

Оглавление

1. Методологический аспект биомеханики позвоночника	5
2. Общие вопросы биомеханики позвоночника	8
3. Биомеханическая концепция патогенеза дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника	17
4. Прикладная биомеханика позвоночника	22
4.1. Биомеханика ПДС в сагиттальной плоскости	27
4.2. Биомеханика центрального ПДС	31
4.3. Биомеханика переходного ПДС	50
4.4. Биомеханика опорных центров позвоночного столба	58
4.5. Биомеханика сил трения в ПДС	67
5. Биомеханика блокировки позвоночника	77
5.1. Биомеханические особенности блокировки ПДС при дегенеративно-дистрофическом процессе	77
5.2. Биомеханика патологической блокировки ПДС	80
6. Биомеханика ротационно-торсионного компонента при дегенеративно-дистрофическом процессе ПДС	89
6.1. Биомеханика поперечной ротации	90
6.2. Биомеханика симметричной сходящейся ротации	96
6.3. Биомеханика асимметричной сходящейся ротации	101
6.4. Биомеханика торсии позвоночника	103
7. Биомеханика межпозвонкового диска при дегенеративно-дистрофическом процессе	119
7.1. Модель межпозвонкового диска	119
7.2. Модель пульпозного ядра	128
8. Моделирование напряжённого состояния центрального ПДС при формировании кифотической деформации	136
9. Биомеханика спондилёза	143
10. Биомеханика спондилоартроза	174
11. Биомеханика длинных продольных связок позвоночного столба при остеохондрозе позвоночника	185
12. Биомеханика дегенеративно-дистрофического процесса при синдроме дисплазии позвоночника	200

13. Биомеханические основы тракционного лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника.....	215
14. Биомеханика статических лечебных поз при дегенеративно-дистрофическом процессе на уровне шейно-грудного и верхнего грудного ПДО	223
14.1. Биомеханическая характеристика синдрома лестничных мышц и миотонического синдрома надплечий и лопаток	223
14.2. Биомеханика основных устраняющих статических лечебных поз при шейно-грудном остеохондрозе позвоночника	234
14.3. Биомеханика основных удерживающих статических лечебных поз при шейно-грудном остеохондрозе позвоночника	245
15. Биомеханика статических лечебных поз при дегенеративно-дистрофическом процессе на уровне грудного и пояснично-крестцового ПДО	256
15.1. Биомеханика основных устраняющих статических лечебных поз при грудном и поясничном остеохондрозе.....	256
15.2. Биомеханика основных закрепляющих статических лечебных поз при грудном и поясничном остеохондрозе.....	268
15.3. Биомеханика основных закрепляющих статических лечебных поз при грудном и поясничном остеохондрозе.....	277
16. Заключение.....	299
17. Литература	324

4. Прикладная биомеханика позвоночника

С биомеханической точки зрения позвоночный столб представляет собой сложную биологическую конструкцию, обладающую большим запасом прочности и износостойкости к переменным статико-динамическим нагрузкам, функционирующую по строгим механическим законам.

Геометрическая форма пространственной оси позвоночника в норме имеет две формы кривизны: в статике одноплоскостной синусоиды, в динамике многоплоскостной спирали.

В позвоночном столбе, как в биологической конструкции, необходимо выделять следующие структурные биомеханические единицы: позвоночный двигательный отдел (ПДО), центральный позвоночный двигательный сегмент (ЦПДС), переходный позвоночный двигательный сегмент (ППДС), опорный позвоночный центр (ОПЦ) и позвоночный сустав (ПС). Причём в биомеханике границы ПДС и ПДО не совпадают с делением позвоночника на анатомические отделы (шейный, грудной, поясничный), а определяются только условиями статико-динамической нагрузки и её распределением в виде напряжений сжатия, растяжения и сдвига.

С позиции биомеханического подхода при вертикальной оси позвоночника в статике позвоночный столб имеет три осевых позвоночных сустава (ПС): атлanto-окципитальный C_0 -1, атлanto-аксиальный C_{1-2} и крестцово-подвздошный S_{1-5} . Причём, крестцово-подвздошное сочленение относительно костного кольца таза является одновременно и суставом (ПС) и опорным позвоночным центром (ОПЦ). Также позвоночных столб имеет 42 сегментарных дугоотростчатых сустава (22 пары), расположенных на уровне перехода дужек в тело позвонков.

В позвоночном столбе с биомеханической точки зрения следует выделять три позвоночных двигательных отдела (ПДО): шейно-грудной, грудной, пояснично-крестцовый. Основными структурными единицами каждого ПДО, с биомеханической точки зрения, являются позвоночные двигательные сегменты.

В зависимости от кривизны оси позвоночника, двигательный сегмент может быть центральным, переходным, или опорным центром. Выделение центральных, переходных и опорных структурных единиц позвоночных сегментов целесообразно в связи с различными условиями их биомеханической функции. На уровне центральных и переходных ПДС и опорных центров, существуют различные концентрации напряжений сжатия, растяжения, сдвига и кручения.

Кривизна оси позвоночника в зависимости от выраженности лордозов и кифозов может быть физиологической, усиленной, уменьшенной и максимальной, например, при наклоне вперёд.

При правильных изгибах оси позвоночника в сагиттальной плоскости (шейном лордозе, грудном кифозе, поясничном лордозе и крестцовом кифозе) и физиологической функции позвоночника, при вертикальной позе границы ПДО следующие.

Приводим на рис.1 принципиальную биомеханическую схему ПДО позвоночного столба в сагиттальной плоскости при физиологическом лордозе.

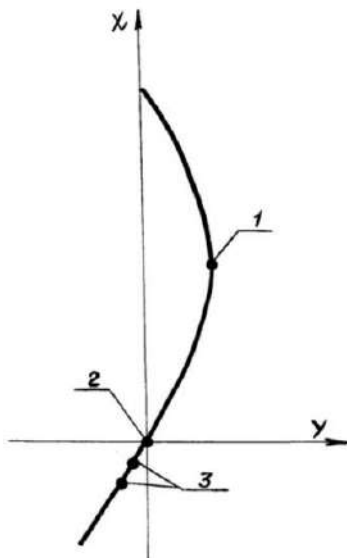


Рис. 1. Принципиальная биомеханическая схема ПДО позвоночного столба в сагиттальной плоскости (X-Y) при физиологическом лордозе.

Где: 1 – центральный ПДС, 2 – переходный ПДС, 3 – опорный центр

Шейно-грудной ПДО протяженностью от сегмента C_{2-3} до сегмента Th_{2-3} , с центральным ПДС на уровне сегмента C_{5-6} , с переходным ПДС на уровне сегмента $C_7 - Th_1$ и с верхним опорным центром, состоящим из двух верхних грудных позвонков Th_1 и Th_2 .

Грудной ПДО протяженностью от сегмента Th_{2-3} до сегмента $Th_{12} - L_1$, с центральным ПДС на уровне сегмента Th_{6-7} , с переходным ПДС сегментом на уровне Th_{10-11} и средним опорным центром, состоящим из двух нижних грудных позвонков Th_{11} и Th_{12} .

Пояснично-крестцовый ПДО от сегмента Th₁₂ – L₁ до S₅, с центральным ПДС на уровне сегмента L₃₋₄, с переходным ПДС на уровне сегмента L₅ – S₁ и с нижним опорным центром, состоящим из пяти сросшихся между собой крестцовых позвонков S₁ – S₅.

С биомеханической точки зрения нагрузка ПДО и ПДС позвоночного столба человека может быть статическая (движения нет), и статико-динамическая (при наклонах, ходьбе, беге, подъёме тяжестей).

Статическая нагрузка в норме является постоянной по величине и направлению, создаётся силой веса тела P и всегда уравновешена силой тяги мышц антагонистов (сгибателей F₁ и разгибателей F₂). Существуют научные данные, согласно которым в статике синергизм мышц живота и спины в системе костного рычага позвоночника на уровне сегмента L₅ – S₁ создаёт следующее равновесие: на длинном плече мышц живота, равным 35 см, приложена сила тяги мышц сгибателей в 50 кг, а на коротком плече спины, равным 5 см, приложена тяга мышц разгибателей в 350 кг [Tulman, цитировано по 25].

Статико-динамическая нагрузка позвоночника всегда переменная по величине и направлению, и осуществляется в условиях нестабильного равновесия мышечно-весовых параметров тела. Под действием статической и статико-динамической нагрузок, на уровне центральных и переходных ПДС и опорных центров каждого ПДО, создаются противоположно направленные силы реакции R, которые формируют напряжения и деформации в опорных тканях позвоночника.

Приводим на рис.2 общую пространственную биомеханическую схему основных силовых факторов ПДО (шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового) и ПДС (центрального, переходного и опорного) позвоночного столба человека в сагиттальной плоскости в статике.

Как видно из приведённой биомеханической схемы, в статике пространственная ось позвоночника в сагиттальной плоскости относительно осей X и Y имеет вид синусоиды, состоящей из трёх позвоночных двигательных отделов (ПДО):

1) шейно-грудного ПДО, состоящего из 7 позвонков (5 шейных и 2 верхних грудных): от сегмента C₂₋₃ до сегмента Th₂₋₃ с центральным ПДС на уровне C₅₋₆, переходным ПДС является сегмент C₇ – Th₁, а два верхних грудных позвонка Th₁ и Th₂ образуют верхний опорный центр;

2) грудного ПДО, состоящего из 8 позвонков: от сегмента Th₂₋₃ до Th₁₂ – L₁, с центральным ПДС на уровне Th₆₋₇, переходным ПДС является сегмент Th₁₀₋₁₁, а два нижних грудных позвонка Th₁₁ и Th₁₂ образуют средний опорный центр;

3) пояснично-крестцового ПДО, состоящего из 5 поясничных позвонков и крестца: от сегмента $Th_{12}-L_1$ до S_5 , с центральным ПДС на уровне L_{3-4} , переходным ПДС является сегмент L_5-S_1 , а 5 сросшихся крестцовых позвонков образуют нижний опорный центр (S_1-S_5).

