



УДК 539.37, 616.7

## БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ В МЕЖПОЗВОНКОВОМ ДИСКЕ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ЕГО ДВИЖЕНИИ

А.М. Жарнов<sup>1</sup>, О.А. Жарнова<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> Кафедра медицинской и биологической физики Гродненского государственного медицинского университета, Беларусь, 230015, Гродно, ул. Горького, 36

**Аннотация.** Рассматриваются биомеханические процессы в межпозвонковом диске сегмента шейного отдела позвоночника при его движении в сагиттальной плоскости. Показано, что при движении позвоночника давление в пульпозных ядрах наиболее подвижных сегментов может возрасти примерно в 5 раз. Распределение давления внутри фиброзного кольца, рассматриваемого как набор мембран с желеобразным веществом между ними, возрастает от наружных слоев к пульпозному ядру. Данные по изменению объемов межпозвонковых дисков и давлению в пульпозном ядре диска позволяют рассмотреть механизм питания диска, связанный с диффузией плазмы вещества при движении позвоночно-двигательных сегментов в сагиттальной плоскости.

**Ключевые слова:** межпозвонковый диск, фиброзное кольцо, пульпозное ядро, давление, питание диска.

### ВВЕДЕНИЕ

Несмотря на различные трактовки вопроса этиологии остеохондроза, практически все исследователи сходятся в том, что процесс является вариантом «старения» и начинается в пульпозном ядре или одновременно в нем и фиброзном кольце межпозвонкового диска [1, 4]. Состояние фиброзного кольца межпозвонкового диска может играть существенную (если не главную) роль в патогенезе остеохондроза у подростков, а по аналогии и у взрослых больных. Одним из основных моментов в понимании патогенеза остеохондроза является также механизм питания пульпозного ядра межпозвонкового диска, обусловленного градиентом давления между телами позвонков и пульпозным ядром. С использованием рентгенофункциональных изображений в работе анализируются биомеханические процессы в фиброзном кольце межпозвонкового диска при движении позвоночника в сагиттальной плоскости.

### ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Для анализа процессов, происходящих в межпозвонковом диске, необходимо рассмотреть строение одного позвоночно-двигательного сегмента, показанного на рис. 1. Сегмент можно представить в виде двух позвонков 2, связанных передней и задней упругими продольными связками 4, между которыми заключен межпозвонковый диск, состоящий из желеобразного пульпозного ядра 1 и набора из 10–12 мембран 5 толщины  $h \approx 100\text{--}200$  мкм, в литературе определенных как единое фиброзное кольцо.

© Жарнов А.М., Жарнова О.А., 2013

Жарнов Александр Михайлович, к.ф.-м.н., доцент кафедры теоретической физики, Гродно

Жарнова Ольга Александровна, магистр физики, преподаватель кафедры медицинской и биологической физики, Гродно

