

МОДЕЛИРОВАНИЕ КАК МЕТОД ИЗУЧЕНИЯ МЕХАНОГЕНЕЗА УГЛОВЫХ КИФОТИЧЕСКИХ ДЕФОРМАЦИЙ ПОЗВОНОЧНИКА

Гладков А.В.^{1,2}, Комиссаров В.В.², Борзых К.О.¹, Васильев К.О.¹, Рерих В.В.^{1,3}

¹ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, Новосибирск, e-mail: clinic@niito.ru;

²Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, e-mail: avg48@mail.ru;

³ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет» Минздрава России, Новосибирск

Цель исследования – выявить характерные закономерности формирования сагиттального профиля позвоночника при угловых кифотических деформациях различной локализации путем моделирования и сравнения результатов с конкретными клиническими наблюдениями. На основании проведенных экспериментов с использованием созданной кинематической параметрической модели позвоночника, проанализировано влияние различной выраженности первичной угловой кифотической деформации позвоночника и его компенсаторных реакций на формирование сагиттального профиля и ориентацию позвоночника. С помощью модели воспроизведены варианты различных видов деформаций позвоночника. Проведенные эксперименты позволили выявить особенности механогенеза различных видов угловых кифотических деформаций позвоночника. Сравнение экспериментальных данных с клиническими наблюдениями позволяет судить об адекватности предлагаемой модели. Разработана классификация угловых кифотических деформаций позвоночника, основанных на оценке количественных показателей. Предложенная модель позвоночника позволяет выявить ряд закономерностей механогенеза его конечной формы и ориентации при возникновении угловых кифотических деформаций, что подтверждается высокой степенью совпадения результатов экспериментов с клиническими наблюдениями. Необходимость использования математического моделирования обеспечивает возможность прогнозировать возникновение компенсаторных реакций после локальных кифотических деформаций и обосновать преимущества выбираемого метода лечения.

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

MODELING AS A METHOD FOR STUDYING MECHANOGENESIS ANGULAR KYPHOTIC DEFORMITIES OF THE SPINE

Gladkov A.V.^{1,2}, Komissarov V.V.³, Borzih K.O.¹, Vasilev K.O.¹, Rerikh V.V.^{1,3}

¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, e-mail: clinic@niito.ru;

²Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, e-mail: avg48@mail.ru;

³Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk

The purpose of the study was to identify the characteristic patterns of the formation of the sagittal profile of the spine in angular kyphotic deformities of various localization by modeling and comparing the results with specific clinical observations. Materials and methods. Based on the experiments performed using the created kinematic parametric model of the spine, the influence of different severity of primary angular kyphotic deformity of the spine and its compensatory reactions on the formation of the sagittal profile and orientation of the spine was analyzed. Variants of various types of spinal deformities were reproduced with the help of the model. The experiments performed made it possible to reveal the features of mechanogenesis of various types of angular kyphotic spinal deformities. Comparison of experimental data with clinical observations makes it possible to judge the adequacy of the proposed model. A classification of angular kyphotic deformities of the spine based on the assessment of quantitative indicators has been developed. The proposed model of the spine makes it possible to identify a number of regularities in the mechanogenesis of its final shape and orientation in the event of angular kyphotic deformities, which is confirmed by a high degree of agreement between the results of experiments and clinical observations. The need to use mathematical modeling makes it possible to predict the occurrence of compensatory reactions after local kyphotic deformities and justify the advantages of the chosen treatment method.

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

Вопросы патогенеза деформации позвоночника при его различной патологии по-прежнему являются актуальными. Посттравматические деформации грудного и поясничного

отделов позвоночника, по справедливому утверждению ряда авторов, являются сложным и многофакторным процессом, понимание которого имеет большое значение как для диагностики, так и для выбора наиболее адекватной тактики лечения [1].

Если вопросы, связанные с возникновением первопричины патологического состояния позвоночника, в большинстве случаев не вызывают сомнений, то механизмы компенсаторных реакций со стороны сохранных элементов опорно-двигательного аппарата еще далеки от полного разрешения. Предпринимаемые попытки поиска ответов на эти вопросы весьма разнообразны. Сформировавшиеся представления о возникновении и прогрессировании различных деформаций позвоночника базируются на накопленном клиническом материале и, по нашему мнению, пока не имеют достаточного научного обоснования. По утверждению авторов, при подобных исследованиях нет возможности обеспечить достаточную гомогенность клинических наблюдений с достаточно долгосрочным сроком наблюдения [2].

Наиболее перспективным направлением в изучении этих вопросов является биомеханический подход. Степень использования математических методов в медицине характеризует глубину знаний по изучаемому предмету [3].

В своих исследованиях авторы акцентировали свое внимание на вопросах влияния регионального посттравматического кифоза и компенсаторных механизмов на смежных уровнях, на клинические результаты, используя FBI-технологии для оценки так называемого глобального баланса позвоночника [1; 4].

Разделяя стремление к объективной оценке происходящих изменений, мы не стремимся оценивать преимущества и недостатки изучаемых параметров. Однако мы не можем согласиться с термином «глобальный баланс», появившимся и широко используемым в иностранной литературе. С нашей точки зрения, его использование не соответствует его сущности.

Как в классической механике, так и в биомеханике термин «баланс» используется в разделе «Статика», которая является частным случаем более широкого раздела механики под названием «Динамика» [5]. В ней изучается перемещение тел с учетом действующих сил.

Предлагаемые методики для оценки «глобального баланса» не предполагают анализа сил, обусловленных массой частей тела человека, и поэтому используемый термин не соответствует сути изучаемого процесса.

Оценка формы позвоночника, осуществляемая пространственно-временными характеристиками, относится к разделу «Кинематика». Поэтому мы предпочитаем использовать такие термины, как «нарушение сагиттального профиля позвоночника», или «нарушение формы и ориентации позвоночника», или «кинематический анализ».

