



## ЭКЗОКОРРЕКТОР ДЕФОРМАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА «УЗОР»

М.В. Михайловский<sup>1</sup>, С.А. Шуц<sup>2</sup>, И.Л. Трезубова<sup>3</sup>, Л.Г. Кузьмищева<sup>3</sup>, Т.Н. Садовая<sup>1</sup>, В.П. Быкова<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

<sup>2</sup>ООО «ОртоЛайн»

<sup>3</sup>Школа-интернат санаторного типа № 133, Новосибирск

Представлен экзокорректор деформации позвоночника. Описаны процессы коррекции деформации во фронтальной и сагиттальной плоскостях и деротации. Приведен анализ зависимости между продольным усилием в ремне натяжения и давлением на выпуклый контур туловища. Описаны основные методические приемы корсетотерапии.

**Ключевые слова:** экзокорректор, фронтальный профиль, сагиттальный профиль, силовая схема коррекции, корсетотерапия.

«UZOR» EXOCORRECTOR FOR SPINAL DEFORMITY

M.V. Mikhailovsky, S.A. Shuts, I.L. Tregubova, L.G. Kuzmischeva, T.N. Sadovaya, V.P. Bykova

Exocorrector for spinal deformity is presented. Processes of deformity correction in coronal and sagittal planes and derotation are described. Relation between longitudinal force in the tension belt and pressure to the convex body contour is analyzed. Principal procedures of the brace treatment are outlined.

**Key Words:** exocorrector, coronal profile, sagittal profile, force pattern of correction, brace treatment.

Hir. Pozvonoc. 2007;(2):31–39.

Новосибирским НИИТО в 1998 г. была поставлена задача разработки эффективного корсета в связи с тем, что Новосибирск – полуторамиллионный город – не имел реальных технических средств для консервативного лечения детей с патологической деформацией позвоночника.

На начальном этапе разработки корсета был проведен биомеханический анализ условий для коррекции деформации позвоночника, механически подкрепленной системой квазиупругих криволинейных компонентов общей жесткости – ребер, связок, фасций и мышц. Это позволило принять в качестве модели объекта специфичную оболочку, для которой методом конечно-элементного анализа рассматривались условия управления формой модели. Впоследствии были подобраны жесткостные характеристики модели на базе экспериментальных исследований деформативных свойств реального туловища, нагружаемого экзокорректором.

По результатам анализа деформации тела типа несплошной оболочки с различной радиальной и меридианной жесткостью создана таблица практических факторов, ответственных за результат силового управления формой принятой модели. Это, в свою очередь, позволило сформулировать принципы силовой коррекции туловища, непосредственно построения персональной корригирующей конструкции и создать предпосылки для проработки методик корсетотерапии.

Завершили перечень требований к потенциальной конструкции корсета дополнительно составленные условия по технологии изготовления, приемам практической модификации силовой схемы в процессе корсетотерапии и технологии ремонтных работ. Стоит сразу оговориться, что совокупность свойств и возможностей этого устройства позволяет определить изделие как экзокорректор деформации позвоночника – ЭКОР, несмотря на то что патент, защи-

щающий устройство, именуется как корсет.

Признаками экзокорректора мы считаем следующее:

- 1) наличие индивидуального проекта силовой схемы нагружения пациента и ее реализация в соответствии с деформацией позвоночника, определенной по рентгенограмме;
  - 2) контроль корригирующих усилий в процессе корсетотерапии и возможность управления уровнем нагружения;
  - 3) возможность модификации силовой схемы и трехосевого управления нагружением туловища в процессе корсетотерапии.
- Текущей модификации экзокорректора присвоено имя «Узор» (рис. 1).

Внешне корсет «Узор» похож на корсет Мильвоки [8–10], который в настоящее время является неофициальным стандартом эффективного корригирующего устройства. В действительности между этими двумя корсетами существует несколько прин-



Рис. 1  
Экзоскорректор «Узор»