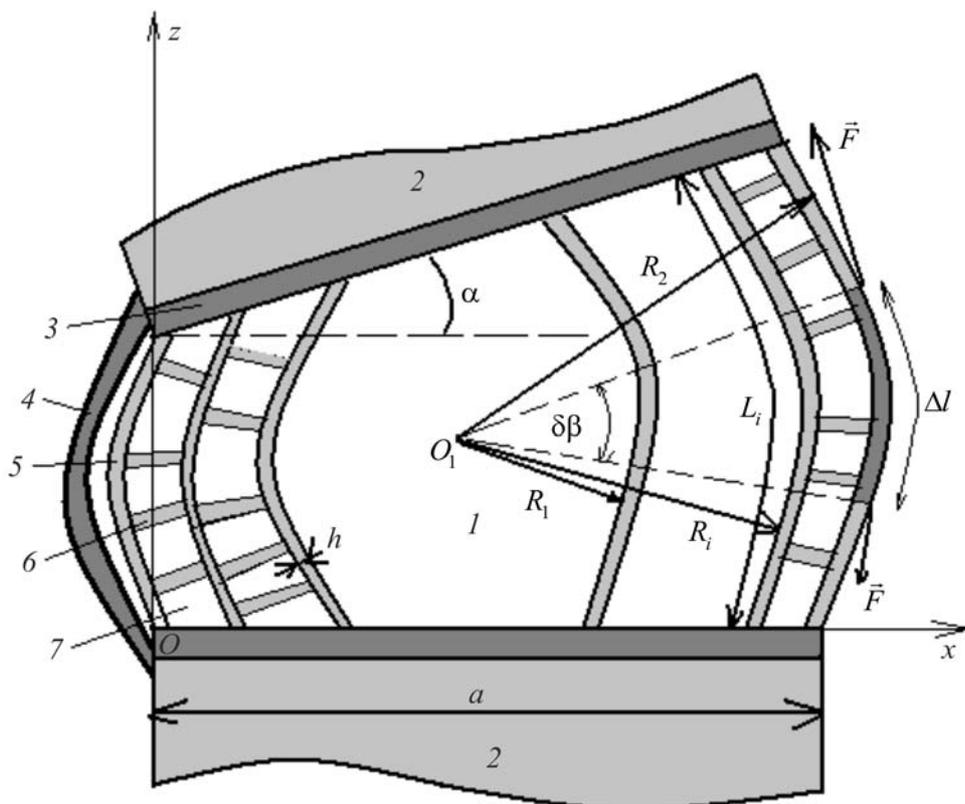


Рис. 1. Двумерная модель позвоночно-двигательного сегмента в сагиттальной плоскости: 1 – пульпозное ядро; 2 – тела смежных позвонков; 3 – замыкательная пластинка, 4 – продольная связка; 5 – мембрана; 6 – эластические волокна; 7 – фиброзная ткань

В фиброзное кольцо также входят эластические волокна 6, восстанавливающие форму диска после совершившегося движения. Пространство между слоями заполнено фиброзной тканью 7. Фиброзное кольцо концами мембран соединено с телами позвонков. Позвоночно-двигательный сегмент приводится в движение мышцами, ограничителем его движения являются связки и суставы. Передняя продольная связка плотно спаяна с телами позвонков и рыхло – с межпозвоновым диском. Задняя продольная связка проходит по задней поверхности тел позвонков, препятствует сгибанию позвоночника. Она тесно связана с дисками и рыхло с телами позвонков, при этом хорошо выражена в шейном отделе. Площадки тел позвонков, называемые замыкательными пластинками 3, образованы плотной костью, пронизанной множеством отверстий, через которые проходят кровеносные сосуды.

Движение позвонков ограничено связками, поведение которых в литературе однозначно не определено как для ортостатического положения, так и при движении в любой плоскости. По данным [1], связки в вертикальном положении имеют запас длины, который используется при движении позвоночника, в то время как в [5] утверждается, что связки находятся в предварительно напряженном состоянии и в процессе движения их длина изменяется. Очевидно, что увеличение длины связок при их высоком модуле Юнга ( $E \approx 20$  МПа) приводит к возрастанию давления внутри межпозвоновом диске, что влияет на массообменные процессы между самим диском и питающей средой, а также деформации замыкательных пластинок тел позвонков.

По данным [6], внутридисковое давление в вертикальном положении туловища составляет 630 кПа, при переходе в горизонтальное положение оно снижается до 330 кПа. При увеличивающейся статической нагрузке на позвоночник межпозвоновомый диск благодаря проницаемости пластинок и фиброзного кольца теряет микромолекулярные вещества и воду, переходящие в околодисковое пространство.

При снятии нагрузки диффузия происходит в обратном направлении, диск впитывает воду, студенистое ядро увеличивается в объеме. Тем самым межпозвоночный диск хорошо приспособлен к действию различных по амплитуде нагрузок, а также при этом осуществляется механизм питания диска диффузионным путем. В настоящее время этот механизм считается основным механизмом диффузии плазмы вещества между межпозвоночным диском и телами позвонков.

Поскольку как деформирование замыкательных пластинок и тел позвонков, так и питание диска возможны только при градиенте давления между диском и телами позвонков, в настоящей работе анализируется давление в диске при движении позвоночника в сагиттальной плоскости.

### РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

В позвоночно-двигательном сегменте наибольший интерес представляет межпозвоночный диск, вязкоупругие свойства которого позволяют осуществлять движение во всех плоскостях с демпфированием нагрузок. Непосредственно исследовать межпозвоночный диск при движениях позвоночника практически невозможно, поскольку на рентгенограммах он не определяется, методы компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии не позволяют проследить процесс в динамике. О состоянии межпозвоночного диска можно судить только косвенно: по поведению выше- и нижележащих позвонков, поскольку при наклонах позвоночника именно они деформируют диск. Метод обработки, а также результаты планиметрических исследований рентгенофункциональных изображений подробно представлены в [3], в настоящей работе необходимы данные по угловым движениям позвонков шейного отдела позвоночника, представленные в табл. 1, а также линейные размеры тел позвонков и межпозвоночного диска. Угол, измеренный в градусах, определен между вертикалью и задней боковой гранью тела позвонка.

О внутридисковом давлении можно судить по объемам, занимаемым диском при движении позвоночного столба. Были проведены измерения площадей дисков по рентгенофункциональным изображениям. Поскольку на них продольные связки не видны, то длина передней продольной связки определялась по расстоянию между телами позвонков при наклонах назад, соответственно, задней продольной связки – при наклоне вперед. Зная геометрические размеры тел позвонков, угол поворота верхнего позвонка относительно нижнего (табл. 1) и предполагая, что форма связок будет определяться из условия максимума объема при минимальном изменении площади поверхности связок, были проведены численные расчеты объемов, занимаемых диском при движении позвоночно-двигательного сегмента. Объемы, занимаемые межпозвоночными дисками, затем пересчитывались через их площади на сагиттальной проекции для сопоставления с экспериментальными данными. Как экспериментальные данные, так и расчеты,

Таблица 1

**Средние значения углов отклонения тел позвонков в боковой проекции шейного отдела позвоночника с доверительной вероятностью  $p = 0,95$**

Угол	Номер позвонка				
	$C_2$	$C_3$	$C_4$	$C_5$	$C_6$
В вертикальном положении	$-12,0 \pm 3,6$	$-4,0 \pm 3,8$	$6,0 \pm 3,6$	$12,0 \pm 4,0$	$19,0 \pm 4,1$
При наклоне вперед	$57,8 \pm 7,4$	$62,8 \pm 9,8$	$55,2 \pm 7,6$	$49,0 \pm 6,2$	$44,5 \pm 7,5$
При наклоне назад	$-49,3 \pm 8,8$	$-35,3 \pm 7,2$	$-22,0 \pm 6,8$	$-8,2 \pm 5,7$	$4,9 \pm 2,8$

Таблица 2

**Изменения площади диска при движении позвоночника в сагиттальной плоскости**

Сегмент	Экспериментальные		Теоретические	
	$S_{\text{сгибание}} / S_{\text{ортост}}$	$S_{\text{разгибание}} / S_{\text{ортост}}$	$S_{\text{сгибание}} / S_{\text{ортост}}$	$S_{\text{разгибание}} / S_{\text{ортост}}$
$C_2-C_3$	0,96±0,03	1,05±0,03	0,98±0,02	1,02±0,02
$C_3-C_4$	0,87±0,05	1,02±0,04	0,91±0,02	1,03±0,02
$C_4-C_5$	0,84±0,05	1,07±0,07	0,83±0,04	1,09±0,05
$C_5-C_6$	0,81±0,06	1,07±0,07	0,85±0,04	1,07±0,04
$C_6-C_7$	0,92±0,05	1,05±0,05	0,96±0,03	1,03±0,02

проделанные при данных предположениях, показывают, что изменение объемов (площадей) межпозвонковых дисков происходит как при сгибании, так и при разгибании (табл. 2).

Из табл. 2 видно, что при движении позвоночника в выбранной проекции всегда происходит изменение объемов, занимаемых межпозвонковыми дисками. Изменение объема, занимаемого диском, при условии сохранения плотности вещества, составляющего объем диска, может быть объяснено только изменением внутрдискового давления при движениях позвоночника в сагиттальной плоскости. Помимо этого, из изменения объемов дисков следует, что при разгибании после возвращения связок в исходное состояние происходит поступление массы в ядро, при сгибании – отток массы.

