

УДК 687.256.5

**РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КОНСТРУКЦИЙ
ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОРСЕТОВ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ ОСАНКИ***Н.Л. КОРНИЛОВА, С.И. КОЛОТИЛОВ, Б.П. КУЛИКОВ, В.Е. УДАЛЬЦОВ***(Ивановская государственная текстильная академия,
Ивановская государственная медицинская академия)**

Ортопедические корсеты для коррекции нарушений осанки представляют собой средства наружной фиксации торса, придающие правильное положение позвоночному столбу и предотвращающие его деформацию при воздействии статических и динамических нагрузок. Корсет – это сложное изделие, конструкция которого должна, с одной стороны, оказывать лечебное воздействие, характер которого определяется видом заболевания, с другой – соответствовать форме поверхности торса конкретного потребителя и обеспечивать ему возможность существования в привычной среде [1].

В соответствии с основными принципами проектирования лечебное воздействие корсета осуществляется за счет использования конструктивных элементов, обеспечивающих разгрузку, коррекцию и фиксацию позвоночника, приближающих тем самым его к условной норме – той форме осевой позвоночного столба, которая характерна для недеформированного позвоночника. Однако размеры и форма каждого отдела позвоночника у каждого пациента индивидуальны, следовательно, и норма должна определяться строго индивидуально.

В настоящее время отсутствуют способы получения наглядного представления о нормальной кривой позвоночного столба для каждого конкретного пациента, поэтому проектирование корсетов проводится в соответствии с общими положениями, а направления и возможности коррекции определяются приблизительно (исходя из опыта протезиста).

Лечебное воздействие имеющихся в арсенале протезно-ортопедических предприятий корсетов достигается путем их индивидуального проектирования и изготовления с использованием гипсовых слепков торса пациентов. С поверхности торса пациента снимают негатив при положении пациента в вытяжной раме, способствующем распрямлению позвоночника, а затем изготавливают гипсовый позитив – слепок пораженного сегмента опорно-двигательного аппарата. На слепке дополнительно снимается часть видимого реберного горба – боковой выпуклости торса на участке максимального искривления [2]. Изготавливаются корсеты вакуумным или высокотемпературным способами формирования термопластичных материалов (полиэтилен, поливик и др.) непосредственно на гипсовом слепке.

В настоящее время разработаны и внедрены новые композиционные материалы, обладающие высокой формовочной способностью и позволяющие формовать изделия непосредственно на поверхности торса пациента [3]. Это дает возможность снижать материалоемкость изделий и избегать иррациональных технологических операций, сопровождающихся искажением формы внутренней поверхности корсета (изготовление негатива торса, затем слепка торса пациента).

Применение новых технологий поставило задачу разработки новых принципов проектирования конструкций корсетов, учитывающих не только индивидуальные антропометрические особенности потребителей, но и оказание лечебного воздействия – коррекцию его осанки.

Новые композиционные материалы вследствие их растяжимости и способности к изгибу и перекосу имеют формовочные характеристики, близкие к трикотажным полотнам. Поэтому совершенствование процессов проектирования ортопедических корсетов осуществлялось на основе новых передовых научных и методических разработок в области конструирования изделий сложной формы из трикотажа [4].

Для учета индивидуальных антропометрических характеристик потребителей при построении базовых конструкций корсетов нами применялась методика [5]. Базисная сетка, используемая при построении разверток корсетов, представлена на рис.1. Порядок расчета и построения горизонтальных линий сетки типовой [6, 7]. Для учета конструктивных особенностей ортопедических корсетов введены дополнительные горизонтальные линии – уровень обхвата груди четвертого 35''-37'' и 35'-37' – уровень корня грудной железы. Положение уровня ОГГУ относительно линии талии определяется величиной размерного признака Дтг, а уровня корня грудной железы относительно уровня ОГГУ – величиной размерного признака двг – вертикальный диаметр грудной железы [8].

С целью обеспечения возможности коррекции осанки пациента при помощи корсета разработаны функциональная модель коррекции осанки и графоаналитический метод определения исходных данных по проектированию конструкции корсета, для чего проанализированы особенности биомеханической картины и рентгенограмм позвоночного столба пациентов с различными формами сколиоза.

