



ПРОБЛЕМА МЕХАНИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ СКОЛИОТИЧЕСКОЙ ДЕФОРМАЦИИ В КОМПЛЕКСЕ КОНСЕРВАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ

М.В. Михайловский¹, С.А. Шуц², Т.Н. Садовая¹
¹Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии
²ООО «ОртоЛайн», Новосибирск

Цель исследования — определение характеристик, касающихся технических принципов построения корсетов и методических принципов корсетотерапии.

Представлена схема трехточечного изгиба балки в качестве модели коррекции деформации позвоночника. Применительно к туловищу в корсете на примере этой модели приведены соотношения между активным и реактивными усилиями в зависимости от местоположения активной силы в пролете между опорами балки. Рассмотрено влияние фактора локальности корригирующих сил в вопросе доступа к вершине деформации при различных типах сколиозов. Дана оценка потенциальной эффективности отдельных типов корсетов. Сформулированы проблемные вопросы по созданию эффективных конструкций корригирующих корсетов и предложены варианты их решения. Рассмотрены силовые схемы коррекции отдельных типов деформаций позвоночника.

Ключевые слова: корсет, корригирующие силы, деформация позвоночника, силовая схема коррекции.

PROBLEM OF SCOLIOTIC DEFORMITY
MECHANICAL CORRECTION IN A SYSTEM
OF CONSERVATIVE TREATMENT

M.V. Mikhailovsky, S.A. Shuts, T.N. Sadovaya

Objective — to determine parameters concerning the technical principles of brace design and methodical principles of brace treatment.

A model of spine deformity correction is represented as a pattern of three-point bending of a beam. With regard to the trunk in a brace, this model presents the relationship between the active force and responses depending on active force location within the span between beam bearings. The influence of correcting forces locality factor on an issue of approach to deformity apex in different types of scoliosis is considered. Potential effect of different brace types is assessed. The problem questions of development of correction brace effective design are stated and variants of their solution are suggested. The force patterns of correction are discussed for some types of spine deformity.

Key Words: brace, correcting forces, spine deformity, force pattern of correction.

Hir. Pozvonoc. 2006;(4):33–39.

Современная система лечения сколиотической болезни включает четыре главных этапа: раннее выявление деформации методом скрининговых обследований, консервативное лечение с целью полного или частичного торможения прогрессирования деформации, хирургическая коррекция прогрессирующих форм сколиоза, послеоперационная реабилитация [2, 3]. Самым проблематичным в этой последовательности является консервативное лечение, которое на фоне других этапов имеет несоизмеримо низкую эффективность процесса.

Несмотря на значительное разнообразие методик консервативного ле-

чения, основную аксиому успеха в борьбе с деформацией живого организма нельзя назвать реализованной. Эта аксиома проста: деформация материальной среды всегда является результатом силового воздействия, ее исправление должно быть результатом противодействующего силового воздействия.

Корригирующая терапия мобильными корсетами (корсетами без силовой связи с внешней средой) имеет непродолжительную историю и по этой причине недостаточную научно-методическую базу. Можно уверенно сказать, что принцип Гиппократа (устранение криволинейнос-

ти одновременно поперечным изгибом и продольным растяжением), совершенно правильный с точки зрения биомеханики, практически не выдерживается ни одним из современных мобильных корсетов. Даже наиболее известный, разработанный для реализации именно этого принципа коррекции корсет Milwaukee [5, 10], в котором продольная тракция конструктивно предусмотрена, практически не выполняет эту часть общей функции.

В лучшем случае можно отметить корсеты, реализующие первую часть принципа Гиппократа; чаще корсеты создают лишь эффект всестороннего

сжатия, пользы от которого для коррекции быть не может, а вред от стеснения экскурсий грудной клетки и ограничения рабочих функций мышечного аппарата может оказаться заметным.

К сожалению, результаты корсетотерапии, описанные разными авторами [6, 9], очень слабо связаны с сопутствующими факторами: конструктивными особенностями корсета, методиками корсетотерапии, сопутствующими средствами лечения, дисциплиной исполнения пациентом назначений и др. Конечный результат лечения во многом зависит от степени проявления каждого фактора из всего комплекса технических и методических средств.

