые пластинки в тела позвонков.

В работе [26] представлены данные по диффузии двух наиболее важных питательных веществ – кислорода и глюкозы в пределах фиброзного кольца при исследовании влияния механических напряжений с учетом анизотропии переноса веществ в радиальном и осевом направлениях. Усредненные значения коэффициентов диффузии, соответственно, составили: для кислорода – $9,77 \cdot 10^{-6}$ см²/с, для глюкозы – $4,46 \cdot 10^{-7}$ см²/с. Также было определено, что как в радиальном, так и в осевом направлении коэффициент диффузии может изменяться в зависимости от величины механической нагрузки на межпозвонковый диск. При этом коэффициент диффузии по абсолютной величине в радиальном направлении всегда меньше, нежели в осевом. Это объясняется достаточно сложной структурой коллагеновых волокон в пределах фиброзного кольца [9].

Собственные исследования позволяют определить коэффициент диффузии лактата при выводе продуктов метаболизма из межпозвонкового диска в осевом направлении. Для этого используем основной закон диффузии вещества (закон Фика):

$$I = -D \frac{dn}{dR}, \quad (6)$$

где I – диффузионный поток лактата из межпозвонкового диска; D – коэффициент диффузии лактата; n – его концентрация в межпозвонковом диске.

Также, диффузионный поток I можно определить как количество молекул лактата dN , переносимое за время dt через поверхность площади S :

$$I = \frac{1}{S} \frac{dN}{dt}. \quad (7)$$

Приравнявая правые части (6) и (7), а также учитывая, что скорость фильтрации метаболитов выражена уравнением (7) и графически представлена на рис. 3, можно определить, что коэффициент диффузии лактата в осевом направлении диска составляет приблизительно $(1,2 \pm 0,4) \cdot 10^{-5}$ см²/с. Расчет приведен для начального участка графика на рис. 3, который можно аппроксимировать прямой линией. При этом также необходимо учитывать, что геометрия фиброзного кольца при механическом сжатии по мере выхода лактата в околодискное пространство может изменяться. В частности, при максимальном механическом напряжении, воздействующем на диск, фиброзное кольцо сжато, что приводит к уменьшению размера пор. По мере диффузии лактата в тела позвонков механические напряжения уменьшаются и размеры пор в гиалиновых пластинах и пластинках фиброзного кольца будут возрастать.

Согласно уравнению (1) при повышении давления в пульпозном ядре будет формироваться поле вектора перемещения жидкой фазы. В конечном итоге это приводит к изменению объемов, занимаемых межпозвонковыми дисками по отношению к объемам в ортостатическом положении. Изменения относительных объемов в позвонково-двигательных сегментах после протекания диффузионных процессов представлены на рис. 4. При сгибании позвоночника абсолютные значения объемов дисков уменьшаются (относительное изменение объема показано кривой a), причем наиболее заметный эффект наблюдается в сегментах C_4 – C_5 и C_5 – C_6 . При разгибании абсолютные значения объемов дисков возрастают с максимальным эффектом также в наиболее подвижных сегментах, как изображено на кривой b рис. 4.