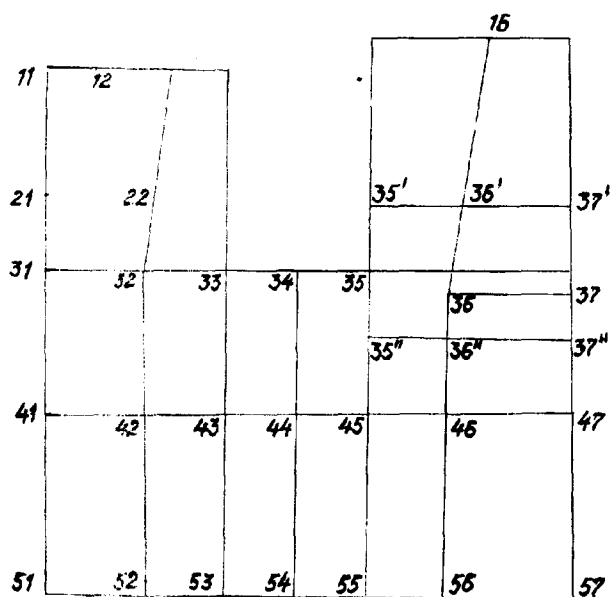


Рис. 1

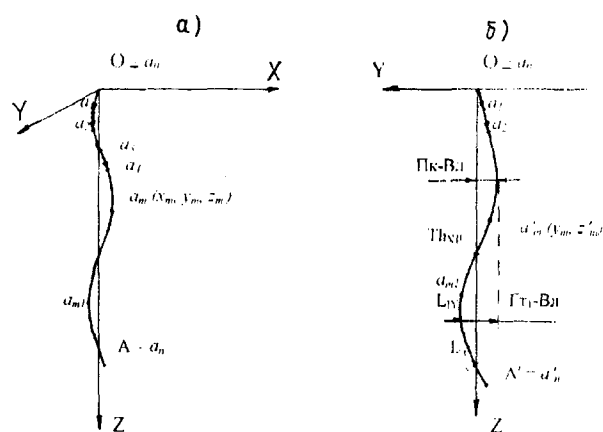


Рис. 2

В соответствии с положениями биомеханики позвоночник рассматривается как стержневая механическая система, соединенная посредством подпружиненных шаровых шарниров, а осевая позвоночного столба представляется в виде простран-

ственного векторного многоугольника (рис.2, где а– деформированный позвоночный столб; б– нормальный):

$$\overrightarrow{a_0 a_1} + \overrightarrow{a_1 a_2} + \dots + \overrightarrow{a_{n-1} a_n} = \vec{l}_1 + \vec{l}_2 + \dots + \vec{l}_n = \sum_{k=1}^n \vec{l}_k, \quad (1)$$

Здесь точки a_1, a_2, \dots, a_{n-1} – центры сферических шарниров, то есть точки пересечения осевых соответствующих позвонков; n – общее число позвонков (рис.2-а).

Звенья векторного многоугольника, соответствующие четвертому грудному Th_{IV} и четвертому поясничному L_{IV} позвонкам, определяют положение основных горизонтальных линий чертежа конструкции корсета – уровня заднего угла подмышечной

впадины и линии талии. Расположение топографических зон коррекции [9] в базисной сетке определяется координатами точек a_m и a_{m1} , соответствующих вершинам выпуклостей дуг бокового искривления.

Длина пространственной ломаной линии исходного позвоночного столба:

$$OA_{\partial n} = \sum_{k=1}^n |\vec{l}_k| = \sum_{k=1}^n \left\{ \sqrt{(x_k - x_{k-1})^2 + (y_k - y_{k-1})^2 + (z_k - z_{k-1})^2} \right\}. \quad (2)$$

где $|\vec{l}_k|$ – длины звеньев векторного многоугольника; x_k, y_k, z_k – координаты точек окончания вектора; $x_{k-1}, y_{k-1}, z_{k-1}$ – координаты точек начала вектора.

