

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗОЛИРОВАННЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ПОЗВОНОЧНИКА В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Рерих В.В.<sup>1,2</sup>, Гладков А.В.<sup>1</sup>, Комиссаров В.В.<sup>3</sup>, Батаев В.А.<sup>3</sup>, Фомичев Н.Г.<sup>1</sup>,  
Синявин В.Д.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, Новосибирск, e-mail: VRerih@niito.ru;

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет» Минздрава России, Новосибирск;

<sup>3</sup> Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск

---

Вопросы механогенеза деформации позвоночника при различной его патологии по-прежнему являются актуальными как с научной, так и с практической точки зрения. Решение их возможно путем проведения экспериментальных исследований с использованием различных моделей. Цель работы – выявить зависимость изменения формы и ориентации позвоночника в сагиттальной плоскости как от уровня, вида и величины первичной деформации, так и от компенсаторных реакций со стороны интактных сегментов. Для проведения экспериментов использована созданная нами кинематическая параметрическая модель позвоночника. Для ее разработки были использованы координаты реперных точек позвонков, снятых с 460 рентгенограмм каждого позвонка в отдельности, и рассчитан ряд параметров, характеризующих особенности их формы. Программными средствами путем сопоставления контуров суставных поверхностей суставных отростков сочленяющихся позвонков были воссозданы форма и ориентация позвоночника в сагиттальной плоскости. Разработанная кинематическая модель показала, что наиболее значимым видом деформации позвоночника для изменения его формы и ориентации является кифоз (его величина, локализация и протяженность). Смещение позвонка в горизонтальной плоскости приводит к нарушению постурального баланса, кифоз требует включения компенсаторных механизмов, но независимо от локализации первичной деформации. Наибольшие нарушения постурального баланса возникают при кифотической деформации на уровне L5-S1 сегментов в сочетании с горизонтальным смещением L5 позвонка. Предложенная параметрическая кинематическая модель позвоночника позволяет получать достоверные результаты изменения формы и ориентации позвоночника при моделировании различной патологии позвоночника.

Ключевые слова: позвоночник, модель, деформации, форма, ориентация, параметры.

## MODELING OF ISOLATED DEFORMATIONS SPINE IN THE SAGITTAL PLANE

Rerikh V.V.<sup>1,2</sup>, Gladkov A.V.<sup>1</sup>, Komissarov V.V.<sup>3</sup>, Bataev V.A.<sup>3</sup>, Fomichev N.G.<sup>1</sup>,  
Sinayvin V.D.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Novosibirsk Research Institute for Traumatology and Orthopedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia, e-mail: clinic@niito.ru;

<sup>2</sup>Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk;

<sup>3</sup>Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk

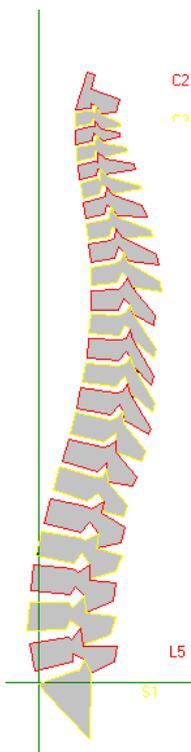
---

The issues of the mechanogenesis of the spinal deformity in its various pathologies are still relevant both from a scientific and a practical point of view. Their solution is possible by conducting experimental studies using various models. To reveal the dependence of changes in the shape and orientation of the spine in the sagittal plane both on the level, type and magnitude of the primary deformity, and on compensatory reactions on the part of intact segments. For the experiments, we used a kinematic parametric model of the spine that we created. To create it, the coordinates of the reference points of the vertebrae were used, taken from 460 X-ray images of each vertebra separately, and a number of parameters were calculated that characterize the features of their shape. Using software, by comparing the contours of the articular surfaces of the articular processes of the articulating vertebrae, the shape and orientation of the spine in the sagittal plane was recreated. The developed kinematic model showed that the most significant type of spinal deformation for changing its shape and orientation is kyphosis, its size, localization and length. The displacement of the vertebra in the horizontal plane leads to a violation of the postural balance, as well as kyphosis requires the inclusion of compensatory mechanisms, but regardless of the localization of the primary deformity. The greatest violations of the postural balance occur with kyphotic deformity at the level of the L5-S1 segment in combination with the horizontal displacement of the L5 vertebra. The proposed parametric kinematic model of the spine makes it possible to obtain reliable results of changes in the shape and orientation of the spine when modeling various pathologies of the spine.

Keywords: spine, model, deformities, shape, orientation, parameters.

Вопросы механогенеза деформации позвоночника при различной его патологии по-прежнему являются актуальными как с научной, так и с практической точки зрения. Их решение путем накопления клинических наблюдений является крайне затруднительным и занимает длительный промежуток времени. Современные представления, позволяющие связать клинические проявления с нарушениями взаимоотношений в системе «позвоночник – таз – конечности», базируются на понимании сагиттального баланса и показателях для его оценки [1–3]. Однако они направлены на констатацию сложившейся ситуации и отсутствие возможности строить прогнозы [3]. Более быстрое решение этих вопросов возможно путем проведения экспериментальных исследований с использованием различных моделей [4]. Одной из задач любого вида моделирования является определение последствий воздействия на объект [4–6]. Несмотря на то что никакая модель не может заменить сам объект, при решении конкретной задачи моделирование оказывается полезным, а подчас и единственным инструментом исследования. Оно обеспечивает идентичность условий эксперимента, позволяет изолированно изменять каждый фактор влияния, а также создавать разнообразные варианты сочетания и степени деформаций позвоночника, что в конечном итоге дает возможность изучить механогенез формирования различных видов деформаций позвоночника. Встречаемые в клинической практике варианты формы и ориентации позвоночника являются отражением двух процессов, идущих одновременно: возникновения первичной деформации и развития компенсаторной реакции. Изменение формы и ориентации позвоночника обусловлено либо деформацией самих позвонков, либо изменением их взаимного положения. Исходя из этих положений была определена цель исследования: выявить зависимость изменения формы и ориентации позвоночника как от уровня, вида и величины первичной деформации, так и от компенсаторных реакций со стороны интактных сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей. В доступной нам литературе мы не встретили сообщений о попытках достижения подобной цели.

