

ПРИМЕНЕНИЕ ПОПЕРЕЧНО КОРРИГИРУЮЩИХ («ТРАНСЛИРУЮЩИХ») СИЛ В ОПЕРАТИВНОМ ЛЕЧЕНИИ СКОЛИОЗА

Я.Р. Джалилов, В.Г. Вердиев, Т.Я. Джалилов

НИИ травматологии и ортопедии МЗ Азербайджанской Республики, Баку

Представлены результаты хирургического лечения 53 больных со сколиозом III–IV степени тяжести с применением оригинального эндокорректора. Эндокорректор основан на применении поперечно корригирующих («эффект трансляции») сил, позволяющих перемещать позвонки основной дуги сколиоза к срединной линии туловища. Эндокорректор показал наибольшую эффективность при сколиозах с дугой искривления до 75°, обеспечив коррекцию в 35–45°. Авторы провели математическое моделирование ситуации «эндокорректор–искривленный позвоночник» и изучили характер сил, создаваемых эндокорректором и участвующих в коррекции сколиотической деформации. Операция обеспечивала стабильную фиксацию позвоночника с сохранением ее сагиттальных контуров. Потеря коррекции в отдаленном периоде наблюдения (от 1 года до 6 лет) не превышала 8–10°. При сколиозах с дугой выше 75° авторы применяли этапные коррекции, при этом потеря коррекции могла достигать 15°.

Ключевые слова: сколиоз, хирургическое лечение, «эффект трансляции», корригирующая конструкция.

Application of Cross-Section Corrective («Translation») Forces at Surgical Treatment for Scoliosis

Ya.R. Jalilov, V.Q. Verdiyev, T.Y. Jalilov

Surgical treatment results for 53 patients with III–IV stage of scoliosis are presented. In all patients original endocorrector has been applied. Endocorrector is based on the application of cross-section corrective («translation effect») forces that enable to shift the vertebrae of the main scoliotic arch to the median line of the trunk. Endocorrector was the most effective in curvature arch under 75° and provided 35–45° correction. Mathematic modeling of a situation «endocorrector–curved spine» was performed as well as the pattern of forces created by endocorrector and participated in the scoliotic deformity correction was studied. Surgical intervention enabled to achieve stable fixation of the spine with its sagittal contours preservation. At long-term follow up (1–6 years) loss of correction did not exceed 8–10°. In scoliosis with arch over 75° step-by-step corrections were performed and loss of correction could make up 15°.

Key words: scoliosis, surgical treatment, «translation effect», corrective construction.

Эффективность поперечно направленных сил (translation effect) в лечении сколиоза доказал E. Luque, с успехом применив созданную им систему SSI (Spinal Segmental Instrumentation). В работе [1] он показал, что при центральном угле основной дуги сколиоза менее 80–90° поперечный компонент корригирующих сил при исправлении деформации преобладает над продольным.

Исследования корригирующего эффекта различных сил на модели позвоночника (Р. Роф, 1975; М.М. Асадулаев, 1982–1984; В.И. Евсеев и др., 1980) привели к выводу, что даже небольшая поперечная сила корригировала ее ротацию и фронтальный изгиб. В то же время даже большая вертикальная растягивающая сила, приложенная к верхнему концу позвоночника, минимально меняла ротацию и умеренно уменьшала боковой изгиб.

Применение системы, основанной на использовании поперечно направленных сил, позволяет получить объемную фронтальную коррекцию, замет-

ный деротационно-деторсионный эффект и не нарушает сагиттальные контуры позвоночника [2]. Преимуществом является полисегментарность фиксации, что значительно снижает риск перелома стержней и костных структур и позволяет обходиться в основном без внешней фиксации. Недостатком данной системы является необходимость субламинарного проведения многочисленных проволочных петель. Для уменьшения объемов потери коррекции была предложена гибридная система Harri-Luque — сочетание систем HRSF (Harrington) и SSI (Luque), которая превзошла корригирующие возможности обеих систем и обеспечила более стабильную коррекцию. Однако из-за необходимости субламинарного проведения фиксирующих проволочных петель количество неврологических осложнений не уменьшалось.