При сгибании позвоночника объем межпозвонкового диска не может уменьшиться мгновенно, следовательно, первоначально происходит удлинение как мембран (см. рис. 1), так и связок, что приводит к возрастанию давления в диске. Вследствие возрастания давления в ядре объем, занимаемый диском, уменьшается, и часть его массы уходит в тела позвонков через замыкательные пластинки, а также через фиброзное кольцо в околодисковое пространство. Это приводит к напряжениям как в фиброзном кольце, так и в продольных связках. Как следует из табл. 2, наиболее интенсивно такие процессы происходят в сегментах от  $C_3-C_4$  до  $C_5-C_6$ . Повышенные напряжения, возникающие в данных сегментах по отношению к другим сегментам шейного отдела позвоночника, позволяют высказать предположение о повышенной частоте деформаций в этих сегментах, что подтверждается как рядом авторов [1, 4], так и собственными наблюдениями [3]. В сегменте  $C_2-C_3$  объем диска изменяется незначительно (см. табл. 2), что объясняет отсутствие дистрофических проявлений в нем, наблюдаемых на практике [1].

Рассчитанные значения объемов позволяют оценить напряжения, возникающие в продольных связках, фиброзном кольце, а также давление в пульпозном ядре при сгибании шейного отдела позвоночника. Поскольку состояние связок в ортостатическом положении однозначно не определено, то расчет проводился для двух случаев. В первом случае рассматривался объем межпозвонкового диска, ограниченный деформирующимися продольными связками, давление по всему объему диска считается постоянным, вещество внутри диска – несжимаемое. Расчет проводился при следующих предположениях: длина передней продольной связки определяется из положения максимального разгибания, задней – при максимальном сгибании. При этом считалось, что для формы связки выполняется условие: она представляет собой фигуру, для которой объем, ограниченный ею, будет максимальным при минимальной площади ее поверхности. Вдоль связки сила натяжения считалась постоянной. Очевидно, что при проецировании объема на площадь в сагиттальной плоскости связка будет принимать форму, близкую к дуге окружности. Силы натяжения  $\vec{F}$  (см. рис. 1) будут образовывать результирующую, которая создает давление  $P$  внутри диска, определяемое из условия

$$P dl dy = \frac{E S}{L} dL d\beta, \quad (1)$$

где  $dl dy$  – элемент поверхности связки;  $E$  – модуль Юнга;  $S$  – поперечное сечение связки;  $L$  – ее первоначальная длина;  $dL$  – удлинение связки при растяжении.

Расчеты давления внутри диска при изменении угла  $\alpha$  для сегмента  $C_5-C_6$  представлены на рис. 2, *а*. Оценки внутрдискового давления показывают, что оно может возрасти приблизительно в 5 раз при максимальном сгибании по отношению к ортостатическому положению.

Расчет сопоставлялся с экспериментом, осуществленным на установке, приближенной к модели позвоночно-двигательного сегмента с несжимаемым ядром. Установка состояла из двух фторопластовых пластинок сечением  $20 \times 30$  мм<sup>2</sup>, что приблизительно соответствует площади замыкательных пластинок тел позвонков шейного отдела позвоночника. Модуль упругости фторопласта Ф-40 составляет  $E \approx 7 \cdot 10^7$  Па, что совпадает с модулем упругости спонгиозной части позвонка ( $E \approx 7,5 \cdot 10^7$  Па). Между ними находилась жидкость, с боковых сторон ограниченная деформируемой поверхностью, выполненной из резины с модулем Юнга  $E \approx 25$  МПа. Материал боковой поверхности подбирался из условия близости к модулю Юнга для продольных связок сегмента шейного отдела позвоночника, который составлял порядка 20 МПа. Давление жидкости определялось при помощи тензометрического датчика. Экспериментальные данные зависимости давления внутри диска от угла  $\alpha$  представлены на рис. 2, *б*. Как видно из приведенных данных, наблюдается удовлетворительное соответствие между данными экспериментов и результатами теоретических расчетов. Расчет при углах, превышающих  $15^\circ$ , нецелесообразен, поскольку при этом необходимо учитывать напряжения, возникающие в остистых связках, а также реальное движение шейного отдела позвоночника, что следует из табл. 1. Следует отметить, что в литературе непосредственно экспериментальные результаты определения давления в диске представлены только в работе [7] для поясничного отдела позвоночника. Давление измерено в ортостатическом состоянии и при наклоне позвоночника вперед. Эксперименты показывают, что при движении позвоночника давление в межпозвонковом диске возрастает, что качественно согласуется с полученными выше результатами.