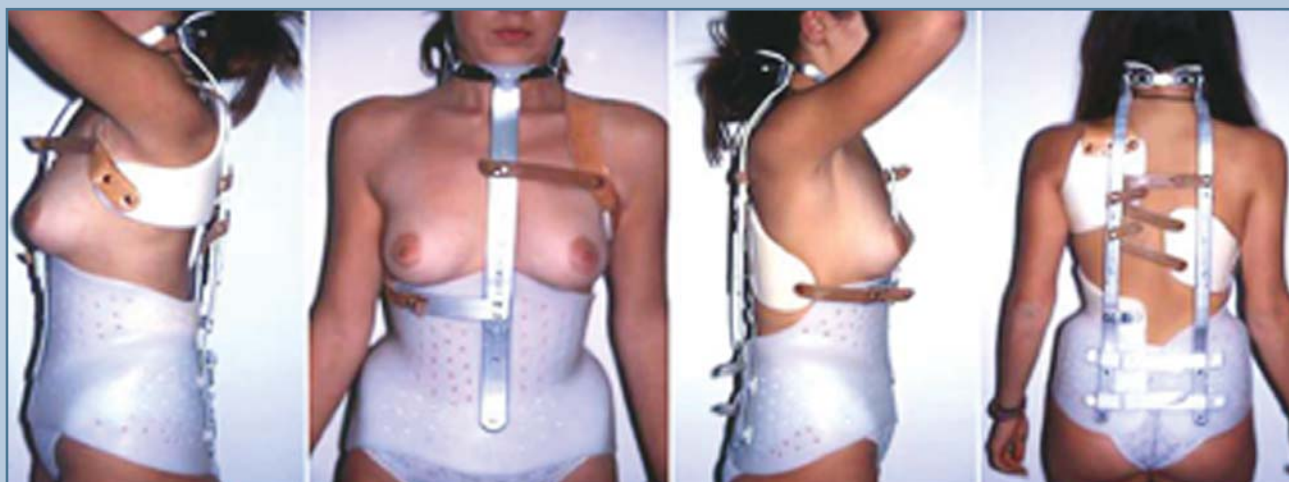


Рис. 2  
Корсет Мильвоки

ципиальных различий. Вид корсета Мильвоки представлен на рис. 2.

Как видно, оба корсета имеют металлическую раму, на которой определенным образом расположены плотные компоненты. Они создают группу корригирующих сил на позвоночник.

В корсете Мильвоки идеологически запроектировано два типа силовой коррекции позвоночника – реализация трехточечного изгиба попереч-

ной силой по типу изгиба бруса и коррекция позвоночного столба продольной силой – по типу изгиба бруса продольной силой. Полная проектная схема коррекции позвоночника представлена на рис. 3. Продольная растягивающая сила  $P_D$  приложена между черепом и тазовым поясом. Конструктивно эта идея реализована голодержателем, опирающимся на подбородок и затылочную кость, и пластиковым тазовым коль-

цом, опирающимся на гребни подвздошных костей.

Поперечная сила  $F$  создается двумя пелотами (рис. 3): один направляет вектор корригирующей силы через ребра на вершину деформации, а другой – на область краниального концевоего позвонка.

Реальная силовая картина корсета Мильвоки значительно отличается от идеологической. Продольная сила  $P$  не может быть пропорциональна



деформации всего позвоночного столба, она может соответствовать лишь части деформации шейного отдела. В противном случае это означало бы, что сегменты шейного отдела позвоночника испытывают растягивающую нагрузку, примерно равную весу туловища. И это только в статическом состоянии человека, а в динамическом состоянии (бег, прыжки и пр.) эту нагрузку следует взять с коэффициентом 1,5 и более. Реальные растягивающие нагрузки корсета Мильвоки, хоть и незначительны по величине и не создают компонента осевой коррекции, могут приводить к серьезным проблемам с нижней челюстью и зубами. Разумеется, это еще и принципиальные бытовые неудобства эксплуатации корсета.

В корректоре «Узор» растягивающий осевой компонент силовой схемой не предусмотрен принципиально (рис. 4). Здесь коррекция создается исключительно поперечными силами по схеме трехточечного изгиба.

Рассмотрим особенности реальной поперечной коррекции в корсете Мильвоки. Как указывалось, корригирующие силы во фронтальной плоскости создаются двумя пелотами и конструктивной опорой на тазовый пояс. Однако особенностью силовой схемы является то обстоятельство, что здесь присутствует еще одна точка опоры в области основания черепа. Это вносит неопределенность в реализацию схемы трехточечного изгиба. Так как качество опирания в каждой из точек приложения силы обладает свойством податливости и проскальзывания, то по схеме коррекции (в первом приближении) возможны несколько вариантов (рис. 3):

1.  $Q_A$  – активная сила,  
 $Q_{1R}$  и  $Q_{2R}$  – реактивные силы;
2.  $Q_A$  – активная сила,  
 $Q_{2R}$  и  $F_L$  – реактивные силы;
3.  $Q_{1R}$  – активная сила,  
 $Q_{2R}$  и  $F_R$  – реактивные силы;
4.  $Q_{1R}$  – активная сила,  
 $Q_A$  и  $F_R$  – реактивные силы.