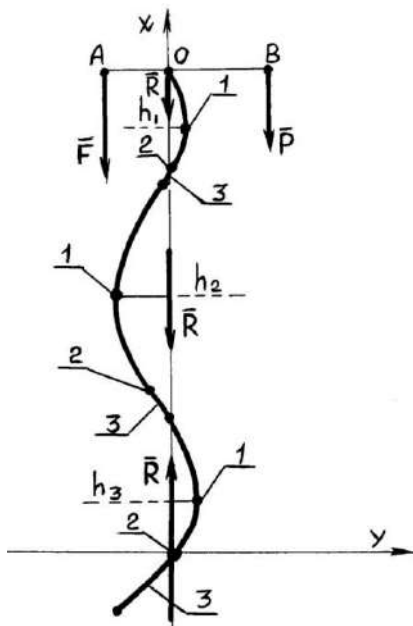


Рис. 2. Общая пространственная биомеханическая схема основных силовых факторов ПДО и ПДС позвоночного столба в статике в сагиттальной плоскости (описание в тексте). Где: X, Y-оси декартовых координат; O-биомеханический осевой центр; P-вектор гравитационной силы веса тела; F-общий вектор уравнивающей силы тяги мышц; R-вектор силы реакции, образующей напряжения и деформации на уровне каждого ПДО и ПДС; h_1, h_2, h_3 – плечи сгибающего момента; АО-плечо силы тяги мышц F; ОВ-плечо силы веса тела P; 1 – центральный ПДС; 2 – переходный ПДС; 3 – опорный центр.

В статике в позе стоя пространственная ось позвоночника вертикальная и вектора силы веса тела P и силы реакции R, всегда направлены перпендикулярно горизонтальной плоскости и противоположно друг другу, поэтому все переходные ПДС ($Th_{2-3}, Th_{10-11}, L_5-S_1$) расположены на одной прямой оси X. Центральные ПДС ($C_{5-6}, Th_{6-7}, L_{3-4}$) относительно оси X, смещены по оси Y дорзально (при кифозе) и вентрально (при лордозе) на расстояние плеча сгибающего момента (h_1, h_2, h_3).

Поэтому в сагиттальной плоскости в статике силы R и R относительно оси позвоночника создают сгибающий момент $M_{\text{Сгиб}}$, величина которого зависит от плеча h и определяется по формуле:

$$M_{\text{Сгиб}} = R \cdot h \left(\frac{AO}{OB} + 1 \right).$$

Рассмотрим биомеханические особенности ПДС в шейном, грудном и поясничном ПДО в сагиттальной плоскости при фиксированном статическом наклоне вперёд на угол α . По данным А.Ю.Мушкина, Э.В.Ульриха и И.В.Зуева [41], суммарный объём движения позвоночника в сагиттальной плоскости составляет в шейном отделе 64° , в грудном отделе 35° , в поясничном $65-90^\circ$

Приводим на рис.3 биомеханическую схему этапов фиксированного статического наклона позвоночного столба вперёд на угол сгибания α в сагиттальной плоскости, с выделением центральных, переходных ПДС и опорных центров шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового ПДО.

Как видно из приведённой биомеханической схемы, при фиксированном статическом наклоне вперёд на определенный угол α , кривизна оси позвоночника на уровне шейного, грудного и поясничного ПДО увеличивается, а центральные и переходные ПДС, и опорные центры изменяют свою биомеханическую функцию.

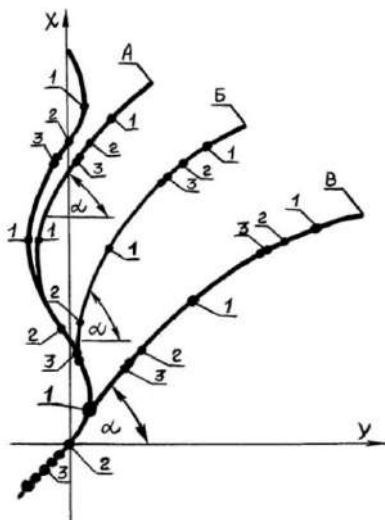


Рис. 3. Биомеханическая схема этапов фиксированного статического наклона позвоночного столба вперёд в сагиттальной плоскости на угол сгибания α с выделением центральных ПДС (1), переходных ПДС (2) и опорных центров (3) на уровне шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового ПДО

при статико-динамической нагрузке и позволяет прогнозировать вероятность возникновения и прогрессирования дегенеративно-дистрофического процесса межпозвонкового диска (замыкательной пластинки, пульпозного ядра и фиброзного кольца).

Таблица 15

Величина коэффициента дегенерации (КД 2) фиброзного кольца на уровне центральных ПДС шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового ПДО в динамике от напряжений сдвига (σ_s), трения скольжения σ_{TC}) и трения качения (σ_{TK}) при физиологической функции позвоночника

Кривизна оси позвоночника	Центральный ПДС C ₅₋₆		Центральный ПДС Th ₆₋₇		Центральный ПДС L ₃₋₄	
	КД 2 T _C	КД 2 T _K	КД 2 T _C	КД 2 T _K	КД 2 T _C	КД 2 T _K
Физиологическая	+ 2,63	+ 1,11	+ 3,26	- 9,99	+5,03	- 25,9
Усиленный изгиб	+ 6,018	- 1,53	+ 5,81	- 62,16	+10,2	- 54,4
Уменьшенный изгиб	+ 1,374	+ 1,18	+ 1,9	+ 0,18	+2,74	- 1,04
Наклон вперёд	+ 10,8	- 9,65	-11,48	- 163,7	- 2,4	- 134,5

4.3. Биомеханика переходного ПДС

Переходные ПДС находятся на уровне переходов синусоиды шейного лордоза в синусоиду грудного кифоза, синусоиды грудного кифоза в синусоиду поясничного лордоза и синусоиды поясничного лордоза в синусоиду крестцового кифоза.

При синусоидальном строении позвоночного столба и при физиологической кривизне оси, в сагиттальной плоскости имеется три переходных ПДС: верхний грудной переходный ПДС на уровне C₇ - Th₁, средний грудной переходный ПДС на уровне Th₁₀₋₁₁, и нижний пояснично-крестцовый переходный ПДС на уровне L₅ - S₁.

Используя метод сечений, создадим биомеханическую модель переходного ПДС. Из общей схемы нагрузки ПДС возьмём узел с центром O, соответствующий биомеханическому центру ПДО, работающему по принципу рессорного механизма.

Рассмотрим на предложенной биомеханической модели статико-динамическую функцию переходного ПДС.

Под действием силы веса тела P и уравнивающей силы тяги мышц F создаётся суммарная статико-динамическая нагрузка действия и противодействия $R = -R = P + F$, которая передаётся в биомеханический центр O переходного ПДС.

На уровне биомеханического центра O переходного ПДС лордоз переходит в кифоз, или кифоз переходит в лордоз. Поэтому усилие статико-динамической нагрузки $R = -R$, может быть представлено в виде осевых сил реакции сжатия и растяжения. На уровне верхней замыкательной пластинки нижнего позвонка приложена сила сжатия R_1 . На уровне нижней замыкательной пластинки верхнего позвонка во встречном направлении приложена сила сжатия R_2 . На уровне фиброзного кольца переходного ПДС в противоположных направлениях приложены поперечные силы растяжения R_3 и R_4 , образующие силу сдвига S .

Приводим на рис.7 биомеханическую модель рессорного узла переходного ПДС в сагиттальной плоскости.

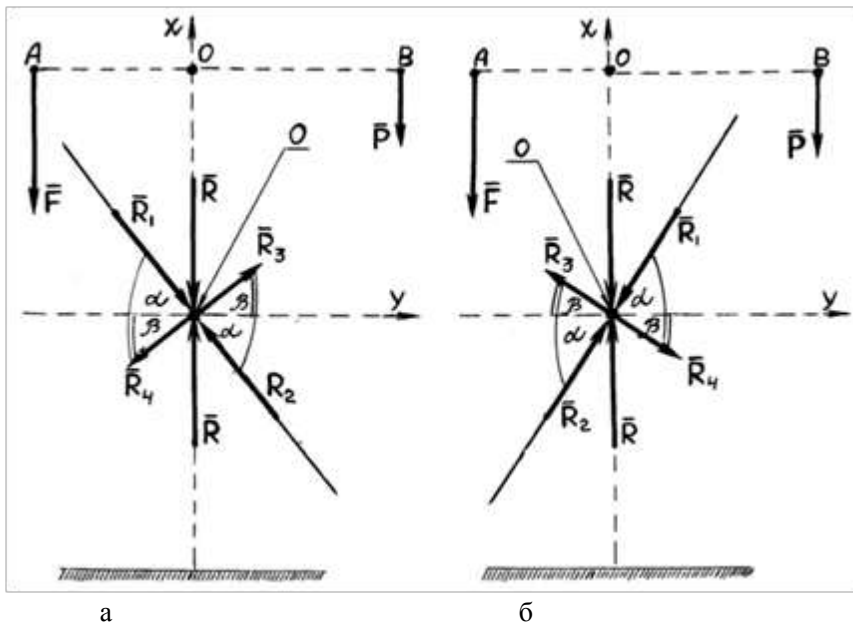


Рис. 7. Биомеханическая модель рессорного узла переходного ПДС в сагиттальной плоскости: а-в условиях перехода кифоза в лордоз, б-в условиях перехода лордоза в кифоз. Где: P и F -силы нагрузки позвоночного сегмента в точках A и B ; R -общие силы осевой реакции; R_1 и R_2 – силы сжатия позвоночного сегмента; R_3 и R_4 – силы растяжения позвоночного сегмента; α и β – межзвенные углы; O -опорный центр ПДС; X и Y -система координат

Осевые силы реакции сжатия R_1 и R_2 направлены навстречу друг другу в биомеханический центр O переходного ПДС под углами α и β относительно оси X : $R_1 = R \sin \alpha$; $R_2 = R \sin \beta$.

Поперечные силы растяжения R_3 и R_4 направлены противоположно друг другу относительно оси Y и образуют силу сдвига S :

$$R_3 = R \cos \alpha; R_4 = R \cos \beta. S = R_3 + R_4.$$

Тогда уравнение равновесия сил переходного ПДС будет следующее:

$$\begin{aligned} \sum X &= 0; R \sin \alpha + R \sin \beta = 0. \\ \sum Y &= 0; R \cos \alpha + R \cos \beta - S = 0. \end{aligned}$$

Для проведения расчета сил реакции переходных ПДС взяли силу веса тела P : на уровне верхнего грудного переходного ПДС Th_{1-2} равной 4,86 кг, на уровне нижнего грудного переходного ПДС Th_{10-11} равной 30,56 кг, на уровне пояснично-крестцового переходного ПДС $L_5 - S_1$ равной 44,0 кг при весе тела 70,0 кг. Соотношение плеч AO/AB взяли равным 1: 2. Межзвенные углы α и β на уровне замыкательных пластинок по нашим данным изменяются в зависимости от условий кривизны оси позвоночника. При переходе лордоза в кифоз и физиологической кривизне угол $\alpha = 70^\circ$, при усиленной кривизне угол $\alpha = 60^\circ$, при уменьшении изгиба угол $\alpha = 80^\circ$, а при наклоне вперёд (прямой оси) угол $\alpha = 90^\circ$. Межзвальный угол β , соответственно изменению кривизны оси позвоночника, равен: при физиологической кривизне $\beta = 50^\circ$, при усиленной кривизне $\beta = 40^\circ$, при уменьшенной кривизне $\beta = 60^\circ$ и при наклоне вперёд (прямой оси) $\beta = 90^\circ$.