Именно технико-методический уровень корсетотерапии у нас в стране не дает повода для оптимизма. Рекомендуемые рецепты лечения мало заметны в естественном развитии заболевания. Видимость некоторого благополучия определяется лишь тем, что летальные исходы в наше время практически исключены, а необходимость в оперативном лечении требуется лишь в 20–30 % случаев при естественном развитии деформации [7], в ситуациях, при которых деформации позвоночника приводят

к патологии важнейших внутренних органов.

По нашему мнению, расценивать корсетотерапию успешной можно при условии, если в хирургическую клинику будет направляться не более 7–10 % больных, прошедших полный курс консервативного лечения (случаи неуправляемого злокачественного развития деформации), а финальный косметический дефект пролеченных будет соответствовать максимум II степени развития деформации, 11–25° по В.Д. Чаклину [4].

Цель исследования – дать определение ряду характеристик, касающихся технических принципов построения корсетов и методических принципов корсетотерапии. Мы надеемся, что это будет способствовать унификации взглядов по проблемным вопросам и создаст предпосылки для повышения эффективности консервативного лечения сколиозов.

Целесообразно прежде всего проанализировать и оценить потенциальную эффективность конструктивных вариантов эксплуатируемых корректирующих корсетов, а затем сгруппировать требования для построения действительно эффективно корсета.

Рассмотрим на модели принципиальные условия обеспечения механической коррекции позвоночника. Речь идет о расстановке векторов корректирующих сил относительно среды воздействия. Вопрос о том, в какую точку (область) деформации позвоночника давить в процессе коррекции, является лишь половиной общего вопроса. Вторая половина в том, относительно какой точки (области) давить, то есть во что упираться?

В качестве модели позвоночника рассмотрим самый простой случай – изгиб непрямого стержня (или балки) поперечной силой, то есть простой трехточечный изгиб (рис. 1, 2). Строго говоря, эта модель весьма условно отражает реальную картину силового воздействия при деформации позвоночника, но она полезна для представления нескольких важных аспектов коррекции.

Замечание 1. Для плоской системы сил, пользуясь законами статики, можно записать соотношение между значениями активной и реактивной нагрузок:

$$P_{RA} = B \times P_A / (A + B);$$

$$P_{RB} = A \times P_A / (A + B);$$

если $A = B$, то $P_{RA} = P_{RB} = 0,5 P$;

если $A = 0,5B$, то $P_{RA} = 0,67 P_A$;

$P_{RB} = 0,33 P_A$;

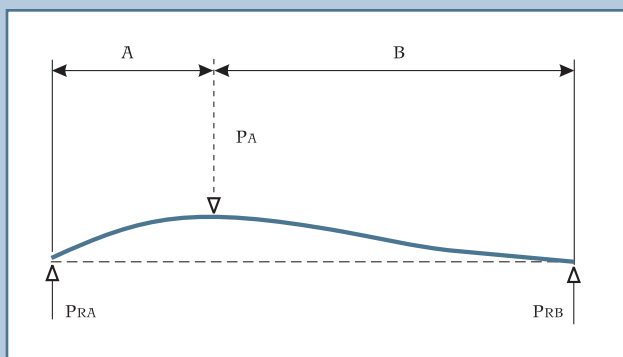


Рис. 1

Схема трехточечного изгиба балки сосредоточенной силой:
 P_A – активная сила сосредоточенного типа;
 P_{RA} – реактивная сила сосредоточенного типа на опоре А;
 P_{RB} – реактивная сила сосредоточенного типа на опоре В

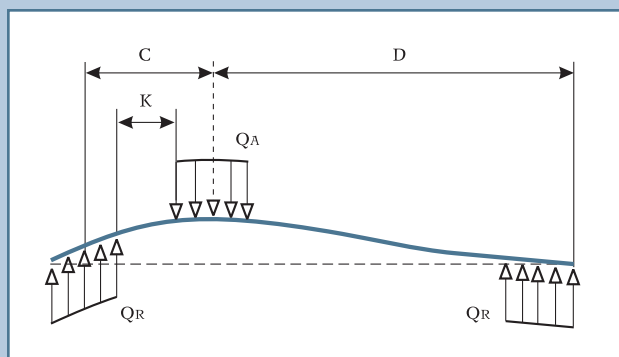


Рис. 2

Схема трехточечного изгиба балки распределенной силой:
 Q_A – активная сила распределенного типа;
 Q_{RA} – реактивная сила распределенного типа на опоре А;
 Q_{RB} – реактивная сила распределенного типа на опоре В

