



МОДЕЛИРОВАНИЕ КОМПЕНСАТОРНОЙ РЕАКЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ЕГО ДЕФОРМАЦИИ

А.В. Крутько¹, А.В. Гладков¹, В.В. Комиссаров², Н.В. Комиссарова²

¹Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск, Россия

²Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, Россия

Цель исследования. Анализ математической модели эффективности компенсаторной реакции позвоночника при его деформации. **Материал и методы.** Использовали разработанную базовую кинематическую модель позвоночника. Выполнили математическое моделирование восстановления положения проекции общего центра массы (ОЦМ), оценили механогенез деформаций позвоночника и возможность их компенсации. Для оценки достоверности математической модели использовали скиаграммы позвоночника, полученные при клинически подтвержденной патологии и нарушении сагиттального баланса.

Результаты. При количественных характеристиках первичной деформации позвоночника конкретного клинического наблюдения с помощью модели по разработанному алгоритму можно создать как первичную деформацию, так и ответную компенсаторную реакцию со стороны интактных сегментов позвоночника с учетом факторов влияния. Это позволяет использовать предлагаемую кинематическую модель в научных исследованиях по прогнозированию течения различных видов деформаций позвоночника. **Заключение.** Предложенные алгоритмы формирования деформаций позвоночника, основанные на восстановлении положения проекции ОЦМ, отражают их механогенез и могут быть использованы для моделирования различных патологических состояний позвоночника. Полная коррекция деформации не означает полного излечения, поскольку операция спондилодеза создает новую, прогностически менее значимую, но патологическую ситуацию.

Ключевые слова: позвоночник, моделирование, компенсаторные реакции.

Для цитирования: Крутько А.В., Гладков А.В., Комиссаров В.В., Комиссарова Н.В. Моделирование компенсаторной реакции позвоночника при его деформации // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15. № 3. С. 85–91. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.3.85-91>.

MODELING OF THE SPINE COMPENSATORY RESPONSE TO DEFORMITY

A.V. Krutko¹, A.V. Gladkov², V.V. Komissarov², N.V. Komissarova²

¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia; ²Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

Objective. To analyze mathematical model of the efficiency of the compensatory mechanism of the deformed spine.

Material and Methods. The developed basic kinematic model of the spine was used. The restoration of the position of the projection of the general center of mass (GCM) was mathematically modeled, and mechanogenesis of the spinal deformity and possibility of its compensation were evaluated. To assess the reliability of the mathematical model, spinal skiagrams taken from patients with clinically confirmed pathology and sagittal imbalance were used.

Results. On the basis of quantitative characteristics of the primary spine deformity of a certain clinical case and using the developed algorithm, it is possible to create a model of both a primary deformity and a compensatory response from intact segments of the spine taking into account the influencing factors. This makes it possible to use the proposed kinematic model in scientific research on predicting the course of various types of spinal deformities.

Conclusion. The proposed algorithms simulating the development of spinal deformities based on the restoration of the position of the GCM projection reflect their mechanogenesis and can be used to model various pathological conditions of the spine. A complete correction of the deformity does not mean a complete cure, since the required spinal fusion creates a new, prognostically less significant, but pathological situation.

Key Words: spine, modeling, compensatory response.

Please cite this paper as: Krutko AV, Gladkov AV, Komissarov VV, Komissarova NV. Modeling of the spine compensatory response to deformity. Hir. Pozvonoc. 2018;15(3):85–91. In Russian. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.3.85-91>.

Сагиттальный баланс позвоночника – феномен динамического равновесия между формой позвоночного столба и механизмами, ее поддерживающими

и компенсирующими отклонения в гармоничном профиле позвоночника. Сагиттальный баланс является компонентом постурального баланса.

На сегодняшний день изучение параметров сагиттального баланса – это неотъемлемая часть предоперационного планирования хирургическо-

го лечения пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночника. Форма и пространственное положение позвоночника являются интегральными показателями действующих на него сил и конечным результатом реализации механогенеза деформаций при различной патологии позвоночника, который на сегодняшний день изучен недостаточно.