**Материал и методы исследования.** Для проведения экспериментов использована созданная нами кинематическая параметрическая модель позвоночника [7, 8]. Для ее разработки были использованы координаты реперных точек позвонков, снятых с 460 рентгенограмм каждого позвонка в отдельности, и рассчитан ряд параметров, характеризующих особенности их формы. Программными средствами путем сопоставления контуров суставных поверхностей суставных отростков сочленяющихся позвонков были воссозданы форма и ориентация позвоночника в сагиттальной плоскости (рис. 1).



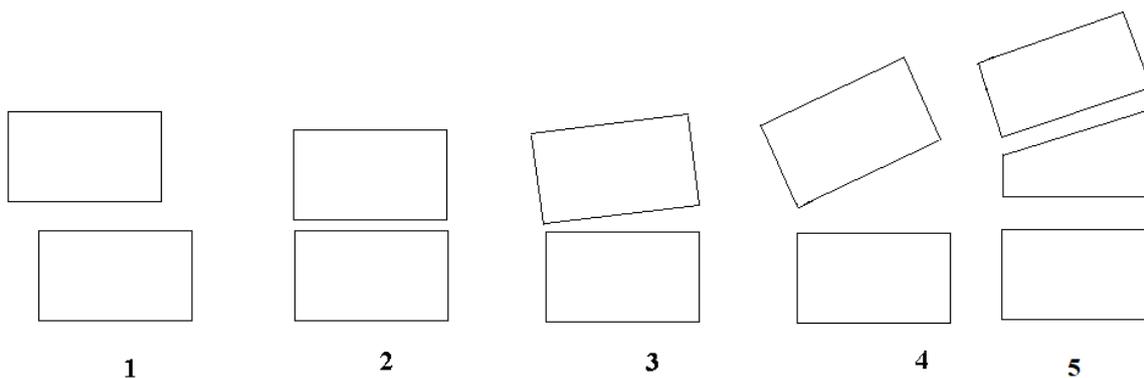
*Рис. 1. Форма и ориентация кинематической модели позвоночника*

В последующем для упрощения решения задач были использованы только параметры тел позвонков.

Для достижения поставленной цели были разработаны алгоритмы моделирования различных видов первичной деформации позвоночника, а также алгоритм ответных компенсаторных реакций.

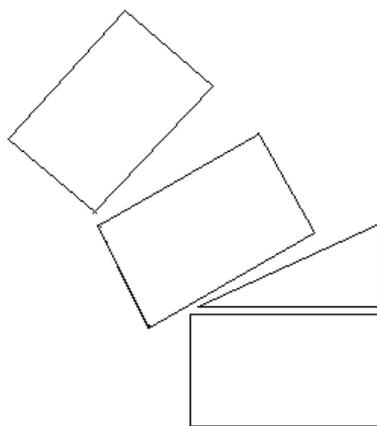
После ввода параметров первичной деформации производился расчет целого ряда количественных показателей, характеризующих форму и ориентацию всего позвоночника. Отдельная функция программы позволяет оценить результаты компенсаторных реакций со стороны интактных сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей. Критерием оценки степени нарушения постурального баланса являлся параметр, характеризующий положения проекции общего геометрического центра модели (ОГЦМ) на ось X и сохранение ее локализации в границах площади опоры [9].

Моделирование первичной деформации осуществлялось пятью основными компонентами (рис. 2).



*Рис. 2. Варианты моделирования первичной деформации позвоночника: 1) изолированное смещение позвонка в плоскости диска; 2) изолированное смещение позвонка перпендикулярно плоскости диска; 3) изолированное снижение высоты вентрального отдела диска; 4) изолированное увеличение высоты заднего отдела диска; 5) изолированная клиновидность тела позвонка*

Сочетание всех вышеперечисленных параметров как на одном, так и на нескольких уровнях дает неограниченные возможности для моделирования различных видов первичной деформации позвоночника при известных его патологических нозологиях (рис. 3).



*Рис. 3. Вариант сочетания видов смещений позвонков*

Моделирование кифотической деформации позвоночника в первую очередь создавалось путем снижения высоты вентрального контура тела позвонка.

Второй вариант создания кифотической деформации реализовался за счет снижения высоты вентрального отдела межтелового промежутка или за счет увеличения высоты его заднего отдела.

В клинической практике используется показатель величины угла кифоза. При моделировании этого вида деформации необходимо учитывать, что для возникновения кифоза

в шейном и поясничном отделах, например в  $20^\circ$ , требуется перемещение смежных позвонков на угол  $20^\circ$  + величину физиологического углового лордоза на данном уровне. При исходном кифотическом взаимоотношении позвонков в грудном отделе знак «+» меняется на «-». Поэтому для сохранения идентичности условий эксперимента при моделировании кифотической деформации нами использован параметр клиновидной деформации тела позвонка и межпозвонкового диска. Параметры компенсаторных возможности двигательных сегментов позвоночника сформированы на основе данных литературы [10] и представлены в таблице 1.

Таблица 1

Амплитуда движений в позвоночных двигательных сегментах в сагиттальной плоскости  
(сгибание и разгибание)

Двигательный сегмент	Амплитуда сгибания	Амплитуда разгибания
C2-C3	8,0°	8,0°
C3-C4	10,0°	10,0°
C4-C5	10,0°	10,0°
C5-C6	10,0°	10,0°
C6-C7	14,0°	14,0°
C7-Th1	12,0°	12,0°
Th1-Th2	2,5°	2,5°
Th2-Th3	2,5°	2,5°
Th3-Th4	2,5°	2,5°
Th4-Th5	2,5	2,5
Th5-Th6	2,5°	2,5°
Th6-Th7	4,0°	4,0°
Th7-Th8	4,0°	4,0°
Th8-Th9	4,0°	4,0°
Th9-Th10	6,0°	6,0°
Th10-Th11	8,0°	8,0°
Th11-Th12	8,0°	8,0°
Th12-L1	8,0°	8,0°
L1-L2	10,0°	10,0°
L2-L3	10,0°	10,0°
L3-L4	12,0°	12,0°
L4-L5	12,0°	12,0°
L5-S1	12,0°	12,0°