Вероятность проявления той или иной схемы почти одинакова, поэтому появление боковой фронталь-

ной нагрузки на шею может быть в трех из четырех случаев. Это еще одно негативное обстоятельство резко понижает привлекательность корсета Мильвоки. У корректора «Узор» указанного эффекта в принципе существовать не может.

Следующей особенностью корсета Мильвоки является использование достаточно широких пелотов. Как видно на рис. 3, для груднопоясничной деформации вертикальное расстояние между крайними слоями распределенных нагрузок (активных и реактивных) весьма мало или может быть даже отрицательным [4].

В корректоре «Узор» вертикальные расстояния между активной и реактивными нагрузками в связи с их конструктивной локальностью являются значительными, поэтому оставляют весомые шансы на коррекцию по схеме трехточечного изгиба.

Дополнительно силовой схемой и методиками работы с корректором «Узор» предусмотрено нагружение сагиттальной плоскости туловища (рис. 4). Причем сагиттальная плоскость нагружается распределенным типом нагрузок как в вентральном, так и в дорсальном направлениях [4]. В корсете Мильвоки сагиттальная нагрузка создается только специальными корсетами для коррекции деформации позвоночника в сагиттальной плоскости. В ином случае, при нагружении фронтальной плоскости, происходит поворот апикальной зоны деформированного позвоночника из фронтальной в сагиттальную плоскость, общая эффективность коррекции резко снижается.

Конструктивное существо экзокорректора составляют два компонента: силовая рама и система ремней силонагружения, к которой можно отнести и ремень пояса рамы.

Силовая рама является собой базу, на которой с использованием силонагружающих ремней строится любая требуемая схема нагружения туловища [4]. Она же замыкает на себе силовые потоки и перераспределяет их между отдельными ветвями силовой схемы, обеспечивая принцип вза-

имовлияния. Силовая рама располагается на спине пациента по принципу рюкзака и с помощью ремней постоянно удерживается в этом положении (рис. 5). Рама имеет две стойки, пролегающие по обе стороны от позвоночного столба, плечевую поперечину сверху и пояс на уровне несколько ниже гребней подвздошных костей. Стойкам рамы в процессе изготовления экзокорректора задается такая геометрия, чтобы, прижимаясь к спине, они задавали оптимальный сагиттальный профиль туловища. В одних случаях, например при нормальном лордозе и кифозе, профиль рамы изначально повторяет сагиттальную кривизну туловища. В других – при увеличенном кифозе, профиль стоек изготавливается так, чтобы под усилием коррекции кифоз динамически уменьшался до оптимальной величины.

В процессе корсетотерапии профиль рамы может быть скорректирован несколько раз, в зависимости от текущих задач коррекции позвоночника.



Рис. 5

Конструктивный фрагмент экзокорректора «Узор» для фиксации сагиттальной плоскости



Плечевая поперечина всегда располагается чуть выше надплечий: только в этом случае можно избежать компрессионных усилий на позвоночник, не допуская давления на надплечия ремнями силонагружения.

Пояс рамы является логическим замыкающим звеном стоек. Его участие в силовой схеме состоит в том, что один из двух концевых участков пояса, опирающихся на боковую поверхность таза, выполняет функцию реактивной опоры в схеме трехточечного фронтального изгиба позвоночного столба [4]. Ширина пояса составляет 40 мм и выбрана таковой исключительно с точки зрения эксплуатационных удобств, хотя концептуально она может быть любой малой величиной.

Все элементы рамы (поперечина, стойки и пояс) имеют ряд посадочных мест для крепления концов ремней силонагружения. Это позволяет не только строить силовые схемы коррекции в широком диапазоне вариантов, но и модифицировать стартовую схему нагружения в процессе корсетотерапии.