В ответ на локальную первичную деформацию позвоночника возникают вторичные изменения его формы и ориентации, направленные на удержание ортостатического положения тела человека при минимизации энергозатрат [11, 12, 14].

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 [5, 6].

К компенсаторным механизмам относят шейный гиперлордоз, уменьшение грудного кифоза, ретролистез, гиперэкстензию на поясничном отделе позвоночника, отклонение таза назад, сгибание коленных суставов, разгибание голеностопных суставов. Barrey et al. [5] предлагают оценить параметры PI (отклонение таза по вертикали), SVA (расстояние от задне-верхнего угла S_1 до отвеса) и компенсаторные механизмы для оценки степени нарушения сагиттального баланса и планирования хирургического лечения [16]. Особый интерес вызывает состояние сагиттального позвоночно-тазового баланса и влияние его параметров на дегенеративные изменения переднего и заднего опорных комплексов позвоночно-двигательного сегмента, на клинические результаты декомпрессивно-стабилизирующих вмешательств, развитие патологии смежных сегментов [12, 13]. Вопросам изучения постурального баланса в норме и при различной патологии позвоночника посвящено большое количество работ [5, 8, 10–14, 16].

Цель исследования – анализ математической модели эффективности компенсаторной реакции позвоночника при его деформации.

Материал и методы

Использована разработанная базовая кинематическая модель позвоночника [1, 2]. Рассчитаны координаты точки проекции общего центра массы (ОЦМ) на площадь опоры для различного сочетания протяженности выше- и нижележащей части туловища в соответствии с сегментами позвоночника в норме (рис. 1).

Координату по оси X определяли по следующей формуле:

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

где L – длина хорды дуги, расположенной выше уровня патологии; L_1 – длина хорды дуги, расположенной ниже уровня патологии; α – угол наклона хорды дуги, расположенной выше уровня патологии; α_1 – угол наклона хорды дуги, расположенной ниже уровня патологии.

Плечо вышележащего отрезка создает левовращающий момент силы, а нижележащего отрезка – правовращающий момент, поэтому их действие разнонаправленное и их значения вычитаются. С Th_{12} – L_1 сегмента обе хорды имеют одинаковую ориентацию, потому значения их плеч суммируются.

Положение проекции ОЦМ на оси X в данной модели локализуется в точке $37,3 \pm 2,7$ мм. При рассмотрении моделей левой и правой границ нормы этот параметр имеет значения 18,0 и 58,0 мм соответственно. Среднее значение 38,0 мм.

Таким образом, установлено относительное постоянство положения ОЦМ при различном сочетании протяженности частей модели в норме.

Наша модель подразумевает, что на реализацию физиологических компенсаторных возможностей оказывают влияние несколько факторов:

- 1) уровень и протяженность первичной деформации;
- 2) величина и вид первичной деформации;

3) функциональные возможности двигательных сегментов, тесно связанные с возрастом пациента;

4) направление и последовательность подключения двигательных сегментов в механизм компенсаторных реакций.

Ответная компенсаторная реакция в пределах физиологических возможностей возникает сразу после появления первичной деформации, на рентгенограмме визуализируются уже результаты этого процесса, направленного на поддержание постурального баланса и ортостатического положения тела.