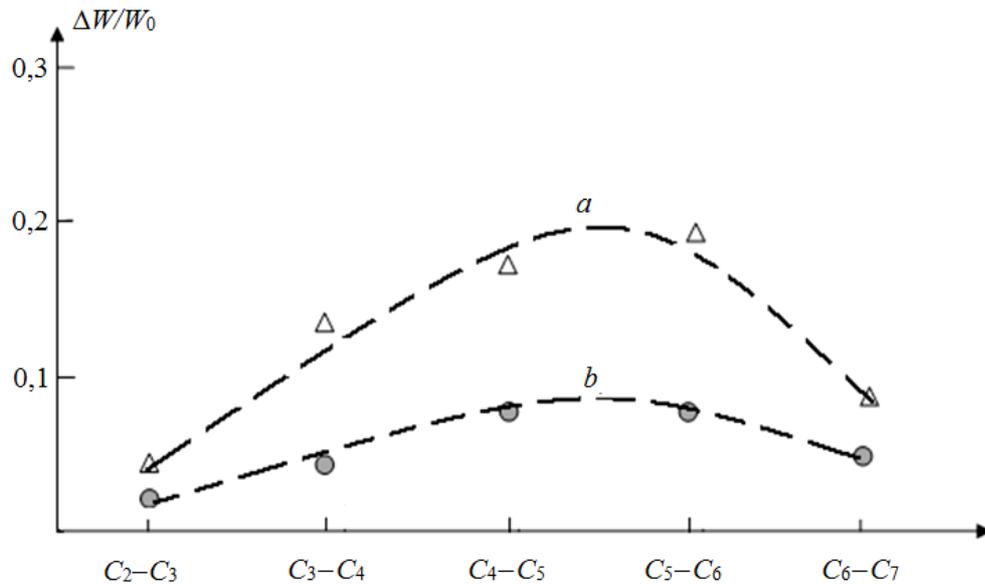


Рис. 4. Изменение относительных объемов межпозвоночных дисков шейного отдела позвоночника при его сгибании (a), разгибании (b)

Функциональное состояние диска определяется концентрацией протеогликанов, связывающих воду. Как показали собственные расчеты, при сгибании наиболее подвижных позвоночно-двигательных сегментов повышается давление в межпозвоночном диске и равновесие нарушается. Для восстановления равновесия градиент созданного давления выводит часть воды из диска. Выход воды продолжается до восстановления равновесия или до устранения нагрузки на межпозвоночный диск. При разгибании, наоборот, питательные вещества (глюкоза и кислород) могут поступать в диск. Концентрация протеогликанов в ткани фиброзного кольца диска очень сильно зависит от возрастной категории человека. Для молодого возраста волокна протеогликанов тоньше и расстояние между их цепочками меньше. Через такую мелкоячеистую сетку жидкость течет очень медленно (см. рис. 3), и даже при большом радиальном и осевом градиентах давления скорость выхода жидкости из межпозвоночного диска очень мала, следовательно, скорость уменьшения объема диска также достаточно мала. В деформированном диске у лиц пожилого возраста концентрация протеогликанов снижена, плотность волокон меньше и жидкость протекает через волокна быстрее. Следовательно, при таком состоянии объем межпозвоночного диска будет уменьшаться быстрее.

Выводы

1. Показано, что при движении позвоночника в сагиттальной плоскости давление в пульпозных ядрах межпозвоночных дисков для наиболее подвижных сегментов шейного отдела позвоночника (C₅-C₆) может достигать 500 кПа при сгибании и практически не изменяется при разгибании, для наименее подвижных (C₂-C₃) давление практически неизменно при любом движении сегмента.

2. В наименее подвижных сегментах механизм питания межпозвоночных дисков является диффузионный, осуществляемый переходом из вертикального состояния в горизонтальное, сопровождаемый перераспределением гравитационных нагрузок. В наиболее подвижных сегментах механизм питания диска может осуществляться при движении позвоночника в сагиттальной плоскости вследствие возрастания градиента давления внутри межпозвоночного диска в радиальном направлении.

