

УДК 687.256.5

**СИЛОВОЙ АНАЛИЗ ПОЗВОНОЧНОГО СТОЛБА ЧЕЛОВЕКА
ДЛЯ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КОРСЕТНЫХ ИЗДЕЛИЙ
ОРТОПЕДИЧЕСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

Н.Л. КОРНИЛОВА, С.И. КОЛОТИЛОВ, В.Г. АНФИМОВ, Ю.С. ЖАРОВА

(Ивановская государственная текстильная академия)

Позвоночник является опорой, поддерживающей вертикальную позу человека и передающей усилия от веса головы, верхних конечностей и торса к тазу и нижним конечностям. Поэтому позвоночный столб в вертикальной позе находится постоянно в напряжении. Изгибы позвоночника имеют важное значение для поддержания устойчивого равновесия и смягчения толчков и ударов при движениях. Изгибы позвоночника удерживаются активной силой мышц и связок, величина которых, в свою очередь, зависит от формы кривой позвоночного столба [1].

В ортопедической практике при разработке стратегии лечения различных форм сколиоза и других деформаций позвоночного столба необходимым результатом является изменение его геометрии [2]. При этом необходимо прогнозировать возможное изменение нагрузки на различных участках позвоночника и учитывать это при проектировании корсетов.

Данная работа посвящена силовому анализу методами статики твердого тела позвоночного столба человека, находящегося в покое: в вертикальном положении на неподвижной горизонтальной плоскости, руки опущены. Как и в [2], позвоночник рассматривается как биомеханическая стержневая система, сочлененная посредством сферических шарниров. За стержень принято тело позвонка, за шарнир – пульпозное ядро межпозвоночного диска. Геометрическая форма позвоночного столба

может быть получена методом компьютерной кифосколиозографии с использованием программно-аппаратного комплекса Стабилан-3Б, разработанного специалистами Ивановской городской больницы восстановительного лечения №5. Комплекс состоит из системы цифровой фотограмметрии и стабилметрической платформы. Результатом работы комплекса является определение трехмерных координат остистых отростков каждого позвонка (с7, th4, th12, l5), нижних углов лопаток (L1, L2), верхних остей таза (T1, T2) и проекции общего центра масс (xc и yc). Результаты могут быть графически представлены в виде фронтальной и профильной проекций пространственной кривой позвоночника (рис. 1-а), а также в виде трехмерной компьютерной модели (рис. 1-б).

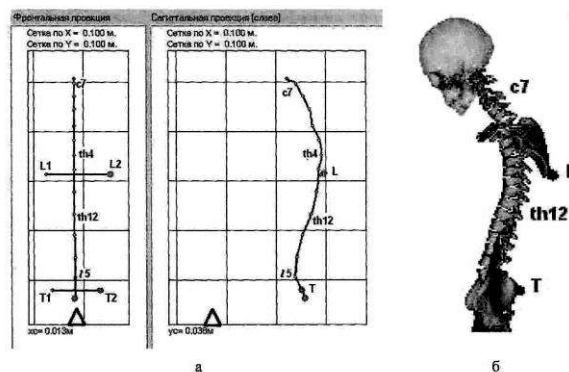


Рис. 1

Для проведения силового анализа рассмотрим элементарный сегмент позвоноч-

ного столба человека, полученный в результате сечения его плоскостями, перпендикулярными продольной оси и проходящими через k -й и $(k+1)$ -й позвонки. Представим пару позвонков $k, k+1$ в виде перерезанных стержней, сочлененных k -м сферическим шарниром с центром в точке O_k (рис. 2).

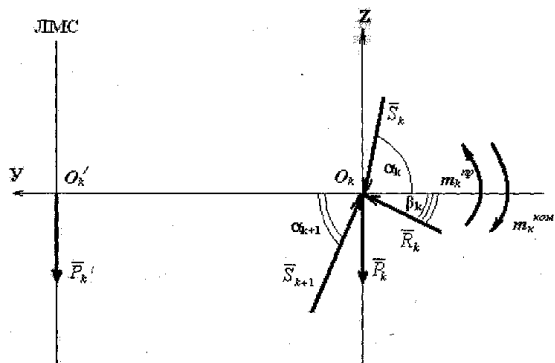


Рис. 2

Положение точки O_k можно определить по координатам соответствующего остистого отростка с учетом диаметра данного межпозвоночного диска. Углы наклона каждого позвонка в точке сочленения можно определить по формулам:

$$\operatorname{tg} \alpha_k = \frac{Z_{k-1} - Z_k}{Y_{k-1} - Y_k}, \quad \operatorname{tg} \alpha_{k+1} = \frac{Z_k - Z_{k+1}}{Y_{k+1} - Y_k}, \quad (1)$$