Признавая справедливость полученных результатов и выводов, нельзя не отметить, что предпринимаемые попытки обладают одним общим, но весьма значимым недостатком. Исследователи, не имея информации об исходном сагиттальном профиле позвоночника, не могут категорично судить о влиянии компенсаторных реакций со стороны интактных сегментов на изменение формы и ориентации позвоночника в сагиттальной плоскости.

Не вызывает сомнения тот факт, что при возникновении патологии позвоночника его форма и пространственная ориентация изменяются [6]. Процесс формирования деформации всего позвоночника инициируется возникновением локальных изменений в двигательном сегменте позвоночника и дополняется ответными реакциями со стороны интактных сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей [7].

Проведенные рентгенологические исследования при клиновидной деформации тела одного из грудных позвонков выявили компенсаторные реакции за счет физиологических возможностей разгибания в нижележащих сегментах позвоночника [7]. В ряде случаев компенсаторная реакция выражается в виде разгибания в поясничном отделе, а также ретроверсии таза. Однако, как отмечают сами авторы, эти механизмы компенсаторные реакции не всегда включают [8].

В других исследованиях показано, что реакция вышележащих сегментов, в виде уменьшения грудного кифоза, наблюдается при деформации на уровне L1 позвонка и ниже [9].

Если основываться на таких разрозненных данных, то выработка четких представлений о механогенезе деформации позвоночника при угловых локальных кифотических деформациях не представляется возможной.

Возникновение компенсаторных реакций продиктовано естественными потребностями человека в сохранении ортостатического положения и внешним сходством с себе подобными. Эти устремления можно описать формальным языком:

- 1) сохранение проекции ОГЦМ в границах площади опоры;
- 2) нормализация положения оси туловища;
- 3) нормализация линии взора.

Эти параметры тесно взаимосвязаны. Предпринимаемые попытки разработки одного интегрального критерия для оценки достижения этих целей, с нашей точки зрения, нецелесообразны. Требуется многофакторный анализ количественных параметров, характеризующих сагиттальный профиль, и пространственной ориентации всего позвоночника.

Таким методом может служить метод моделирования позвоночника, при котором всегда имеются параметры исходного состояния, что позволяет количественно определить возникшие изменения и тем самым приблизить нас к пониманию происходящего процесса.

Неограниченные возможности моделирования позволяют либо убедиться в адекватности наших представлений о механогенезе различных видов деформаций позвоночника, либо сформировать новые предположения о механизмах их формирования [10].

Цель исследования – выявить характерные закономерности формирования сагиттального профиля позвоночника при угловых кифотических деформациях различной локализации путем моделирования и сравнения результатов с конкретными клиническими наблюдениями.

Материалы и методы исследования. Для достижения поставленной цели мы использовали кинематическую параметрическую модель позвоночника, разработанную А.В. Гладковым с соавторами [11]. На основе данных литературы о специфических особенностях деформации позвоночника при различных его патологических состояниях [11] были определены параметры вариантов моделирования первичной угловой кифотической деформации при наиболее часто встречающихся нозологических формах патологии позвоночника (табл. 1).

На этой основе был разработан алгоритм, который позволяет воссоздать любой вариант первичной деформации позвоночника (рис. 1).

Используя собственный опыт кинематического анализа различных видов патологии позвоночника и данные литературы, мы разработали базовый алгоритм ответных компенсаторных реакций со стороны интактных сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей [12]. В нем из процесса компенсации автоматически исключались сегменты, участвующие в формировании первичной деформации, и уровень над деформированным телом позвонка. Дополнительно предусмотрена возможность произвольного выключения из процесса компенсации сегментов позвоночника и суставов нижних конечностей, что позволяет формировать новые алгоритмы компенсации.

Реализация компенсаторных реакций со стороны интактных двигательных сегментов происходит пошагово по $0,1^\circ$ в каждом сегменте. В начале реализуются физиологические возможности сегментов в каудальном направлении от уровня первичной деформации, а после их исчерпания - в краниальном направлении. Амплитуда физиологических компенсаторных возможностей двигательных сегментов позвоночника моделировалась в зависимости от возраста пациента.

Параметры для моделирования первичной угловой кифотической деформации позвоночника

| Нозология | Характерные параметры патологии | Протяженность деформации | Локализация деформации |
|--|--|---------------------------------|-------------------------------|
| Клиновидный перелом тела позвонка | Кифоз не более 30° за счет снижения высоты вентрального отдела тела позвонка | Один позвонок | Различная от С3 до L5 |
| Вывих позвонка | Кифоз до 90° за счет вентрального и вертикального смещения позвонка и увеличения высоты заднего отдела диска | Один сегмент | Различная от С2-С3 до L5-S1 |
| Переломо-вывих позвонка | Кифоз за счет клиновидности тела позвонка не более 30°. Кифоз за счет увеличения дорзального отдела диска до 90°. Вертикальное и горизонтальное смещения вышележащего позвонка | Один сегмент | Различная от С2-С3 до L5-S1 |
| Врожденный кифоз | Кифоз за счет клиновидности тела позвонка до 30° и снижения высоты вентрального отдела дисков до 15° в каждом смежном сегменте | Различная | Различная от С3 до L5 |
| Туберкулезный кифоз | Кифоз до 30° за счет снижения высоты вентрального отдела тела позвонка и кифоз до 15° за счет снижения высоты вентрального отдела дисков в каждом смежном сегменте | Различная | Различная от С3 до L5 |

Критериями эффективности компенсаторных реакций являлась нормализация положения проекции общего геометрического центра модели (ОГЦМ) на ось X в границах площади опоры.

Если за счет этого механизма нормализация проекции ОГЦМ не достигалась, то реализовался патологический тип компенсаторных реакций в виде подключения к процессу компенсации суставов нижних конечностей.

На заключительном этапе моделирования сагиттального профиля и ориентации позвоночника реализовался механизм нормализация линии взора за счет сегментов шейного отдела позвоночника в краниальном направлении с тем же шагом.

По завершении моделирования каждой патологической ситуации, помимо нормализации ОГЦМ, анализировали угол наклона оси туловища (Th1-L5), угол наклона вентрального контура тела каждого позвонка к оси Z и угловое взаимоотношение тел смежных позвонков на всем протяжении позвоночника.