3. Определены скорость фильтрации метаболитов для наиболее подвижных сегментов при движении позвоночника, достигающая приблизительно $6 \cdot 10^{-5}$ см/с и время релаксации фиброзного кольца к равновесному состоянию, составляющее приблизительно 15–20 мин.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Дементьев Е.З., Жарнов А.М., Жарнова О.А., Медведева Л.А. Биомеханика и возможности математической оценки движений в шейном отделе позвоночника в норме и при некоторых дистрофических изменениях // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине: Вторая международная научно-практическая конференция, 26–28 октября 2011 г. – СПб, 2011. – С. 333–341.
2. Жарков П.Л. Остеохондроз и другие дистрофические изменения опорно-двигательной системы у взрослых и детей. – М.: Видар-М, 2009. – 375 с.
3. Жарнов А.М., Жарнова О.А. Биомеханические процессы в межпозвонковом диске шейного отдела позвоночника при его движении // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 1 (59). – С. 32–40.
4. Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Осипенко М.А., Лохов В.А. Постановка начально-краевой задачи о перестройке трабекулярной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 4 (58). – С. 36–52.
5. Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И., Заборских А.А. Экспериментальное определение тензора структуры трабекулярной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4 (54). – С. 78–93.
6. Кузнецов В.Ф. Вертеброневрология. Клиника, диагностика, лечение заболеваний позвоночника. – Минск: Книжный дом, 2004. – 640 с.
7. Лазерная инженерия хрящей / под ред. В.Н. Баграташвили, Э.Н. Соболя, А.Б. Шехтера. – М.: Физматлит, 2006. – 488 с.
8. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теория упругости – М.: Физматлит, 2003. – 255 с.
9. Мерои Е.А., Натали А.Н., Паван П.Г., Скарпа К. Численный анализ механического поведения межпозвонкового диска с учетом структуры коллагеновых волокон // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 1 (33). – С. 36–51.
10. Михайлов А.Н., Жарнов А.М., Жарнова В.В. Рентгеноспондилометрическая характеристика биомеханики в шейных позвоночно-двигательных сегментах при вертикальном положении пациента // Медицинская визуализация. – 2010. – № 1. – С. 98–103.
11. Натали А.Н., Карниель Э.Л., Вентурато Ч., Паван П.Д. Исследование механического поведения трабекулярной костной ткани с учетом вязкоупругопластического отклика // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 3 (45). – С. 20–31.
12. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике – М.: Высшая школа, 1988. – 311 с.
13. Ступаков Г.П., Оксогоев А.А. Реакция позвоночника на продольное нагружение // Современные проблемы биомеханики. – Рига: Зинатне, 1989. – Вып. 6. – С. 19–46.
14. Чижик С.А., Трушкый А.В., Вежхольский К. Структура и упругие свойства хряща на микро- и наноуровне // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 2 (40). – С. 13–22.
15. Best V.A., Guilak F., Setton L.A., Zhu W., Saed-Nejad F., Ratcliffe A., Weidenbaum M., Mow V.C. Compressive mechanical properties of the human annulus fibrosus and their relationship to biochemical composition // Spine. – 1999. – № 19. – P. 212–221.
16. Biot M.A. General theory of three-dimensional consolidation // J. Appl. Mech. – 1957. – Vol. 24, № 4. – P. 594–601.
17. Biot M.A. The elastic coefficients of the theory of consolidation // J. Appl. Mech. – 1941. – Vol. 12, № 2. – P. 155–164.
18. Bush H.D., Horton W.G., Smare D.L., Naylor A. Fluid content of the nucleus pulposus as a factor in the disk syndrome // British Medical Journal. – 1956. – № 14. – P. 81–83.
19. Chou A.I., Bansal A., Miller G.J., Nicoll S.B. The effect of serial monolayer passaging on the collagen expression profile of outer and inner annulus fibrosus cells // Spine. – 2006. – № 31. – P. 1875–1881.
20. Cloward R.B., Buzaid L.L. Discography, indications and evaluation of the normal and abnormal intervertebral disk // Amer. J. Roentgenol. – 1952. – Vol. 68, № 4. – P. 552–564.
21. Cloward R.B. The clinical significance of the sinu-vertebral nerve of the cervical spine in relation to the cervical disk syndrome // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr. – 1960. – № 23. – P. 321–326.
22. Jacson A.R. Effect of compression and anisotropy on the diffusion of glucose in annulus fibrosus // Spine. – 2008. – № 33. – P. 1–7.