если $A = 0,25B$, то $P_{RA} = 0,8 P_A$,
 $P_{RB} = 0,2 P_A$

Приведенные соотношения сил позволяют ответить на часто возникающий вопрос о том, почему больной ощущает давление опоры со стороны верхнего основания дуги гораздо большее, чем со стороны нижней опоры.

Замечание 2. Поперечные силы – активная P_A и реактивные P_R – могут быть точечными (рис. 1) или распределенными (рис. 2). Активная сила – это компонент вопроса «куда давить?», а реактивная – «относительно чего давить?». Применительно к корригирующим корсетам можно считать, что конструктивные элементы в виде металлических полос или каких-либо нешироких ремней, создающие корригирующую силу, можно условно отнести к источникам точечного усилия. А конструкции корсетов в виде пластиковой гильзы, охватывающей туловище, или широкие плотные элементы корсетов являются элементом распределенного типа корригирующего усилия.

Замечание 3. Для стержня (балки) типично, что расстояние вдоль него между активным и реактивным усилиями должно быть значительно больше сечения (ядра жесткости) стержня. При уменьшении плеча A (рис. 1) или C (рис. 2) требуемое усилие для изгиба стержня растет в связи с уменьшением изгибающего момента силы. При некотором малом значении A или C изгиб стержня становится невозможным, вместо этого можно ожидать лишь смятия боковой поверхности или среза одной части стержня относительно другой при достаточном перерезывающем усилии P (или Q).

Это замечание особенно актуально для дуги шейно-грудного отдела позвоночника с вершиной на Th_3 – Th_7 , где физические возможности расстановки активных и реактивных усилий весьма ограничены. Активную нагрузку P_A следует расположить напротив Th_5 или Th_6 , то есть на уровне подмышечной впадины, а реактивную – напротив Th_3 – Th_4 ,

выше подмышечной впадины. Расстояние между активной и реактивной нагрузками составляет не более 30–40 мм. Такую схему нагружения проблематично организовать даже сосредоточенными силами, а распределенными – практически невозможно. Даже для деформации грудного отдела с вершиной на Th_6 – Th_8 вряд ли удастся эффективно организовать силовую схему элементами распределенной нагрузки.

В случае распределенной нагрузки может получиться так, что расстояние K становится отрицательным, то есть одна группа сил (или часть ее) действует точно против другой. Такое расположение усилий может создавать лишь эффект всестороннего сжатия, что часто встречается при использовании плотных элементов корсетов и всегда присутствует в конструкциях корсетов, выполненных по принципу гильзы.

Замечание 4. На рис. 1, 2 представлена самая простая схема изгиба балки, при которой поперечная изгибающая сила лежит строго в плоскости изогнутого стержня, в противном случае, если линия действия поперечной силы лежит под некоторым углом к плоскости стержня, изгиб последнего невозможен, так как он будет поворачиваться вокруг опорных площадок и деформация будет трансформироваться из одной плоскости в другую. Применительно к реальной конструкции некоторый изгиб все же возможен и в этом случае, в связи с наличием тормозных моментов в опорных элементах конструкций, но эффективность вышеуказанной схемы изгиба незначительна. Она тем меньше, чем больше угол между силой и плоскостью стержня, чем меньше тормозные моменты сил в опорных зонах.

Для позвоночника характерно, что результирующий вектор его деформации в любом горизонтальном сечении практически всегда лежит между фронтальной и сагиттальной плоскостями, то есть конкретно во фронтальной и сагиттальной плоскостях отражаются лишь проекции

(компоненты) естественной деформации. При структурных сколиозах этот вектор вращается соответственно различным по высоте позвоночника сечениям, что и является сущностью торсии. Реально добиться эффективной коррекции деформированного в разных плоскостях позвоночника можно, если зафиксировать туловище в одной из плоскостей, например сагиттальной, и лишь затем прикладывать корригирующие усилия во фронтальной плоскости.