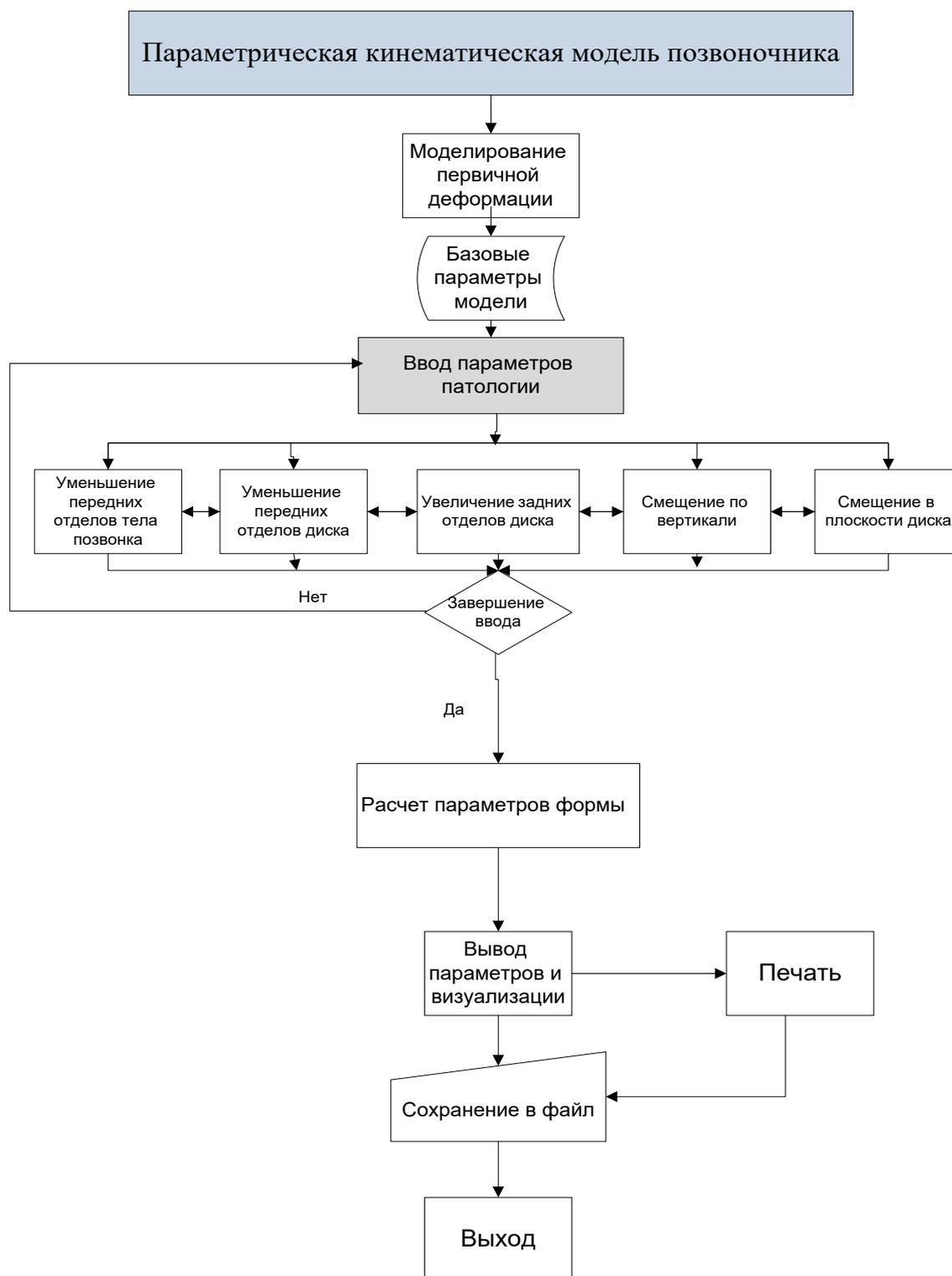


Рис. 1. Алгоритм моделирования различных видов первичной деформации позвоночника

Вентральное смещение положения проекции ОГЦМ от ее исходного положения допускалось в пределах 5,0 мм, а отклонение общей оси туловища в пределах $\pm 3,0^\circ$. Угловое взаимоотношение тел позвонков оценивалось как избыточное при возникновении разницы с исходным значением $\pm 4,5^\circ$. Угол наклона вентрального контура тела позвонка к оси Z оценивался как патология при значении разницы с исходным состоянием $\pm 6,0^\circ$

Значения этих допустимых отклонений продиктовано ранее проведенными нами исследованиями по определению усредненных параметров формы и ориентации позвоночника в норме [11].

Для проведения серии экспериментов использованы спондилограммы пациентов с различными видами угловой кифотической деформации позвоночника, на которых оценивалась только величина клиновидной деформации тела позвонка в градусах [12]. При наличии количественных характеристик первичной деформации позвоночника конкретного клинического наблюдения, с помощью модели по представленному алгоритму создавалась первичная деформация, а затем в автоматическом режиме реализовался базовый алгоритм ответных компенсаторных реакций.

Для объективной оценки адекватности смоделированной деформации производился расчет целого ряда угловых величин, характеризующих сагиттальный профиль позвоночника, и осуществлялось их сравнение с аналогичными параметрами кинематической цепи позвоночника конкретного клинического наблюдения. При выявлении аналогии этих параметров мы были вправе говорить об адекватности использованного алгоритма изменения формы и ориентации позвоночника в сагиттальной плоскости при данной патологии. В противном случае предпринимались попытки создания нового алгоритма и использование его в процессе моделирования. Сравнение линейных величин представляется нам нецелесообразным, поскольку они зависят от роста пациента и отличаются от размеров модели.

Результаты исследования и их обсуждение

Проведены эксперименты по моделированию сагиттального профиля и ориентации позвоночника при различной локализации и величине (15° , 30° , 60° и 120°) кифотической деформации.