Приводим в таблицах 16, 17 и 18 распределение сил сжатия и растяжения на уровне верхнего переходного ПДС $C_7 - Th_1$, среднего переходного ПДС Th_{10-11} и нижнего переходного ПДС $L_5 - S_1$ в зависимости от кривизны оси позвоночника.

Таблица 16

Распределение сил сжатия и растяжения на уровне перехода лордоза в кифоз верхнего переходного ПДС $C_7 - Th_1$ при различной кривизне оси позвоночника (силы даны в кг)

Кривизна оси позвоночника	Нижняя замыкательная пластинка $C_7 - Th_1$		Верхняя замыкательная пластинка $C_7 - Th_1$	
	Сжатие (R_1)	Растяжение (R_3)	Сжатие (R_2)	Растяжение (R_4)
Физиологическая	9,12	1,68	9,56	3,32
Усиленный изгиб	8,4	2,52	9,38	4,86
Уменьшенный изгиб	9,56	0,42	9,68	1,68
Наклон вперёд	9,72	0,00	9,72	0,00

Таблица 17

Распределение сил сжатия и растяжения на уровне перехода кифоза в лордоз среднего переходного ПДС Th₁₀₋₁₁ при различной кривизне оси позвоночника (силы даны в кг)

Кривизна оси позвоночника	Нижняя замыкательная пластинка Th ₁₀₋₁₁		Верхняя замыкательная пластинка Th ₁₀₋₁₁	
	Сжатие (R ₁)	Растяжение (R ₃)	Сжатие (R ₂)	Растяжение (R ₄)
Физиологическая	54,08	20,9	57,42	10,6
Усиленный изгиб	52,8	30,56	59,04	15,8
Уменьшенный изгиб	60,2	10,6	60,88	5,32
Наклон вперёд	61,12	0,00	61,12	0,00

Таблица 18

Распределение сил сжатия и растяжения на уровне перехода лордоза в кифоз нижнего переходного ПДС L₅ – S₁ при различной кривизне оси позвоночника (силы даны в кг)

Кривизна оси позвоночника	Нижняя замыкательная пластинка L ₅ – S ₁		Верхняя замыкательная пластинка L ₅ – S ₁	
	Сжатие (R ₁)	Растяжение (R ₃)	Сжатие (R ₂)	Растяжение (R ₄)
Физиологическая	82,68	15,28	86,66	31,6
Усиленный изгиб	76,2	22,78	84,98	44,0
Уменьшенный изгиб	86,66	7,68	87,66	15,3
Наклон вперёд	88,0	0,00	88,0	0,00

Как видно из данных таблиц, на уровне всех переходных ПДС силы растяжения значительно меньше сил сжатия. Величина сил сжатия и растяжения при изменении кривизны оси позвоночника на уровне переходных ПДС изменяется незначительно, а при наклоне вперёд (прямой оси) основной становится нагрузка сжатия. При переходе лордоза в кифоз силы растяжения в виде силы сдвига S передаются на переднюю часть фиброзного кольца и переднюю продольную связку. А при переходе кифоза в лордоз силы растяжения в виде силы сдвига S передаются на заднюю часть фиброзного кольца и заднюю продольную связку. На уровне верхней замыкательной пластинки силы растяжения больше, чем на нижней замыкательной пластинке, а на нижней замы-

катальной пластинке силы сжатия больше, чем на верхней замыкательной пластинке. Следовательно, равновесие сил сжатия и растяжения на уровне переходных ПДС довольно устойчивое и при изменении кривизны оси позвоночника изменяется незначительно.

Силы сжатия и растяжения на уровне опорных поверхностей переходного ПДС создают напряженное состояние, величина которого зависит от площади контактных узловых зон. Площадь межпозвоночного диска для расчетов напряженного состояния взяли следующей: в шейном отделе 8 см^2 , в грудном отделе 12 см^2 , в поясничном 18 см^2 , при соотношении площадей пульпозного ядра и фиброзного кольца 1 : 1.

Будем считать, что 70% статико-динамической нагрузки от сил сжатия и растяжения приложены на передний и средний позвоночные столбы, а 30% – на задний позвоночный столб. Тогда распределение статико-динамической нагрузки будет следующее: фиброзное кольцо с продольной связкой – 50% от 70%, пульпозное ядро – 50% от 70%.

Также теоретическое напряжённое состояние отличается от фактического: на уровне Th_{2-3} фактическое напряженное состояние в 2 раза больше теоретического, на уровне Th_{10-11} фактическое в 4 раза меньше теоретического, а на уровне $\text{L}_5 - \text{S}_1$ фактическое в 2 раза меньше теоретического.

Приводим в таблице 19 соотношение теоретического и фактического напряженных состояний замыкательной пластинки от сил сжатия (R_1 и R_2) и фиброзного кольца от силы сдвига ($S = R_3 - R_4$) на уровне переходных ПДС шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового ПДО позвоночника.

Как видно из таблицы 19, фактическое напряжённое состояние на уровне верхнего $\text{C}_7 - \text{Th}_1$ и среднего Th_{10-11} переходных ПДС отличается незначительно и практически не зависит от кривизны оси позвоночника. На уровне нижнего переходного ПДС $\text{L}_5 - \text{S}_1$ фактические напряжения сжатия замыкательной пластинки в 3 раза больше по сравнению с напряжениями на уровне среднего переходного ПДС Th_{10-11} .

Напряжения сжатия и сдвига на уровне переходных ПДС уравновешиваются напряжениями трения: в статике-трения покоя σ_T , в начале движения-трения скольжения σ_{TC} , во время движения-трения качения σ_{TK} .

Приводим в таблицах 20; 21 и 22 величину напряжений трения покоя (σ_T), скольжения (σ_{TC}), качения (σ_{TK}) и верчения (σ_{TV}) при различной кривизне оси позвоночника в кг/см^2 .

Таблица 19

Напряженное состояние сжатия замыкательной пластинки и растяжения фиброзного кольца (теоретическое/фактическое) на уровне переходных ПДС шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового ПДО отделов позвоночника (кг/см²)

Кривизна оси позвоночника	Верхний ПДС C ₇ – Th ₁		Средний ПДС Th ₁₀₋₁₁		Нижний ПДС L ₅ – S ₁	
	Замыкательная пластинка	Фиброзное кольцо	Замыкательная пластинка	Фиброзное кольцо	Замыкательная пластинка	Фиброзное кольцо
Физиологическая	1,6/3,3	0,8/1,6	14,3/3,5	10,3/2,5	21,6/10	16,8/2
Усиленный изгиб	1,6/3,3	1,2/2,3	14,7/3,6	14,7/3,7	21,2/10	21,2/10,
Уменьшенный изгиб	1,7/3,4	0,6/1,2	15,2/3,8	5,3/1,3	21,9/11	7,6/3,8
Наклон вперёд	1,7/3,4	0/0	15,2/3,8	0/0	22/11	0/0

Таблица 20

Напряжения трения на уровне верхнего переходного ПДС C₇ – Th₁

Кривизна оси позвоночника	Напряжения трения на уровне верхнего переходного ПДС (C ₇ – Th ₁)			
	покоя (σ _T)	скольжения (σ _{TC})	качения (σ _{TK})	верчения (σ _V)
Физиологическая	0.78	0.13	1.64	0.026
Усиленный изгиб	1.47	0.33	3.09	0.066
Уменьшенный изгиб	0.2	0.03	0.42	0.06
Наклон вперёд	2.34	1.42	12.32	0.982

Таблица 21

Напряжения трения на уровне среднего переходного ПДС (Th₁₀₋₁₁)

Кривизна оси позвоночника	Напряжения трения на уровне среднего переходного ПДС (Th ₁₀₋₁₁)			
	покоя (σ _T)	скольжения (σ _{TC})	Качения (σ _{TK})	Верчения (σ _V)
Физиологическая	3,08	0,51	12,32	0,102
Усиленный изгиб	6,06	1,36	15,15	0,272
Уменьшенный изгиб	0,87	0,14	3,48	0,028
Наклон вперёд	9,8	5,96	39,2	1,192

6.2. Биомеханика симметричной сходящейся ротации

При сходящейся симметричной ротации силы вращения V , приложенные к костному рычагу плечевого или тазового пояса, справа и слева, равны друг другу и поворачивают правую и левую части костного рычага вперёд (вентрально), или назад (дорзально) на угол вращения γ относительно вертикальной оси центрального ПДС. Поэтому при сходящейся симметричной ротации образуется противоположно направленная сила сдвига R_S и всегда изменяется (увеличивается или уменьшается) кривизна синусоиды оси позвоночника в сагиттальной плоскости, то есть формируется нарушение осанки в виде избыточного кифоза, усиленного лордоза, или плоской спины.

Сходящаяся симметричная ротация плечевого пояса происходит при неподвижной грудной клетке за счёт смещения симметричным тяговым мышечным усилием в передне-заднем направлении ключиц и лопаток вместе с верхними конечностями относительно центрального ПДС Th_{6-7} , соответствующего центру грудного кифоза. Общая возможная амплитуда сходящейся симметричной ротации составляет до 60° : дорзальной до 40° , вентральной до 20° .

Сходящаяся передняя симметричная ротация плечевого пояса сопровождается смещением силой вращения V обеих ключиц назад, сближением лопаток с уменьшением кривизны грудного кифоза, и, соответственно, выпрямлением грудного участка синусоиды силой сдвига R_S , смещающей центральный ПДС Th_{6-7} вперёд (вентрально).

Сходящаяся задняя симметричная ротация плечевого пояса реализуется силой вращения V и характеризуется отклонением обеих ключиц вперёд, расхождением лопаток в стороны и смещением силой сдвига R_S центрального ПДС Th_{6-7} грудной синусоиды кзади (дорзально). При этом кривизна грудного кифоза увеличивается, и соответствующая часть грудной синусоиды становится более выпуклой.