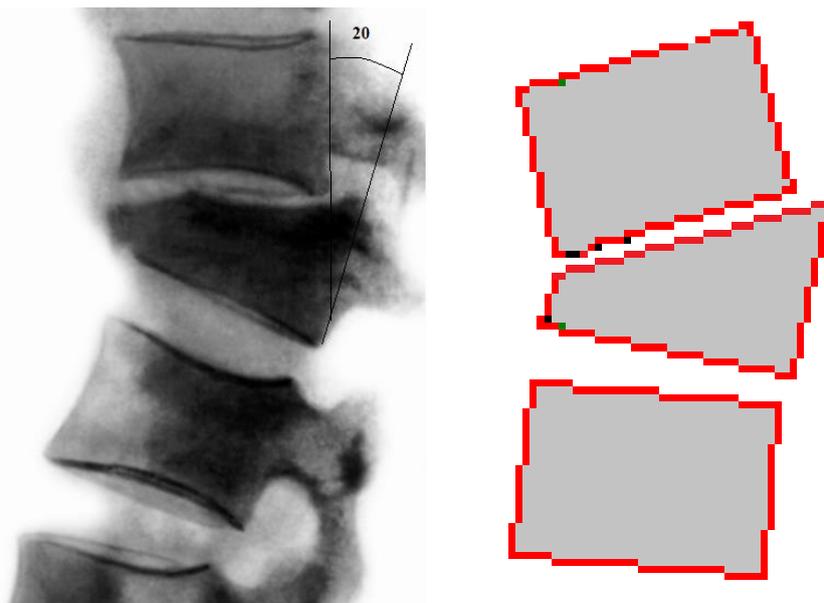
При проведении экспериментов эти параметры могли произвольно изменяться в зависимости от поставленной задачи. После моделирования той или иной патологической ситуации в сагиттальной плоскости, помимо параметров, характеризующих ориентацию каждого позвонка, форму и ориентацию позвоночника в целом, рассчитывались координаты

проекции общего геометрического центра модели (ОГЦМ) на ось X и определялось ее положение относительно площади опоры [9].

### **Результаты исследования и их обсуждение**

#### *Моделирование первичной деформации позвоночника*

При моделировании клиновидной деформации тела позвонка отмечено формирование типичного клин Урбана, а величина его выстояния в просвет позвоночного канала нарастала по мере увеличения угла клиновидности тела позвонка (рис. 4).



*Рис. 4. Спондилограмма клиновидного перелома тела L1 позвонка и результат его моделирования*

Изменение величины угла клиновидности тел позвонков в зависимости от степени снижения высоты их вентрального отдела представлено в таблице 2.

Величина моделируемой клиновидной деформации тела позвонка за счет максимального снижения высоты его вентрального отдела колебалась в пределах от  $31,5^\circ$  до  $41,5^\circ$  (среднее значение  $35,5^\circ$ ), причем минимальное значение отмечено в поясничном отделе позвоночника – от  $31,5^\circ$  до  $35,5^\circ$  (среднее  $33,3^\circ$ ), в грудном отделе позвоночника эта величина составляла от  $32,0^\circ$  до  $41,5^\circ$  (среднее  $36,4^\circ$ ), а в шейном отделе позвоночника – от  $35,8^\circ$  до  $38,8^\circ$  (среднее  $37,2^\circ$ ).

Максимальная клиновидность всех позвонков приводит к скручиванию позвоночника в 2 оборота (рис. 5).

По мере нарастания угла клиновидности тела позвонка смещение ОГЦМ прогрессивно увеличивалось и достигало своего максимума 89,2 мм при деформации тела L5 позвонка, но при этом не выходило за границы опоры.

Таблица 2

Изменение клиновидности тел позвонков при различном снижении высоты их вентральных отделов

Позвонок	Угол клиновидности тела позвонка при снижении высоты вентрального отдела тела позвонка на			
	0%	10%	50%	100%
C3	0,2°	4,8°	21,9°	37,0°
C4	1,6°	6,2°	23,2°	38,3°
C5	0,0°	4,5°	19,6°	35,8°
C6	0,0°	4,5°	21,1°	36,2°
C7	0,1°	5,0°	22,7°	38,8°
<b>Среднее</b>	<b>0,4°</b>	<b>5,0°</b>	<b>21,7°</b>	<b>37,2°</b>
Th1	3,2°	8,0°	25,7°	41,3°
Th2	1,4°	6,2°	24,2°	40,6°
Th3	1,4°	6,2°	23,3°	40,4°
Th4	2,3°	6,6°	23,3°	38,3°
Th5	2,0°	6,2°	21,7°	36,7°
Th6	3,8°	7,8°	22,2°	36,7°
Th7	3,6°	7,2°	20,6°	34,5°
Th8	1,7°	5,0°	18,4°	32,1°
Th9	1,6°	5,2°	18,6°	32,6°
Th10	1,5°	5,0°	18,8°	33,0°
Th11	1,7°	5,5°	20,0°	34,9°
Th12	1,5°	5,4°	20,0°	35,1°
<b>Среднее</b>	<b>2,3°</b>	<b>6,2°</b>	<b>21,4°</b>	<b>36,4°</b>
L1	1,4°	5,4°	20,3°	35,6°
L2	1,5°	5,3°	19,5°	34,0°
L3	0,0°	4,0°	18,9°	34,0°
L4	-2,9°	1,2°	16,7°	31,6°
L5	-4,3°	-0,3°	15,2°	31,4°
<b>Среднее</b>	<b>0,8°</b>	<b>3,1°</b>	<b>18,1°</b>	<b>33,3°</b>
<b>Среднее</b>	<b>1,0°</b>	<b>5,2°</b>	<b>20,7°</b>	<b>34,4°</b>

Величина клиновидной деформации межтеловых промежутков за счет максимального снижения высоты их вентральных отделов колебалась в пределах от 6,2° до 13,4°, среднее значение составило 10,1°, статистически значимых различий по отделам позвоночника не выявлено.

