

## ИССЛЕДОВАНИЯ НАГРУЖЕНИЯ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ КОРСЕТОТЕРАПИИ

М.Ю. Карпинский, И.А. Суббота, А.А.Мезенцев, Д.О.Чекрыжев

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины

*В статье приведены результаты исследований на математической модели методом конечных элементов реакции костных структур опорно-двигательного аппарата со сколиотической деформацией на воздействие, оказываемое корсетом. Воздействие корсета задавалось как перемещение позвоночника на определенную величину до полного выпрямления. В результате расчетов получены эпюры сил и моментов, действующих как на позвоночник, так и на нижележащие сегменты опорно-двигательного аппарата (таз и нижние конечности).*

Корсетотерапия является одним из основных средств профилактики развития сколиотической деформации и лечения сколиоза. За более чем 100-летнюю историю развития этого метода лечения разработано большое количество конструкций корсетов, однако проблемы их положительного и отрицательного влияния на организм продолжают дискутироваться. В нашем исследовании мы попытались выяснить как реагируют костные структуры опорно-двигательного аппарата на воздействие корсета.

Для исследования нагружения позвоночника нами была разработана математическая модель, имитирующая нижние конечности, таз и позвоночник со сколиотической деформацией (рис. 1). Все элементы модели имели между собой жесткое соединение, а вся модель – жестко закреплена на основе.

Все элементы модели выполнялись в виде круглого сечения. Геометрические размеры элементов модели приведены в табл. 1.

При выполнении расчетов элементам нижних конечностей и тазу задавали механические свойства кости, так как основное нагружение несут костные ткани. Элементу, который имитирует позвоночник, задавали механические свойства хряща, так как деформирующие нагружения воспринимаются в первую очередь хрящевыми тканями в силу того, что их модуль упругости в 1000 раз меньше, чем у кости. Механические характеристики элементов модели приведены в табл. 2.

Для имитации влияния корсета на элементы позвоночника задавали перемещения, которые необходимы для приведения позвоночника в вертикальное прямолинейное положение (рис. 2).

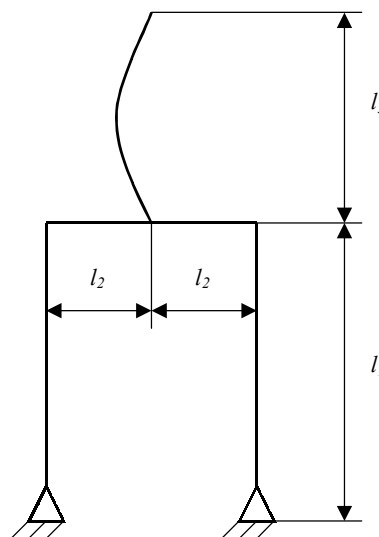


Рисунок 1. Математическая модель

Таблица 1  
Геометрические размеры элементов модели

Элемент	Диаметр, мм	Длина, мм
Нижняя конечность	25	950
Таз	40	300
Позвоночник	40	500

Таблица 2  
Механические характеристики элементов модели [2]

Элемент	Модуль упругости, Па	Коэффициент Пуассона
Нижняя конечность	$13800 \cdot 10^6$	0,3
Таз		
Позвоночник	$6,9 \cdot 10^6$	0,47

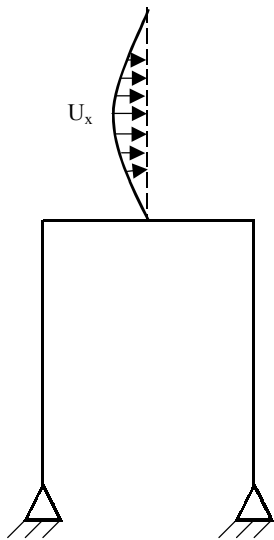


Рисунок 2. Схема нагружения модели

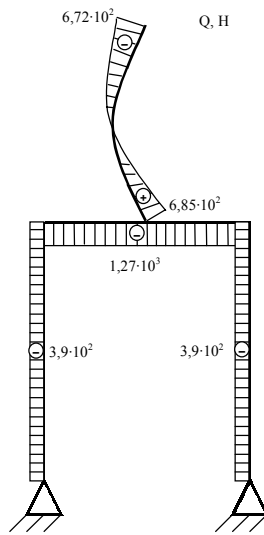


Рисунок 3. Эпюры сил, которые возникают под действием

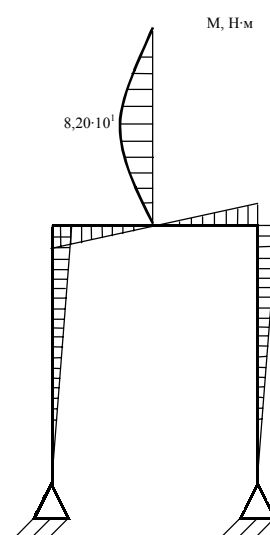


Рисунок 4. Эпюры моментов сил, которые возникают под действием нагружения.