Об эффективности поперечных сил в хирургии сколиоза сообщили С.Т. Ветрилэ и соавт. [3], имеющие большой опыт применения системы

Harri-Luque. Авторы также отметили эффективность применения комбинации эндокорректоров в хирургии сколиоза.

Решение проблемы субламинарной фиксации было предложено D. Drammond [4], который проводил проволоочные петли через основания остистых отростков. При создании системы WISS (Wiskonsin Segmental Spinal Sistem) он основывался на результатах фундаментальных экспериментальных исследований, которые доказали, что костная ткань основания остистых отростков позвонков в грудном отделе на 117%, а в поясничном на 73% толще и прочнее ткани дужек.

В основу предложенной I. Cotrel и J. Dubousset (1988) системы коррекции сколиоза в трех плоскостях (CDI) положен принцип деротации позвонков. Однако внедрение системы выявило, что в процессе коррекции системой CDI также присутствует «эффект трансляции» — бокового смещения сколиотической дуги. Впоследствии было установлено, что деротационные возможности системы CDI ограничены, а после операции отмечалась выраженная декомпенсация туловища [5, 6]. Для ликвидации указанных и других недостатков предложено множество модификаций системы CDI — CD-HORIZON, SYNERGY, KOLORADO, EXPEDIUM, LEGACY, TSRH, ISOLA. Эти системы отличаются от своего предшественника дизайном и технологией изготовления. Основная цель всех модификаций — увеличить объем получаемой коррекции и уменьшить ее послеоперационную потерю. В погоне за этим в некоторых конструкциях увеличено число фиксирующих элементов и число жестко фиксируемых позвоночных сегментов. В то же время операционная технология их установки более сложна и травматична. При этом одним из основных корригирующих моментов этих конструкций также является «эффект трансляции», т.е. перемещение позвонков сколиотической дуги поперечно в направлении к срединной оси туловища.

Свое развитие принцип поперечной «трансляции» позвоночника получил в разработанной в Канзасском медицинском центре (США) [7] методике, названной ими системой ISOLA. Согласно исследованию [8], основанному на результатах операций 185 больных, методика позволяет получить в среднем 85% коррекции при I типе и до 90% при II–III типе сколиоза с последующей ее потерей до 12°. При этом установка системы сопровождается меньшей по сравнению с другими декомпенсацией туловища. Методика получила большое распространение в Европе и Америке [9, 10]. Однако основным отрицательным моментом методики является субламинарное проведение проволоочных петель, сопряженное с риском неврологических осложнений.

В последнее время появляются сообщения об операциях с использованием конструкций, предусматривающих установку исключительно транс-

дукулярных винтов. Т. Akqul и соавт. [11] сообщили о результатах оперативного лечения 33 больных сколиозом со средним углом деформации 48° (22–78°). При фиксации в среднем 12 (6–15) сегментов позвоночника удавалось достичь коррекции 41–42°. Количество проведенных транспедикулярно винтов при этом доходило до 28–30. Безусловно, проведение такого количества винтов в тела позвонков требует особого технологического обеспечения, высоко инвазивно и сопряжено с большим риском повреждения внутри- и околопозвоночных нервных и сосудистых структур. Так, согласно рапорту, представленному Американскому обществу исследования сколиоза (Scoliosis Research Society), основанному на анализе данных литературы из нескольких стран Америки и Европы [12], тяжелые неврологические осложнения после операций с применением транспедикулярных систем при сколиозе развиваются в 0,26–17% случаев и это далеко не полные данные.

I. Benli и соавт. [6], изучив конструктивные и технологические особенности и клинические результаты операций с использованием всех применяемых в настоящее время спинальных систем, пришли к выводу, что конструкций с идеальными металлургическими, биомеханическими и корригирующими характеристиками не существует. Отмечена тенденция к «усилению» транслирующих и фиксирующих способностей конструкций путем применения дополнительных проволоочных петель.