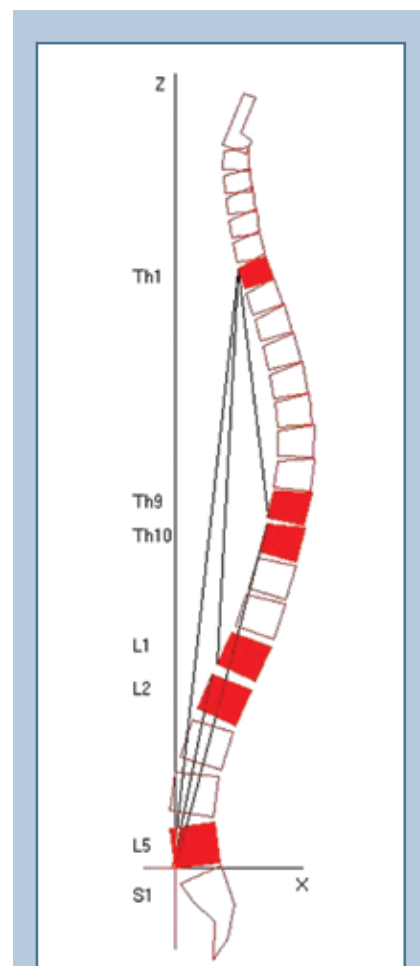


Рис. 1

Схема соотношения хорд смежных отделов туловища на протяжении от Th_1 до L_1 и от L_2 до L_5 , от Th_1 – Th_9 и от Th_{10} до L_5

Далее выполнили математическое моделирование восстановления положения проекции ОЦМ, оценили механизм деформаций позвоночника и возможность их компенсации.

Для оценки достоверности математической модели использовали скиаграммы позвоночника, полученные при клинически подтвержденной патологии и нарушении сагиттального баланса.

Результаты и их обсуждение

Вопросы баланса тела человека тесно связаны с анализом действующих сил. Одним из компонентов этих сил является масса тела, другим – усилия, развиваемые мышцами. В настоящее время эти компоненты не могут быть достоверно учтены. В такой ситуации судить о балансе тела нужно по оценке проекции ОЦМ на площадь опоры. Пытаться решить эту задачу можно с позиции кинематики, используя математическое моделирование.

Можно предположить, что стереотип поддержания баланса вырабатывается индивидуально и в дальнейшем поддерживается, исходя из принципа минимизации энергозатрат. Тем не менее существует статистически определенная норма положения ОЦМ, которая локализуется на 20 мм впереди от промонториума, а его проекция на площадь опоры располагается на 50 мм впереди от межлодыжечной линии [3].

Справедливо утверждать, что положение ОЦМ тела с неизменяемой формой остается постоянным, независимо от частей, на которые этот объект будет разделен.

Согласно законам статики, условие равновесия выглядит следующим образом:

$$m_1 l_1 = m_2 l_2 \text{ или } \frac{m_2}{m_1} = \frac{l_1}{l_2},$$

где m_1 и m_2 – масса частей тела; l_1 и l_2 – длина плеча этих масс.

Если левая часть выражения является постоянной величиной, то поддержание равновесия должно удовлетворять требованию:

$$\frac{l_1}{l_2} = \text{const.}$$

В таком случае изменение величины одного плеча должно привести к адекватному изменению величины второго плеча. При этом имеет значение не только величина плеча, но и направление его момента, поэтому следует анализировать разницу величин плеч частей тела.

Вышележащая и нижележащая части туловища могут быть представлены прямоугольниками [4, 7, 9, 17], длины и положение которых определяются длиной и наклоном его продольной оси (хорды соответствующей дуги позвоночника). Центр массы каждой фигуры локализуется в точке пересечения диагоналей, то есть на середине рассматриваемой хорды, а его проекция на горизонталь определяется длиной и углом наклона данной хорды.

Таким образом, мы получили возможность увязать изменение проекции ОЦМ с изменением формы и ориентации позвоночника, выявили отклонение ОЦМ при осуществлении функции двигательных сегментов и возникновении деформации на любом уровне позвоночника.

При возникновении деформации положение проекции ОЦМ изменяется, а компенсаторные механизмы должны быть реализованы настолько, насколько это требуется для восстановления ее положения.

Компенсаторные возможности двигательных сегментов позвоночника зависят от возраста пациента. С возрастом амплитуда движений в сегментах позвоночника уменьшается, чему есть достаточно объективные доказательства. Если амплитуду движений в сегментах позвоночника в возрасте 2–13 лет принять за 100 %, то в 35–64 года она составит 50 %, а в 65–77 лет – 30 % [15].

Такая зависимость описывается экспоненциальной функцией:

$$y = a \cdot e^{b \cdot x},$$

где y – амплитуда в процентах или долях единицы (от 0 до 1); x – возраст.