Сходящаяся передняя симметричная ротация тазового пояса характеризуется поворотом силой вращения V крыльев подвздошных костей относительно подвздошно-крестцовых сочленений назад (дорзально) и смещением силой сдвига R_S центрального ПДС L_{3-4} поясничной синусоиды кпереди с формированием избыточного поясничного лордоза, или уменьшением кифотической деформации.

Сходящаяся задняя симметричная ротация тазового пояса характеризуется поворотом силой вращения V крыльев подвздошных костей относительно крестцово-подвздошных сочленений кпереди (вентрально) и смещением силой сдвига R_S центрального ПДС L_{3-4} поясничной

синусоиды кзади с уменьшением поясничного лордоза и формированием кифотической деформации.

Таким образом, биомеханические особенности сходящейся ротации (передней и задней) определяются направлением вектора силы сдвига R_S . Следовательно, при сходящейся передней симметричной ротации плечевого и тазового пояса сила сдвига R_S всегда направлена вперёд на уменьшение величины кифотической деформации оси позвоночника. И, наоборот, при сходящейся задней симметричной ротации плечевого и тазового пояса сила сдвига R_S всегда направлена назад на увеличение кифотической деформации оси позвоночника.

Приводим на рис. 12 биомеханические схемы эпюр напряжённого состояния сходящейся симметричной ротации (σ_S) на уровне центральных ПДС в горизонтальной плоскости.

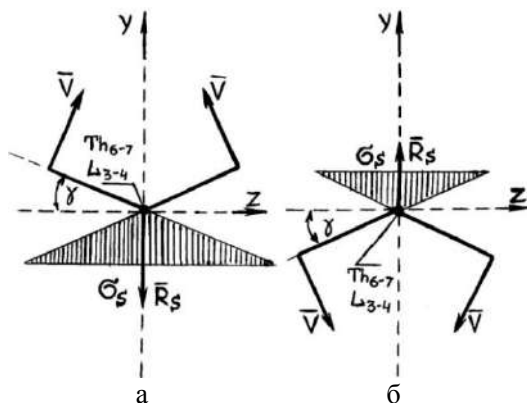


Рис. 12. Биомеханические схемы эпюр напряжённого состояния сходящейся симметричной ротации (σ_S) на уровне центральных ПДС в горизонтальной плоскости на уровне среднего центрального ПДС Th6-7 и нижнего центрального ПДС L3-4: а-сходящаяся задняя (дорзальная) ротация, б-сходящаяся передняя (вентральная) ротация. Где: V-силы вращения, R_S -сила сдвига σ_S -напряжения вращения, γ – угол вращения

При сходящейся симметричной задней (дорзальной) ротации (рис 12 а), силы вращения V направлены вперёд, а сила сдвига R_S назад. Происходит увеличение кифотической деформации грудного ПДО и уменьшение лордоза пояснично-крестцового ПДО, вплоть до формирования плоской спины с переходом в патологический поясничный кифоз.

При сходящейся симметричной передней (вентральной) ротации силы вращения V направлены назад, а сила сдвига R_S вперёд (рис. 12 б). Происходит выпрямление грудного кифоза и уменьшение патологического поясничного кифоза вплоть до плоской спины.

Как видно из эпюр (рис..12 а, б), на уровне центральных ПДС Th_{6-7} и L_{3-4} возникает пиковое значение напряженного состояния σ_s , равномерно распределяющееся в горизонтальной плоскости от центра к периферии, и соответствующее максимальной силе сдвига R_S на уровне межпозвонкового диска.

Приводим в таблице 47 биомеханическую характеристику симметричной сходящейся задней (дорзальной) и передней (вентральной) ротации при физиологической функции межпозвонкового диска.

Таблица 47

Биомеханическая характеристика симметричной сходящейся задней (дорзальной) и передней (вентральной) ротации при физиологической функции межпозвонкового диска (дегенерации нет)

Центральный ПДС	Сходящаяся симметричная задняя (дорзальная) ротация (40°)				Сходящаяся симметричная передняя (вентральная) ротация (20°)			
	R_S	σ_s	σ_v	КД 3	R_S	σ_s	σ_v	КД 3
Th_{6-7}	7,9	1,82	0,4	+1,72	2,66	0,63	0,08	+0,62
L_{3-4}	33,0	3,66	0,76	+ 2,9	11,5	1,27	0,153	+1,12

Примечание: R_S -сила сдвига, σ_s -напряжение сдвига, σ_v -напряжение трения верчения, КД 3 – коэффициент дегенерации межпозвонкового диска.

Из данной таблицы следует, что при физиологической функции межпозвонкового диска (дегенерации нет), величина коэффициента дегенерации от напряжений сдвига КД 3 на уровне всех центральных ПДС Th_{6-7} и L_{3-4} не превышает + 4, то есть, блокировка сдвига незначительная и запас прочности достаточный

Также из анализа данной таблицы видно, что напряженное состояние (σ_s) и коэффициент дегенерации КД 3 при задней (дорзальной) сходящейся симметричной ротации в 2,6 раза выше, чем при передней (вентральной). Следовательно, при сходящейся симметричной задней (дорзальной) ротации развитие и прогрессирование дегенеративно-дистрофического процесса межпозвонкового диска более вероятно.

Рассмотрим два варианта биомеханической модели развития дегенеративно-дистрофического процесса на уровне межпозвонкового диска при патологической сходящейся симметричной ротации. Первый вариант: повышение напряжения трения верчения (σ_v) на уровне пуль-

7. Биомеханика межпозвонкового диска при дегенеративно-дистрофическом процессе

7.1. Модель межпозвонкового диска

С биомеханической точки зрения межпозвонковый диск в норме представляет собой типичное шаровое соединение, выполняющее функцию опоры и движения одновременно. В норме пульпозное ядро работает как упругий шар, имеющий собственное внутреннее напряжение, помещенный в эластичную оболочку-фиброзное кольцо, которая удерживает его между позвонками. При развитии дегенеративно-дистрофического процесса (остеохондроза) пульпозное ядро становится плоским и превращается в плоский цилиндр, расположенный внутри большого плоского полого цилиндра-фиброзного кольца. Следовательно, напряжённое состояние межпозвонкового диска определяется геометрической формой пульпозного ядра и фиброзного кольца.

Нами создана биомеханическая упруго-напряженная модель межпозвонкового диска при остеохондрозе, в которой пульпозное ядро представлено в виде шара (норма), превращающегося в плоский цилиндр (при дегенерации), и фиброзного кольца в виде цилиндрического кольца, меняющего свои параметры (радиус ширины и толщину) при развитии дегенеративно-дистрофического процесса. Модель позволяет дать количественную характеристику дегенеративно-дистрофическому процессу на уровне пульпозного ядра и фиброзного кольца с учётом их объёмного и плоского напряженного состояния.

Приводим на рис.16 биомеханическую модель межпозвонкового диска (объёмного и плоского упруго-напряжённого состояния) при дегенеративно-дистрофическом процессе.

Биомеханическая модель межпозвонкового диска учитывает объёмные (V) и плоские (S) параметры пульпозного ядра и фиброзного кольца в норме и при развитии остеохондроза.

Объём пульпозного ядра, как шара (в норме), определяли по формуле: $V = \frac{4}{3} \pi r^3$. Объём пульпозного ядра при развитии дегенеративно-дистрофического процесса, как плоского цилиндра, определяли по формуле: $V = \pi r^2 h$. Площадь пульпозного ядра определяли по формуле: $S = \pi r^2$.

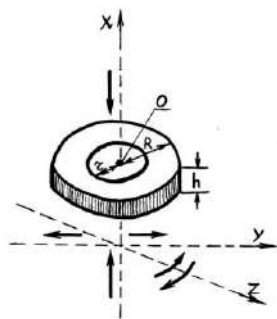


Рис. 16. Биомеханическая модель межпозвонкового диска (объёмного и плоского упруго-напряженного состояния) при дегенеративно-дистрофическом процессе. Где: O-биомеханический центр межпозвонкового диска, R-радиус всего межпозвонкового диска, r-радиус пульпозного ядра, h-толщина межпозвонкового диска; X, Y, Z-система декартовых координат. Стрелками указаны направления действующих сил сжатия, растяжения, сдвига и вращения

Объём фиброзного кольца, как полого плоского цилиндра, определяли по формуле: $V = \pi (R^2 - r^2) h$, площадь фиброзного кольца определяли по формуле: $S = \pi (R^2 - r^2)$.

Для проведения расчётов биомеханической модели взяли следующие параметры: 1) радиус (R) всего межпозвонкового диска на уровне центральных ПДС C₅₋₆-1,27 см, Th₆₋₇-1,91см, L₃₋₄-2,36 см; 2) радиус (r) пульпозного ядра на уровне центральных ПДС C₅₋₆-0,64 см, Th₆₋₇-0,95см, L₃₋₄-1,43 см; 3) толщину (h) межпозвонкового диска на уровне центральных ПДС C₅₋₆-0,6 см, Th₆₋₇-0,5см, L₃₋₄-1,2 см; 4) уменьшение радиуса пульпозного ядра взяли равным 0,3 см и толщины фиброзного кольца равным 0,2 см.

Приводим на рис. 17 биомеханическую схему изменения параметров межпозвонкового диска в сагиттальной плоскости при остеохондрозе.

Как видно из приведённой схемы, при развитии остеохондроза геометрические параметры межпозвонкового диска значительно изменяются: радиусы пульпозного ядра (r) и фиброзного кольца (R) увеличиваются, а высота (h) уменьшается.

Приводим в таблице 59 объёмные и плоские параметры биомеханической модели межпозвонкового диска (пульпозного ядра и фиброзного кольца) в норме и при развитии дегенеративно-дистрофического процесса.

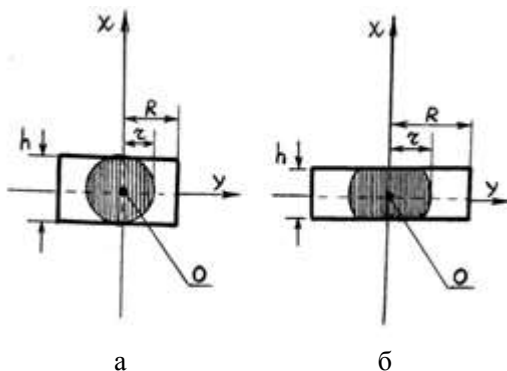


Рис. 17. Биомеханическая схема изменения параметров межпозвонкового диска в сагиттальной плоскости при остеохондрозе: а-нормальный диск, б-при развитии дегенеративно-дистрофического процесса
 Где: О-биомеханический центр межпозвонкового диска, R-радиус всего межпозвонкового диска, r-радиус пульпозного ядра, h-толщина межпозвонкового диска; X, Y, Z-система декартовых координат

Таблица 59

Объёмные и плоские параметры биомеханической модели межпозвонкового диска (пульпозного ядра и фиброзного кольца) в норме и при развитии дегенеративно-дистрофического процесса.