Элементы рамы изготовлены из высокопрочного алюминиевого сплава и дополнительно облегчены максимально возможной перфорацией, поэтому вес наибольшего размера рамы не превышает 0,8 кг. Номенклатура размеров элементов силовой рамы типизирована шагом в 15 мм.

Рассмотрим систему ремней силонагружения туловища. Как указывалось выше, она позволяет строить различные силовые схемы, максимально подстраиваясь под конкретный клинический случай. Выражение «различные силовые схемы» предполагает варианты организации активной и реактивной сил – сосредоточенной или распределенной [4]. Оно также предполагает варианты величины нагружения во фронтальной и сагиттальной плоскостях и в деротационном направлении.

Из совокупности ремней, представленных на рис. 3, можно условно выделить две группы: ремни фиксации туловища в сагиттальной плос-

кости (рис. 4) и ремни нагружения туловища во фронтальной плоскости. Деротация туловища осуществляется совместной работой обеих групп ремней.

Рама прижимается к спине четырьмя ремнями, охватывающими поверхность груди (рис. 5). Вертикальная планочка на груди с двумя коллекторами на концах исполняет роль базы для топографической привязки силовых ремней. В случаях выраженных деформаций грудной клетки такие мобильные коллекторы оказываются весьма удобными для концентрации усилий на вершину деформации.

Нижние диагональные ремни этой группы не только создают нагрузку на туловище в сагиттальной плоскости, но и активно участвуют в деротации. Прежде чем рассмотреть механизм деротации, реализуемый экзокорректором, уточним, какой смысл мы вкладываем в понятие «ротация». Например, Э.В. Ульрих и др. [7] приводят следующее определение: «ротация позвонка – изменение положения позвонка относительно вертикальной оси без изменения его структуры». Мы считаем, что такая формулировка не отвечает на вопрос, чем определено положение позвонка. Если имеется в виду ось позвонка как перпендикуляр к его замыкательным пластинкам (скорее всего, так), то о каком изменении положения позвонка идет речь? Это появление и изменение угла между осью позвонка и условной вертикальной осью позвоночника на фронтальной проекции в принятой системе координат? Или это поворот оси позвонка со спином, то есть вокруг оси позвоночника? Или это то и другое одновременно, что наиболее вероятно. Определение, данное авторами, не дает ответов на эти вопросы.

При взаимном спиновом повороте цепочки физических тел, выстроенных на одной оси, принято говорить о скручивании ряда. При этом, если ось криволинейна, подобно оси позвоночника, кроме скручивания ряда (или сегментов позвоночника) нужно

говорить еще и о взаимном развороте элементов ряда.

Если скручивание элементов ряда однородно, то есть каждый элемент имеет равный спин относительно любого другого элемента, то можно говорить об угле скручивания, выраженном в градусах или радианах. Если скручивание ряда неоднородно, то описывать такое скручивание можно только в дифференциальном виде.

Может быть, применительно к проблеме коррекции патологической деформации позвоночника разговор следует вести о ротации туловища и дать ей следующее определение: поворот вокруг условной вертикальной оси позвоночника, любого горизонтального сечения туловища в принятой системе координат относительно любого другого горизонтального сечения туловища. Этот поворот следует считать относительной ротацией. В отличие от него максимальный поворот по высоте туловища одного сечения относительно другого следовало бы считать абсолютной ротацией для текущего состояния туловища. На этой основе можно говорить о ротации различных отделов туловища, что практически и использовано в технике топографического анализа компьютерным оптическим топографом [5, 6]. Если в качестве базы зафиксировать положение тазового пояса на фронтальной проекции, то поворот различных по высоте туловища сечений можно определить, в зависимости от направления, еще и знаком – плюс или минус по договоренности. Геометрические характеристики сечения для сравнения взаимного положения любых двух состояний мы здесь не оговариваем.

Понятие ротации туловища хорошо коррелирует с принятым понятием ротационного выступа [3], который определяется с помощью пробы Адамса и имеет широкое практическое применение. Например, для ротации туловища характерны деформация ребер с формированием реберного горба на стороне выпуклости грудной дуги и увеличенный, в сравнении с оппозитной стороной, вы-

ступ ребер на передней фронтальной поверхности туловища. Корректор «Узор» использует эту особенность для деротации.