Коэффициенты a и b определяются логарифмированием левой и правой частей уравнения:

$$\ln(y) = \ln(a) + b \cdot x.$$

Обозначим $\ln(y) = Y$, $\ln(a) = A$, $b = B$, $x = X$.

Имеем линейную аппроксимационную функцию: $Y = A + BX$.

Для нахождения коэффициентов A и B получится система линейных алгебраических уравнений:

$$\begin{cases} nA + b \sum X_i = \sum Y_i \\ A \sum X_i + b \sum X_i^2 = \sum X_i Y_i \end{cases},$$

где n – количество измерений, в данном случае $n = 3$.

Решив эту задачу, получаем: $a = 1,175$, $b = -0,019$.

В результате искомая функция имеет вид: $y = 1,175 \cdot e^{-0,019 \cdot x}$.

Воспользуемся этой формулой для определения амплитуды движения в возрасте 45 лет при исходном ее значении 20°:

$$1,175 \cdot e^{-0,019 \cdot 45} \cdot 20^\circ = 10,14^\circ$$

Таким образом, мы можем моделировать амплитуду движений в каждом сегменте позвоночника в ходе экспериментов.

Исследования конкретных клинических наблюдений [8, 10, 13] с использованием этого подхода для оценки баланса туловища при различных патологических состояниях позвоночника показали, что при отсутствии компенсаторных реакций со стороны двигательных сегментов позвоночника минимальная первичная деформация значительно нарушает баланс действующих сил (рис. 2).

Чем ниже уровень возникновения первичной кифотической деформации, тем вероятнее возникновение дисбаланса (рис. 3).

По мере усиления степени листеза дисбаланс нарастает (рис. 4).

Неэффективность компенсаторных реакций может быть обусловлена их блокировкой, вызванной основной патологией или выраженным болевым синдромом.

В то же время даже выраженные первичные деформации позвоноч-

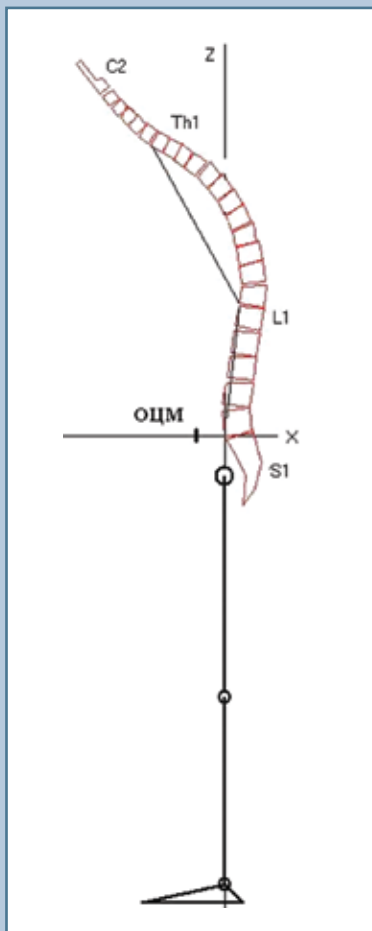


Рис. 2

На скиаграмме анкилозирующий спондилоартрит, флекссионная деформация поясничного отдела позвоночника: положение общего центра массы (ОЦМ) тела -56,2 мм, но не выходит за границы площади опоры