Центральные ПДС	Пульпозное ядро				Фиброзное кольцо			
	Объём (см ³)		Площадь (см ²)		Объём (см ³)		Площадь (см ²)	
	норма	остеохондроз	норма	остеохондроз	норма	остеохондроз	норма	остеохондроз
C ₅₋₆	1,09	0,772	5,147	4,98	2,27	1,167	3,78	4,57
Th ₆₋₇	3,59	1,134	11,34	8,058	3,45	1,725	8,62	9,83
L ₃₋₄	6,12	3,85	12,84	11,81	11,5	8,67	9,63	10,53

Как видно из приведённой таблицы, геометрические параметры межпозвонковых дисков при развитии дегенеративно-дистрофического процесса значительно изменяются.

Объём пульпозного ядра при остеохондрозе уменьшается на уровне C₅₋₆ в 1,4 раза, на уровне Th₆₋₇ в 3 раза, а на уровне L₃₋₄ в 1,6

8. Моделирование напряжённого состояния центрального ПДС при формировании кифотической деформации

При усилении физиологического кифоза на уровне грудного ПДО, или при формировании кифотической деформации на уровне шейно-грудного и пояснично-крестцового ПДО, на уровне центральных ПДС всегда происходит прогрессирование остеохондроза с дегенерацией межпозвонковых дисков.

Основной причиной дегенерации межпозвонковых дисков при формировании кифотической деформации является повышение напряжённого состояния пульпозного ядра и фиброзного кольца до предела их прочности при значительной плоской и объёмной деформации.

Будем считать изгиб оси позвоночника «чистым изгибом», для расчёта деформаций и напряжений которого справедлива гипотеза плоских сечений. То есть будем считать, что при изгибе оси позвоночника будут возникать только нормальные напряжения сжатия и растяжения (σ_{\max} и σ_{\min}), неравномерно распределённые по сечению тканей ПДС относительно нейтральной оси сечения N-N, где нормальных напряжений нет ($\sigma = 0$).

Рассмотрим биомеханическую модель центрального ПДС при кифотической деформации оси позвоночника при чистом изгибе на уровне сечений АВ и СД, соответствующих границам межпозвонкового диска и замыкательных пластинок тел смежных позвонков. Длина отрезков АВ и СД соответствует диаметру межпозвонкового диска и замыкательной пластинки, а длина отрезков A_1B_1 и C_1D_1 соответствует диаметру пульпозного ядра в сагиттальной плоскости. Радиус кривизны оси позвоночника r от центра межпозвонкового диска O до центра кривизны O_1 , является плечом h силы Q , образующей изгибающий момент $M_{\text{изг}}$.

Приводим на рис. 22 биомеханическую модель центрального ПДС при кифотической деформации оси позвоночника в сагиттальной плоскости при чистом изгибе.

Рассмотрим пограничный слой $m-n_1$ между пульпозным ядром и фиброзным кольцом, соответствующий сечению A_1C_1 и находящийся на расстоянии U от нейтральной оси N-N. Будем считать, что в результате деформации изгиба произошла деформация пульпозного ядра и фиброзного кольца на величину $n_1 - n$. Тогда прямоугольный тре-

угольник $F n p_1$ со сторонами $n_1 F$ и $n F$, и прямоугольный треугольник $F F O$ со сторонами $F O_1$ и $F F$, можно считать условно подобными: $\Delta O F F \sim \Delta F n p_1$. Из подобия треугольников следует равенство: $n p_1 / d S = Y / r$, где Y -радиус межпозвонкового диска, r -радиус (плечо h силы Q) изгибающего момента $M_{изг}$.

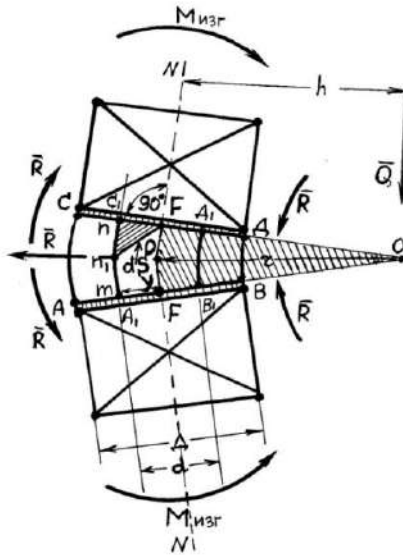


Рис. 22. Биомеханическая модель кифотической деформации на уровне центрального ПДС в сагитальной плоскости при чистом изгибе

Где: $M_{изг}$ -изгибающий момент, Q -поперечная сила, h -плечо силы Q ; R -силы сжатия, растяжения и сдвига на уровне межпозвонкового диска; $m-n-n_1$ – высота межпозвонкового диска на границе с пульпозным ядром; dS -параметр деформации пульпозного ядра (ϵ); $F-F_1$ – высота центральной части пульпозного ядра; $A-B-C-D$ -параметры фиброзного кольца; $A_1-B_1-C_1-D_1$ – параметры пульпозного ядра; AB и CD -замыкательные пластинки смежных тел позвонков; Y -радиус пульпозного ядра; $h = r$ -плечо (радиус) изгибающего момента; D -диаметр межпозвонкового диска и замыкательной пластинки; d -диаметр пульпозного ядра

Тогда напряжённое состояние на уровне центрального ПДС при чистом изгибе равно: $\sigma = E Y / r$, где E -модуль упругости тканей, зависящий от их прочностных характеристик.

Изгибающий момент на уровне поперечного сечения ПДС равен:

$M_{изг} = E I / r$, где I -момент инерции поперечного сечения ПДС относительно нейтральной оси $N-N$, а $E I$ -жёсткость поперечного сечения ПДС при изгибе.

Если $M_{\text{изг}} = \text{const}$, то плечо изгибающего момента тоже постоянно: $r = E I / M_{\text{изг}} = \text{const}$. Тогда можно считать, что изгиб оси позвоночника в сагиттальной плоскости происходит по дуге окружности.

В этом случае нормальные напряжения на уровне центрального ПДС равны: $\sigma_{\text{max}} = M_{\text{изг}} \cdot Y_{\text{max}} / I = M_{\text{изг}} / W$, где W -осевой момент сопротивления изгибу, равный: $W = I / Y_{\text{max}}$.

Для расчёта напряжённого состояния тканей центрального ПДС при изгибе в сагиттальной плоскости возьмём следующие формулы осевых моментов инерции (I) и осевых моментов сопротивления (W):

- 1) пульпозного ядра $I_X = I_Y = \pi d^4/64$; $W = \pi d^3 / 32 = 0.1 d^3$;
- 2) фиброзного кольца $I_X = B H^3 / 12 - \pi d^4/64$; $I_Y = H B^3/12 - \pi d^4/64$; $W = 0.1 (D^4 - d^4) D$;
- 3) тела позвонка $I_X = B H^3 / 12$; $I_Y = H B^3/12$;
 $W_X = B H^2 / 6$; $W_Y = H B^2 / 6$.

Приводим в таблице 69 величину момента сопротивления (W) на уровне центральных ПДС шейно-грудного (C_{5-6}), грудного (Th_{6-7}) и пояснично-крестцового (L_{3-4}) ПДО.

Таблица 69

Величина момента сопротивления (W) на уровне центральных ПДС шейно-грудного (C_{5-6}), грудного (Th_{6-7}) и пояснично-крестцового (L_{3-4}) ПДО ($м^3$).

Параметры ПДС	Момент сопротивления (W)		
	Шейно-грудной (C_{5-6})	Грудной (Th_{6-7})	Пояснично-крестцовый (L_{3-4})
Пульпозное ядро	0,21	0,686	2,34
Фиброзное кольцо	9,89	76,35	202,7
Замыкательная пластинка	0,169	0,254	0,314
Тело позвонка	1,69	3,979	9,63

Как видно из данной таблицы, момент сопротивления W на уровне центральных ПДС меняется в зависимости от геометрических параметров его составляющих (диаметра поперечного сечения, поперечных размеров). Причём, момент сопротивления на уровне пульпозного ядра, фиброзного кольца, замыкательной пластинки и тела позвонка возрастает пропорционально их параметрам в 3,5 -11 раз.

Приводим в таблице 70 биомеханическую характеристику основных силовых параметров нагрузки центральных ПДС при изменении оси позвоночника.

Биомеханическая характеристика основных силовых параметров нагрузки центральных ПДС при изменении оси позвоночника

Силовые параметры	Физиологическая кривизна			Кифотическая деформация		
	C ₅₋₆	Th ₆₋₇	L ₃₋₄	C ₅₋₆	Th ₆₋₇	L ₃₋₄
Сила Q (кг)	9,72	61,12	88,0	24,3	154,3	220,0
Плечо h(см)	4,0	11,25	5,5	8,0	33,75	11,0
M _{изг.} (кг·см)	38,8	687,6	484,0	194,4	5207,62	7260,0

Как видно из данной таблицы, при формировании кифотической деформации изгибающий момент на уровне центральных ПДС значительно возрастет: на уровне C₅₋₆ в 5,1 раза, на уровне Th₆₋₇ в 7,6 раза, а на уровне L₃₋₄ в 15 раз.

Приводим на рис.23 общую биомеханическую схему напряженного состояния центрального ПДС при чистом изгибе в сагиттальной плоскости относительно оси У.