23. Jacson A.R. Effect of mechanical loading on electrical conductivity in human intervertebral disc // *J. Biomech. Eng.* – 2009. – № 131. – P. 498–505.
24. Jacson A.R., Huang C.-Y., Brown M.D. 3D finite element analysis of nutrient distributions and cell viability in the intervertebral disc: effects of deformation and degeneration // *J. Biomech. Eng.* – 2011. – Vol. 133, № 9. – P. 567–579.
25. Jacson A.R., Huang C.-Y., Yong G.W. Effect of endplate calcification and mechanical deformation on the distribution of glucose in intervertebral disc: a 3D finite element study // *Comp. Methods in Biomech. and Biomed. Eng.* – 2011. – Vol. 14, № 2. – P. 195–204.
26. Jacson A.R., Yuan T.-Y., Huang C.-Y., Brown M.D. Nutrient transport in human annulus fibrosus is affected by compressive strain and anisotropy // *An. of Biom. Eng.* – 2012. – Vol. 40, № 12. – P. 2551–2558.
27. Jacson A.R., Yuan T.-Y., Huang C.-Y., Yong G.W. A conductivity approach to measuring fixed charge density in intervertebral disc tissue // *An. of Biom. Eng.* – 2009. – Vol. 37, № 12. – P. 2566–2573.
28. Huang C.-Y. Effects of low glucose concentration on oxygen consumption rates of intervertebral disc cells // *Spine.* – 2007. – Vol. 32, № 24. – P. 2063–2069.
29. Huang C.-Y. Effects of tension-compression nonlinearity on solute transport in changed hydrated fibrous tissues under dynamic unconfined compression // *J. Biomech. Eng.* – 2007. – № 129. – P. 423–429.
30. Huang C.-Y., Yong G.W. Effects of mechanical compression on metabolism and distribution of oxygen and lactate in intervertebral disc // *J. Biomech.* – 2008. – Vol. 41, № 6. – P. 1184–1196.
31. Hutton W.C., Toribatake Y., Elmer W.A., Ganey T.M., Tomita K., Whitesides T.E. The effect of hydrostatic pressure on intervertebral disc metabolism // *Spine.* – 1999, – Vol. 24, № 15. – P. 1507–1515.
32. Nachemson A., Evans I. Some mechanical properties of the third lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum) // *J. Biomech.* – 1968. – Vol. 1, № 3. – P. 211–220.
33. Neidlinger-Wilke C., Lidert A., Wuertz K., Buser Z., Rinkler C. Mechanical stimulation alters pleiotrophin an aggrecan expression by human intervertebral disc cells and influences their capacity to stimulate endothelial migration // *Spine.* – 2009. – Vol. 34, № 7. – P. 663–669.
34. Neidlinger-Wilke C., Wurtz K., Urban J.P., Börm W., Arand M., Ignatius A., Wilke H.-J., Claes L.E. Regulation of gene expression in intervertebral disc cells by low and high hydrostatic pressure // *Eur. Spine J.* – 2006. – № 15, Suppl. 3. – P. 372–378.
35. Travascio F. Anisotropic diffusive transport in annulus fibrosus: experimental determination of the diffusion tensor by FRAP technique // *Ann. Biomed. Eng.* – 2007. – № 35. – P. 1739–1748.
36. Yao H. Convection and diffusion in charged hydrated soft tissues: a mixture theory approach // *Biomech. Model of Bioeng.* – 2007. – № 6. – P. 63–72.
37. Yao H. Three-dimensional inhomogeneous triphasic finite-element analysis of physical signals and solute transport in human intervertebral disc under axial compression // *J. Biomech.* – 2007. – № 40. – P. 2071–2077.

BIOMECHANICAL PROCESSES IN THE VERTEBROMOTOR SEGMENT OF THE CERVICAL DEPARTMENT OF THE BACKBONE AT ITS MOVEMENT

A.M. Zharnov, O.A. Zharnova (Grodno, Belarus)

Mechanisms of nutrition the intervertebral disk of the cervical department of the backbone for two segments are analyzed: the most mobile (C_5 – C_6) and the least mobile (C_2 – C_3). On the basis of numerical calculations with use of the planimetric data of roentgen-functional images of the backbone, it is determined that in the most mobile segments at bending the backbone pressure in intervertebral disks essentially grows that enables to consider diffusive processes of metabolism of a nucleus to the space surrounding disk and caused by a gradient of pressure. At extension of the backbone in the most mobile segments, diffusive process goes in the opposite direction. At any movement in sagittal plane for the least mobile segments, change of geometry of the fibrous annulus allows pressure in intervertebral disk does not change. It allows us to consider as the basic mechanism of the nutrition of the disk in inactive segments diffusive process due to redistribution of gravitational loadings at change of position of the backbone. For more mobile segments,

the combined mechanism of the nutrition of the disk can be realized: both due to redistribution of gravitational loadings, and due to movement of the backbone in the sagittal plane. The average speed of metabolite diffusion from the disk to the space surrounding disk and time of relaxation of the segment from the stress condition to equilibrium are determined, which are well agreed with experimental data.

Key words: fibrous annulus, pulpal nucleus, pressure, model of nutrition mechanism, collagen.

Получено 24 июня 2013