Коротко можно сказать, что нижние диагональные ремни оказывают разное давление на асимметричные выступы левой и правой групп ребер. Разница давления стремится усреднять (разворачивать относительно тазового пояса) положение туловища даже в случае симметричного прикрепления ремней на поясе рамы относительно концов пояса. Но можно интенсифицировать этот процесс, прикрепив концы ремней асимметрично относительно концов пояса, и тем самым значительно усилить ротирующее давление одного из ремней на выступающие ребра соответствующей стороны туловища.

Группа ремней для нагружения туловища во фронтальной плоскости (рис. 1) включает ремни, идущие от стоек силовой рамы и охватывающие туловище по соответствующим сечениям. Ремень, создающий активную нагрузку на вершину деформации, связан с кольцом, которое располагается вокруг грудной железы. К противоположной стороне кольца крепятся две оттяжки, идущие соответственно вверх, к плечевой поперечине рамы, и вниз, к поясу рамы. Кольцо – протектор грудной железы – позволяет оптимизировать местоположение вектора активной нагрузки и исключить при этом трассировку силонагружающего ремня через грудную железу. Ремень, создающий реактивную нагрузку на верхнее основание дуги, крепится на противоположной стойке рамы и трассируется через подмышечную область и верхний коллектор к противоположному концу плечевой поперечины рамы. Нижняя реактивная нагрузка создается, как указывалось выше, концевой зоной пояса рамы. Часто активное усилие создается дополнительным ремнем, идущим от стойки рамы параллельно ремню с кольцом, но цепляющимся вторым концом за нижний коллектор вертикальной грудинной планки.

Все силонагружающие ремни имеют конструктивный элемент для изменения общей длины ремня и тем самым для регулирования нагрузки на туловище. Задаваемые нагрузки на туловище в общей схеме коррекции деформации являются важным и принципиальным вопросом. Противоречие состоит в том, что, с точки зрения эффективности коррекции, усилия желательны повышать, но существуют также и четкие ограничения максимальной нагрузки в связи с ограниченной несущей способностью подкожной клетчатки и пластической деформацией ребер. Иначе говоря, встает естественный вопрос измерения и управления корректирующими нагрузками.

Наблюдения показали, что заданные корректирующие усилия быстро падают, особенно на ранних этапах коррекции. Мы проверили поведение материала ремней под длительной нагрузкой при различной влажности среды, деформативность рамы корректора и фурнитуры. Было установлено, что вероятной причиной быстрой релаксации нагрузки на ранних этапах коррекции является активная ползучесть объекта нагружения одновременно с упрочнением формы. Это же отмечается и на топо-

граммах в виде аномального искривления контура боковой поверхности туловища.

Анализ выявил, что силовая модель туловища в корсете выглядит следующим образом. Если условно выделить две фазы состояния грудной клетки – вдох и выдох, то корректирующая нагрузка должна иметь две компоненты. Это статическая компонента общей нагрузки, имеющая некоторое значение в фазе выдоха, и динамическая компонента – пульсирующая надстройка к статической, которая существует только в фазе вдоха. Причем динамическая компонента зависит от параметров дыхательных экскурсий грудной клетки. Выбор величины той и другой компоненты нагрузок может быть обоснован только в том случае, если известны нагрузки на реберный корсет и его деформативные свойства – упругая и пластическая величины деформации. Последнее, по существу, и есть главный вопрос техники силовой коррекции патологической деформации позвоночника.

Мы проводили измерения продольных усилий в основных ремнях нагружения, используя методы и технику тензометрических измерений. В связи со спецификой распределения напряжений в ремне измерения

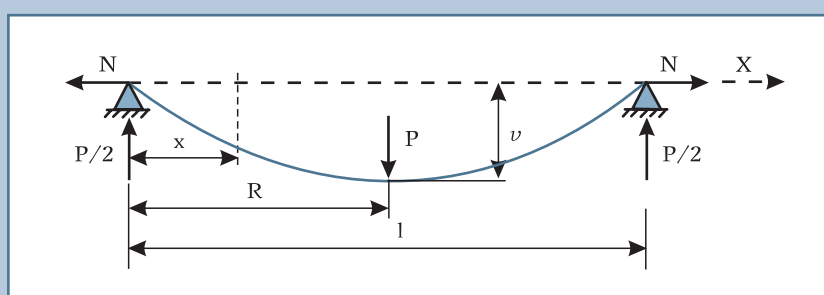


Рис. 6

Схема расчета прогиба жесткой струны от действия поперечной симметрично приложенной силы:

$P$  – поперечная симметрично приложенная сила, кгс;

$N$  – текущее усилие в струне, кгс;

$u$  – прогиб струны, мм;

$l$  – длина струны без приложенной к ней силы, мм

имеет смысл проводить лишь на концевых, прямолинейных, участках ремней. Но проблема в том, чтобы установить зависимость между измеренными усилиями (усилие натяжения ремня) и радиальным смещением поверхности под ремнем, как упругим, так и пластическим. Экспериментальные измерения в такой ситуации довольно сложны и трудоемки, поэтому мы попробовали определить величину смещения и результирующий вектор силы на поверхность конкретной кривизны теоретически, в качестве первого этапа исследования. Далее потребуется найти хотя бы частично практические пути оценки качества полученных решений.

Задача моделировалась в следующем виде. К упруго натянутой струне приложена поперечная сила при любом ее положении в пролете между точками закрепления струны. Локальная кривизна струны под нагрузкой определяется величиной прогиба. Решение состояло в поиске зависимостей между усилием натяжения струны, величиной поперечной силы и прогибом струны при любом фиксированном положении поперечной силы.

Задача разбита на несколько этапов. Ниже приведено решение первого из них. На этом этапе рассматривается натянуто-прогнутая под усилием  $P$  жесткая струна (рис. 6). Предварительное усилие натяжения –  $N_0$ , текущее усилие в струне при данном прогибе –  $N$ . Сосредоточенная сила  $P$  приложена посередине пролета струны. Целью задачи является определение прогиба при действии поперечной силы.

Из курса сопротивления материалов [1, 2] известно, что для натянутого и изогнутого поперечной силой элемента конструкции справедливо следующее утверждение:

$$EJv'' = \frac{P}{2}x + Nv, \quad (1)$$

где  $E$  – модуль продольной упругости материала струны;  $J$  – момент инерции сечения струны.

Если обозначить  $\frac{N}{EJ} = n^2$ , то (1) можно записать в виде:

$$v'' - n^2v = \frac{P}{2EJ}x = \frac{P}{2N}n^2x. \quad (2)$$

Тогда решением (1) будет:

$$v = Achnx + Bshnx - \frac{P}{2N}x. \quad (3)$$

Находим постоянные интегрирования  $A$  и  $B$ :

$$x=0, v=0, A+0=0, A=0; \quad (4)$$

$$x=l/2, v=0, Bnch\frac{nl}{2} - \frac{P}{2N} = 0, B = \frac{P}{nch\frac{nl}{2} \cdot 2N}; \quad (5)$$

$$v = \frac{P}{2N} \left( \frac{1}{nch\frac{nl}{2}} shnx - x \right) = \frac{P}{2N} \left( \frac{1}{nchnR} shnx - x \right). \quad (6)$$

При  $x = l/2 = R$ :

$$v_{\max} = \frac{P}{2N} \left( \frac{thnR}{n} - R \right). \quad (7)$$

Уравнение (7) определяет максимальный прогиб струны с непеременяемыми концами (закреплениями) на раме корректора и грудины, то есть без учета деформации туловища в сагиттальной плоскости. Для учета добавки от деформации струны в виде увеличения длины запишем выражение для относительной деформации:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{1}{2R} \int_0^R (v')^2 dx = \frac{P^2}{4N^2 2R} \int_0^R \left( \frac{chnx}{chnR} - 1 \right)^2 dx; \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \frac{P^2}{8N^2 R} \int_0^R \left( \frac{ch^2 nx}{chnR} - \frac{2chnx}{chnR} + 1 \right) dx = \\ &= \frac{P^2}{8N^2 R} \left( \frac{1}{ch^2 nR} \left( \frac{1}{2n} shnx chnx + \frac{x}{2} \right) \Big|_0^R - \frac{2}{n chnR} shnx \Big|_0^R + R \right) = \\ &= \frac{P^2}{8N^2 R} \left( \frac{1}{ch^2 nR} \left( \frac{1}{2n} shnR chnR + \frac{R}{2} \right) - \frac{2shnR}{n chnR} + R \right) = \frac{N - N_0}{AE}. \quad (9) \end{aligned}$$

$$N = P \sqrt{\frac{AE}{8R(N - N_0)}} \cdot \frac{1}{chnR} \left( R \left( \frac{1}{2} + ch^2 nR \right) - \frac{1.5}{n} shnR \cdot chnR \right)^{1/2}, \quad (10)$$

где  $A$  – площадь сечения струны.