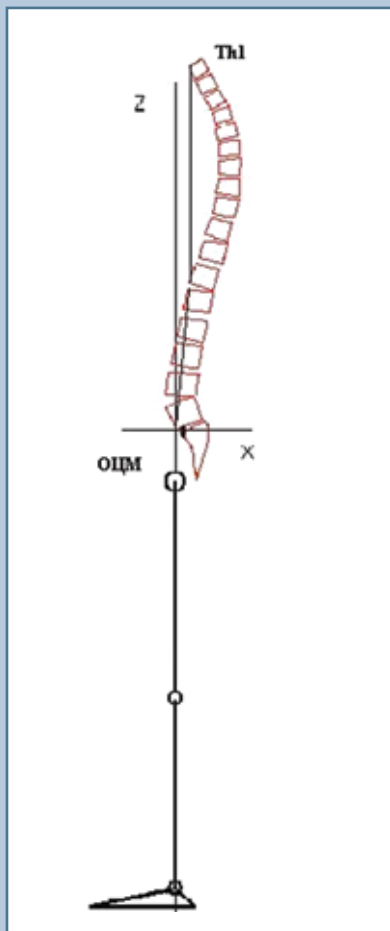


Рис. 3

На скиаграмме истмический спондилолистез L₅ I ст.: положение общего центра массы (ОЦМ) тела 9,5 мм, но не выходит за границы площади опоры

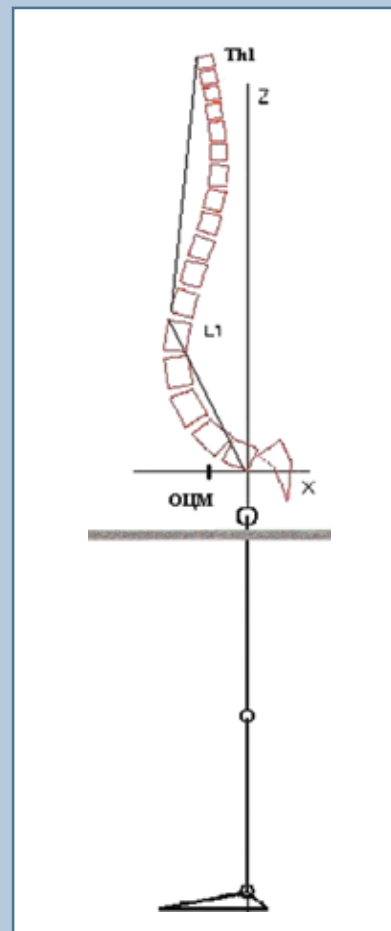


Рис. 4

На скиаграмме диспластический спондилолистез L₅ IV ст.: положение общего центра массы (ОЦМ) тела -64,0 мм, но не выходит за границы площади опоры

ника при адекватных компенсаторных реакциях со стороны сегментов позвоночника не вызывают дисбаланса, но при этом целый ряд показателей, характеризующих форму и ориентацию позвоночника, остается грубо нарушенным (рис. 5).

Нарастание величины и протяженности первичной деформации приводит к поструральному дисбалансу и подключению суставов нижних конечностей (рис. 6).

Как показывают наши исследования [1], компенсаторные реакции проявляются, в первую очередь, в нижележащем отрезке позвоночника, лишь при исчерпании их физиологических функциональных возможностей происходит подключение вышележащих сегментов.

Возникающая в дальнейшем гиперэкстензия в сегментах нижележащего, а затем и вышележащего отрезка позвоночника в значительной мере связана с дегенеративным поражением межпозвонковых дисков вследствие повышенной изгибающей нагрузки.

Последовательность включения сегментов этих отрезков реализуется в направлении от центра (уровня первичной деформации) к периферии и осуществляется поэтапно. Исходя из этого, при возникновении первичной деформации на уровне L₅–S₁ сегмента из-за отсутствия нижележащих позвоночных сегментов физиологические компенсаторные проявления реализуются в краниальном направлении (рис. 7).