Анализ полученных данных свидетельствует о том, что при кифозе в пределах от 15° до 30° , за счет клиновидной деформации тела одного из *грудных* позвончиков, возникающее вентральное смещение проекции ОГЦМ успешно компенсируется за счет частичной реализации физиологических возможностей разгибания в нижележащих сегментах позвоночника.

Возникающая кифотическая деформация в тех же пределах за счет клиновидности тела одного из *поясничных* позвонков также успешно компенсируется не только за счет полного исчерпания физиологических возможностей разгибания в нижележащих сегментах, но и за счет частичного использования физиологической амплитуды разгибания вышележащих сегментов позвоночника.

Создаваемая угловая кифотическая деформация поясничной локализации в пределах от 31° до 60°, достигаемая за счет дополнительной клиновидной деформации вышележащего межпозвонкового диска, вызывала не только максимальное использование физиологической амплитуды разгибания во всех интактных сегментах позвоночника, но и включала в механизм компенсации суставы нижних конечностей.

Для создания углового кифоза любой локализации от 61° и более требовалось увеличение количества клиновидно деформированных позвонков.

В этих наблюдениях, характерных для врожденных и туберкулезных кифозов, нормализация проекции ОГЦМ не достигается, но она сохраняется в границах площади опоры.

Более детальное рассмотрение этих процессов может быть проанализировано на примере угловой кифотической деформации величиной 30°, обусловленной клиновидностью тела позвонка.

Анализ данных, представленных в таблице 2, свидетельствует о том, что первичная кифотическая деформация без компенсаторных реакций прогрессивно увеличивает вентральное смещение проекции ОГЦМ и усиливает наклон общей оси туловища по мере снижения уровня локализации углового кифоза.

Таблица 2

Изменение параметров позвоночника при различной локализации угловой кифотической деформации величиной 30° без присоединения компенсаторных реакций

| Компримированный позвонок | Проекция ОГЦМ, мм | Наклон оси туловища, ° |
|---------------------------|-------------------|------------------------|
| Th1 | 35,9 | 6,3 |
| Th2 | 32,0 | 5,4 |
| Th3 | 27,0 | 4,2 |
| Th4 | 21,9 | 3,0 |
| Th5 | 16,5 | 1,6 |
| Th6 | 11,1 | 0,3 |
| Th7 | 1,6 | -2,2 |
| Th8 | -2,4 | -5,2 |
| Th9 | -8,5 | -4,8 |
| Th10 | -17,8 | -7,3 |
| Th11 | -23,1 | -8,6 |
| Th12 | -32,7 | -11,1 |
| L1 | -50,6 | -16,0 |
| L2 | -54,5 | -16,7 |
| L3 | -77,7 | -23,2 |
| L4 | -76,6 | -22,4 |
| L5 | -123,6 | -37,6 |
| Исходное значение | 35,1 | 6,0 |

Выявлена прямо пропорциональная зависимость изменения проекции ОГЦМ по мере снижения уровня кифотической деформации. При этом проекция ОГЦМ сохраняется в границах площади опоры. В отличие от этого прирост значения угла наклона общей оси туловища носит нелинейный характер.

Результаты моделирования сагиттального профиля позвоночника при совместном воздействии кифотической деформации и компенсаторных реакций, описанных базовым алгоритмом, представлены на рисунке 2.