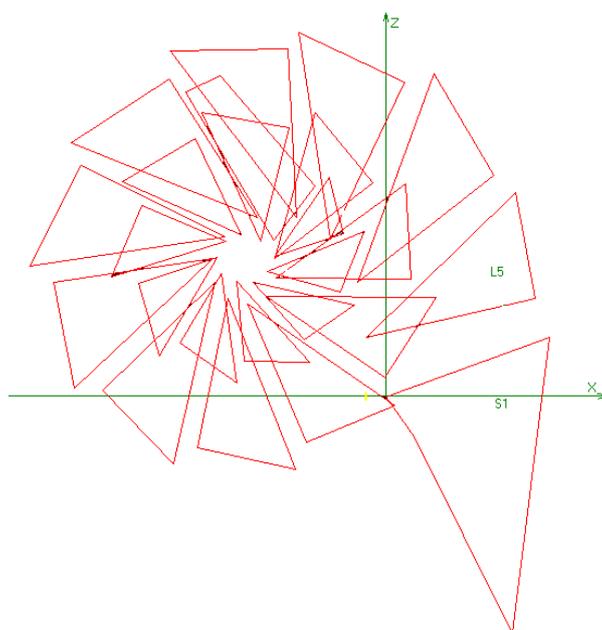


Рис. 5. Форма позвоночника при моделировании максимальной компрессии вентральных отделов тел всех позвонков

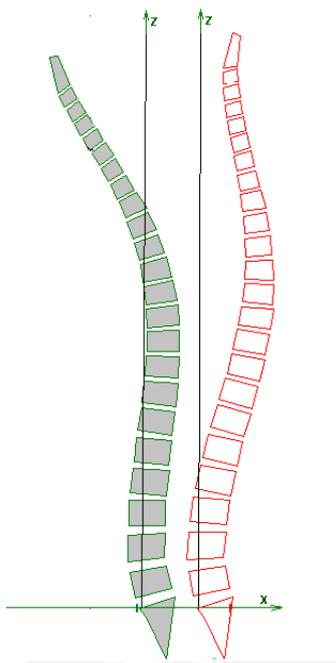
Таблица 3

Изменение клиновидности межпозвонковых дисков при различном снижении высоты их вентральных отделов

Диск	Угол клиновидности межпозвонковых дисков при снижении высоты их вентрального отдела на			
	0%	10%	50%	100%
C2-C3	-3,2°	-2,1°	3,4°	9,6°
C3-C4	-4,2°	-2,8°	2,5°	8,5°
C4-C5	-2,3°	-1,0°	4,2°	10,2°
C5-C6	-1,2°	0,1°	5,2°	10,9°
C6-C7	-2,0°	-1,0°	3,9°	9,8°
C7-Th1	-1,0°	0,2°	5,3°	11,1°
<b>Среднее</b>	<b>-2,3°</b>	<b>-1,1°</b>	<b>4,0°</b>	<b>10,0°</b>
Th1-Th2	1,6°	2,7°	7,7°	13,2°
Th2-Th3	0,7°	1,8°	6,1°	11,1°
1.3	0,7°	1,9°	6,1°	11,3°
Th4- Th5	1,7°	2,8°	7,0°	12,1°
Th5-Th6	2,0°	2,8°	6,4°	10,9°
Th6-Th7	-2,6°	-1,5°	1,8°	6,2°
Th7-Th8	0,0°	1,1°	4,1°	8,1°
Th8-Th9	1,8°	2,6°	5,5°	9,1°
Th9-Th10	1,3°	2,1°	5,1°	8,7°
Th10-Th11	0,8°	1,8°	5,2°	9,5°
Th11-Th12	0,0°	1,0°	4,4°	8,7°
Th12-L1	-4,5°	-3,2°	2,4°	9,0°
<b>Среднее</b>	<b>0,2°</b>	<b>1,3°</b>	<b>5,1°</b>	<b>9,8°</b>
L1-L2	-4,4°	-3,1°	2,4°	8,9°

L2-L3	-5,9°	-4,5°	0,9°	7,4°
L3-L4	-5,3°	-3,6°	3,1°	11,2°
L4-L5	-5,6°	-3,7°	8,1°	12,6°
L5-S1	-7,3°	-5,2°	7,3°	13,4°
<b>Среднее</b>	<b>-5,7°</b>	<b>-4,0°</b>	<b>4,3°</b>	<b>10,7°</b>
<b>Среднее</b>	<b>-2,6°</b>	<b>-1,2°</b>	<b>4,4°</b>	<b>10,1°</b>

Даже 10%-ное снижение высоты вентрального отдела всех дисков в значительной степени изменяло ориентацию позвоночника. Наклон оси туловища составил  $-4,5^\circ$ , а смещение проекции ОГЦМ  $-2,0$  мм (рис. 6).



*Рис. 6. Изменение формы и ориентации позвоночника при снижении высоты вентрального отдела всех межпозвонковых дисков на 10%*

Более значительное (на 50%) снижение высоты вентральных отделов всех дисков приводит к формированию грубой флекссионной деформации позвоночника, наклон оси которого составил  $-47,6^\circ$ , а смещение проекцию ОГЦМ  $-121,0$  мм без выхода за границы площади опоры (рис. 7).

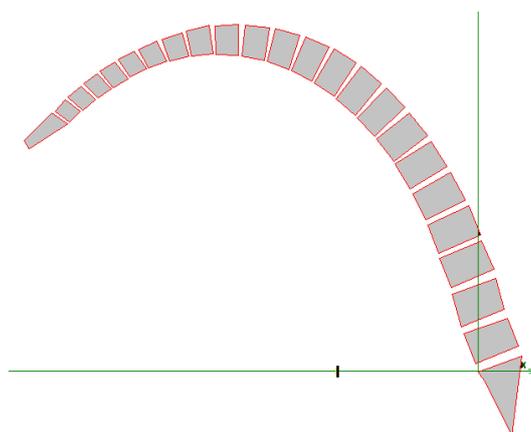


Рис. 7. Изменение формы и ориентации позвоночника при снижении высоты вентрального отдела всех межпозвонковых дисков на 50%

Максимальная клиновидность всех межпозвонковых дисков приводит к образованию пологой кифотической деформации с величиной центрального угла в поясничном отделе  $31^\circ$ , а в грудном отделе  $40^\circ$  без утраты ортостатического положения тела (рис. 8).