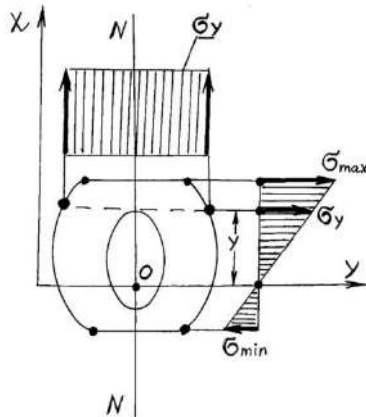


Рис. 23. Общая биомеханическая схема напряженного состояния центрального ПДС при чистом изгибе в сагиттальной плоскости относительно нейтральной оси N-N по оси Y. Где: σ_Y -напряжения сжатия от поперечной силы Q; σ_{max} -максимальные напряжения чистого изгиба относительно центра межпозвонкового диска O; σ_{min} -минимальные напряжения чистого изгиба относительно центра межпозвонкового диска O; Y-расстояние от нейтрального слоя N-N до границы пульпозного ядра, где напряжения сжатия (σ_Y) равномерные

Как видно из биомеханической схемы, при чистом изгибе относительно центра межпозвонкового диска O возникают противоположные напряжения чистого изгиба: σ_{max} -максимальное напряжение сжа-

тия всех тканей ПДС и σ_{\min} -минимальное противоположно направленное напряжение растяжения всех тканей ПДС. Причём, так как при чистом изгибе плечо изгибающего момента h всегда увеличивается, а расстояние от центра пульпозного ядра O до границы с фиброзным кольцом постоянное, не меняется ($U = \text{const}$), то всегда существует асимметрия напряжений.

Следовательно, напряженное состояние сжатия от чистого изгиба на уровне переднего позвоночного столба всегда больше, чем напряжения растяжения на уровне среднего позвоночного столба: $\sigma_{\max} > \sigma_{\min}$.

Приводим в таблице 71 сравнительные теоретические данные максимального плоского напряжённого состояния сжатия от изгиба (σ_{\max}) в сагиттальной плоскости относительно оси X при кифотической деформации оси позвоночника на уровне центральных ПДС: шейно-грудного (C_{5-6}), грудного (Th_{6-7}) и пояснично-крестцового (L_{3-4}) ПДО (кг/см^2).

Таблица 71

Величина максимального и минимального плоского напряжённого состояния сжатия от изгиба (σ_{\max}) в сагиттальной плоскости относительно оси X при кифотической деформации оси на уровне центральных ПДС шейно-грудного (C_{5-6}), грудного (Th_{6-7}) и пояснично-крестцового (L_{3-4}) ПДО (кг/см^2)

Ткани центрального ПДС	Позвоночные двигательные отделы		
	Шейно-грудной (C_{5-6})	Грудной (Th_{6-7})	Пояснично-крестцовый (L_{3-4})
Пульпозное ядро	925,7/146,9	7591,3/428,89	3102,5/665,7
Фиброзное кольцо	19,65/3,12	68,12/3,84	35,82/7,68
Замыкательная пластинка	1150,03/182,54	20502,4/1158,3	23121,0/4961,6
Тело позвонка	115,03/18,25	1308,6/73,93	753,9/161,78

Плоское напряженное состояние тканей на уровне центрального ПДС при изгибе характеризует возможную теоретическую перегрузку при действии значительных по величине повреждающих сил. Из таблицы видно, что максимальные напряжения сжатия при чистом изгибе значительно больше минимальных напряжений растяжения ($\sigma_{\max} > \sigma_{\min}$): на уровне C_{5-6} в 6,3 раза, на уровне Th_{6-7} в 17,7 раза, на уровне L_{3-4} в 4,7 раза.

Увеличение напряжений сжатия и растяжения при чистом изгибе на уровне ПДС возможно как за счёт возрастания величины нагрузки (силы продольного сжатия Q и плеча изгибающего момента h), так и за счёт деформации тканей-превращения круглой формы пульпозного

11. Биомеханика длинных продольных связок позвоночного столба при остеохондрозе позвоночника

Длинные продольные связки позвоночного столба (жёлтая, передняя и задняя) являются основными пассивными стабилизирующими элементами ПДО в сагиттальной плоскости. Так как осевая линия позвоночного столба в сагиттальной плоскости кривая, благодаря физиологическим изгибам (шейному и поясничному лордозам и грудному кифозу), продольные связки всегда находятся в упруго-напряженном состоянии растяжения.

Передняя продольная связка стабилизирует передний позвоночный столб, как надкостница прочно сращена с телами позвонков и является своеобразным упором для межпозвонкового диска, удерживая его от смещения вперёд (вентрально), образует передний связочный комплекс (ПСК). Задняя продольная связка стабилизирует средний позвоночный столб, свободно располагается вдоль всего спинномозгового канала, на уровне каждого ПДС прочно сращена с фиброзным кольцом межпозвонкового диска, и образует средний связочный комплекс (ССК). Группа связок (жёлтая, межкостистая, надкостистая, межпоперечная) вместе с капсулой дугоотростчатых суставов стабилизирует задний позвоночный столб, и образуют задний связочный комплекс (ЗСК).

Приводим на рис.40 схему связочных комплексов позвоночного столба.

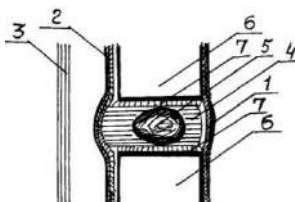


Рис. 40. Схема связочных комплексов позвоночного столба

Где 1 – передний связочный комплекс-ПСК, 2 – средний связочный комплекс-ССК, 3 – задний связочный комплекс-ЗСК, 4 – фиброзное кольцо межпозвонкового диска, 5 – пульпозное ядро межпозвонкового диска, 6 – тело позвонка, 7 – замыкательная пластинка.

Следовательно, продольные связки на уровне каждого ПДО (шейно-грудного, грудного и пояснично-крестцового) создают тройной биомеханический осевой связочный контур (1–2 – 3), пассивно противодействующий внешним нагрузкам.

Приводим на рис. 41 схему биомеханического осевого связочно-контра в сагиттальной плоскости.

Как видно из приведённой схемы, биомеханический осевой пассивный напряжённый связочный контур на уровне каждого ПДО (I, II, III) образует тройной силовой блок в виде натянутой тетивы (ось позвоночника в сагиттальной плоскости-лук, продольные связки-тетивы).

Биомеханический осевой контур создаётся под действием осевой силы R, силы веса тела P и силы тяги мышц F, образующих сгибающий момент:

$$M_{\text{сгиб}} = R \cdot h (\text{OB/OA} + 1).$$

Где: R-осевая сила сжатия ПДО; h-плечо осевой силы сжатия R, OB-плечо веса тела P, OA-плечо силы тяги мышц. F. По нашим данным соотношение OB/OA на уровне ПДО равно: шейно-грудного ПДО – 0,4, грудного ПДО – 2,25, пояснично-крестцового ПДО – 1,1.

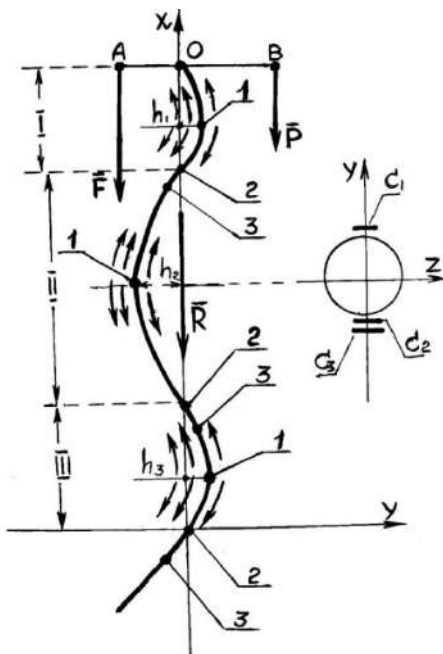


Рис.41. Схема биомеханического осевого связочного контра в сагиттальной плоскости. Где: X,Y,Z-оси координат; I-шейно-грудной ПДО, II-грудной ПДО, III-пояснично-крестцовый ПДО; 1 – центральный ПДС, 2 – переходный ПДС, 3 – опорный центр; F сила тяги мышц; АО-плечо мышц; P-сила веса тела; OB-плечо силы веса тела; R-сила

осевой реакции; h_1, h_2, h_3 – плечи осевой силы на уровне ПДО; стрелки $\uparrow\uparrow\uparrow$ показывают силы растяжения продольных связей; C_1 – передняя продольная связка, C_2 – задняя продольная связка, C_3 – жёлтая связка.

При силе веса тела $P = 70$ кг величина сгибающего момента ($M_{\text{сгиб}}$) в статике, при вертикальной позе стоя, при физиологических изгибах оси позвоночника (лордозах и кифозе) равна:

- 1) на уровне шейно-грудного ПДО $M_{\text{сгиб}} = 83,32$ кг·см;
- 2) на уровне грудного ПДО $M_{\text{сгиб}} = 1630,0$ кг·см;
- 3) на уровне пояснично-крестцового ПДО $M_{\text{сгиб}} = 820,0$ кг·см.

При кифотической деформации оси позвоночника величина сгибающего момента увеличивается:

- 1) на уровне шейно-грудного ПДО $M_{\text{сгиб}} = 97,2$ кг·см;
- 2) на уровне грудного ПДО $M_{\text{сгиб}} = 3471,2$ кг·см;
- 3) на уровне пояснично-крестцового ПДО $M_{\text{сгиб}} = 2420,0$ кг·см.

Примем условие, что осевой сгибающий момент ($M_{\text{сгиб}}$) на уровне каждого ПДО уравнивается противодействующими моментами связочных комплексов: $\sum M_{\text{сгиб}} = \sum M (C_1 \cdot h_1 + C_2 \cdot h_2 + C_3 \cdot h_3)$, где C_1 – сила натяжения ПСК, C_2 – сила натяжения ССК, C_3 – сила натяжения ЗСК, h – плечо силы каждой связки. Причём момент силы натяжения каждой связки зависит только от её плеча (h), то есть от поперечных размеров позвоночного сегмента: $M_C = C \cdot h$.

Рассмотрим с позиции биомеханического подхода строение продольной связки позвоночного столба, как прочного и растяжимого биологического материала.

Связка состоит из волокнистого (прочного) белка коллагена ($\approx 20\%$) и растяжимого белка эластина ($\approx 80\%$). Модуль упругости Юнга белка коллагена $E = 0,00010197$ кг/см², а белка эластина $E = 0,06230466$ кг/см². Модуль упругости коллагеновых волокон связки $E = 6118,297-10197,162$ кг/см², прочность на растяжение $\sigma_{\text{кр}} = 509,858-1019,7162$ кг/см², а эластических волокон $E = 4,078-6,118$ кг/см², $\sigma_{\text{кр}} = 40,78-101,97$ кг/см², то есть в 10-16,5 раз меньше. Общий модуль упругости связок равен: $E = 103,195$ кг/см². Следовательно, так как в связках больше эластических волокон, чем коллагеновых, то они менее прочные, но в большей степени способны к упругим деформациям растяжения. Эластические волокна в связках расположены вдоль длины связки параллельно друг другу, поэтому при нагрузке растяжения связки могут предельно растягиваться, допуская деформацию $\varepsilon = 200-300\%$.

