



# БИОМЕХАНИКА ПОЗВОНОЧНИКА В НОРМЕ И ПРИ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЯХ: ОСНОВНЫЕ АСПЕКТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

А.Ю. Мушкин<sup>1</sup>, Э.В. Ульрих<sup>2</sup>, И.В. Зувев<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский НИИ фтизиопульмонологии

<sup>2</sup>Санкт-Петербургская государственная педиатрическая медицинская академия

<sup>3</sup>Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт им. проф. А.Л. Поленова, Санкт-Петербург

Проведен анализ литературных источников, посвященных основным аспектам биомеханики позвоночника — прочности формирующих переднюю и заднюю колонны позвоночника анатомических структур, кинематическим свойствам позвоночно-двигательных сегментов и отделов позвоночника, биомеханике деформаций позвоночника, процессам перестройки (ремоделирования) костных трансплантатов в условиях деформации, биомеханике имплантатов и позвоночника при его инструментальной фиксации.

**Ключевые слова:** позвоночник, биомеханика позвоночника, деформации, сколиоз, кифоз, нестабильность, контактные деформации, фиксация позвоночника, инструментальная фиксация.

## NORMAL AND PATHOLOGICAL BIOMECHANICS OF THE SPINE: MAJOR ASPECTS OF INVESTIGATION

A.Y. Mushkin, E.V. Ulrikh, I.V. Zuev

Literature review of major aspects of spinal biomechanics is presented, including the strength of anatomical structures forming anterior and posterior spinal columns, kinematics of the spine and spinal motion segments, biomechanics of spinal deformity, remodeling of bone grafts in deformity condition, and biomechanics of spinal implants and instrumented spine.

**Key Words:** spine, spinal biomechanics, spinal deformities, scoliosis, kypsis, instability, adjacent segment pathology, spine fixation, spine instrumental fixation.

Hir. Pozvonoc. 2009;(4):53–61.

Позвоночник представляет собой сложную трехмерную конструкцию, анатомические особенности которой обеспечивают движения как изолированно в любой из трех плоскостей, так и одновременно в нескольких. Большинство деформаций позвоночника являются комбинированными: при типичных сколиотических и кифосколиотических деформациях всегда присутствует торсионный компонент [8, 13, 15, 20, 22, 25, 39, 40, 44, 76]. Одноплоскостные сагитальные и фронтальные деформации, так называемые чистые кифозы, лордозы и сколиозы, встречаются значительно реже, как правило, носят врожденный характер, то есть связаны с аномалиями позвонков, но с позиций биомеханики представляются более

простыми, что позволяет их анализировать как теоретическими, так и математическими методами.

В рамках современных исследований по биомеханике позвоночника выделяют пять основных направлений:

- 1) изучение прочности анатомических структур, формирующих переднюю и заднюю колонны позвоночника; при анализе биомеханики позвоночника обычно используется двухколонная теория строения позвоночника F.W. Holdsworth [74, 75];
- 2) изучение кинематических свойств изолированных позвоночно-двигательных сегментов (ПДС) и отделов позвоночника;

- 3) изучение биомеханики деформаций позвоночника;
- 4) изучение процессов перестройки (ремоделирования) костных трансплантатов в условиях деформации;
- 5) изучение биомеханики имплантатов и позвоночника при его инструментальной фиксации.

Представляют интерес основные аспекты этих исследований.

*Прочностные характеристики анатомических структур передней и задней колонн позвоночника.* По определению А.И. Казьмина и др. [8], каждый из элементов позвонка — тело, дужка и отростки — выполняет преимущественно одну функцию: тело позвонка является несущей конструкцией, дужка играет защитную роль,

А.Ю. Мушкин, д-р мед. наук, проф., рук. отдела внелегочного туберкулеза и отделения хирургии костного туберкулеза у детей; Э.В. Ульрих, д-р мед. наук, проф., профессор кафедры хирургических болезней детского возраста; И.В. Зувев, канд. мед. наук, врач-нейрохирург отделения нейрохирургии детского возраста.

а система отростков осуществляет кинематическую функцию.

На стендовых моделях установлено, что тела позвонков способны выдерживать нагрузки, многократно превышающие вес тела человека: максимальная нагрузка для шейных позвонков достигает 150–300 кг, грудных — 200–800 кг, а поясничных — 300–1300 кг [1, 2, 8, 23, 27, 28, 42, 92–95, 106, 115, 117]. Устойчивость дуг позвонков к механическому воздействию несравнимо ниже, однако и они выдерживают нагрузки, сопоставимые с весом взрослого человека. У детей младшего возраста дуга позвонка способна выдерживать нагрузку, составляющую до 80 % веса тела; однако увеличение нагрузки приводит к эпифизеолизу дуги, чем и объяснялись длительное время ограничения по применению спинальных имплантатов у детей младшего возраста [16, 17, 24, 31, 71, 102].

Нагрузки, испытываемые межпозвонковым диском, по-разному распределяются между пульпозным ядром и фиброзным кольцом. При кратковременных нагрузках в 50–100 кг элементы диска (пульпозное ядро и фиброзное кольцо) не подвергаются ни сжатию, ни деформированию. Увеличение нагрузки или длительности ее действия ведет к эластичному сжатию пульпозного ядра и деформации фиброзного кольца без их анатомического разрушения. Суммарная нагрузка на диск при этом в поясничном отделе может достигать 450–2500 кг. В пожилом возрасте прочность дисков снижается в 1,5–2,5 раза [8, 23, 71, 95, 108].

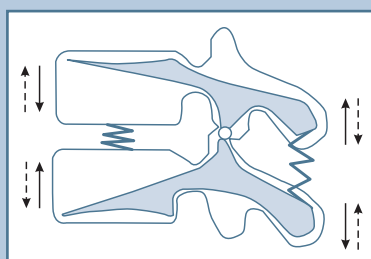
Устойчивость дисков к тракционным усилиям значительно меньше: их разрушение под действием растяжения в шейном отделе возникает при усилиях в 100 кг, в поясничном — начиная от 400 кг [8].

Изучение функций связок позвоночника показало, что в физиологических условиях они находятся в состоянии предварительного натяжения, величина которого для надостных связок составляет 0,12–0,35 кг, для желтых — 0,4–1,5 кг. При естественных движениях позвоночника

эти нагрузки возрастают до 6–8 кг (для длинных) и 13–50 кг (для желтых связок). Тракционные (растягивающие) осевые усилия, в 3–4 раза превышающие указанные, приводят к повреждению связок, потере стабильности и появлению гипермобильности позвонков. Одновременно отмечаются снижение буферной функции межпозвонкового диска и падение давления внутри пульпозного ядра на 40 % [27, 28, 92, 94, 95, 108, 111, 115].