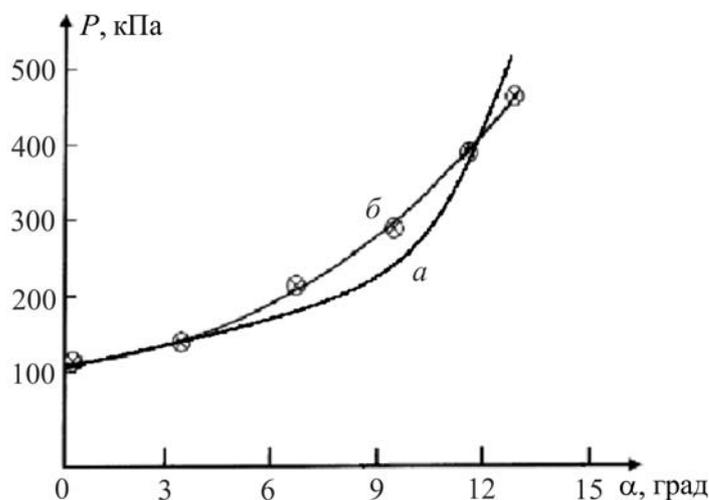


Рис. 2. Изменение давления в межпозвонковом диске при угловом перемещении верхнего тела позвонка относительно нижнего на угол  $\alpha$ : *а* – расчетные значения с модулем Юнга  $E = 20$  МПа; *б* – экспериментальные данные на установке с модулем Юнга деформируемой поверхности  $E = 25$  МПа

Во втором случае анализировалось распределение давления внутри межпозвоночного диска с учетом деформаций мембран фиброзного кольца. При этом считалось, что при деформации мембран будет изменяться давление плазмы вещества между ними и в конечном итоге внутри ядра, которое считается несжимаемым. Недостаток информации по строению и физическим свойствам пластин и мембран фиброзного кольца не позволяет провести точный расчет по изменению внутридисксового давления, однако его можно оценить.

Уравнение равновесия межпозвоночного диска с учетом деформации фиброзного кольца можно записать в виде [2]

$$(1 - 2\sigma)\Delta\vec{u} + \text{grad div } \vec{u} = 0, \quad (2)$$

где  $\sigma$  – коэффициент Пуассона,  $\sigma = \frac{1}{2} \frac{3K - 2\mu}{3K + \mu}$ ;  $K$  – коэффициент сжатия ( $\frac{1}{K} = -\frac{1}{V} \left( \frac{\partial V}{\partial P} \right)_{T=\text{const}}$ );  $\mu$  – модуль сдвига;  $\vec{u}$  – вектор деформации (смещения).

С учетом очевидного соотношения  $\text{grad div } \vec{u} = \Delta\vec{u} + \text{rot rot } \vec{u}$  уравнение (2) можно переписать в виде

$$2(1 - \sigma)\text{grad div } \vec{u} - (1 - 2\sigma)\text{rot rot } \vec{u} = 0. \quad (3)$$

Вводим сферические координаты с началом в центре пульпозного ядра. При этом деформация  $\vec{u} = \vec{u}(r)$ . Учитывая равенство  $\text{rot } \vec{u} = 0$ , уравнение (3) запишем в виде  $\text{grad div } \vec{u} = 0$ , решением которого является функция

$$u = Ar + \frac{B}{r^2}. \quad (4)$$

В сферических координатах компоненты тензора деформации:

$$\begin{aligned} u_{rr} &= \frac{\partial u_r}{\partial r} = A - \frac{2B}{r^3}, \\ u_{\theta\theta} &= \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r} = A + \frac{B}{r^3}, \\ u_{\varphi\varphi} &= \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial u_\varphi}{\partial \varphi} + \frac{u_\theta}{r} \text{ctg} \theta + \frac{u_r}{r} = A + \frac{B}{r^3}. \end{aligned} \quad (5)$$

Зная тензор деформации (5), можно рассчитать компоненты тензора напряжений:

$$\sigma_{rr} = \frac{E}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} A - \frac{2E(3\sigma - 1)}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} \frac{B}{r^3}, \quad (6, a)$$

$$\sigma_{\theta\theta} = \sigma_{\varphi\varphi} = \frac{EA}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} + \frac{E(1 - 3\sigma)}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} \frac{B}{r^3}, \quad (6, б)$$

где  $E$  – модуль Юнга.