Замечание 5. Корригирующее усилие – поперечная сила (рис. 1, 2) возникает лишь при условии сопротивления деформированию среды, то есть сила существует за счет натяжения (деформации) элементов корсета, охватывающих туловище. Характеристика деформации элементов корсета в подавляющем большинстве случаев, за исключением резиноподобных материалов, жесткая, а значит, незначительное уменьшение объема туловища приведет к исчезновению корригирующей силы. Это обстоятельство выдвигает еще одно требование к средствам для эффективной коррекции, которое заключается в необходимости постоянного контроля наличия и величины корригирующего усилия корсета. Корригирующую нагрузку легко потерять из-за банальной ангины, сезонной смены питания, спуртового роста ребенка и других причин.

Чтобы перенести вышесказанное на все типы корсетов, следует классифицировать представленные в литературе и запатентованные корсеты. По нашим представлениям, в качестве отличительных признаков корсетов следует принять те, что определяют эффективность корригирующего воздействия. В связи с этим можно выделить три основных типа корсетов:

1) мягкие, главный элемент которых представляет собой эластичный ремень, обматывающий туловище таким образом, чтобы реализовать схему трехточечного нагружения, например корсет Rivard [13] или Spinecor Soft Brace;

2) полужесткие, имеющие в основе жесткую раму и систему гибких силовых связей с элементами фиксации; силовые ремни создают активную и реактивные силы для реализации схемы коррекции деформации позвоночника. К ним относится, например, корсет Milwaukee [10];

3) жесткие, выполненные либо из пластика в виде гильзы, охватывающей туловище больного, либо из полос металла (решетки), также охватывающих туловище до или ниже пояса. Пластиковая гильза, например корсет Boston [8], повторяет асимметричный относительно вертикальной оси рельеф туловища, определенный патологической деформацией позвоночника. Решетчатое исполнение, например корсет ЦНИИПП [1], подбирается таким образом, чтобы на полосах металла можно было установить плотные элементы с целью создания корригирующего эффекта на туловище больного.

Принципиально следует выделить иную классификацию корсетов. Первая группа – корсеты, реализующие вышерассмотренную схему трехточечного изгиба (чаще в области грудного отдела). К ним относится большинство корсетов известных марок, в том числе корсеты Milwaukee, Шедде, некоторые корсеты ЦНИИПП, которые производят эффект коррекции в любом положении туловища, но наибольший результат достигается при отсутствии весовой компоненты туловища, поэтому особенно полезны в положении лежа, во время сна.

Вторая группа – корсеты с единственным крылом, опирающимся на выпуклую сторону реберной деформации (корсеты консольного типа). Это иная широко распространенная схема изгиба – механический аналог изгиба консольно зашпеленной балки (рис. 3). При такой силовой схеме в области зашпеленной балки возникает момент от активной силы $M_A = P \cdot A$ и пара сил – вертикальная и горизонтальная компоненты. Аналогом корсета консольного типа является Бостонский корсет TLSO [8]. Активная нагрузка P_A (рис. 3) на реберный холм создает момент силы в зоне тазового пояса. Чтобы избежать проскальзывания корсета, необходимо обеспечить как можно большую площадь опоры корсета в области тазового пояса. Момент силы M_A уравнивается горизонтальной компонентой силы трения на границе зоны «туловище – внешняя среда», что практически реализуется только в положении стоя или сидя. Отсюда вытекают негативные свойства корсетов консольного типа: их бессмысленно эксплуатировать в положении лежа. Хотя инструкции и рекомендуют их использование во время ночного сна, общая эффективность корсетов данного типа весьма низкая, так как в положении стоя и сидя гравитационная компонента туловища существенно подавляет эффект работы поперечных корригирующих сил, а в положении лежа корсет просто не работает.

Заметим, что в случае реализации схемы трехточечного изгиба высота опорной части корсета в зоне тазово-

го пояса может быть сколь угодно малой.