*Кинематические свойства позвоночника. Каждый ПДС в сагиттальной плоскости в стабильных условиях представляет собой систему уравновешенных рычагов с точкой опоры на уровне суставов (рис. 1).*

В табл. приведены данные об объеме физиологических движений изолированных ПДС и отделов позвоночника в сагиттальной плоскости [3, 8, 120–122].



**Рис. 1**

Движения в позвоночно-двигательном сегменте и работа связочного аппарата позвоночника: сплошные стрелки — направление движений при сгибании; пунктирные — при разгибании позвоночника [8]

**Таблица**

Физиологический объем движений в сагиттальной плоскости

Отдел	Позвоночно-двигательный сегмент	Объем движений, град.	
		сегментарный	суммарный
Шейный	O <sub>C</sub> –C <sub>1</sub>	12	64
	C <sub>1</sub> –C <sub>2</sub>	10	
	C <sub>2</sub> –C <sub>3</sub>	8	
	C <sub>3</sub> –C <sub>4</sub>	13	
	C <sub>4</sub> –C <sub>5</sub>	12	
	C <sub>5</sub> –C <sub>6</sub>	17	
	C <sub>6</sub> –C <sub>7</sub>	16	
	C <sub>7</sub> –C <sub>1</sub>	9	
Грудной	Th <sub>1</sub> –Th <sub>2</sub>	4	35
	Th <sub>2</sub> –Th <sub>3</sub>	4	
	Th <sub>3</sub> –Th <sub>4</sub>	4	
	Th <sub>4</sub> –Th <sub>5</sub>	4	
	Th <sub>5</sub> –Th <sub>6</sub>	4	
	Th <sub>6</sub> –Th <sub>7</sub>	6	
	Th <sub>7</sub> –Th <sub>8</sub>	6	
	Th <sub>8</sub> –Th <sub>9</sub>	6	
	Th <sub>9</sub> –Th <sub>10</sub>	6	
	Th <sub>10</sub> –Th <sub>11</sub>	9	
	Th <sub>11</sub> –Th <sub>12</sub>	12	
	Th <sub>12</sub> –L <sub>1</sub>	12	
Поясничный	L <sub>1</sub> –L <sub>2</sub>	12	65–90
	L <sub>2</sub> –L <sub>3</sub>	14	
	L <sub>3</sub> –L <sub>4</sub>	15	
	L <sub>4</sub> –L <sub>5</sub>	17	
	L <sub>5</sub> –S <sub>1</sub>	20	

Исходная физиологическая ригидность грудного отдела позвоночника объясняется не только жесткостью позвоночно-реберного каркаса, но и пространственной ориентацией дугоотростчатых суставов, занимающих в шейном отделе хотя и наклонное, но преимущественно фронтальное положение: в грудном — располагаясь под углом 20–40° к фронтальной плоскости, а в грудопоясничном и поясничном — приближаясь к сагиттальной ориентации, тем самым обеспечивая их значительную мобильность. Удаление суставных отростков грудных позвонков увеличивает подвижность позвоночника во фронтальной плоскости на 7–50 %, в сагиттальной — на 28–80 %, а в горизонтальной — на 22–60 % [99, 119–121].

В работах по биомеханике шейных ПДС [57, 58, 62, 100, 120] движения позвонков в сагиттальной плоскости рассматриваются как сочетание трансляции (линейное перемещение, перенос) и угловой ротации (рис.2).

С учетом разного объема произвольных (естественных) движений в сагиттальной плоскости и движений, оцениваемых на стендовых моделях, для количественной оценки движений

ПДС и позвоночника в целом вводится понятие «кинематика *in vivo*», наряду с объемом произвольных движений включающее объем движений, который может быть получен дополнительно при полном сгибании и разгибании под действием внешнего усилия испытателя [99].

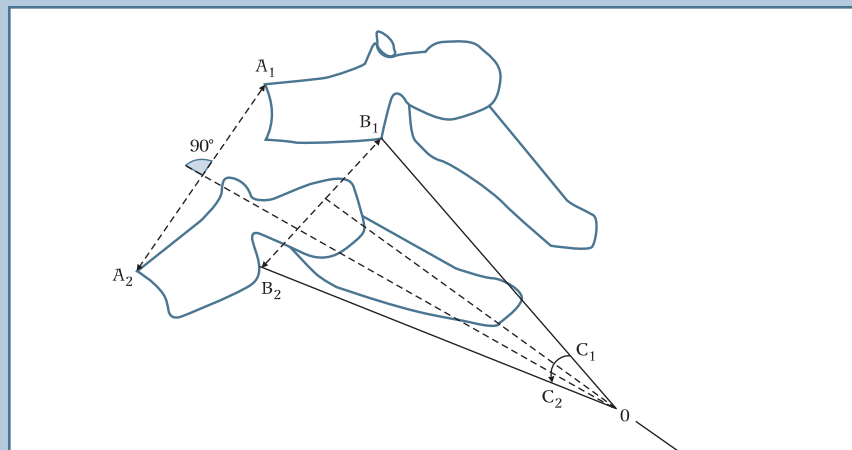
**Биомеханика позвоночника.** Ни одна из серьезных зарубежных монографий, посвященных лечению деформаций позвоночника, не обходится без ссылок на работы White и Panjabi [121–123]. В отечественной литературе эти работы впервые подробно проанализировал М.В. Михайловский [14].

Согласно концепции White — Panjabi, позвоночник представляет собой стабильную полужесткую цилиндрическую систему (рис. 3). Понятие «стабильность» отражает устойчивость конструкции, то есть проецирование центра тяжести на площадь опоры. Модель была исходно разработана для кифозов, поэтому отражала факторы, влияющие именно на эту деформацию. Формирование кифоза происходит под действием направленной вертикально вниз силы тяжести  $F_g$  и изгибающей силы  $F_f$ , направленной кпереди либо вперед и вниз

(при сколиозах — вниз и в сторону). Суммарный вектор  $F_1$  всегда направлен под углом книзу. Сила  $F_2$ , симметрично действующая на нижнюю точку опоры, также раскладывается на вертикальную и горизонтальную составляющие.

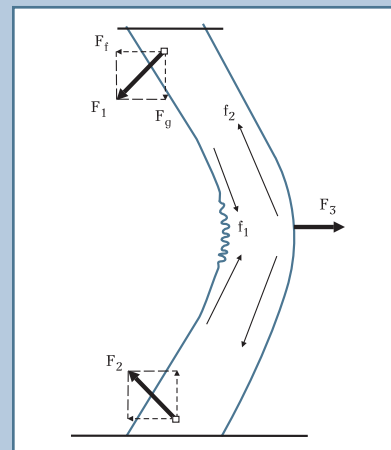
Конструкция остается стабильной только в том случае, если суммарный вектор сил, действующих вдоль горизонтальной оси, равен нулю. Сила, поддерживающая стабильность системы, действует на вершину кифоза и направлена кзади ( $F_3$ ). При потере стабильности (декомпенсации суммарного вектора сил  $F_1$ ,  $F_2$  и  $F_3$ ) центр тяжести смещается и конструкция начинает заваливаться вперед или назад (при сколиозах этому соответствует декомпенсация деформации). Необходимость сохранения вертикальной позы приводит к развитию механизмов ее удержания, формированию компенсаторных изгибов позвоночника (парагипбарных лордозов), изменению угла сагиттальной ротации крестца, пояснично-бедренных углов и т.д.