Высота исходного (деформированного) позвоночника $H_{\partial n}$ равна координате z_k точки окончания последнего позвонка:

$$H_{\partial n} = z_n. \quad (3)$$

В результате анализа параметров, характеризующих нормальную осанку, в антропологии, медицине и швейном производстве установлены характеристики нормальной формы осевой линии позвоночника (рис.2-б):

– плоская кривая, лежащая в плоскости YOZ ;

– величины изгибов кривой равны типовым значениям размерных признаков T_{74}

(положение корпуса $П_k$) и T_{78} (глубина талии первая Γ_{T1}), за вычетом выступа лопаток $B_{л}$, или отличаются от них на величину, меньшую интервала безразличия по осанке, принятого в швейном производстве;

– тела 7-го шейного C_{VII} , 12-го грудного Th_{XII} и пятого поясничного L_V позвонков располагаются на вертикальной оси OY .

В целях определения изменения формы осевой позвоночника в процессе коррекции осанки построим векторный многоугольник (1) в плоскости YOZ с сохранением длин позвонков $|\vec{l}_k|$ и координат y_k и y_{k-1} точек начала и конца каждого позвонка (рис.2-б).

Координаты z'_k вычислим в процессе построения:

$$\begin{aligned}
 z'_1 &= \sqrt{\ell_1^2 - y_1^2}, \\
 z'_2 &= \sqrt{\ell_2^2 - (y_2 - y_1)^2} + z_1, \\
 &\vdots \\
 z'_n &= \sqrt{\ell_n^2 - (y_n - y_{n-1})^2} + z_{n-1}.
 \end{aligned}
 \quad (4)$$

В результате построений получим новый векторный многоугольник:

$$\begin{aligned}
 \overline{a_0 a'_1} + \overline{a'_1 a'_2} + \dots + \overline{a'_{n-1} a'_n} = \\
 = \bar{\ell}'_1 + \bar{\ell}'_2 + \dots + \bar{\ell}'_n = \sum_{k=1}^n \bar{\ell}'_k
 \end{aligned}
 \quad (5)$$

с высотой

$$H_{\text{нн}} = z'_n,$$

где $H_{\text{нн}}$ – высота недеформированного (нормального) позвоночного столба для данного пациента.

Если полученная кривая осевой скорректированного позвоночника не соответствует понятию нормы, то в этом случае сначала строим в некотором масштабе плоскую осевую нормального позвоночника для данного пациента (рис.2-б) и затем, имея согласно (2) для этого пациента модули всех $\bar{\ell}'_k$, строим плоский векторный многоугольник с началами и окончаниями всех $\bar{\ell}''_k$ на этой кривой.

В результате будем иметь точки a''_k с Декартовыми координатами y''_k, z''_k и векторный многоугольник:

$$\begin{aligned}
 \overline{a_0 a''_1} + \overline{a''_1 a''_2} + \dots + \overline{a''_{n-1} a''_n} = \\
 = \bar{\ell}''_1 + \bar{\ell}''_2 + \dots + \bar{\ell}''_n = \sum_{k=1}^n \bar{\ell}''_k.
 \end{aligned}
 \quad (6)$$

Высота скорректированного позвоночника

$$H_{\text{нн}} = z''_n, \text{ при этом } z''_n > z'_n.$$

Поэтому конструкция корсета в данном случае, кроме корригирующего воздействия в точках a_m и a_{mi} во фронтальной плоскости, должна обеспечивать одновременное воздействие на позвоночник в срединно-сагиттальной плоскости, то есть реклинирующее или разгибающее воздействие.

Разность длин векторных многоугольников исходного и нормального позвоночных столбов $\Delta H_p = H_{\text{нн}} - H_{\text{дн}}$ определяет необходимую величину вытяжения позвоночника у данного пациента перед формированием корсета (параметры лечебного воздействия). При этом часть общего вытяжения, равная $\Delta h_1 = z''_n - z'_n$, достигается за счет рекликации верхнегрудного отдела позвоночника, а оставшаяся часть $\Delta h_2 = z'_n - z_n$ за счет коррекции бокового искривления среднегрудного, нижнегрудного и поясничного отделов.