По нашему мнению, «идеальная» спинальная система должна отвечать следующим требованиям:

- иметь высокие биомеханические характеристики — сохранять прочность и устойчивость в течение длительного времени после монтажа;
- обеспечивать устойчивость корригированного позвоночника при физиологических нагрузках без применения средств внешней фиксации;
- быть простой в установке и требовать минимум временных затрат при монтаже, ревизии или демонтаже;
- обеспечивать трехплоскостную коррекцию и восстанавливать физиологические пространственные контуры позвоночника и туловища;
- обеспечивать полноценные двигательные функции позвоночника, что позволит не снижать «качество жизни» пациента;
- металл, из которого изготовлена спинальная система, должен обладать достаточными для интраоперационного моделирования пластическими свойствами и не препятствовать проведению необходимых радиологических (в особенности МРТ) исследований;
- быть экономически доступной всем слоям населения.

Распределение больных по степени тяжести и локализации сколиоза

Локализация сколиоза	Степень тяжести сколиоза					Итого
	IIIB	IIIC	IVA	IVB	IVC	
Грудной	8	3	2	4	3	20
Груднопоясничный	2	2	4	4	2	14
Комбинированный, или S-образный	5	4	5	4	1	19
Всего...	15	9	11	12	5	53

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В отделении ортопедии взрослых Аз.НИИТО создана и применяется конструкция для дорсальной коррекции сколиоза (пат. № I 2003 0027 Азербайджанской Республики), позволяющая создавать «эффект поперечной трансляции» позвонков сколиотической дуги [13, 14]. При проектиро-

вании конструкции были учтены положительные свойства систем Harri-Luque, WISS и ISOLA.

Проанализированы результаты хирургического лечения 53 больных с тяжелыми формами сколиоза в возрасте от 13 до 28 лет. В своей практической работе мы пользуемся собственной (Я.Р. Джалилов, 2005) рабочей классификацией степени тяжести сколиоза, основанной на классификации В.Д. Чаклина:

I степень — угол основной дуги до 10° (по Cobb); IIА — $11-20^\circ$; IIВ — $21-30^\circ$; IIIА — $31-40^\circ$; IIIB — $41-50^\circ$; IIIC — $5-60^\circ$; IVA — $61-70^\circ$; IVB — $71-80^\circ$; IVC — 81° и более (см. таблицу).

Наш опыт показывает, что, к примеру, сколиозы с углом в $31-40^\circ$ по клиническому проявлению и тактике лечения существенно отличаются от сколиозов с углом в $51-60^\circ$, поэтому объединение их в одной группе — сколиоз IV степени — не отражает фактических различий в их клинической картине и создает проблемы в планировании лечебного процесса.

Во время операции после установки титанового дистрагирующего стержня с вогнутой стороны производили умеренную дистракцию для предварительной коррекции, что является принципиальным отличием данной системы от продольно дистрагирующих систем типа Харрингтона и его модификаций. Основную коррекцию проводили после укладки пластины эндокорректора с выпуклой стороны с максимальным охватом позвонков основной дуги искривления и проведения через основания остистых отростков и отверстия пластин болтов или проволоочных петел из титанового сплава и их затягивания. При этом визуально видно происходящее существенное ослабление напряжения на стержне и крючках эндокорректора, что позволяло осуществлять дополнительную продольную коррекцию. Однако в любом случае продольная коррекция носила умеренный характер и не приводила к перерастяжению тканей позвоночника. Преимущественное применение поперечных «транслирующих» сил позволяло сохранять сагиттальный профиль позвоночника в физиологических пределах (рис. 1, 2). Операцию заканчивали междужковым и межпоперечным спондилодезом костными ауто- или аллотрансплантатами.