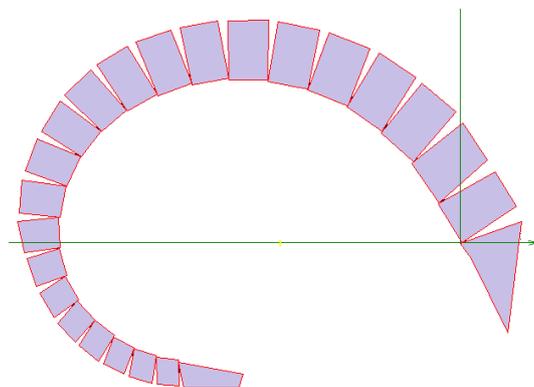
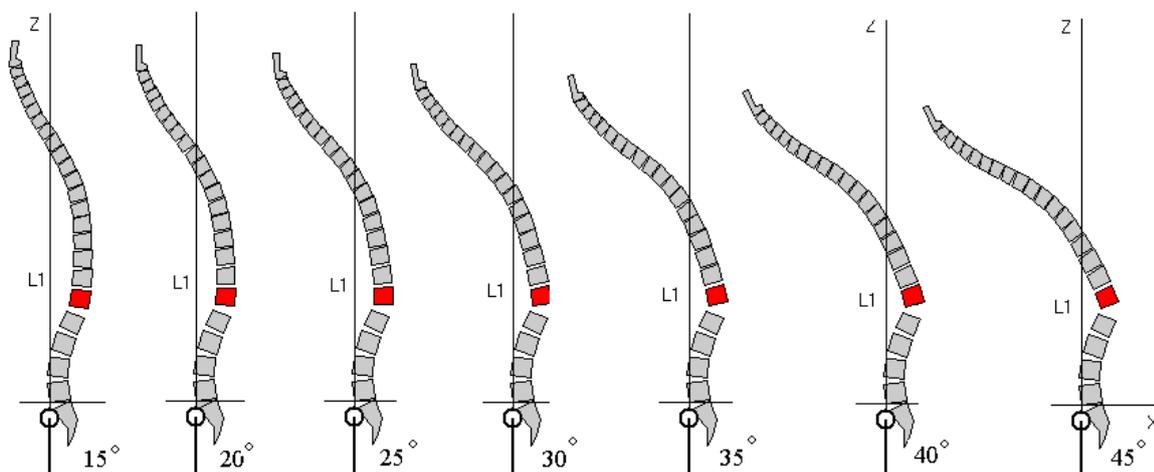


Рис. 8. Форма позвоночника при моделировании максимальной утраты высоты вентральных отделов межпозвонковых дисков

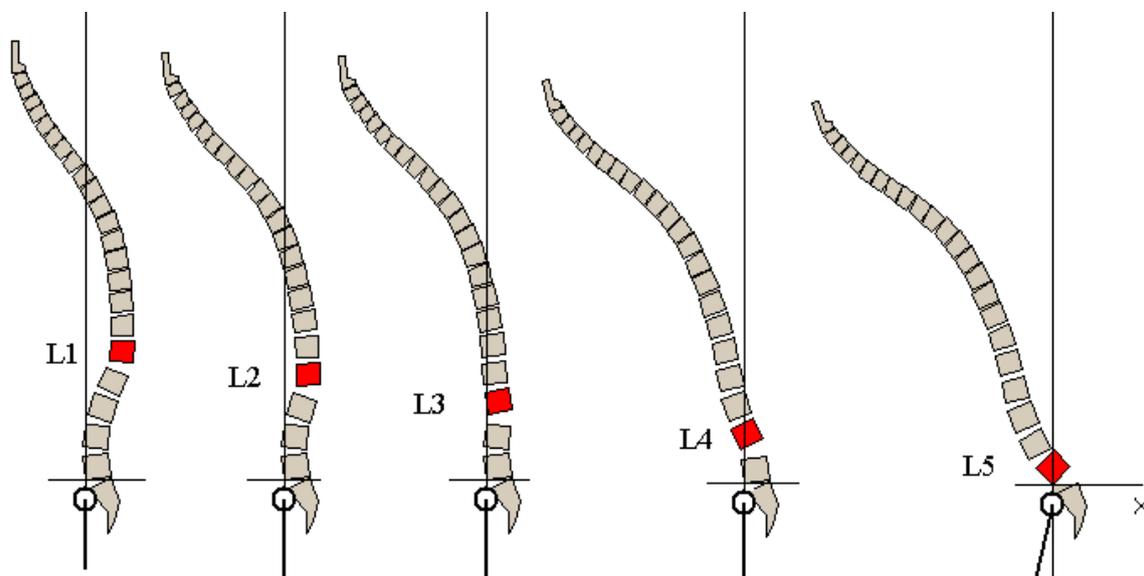
Увеличение высоты дорзального отдела диска вплоть до ее удвоения приводит к аналогичным изменениям формы и ориентации позвоночника. Дальнейшее увеличение этого параметра резко увеличивает наклон оси туловища вперед и вентральное смещение проекции ОГЦМ. При значении угла клиновидности диска  $60^\circ$ , начиная с локализации деформации на уровне L3-L4 диска и ниже, проекция ОГЦМ выходит за пределы опоры.

Как уже было отмечено, независимо от варианта моделирования нарастание величины кифотической деформации на одном уровне приводит к прогрессивному изменению ориентации относительно вертикали позвонков, расположенных выше уровня первичной деформации, и вентральному смещению проекции ОГЦМ (рис. 9).