Необходимо отметить, что поскольку физически не имеет значения, какая опора активная, а какая реактивная, то будем подразумевать под активной опорой ту, через которую сила воздействует на вершину деформации.

Таким образом, в мягких корсетах в виде резиноподобных ремней используются различные схемы обмотки туловища (в зависимости от локализации деформации позвоночника). Эти схемы, конечно, учитывают особенности деформаций, но принципиальной остается необходимость трассировать ремень не только по диагоналям и горизонталям туловища, но и перекидывать через плечо и проводить через паховую область. В результате параллельно с полезной корригирующей деформацией создается компрессионная деформация туловища в вертикальном направлении. По общеизвестным физическим законам, интеграл работы по замкнутому контуру равен нулю – результирующий эффект коррекции должен быть равен нулю.

Бесспорным достоинством этих корсетов является то, что под одеждой они практически незаметны. Видимо, это обстоятельство периодически подталкивает разработчиков к попыткам соединить несовместимое.

Пластиковые гильзы, охватывающие туловище, – жесткие корсеты, как указывалось выше, могут создавать лишь эффект всестороннего сжатия. Кроме того, для них характерно беспрепятственное проскальзывание туловища под нагрузкой



Рис. 3

Схема изгиба консольно-зашпеленной балки:

P_A – активная сила сосредоточенного типа;

M_R – реактивный момент силы;

P_{RH} – реактивная горизонтальная компонента силы;

P_{RV} – реактивная вертикальная компонента силы

внутри гильзы, применение каких-либо валиков оказывается бессмысленным. Такие корсеты не имеют предпосылок для эффективной коррекции.

Полужесткий тип представляется нам наиболее перспективным для поиска конструктивных решений эффективного корсета. Например, известный корсет Milwaukee, который, с нашей точки зрения, имеет ряд недостатков, подпадающих под замечания 4 и 5.

Множество конструктивных вариантов корсетов, не выходящих за обозначенные выше типы, по своим свойствам полностью отражает перечисленные проблемы и создает ту безрадостную картину на рынке корригирующих корсетов, которая тормозит в целом развитие консервативного лечения. Нам кажется, что ситуация не изменится, если не определить в достаточной мере проблемные факторы, стоящие на пути создания эффективного корригирующего корсета. Попробуем сделать это.

1. Уже была затронута часть биомеханических проблем, к числу которых относится ограниченность физического пространства для расположения активных и реактивных нагрузок, поэтому каждый предлагаемый на рынке конструктивный вариант должен точно отвечать на вопрос, для коррекции какого конкретно типа деформации он предназначен и как технически достигается заявленный эффект.

2. Традиционно применяемые способы (гипсовые кровати, подкладки в корсетах под вершину деформации типа гильзы для туловища, обязательное положение туловища во время сна на жестком основании и др.) направлены на то, чтобы создать исключительную нагрузку на вершину деформации. При этом упускается требование к организации конкретного положения реактивной опоры. Только в случае организации гармоничной схемы активных и реактивных нагрузок можно надеяться на эффект коррекции. Разумеется, силовые схемы коррекции напрямую зависят от типа деформации. Конкретные решения

силовых схем для различных типов деформаций мы рассмотрим ниже.

3. Дополнительно следует подчеркнуть противоречие, которое связано с тем, что, с одной стороны, физические размеры дуги требуют локального воздействия на вершину основания, а с другой – локальное воздействие (давление) на позвоночник через систему «ребра – связки», приводит к нежелательной деформации (повороту) плоскости ребра относительно условной оси позвоночника и высокому удельному давлению на мягкие ткани. Это требует обоснованности допустимых корригирующих усилий.