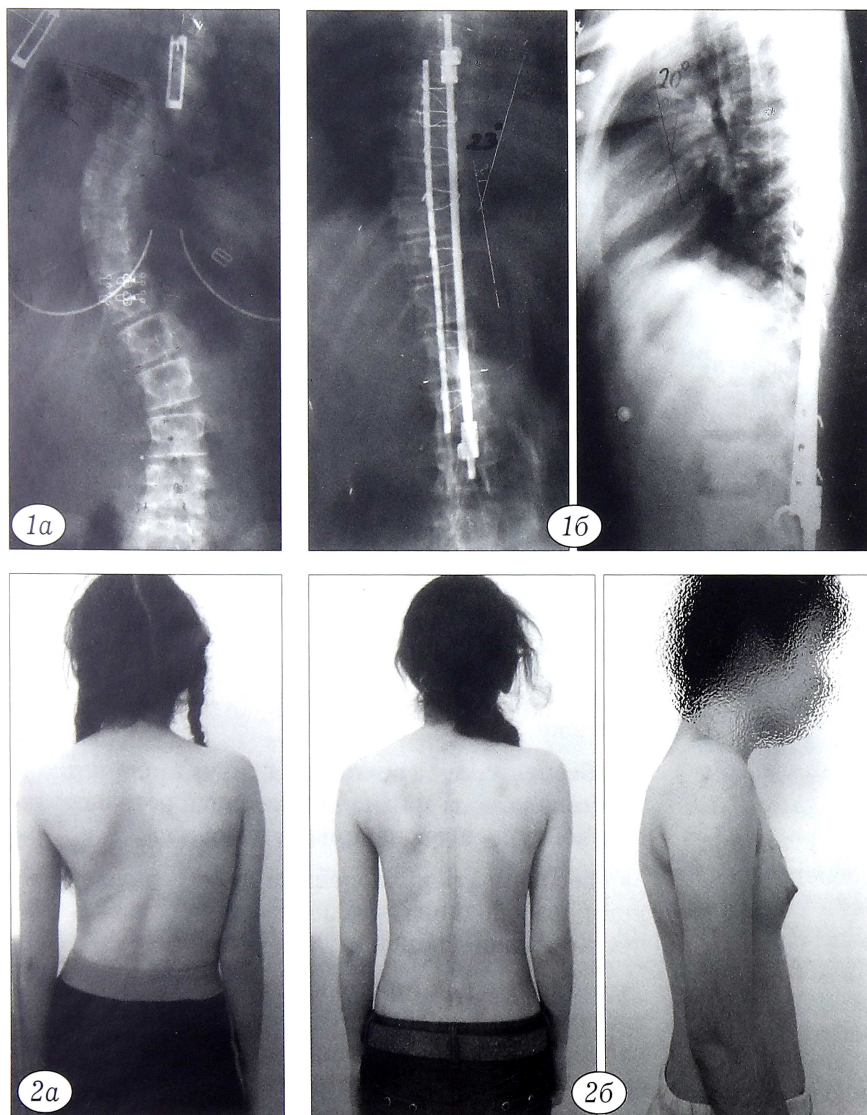


Рис. 1. Рентгенограммы больной Г. 16 лет. а — до операции (63°); б — после операции (23°); сохранен сагиттальный профиль — грудной кифоз 20° .

Рис. 2. Внешний вид больной Г. до (а) и после (б) операции.

Продолжительность операции в среднем составила 150 мин. Кровопотеря не превышала 300–350 мл.

Было проведено физико-математическое моделирование ситуации «эндокорректор Джагилова – искривленный позвоночник» для расчета возникающих векторов сил, корригирующих сколиотическую дугу.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Корригирующий эффект эндокорректора складывается из поперечно- и продольно направленных векторов сил и его деротирующего действия.

Как видно из представленной схемы, после монтажа эндокорректора происходит взаимодействие стержня и пластины эндокорректора с позвонками основной дуги S-образно искривленного позвоночника, что приводит к возникновению разнонаправленных силовых векторов. Соответственно выделены три участка, где возникающие силовые векторы имеют особенности.