*Рис. 9. Моделирование различной величины кифотической деформации на уровне L1-L2 сегмента*

К аналогичному эффекту приводит возникновение равной по величине кифотической деформации по мере перемещения ее локализации в каудальном направлении (рис. 10).



*Рис. 10. Моделирование кифотической деформации в 20° на различных уровнях*

При этом в ряде случаев возникает ситуация выхода проекции ОГЦМ за пределы площади опоры, что означает утрату ортостатического положения тела человека.

Анализ формулы (1) для расчета проекции ОГЦМ на ось X:

$$X = (L \cdot \sin \alpha + L_1 \sin \alpha_1) / 2, \quad (1)$$

где:

X – координата ОГЦМ на ось X;

L – длина оси отрезка позвоночника выше уровня деформации;

L<sub>1</sub> – длина оси отрезка позвоночника ниже уровня деформации;

α – угол наклона оси отрезка позвоночника выше уровня деформации;

α<sub>1</sub> – угол наклона оси отрезка позвоночника ниже уровня деформации.

Это позволяет утверждать, что максимальное перемещение ОГЦМ достигается при величине угловой деформации 90°, поскольку  $\sin 90^\circ = 1$ .

При условии, что  $L_1 \cdot \sin \alpha_1 = \text{const}$ , дальнейшее нарастание величины кифоза (угол α) вызывает уменьшение значения  $\sin$  угла, а следовательно, и снижение прироста величины проекции ОГЦМ.

По мере увеличения значения величины  $L$  и пропорционального уменьшения величины  $L_1$  при неизменном значении  $\sin \alpha$  величина  $X$  возрастает. Это означает, что степень (величина) смещения ОГЦМ возрастает по мере снижения уровня образования кифоза и достигает своего максимума при локализации на уровне L5-S1 сегмента.

Следуя формальной логике, можно утверждать, что количество сегментов, формирующих первичную деформацию, также оказывает влияние на форму позвоночника. Как показали эксперименты, наличие даже незначительной по величине кифотической деформации на нескольких уровнях приводит к возникновению пологой кифотической деформации. Ее выраженность может быть представлена величиной центрального угла дуги окружности, аппроксимируемой методом наименьших квадратов. Равномерное распределение величины центрального угла дуги по сегментам позвоночника определяется по формуле (2):

$$\Delta\omega = (n-1) \Delta\sigma, \quad (2)$$

где:

$\Delta\omega$  – прирост центрального угла дуги;

$\Delta\sigma$  – прирост межсегментарного угла;

$n$  – количество позвонков в дуге.

Анализ этого выражения свидетельствует о том, что прирост величины центрального угла дуги зависит не только от прироста межсегментарных углов, но и от их количества.

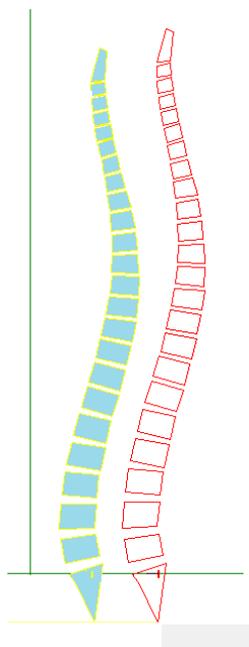
Таким образом, по мере увеличения количества патологических сегментов, нарастания величины углового кифоза до  $90^\circ$  и снижения уровня его образования происходит нарастание перемещение ОГЦМ в вентральном направлении вплоть до утраты ортостатического положения тела человека, а следовательно, это требует и больших затрат со стороны компенсаторных механизмов для восстановления постурального баланса с вовлечением и шейного отдела позвоночника ввиду влияния на его параметры баланса, состояний грудного и поясничного отделов позвоночника [9].

### ***Моделирование линейных дислокаций позвонков***

Проведены эксперименты с изолированными линейными смещениями позвонков, которые реализуются вдоль вертикальной или сагиттальной оси и выражаются в первом случае в виде равномерного снижения высоты межтелового промежутка, а во втором случае в возникновении антелистеа или ретролистеза. Они показали, что изолированное равномерное снижение высоты одного межпозвонкового диска не приводит к формированию кифотической деформации, не искажает другие биомеханические характеристики формы и ориентации позвоночника, но вызывает незначительное вентральное смещение ОГЦМ.

Равномерное снижение высоты всех дисков позвоночника на 1 мм приводит к снижению роста на 25 мм, но не изменяет форму и ориентацию позвоночника в сагиттальной

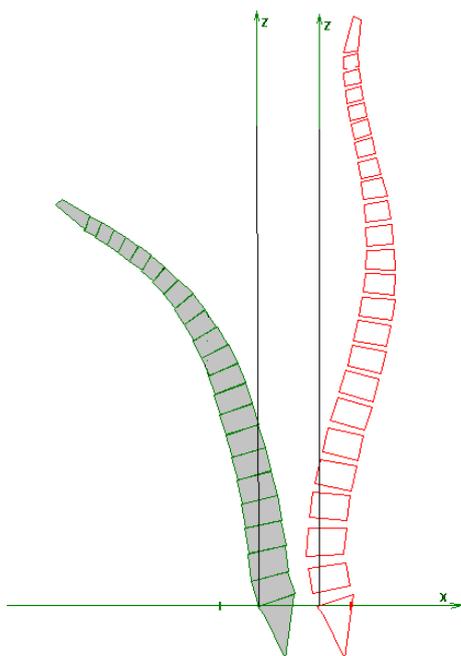
плоскости (смещение ОГЦМ на 1,5 мм вызывает усиление наклона оси туловища вперед на  $0,4^\circ$ ) (рис. 11).



*Рис. 11. Изменение формы и ориентации позвоночника при моделировании равномерного снижения высоты всех дисков позвоночника на 1 мм*

Полная утрата высоты как передних, так и задних отделов всех межпозвонковых дисков приводит к утрате физиологических изгибов позвоночника, изменяет угол наклона оси туловища до угла  $-19,1^\circ$  и перемещает проекцию ОГЦМ вентрально на 76,0 мм (рис. 12).