Приводим на рис.42 основные параметры продольной связки позвоночника, необходимые для биомеханического анализа их деформативно-прочностных характеристик.

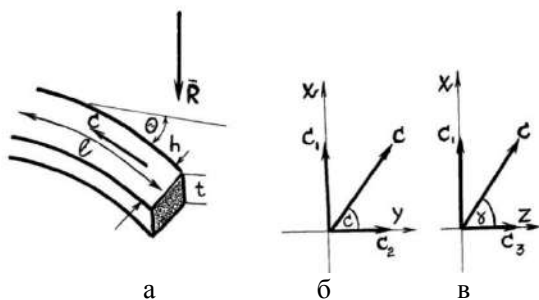


Рис. 42. Основные биомеханические параметры продольной связки позвоночника: а-биомеханическая схема параметров связки и действующих сил; б-векторная схема сил в сагиттальной плоскости (X-Y), в-векторная схема сил во фронтальной плоскости (Y-Z). Где: R-нагрузка, Θ – угол сдвига, ℓ – длина связки, h-ширина связки, t-толщина связки, C-сила упругости растянутой связки, C₁ – вертикальная составляющая по оси X в сагиттальной плоскости, C₂ – горизонтальная составляющая по оси Y в сагиттальной плоскости, C₃ – горизонтальная составляющая по оси Z во фронтальной плоскости, ς – угол связки в сагиттальной плоскости, γ – угол связки во фронтальной плоскости.

Как видно из приведенных схем, нагрузка R создаёт силу упругого растяжения связки C, величина которой полностью зависит от параметров связки (ℓ , h, t) и модуля упругости E. На изменение длины связок (ℓ) и силы упругого растяжения (C) оказывает влияние изменение величины изгиба оси позвоночника (лордоза и кифоза).

В сагиттальной плоскости X-Y сила растяжения связки C может быть представлена в виде двух составляющих: вертикальной, $C_1 = C \sin \varsigma$, направленной перпендикулярно плоскости межпозвонкового диска на усиление контактной силы сцепления фиброзного кольца с замыкательной пластинкой, и горизонтальной составляющей $C_2 = C \cos \varsigma$, направленной вдоль плоскости межпозвонкового диска на увеличение силы трения (их вектора как однонаправленные суммируются). Следовательно, чем меньше угол связки, тем больше горизонтальная составляющая $C \cos \varsigma$, усиливающая силу трения. А чем больше угол связки ς , тем больше вертикальная составляющая $C \sin \varsigma$, увеличивающая длину связки (ℓ).

Во фронтальной плоскости X-Z сила растяжения связки C имеет также две составляющие: вертикальную, равную $C_1 = C \sin \gamma$ (угол γ – угол отклонения оси позвоночника вправо или влево), направленную на блокировку дугоотростчатых суставов, и горизонтальную составляющую, равную $C_3 = C \cos \gamma$, направленную на усиление трения вращения (вектора всех сил трения как однонаправленные также суммируются).

Предел прочности связки (C_{\max}) определяется по формуле:

$C_{\max} = \frac{\pi^2 E J}{4 \ell^2}$, где: E-модуль упругости связки, J-жесткость связки ($J = E I$, $J = \sigma / \Delta \ell$), ℓ – длина связки, I-момент инерции связки, определяемый её поперечными размерами (t и h): $I_x = \frac{t h^3}{12}$, $I_y = \frac{t^3 h}{12}$, $I_x > I_y$.

Параметр жесткости растянутой связки (J) определяется во всех плоскостях декартовых координат X-Y – Z.

1) жесткость растянутой связки по вертикальной оси X: $J = \frac{\sigma}{\Delta \ell}$; $\sigma = \frac{C}{h \cdot t}$; $C = \frac{\sigma}{h \cdot t}$.

2) жесткость растянутой связки при поперечном изгибе в плоскости X-Y: $J = E \cdot I_x$;

3) жесткость растянутой связки при поперечном изгибе в плоскости X-Z: $J = E \cdot I_y$.

Одновременно с растяжением в вертикальном направлении по оси X, в поперечных направлениях в сагиттальной по оси X-Z и во фронтальной плоскостях по оси Y-Z, в связке возникают касательные напряжения кручения (τ) и напряжения среза ($\sigma_{\text{ср}}$) от ротации и торсии.

Касательные напряжения (τ) определяются по формуле $\tau_{\max} = \frac{M_{\text{кр}}}{W_{\text{кр}}}$, где $M_{\text{кр}}$ - момент кручения, $W_{\text{кр}}$ – момент сопротивления кручению.

Момент кручения связки в сагиттальной плоскости X-Y равен: $M_{\text{кр}} = C \cdot \sin c \cdot \ell$. Момент сопротивления кручению связки в сагиттальной плоскости X-Y равен: $W_{\text{кр}xy} = 0,25 \frac{t}{h} \cdot h t^2$.

Момент кручения связки во фронтальной плоскости X-Z равен: $M_{\text{кр}xz} = C \sin \gamma \cdot \ell$. Момент сопротивления кручению связки во фронтальной плоскости X-Z равен: $W_{\text{кр}xz} = 0,25 \frac{t}{h} \cdot t h^2$.

Напряжения среза ($\sigma_{\text{ср}}$) связки определяются по формуле:

$\sigma_{\text{ср}} = \frac{C_{\text{ср}} \sin c}{h \cdot t \cdot \text{tg } \Theta}$. Тогда сила среза ($C_{\text{ср}}$) равна: $C_{\text{ср}} = \frac{\sigma_{\text{ср}}}{h \cdot t \cdot \sin c}$, а момент среза ($M_{\text{ср}}$) равен: $M_{\text{ср}} = C_{\text{ср}} \cdot \ell \cdot \text{tg } \Theta$. Где: $\sigma_{\text{ср}}$ = напряжения среза, $C_{\text{ср}} \sin c$ – сила среза по оси z, h-ширина связки в плоскости z-y, t-толщина связки в плоскости X-Y, $\text{tg } \Theta$ – погонный угол среза в сагиттальной плоскости X-Y, ℓ – длина связки.

На основании анализа приведенных формул можно сделать следующие выводы.

1. Сила предельного растяжения (прочность) продольной связки позвоночника (C_{\max}) больше зависит от длины связки (ℓ), чем от жесткости (J).

На уровне центрального ПДС L_{3-4} силовая характеристика статической лечебной позы «Вытяжка вниз стоя около стенки с опорой на прямые руки» существенно отличается: в точке O_2 сила реакции R_2 образует силу сжатия R_2^1 и силу сдвига S : сила сжатия R_2^1 при увеличении угла α_2 с 60° до 90° уменьшается в 4 раза, а сила сдвига S увеличивается в 4 раза. Сила тракционного усилия T в точке O_2 в позе полуприседа до угла 90° в коленном суставе, становится направленной относительно оси позвоночника под углом α_2 , равным 35° и углом Θ равным 55° и также увеличивается в 4 раза..

Следовательно, при выполнении устраняющей статической лечебной позы «Вытяжка вниз стоя около стенки с опорой на прямые руки», тяговое усилие T_2 на уровне пояснично-крестцового ПДО позвоночника больше, чем на уровне грудного ПДО в 2,8 раза и направлено на уменьшение силы сдвига. Поэтому устраняющая статическая лечебная поза «вытяжка вниз стоя около стенки с опорой на прямые руки» является основной при локализации дегенеративно-дистрофического процесса на уровне нижнего грудного и пояснично-крестцового отделов позвоночника.

Сила трaкции T_1 для устранения кифотической деформации при выполнении устраняющей лечебной позы «Вытяжка вниз стоя около стенки с опорой на прямые руки» при весе тела 70 кг при кифотической деформации составит от 13,4 до 53,6 кг, а сила трaкции T_2 от 38,1 до 152,4 кг. Таким образом, при выполнении продольной лечебной трaкции вниз с опорой на прямые руки наибольшее усилие продольного растяжения локализуется на уровне пояснично-крестцового ПДО.

11.2. Биомеханика основных закрепляющих статических лечебных поз при грудном и поясничном остеохондрозе

Рассмотрим биомеханику основных закрепляющих статических лечебных поз при локализации дегенеративно-дистрофического процесса на уровне грудного и пояснично-крестцового ПДО. Цель закрепляющих статических лечебных поз-удержание оси позвоночника в положении разгрузки ПДС, что позволяет приостановить прогрессирование дегенеративно-дистрофического процесса и купировать болевые неврологические синдромы. Основное условие: все закрепляющие статические лечебные позы выполняются только при физиологической кривизне оси позвоночника.

Закрепляющие статические лечебные позы могут выполняться в трёх положениях: сидя, лёжа и стоя.

Закрепляющие статические лечебные позы сидя.

1. «Упор на прямые руки с прогибом».

Пациент сидит с небольшим наклоном вперёд (угол $\alpha = 5^\circ - 10^\circ - 15^\circ$) с прогибом в пояснице, и активно удерживает растянутую ось позвоночника за счёт упора на ладони прямых рук, угол сгибания в коленном суставе $\beta = 90^\circ$ с опорой на обе стопы.

Приводим на рис 60 биомеханическую схему костных рычагов закрепляющей статической лечебной позы сидя «Упор на прямые руки с прогибом» в сагиттальной плоскости.

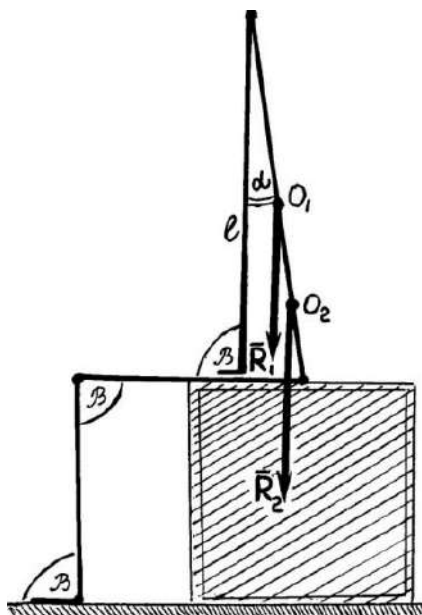


Рис. 60. Биомеханическая схема костных рычагов закрепляющей статической лечебной позы сидя «Упор на прямые руки с прогибом» в сагиттальной плоскости.