где $Y_k, Z_k, Y_{k-1}, Z_{k-1}, Y_{k+1}, Z_{k+1}$ – координаты Y и Z остистых отростков k -го, $(k-1)$ -го и $(k+1)$ -го позвонков.

Через точку O_k' , лежащую на линии материальной симметрии человека на уровне соответствующего межпозвоночного диска, проходит линия действия равнодействующей элементарных массовых сил тяжести выделенного k -го сегмента \bar{P}_k' . Положение точки O_k' определяется по координатам точки O_k и проекции общего центра масс (x_c и y_c).

Применим к силе \bar{P}_k' известную теорему теоретической механики о параллельном переносе силы [3]. Действие силы на тело не изменится, если ее перенести параллельно самой себе в любую другую точку этого тела, приложив при этом пару

сил с моментом, равным моменту переносимой силы относительно той точки, в которую переносится сила.

Для нашей задачи

$$\bar{P}_k' \equiv [P_k'; m_{O_k}(\bar{P}_k') = m_k^{np}], \quad (2)$$

где \bar{P}_k' – приведенная сила; m_k^{np} – момент присоединенной пары, которую создают мышцы и связки. Эта пара расположена в сагиттальной плоскости, действует по часовой стрелке. Величина m_k^{np} определяется из выражения

$$m_k^{np} = P_k' / O_k O_k' = P_k' h_k = P_k h_k, \quad (3)$$

где h_k – плечо силы \bar{P}_k' , то есть кратчайшее расстояние от точки O_k до линии материальной симметрии $O_k O_k'$.

В [4] введен момент $m_k^{ком}$ – компенсационный момент мышц и связок, который создается для обеспечения равновесия рассматриваемого сочленения. Из [4] следует, что

$$m_k^{ком} = m_k^{np} = P_k h_k, \quad (4)$$

$m_k^{ком}$ действует в сагиттальной плоскости против движения стрелки часов.

Таким образом, на данную пару позвонков при условии ее равновесия действуют следующие силы и моменты сил (рис. 2): \bar{S}_k – усилие, действующее в k -м позвонке; \bar{S}_{k+1} – сила реакции в $(k+1)$ -м позвонке; \bar{P}_k – вес k -го сегмента тела человека, полученного в результате сечения его плоскостями, перпендикулярными продольной оси и проходящими через k -й и $(k+1)$ -й шарниры; \bar{R}_k – равнодействующая усилий мышц и связок, отвечающих за поддержание вертикальной позы, действующая на сочлененные тела позвонков; m_k^{np} – момент присоединенной пары; $m_k^{ком}$ – компенсационный момент.

Пространственная система сил приведена к плоской системе в сагиттальной

плоскости. Для ее равновесия необходимо и достаточно, чтобы главный вектор системы и ее главный момент относительно, например, точки O_k равнялись нулю.

В рассматриваемом случае эти уравне-

$$\begin{cases} \sum F_{ky} = S_k \cos \alpha_k - S_{k+1} \cos \alpha_{k+1} + R_k \cos \beta_k = 0, \\ \sum F_{kz} = -P_k - S_k \sin \alpha_k + S_{k+1} \sin \alpha_{k+1} + R_k \sin \beta_k = 0, \\ \sum m_{Ok} = -m_k^{np} + m_k^{ком} = 0. \end{cases} \quad (6)$$

\bar{P}_k для позвонков, начиная с 4-го грудного (th4) до копчиковых, определяется как

$$P_k = V_k \rho_k. \quad (7)$$

где V_k – объем k -го сегмента тела человека (на любом участке может быть рассчитан как объем эллиптического цилиндра с осями, равными переднезаднему и поперечному диаметрам торса на уровне середины тела k -го позвонка); ρ_k – удельный вес сегмента (согласно [4] для всех участков торса примерно равен $1,0 \text{ г/см}^3$).