4. Ортопедические проблемы. Следует отметить сдерживание экскурсий грудной клетки в условиях корсета, даже в случае чистой реализации схемы трехточечного изгиба вместо всестороннего сжатия туловища. Проверено, что компенсацию этого негативного фактора можно осуществить целенаправленными упражнениями ЛФК. Серьезным ограничением активной коррекции может быть лордозколиоз, так как в условиях поперечного изгиба позвоночника во фронтальной плоскости может произойти усугубление лордозирования, восстановить которое консервативно мы считаем невозможным. Еще одним ограничением эффективной коррекции является недоступность поясничного отдела позвоночника для силового воздействия, поэтому в комплексе с корсетом необходимо применять подпяточные и подбедренные (в положении сидя) подкладки, но только после тщательного анализа эффекта их воздействия, например методом оптического топографического анализа. Корсеты консольного типа наиболее подходят для коррекции деформации поясничного отдела позвоночника. К сожалению, эффективность этих корсетов, как уже отмечено выше, низка.

5. Необходимо обратить внимание на особенности графика корригирующего усилия, приложенного к динамически изменяющемуся объекту, и на условия передачи усилия от элементов корсета к позвоночнику. Во-

первых, в связи с необходимостью постоянно подстраиваться под малейшие изменения геометрических параметров туловища (замечание 4), корсет должен иметь конструктивные элементы для мобильной настройки величины корригирующего усилия. Во-вторых, необходимо помнить, что усилие на позвоночник передается через ребро, которое само по себе находится под некоторым углом к условной оси позвоночника, поэтому вектор активного усилия должен быть по возможности приближен к плоскости ребра.

6. Бытовые проблемы. Длительность курса коррекции сопряжена с требованием высокой дисциплины и обязательности пациента, с необходимостью постоянного контроля и коррекции режимов нагружения туловища. Последнее условие в реальной жизни чаще всего игнорируется – больному надевают корсет и отправляют на длительный срок домашнего лечения. Бессмысленно ожидать при этом эффективной коррекции. Наши исследования показали, что за период условной стабильности антропометрических параметров туловища можно принять 8–10 недель, после которых необходим контроль состояния нагрузок, а чаще всего их коррекция. Необходимо отметить еще одну проблему – косметический вид корсета, его размеры и вес. Особенно критичным этот фактор становится для подростков в возрасте от 12 лет. Нередко он становится определяющим для возможности курса коррекции. В этом смысле корсет Milwaukee с головодержателем является собой не лучший пример.

В заключение мы предлагаем рассмотреть особенности силовых схем коррекции основных типов деформаций позвоночника. Необходимо сразу уточнить понятие «основные типы деформаций». Типизации деформаций посвящен ряд работ [11, 12], и вопрос о том, какая из классификаций предпочтительна, следует соотносить с основной тематикой, тем более что практически все современные классификации разработаны хирур-

гами и для хирургов. В нашем случае целесообразно принять локальную систему идентификации деформаций, которая подчинена возможности силового доступа к критическим точкам (зонам) деформации. С этих позиций мы предлагаем принять целевую типизацию, увязанную с особенностями корригирующего воздействия. Приведенные ниже схемы коррекции различных типов деформаций касаются преимущественно фронтальной плоскости силового воздействия. На схемах условно изображены только горизонтальные компоненты сил, действующих во фронтальной плоскости. Все схемы касаются только корсетов, реализующих схему трехточечного изгиба.

1. Деформацию верхнегрудного отдела позвоночника (рис. 4а) с вершиной на уровне Th₃–Th₄, которую схематично можно ассоциировать со знаком вопроса, обозначим деформацией Q-типа (Question). Как отмечено выше, главной проблемой коррекции этого типа деформаций является труднодоступность для размещения верхней реактивной опоры P_R на туловище. Только сосредоточенным типом силы с вектором, направленным вдоль плоскости ребра, можно попасть в зону Th₁–Th₂. Страховочное реактивное усилие P'_R для увеличения изгибного сопротивления поясничного отдела позвоночника может

быть актуально, если для него достаточно физического места в зоне ребер, то есть организация P'_R актуальна только для высоких пациентов. Нижняя реактивная опора P_R располагается в зоне костей тазового пояса.