Находим  $v'$ :

$$v' = \frac{P}{2N} \left( \frac{chnx}{chnR} - 1 \right). \quad (11)$$

Решение (7) является частным и редко встречающимся на практике случаем нагружения струны. В общем случае поперечная сила  $P$  не лежит посередине пролета струны.

Учет асимметричности нагруженной струны является следующим этапом решения общей задачи.

Полученные выражения для определения прогиба предварительно натянутой струны от воздействия поперечной силы, приложенной произвольно по длине струны, являются лишь частью комплексной задачи – оценки деформативности системы «ремень – туловище», нагруженной осевой силой. Дополнительно был решен еще ряд задач, что позволило теоретически оценивать взаимовлияние ремней активной и реактивной сил, нагруженных одновременно; смещение в сагиттальном направлении точки пересечения двух и более ремней – коллектора на грудины, то есть в точке коллектора; деформации ремней и туловища при взаимном угловом повороте – деротации туловища.

Как отмечалось выше, экспериментально-теоретические исследования показали, что локальное давление на костные структуры туловища вызывают их ползучесть одновременно с упрочением формы. Динамика изменения формы под нагрузкой имела затухающий характер как для зоны ребер, так и для грудины. К сожалению, мы

не проводили тщательный количественный анализ поведения под нагрузкой отдельных зон грудной клетки, но можно сказать, что постоянное давление на килевидную грудину позволяет исправлять килевидность, а давление на два-три ребра с выгнутой стороны позволяет существенно уменьшить реберный горб, даже без уменьшения кривизны позвоночника.

Решения, найденные для вышеуказанного перечня задач, позволяют оценивать не только корригирующие усилия на туловище, но и его деформацию. Это является отправной точкой для построения автоматизированного корректора деформаций позвоночника, способного безопасно и оптимально нагружать туловище в условиях различных деформаций позвоночника, а не только сколиотических.

Немаловажную роль играют методические приемы корсетотерапии. Первое, что следует отметить, – решение о назначении курса корсетотерапии принимает врач-ортопед, имеющий опыт наблюдения за эффективностью работы конкретного корсета. Далее ортотехник должен оценить техническую возможность коррекции по следующим параметрам:

- возможность доступа к вершине верхней дуги;
- возможность размещения на туловище силовой схемы коррекции, эффективной для пациента;
- возможность изготовления корректора по размеру туловища пациента (ограничения могут быть в связи с малым или слишком большим размером).

Изготовленный по результатам примерок корректор надевается на пациента в два этапа. На первом этапе адаптации пациент учится надевать и снимать корректор, то есть овладевает строгой последовательностью застегивания всех ремней «Узора». Параллельно с обучением пациента ортотехник настраивает корректор – посредством регулировок длины ремней задает нагрузку на туловище ребенка. На этом этапе (одна-две недели) ребенку дается

предварительная нагрузка и график ношения корсета в течение дня, ночью ребенок спит без корректора. Скважность ношения корректора в течение недели, то есть отношение времени пребывания в корсете ко времени отдыха, меняется от 0,7 до 5,0. По истечении этой недели дается почти рабочая корригирующая нагрузка на туловище: пациент остается в корсете на полные сутки.

Как уже сказано, курс корсетотерапии сопровождаются одновременно врач-ортопед и ортотехник. Врач документально фиксирует начальное состояние пациента и периодически его проверяет. В Новосибирской специализированной школе-интернате под постоянным контролем врача находятся следующие функции и оценки текущего состояния пациента:

- антропометрические параметры;
- состояние легочной системы (спирометрия, ФВД);
- параметры деформации позвоночника методом рентгенографического (каждые полгода) и компьютерно-оптического анализа (каждые 4 мес.), первичный и периодический подбор коски и подбедренной подкладки (при необходимости);
- состояние клетчатки под элементами нагружения экзокорректора.