Величины приращения координат z_k позвонков, лежащих на основных антропометрических уровнях и вершинах искривлений, характеризуют вертикальное смещение горизонтальных линий базисной сетки чертежа конструкции корсета и должны обязательно учитываться при его проектировании.

Для этого производят уточнение расстояния от заднего угла подмышечной впадины до линий талии и бедер (уровня выступающих точек ягодич) с учетом их увеличения в результате коррекции осанки и вытяжения позвоночного столба. При этом расстояние от заднего угла подмышечной впадины до линии талии изменится (талиа опустится вниз) на величину $\Delta 1$:

$$\Delta 1 = (Z'_{\text{лт}} - Z'_{\text{зу}}) - (Z_{\text{лт}} - Z_{\text{зу}}).$$

Расстояние от заднего угла до линии бедер увеличится (нижний срез опустится вниз) на величину $\Delta 2$:

$$\Delta 2 = \Delta H_{\text{ф}} - (Z'_{\text{зу}} - Z_{\text{зу}}),$$

где $Z_{\text{лт}}$ и $Z'_{\text{лт}}$ – координаты 4-го поясничного позвонка деформированного и нормального позвоночника, вычисленные в

результате графоаналитического исследования рентгенограмм позвоночного столба пациента; $Z_{зу}$ и $Z'_{зу}$ – координаты 4-го грудного позвонка деформированного и нормального позвоночника; ΔH_f – фактическая величина вытяжения позвоночника, принятая для проектирования данного корсета.

После уточнения положения горизонтальных линий, соответствующих основным антропометрическим уровням, необходимо скорректировать размеры деталей с учетом формообразующих деформаций – поперечного растяжения и продольного сокращения.

Вышеуказанные теоретические предпосылки положены в основу новой методики построения ортопедических корсетов для коррекции осанки. В соответствии с ней разработаны 11 опытных образцов корсетов для детей от 4 до 17 лет, использующихся в процессе лечения S-образного сколиоза груднопоясничного отдела позвоночника II-III степени. В результате клинической апробации таких корсетов в течение двух лет в условиях Первой детской городской клинической больницы г.Иванова подтверждена правильность теоретических решений и эффективность использования предлагаемой методики.

ВЫВОДЫ

1. Разработан графоаналитический метод определения направления и величины необходимого лечебного воздействия на деформированный позвоночный столб каждого конкретного пациента, а также комплекса исходных данных для проекти-

рования конструкций ортопедических корсетов для коррекции осанки.

2. Разработана методика проектирования конструкций ортопедических корсетов, основанная на принципах системного подхода, позволяющая учитывать как индивидуальные антропометрические характеристики пациентов, так и особенности необходимого лечебного воздействия.

3. Клиническая апробация новых корсетов показала правильность теоретических решений и высокую эффективность разработанной методики.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кригхофф Р. Ортопедия. – М., 1984.
2. Функциональные корригирующие корсеты-аппараты ЦНИИПП при сколиозе. Инструкции по назначению, пользованию, изготовлению. – М., 1965.
3. Патент РФ № 2139733. Способ изготовления иммобилизирующих изделий. /Корнилова Н.Л., Гладковский Г.А., Удальцов В.Е., Куликов Б.П., Королева С.В. – Оpubл. 1999. Бюл. №29.
4. Сурикова Г.И., Флерова Л.Н., Юдина Л.П. Использование свойств полотна при конструировании трикотажных изделий. – М., 1981.
5. Единая методика конструирования одежды СЭВ (ЕМКО СЭВ). Теоретические основы. – М., 1988, Т.1.
6. Антипова А.И. Конструирование и технология корсетных изделий. – М., 1984.
7. Акилова З.Т. Проектирование корсетных изделий. – М., 1979.
8. ОСТ 17-497 – 83. Типовые фигуры женщин. Размерные признаки для проектирования корсетных изделий.
9. Корнилова Н.Л. и др. // Изв. вузов. Технология текстильной промышленности. – 1999, №1. С.86...92.

Рекомендована кафедрой технологии швейных изделий ИГТА. Поступила 12.07.00.