Изменение формы и ориентации позвоночника под воздействием ком-

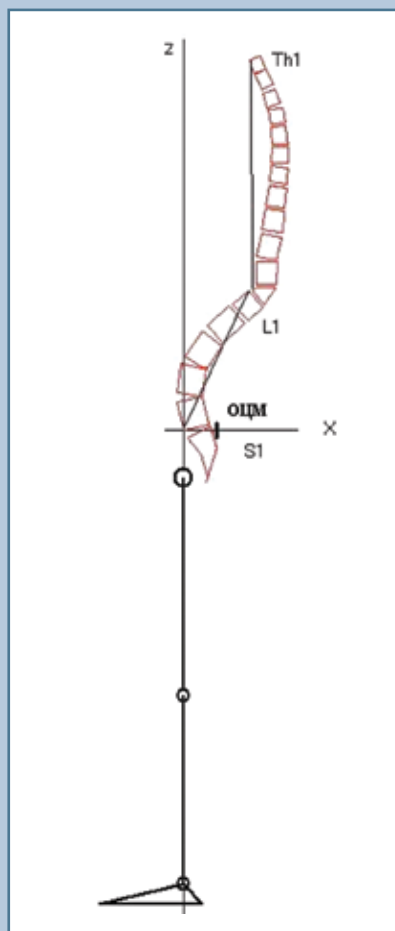


Рис. 5

На скиаграмме врожденный клиновидный Th_{12} позвонок, величина кифоза на уровне Th_{11} – Th_{12} сегмента 40° ; положение общего центра массы (ОЦМ) тела 40,0 мм

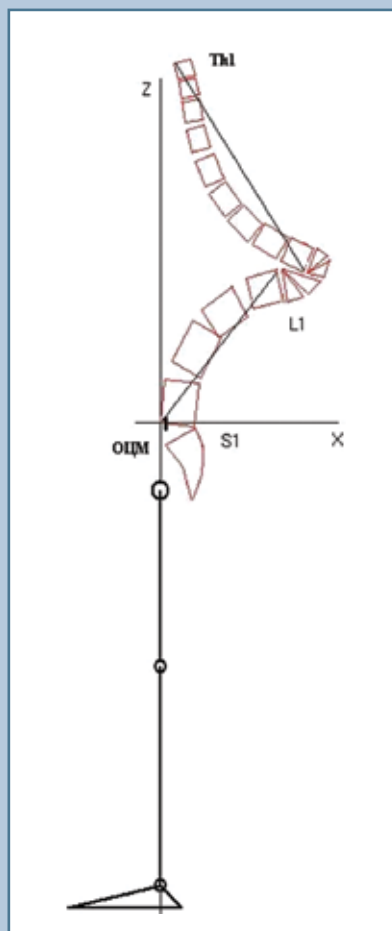


Рис. 6

На скиаграмме посттуберкулезный кифоз грудопоясничного отдела позвоночника, угол кифоза между Th_9 и L_2 позвонками 144° ; положение общего центра массы (ОЦМ) тела 4,0 мм

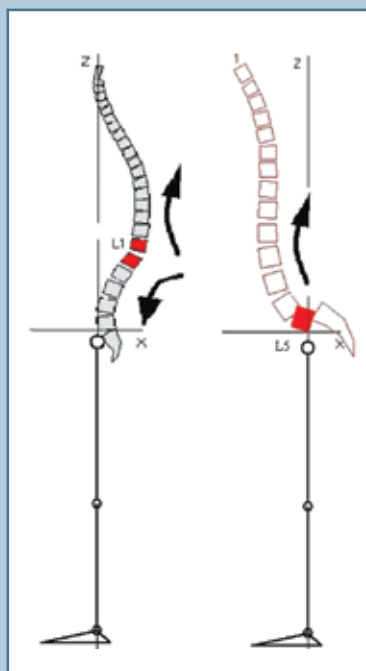


Рис. 7

На скиаграммах направление реализации компенсаторных реакций

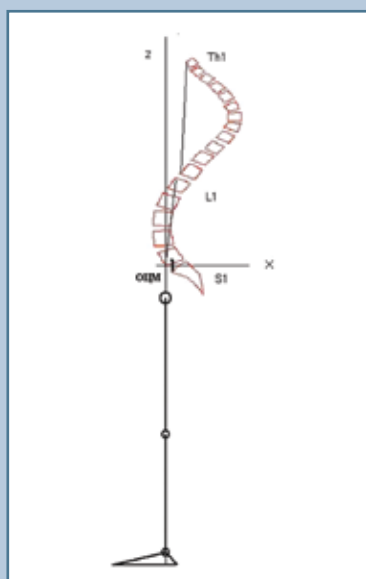


Рис. 8

На скиаграмме болезнь Шейермана, флекссионная деформация грудного отдела позвоночника: положение общего центра массы (ОЦМ) тела 11,0 мм

пенсаторных механизмов определяется двумя факторами:

- 1) изменение центрального угла нижележащей дуги приводит к изменению положения хорды этой дуги;
- 2) изменение положения дуги может возникнуть вследствие сгибания или разгибания в тазобедренных суставах, но не сопровождается изменениями центрального угла дуги.