1-й участок. В данном участке по мере перемещения краниального крючка вращаемой хирургом гайкой дистрагирующего стержня эндокорректора возникает продольно направленная сила, которую обозначим произвольным вектором F_1 . Эта сила расположена ближе к вертикальной оси координат. После монтажа пластинчатой приставки и затягивания соединяющих элементов (болты или титановые проволоочные петли) возникает поперечно направленная корригирующая сила F_2 , расположенная ближе к горизонтальной оси координат. Результирующий вектор силы F этих двух векторов определяется по правилу параллелограмма.

2-й участок охватывает в основном вершинные позвонки основной дуги сколиоза. На этом участке вначале, после установки соединяющих элементов (болты или титановые проволоочные петли) и частичного их затягивания, на остистые отростки действуют компрессирующие, горизонтально направленные силы, которые вначале отклоняют нижнюю ветвь к срединной линии туловища. При этом верхняя ветвь, также отклоняясь к срединной линии, прижимается к краниальному отрезку (на 1-м участке дуги сколиоза) стержня на вогнутой стороне дуги искривления. Как видно из схемы, на данном участке горизонтальная составляющая Q_1 корригирующих сил значительно больше вертикальной, и она является основой сил, перемещающих («транслирующих») позвонки к срединной линии туловища. Вследствие того что диски, связки и позвонки имеют упруго-эластичные свойства и препятствуют поперечной коррекции (по М. Асадуллаеву), на этом участке возникает сила T_1 , направленная по оси позвоночника в краниальном и каудальном направлениях. Геометрической суммой этих векторов является вектор Q . На данном этапе коррекции остистые отростки и срединный отрезок стержня на вогну-

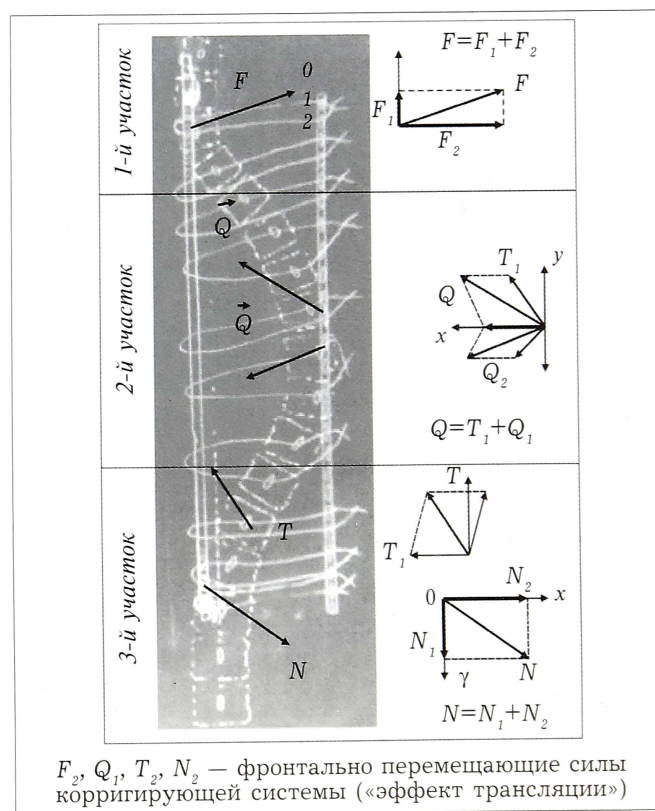
той стороне играют роль дополнительных точек опоры для коррекции вершинного участка сколиотической дуги.

3-й участок. В данном участке мы рассмотрели отрезок эндокорректора, расположенный между каудальным крючком и вершиной дуги, а также силы, возникающие на позвонке с каудальным крючком стержня. Здесь возникают поперечно корригирующая сила T_2 и сила T_1 , обусловленная упруго-эластичными свойствами межпозвоночных дисков. Суммой этих сил является вектор T . На позвонке, в который вмонтирован краниальный крючок стержня, возникают продольно дистрагирующая сила N_1 и поперечно корригирующая сила N_2 . Суммой этих векторов является вектор силы N (см. схему).