2. Сколиозы с двумя дугами (грудной и поясничной), независимо от того, какая из них больше, условно обозначим как S-образные деформации (рис. 4б). Доступ к критическим зонам деформации в этом случае гораздо проще, чем при деформации Q-типа, но, расставляя широкие пелотные устройства корсета, здесь легко получить эффект всестороннего сжатия вместо требуемого трехточечного изгиба. Как правило, нижняя дуга окружена только мягкими тканями, поэтому располагать там реактивные опоры бессмысленно. Для повышения эффективности коррекции и одновременного увеличения изгибной жесткости поясничного отдела позвоночника в данном случае полезно применять подкладку под пятку и (в положении сидя) – под бедро. На схеме она условно показана в виде треугольника, вершиной давящего на базовую плоскость. Величина (толщина) подкладки зависит от поставленных текущих задач (выравнивание в горизонтальное положение тазового пояса, гиперкоррекция и др.) и должна подбираться приборными

средствами, например компьютерным оптическим топографом [2].

3. Протяженную деформацию с одной вершиной (рис. 4в) грудной или грудопоясничной локализации будем называть, как общепринято, C-образной. Такая деформация наиболее удобна для организации силовой корригирующей схемы корсета. Особенностью схемы может быть использование распределенного типа активной нагрузки в связи с протяженностью дуги. В отдельных случаях целесообразно применять корректор положения тазового пояса. Верхняя реактивная нагрузка и в этом случае должна быть сосредоточенного типа – широким пелотом податься к верхнему основанию дуги вряд ли удастся. Нижняя реактивная опора располагается в зоне тазового пояса. С позиций биомеханики у этого типа деформаций способность трансформироваться из одной плоскости в другую, оппозиционную, наибольшая. Поэтому приходится особенно тщательно заботиться об удержании сагиттального профиля в контролируемом положении на протяжении всего периода корсетотерапии.

4. Деформацию поясничного отдела (рис. 4г), внешне напоминающую форму рыболовного крючка, обозначим деформацией H-типа (Hook). С точки зрения коррекции, это самый проблематичный вид сколиоза.

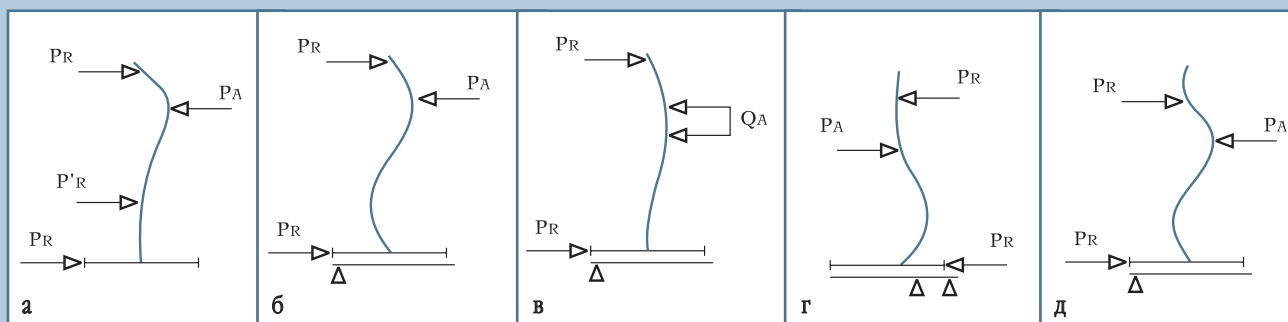


Рис. 4

Схемы коррекции деформаций позвоночника:

а – Q-типа; б – S-типа; в – C-типа; г – H-типа; д – 3A-типа

Воздействовать прямо на вершину здесь невозможно по той же причине, что и для нижней S-образной дуги. Управляя положением тазового пояса методом гиперкоррекции, можно опосредованно воздействовать на вершину деформации при одновременном дозированном, страховочном удержании грудного и груднопоясничного отделов. Можно предполагать, что H-тип наиболее удобно удерживать от развития консольными типами корсетов параллельно с активным управлением положения тазового пояса. В то же время следует отметить, что существует некоторая критическая величина деформации, функционально связанная с соотношением роста и веса ребенка, при которой любое воздействие на тазовый пояс корригирующей подкладкой не приводит к увеличению острого угла между осью позвоночника и осью тазового пояса. Рассчитывать на эффект коррекции деформации позвоночника в этом случае не приходится.