Определить роль каждого из факторов в процессе изменения формы и ориентации позвоночника позволяет моделирование ситуации. Как показали расчеты, между этими

величинами существует определенная зависимость. Так, центральный угол $\alpha = 36,1^\circ + n3,8^\circ$, а угол наклона хорды $\beta = 13,5^\circ + n2,8^\circ$ (n – количество градусов приращения углового соотношения смежных поясничных позвонков). Анализ этих величин на конкретном клиническом примере представлен на рис. 8.

При данной величине лордоза поясничного отдела позвоночника ($56,6^\circ$) угол наклона его хорды должен составлять $22,0^\circ$. В реальности он равен $4,5^\circ$ и обусловлен разворотом таза вперед за счет сгибания в тазо-

бедренных суставах, о чем свидетельствует величина угла наклона крестца ($38,7^\circ$), выходящая за границы нормы ($53-79^\circ$). Наблюдается необъяснимый наклон туловища вперед за счет сгибания в тазобедренных суставах.

В данном наблюдении при отсутствии эффекта полноценной компенсации за счет физиологических возможностей отделов позвоночника происходит подключение тазобедренных суставов, о чем может свидетельствовать несоответствие имеющейся и расчетной характеристик положения хорды этой дуги.

При количественных характеристиках первичной деформации позвоночника конкретного клинического наблюдения с помощью модели по разработанному алгоритму можно создать как первичную дефор-

мацию, так и ответную компенсаторную реакцию со стороны интактных сегментов позвоночника с учетом факторов влияния.

Выводы

1. Предложенные алгоритмы формирования деформаций позвоночника, основанные на восстановлении положения проекции ОЦМ, отражают их механогенез и могут быть использованы для моделирования различных патологических состояний позвоночника.

2. Сохранение баланса туловища обеспечивается за счет физиологических возможностей двигательных сегментов позвоночника.

3. Подключение суставов нижних конечностей в процесс компенсации

деформации направлено на поддержание ортостатического положения тела человека.

4. Наличие постурального баланса при сохраняющейся деформации не является поводом для отказа для коррекции деформации, поскольку другие биомеханические параметры имеют патологическое значение.