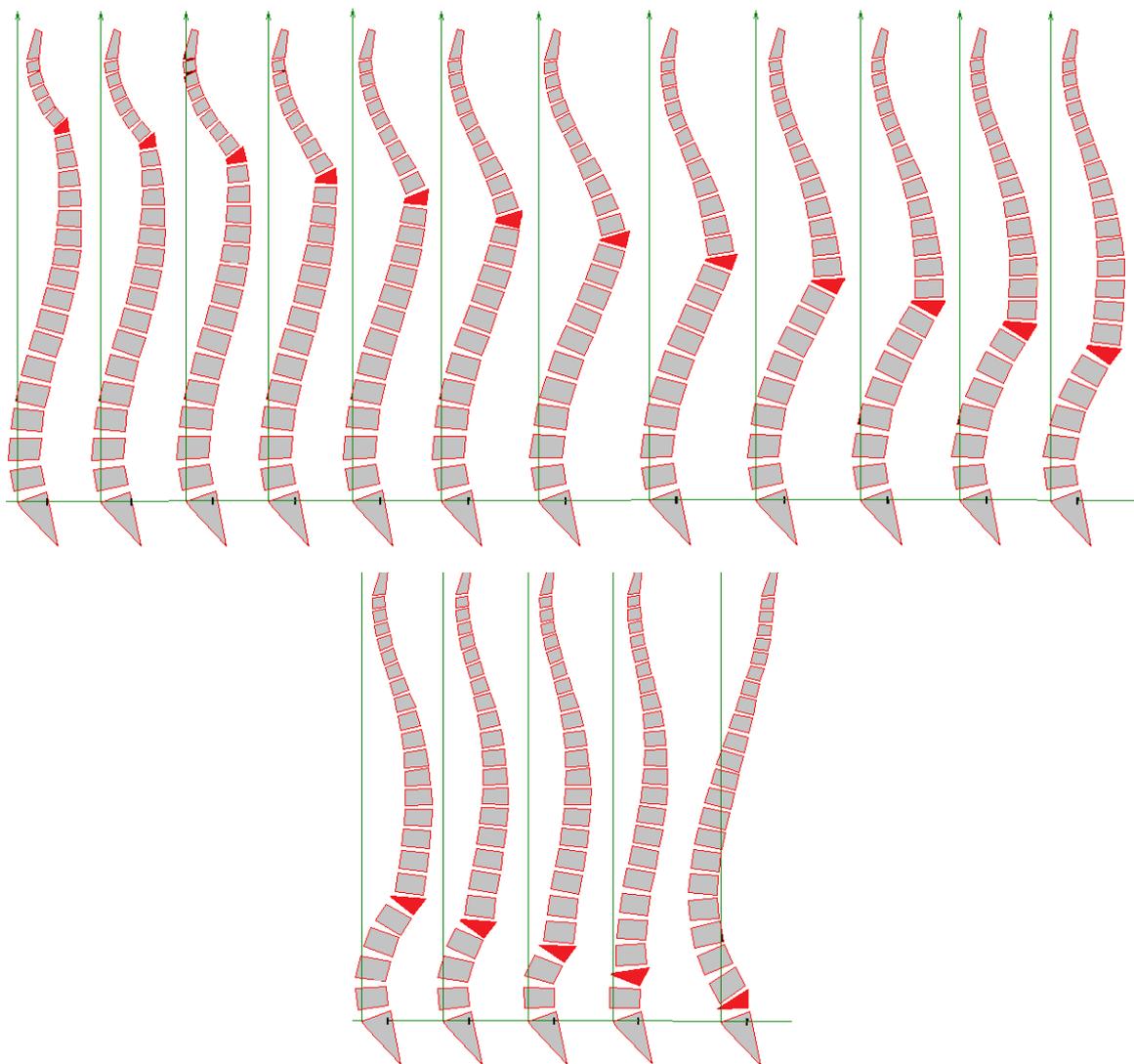


Рис. 2. Изменение формы и ориентации позвоночника в зависимости от локализации кифотической деформации величиной 30° и компенсаторной реакции

Анализ полученных данных, представленных в таблицах 3 и 4, показывает, что величина компенсаторного разгибания в нижележащих интактных двигательных сегментах нарастает по мере снижения уровня кифотической деформации.

Компенсаторные реакции сегментов позвоночника при различной локализации кифотической деформации

| Сегмент | Компенсаторные реакции при локализации кифотической деформации величиной 30° | | | | | | | | | | | | | | | | |
|------------------|--|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|------|------|-----|-----|-----|------|------|
| | Th1 | Th2 | Th3 | Th4 | Th5 | Th6 | Th7 | Th8 | Th9 | Th10 | Th11 | Th12 | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 |
| C2-C3 | 5,4 | 2,6 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| C3-C4 | 5,4 | 3,8 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| C4-C5 | 5,4 | 3,8 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| C5-C6 | 5,4 | 3,8 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| C6-C7 | 5,4 | 3,8 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| C7- Th1 | | 3,8 | 3,8 | 3,8 | 3,2 | 2,8 | 2,8 | 2,3 | 2,0 | 1,8 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | 1,0 | 1,0 | 0,1 | -4,1 |
| Th1-Th2 | - | | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th2-Th3 | - | - | | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th3-Th4 | - | - | 3,4 | | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th4-Th5 | - | - | 3,4 | 0,2 | | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th5-Th6 | - | - | 3,4 | 0,2 | 0,5 | | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th6-Th7 | - | - | 3,4 | 0,2 | 0,5 | 0,7 | | - | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 2,5 |
| Th7-Th8 | - | - | 3,4 | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | | - | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 4,0 |
| Th8-Th9 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | | - | - | - | - | - | - | 0,5 | 4,0 |
| Th9-Th10 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | | - | - | - | - | - | 0,5 | 4,0 |
| Th10-Th11 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | | - | - | - | - | 0,6 | 4,9 |
| Th11-Th12 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | 2,6 | | - | - | - | 0,6 | 4,9 |
| Th12-L1 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | 2,5 | 3,3 | | - | - | 0,6 | 4,9 |
| L1-L2 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | 2,5 | 3,3 | 4,9 | | - | 0,6 | 5,0 |
| L2-L3 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | 2,5 | 3,3 | 4,9 | 6,0 | | 0,6 | 5,0 |
| L3-L4 | - | - | - | 0,2 | 0,5 | 0,7 | 1,1 | 1,3 | 1,6 | 2,1 | 2,5 | 3,3 | 4,9 | 6,0 | 9,9 | | 5,0 |
| L4-L5 | - | - | - | 0,2 | 0,4 | 0,6 | 1,0 | 1,2 | 1,5 | 2,1 | 2,5 | 3,2 | 4,9 | 6,0 | 9,8 | 12,0 | |
| L5- S1 | - | - | - | 0,2 | 0,4 | 0,6 | 1,0 | 1,2 | 1,5 | 2,1 | 2,5 | 3,2 | 4,8 | 6,0 | 9,8 | 12,0 | 12,0 |

Таблица 4

Изменение угла наклона тел позвонков к оси Z после компенсации кифотической деформации при различной локализации