5. Сколиоз с тремя дугами (рис. 4д) будем обозначать как 3А-деформацию (3 Arcs). С точки зрения техники коррекции, эта деформация ничем не отличается от S-типа. Дуга верхнегрудного отдела недоступна для воздействия корригирующими корсетами. Все замечания по коррекции деформации S-типа справедливы и для деформации 3А-типа.

6. Кифотические деформации обозначим как D-тип. Актуальность коррекции кифотической деформации столь же значима, как и любой другой. К счастью, эта проблема решается даже легче, чем самая простая деформация из приведенного перечня – C-образная. Отличие состоит лишь в том, что контролировать следует фронтальный профиль, а активно нагружать – сагиттальный. Контроль фронтального профиля означает расстановку активных и реактивных сил в зависимости от типа деформации, в частности в случаях круглой спины, болезни Шейерманна и др.

Общая эффективность коррекции, как было указано выше, может быть достигнута лишь при условии обязательного силового контроля сагиттальной плоскости, а проблема деротации решается исключительно конструктивными особенностями корсета.

Рассмотренные проблемные вопросы и схемы нагружения туловища для механической коррекции деформации найдут, как мы надеемся, свое место в создании новых конструкций корсетов и методик корсетотерапии.

Детальные особенности корригирующего нагружения зависят еще от целого ряда факторов и являются компетенцией методик корсетотерапии конкретным типом устройства. В следующей публикации мы представим разработанный и успешно эксплуатируемый в течение шести лет экзокорректор деформации позвоночника, разработанный Новосибирским НИИТО и ООО «ОртоЛайн».

Литература

1. Капичникова ЛГ. Протезирование при деформациях и заболеваниях позвоночника // Руководство по протезированию / Под ред. Н.И. Кондрашина. М., 1976. С. 307–327.
2. Михайловский М.В., Новиков В.В., Васюра А.С. Современная концепция раннего выявления и лечения идиопатического сколиоза // Вестн. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. 2003. № 1. С. 3–10.
3. Фомичев Н.Г., Садовой М.А., Сарнадский В.Н. Система раннего скрининга и мониторинга деформаций позвоночника у детей // Проблемы хирургии позвоночника и спинного мозга: Тез. Докл. Всерос. науч.-практ. конф., посв. 50-летию Новосибирского НИИТО. Новосибирск, 1996. С. 145–146.
4. Шулушко А.И. Боковое искривление позвоночника у детей. Казань, 1963.
5. Blount W.P., Schmidt A.C., Kaeffer E.D., et al. The Milwaukee brace in operative treatment of scoliosis // J. Bone Joint Surg. Am. 1958. Vol. 40. P. 511–529.
6. Dickson R.A. Conservative treatment for idiopathic scoliosis // J. Bone Joint Surg. Br. 1985. Vol. 67. P. 176–181.
7. Dickson R. How to treat idiopathic scoliosis and why // European Instructional Course Lectures. 2005. Vol. 7. P. 69–81.
8. Emans J.B., Kaelin A., Bancel P., et al. The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. // Spine. 1986. Vol. 11. P. 792–801.
9. Jonasson-Rajala E., Josefsson E., Lundberg B., et al. Boston thoracic brace in the treatment of idiopathic scoliosis. Initial correction // Clin. Orthop. Relat. Res. 1984. N 183. P. 37–41.
10. Keiser R.P., Shuffelbarger H.L. The Milwaukee brace in idiopathic scoliosis: evaluation of 23 completed cases // Clin. Orthop. Relat. Res. 1976. N 118. P. 19–24.
11. King H.A., Moe J.H., Bradford D.S., et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis // J. Bone Joint Surg. Am. 1983. Vol. 65. P. 1302–1313.
12. Lenke L.G., Betz R.R., Harms J., et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis // J. Bone Joint Surg. Am. 2001. Vol. 83. P. 1169–1181.
13. Rivard C.H., Coillard C., Zabjek K.F. Survival analysis of the first weaned patients with the Spinecor brace // Scoliosis Research Society 37th Annual Meeting. 2002. Scientific Program Abstracts. P. 134.

Адрес для переписки:
Шуц Семен Абрамович
630049, Новосибирск, а/я 42,
s_schutz@mail.ru