Экспериментально изучены аксиальная ( $F_g$ ) и горизонтальная ( $F_f$ ) составляющие в генезе деформации (рис. 4).



**Рис. 2**

Перемещение изолированного позвонка при кифозировании позвоночника: 1 – исходное положение позвонка; 2 – положение позвонка при кифозе;  $A_1-A_2$ ,  $B_1-B_2$  – линейное смещение;  $C_1-C_2$  – угловое смещение [100]



**Рис. 3**

Направление сил, действующих на деформированный позвонок [98]

Установлено, что при начальных стадиях деформации ведущую роль в деформировании позвоночника играет поперечно направленная изгибающая сила; при  $53^\circ$  роль аксиальной и горизонтальной составляющих уравнивается, а при дальнейшем нарастании кифоза ведущим становится гравитационный компонент.

Фактически авторы разделили понятия «стабильность» (англ. *stability*) как способность ПДС совершать движения в физиологическом объеме под действием нагрузок и «опорность» (англ. *buttress*) как ситуацию, при которой центр тяжести краниального позвонка в ПДС проецируется на площадь поперечного сечения каудального позвонка. При больших деформациях ПДС, оставаясь стабильным, становится неопорным, так как центр тяжести верхнего позвонка смещается кпереди от площади горизонтального сечения нижнего, что приводит к коллапсированию [99] всего верхнего колена кифоза (рис. 5). Не случайно все ортопеды отмечают бурное (англ. *collapse* — обвальное) прогрессирование естественно текущих деформаций, превысивших  $50^\circ$ , независимо от плоскости искривления — фронтальной или сагиттальной [8, 13, 21, 22, 26, 29, 30, 85, 86, 127].

Патогенетические механизмы формирования угловых сагиттальных деформаций (горбов) укладываются в описанные выше и отличаются лишь специфическими особенностями. Пусковым моментом образования кифозов является деструкция тела одного или нескольких позвонков, первично ведущая к потере опорности позвоночника и сближению тел сохранных позвонков. Нарастанию кифоза способствуют тоническое напряжение и фибротизация превертебральных мышц, растяжение капсул дугоотростчатых суставов, появление сегментарной нестабильности позвонков, а также типичных для детского возраста смещений дуг позвонков по межпозвонковым хрящам относительно тел с формированием парагипбарных деформаций [5, 7, 10, 11, 18, 51, 66, 67, 72, 73, 106, 116, 129].

Модель White — Panjabi определила точки приложения и направления действия сил, необходимых для коррекции деформации позвоночника, тем самым теоретически обосновав так называемую трехточечную модель коррекции (рис. 6). Эта модель лежит в основе корректирующих ортезов, к созданию которых Blount и Moe [45] пришли эмпирическим путем

еще в 1958 г. Корректирующие корсеты основаны на комбинации осевой дистракции и горизонтального давления на позвоночник, растяжение которого осуществляется выносными штангами, упирающимися в фиксирующие кольца — шейное и тазовое, а горизонтальное давление на вершину деформации проводится ремешком тягой при помощи выносного пелота [109, 128]. Принцип трехточечной коррекции лежит в основе современных гиперэкстензионных корсетов. Следует отметить, что тот же принцип используется при операционной ручной реклинации кифозов и на этапах инструментальной коррекции деформаций позвоночника конструкциями с полисегментарным креплением опор [14, 18, 52, 54, 87–89].

*Ремоделирование костных трансплантатов в условиях деформации позвоночника.* Деформированный позвоночник, являясь полужесткой системой, испытывает внутренние напряжения (рис. 7), действующие как силы сжатия (на вогнутой стороне) и растяжения (на выпуклой стороне деформации). Указанные напряжения неравномерно распределяются по поперечнику системы: под действием сил сжатия находится 60 % поперечного

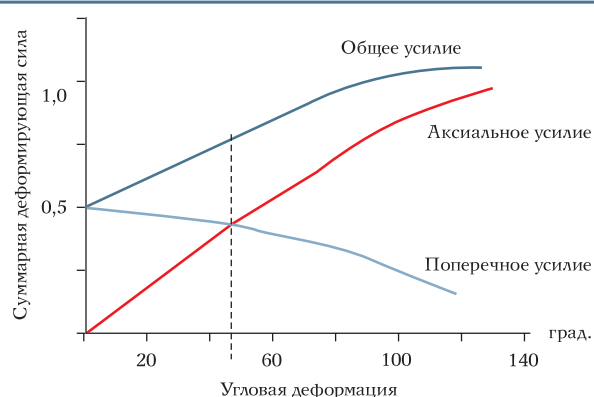


Рис. 4

Распределение сил, действующих на позвоночник при различных углах деформации [99, 120–123]

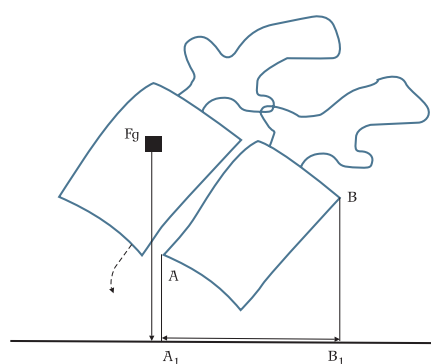


Рис. 5

Потеря опорности позвоночно-двигательного сегмента: смещение центра тяжести вышележащего позвонка вне зоны проекции нижележащего на горизонтальную плоскость [99]



сечения вогнутого отдела, под действием растягивающих усилий — 40% его сечения на выпуклой стороне [43, 97, 98, 119, 121–123]. Условная нулевая линия, соответствующая минимальному внутреннему напряжению, всегда смещена в выпуклую сторону (при кифозах — дорсально).