В ходе экспериментов установлено, что возникновение дислокации позвонка в плоскости диска не вызывает образования кифотической деформации, но сопровождается дислокацией проекции ОГЦМ на ось X. Зависимость его перемещения от уровня и величины дислокации близка к квадратической зависимости, т.е. график этой зависимости представляет собой дугу правильной окружности. Другими словами, чем ниже уровень дислокации позвонка в плоскости диска, тем больше вентральное смещение проекции ОГЦМ. Аналогичные изменения происходят и с наклоном оси туловища.



*Рис. 12. Изменение формы и ориентации позвоночника при моделировании полной утраты высоты передних и задних отделов всех дисков*

### ***Моделирование сочетания видов деформации сегментов позвоночника***

Как показывают клинические наблюдения, компоненты первичной деформации позвоночника в изолированном виде встречаются редко. Как правило, при возникновении патологии позвоночника мы наблюдаем сочетание тех или иных видов смещения позвонков. Наиболее яркими примерами такого сочетания являются истинный спондилолистез L5 позвонка, вывих и перелома-вывих позвонка, аномалии развития позвоночника. Моделирование сочетания клиновидной деформации одного тела позвонка и прилегающего к нему сверху диска позволяет создать угловую кифотическую деформацию, величина которой колеблется от  $36,2^\circ$  до  $47,3^\circ$  и определяется суммированием величин, характеризующих эти виды деформаций. В этих ситуациях проекция ОГЦМ значительно смещается в вентральном направлении, но не выходит за границы площади опоры. Как показали эксперименты, сочетание угловой кифотической деформации с линейным перемещением позвонка в плоскости диска усиливает вентральную дислокацию ОГЦМ и в ряде случаев приводит к утрате ортостатического положения тела человека. При этом нарастание кифотического компонента наиболее значительно нарушает биомеханические характеристики формы и ориентации позвоночника.

### ***Моделирование компенсаторных реакций***

Следует отметить, что имеются закономерные взаимоотношения изгибов позвоночника в сагиттальной плоскости, изменение параметров которых может приводить к дисбалансу [11].

Ответная компенсаторная реакция в пределах физиологических возможностей интактных сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей возникает сразу после появления первичной деформации, и на спондилограмме визуализируются уже результаты этих двух процессов. Поэтому изолированное рассмотрение возможностей компенсаторных реакций сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей представляет особый интерес. Основными задачами компенсаторных реакций являются удержание проекции ОГЦМ в границах площади опоры и нормализация его проекции на оси X. Эти компенсаторные реакции можно разделить на физиологические (в пределах функциональных возможностей двигательных сегментов позвоночника) и патологические в виде гиперэкстензии двигательных сегментов позвоночника и подключения суставов нижних конечностей. Очевидно, что на степень реализации физиологических компенсаторных возможностей оказывают влияние несколько факторов:

- 1) уровень, протяженность, величина и вид первичной деформации;
- 2) функциональные возможности двигательных сегментов позвоночника, тесно связанные с возрастом пациента;
- 3) направление и последовательность подключения двигательных сегментов в механизм компенсаторных реакций.

В работе использован один из разработанных нами алгоритмов компенсаторных реакций [9]. Суть этого алгоритма состоит в том, что в первую очередь в процесс компенсации включаются сегменты позвоночника, расположенные ниже уровня деформации. При исчерпании их физиологических компенсаторных возможностей в этот процесс включаются вышележащие сегменты позвоночника. Реализация физиологических возможностей каждого сегмента позвоночника реализуется пошагово (например, по  $1^\circ$  в каждом сегменте) в направлении от центра (уровня первичной деформации) к периферии. Этот выбор был обусловлен тем, что проведенные эксперименты показали, что полная одномоментная реализации физиологической амплитуды разгибания каждого сегмента последовательно в том же направлении создает форму позвоночника, не адекватную клиническим наблюдениям. В случае недостаточности этих усилий для выполнения условий компенсации подключаются возможности тазобедренных суставов, выражающиеся в развороте крестца вплоть до его вертикальной ориентации. При необходимости дополнительное дорзальное смещение проекции ОГЦМ может быть достигнуто за счет сгибания в коленных суставах. Если на этих этапах происходит нарушение первого условия компенсации (нахождение проекции ОГЦМ в границах площади опоры), то его выполнение осуществляется за счет тыльного сгибания в голеностопных суставах. Подключение компенсаторных механизмов вносит свой вклад в изменение формы и ориентации позвоночника в сагиттальной плоскости и приводит к

изменению положения проекции ОГЦМ, величины центрального угла нижележащей и вышележащей дуги позвоночника, а также к изменению положения оси туловища как за счет увеличения угловых взаимоотношений позвонков, так и вследствие сгибания или разгибания в суставах нижних конечностей.

В клинической практике с трудом можно определить предикторы сагиттального дисбаланса, даже после проведенных корригирующих операций, и, что важно, последовательность компенсаторных механизмов [12, 13, 14]. Моделирование же позволяет определить вклад каждого параметра в этом процессе. Нами установлено, что суммарное перемещение ОЦМ при максимальном физиологическом разгибании в грудном и поясничном отделах составляет 254 мм. При этом, если за счет поясничных сегментов дорзальное перемещение ОГЦМ возможно на 165 мм, то за счет грудных сегментов величина этого перемещения составила всего 66 мм, что соответствует 39%. Проведенные эксперименты позволяют заключить, что наибольшими компенсаторными возможностями среди двигательных сегментов позвоночника обладает L<sub>5</sub>-S<sub>1</sub> сегмент, что связано не только с наибольшей амплитудой разгибания, но и с его базисной локализацией. Первичная как угловая, так и пологая кифотическая деформация в грудном отделе позвоночника любой локализации, протяженности и степени выраженности полноценно компенсируется за счет частичного использования физиологических возможностей нижележащих сегментов позвоночника. Величина первичной угловой кифотической деформации в поясничном отделе позвоночника, компенсируемая только за счет нижележащих сегментов, составила для L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> сегмента 56°, для L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub> сегмента 34°, для L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> сегмента 27° кифоза, а для L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> сегмента 2° лордоза. Во всех других случаях требовалось подключение физиологических возможностей и вышележащих сегментов позвоночника. В ряде случаев, когда они реализовались максимально полно на всем протяжении, в процесс компенсации подключались суставы нижних конечностей. Пологая флексионная деформация на протяжении всего поясничного отдела позвоночника, выражающаяся в уплощении поясничного лордоза, достигающая величины центрального угла поясничной дуги 2,0° (угол Cobb 5,0°), компенсируется за счет реализации максимальной амплитуды разгибания во всех вышележащих сегментах грудного отдела позвоночника. Дальнейшее увеличение этой деформации требует подключения суставов нижних конечностей для нормализации проекции ОГЦМ на ось X. Максимальное дорзальное перемещение проекции ОГЦМ за счет реализации физиологической амплитуды тазобедренных суставов составляет 87,2 мм, а за счет коленных или голеностопных суставов – 225,6 мм. Возникающая гиперэкстензия в сегментах позвоночника, не связанная с возрастом пациента, и дислокация позвонка в плоскости диска, обусловленная его дегенеративным