5. Полная коррекция деформации не означает полного излечения, поскольку операция спондилодеза создает новую, прогностически менее значимую, но патологическую ситуацию.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. **Гладков А.В., Комиссаров В.В.** Прогностическая кинематическая модель позвоночника // Инновации в жизнь. 2016. № 3(18). С. 63–77. [Gladkov AV, Komissarov VV. Prognostic kinematic model of the spine. International Journal "Innovations in Life". 2016;(3):63–77. In Russian].
2. **Гладков А.В., Комиссаров В.В.** Адекватность прогностической модели позвоночника // Инновации в жизнь. 2017. № 4(19). С. 63–73. [Gladkov AV, Komissarov VV. Adequacy of prognosis spine model. International Journal "Innovations in life". 2017;(4):63–73. In Russian].
3. **Скворцов Д.В.** Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия. М., 2007. [Skvortsov DV. Diagnosis of Motor Pathology by Instrumental Methods: Gait Analysis, Stabilometry. Moscow, 2007. In Russian].
4. **Amar J.** The Human Motor. New York, 1920.
5. **Barrey C, Roussouly P, Le Huec J, D'Acunzi G, Perrin G.** Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. Eur Spine J. 2013;22 Suppl 6:S834–S841. DOI: 10.1007/s00586-013-3030-z.
6. **Duval-Beaupere G, Boisaubert B, Hecquet J, Legaue J, Marty C, Montigny JP.** Sagittal profile of normal spine changes in spondylolisthesis. In: Harms J., Sturz H., eds. Severe Spondylolisthesis. Steinkopff, Heidelberg, 2002:21–31. DOI: 10.1007/978-3-642-57525-9_3.
7. **Harless E.** Die statischen Momente der menschlichen Gliedmassen. Abh. Math.-Phys. Kl. K. Bayer.Akad.Wiss. 1860;8:69–96, 257–294.
8. **Ilharreborde B, Dubouset J, Le Huec JC.** Use of EOS imaging for the assessment of scoliosis deformities: application to postoperative 3D quantitative analysis of the trunk. Eur Spine J. 2014;23 Suppl 4:397–405. DOI: 10.1007/s00586-014-3334-7.
9. **Kulwicki PV, Schlei EJ, Vergamini PL.** Weightless man: self-rotation techniques. In: Ohio Technical Report No. TDR 62–129. Wright-Patterson Air Force Base, 1962:62–129.
10. **Lafage V, Schwab F, Patel A, Hawkinson N, Farcy JP.** Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. Spine. 2009;34:E599–E606. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181aad219.
11. **Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P.** Pelvic parameters: origin and significance. Eur Spine J. 2011;20 Suppl 5:564–571. DOI: 10.1007/s00586-011-1940-1.
12. **Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J.** Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. Spine. 2005;30:346–353. DOI: 10.1097/01.brs.0000152379.54463.65.
13. **Roussouly P, Gollogly S, Nosedo O, Berthonnaud E, Dimnet J.** The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the C7 plumb line: a radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers. Spine. 2006;31:E320–E325. DOI: 10.1097/01.brs.0000218263.58642.ff.
14. **Schwab FJ, Smith VA, Biseri M, Gamez L, Farcy JP, Pagala M.** Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. Spine. 2002;27:387–392. DOI: 10.1097/00007632-200202150-00012.
15. **Tanz SS.** Motion of the lumbar spine; a roentgenologic study. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med. 1953;69:399–412.
16. **Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, Linville DL, Blanke K.** The effect of variation in arm position on sagittal spinal alignment. Spine. 2000;25:2204–2209.
17. **Whitsett CE.** Some dynamic response characteristics of weightless man. AMRL Technical Report 63–18, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1963:63–118.

Адрес для переписки:

Крутко Александр Владимирович
630091, Россия, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
Новосибирский научно-исследовательский институт
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна,
AKrutko@niito.ru

Статья поступила в редакцию 06.02.2018

Рецензирование пройдено 10.03.2018

Подписано в печать 26.03.2018

Address correspondence to:

Krutko Aleksandr Vladimirovich
Novosibirsk Research Institute of Traumatology
and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan
Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia;
AKrutko@niito.ru

Received 06.02.2018

Review completed 10.03.2018

Passed for printing 26.03.2018

Александр Владимирович Крутко, д-р мед. наук, заведующий нейрохирургическим отделением, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, AKrutko@niito.ru;

Александр Вячеславович Гладков, д-р мед. наук, старший научный сотрудник, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, avg48704870@mail.ru;

Валентин Владиславович Комиссаров, канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры высшей математики, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса, 20, vkmsrv@ngs.ru;

Наталья Васильевна Комиссарова, старший преподаватель кафедры высшей математики, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса, 20, n_kmsrv@ngs.ru.

Aleksandr Vladimirovich Krutko, DMSc, Head of Neurosurgery Department, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia, AKrutko@niito.ru;

Aleksandr Vjacheslavovich Gladkov, DMSc, senior researcher, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia, avg48704870@mail.ru;

Valentin Vladislavovich Komissarov, PhD in Physics and Mathematics, Associate Professor of the Department of Higher Mathematics, Novosibirsk State Technical University, Karl Marks Prospekt, 20, Novosibirsk, 630073, Russia, vkmsrv@ngs.ru;

Natalya Vasilyevna Komissarova, senior lecturer of the Department of Higher Mathematics, Novosibirsk State Technical University, Karl Marks Prospekt, 20, Novosibirsk, 630073, Russia, n_kmsrv@ngs.ru.