Такой выбор условий нагружения, на наш взгляд, полностью отвечает действию корсета на сколиотически деформированный позвоночник.

Расчеты выполнялись при помощи программного комплекса COSMOS-M для расчетов упруго-деформированного состояния.

В результате выполнения исследования, нами получены эпюры сил (рис. 3) и их моментов (рис.4), которые возникают на элементах скелета в ответ на внешнее нагружение.

Как приведено на рис. 3, поперечные силы, которые возникают в тазовой кости и конечностях, носят равномерно распределенный характер и по абсолютным показаниям составляют 1270 Н в тазовом элементе модели и 390 Н на каждой нижней конечности. У то же время, в позвоночнике возникают знакопеременные силы, которые положительны в нижней части позвоночника (то есть направлены в сторону действия внешних сил) и отрицательны в верхней части. На вершине искривления внутренние поперечные силы равны нулю. По абсолютным показаниям поперечные силы, возникающие в элементах позвоночника, достигают максимальной величины (около 700 Н) в верхней и нижней точках приложения внешних сил.

Что касается распределения моментов сил (рис. 4), то здесь мы имеем совсем другую картину. Когда в позвоночном элементе модели мы имеем равномерное распределение моментов со сменой абсолютных величин в зависимости от величины отклонения от вертикальной оси и пиковым значением (82,0 Н·м) на вершине деформации, то в тазовом элементе моменты сил но-

сят знакопеременный характер, то есть положительные со стороны вогнутости деформации и негативный со стороны выпуклости. На конечностях моменты сил равномерно возрастают от 0 на точка опоры до максимального значения в точках соединения с тазовым элементом модели.

Полученные результаты позволяют рассчитать максимальные величины напряжений в элементах позвоночника при использовании корсетотерапии. Величина тангенциальных напряжений определяется формулой [1]:

$$\tau_{\max} = \frac{4 Q_{\max}}{3 \pi R^2}, \quad (1)$$

где  $Q_{\max}$  – максимальная величина поперечной силы;  $R$  – диаметр элемента.

Подставив значения  $Q_{\max}$  и  $R$ , получим максимальное значение тангенциальных напряжений в позвоночном элементе модели:

$$\tau_{\max} = \frac{4 \cdot 6,85 \cdot 10^2}{3 \cdot 3,14 \cdot 0,04^2} = 0,39 \text{ Па} . \quad (2)$$

Величину нормальных напряжений определим по формуле [1]:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W_x} \approx \frac{M_{\max}}{0,1d^3}, \quad (3)$$

где  $M_{\max}$  – максимальное значение момента силы;  $d$  – диаметр элемента.

Подставив значение  $M_{\max}$  и  $d$  в формулу (3), получим максимальное значение нормальных напряжений в позвоночном элементе модели:

$$\sigma_{\max} = \frac{82}{0,1 \cdot 0,04^3} = 1,28 \cdot 10^7 \text{ Па} . \quad (4)$$

Зная значения нормальных и тангенциальных напряжений можно рассчитать значение эквивалентного напряжения в позвоночном элементе модели по формуле [1]:

$$\sigma_{\text{экв}} = \sqrt{\sigma_{\max}^2 + 3\tau_{\max}^2} . \quad (5)$$

Подставив значения нормальных и тангенциальных напряжений из формулы (2) и (4), получим:

$$\sigma_{\text{экв}} = \sqrt{(1,28 \cdot 10^7)^2 + 3 \cdot 0,39^2} \approx 1,28 \cdot 10^7 \text{ Па} \quad (6)$$

На основе проведенного математического моделирования можно сделать следующие **выводы:**

### Литература

1. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Соппротивление материалов. – М.: Высшая школа, 2000. – 560 с.

1. При использовании корсетотерапии на вершине деформации, внутренние напряжения практически отсутствуют.

2. Напряжения возникают в сегментах позвоночника, которые расположены выше и ниже вершин деформации, причем наибольшие возникают в наиболее удаленных сегментах.

3. Напряжения, возникающие под влиянием корсета действуют в основном, в нормальном направлении, то есть в плоскости нагружения ( $s_{\max} = 1,27 \cdot 10^7 \text{ Па}$ ), тангенциальные напряжения очень малы и могут не приниматься во внимание.

4. Разработанная модель в дальнейшем может быть использована для изучения механических напряжений в сегментах позвоночника при различных видах сколиотических деформаций и разных типах корсетов.

2. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с.

### Контактная информация:

Карпинский Михаил Юрьевич, E-mail: [medicine@online.kharkov.ua](mailto:medicine@online.kharkov.ua)