| Позвонок | Локализация кифотической деформации величиной 30° | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----------|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|------|------|------|------|-------|
| | Th1 | Th2 | Th3 | Th4 | Th5 | Th6 | Th7 | Th8 | Th9 | Th10 | Th11 | Th12 | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 |
| C2 | -0,9 | -0,7 | -0,8 | -0,4 | -0,8 | -0,4 | -0,5 | -0,5 | -0,4 | -0,9 | -0,4 | -0,5 | -0,7 | -0,8 | -0,6 | -0,8 | 0,6 |
| C3 | -6,3 | -5,4 | -5,1 | -4,2 | -4,0 | -3,2 | -3,3 | -2,8 | -2,5 | -2,7 | -2,0 | -1,9 | -2,0 | -1,8 | -1,6 | -0,8 | 4,7 |
| C4 | -11,7 | -10,1 | -9,4 | -8,0 | -7,2 | -6,0 | -6,1 | -5,1 | -4,6 | -4,5 | -3,6 | -3,3 | -3,3 | -2,8 | -2,6 | -0,8 | 8,8 |
| C5 | -17,1 | -14,8 | -13,7 | -11,8 | -10,4 | -8,8 | -8,9 | -7,4 | 6,7 | -6,3 | -5,2 | -4,7 | -4,6 | -3,8 | -3,6 | -0,8 | 12,9 |
| C6 | -22,5 | -19,5 | -18,0 | -15,6 | -13,6 | -11,6 | -11,7 | -9,7 | -8,8 | -8,1 | -6,8 | -6,1 | -5,9 | -4,8 | -4,6 | -0,8 | 17,0 |
| C7 | -27,9 | -22,4 | -22,3 | -19,4 | -16,8 | -14,4 | -14,5 | -12,0 | -10,9 | -9,9 | -8,4 | -7,5 | -7,2 | -5,8 | -5,6 | -0,8 | 21,1 |
| Th1 | | -28,9 | -26,6 | -23,2 | -20,0 | -17,2 | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -0,8 | 25,2 |
| Th2 | - | | -26,6 | -23,2 | -20,0 | -17,3 | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -1,3 | 22,7 |
| Th3 | - | - | | -23,2 | -20,0 | -17,3 | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -1,8 | 20,2 |
| Th4 | - | - | 1,5 | | -20,0 | -17,3 | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -2,3 | 17,7 |
| Th5 | - | - | 1,3 | 3,7 | | -17,3 | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -2,8 | 15,2 |
| Th6 | - | - | 1,2 | 3,4 | 5,8 | | -17,3 | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -3,3 | 12,7 |
| Th1.07 | - | - | 1,1 | 3,1 | 5,3 | 7,5 | | -14,3 | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -3,8 | 8,7 |
| Th8 | - | - | 1,0 | 2,8 | 4,8 | 6,8 | 10,8 | | -13,0 | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -4,3 | 4,7 |
| Th9 | - | - | 0,9 | 2,5 | 4,3 | 6,1 | 9,7 | 11,4 | | -11,7 | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -4,8 | 07 |
| Th10 | - | - | 0,8 | 2,2 | 3,8 | 5,4 | 8,6 | 10,1 | 13,3 | | -10,0 | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -5,3 | -4,2 |
| Th11 | - | - | 0,7 | 1,9 | 3,3 | 4,7 | 7,5 | 8,8 | 11,6 | 14,7 | | -8,9 | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -5,9 | -9,1 |
| Th12 | - | - | 0,6 | 1,6 | 2,8 | 4,0 | 6,4 | 7,5 | 9,9 | 12,6 | 15,0 | | -8,5 | -6,8 | -6,6 | -6,5 | -14,0 |
| L1 | - | - | 0,5 | 1,3 | 2,3 | 3,3 | 5,3 | 6,2 | 8,2 | 10,5 | 12,5 | 16,4 | | -6,8 | -6,6 | -7,1 | -18,9 |
| L2 | - | - | 0,4 | 1,0 | 1,8 | 2,6 | 4,2 | 4,9 | 6,5 | 8,4 | 10,0 | 13,1 | 19,6 | | -6,6 | -7,7 | -23,9 |
| L3 | - | - | 0,3 | 0,7 | 1,3 | 1,9 | 3,1 | 3,6 | 4,8 | 6,3 | 7,5 | 9,8 | 14,7 | 18,0 | | -8,3 | -28,9 |
| L4 | - | - | 0,2 | 0,4 | 0,8 | 1,2 | 2,0 | 2,4 | 3,2 | 4,2 | 5,0 | 6,5 | 9,8 | 12,0 | 18,6 | | -33,9 |
| L5 | - | - | 0,1 | 0,2 | 0,4 | 0,6 | 1,0 | 1,2 | 1,6 | 2,1 | 2,5 | 3,2 | 4,9 | 6,0 | 9,8 | 12,0 | |

Как следует из таблицы 5, во всех случаях удавалось нормализовать положение проекции ОГЦМ в пределах допустимого отклонения, равного 5,0 мм.

Таблица 5

Параметры позвоночника при компенсаторной реакции различной локализации углового кифоза величиной 30°

| Локализации углового кифоза | Проекция ОГЦМ, мм | Угол наклона оси туловища, ° |
|-----------------------------|-------------------|------------------------------|
| Th1 | 35,9 | 6,3 |
| Th2 | 32,0 | 5,4 |
| Th3 | 34,5 | 5,2 |
| Th4 | 30,2 | 5,0 |
| Th5 | 30,4 | 5,1 |
| Th6 | 30,3 | 5,0 |
| Th7 | 30,4 | 5,1 |
| Th8 | 30,2 | 5,0 |
| Th9 | 30,2 | 4,9 |
| Th10 | 30,3 | 4,9 |
| Th11 | 30,4 | 4,8 |
| Th12 | 30,2 | 4,7 |
| L1 | 30,6 | 4,6 |
| L2 | 30,3 | 4,4 |
| L3 | 30,4 | 4,0 |
| L4 | 30,3 | 3,6 |
| L5 | 30,2 | 3,8 |
| Исходное значение | 35,1 | 6,0 |

В отличие от этого положение общей оси туловища не удавалось нормализовать в пределах допустимого отклонения, равного 3,0°, при локализации кифотической деформации ниже L3 позвонка.

Нормализация положения ОГЦМ за счет физиологических возможностей только нижележащих двигательных сегментов была возможна при локализации кифоза на протяжении от Th1 до L3 включительно. Компенсация кифотической деформации ниже L3 позвонка осуществляется с подключением вышележащих сегментов. Снижение амплитуды физиологического разгибания в интактных сегментах позвоночника приводит к более раннему подключению сегментов, расположенных выше уровня кифотической деформации.

Величина изменения углового взаимоотношения в сегментах ниже уровня кифоза, участвующих в компенсаторной реакции, нарастала по мере снижения уровня кифоза, что объясняется уменьшением их количества.

При создании патологической ситуации во всех случаях для нормализации положения линии взора, шейные сегменты прогрессивно наращивают реализацию своих компенсаторных возможностей, начиная с величины 0,1° в каждом сегменте при

клиновидной деформации тела Th1 позвонка до $5,4^\circ$ в каждом сегменте при клиновидной деформации тела L4 позвонка, но полностью их не исчерпывают. При клиновидной деформации L5 позвонка для нормализации линии взора требуется уменьшение шейного лордоза за счет сгибания на $4,1^\circ$ в каждом сегменте.