Изменения, развивающиеся в позвоночнике после костно-пластической стабилизации, подчиняются двум общепризнанным правилам, получившим по имени авторов название закона Heuter-Volkman и аксиомы Wolff:

- согласно закону Heuter-Volkman, чрезмерная нагрузка, действующая на растущую (или перестраивающуюся) кость, приводит к дистрофии отделов, испытывающих наибольшее давление, то есть расположенных на вогнутой стороне дуги;
- согласно аксиоме Wolff, ремоделирование кости в зоне спондилодеза происходит в соответствии с направлением действия приложенных к ней сил. Такими сила-

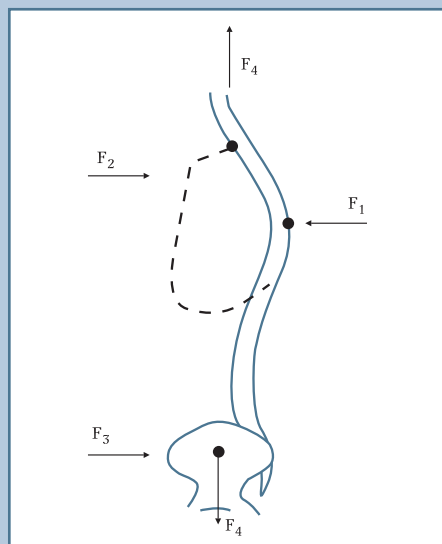
ми являются сила тяжести и силы напряжения прикрепляющихся к кости мышц; кости, находящиеся под действием чрезмерных нагрузок, теряют свою жесткость, что ведет к образованию зон патологической перестройки — псевдоартрозов [30, 47, 48].

В эксперименте показано, что зрелый изолированный задний спондилодез не обеспечивает полного обездвиживания стабилизированного отдела позвоночника, что ведет к патологической перестройке трансплантатов и формированию псевдоартрозов не только при тяжелых угловых деформациях, но и при отсутствии деформаций вообще [108, 120]. Проблема несостоятельности спондилодеза, проведенного в условиях грубой кифотической деформации, в литературе обсуждалась неоднократно [4, 9, 12, 19, 51, 126]. Изучая формирование костного блока в отдаленные сроки при лечении кифозов с деформацией более 50°, R.B. Winter et al. [126] выявили псевдоартрозы в 55% случа-

ев при использовании изолированного заднего спондилодеза и в 15% при сочетании передней и задней костно-пластической стабилизации. Высокий процент осложнений заставил хирургов рекомендовать при выраженных угловых кифозах, превышающих 55°, выполнять не столько межтеловой спондилодез, фиксирующий вершинные позвонки, сколько передний мостовидный по типу распорки с использованием кортикальных аллоили аутогтрансплантатов и их максимально возможным вентральным выносом (рис. 8). Это обеспечивает наибольшую устойчивость вновь создаваемой конструкции [14, 41, 46, 47, 86, 90, 97, 125, 126].

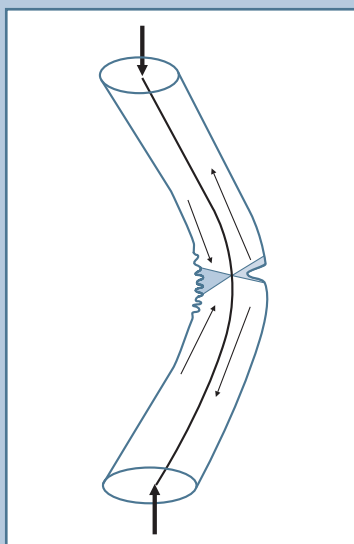
Пределы возможного вентрального смещения трансплантатов ограничиваются необходимостью расширять операционное поле и условиями васкуляризации трансплантатов: чем больше трансплантат смещен кпереди и чем меньше площадь соприкосновения с реципиентным ложем, тем хуже условия для его реваскуляризации. Оптимальной в таких случаях считается несвободная костная пластика трансплантатами на сосудистой ножке [6, 48, 90].

*Биомеханика имплантатов и позвоночника в условиях инструментальной фиксации.* Сложившиеся направления тестирования имплантатов и изучения биомеханики позвоночника в условиях инструментальной фиксации исторически связаны с этапами внедрения фиксирующих и корригирующих спинальных конструкций. Работы почти двух десятилетий, с середины 60-х до начала 80-х гг. XX в., посвящены различным аспектам биомеханики позвоночника в условиях использования дистрактора Harrington [32, 49, 53, 56, 61, 70]. Методами динамометрии, тензиометрии и телеметрии на примере сколиозов было доказано, что уже через 20 мин после установки дистрактора наблюдается уменьшение исходного напряжения конструкции, связанное с растяжением мягкотканых структур позвоночника. Через один час напряжение, измерявшееся первоначально в пределах от 190 до 421 N, снижается



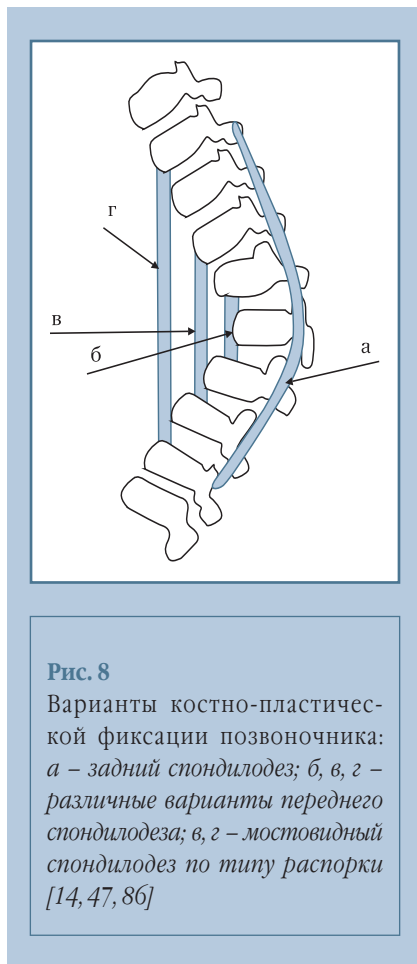
**Рис. 6**

Трехточечная модель направления действия внешних сил, прикладываемых к позвоночнику с целью коррекции кифотической деформации [14, 45]



**Рис. 7**

Внутренние напряжения, испытываемые полужестким цилиндрическим стержнем [98]

**Рис. 8**

Варианты костно-пластической фиксации позвоночника: а – задний спондилодез; б, в, г – различные варианты переднего спондилодеза; в, г – мостовидный спондилодез по типу распорки [14, 47, 86]

на треть или наполовину. Для компенсации потери напряженного состояния эндофиксатора рекомендовалось либо по ходу операции проводить этапную дистракцию [32], либо компенсировать потерю жесткости внешними ортезами [56, 61]. К существенной потере жесткости фиксации ведет моделирование дистракционного стержня по контуру деформации [53, 56]. Порочным оказалось также использование стержней с длинной шаговой частью: по мере увеличения расстояния между крючками напряжение на первой от основания стержня проточке возрастало, что приводило к частым переломам металлоконструкций в этом месте. Это заставило отказаться от использования дистракционных стержней, у которых шаговая часть составляла бы более 1/4 общей длины стержня [49].