поражением, должны рассматриваться как дополнительный элемент прогрессирования деформации позвоночника.

### **Выводы**

1. Предложенная параметрическая кинематическая модель позвоночника позволяет получать достоверные результаты изменения формы и ориентации позвоночника при моделировании различной патологии позвоночника.

2. Наиболее значимым видом деформации позвоночника для изменения его формы и ориентации является кифоз.

3. Наиболее существенное влияние на изменение формы и ориентации позвоночника оказывают величина, локализация и протяженность кифотической деформации, а также сохранность компенсаторных механизмов.

4. Изолированные линейные перемещения позвонков по вертикали не приводят к значительным нарушениям формы и ориентации позвоночника в сагиттальной плоскости.

5. Смещение позвонка в горизонтальной плоскости приводит к нарушению постурального баланса и требует включения компенсаторных механизмов независимо от локализации первичной деформации.

6. Выраженность и вид компенсаторных реакций определяются их наличием, локализацией первичной деформации и физиологической амплитудой движений в интактных сегментах позвоночника и суставах нижних конечностей.

7. Наибольшие нарушения постурального баланса возникают при кифотической деформации на уровне L5-S1 сегменте в сочетании с горизонтальным смещением L5 позвонка.

### **Список литературы**

1. Guo G.-M., Li J., Diao Q.-X., Zhu T.-H., Song Z.-X., Guo Y.-Y., Gao Y.-Z. Cervical lordosis in asymptomatic individuals: a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2018. Vol. 13. No. 1. P. 147. DOI: 10.1186/s13018-018-0854-6.
2. Guérin P., Obeid I., Gille O., Bourghli A., Luc S., Pointillart V., & Vital J.-M. Sagittal Alignment After Single Cervical Disc Arthroplasty. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2012. Vol. 25. No. 1. P. 10-16. DOI: 10.1097/bsd.0b013e31820f916c.
3. Le Huec J.C., Thompson W., Mohsinaly Y., Barrey C., Faundez A. Sagittal balance of the spine. *European Spine Journal*. 2019. Vol. 28. P. 1889-1905. DOI: 10.1007/s00586-019-06083-1.
4. Dietz N., Sharma M., Alhourani A., Ugiliweneza B., Wang D., Drazin D., Boakye M. Evaluation of Predictive Models for Complications following Spinal Surgery. *J. Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg*. 2020. Vol. 81. No 6. P. 535-545.

5. Радченко В.А., Попсуйшапка К.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Тесленко С.А. Оригинальное моделирование взрывных переломов груднопоясничного отдела позвоночника // Травма. 2017. Т. 18. № 2. С. 46-52. DOI: 10.22141/1608-1706.2.18.2017.102558.
6. Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Сыровой Г.Н. Анализ напряженнодеформированного состояния в системе «Кортикальный винт-тело позвонка» при моделировании фиксации имплантов для переднего шейного межпозвонкового соединения // Российский журнал биомеханики. 2017. Т. 21. С. 88-101. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2017.1.08.
7. Гладков А.В., Комиссаров В.В. Прогностическая кинематическая модель позвоночника // Инновации в жизнь. 2016. Т. 18. № 3. С. 63-77.
8. Гладков А.В., Комиссаров В.В. Адекватность прогностической модели позвоночника // Инновации в жизнь. 2017. Т. 19. № 4. С. 63-73.
9. Крутько А.В., Гладков А.В., Комиссаров В.В., Комиссарова Н.В. Моделирование компенсаторной реакции позвоночника при его деформации. 2018. Т. 15. № 3. С. 85-91. DOI: 10.14531/ss2018.3.85-91
10. White A.A., Panjabi M. Clinical Biomechanics of the Spine, 1978. 536 p.
11. Lee S.-H., Son E.-S., Seo E.-M., Suk K.-S., Kim K.-T. Factors determining cervical spine sagittal balance in asymptomatic adults: correlation with spinopelvic balance and thoracic inlet alignment. The Spine Journal. 2015. Vol. 15. No 4. P. 705-712. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.06.059.
12. Bang-ping Qian, Jun Jiang, Yong Qiu, Bin Wang, Yang Yu, Ze-zhang Zhu. Radiographical predictors for postoperative sagittal imbalance in patients with thoracolumbar kyphosis secondary to ankylosing spondylitis after lumbar pedicle subtraction osteotomy. Spine (Phila Pa 1976). 2013. Vol. 38. No 26. P. E1669-75. DOI: 10.1097/BRS.0000000000000021.
13. Mazel C., Ajavon L. Malunion of post-traumatic thoracolumbar fractures. Orthop Traumatol. Surg Res. 2018. Vol. 104. No 1S. P. S55-S62. DOI: 10.1016/j.otsr.2017.04.018.
14. Lamartina C., Berjano P. Classification of sagittal imbalance based on spinal alignment and compensatory mechanisms. Eur Spine J. 2014. Vol. 23. No 6. P. 1177-89. DOI: 10.1007/s00586-014-3227-9.