Во всех случаях ориентация тел позвонков относительно вертикали в сагиттальной плоскости, несмотря и благодаря компенсаторным реакциям, редко приближалась к своему исходному значению, а максимальная разница достигала $33,9^\circ$ (табл. 4).

Наибольшие отклонения данного параметра отмечаются на уровне позвонка, расположенного под вершиной деформации и по мере ее смещения в каудальном направлении.

Оценка компенсаторных реакций со стороны шейного отдела позвоночника, направленных на восстановление положения линии взора, заслуживает отдельного рассмотрения в связи с важностью и недостаточной изученностью данного вопроса.

Наиболее демонстративным изменением сагиттального профиля и положения тел позвонков относительно оси Z является вариант возникновения кифоза за счет клиновидной деформации L5 позвонка и ответных компенсаторных реакций (рис. 3).

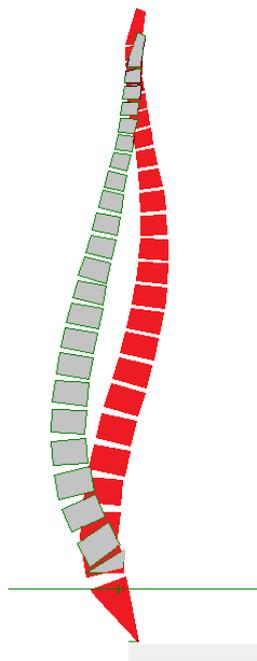


Рис. 3. Сравнение сагиттального профиля модели позвоночника в исходном состоянии и при моделировании компенсированной клиновидной деформации L5 позвонка

В подтверждение адекватности предлагаемого алгоритма приводим сравнение результатов моделирования формы и ориентации позвоночника с конкретными клиническими наблюдениями. Для проведения моделирования задавалась величина и локализация клиновидной деформации позвонка, а также и амплитуда физиологических

движений в сегментах позвоночника. Смоделированная форма позвоночника совмещалась с контуром кинематической цепи конкретных клинических наблюдений (рис. 4).

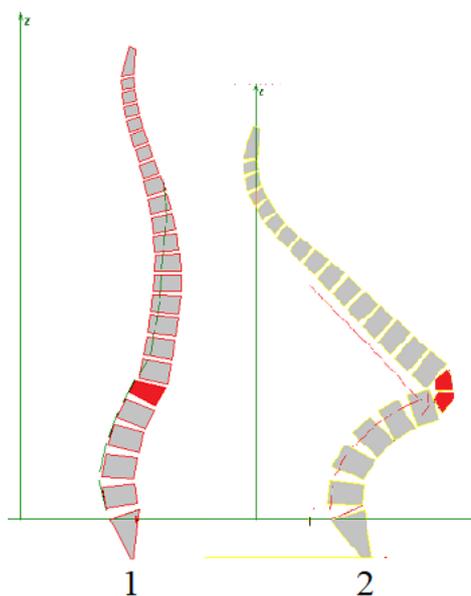


Рис. 4. Сравнение сагиттального профиля позвоночника пациента и результата его моделирования: 1) диагноз: застарелый неосложненный компрессионный клиновидный проникающий перелом тела L1 позвонка; кифоз 2 ст.; 2) диагноз: неосложненный врожденный кифоз ниже-грудного отдела позвоночника 4 ст. на почве задних клиновидных комплектов Th11 и Th12 позвонков и их передней конкреценции

Разница значений ряда параметров для их оценки представлена в таблицах 6-8.

Полученные в результате проведенных экспериментов данные и клинические наблюдения позволяют утверждать, что, несмотря на выраженность кифотической деформации, тазобедренные и коленные суставы не принимают участие в компенсаторных реакциях, а сохранение проекции ОГЦМ на площадь опоры осуществляется только за счет разгибания в голеностопных суставах, что позволяет сохранить ортостатическое положение тела человека.

Приведенные клинические наблюдения и их моделирование позволило убедиться в адекватности предлагаемого базового алгоритма механогенеза при условии внесения ряда поправок при врожденных и туберкулезных кифозах.

Базируясь на полученных данных, мы разработали классификацию угловых кифотических деформаций в зависимости от их величины и локализации.

Таблица 6

Сравнение угла наклона тела позвонков к оси Z в клинических наблюдениях с результатами моделирования

| Позвонок | Разница угла наклона тела позвонков к оси Z, ° | |
|----------|--|-------|
| | 1 | 2 |
| Th4 | 3,9 | 0,8 |
| Th5 | 4,1 | 0,9 |
| Th6 | 1,3 | -7,0 |
| Th7 | 2,1 | -2,0 |
| Th8 | 0,2 | -0,7 |
| Th9 | -0,1 | -5,2 |
| Th10 | 0,4 | -11,1 |
| Th11 | 0,9 | -17,0 |
| Th12 | 1,0 | -0,3 |
| L1 | 1,0 | 5,9 |
| L2 | 2,6 | 17,5 |
| L3 | 0,2 | -6,0 |
| L4 | 0,4 | 5,6 |
| L5 | 6,7 | -3,3 |
| S1 | 0,0 | -5,0 |

Таблица 7

Сравнение межтелового угла в клинических наблюдениях с результатами моделирования

| Диск | Разница межтелового угла, ° | |
|-----------|-----------------------------|-------|
| | 1 | 2 |
| Th4-Th5 | -0,3 | -0,1 |
| Th5-Th6 | 2,8 | -6,1 |
| Th6-Th7 | -0,8 | 5,0 |
| Th7-Th8 | 1,8 | 2,7 |
| Th8-Th9 | 0,3 | 4,5 |
| Th9-Th10 | 0,5 | 5,9 |
| Th10-Th11 | 0,6 | 6,4 |
| Th11-Th12 | -0,1 | -17,1 |
| Th12-L1 | -0,3 | -6,2 |
| L1- L2 | -1,6 | -11,7 |
| L2-L3 | 2,4 | 23,5 |
| L3- L4 | -0,1 | 11,7 |
| L4-L5 | -6,3 | 8,9 |
| L5-S1 | 6,0 | -5,9 |