Конец 70-х – начало 80-х гг. XX в. характеризуется смещением фокуса имплантационных тестирований

на сравнительный анализ жесткости различных спинальных систем. Установлено, что компрессионные стержни Harrington обеспечивают напряженное состояние конструкции с силой около 350 кг/см, дистрактор Harrington – около 250 кг/см, динамические компрессионные пружины Weiss – 200 кг/см [113]. Изучение прочностных свойств появившегося инструментария Dwyer, Zielke и особенно Luge, в сравнении с инструментарием Harrington, выявило их преимущества по отдельным типам тестирований осевых или торсионных движений [60, 68, 69, 77, 79, 87–89, 120, 121, 130, 131].

Резкий всплеск исследований по изучению прочности инструментальной фиксации позвоночника связан с появлением инструментария Cotrel – Dubousset и его модификаций – «Isola», TSRH, «Sinergy» и др. Были не только доказаны преимущества многокрюковых конструкций в сравнении с двухкрюковыми, систем с транспедикулярной фиксацией опорных конструкций – в сравнении с крючковыми, но и проведены тестовые испытания отдельных элементов конструкций разных фирм-производителей – стержней, пластин, винтов, крючков, проволоки, поперечных тяг [36–40, 63, 80, 93, 105].

В последнее десятилетие большое внимание уделяется сравнению биомеханических характеристик передних стабилизирующих конструкций (пластин, стержней, кейджей), применяемых при операциях в разных, чаще всего в мобильных шейном и поясничном, отделах позвоночника [50, 55, 59, 65, 78, 91, 96, 107, 118, 124].

Обилие методик тестирования имплантационного инструментария привело к созданию единого протокола технологических испытаний спинальных металлоконструкций ASTM/ISO [34, 37, 38, 43]. Протокол основан на единой координатной системе, согласно которой подвижность позвоночника в условиях инструментальной фиксации тестируется не только вдоль основных взаимно-перпендикулярных осей (вертикальной, сагитталь-

ной и поперечной), но и вокруг каждой из них, таким образом, жесткость фиксации определяется по шести типам движений. Согласно протоколу, к параметрам сравнительной оценки спинальных имплантатов отнесены возможности конструкции для исправления деформаций, непосредственная (*short-term*) и отсроченная (*long-term*) стабильность вновь создаваемой конструкции позвоночник/имплантат, влияние конструкции на костное блокирование оперированного сегмента позвоночника.

В медицинской литературе нашел отражение еще один вопрос, имеющий непосредственное отношение к биомеханике позвоночника, – развитие нестабильности позвоночника после его инструментальной фиксации, не связанное с формированием псевдоартрозов и переломом или вывихом металлоконструкций. К возникновению типичных для нестабильности клинических жалоб (болей и нарастания деформации) в условиях инструментальной фиксации могут вести стрессовые (перегрузочные) повреждения опорных костных структур [53, 56, 61, 112, 114] и развитие патологических изменений в ПДС, контактных с зоной фиксации (*conjunctural deformities*). Последний факт имеет особое значение, так как связывается не только с возрастающей на 30–60 % естественной перегрузкой контактных с зоной фиксации (стабилизации) сегментов [35, 64, 83, 84, 110], но и с ятрогенным разрушением заднего мягкотканного опорного комплекса при симметричной установке опорных крючков металлоконструкции на дугу (или под дугу) одного позвонка [33, 81, 82, 84, 101, 103, 104].

В обзоре мы сознательно не коснулись еще двух аспектов биомеханики позвоночника – проблемы баланса туловища в целом (в сагиттальной и фронтальной плоскостях) и пояснично-крестцового отдела в частности. Публикации последнего десятилетия на эти темы столь многочисленны, что требуют самостоятельного подробного анализа.