Таким образом, по направлению результирующих векторов, которые направлены к срединной линии, проходящей между стержнем и пластиной, мы можем говорить об их корригирующей природе. Следует отметить, что, создавая модель, мы не преследовали цель вычислять количественный показатель этих сил.

Процесс поперечной трансляции сколиотической дуги начинается с 3-го участка после монтажа субламинарных крючков стержня эндокорректора. После контакта стержня и пластины с тканью остистых отростков в 3-м участке производится полное их стягивание на вершинном 2-м участке дуги. При этом визуально заметно продольное перемещение остистых отростков а также краниального крючка в 1-м участке на 1,5–2 см. Это явля-

Направления сил, возникающих в процессе коррекции сколиоза с помощью эндокорректора Джагилова



ние мы называли эффектом «посттрансляционной дистракции».

В результате операции получена коррекция в среднем $28,1^\circ$ ($25-45^\circ$) при величине угла искривления от 45 до 92° . Наименьшая коррекция ($25-28^\circ$) достигнута у 15 больных с ригидными формами сколиоза и углом основной дуги, превышающим 75° . У этих больных установка боковой пластинчатой приставки эндокорректора была сопряжена с техническими трудностями и требовала моделирования ее формы относительно изгиба дуги сколиоза. В 3 наблюдениях с углом основной кривизны свыше 80° пришлось использовать более короткие приставки, охватывающие часть дуги сколиоза. В таких случаях мы производили этапную коррекцию сколиоза. Через 6–8 мес после основной операции из экономных доступов осуществляли дополнительную продольную и поперечную коррекцию сколиоза, увеличивая ее общий объем еще на $10-12^\circ$. Срок нахождения в стационаре при этом составлял в среднем 2–3 дня.

У 28 больных с мобильностью позвоночника свыше 10° получена одномоментная коррекция от 35 до 45° . У этих больных угол основной кривизны не превышал $65-70^\circ$, что позволяло устанавливать эндокорректор без каких-либо трудностей. Собранная конструкция обеспечивала прочную фиксацию, что позволяло в дальнейшем отказаться от внешней иммобилизации. Больным разрешали ходить на 4–5-й день и выписывали из клиники на 10–11-е сутки после операции.

Ни у одного из больных наличие конструкции не приводило к ограничению двигательных функ-

ций туловища и не сопровождалось каким-либо дискомфортом, снижающим качество жизни.

Торсию—ротацию позвонков мы определяли по методике R. Perdriole (1979), а также на основе предложенного нами метода определения индекса (It) с помощью разработанной специальной сетки [15]. Метод более точен и позволяет при необходимости, применив специальную формулу, переводить значения индекса в градусы и проценты (рис. 3). У некоторых больных оценку торсии—ротации провели по компьютерным томограммам по методике [16], результаты которой соответствовали данным, полученным при использовании вышеуказанной методики.

Ортопедов-вертебрологов всегда беспокоила проблема потери коррекции сколиотической кривизны после операции. Ни одна из существующих конструкций эндокорректоров, к сожалению, не обеспечивает полное сохранение полученной коррекции. Динамика потери коррекции прослежена в сроки от 1 года до 6 лет у 47 больных. Потеря коррекции по истечении 1,5–2 лет после операции не превышала 15° . При этом у больных, оперированных при угле сколиоза не более 65° , потеря коррекции не превысила $8-10^\circ$. Степень потери коррекции увеличивалась у больных с первоначальным углом сколиоза более 75° и могла достигать до 15° .

Анализ ближайших и отдаленных результатов показал, что в подавляющем большинстве случаев у больных сохраняется грудной кифоз и поясничный лордоз в пределах $20-25^\circ$.