Ортотехник контролирует не реже одного раза в два месяца величины нагрузки туловища корректором и при необходимости – коррекцию нагрузки. В особо тяжелых случаях контроль нагрузок производится каждые три недели. Совместно с врачом-ортопедом он разрабатывает для пациента индивидуальную стратегию коррекции деформации. Например, при S-образной выраженной деформации важно удержать баланс между верхней и нижней дугами, параллельно минимизировав их развитие. Для этого необходимо правильно подобрать корригирующие усилия грудного отдела и величину корректора дисбаланса туловища. Ортотехник определяет высоту коски для положения стоя и высоту подбедренной подклад-

ки для положения сидя, при необходимости осуществляет модификацию силовой схемы корректора, особенно при двухэтапной коррекции; производит мелкий ремонт экзокорректора, оценивает работоспособность корректора в связи с ростом туловища пациента и при необходимости заменяет его на больший.

Нередко приходится проводить манипуляции с дугами позвоночника в целях предотвращения прогрессирования одной из них выше критического уровня. Например, при документированном прогрессировании поясничной дуги S-образной деформации [4] можно контролируемо спровоцировать некоторый рост грудной дуги для балансировки туловища. При замеченном уменьшении скорости роста поясничной дуги или остановке ее прогрессирования необходимо соответственно либо замедлить рост грудной дуги, либо вовсе его остановить. Дальнейшие усилия должны быть направлены на минимизацию роста обеих дуг позвоночника. Инструментом для управления развитием дуги позвоночника является не только экзокорректор, но и корректор дисбаланса туловища. Совокупностью этих средств можно эффективно воздействовать на форму и величину дуги, активно вмешиваясь в естественный процесс развития деформации.

Разумеется, такие манипуляции требуют наличия технических средств и ресурсов для оперативного контроля за текущим состоянием деформации позвоночника. С этой целью нами используется оптический компьютерный топограф [5], контроль состояния деформации позвоночника проводится каждые две недели.

Учебный процесс в специализированной школе, параллельно с ортотехническим сопровождением, предусматривает отдельным уроком ЛФК и дополнительные обязательные процедуры – квалифицированный массаж и аппаратное физиолечение. Особенность лечения в школе детей со сколиозом – отказ от лежачего режима на уроках. Применение коррек-



тора «Узор» не только компенсирует отказ от лежачего режима, но и создает условия для реализации естественных физических нагрузок для ребенка.

Специалисты НИИТО выполняют в процессе корсетотерапии консультационные функции. Дети с высоким

риском развития деформации позвоночника ставятся на учет в клинику детской вертебродологии института, а в случае необходимости получают направление на оперативное лечение. По нашей статистике, таких детей оказывается 15–17 %.

Об эффективности экзоскорректора «Узор» и в целом корсетотерапии с использованием корректора мы проинформируем читателей журнала в одном из следующих номеров.

## Литература

1. **Ахметзянов М.Х., Лазарев И.Б.** Сопротивление материалов. Новосибирск, 1997.
2. **Биргер И.А., Мавлютов Р.Р.** Сопротивление материалов. М., 1994.
3. **Михайловский М.В., Фомичев Н.Г.** Хирургия деформаций позвоночника. Новосибирск, 2002.
4. **Михайловский М.В., Шуц С.А., Садовая Т.Н.** Проблема механической коррекции сколиотической деформации в комплексе консервативного лечения // Хирургия позвоночника. 2006. № 4. С. 33–39.
5. **Сарнадский В.Н., Садовой М.А., Фомичев Н.Г.** Способ компьютерной оптической топографии тела человека и устройство для его осуществления // Евразийский патент № 000111. 1998.
6. **Сарнадский В.Н., Фомичев Н.Г., Садовой М.А.** Мониторинг деформации позвоночника методом компьютерной оптической топографии. Новосибирск, 2003.
7. **Ульрих Э.В., Мушкин А.Ю.** Вертебродология в терминах, цифрах, рисунках. СПб., 2004.
8. **Blount W.P., Moe J.H.** The Milwaukee brace. Baltimore, 1973.
9. **Mellencamp D.D., Blount W.P., Anderson A.J.** Milwaukee brace treatment of idiopathic scoliosis: late results // Clin. Orthop. Relat. Res. 1977. N 126. P. 58–61.
10. **Noonan K.J., Weinstein S.L., Jacobson W.C., et al.** Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis // J. Bone Joint Surg. Am. 1996. Vol. 78. P. 557–567.

**Адрес для переписки:**  
Шуц Семен Абрамович  
630049, Новосибирск, а/я 42,  
s\_schutz@mail.ru

*Статья поступила в редакцию 17.11.2006*