## Литература

- Бенсман В.М. Роль заднего спондилодеза и некоторых способов мобилизации при хирургическом лечении сколиоза // Ортопед, травматол., протезир. 1973. № 2. С. 34–38.
- Бенсман В.М. Экспериментальное изучение некоторых биомеханических свойств позвоночника человека применительно к хирургии сколиоза // Сколиоз. М., 1974. С. 129.
- Весселовский В.П., Михайлов М.К., Самитов О.Ш. Диагностика синдромов остеохондроза позвоночника. Казань, 1990.
- Волколуп В.И., Плюхович Э.М., Свиштунов П.Ф. и др. Судьба костных трансплантатов при межтеловом корпородезе // Травматол., ортопед., протезир. 1982. № 12. С. 55–56.
- Гарбуз А.Е., Советова Н.А., Мальченко О.В. Особенности ортопедических последствий туберкулезного спондилита, перенесенного в детстве // Ортопед, травматол., протезир. 1985. № 3. С. 15–18.
- Гусева В.Н. Передний спондилодез реберным трансплантатом на питающей ножке при туберкулезном спондилите: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Л., 1963.
- Гусейнов Г.К. Хирургические методы восстановления опороспособности позвоночника при туберкулезном спондилите: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 1973.
- Казьмин А.И., Кон И.И., Бельский В.Е. Сколиоз. М., 1981.
- Каплин А.В. Повреждения костей и суставов. М., 1967.
- Коваленко К.Н., Мальченко О.В. Значение возрастных особенностей строения позвоночника в условиях современного хирургического лечения туберкулезного спондилита // Проблемы туберкулеза. 1986. № 10. С. 41–44.
- Коваленко К.Н., Мальченко О.В. Особенности клиники и современной тактики лечения туберкулезного спондилита у детей младшего возраста // Проблемы туберкулеза. 1987. № 10. С. 43–46.
- Корнев К.В. Пути повышения эффективности костно-пластических операций на позвоночнике при туберкулезном спондилите // Хирургия внелегочного туберкулеза. Л., 1983. С. 49–57.
- Михайлов С.А. Основные принципы лечения детей с врожденным кифосколиозом на почве клиновидных позвонков и полупозвонков // Заболевания и повреждения позвоночника у детей. Л., 1981. С. 84–86.
- Михайловский М.В. Хирургия врожденных кифозов. Новосибирск, 1994.
- Михайловский М.В., Новиков А.А., Васюра А.С. и др. Инструментарий CD в хирургии врожденных деформаций позвоночника // Актуал. вопр. детской травматологии и ортопедии. СПб., 2000. С. 156–159.
- Мушкин А.Ю. Хирургическое лечение врожденных деформаций позвоночника, вызванных боковыми и заднебоковыми полупозвонками у детей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Л., 1990.
- Мушкин А.Ю. Измерение сил, прилагаемых к позвоночнику при проведении коррекции методом компрессии у детей младшего возраста // Восстановительное лечение детей с заболеваниями и повреждениями опорно-двигательного аппарата. СПб., 1991. С. 78–81.
- Мушкин А.Ю. Хирургическая коррекция несистемных кифозов у детей: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. СПб., 2000.
- Никитин Г.Д., Салдун Г.П., Корнилов Н.В. и др. Костная и металлическая фиксация позвоночника при заболеваниях, травмах и их последствиях. СПб., 1998.
- Николаев А.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию. Киев, 1950. Ч. II. С. 3–55.
- Райс Р.Э., Микишвили А.Н. Показания и техника применения дистрактора типа Харрингтона при хирургическом лечении сколиоза // Реконструктивные операции с применением костной пластики. Л., 1973. С. 54–57.
- Райс Р.Э. Хирургическое лечение сколиотической болезни у детей: Дис. ... д-ра мед. наук. Казань, 1980.
- Райхинштейн В.Е., Цивьян Я.Л., Овсейчик Я.Г. Растяжимые свойства фиброзного кольца межпозвоночных поясничных дисков при компрессии препаратов позвоночника в эксперименте // Биомеханика. Рига, 1975. С. 56–60.
- Роднянский Л.Л., Шубкин В.Н., Гатиатулин Р.Р. и др. Осложнения при использовании однопластинчатого эндокорректора // Ортопед, травматол., протезир. 1987. № 7. С. 22–25.
- Сумин Ю.Г. Хирургическое лечение сколиоза с применением дистракторов у взрослых: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб., 1995.
- Ульрих Э.В. Аномалии позвоночника у детей. СПб., 1994.
- Цивьян Я.Л., Райхинштейн В.Е., Овсейчик Я.Г. Механические свойства фиброзного кольца неизмененных межпозвоночных дисков при вертикальной компрессии // Ортопед, травматол., протезир. 1975. № 11. С. 31–34.
- Цивьян Я.Л. Хирургия болезни Бехтерева. Ташкент, 1990.
- Цивьян Я.Л., Коржавин Г.М., Трясучева Р.М. и др. Управление ростом и формой позвоночника. Новосибирск, 1987.
- Чаклин В.Д., Абальмасова Е.А. Сколиоз и кифозы. М., 1973.
- Шевченко С.Д. Измерение сил дистракции во время операции по поводу идиопатического сколиоза // Ортопед, травматол., протезир. 1977. № 10. С. 67–70.
- Шевченко С.Д., Лычун Л.Н. Устройство для коррекции позвоночника: А. с. № 735248 A61 B17/18.
- Amis J., Herring J.A. Iatrogenic kyphosis: a complications of Harrington instrumentation in Marfan's syndrome. A case report // J. Bone Joint Surg. Am. 1984. Vol. 66. P. 460–464.
- An H., ed. Principles and Techniques of Spine Surgery. Baltimore, 1998.
- Aota Y., Kumano K., Hirabayashi S. Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders // J. Spinal Disord. 1995. Vol. 8. P. 464–473.
- Asazuma T., Stokes I.A., Moreland M.S., et al. Intersegmental spinal flexibility with lumbosacral instrumentation. An in vitro biomechanical investigation // Spine. 1990. Vol. 15. P. 1153–1158.
- Ashman R.B. Implants testing // In: Weinstein S.L., ed. The Pediatric Spine: Principles and Practice. N. Y., 1994. P. 121–137.
- Ashman R.B., Bechtold J.E., Edwards W.T., et al. In vitro spinal arthrodesis implants mechanical testing protocol // J. Spinal Disord. 1989. Vol. 2. P. 274–281.
- Ashman R.B., Birch J.G., Bone L.B., et al. Mechanical testing of spinal instrumentation // Clin. Orthop. Relat. Res. 1988. N 227. P. 113–125.
- Ashman R.B., Galpin R.D., Corin J.D., et al. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model // Spine. 1989. Vol. 14. P. 1398–1405.
- Banks G.M., Transfeldt E.E. Biomechanics — clinical applications // Weinstein S.L., ed. The Pediatric Spine: Principles and Practice. N. Y., 1994. P. 101–120.
- Beckarun D.D., Govender S., Rasool M.N. Atypical spinal tuberculosis in children // J. Pediatr. Orthop. 1995. Vol. 15. P. 148–151.
- Benzel E.C. Biomechanics of Spine Stabilization: Principles and Clinical Practice. N. Y., 1995.
- Bergoin M., Bollini G., Taibi L., et al. Excision of hemivertebrae in children with congenital scoliosis // Ital. J. Orthop. Traumatol. 1986. Vol. 12. P. 179–184.