Где: R_1 – нагрузка грудного ПДО в точке O_1 ; R_2 – нагрузка пояснично-крестцового ПДО в точке O_2 ; O_1 – центральный ПДС Th6-7; O_2 – центральный ПДС L3-4; ℓ – длина костного рычага рук; α – угол наклона оси позвоночника вперёд, равный $5^\circ - 10^\circ - 15^\circ$; β – межзвенные углы коленного сустава, стопы и кисти руки, равные 90°

Как видно из приведённой на рис 60 биомеханической схемы, в положении закрепляющей статической лечебной позы сидя «Упор на прямые руки с прогибом», костный рычаг руки (ℓ) берёт на себя часть нагрузки веса туловища и удерживает ось позвоночника в положении растяжения и небольшого наклона вперёд под углом $\alpha = 5^\circ - 10^\circ - 15^\circ$.

Приводим в таблице 137 силовую характеристику закрепляющей статической лечебной позы сидя «Упор на прямые руки с прогибом».

Таблица 137

Силовая характеристика закрепляющей статической лечебной позы сидя «Упор на прямые руки с прогибом» при физиологической кривизне оси позвоночника

Угол наклона оси позвоночника (α)	Величина силовой нагрузки (кг)		
	Нагрузка центрального ПДС Th ₆₋₇ (R ₁)	Нагрузка центрального ПДС L ₃₋₄ (R ₂)	Нагрузка костного рычага рук (ℓ)
5°	30,44	43,8	36,0
10°	30,0	43,3	36,71
15°	29,5	42,5	37,12

При обычной позе сидя, при физиологической кривизне оси позвоночника, силовая нагрузка на центральный ПДС Th₆₋₇ составляет 61,12 кг, а на центральный ПДС L₃₋₄ 88,0 кг. В закрепляющей статической лечебной позе сидя «Упор на прямые руки с прогибом» костный рычаг рук (ℓ) берёт на себя часть опорной нагрузки веса туловища и величина сил R₁ и R₂ уменьшается, то есть позвоночник разгружается. Как видно из данной таблицы, костный рычаг рук берёт на себя около 50% всей статической нагрузки оси позвоночника, то есть разгружает центральные ПДС Th₆₋₇ и L₃₋₄ в два раза. Следовательно, закрепляющую статическую лечебную позу сидя «Упор на прямые руки с прогибом» можно считать разгружающей позой отдыха.

2. «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки в позе «ласточки», лопатки вместе».

Пациент сидит с наклоном туловища вперёд на угол $\alpha = 45^\circ$ с прогибом в пояснице и активно статически удерживает это положение прямые руки отводит назад в позу «ласточки», лопатки соединяются между собой (дорзальная, сходящаяся ротация), углы сгибания в коленных суставах $\beta = 90^\circ$ с опорой на обе стопы.

Приводим на рис.61 биомеханическую схему закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки в позе ласточки», лопатки вместе» в сагиттальной плоскости.

Как видно из приведённой биомеханической схемы, для сохранения равновесия сил в закрепляющей статической лечебной позе «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки в позе «ласточки», лопатки вместе» требуется большое мышечное усилие: на уровне центрального ПДС Th₆₋₇ 45,84 кг, а на уровне центрального ПДС L₃₋₄ 66,0 кг.

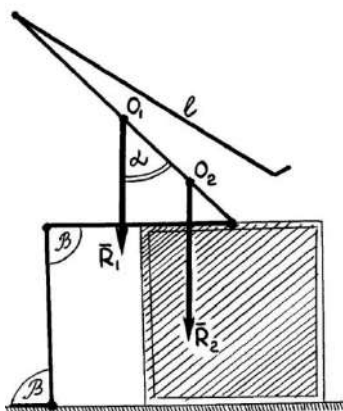


Рис. 61. Биомеханическая схема закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперед, сидя с прогибом, руки в позе ласточки», лопатки вместе» в сагиттальной плоскости. Где: R_1 – нагрузка грудного ПДО в точке O_1 ; R_2 – нагрузка пояснично-крестцового ПДО в точке O_2 ; O_1 – центральный ПДС Th₆₋₇; O_2 – центральный ПДС L₃₋₄; l – длина костного рычага рук; α – угол наклона оси позвоночника вперед, равный 45° ; β – межзвенные углы коленного сустава, стопы и кисти руки, равные 90°

Силы нагрузки R_1 и R_2 на уровне центральных ПДС Th₆₋₇ и L₃₋₄ при физиологической кривизне оси позвоночника и при угле $\alpha = 45^\circ$ также будут значительными по величине: $R_1 = 42,78$ кг, $R_2 = 61,6$ кг. Напряжённое состояние на уровне центральных ПДС Th₆₋₇ и L₃₋₄ при физиологической кривизне оси позвоночника и при угле $\alpha = 45^\circ$ будет следующее; на уровне Th₆₋₇ $3,56$ кг/см², на уровне L₃₋₄ $3,42$ кг/см².

Следовательно, закрепляющая статическая лечебная поза «Наклон вперед, сидя с прогибом, руки в позе «ласточки», лопатки вместе» позволяет создать хороший мышечный корсет, удерживающий правильную ось позвоночного столба.

3. «Наклон вперед, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой».

Пациент сидит с небольшим наклоном вперед на угол $\alpha = 15^\circ$ с прогибом в пояснице, и удерживает над головой прямые руки с грузом P , равным 2,4,6 и 8 кг, и активно статически удерживает это положение рук и туловища, углы сгибания в коленных суставах $\beta = 90^\circ$ с опорой на обе стопы.

Приводим на рис.62 биомеханическую схему закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперед, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» в сагиттальной плоскости.

Рис.62. Биомеханическая схема закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» в сагиттальной плоскости. Где: Р-нагрузка рук; R_1 – нагрузка грудного ПДО в точке O_1 ; R_2 – нагрузка пояснично-крестцового ПДО в точке O_2 ; F_1 – сила тяги мышц на уровне грудного ПДО; F_2 – сила тяги мышц на уровне пояснично-крестцового ПДО; O_1 – центральный ПДС Th₆₋₇; O_2 – центральный ПДС L₃₋₄; h-плечо груза Р; h_1 – плечо силы R_1 ; h_2 – плечо силы R_2 ; ℓ – длина костного рычага рук; α – угол наклона оси прямые руки-позвоночник вперёд, равный 15°; β – межзвенные углы коленного сустава, стопы и кисти руки, равные 90°.

Как видно из приведённой биомеханической схемы, для сохранения равновесия сил в закрепляющей статической лечебной позе «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой», необходимо большое мышечное усилие: на уровне центрального ПДС Th₆₋₇ сила тяги мышц составит $F_1 = 45,84$ кг, а на уровне центрального ПДС L₃₋₄ сила тяги мышц составит $F_2 = 66,0$ кг.

Плечо силы нагрузки Р составит около 25 см, плечо силы нагрузки грудного ПДО в точке O_1 составит около 35 см, а плечо силы нагрузки пояснично-крестцового ПДО в точке O_2 составит около 45 см.

Приводим в таблице 138 силовую характеристику закрепляющей статической лечебной позы сидя «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» при физиологической кривизне оси позвоночника и при дополнительной нагрузке Р равной 2,4,6 и 8 кг.

Таблица 138

Силовая характеристика закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» при физиологической кривизне оси позвоночника (угол $\alpha = 15^\circ$) и при дополнительной нагрузке Р, равной 2,4,6 и 8 кг

Момент дополнительной нагрузки костного рычага рук ($M = P \cos \alpha \cdot h$)	Величина силовой нагрузки (кг)		
	Момент нагрузки центрального ПДС Th ₆₋₇ ($M = R_1 \cos \alpha \cdot h_1$)	Момент нагрузки центрального ПДС L ₃₋₄ ($M = R_2 \cos \alpha \cdot h_2$)	Суммарный момент нагрузки оси позвоночника
48,3 кг см	2066,2 кг см	3824,9 кг см	2114,5 / 3873,2 кг см
96,59 кг см			2162,8 / 3921,5 кг см
144,9 кг см			2211,1 / 3969,8 кг см
193,2 кг см			2259,4 / 4018,1 кг см

Как видно из приведённой таблицы, при выполнении закрепляющей статической лечебной позы сидя «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» при физиологической кривизне оси позвоночника момент костного рычага рук от дополнительной нагрузки $P = 8$ кг, увеличился в 4 раза (с 48,3 до 193,2 кг см). Суммарный момент нагрузки оси позвоночника при выполнении закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой» при физиологической кривизне оси позвоночника увеличился незначительно: на уровне центрального ПДС Th_{6-7} в 1,09 раза, а на уровне центрального ПДС L_{3-4} в 1,05 раза. В то же время, в закрепляющей статической лечебной позе сидя «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом над головой», при физиологической кривизне оси позвоночника суммарный момент нагрузки на уровне центрального ПДС L_{3-4} в 1,8 раза больше, чем на уровне центрального ПДС Th_{6-7} . Следовательно, лечебная закрепляющая статическая поза с грузом над головой, создаёт достаточную закрепляющую нагрузку на уровне грудного и пояснично-крестцового ПДО.

4. «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом перед собой» .

Пациент сидя наклоняется вперёд на угол $\alpha = 15^\circ$ с прогибом в пояснице, поднимает прямые руки с грузом P , равным 2,4 кг, 6 кг и 8 кг перед собой, и активно статически удерживает это положение рук и туловища, углы сгибания в коленных суставах $\beta = 90^\circ$ с опорой на обе стопы.

Приводим на рис.63 биомеханическую схему закрепляющей статической лечебной позы «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом перед собой» в сагиттальной плоскости.

Как видно из приведённой биомеханической схемы, для сохранения равновесия сил в закрепляющей статической лечебной позе «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом перед собой», необходимое мышечное усилие: на уровне центрального ПДС Th_{6-7} составит $F_1 = 91,68$ кг, а на уровне центрального ПДС L_{3-4} $F_2 = 122,0$ кг.

Величина плеча h силы нагрузки P относительно плечевого сустава составит около 55 см, величина плеча h_1 относительно точки O_1 составит около 75 см, а величина плеча h_2 относительно точки O_2 составит около 95 см.

Приводим в таблице 139 силовую характеристику закрепляющей статической лечебной позы сидя «Наклон вперёд, сидя с прогибом, руки прямые с грузом перед собой» при физиологической кривизне оси позвоночника при дополнительной нагрузке P равной 2,4,6 и 8 кг.