Если рассматривать фиброзное кольцо как тело, армированное мембранами с гелеобразным веществом между ними, а пульпозное ядро – идеальной и несжимаемой жидкостью, то давление внутри фиброзного кольца будет определяться соотношениями (6). Аналитическое выражение распределения радиального давления получить невозможно, численный расчет проводился следующим образом.

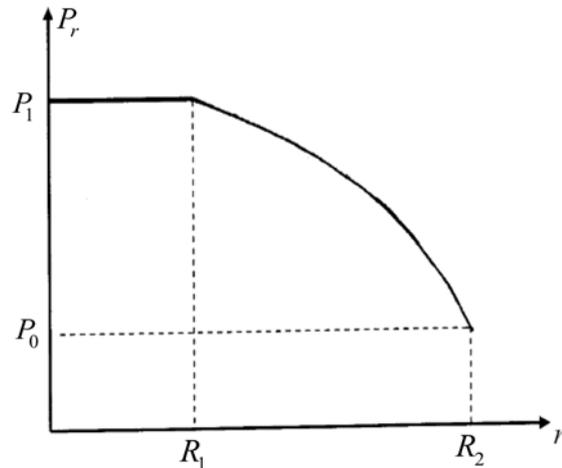


Рис. 3. Радиальное распределение давления в фиброзном кольце. Принятые соотношения:  $P_1/P_0 \approx 3,2$ ,  $P_0 \approx 2,5 \cdot 10^5$  Па,  $P_1 \approx 8 \cdot 10^5$  Па

Из условия постоянства объема межпозвонкового диска при движении сегмента определяется оптимальное соотношение удлинений мембран, что дает возможность определить радиусы кривизны  $R_i$  и удлинения мембран  $\Delta L_i$ . Эти параметры позволяют рассчитать напряжение в наружной концентрической мембране, соответствующее граничному условию  $\sigma_{rr}|_{r=R_2} = P_0$ . Второе граничное условие находится из соотношения (6, б), записанного в виде

$$\frac{\Delta L_i}{L_i} = \frac{1}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} \left[ A + (1 - 3\sigma) \frac{B}{R_i^3} \right], \quad (7)$$

где  $L_i$  – длина дуги, образованной второй мембраной.

Данные соотношения позволяют рассчитать постоянные  $A$  и  $B$ . На следующем этапе определяется напряжение второй мембраны из условия (6 а), записанного в виде

$$\sigma_{ri} = \frac{E}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} A - \frac{2E(3\sigma - 1)}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)} \frac{B}{R_i^3},$$

что позволяет вычислить давление плазмы вещества между второй и третьей мембранами как сумму давления  $P_0$  и напряжения, развиваемого во второй мембране. Радиальное напряжение внутри мембран определяется согласно (6, а). Давление между мембранами считалось постоянным. Расчет проводился для 12 мембран.

Профиль радиального распределения давления внутри фиброзного кольца ( $R_1 \leq r \leq R_2$ ) показан на рис. 3 (использовались упругие характеристики для фиброзного кольца, представленные в [3] ( $E \approx 60$  МПа,  $\sigma = 0,45$ )). В пульпозном ядре ( $0 \leq r \leq R_1$ ) давление считается постоянным. Расчет представлен для сегмента  $C_5-C_6$  при угле наклона  $\alpha_2$ , определенном из табл. 1. Соотношения:  $P_1/P_0 \approx 3,2$ ,  $P_0 \approx 2,5 \cdot 10^5$  Па,  $P_1 \approx 8 \cdot 10^5$  Па.