45. **Blount W.P., Moe J.H.** The Milwaukee brace, 2nd edition. Baltimore, 1980.
46. **Bradford D.S.** Anterior vascular pedicle bone grafting for the treatment of kyphosis // *Spine*. 1980. Vol. 5. P. 318–323.
47. **Bradford D.S., Ganjavian S., Antonious D., et al.** Anterior strut-grafting for the treatment of kyphosis. Review of experience with forty-eight patients // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1982. Vol. 64. P. 680–690.
48. **Bradford D.S., Daher Y.H.** Vascularised rib grafts for stabilisation of kyphosis // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1986. Vol. 68. P. 357–361.
49. **Brunski J.B., Hill D.C., Moskovitz A.** Stresses in a Harrington distraction rod: their origin and relationship to fatigue fractures in vivo // *J. Biomech. Eng.* 1983. Vol. 105. P. 101–107.
50. **Chen H.H., Cheung H.H., Wang W.K., et al.** Biomechanical analysis of unilateral fixation with interbody cages // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. E92 – E96.
51. **Cleveland M., Bosworth D.M., Fielding J.W., et al.** Fusion of the spine for tuberculosis in children: a long-range follow-up study // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1958. Vol. 40. P. 91–106.
52. **Cotrel Y., Dubousset J.** [A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach] // *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 1984. Vol. 70. P. 489–494.
53. **Daniels A.U., Gempferline P., Grahn A.R., et al.** A new method of continuous intraoperative measurement of Harrington rod loading patterns // *Ann. Biomech. Eng.* 1984. Vol. 12. P. 233–246.
54. **Dubousset J., Cotrel Y.** Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1991. Vol. 264. P. 103–110.
55. **Duma S.M., Kemper A.R., Porta D.J.** Biomechanical response of the human cervical spine // *Biomed. Sci. Instrum.* 2008. Vol. 44. P. 135–140.
56. **Dunn H.K., Daniels A.U., McBride G.G.** Intraoperative force measurements during correction of scoliosis // *Spine*. 1982. Vol. 7. P. 448–455.
57. **Dvorak J., Froehlich D., Penning L., et al.** Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension // *Spine*. 1988. Vol. 13. P. 748–755.
58. **Dvorak J., Antinnes J.A., Panjabi M., et al.** Age and gender related normal motion of the cervical spine // *Spine*. 1992. Vol. 17. P. S393 – S398.
59. **Dvorak M.F., Pitzen T., Zhu Q., et al.** Anterior cervical plate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design, endplate preparation, and bone mineral density // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 294–301.
60. **Dwyer A.F., Newton N.C., Sherwood A.A.** An anterior approach to scoliosis. A preliminary report // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1969. N 62. P. 192–202.
61. **Elfstrom G., Nachemson A.** Telemetry recordings of forces in the Harrington distraction rod: a method for increasing safety in the operative treatment of scoliosis patients // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1973. N 93. P. 158–172.
62. **Esses S.I.** Textbook of Spinal Disorders. Philadelphia, 1995.
63. **Erwin W.D., Dickson J.H., Harrington P.R.** Clinical review of patients with broken Harrington rods // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1980. Vol. 62. P. 1302–1307.
64. **Etebar S., Cahil D.W.** Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability // *J. Neurosurg.* 1999. Vol. 90. Suppl. 2. P. 163–169.
65. **Flamme C.H., Hurschler C., Heymann C., et al.** Comparative biomechanical testing of anterior and posterior stabilization procedures // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. E352 – E362.
66. **Fountain S.S., Hsu L.C., Yau A.C., et al.** Progressive kyphosis following solid anterior spine fusion in children with tuberculosis of the spine. A long-term study // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1975. Vol. 57. P. 1104–1107.
67. Five-year assessments of controlled trials of ambulatory treatment, debridement and anterior spinal fusion in the management of tuberculosis of the spine. Studies in Bulawayo (Rhodesia) and in Hong Kong. Sixth report of the Medical research Council Working Party on Tuberculosis of the Spine // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1978. Vol. 60. P. 163–178.
68. **Gaines R.W., Carson W.L., Satterlee C.C., et al.** Experimental evaluation of seven different spinal fracture internal fixation devices using nonfailure stability testing. The load-sharing and unstable-mechanism concepts // *Spine*. 1991. Vol. 16. P. 902–909.
69. **Haheer T., Corrado J., Devlin V., et al.** Slow speed fatigue testing of segmental spinal instrumentation in fresh frozen human cadaver spines // *Orthop. Trans.* 1984. Vol. 8. P. 168.
70. **Hayes W.C.** Factographic analysis and fatigue testing of Harrington distractor rods // *Proc. of the 2nd Annual Meeting of the Society for Biomaterials*. 1976. P. 106
71. **Hirsch C., Waugh F.** The introduction of force measurements guiding instrumental correction of scoliosis // *Acta Orthop. Scand.* 1968. Vol. 39. P. 136–144.
72. **Hodgson A.R., Stock F.E., Fang H.S., et al.** Anterior spinal fusion. The operative approach and pathological findings in 412 patients with Pott's disease of the spine // *Br. J. Surg.* 1960. Vol. 48. P. 172–178.
73. **Hodgson A.R., Wong W., Yau A.** X-ray appearances of tuberculosis of the spine. Springfield, Ill., 1969.
74. **Holdsworth F.W., Hardy A.** Early treatment of paraplegia from fractures of the thoraco-lumbar spine // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1953. Vol. 35. P. 540–550.
75. **Holtzman R.N., McCormick P.C., Farcy J.P., eds.** Spinal instability. N. Y., 1991.
76. **James J.I.** Kyphoscoliosis // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1955. Vol. 37. P. 414–426.
77. **Johnson C.E., Ashman R.B., Sherman M.C., et al.** Mechanical consequences of rod contouring and residual scoliosis in sublaminar segmental instrumentation // *J. Orthop. Res.* 1987. Vol. 5. P. 206–216.
78. **Kim S.M., Lim T.J., Paterno J., et al.** A biomechanical comparison of supplementary posterior trans-laminar facet and transfacetopedicular screw fixation after anterior lumbar interbody fusion // *J. Neurosurg. Spine*. 2004. Vol. 1. P. 101–107.
79. **Kostuik J.P., Carl A.L., Ferron S.** Anterior Zielke instrumentation for spinal deformity in adults // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1989. Vol. 71. P. 898–912.
80. **Kostuik J.P., Maki B., Hasell P., Fernie G.** A dynamic loading apparatus for the controlled evaluation of spinal fixation devices // *Proc. of Annual Meeting of the Scoliosis Research Society*, 1983. P.96–97.
81. **La Grone M.O.** Loss of lumbar lordosis. A complication of spinal fusion for scoliosis // *Orthop. Clin. North Am.* 1988. Vol. 19. P. 383–393.
82. **Lai P.L., Chen L.H., Niu C.C., et al.** Effect of postoperative lumbar sagittal alignment on the development of adjacent instability // *J. Spinal Disord. Tech.* 2004. Vol. 17. P. 353–357.
83. **Lee C.K.** Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion // *Spine*. 1988. Vol. 13. P. 375–377.
84. **Lettice J., Ogilvie J., Transfield E., et al.** Proximal junctional kyphosis following CD instrumentation in adult scoliosis // *Orthop. Trans.* 1992. Vol. 16. P. 161.
85. **Lonstein J.E.** Postlaminectomy kyphosis // In: Chou S.N., Seljeskog E.L., eds, *Spinal Disorders and Neurological Dysfunction*, NY: Raven Press, 1978. P. 52–63.
86. **Lonstein J.E., Winter R.B., Moe J.E., et al.** Neurologic deficits secondary to spinal deformity. A review of the literature and report of 43 cases // *Spine*. 1980. Vol. 5. P. 331–355.
87. **Luque E.R., Cardoso P.** Segmental correction of scoliosis with rigid internal fixation: preliminary report // *Orthop. Trans.* 1977. Vol. 1. P. 136–137.
88. **Luque E.R.** Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1982. N 163. P.192–198.
89. **Luque E.R., Cassis N., Ramirez-Wiella G.** Segmental spinal instrumentation in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine // *Spine*. 1982. Vol. 7. P. 312–317.
90. **Louw J.A.** Spinal tuberculosis with neurological deficit. Treatment with anterior vascularised rib grafts, posterior osteotomies and fusion // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1990. Vol. 72. P. 686–693.