Для расчета равновесия первого подлежащего анализу позвонка (в нашем случае с7 – седьмого шейного) P_{c7} соответствует весу головы (0,075 общей массы тела человека). Для первых трех грудных позвонков (th1 - th4) \bar{P}_k определяется с учетом веса верхних конечностей (0,05 общей массы тела человека).

\bar{S}_k должно быть рассчитано при рассмотрении равновесия предыдущей ($k-1, k$) пары позвонков.

Таким образом, усилия организма, направленные на поддержание вертикального положения позвоночного столба, определяются суммой векторов \bar{S}_{k+1} и \bar{P}_k . Вклад каждого вектора зависит от степени развития мышц, отвечающих за положение данного сочленения в пространстве. Из [1] известно, что мышечные усилия направлены на уменьшение величин изгибов позвоночника. Для анализа позвоночного столба пациентов со сколиозом (в данном случае

Составим аналитические уравнения:

$$\sum F_{ky} = 0, \sum F_{kz} = 0, \sum m_{Ok}(\bar{F}_k) = 0. \quad (5)$$

ния будут иметь вид:

приведенном на рис. 1 – с гиперкифозом) логично предположить, что вклад мышечных усилий в поддержание данной формы кривой является минимальным. При таком условии направление вектора \bar{P}_k располагается по линии, делящей угол между позвонками пополам, то есть в нашем случае

$$\beta_k = \frac{180 - \alpha_k - \alpha_{k+1}}{2}. \quad (8)$$

Решая совместно 1 и 2-е уравнения из (6), получаем выражение для расчета модулей сил:

$$R_k = \frac{S_{k+1} \cos \alpha_{k+1} - S_k \cos \alpha_k}{\cos \beta}, \quad (9)$$

$$S_{k+1} = \frac{P_k + S_k \sin \alpha_k - R_k \sin \beta_k}{\sin \alpha_{k+1}}. \quad (10)$$

Таким образом, в условиях увеличения кривизны позвоночника при минимальной мышечной нагрузке основная роль в компенсации сил тяжести ложится на нижележащие позвонки, которые находятся под значительным сжатием, что может привести к возникновению различного рода заболеваний. Изменение формы позвоночного столба сопровождается изменением мышечных усилий, то есть получение требуемой формы позвоночного столба может осуществляться только путем развития соответствующих мышц, функция же ортопедического корсета состоит в том, что он должен заменять дополнительные мышечные усилия на период адаптации организ-

ма. При этом он должен выдерживать нагрузки, которые могут быть определены на различных участках как разность величин моментов мышц и связок M и модулей равнодействующих мышечных усилий \bar{R}_k при существующей и предполагаемой формах позвоночного столба.

ВЫВОДЫ

1. Проведен силовой анализ методами статики твердого тела позвоночного столба человека, находящегося в покое: в вертикальном положении на неподвижной горизонтальной плоскости, руки опущены. Показаны направления действия сил, приведены формулы для их расчета.

2. Обосновано изменение усилий организма на поддержание вертикального положения позвоночника при изменении формы позвоночного столба. Получены уравнения для расчета сил, действующих на сочленения всех позвонков при любой геометрии позвоночного столба.

3. Определена роль ортопедического корсета в процессе лечения искривлений позвоночника. Представленные данные могут быть использованы для расчета нагрузок, возникающих в различных участках корсета в результате коррекции формы позвоночника.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Зацюрский В.М., Арунин А.С.* Биомеханика двигательного аппарата. – М.: Физкультура и спорт, 1981.

2. *Корнилова Н.Л. и др.* // Изв. вузов. Технология текстильной промышленности. – 2000, №5. С.82...86.

3. *Сахарный Н.Ф.* Курс теоретической механики. – М.: Высшая школа, 1964.

4. *Тихонов В.Н.* Геометрия масс тела спортсмена и оптимизация его технической подготовки в видах спорта с заданной кинематикой: Дис.... докт. пед. наук. – Майкоп, 2002.

Рекомендована кафедрой технологии швейных изделий. Поступила 14.05.09.