ВЫВОДЫ

1. Физико-математическое моделирование ситуации «эндокорректор Джагилова—искривленный позвоночник» для расчета возникающих при этом векторов сил, корригирующих сколиотическую дугу, показало, что применение поперечно-направленных сил приводит к одновременной продольной и поперечной коррекции искривленного позвоночника. При этом основу корригирующего эффекта составляет перемещение—трансляция позвонков основной дуги сколиоза к срединной оси туловища.

2. Применение продольной дистракции в сочетании с поперечной трансляцией позвонков позволяет сохранять физиологический сагиттальный контур позвоночника.

3. Использование эндокорректора Джагилова с простой и малотравматичной технологией монтажа фактически сводит на нет риск механического повреждения нервно-сосудистых элементов позвоночного столба и спинного мозга.

4. Наличие конструкции не сопровождается ограничением двигательных функций туловища и каким-либо дискомфортом.

5. Конструкция обладает высокими корригирующими и фиксирующими свойствами — потеря коррекции не превышает в среднем $8-10^\circ$ от первоначально достигнутого.

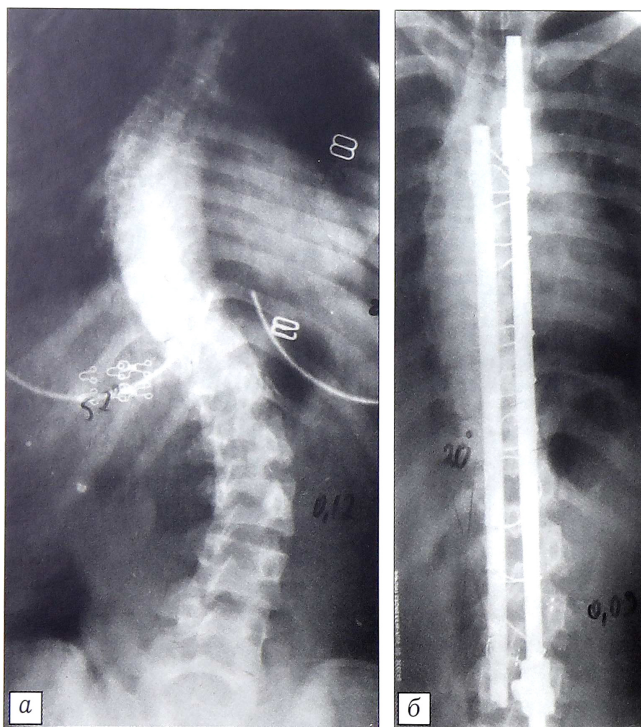


Рис. 3. Рентгенограммы больной А. 17 лет. а — до операции: Th55°/L52°; It 0,14 (12,6°); б — после операции: Th35°/L26°, It 0,09 (8,1°).