Основным механизмом питания межпозвонкового диска является диффузионный, обусловленный градиентом осмотического давления между диском и телами позвонков при переходе из вертикального состояния в горизонтальное. В [2] предполагается, что питание межпозвонкового диска происходит при любом движении позвоночника. Используя вышеприведенные расчеты, можно определить изменение концентрации вещества в пульпозном ядре при движении позвоночника в сагиттальной плоскости (рис. 4). Линия  $I$  соответствует сгибанию позвоночника,

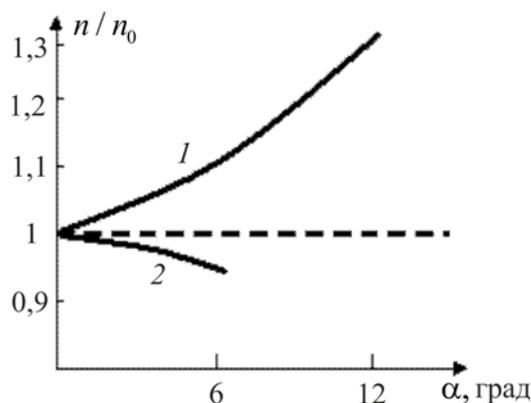


Рис. 4. Изменение концентрации плазмы вещества в пульпозном ядре при угловом движении тел позвонков: 1 – сгибание позвоночника относительно ортостатического положения; 2 – разгибание позвоночника

линия 2 – разгибанию. Расчет был проведен с учетом данных табл. 2, в которой приведено изменение объема, занимаемого межпозвоновым диском после возвращения продольных связок в исходное состояние, а также данных зависимости давления в пульпозном ядре от угла наклона тел позвонков (см. рис. 2).

Как видно из графика, при сгибании концентрация вещества в ядре возрастает, однако при этом напряжения в концентрических слоях фиброзного кольца также возрастают, возможно их уплотнение, повышение вязкости и уменьшение проницаемости для питательных веществ. При разгибании, наоборот, промежутки между молекулами в мембране возрастают, что будет способствовать уменьшению вязкости и повышению проницаемости мембраны для питательных веществ.

### Выводы

1. Показано, что при движении позвоночника в сагиттальной плоскости давление в пульпозных ядрах межпозвоновых дисков наиболее подвижных сегментов шейного отдела позвоночника может возрасти приблизительно в 5 раз.
2. Радиальное распределение давления внутри фиброзного кольца, рассматриваемого как набор концентрических мембран с гелеобразным веществом между ними, возрастает от наружных слоев кольца к пульпозному ядру.
3. Данные по изменению объемов межпозвоновых дисков и давлению в фиброзном кольце диска позволяют рассмотреть механизм питания диска, связанный с диффузией плазмы вещества при движении позвоночно-двигательных сегментов в сагиттальной плоскости.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Жарков П.Л. Остеохондроз и другие дистрофические изменения опорно-двигательной системы у взрослых и детей. – М.: Видар-М, 2009. – 375 с.
2. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теория упругости – М.: Физматлит, 2003. – 255 с.
3. Михайлов А.Н., Жарнов А.М., Жарнова В.В. Рентгено-спондилометрическая характеристика биомеханики в шейных позвоночно-двигательных сегментах при вертикальном положении пациента // Медицинская визуализация. – 2010. – № 1. – С. 98–103.
4. Попелянский Я. Ю. Ортопедическая неврология. – М.: МЕДпресс-информ, 2008. – 669 с.
5. Ступаков Г.П., Оксогоев А.А. Реакция позвоночника на продольное нагружение // Современные проблемы биомеханики. – 1989. – Вып. 6. – С. 19–46.
6. Цивьян Я.Л. Повреждения позвоночника. – М.: Медицина, 1971. – 310 с.
7. Nachemson A., Evans I. Some mechanical properties of the third lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum) // J. Biomech. – 1968. – Vol. 1, No. 3 – P. 211–220.

## **BIOMECHANICAL PROCESSES IN THE INTERVERTEBRAL CERVICAL DISK OF THE SPINE AT ITS MOTION**

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

The biomechanical processes in a intervertebral disk of a segment of the cervical department of the backbone are considered at its movement in the sagittal plane. It is shown that at backbone movement the pressure can increase in pulpal kernels of intervertebral disks of the most mobile segments by 5 times. Pressure distribution in the fibrous annulus considered as a set of membranes with gel substance between them, increases from external layers of the annulus to the pulpal kernel. Data on change of volumes of intervertebral disks and pressure in the pulpal kernel of a disk allow us to consider the mechanism of a food of the disk, connected with diffusion of plasma of substance at movement of vertebral-locomotive segments in the sagittal plane.

**Key words:** intervertebral disk, fibrous annulus, pulpal kernel, pressure, pabulum of disk.

*Получено 14 февраля 2013*