91. **Lowe T.G., Enguidanos S.T., Smith D.A., et al.** Single-rod versus dual-rod anterior instrumentation for idiopathic scoliosis: a biomechanical study // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 311–317.
92. **Nachemson A., Morris J.M.** In vivo measurements of intradiscal pressure. Discometry. A method for the determination of pressure in the lower lumbar discs // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1964. Vol. 46. P. 1077–1092.
93. **Nachemson A.** The load on lumbar discs in different positions of the body // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1966. Vol. 45. P. 107–122.
94. **Nachemson A., Elfstrom G.** Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises // *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.* 1970. Vol. 1. P. 1–40.
95. **Nachemson A., Elfstrom G.** Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1971. Vol. 53. P. 445–465.
96. **Ng H.W., Teo E.C.** Influence of preload magnitudes and orientation angles on the cervical biomechanics: a finite element study // *J. Spinal Disord. Tech.* 2005. Vol. 18. P. 72–79.
97. **O'Brien J.P., Dawson M.H., Heard C.W., et al.** Simultaneous combined anterior and posterior fusion. A surgical solution for failed spinal surgery with a brief review of the first 150 patients // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1986. Vol. 203. P. 191–195.
98. **Ogilvie J.W.** Spinal biomechanics // In: Lonstein J.E., Bradford D.S., Winter R.B., Ogilvie J.W., eds. *Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities*. 3rd ed. Philadelphia, 1994. P. 6–22.
99. **Panjabi M.M.** Experimental determination of spinal motion segments behavior // *Orthop. Clin. North Amer.* 1977. Vol. 8. P. 169–180.
100. **Panjabi M.M., Dvorak J., Sandler A., et al.** Cervical spine kinematics and clinical instability // In: *The Cervical Spine*, 3rd ed. Philadelphia, 1998. P. 53–77.
101. **Paterson H.A.** Iatrogenic spinal deformities // In: Weinstein S.L., ed. *The Pediatric Spine: Principles and Practice* N.Y., 1994. P. 651–664.
102. **Pucher A.** Pomiar sił dysfunkcyjnych w leczeniu operacyjnym metoda Harringtona dzieci i młodzieży ze skoliozą idiopatyczną // *Chir. Narządów Ruchu Ortop. Pol.* 1976. Vol. 41. P. 279–285.
103. **Richards B.S., Herring J.A., Johnson C.E., et al.** Treatment of adolescent idiopathic scoliosis using Texas Scottish Rite Hospital instrumentation // *Spine*. 1994. Vol. 19. P. 1598–1605.
104. **Richards B.S., Birch J.G., Herring J.A., et al.** Frontal plane and sagittal balance following CDI for idiopathic scoliosis // *Spine*. 1989. Vol. 14. P. 733–737.
105. **Ring D., Johnston C.E., Wenger D.R.** Pyogenic infectious spondylitis in children: the convergence of discitis and vertebral osteomyelitis // *J. Pediatr. Orthop.* 1995. Vol. 15. P. 652–660.
106. **Roaf R.** Vertebral growth and its mechanical control // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1960. Vol. 42. P. 40–59.
107. **Rohlmann A., Zander T., Bergmann G.** Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants // *Eur. Spine J.* 2005. Vol. 14. P. 445–453.
108. **Rolander S.D.** Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. An experimental study on autopsy specimens // *Acta Orthop. Scand.* 1966. Suppl. 90. P. 1–144.
109. **Sacks B., Bradford D.S., Winter R.B., et al.** Scheuermann's kyphosis: long-term results of Milwaukee brace treatment in 134 patients // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1987. Vol. 69. P. 50–57.
110. **Schlegel J.D., Smith J.A., Schleusener R.L.** Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions // *Spine*. 1996. Vol. 21. P. 970–981.
111. **Silver P.H.** S. Direct observation of changes in tension in the supraspinous and interspinous ligaments during flexion and extension of the vertebral column in man // *J. Anat.* 1954. Vol. 88. P. 550–551.
112. **Soshi S., Shiba R., Kondo H., et al.** An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine // *Spine*. 1991. Vol. 16. P. 1335–1341.
113. **Stauffer E.S., Neil J.L.** Biomechanical analysis of structural stability of internal fixation in fractures of the thoracolumbar spine // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1975. N 112. P. 159–164.
114. **Tencer A.F., Self J., Allen B.L., et al.** Design and evaluation of a posterior laminar clamp spinal fixation system // *Spine*. 1991. Vol. 16. P. 910–918.
115. **Tkaczuk H.** Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments // *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 1968. Vol. 115. P. 1–69.
116. **Upadhyay S.S., Saji M.J., Sell P., et al.** Spinal deformity after childhood surgery for tuberculosis of the spine. A comparison of radical surgery and debridement // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1994. Vol. 76. P. 91–98.
117. **Virgin W.J.** Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral discs // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1951. Vol. 33. P. 607–611.
118. **Visht A.G., Crawford N.R., Chamberlain R. H., et al.** Biomechanical comparison of anterior versus posterior lumbar threaded interbody fusion cages // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 302–310.
119. **White A.A.** Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimens // *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 1969. Vol. 127. P. 1–105.
120. **White A.A., Panjabi M.M., Thomas C.L.** The clinical biomechanics of kyphotic deformities // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1977. N 128. P. 8–17.
121. **White A.A., Panjabi M.M.** *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia, 1978.
122. **White A.A., Panjabi M.M.** *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia, 1990.
123. **White A.A., Panjabi M.M.** The basic kinematics of the human spine // *Spine*. 1978. Vol. 3. P. 12–15.
124. **Wilke H.J., Drumm J., Haussler K., et al.** Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure // *Eur. Spine J.* 2008. Vol. 17. P. 1049–1056.
125. **Winter R.B.** The treatment of spinal kyphosis // *Int. Orthop.* 1991. Vol. 15. P. 265–271.
126. **Winter R.B., Moe J.H., Lonstein J.E.** The surgical treatment of congenital kyphosis. A review of 94 patients age 5 years or older, with 2 years or more follow-up // *Spine*. 1985. Vol. 10. P. 224–231.
127. **Winter R.B.** Congenital spinal deformity // In: Lonstein J.E., Bradford D.S., Winter R.B., Ogilvie J.W., eds. *Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities*. 3rd ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1994. P. 257–294.
128. **Winter R.B.** The Milwaukee Brace-1992 // *J. Ass. Children Prosthet. Orthot. Clin.* 1992. Vol. 27. P. 16–24.
129. **Yau A.C., Hsu L.C., O'Brien J.P., et al.** Tuberculous kyphosis. Correction with spinal osteotomy, halo-pelvic distraction, and anterior and posterior fusion // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1974. Vol. 56. P. 1419–1434.
130. **Zielke K., Stunkat R., Beaujean F.** [Ventralspondylodese] // *Arch. Orthop. Unfallchir.* 1976. Vol. 85. P. 257–277. German.
131. **Zielke K., Berthet A.** [VDS — ventral derotation spondylodese — preliminary report on 58 cases] // *Beitr. Orthop. Traumatol.* 1978. Vol. 25. P. 85–103.

**Адрес для переписки:**

Мушкин Александр Юрьевич  
194223, Санкт-Петербург,  
2-й Мушинский пр., 12, кор. 3,  
детская хирургическая клиника  
СПбНИИФ,  
aymushkin@mail.ru

Статья поступила в редакцию 27.04.2009