ЛИТЕРАТУРА

1. *Luque E.R.* Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. Clin. Orthop. 1982; (163): 193–198.
2. *Herring J.A.*, eds. Tachdjian's pediatric orthopaedics from texas scottish rate hospital for children. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 2002: 213–260.
3. *Ветрилэ С.Т., Кулешов А.А., Швец В.В.* Сравнительный анализ результатов хирургического лечения сколиоза с применением дистрактора Harrington в сочетании с методом Luque и системы Cotrel-Dubousset. Вестн. травматол. ортопед. 1999; 2: 7–15.
4. *Drummond D.S.* Harrington instrumentation with spinous process wiring for idiopathic scoliosis. Orthop. Clin. North Am. 1988; 19 (2): 281.
5. *Bago J., Ramirez M., Pellise F., Villanueva C.* Survivorship analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. Eur. Spine J. 2003; 12 (4): 435–439.
6. *Benli I.T., Kaya A.* Correction and instrumentation techniques in surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. J. Turkish Spinal Surg. 2008; 19 (3): 233–293.
7. *Asher M.A., Lai S.M., Burton D., Manna B., Cooper A.* Safety and efficacy of Isola instrumentation and arthodesis for adolescent idiopathic scoliosis: two- to 12-year follow-up. Spine. 2004; 29 (18): 2013–2023.
8. *Asher M.A.* Practice audit. 5th European Isola Meeting, Amsterdam, feb. 20–21, 1998. Amsterdam; 1998.
9. *Benli I.T., Akalin S., Aydin E., Baz A., Citak M., Kis M., Duman E.* Isola spinal instrumentation system for idiopathic scoliosis. Arch. Orthop. Trauma Surg. 2001; 121 (1–2): 17–25.
10. *Girardi F.P., Boachie-Adjei Rawlins B.A.* Safety of sublaminar wires with Isola instrumentation for the treatment of idiopathic scoliosis. Spine. 2000; 25 (6): 691–695.
11. *Akgul T., Polat G., Talu U., Domanich U.* The results of the adolescent idiopathic scoliosis patients treated with posterior segmental pedicle screw method. J. Turkish Spinal Surg. 2008; 19 (3): 223–231.
12. *Coe J.D., Arlet V., Donaldson W., Berven S., Hanson D.S., Mudiya R. et al.* Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium. A report of the scoliosis research society morbidity and mortality committee. Spine. 2006; 31 (3): 345–349.
13. *Джалилов Я.Р.* Комплексное ортопедо-хирургическое лечение сколиотической болезни. Вестн. травматол. ортопед. 2002; 3: 47–52.
14. *Джалилов Я.Р.* Хирургическая коррекция сколиоза с применением новых дистрагирующих и деротирующих эндокорректоров. Адаптация различных систем организма при сколиотической деформации позвоночника. В кн.: Материалы международного симпозиума. М.; 2003: 131–133.
15. *Джалилов Я.Р., Джалилов Т.Я.* Индекс торсии (It) позвонков при сколиозе и способ ее определения. Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. Красноярск; 2004: 32–35.
16. *Ho E., Upadhyay S.S., Chan F.L., Hsu L., Leong J.* New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans: an intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis. Spine. 1993; 18 (9): 1173–1177.

Сведения об авторах: *Джалилов Я.Р.* — доктор мед. наук, науч. руководитель отдела ортопедии взрослых и последствий травм; *Вердиев В.Г.* — профессор, доктор мед. наук, засл. деятель науки Азербайджанской Республики, директор Аз.НИИТО; *Джалилов Т.Я.* — науч. сотр. Аз.НИИТО.

Для контактов: *Джалилов Яшар Рафтар оглы.* Baku, Az 1007, Azerbaijan, ул. Аббас Саххата 32, Аз.НИИТО. Тел.: (+99412) 440-63-41; (+99450) 213-43-46. E-mail: celilov@mail.ru.

Заметки на полях рукописи

В статье указано, что применение транспедикулярных конструкций не оправдано в связи с травматичностью и высокой вероятностью развития неврологических осложнений. С этим трудно согласиться, так как ни одним автором не приводятся сообщений о том, что внедрение метода транспедикулярной фиксации сопровождалось увеличением частоты неврологических осложнений. Данные осложнения могут возникать при отсутствии опыта у врача и при несоблюдении правил проведения винтов. Кроме того, авторы указывают, что транслирующий и деротационный эффекты транспедикулярных конструкций и конструкции, применяемой авторами, сопоставимы. Это также вызывает сомнения, так как при чрезостистой фиксации не перекрывается центр ротации позвонка, а при транспедикулярной фиксации деротационный маневр происходит при приложении сил ко всем трем колоннам позвонков. Использование транспедикулярных конструкций более оправдано, так как практически не приводит к потере коррекции в отдаленном периоде. Тогда как сами авторы и наш собственный опыт применения конструкции Харрингтона и Люке свидетельствуют о частичной потере коррекции в отдаленном периоде. Согласно данным современной литературы, как российской, так и общемировой, мнениям ведущих экспертов из разных стран, предпочтение в настоящее время отдается применению именно транспедикулярных или гибридных конструкций.

Доктор мед. наук А.А. Кулешов