Таблица 8

Сравнение параметров дуг клинических наблюдений и результатов их моделирования

| Протяженность дуги | Разница центрального угла дуги, ° | | Разница угла наклона хорды дуги, ° | |
|--------------------|-----------------------------------|---|------------------------------------|---|
| | 1 | 2 | 1 | 2 |
| Th4-Th12 | 10,4 | - | 2,0 | - |

| | | | | |
|----------|-----|------|-----|-----|
| L2-L5 | 1,9 | - | 0,1 | - |
| Th4-Th10 | - | 0,5 | - | 1,7 |
| L1-L5 | - | 10,2 | - | 1,4 |

Таблица 9

Классификация угловых кифотических деформаций

| Локализация кифоза на протяжении | Величина углового кифоза, ° | | | |
|-------------------------------------|-----------------------------|-------|-------|----------|
| | 1 ст. | 2 ст. | 3 ст. | 4 ст. |
| Шейный отдел C2-C7 | 0-10 | 11-30 | 31-45 | более 45 |
| Верхне-грудной отдел Th1-Th5 | 3-10 | 11-30 | 31-45 | более 45 |
| Средне-грудной отдел Th6-Th9 | 5-10 | 11-30 | 31-45 | более 45 |
| Нижне-грудной отдел Th10-Th12 | 4-10 | 11-30 | 31-45 | более 45 |
| Поясничный отдел L1-L5 | 0-10 | 11-30 | 31-45 | более 45 |

Выводы

1. При возникновении угловой кифотической деформации позвоночника компенсаторные механизмы, направленные на нормализацию положения проекции ОГЦМ и наклона оси туловища, не обеспечивают восстановление его формы и ориентации позвоночника в целом и отдельных его сегментов в частности, что может являться причиной более быстрого дегенеративного поражения интактных межпозвонковых дисков.

2. Данные экспериментов наглядно демонстрируют большую вариабельность изменения сагиттального профиля позвоночника в зависимости от локализации первичной кифотической деформации, ее величины и протяженности, а также компенсаторных возможностей интактных двигательных сегментов, судить о которых мы можем с известной степенью достоверности.

3. Предложенная модель позвоночника позволяет выявить ряд закономерностей механогенеза его конечной формы и ориентации при возникновении угловых кифотических деформаций, что подтверждается высокой степенью совпадения результатов экспериментов с клиническими наблюдениями.

4. Предлагаемая модель позвоночника и набор анализируемых параметров обеспечивает достаточный уровень прогнозирования изменения его сагиттального профиля и может быть использована для обоснования преимущества выбираемого метода лечения.

Список литературы

1. Шульга А.Е., Зарецков В.В., Островский В.В., Бажанов С.П., Лихачев С.В., Смолькин А.А. Особенности сагиттального баланса пациентов при посттравматических

деформациях грудного и поясничного отделов позвоночника // Гений ортопедии. 2021. Т. 27. № 6. С. 709-716. DOI: 10.18019/1028-4427-2021-27-6-709-716.

2. Chau L.T.C., Hu Z., Ko K.S.Y., Man G.Ch. W., Yeung K.H., Law Y.Y., Lau L.Ch.M., Wong R.M.Y., Chu W.Ch.W., Cheng J.Ch.Y., Law S.W. Global sagittal alignment of the spine, pelvis, lower limb after vertebral compression fracture and its effect on quality of life. BMC Musculoskeletal Disorders. 2021. Vol. 22. P. 476. DOI: 10.1186/s12891-021-04311-8.

3. Затолокина М.А., Польской В.С., Зуева С.В., Ласкова А.В., Мезенцева Ю.И., Шеховцова А.С., Асеева С.А., Боева А.О., Сирдюк И.В., Сергеева В.Н., Орлова И.А., Пинжуро О.С. Математическое моделирование и прогнозирование – как методы научного познания в медицине и биологии (обзор литературы) // Международный журнал экспериментального образования. 2015. № 12-4. С. 539-543.

4. Le Huec J.C., Thompson W., Mohsinaly Y., Barrey C., Faundez A. Sagittal balance of the spine. European spine journal. 2019. Vol. 28. No. 9. P. 1889-1905. DOI: 10.1007/s00586-019-06083-1.

5. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика. Учебник для вузов. М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 672 с.

6. Kim C.W., Hyun S.J., Kim K.J. Systematic review of reciprocal changes after spinal reconstruction surgery: do not miss the forest for the trees. Journal of Korean Neurosurgical Society. 2021. Vol. 64. No. 6. P. 843-852. DOI: 10.3340/jkns.2020.0234.

7. Barrey C., Roussouly P., Le Huec J.-Ch., D'Acunzi G., Perrin G. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. European Spine Journal. 2013. Vol. 22. No. 6. P. 834-841. DOI: 10.1007/s00586-013-3030-z.

8. Matsumoto K., Hoshino M., Omori K., Igarashi H., Tsuruta T., Yamasaki K., Matsuzaki H., Iriuchishima T., Tokuhashi Ya. Compensatory mechanism of the spine after corrective surgery without lumbar-sacral fixation for traumatic thoracolumbar kyphotic spine deformity. Journal of Orthopaedic Science. 2018. Vol. 23. No. 2. P. 253-257. DOI: 10.1016/j.jos.2017.12.007.

9. Olivares O.B., Carrasco M.V., Pinto G. I., Tonda F.N., Martínez J.A.R., González A.S. Preoperative and Postoperative Sagittal Alignment and Compensatory Mechanisms in Patients with Posttraumatic Thoracolumbar Deformities Who Undergo Corrective Surgeries. International Journal of Spine Surgery. 2021. Vol. 15. No. 3. P. 585-590. DOI: 10.14444/8079.

10. Гладков А.В. Комиссаров В.В. Адекватность прогностической модели позвоночника // Инновации в жизнь. 2017. Т. 19. № 4. С. 63-73.

11. Гладков А.В. Клинико-биомеханический анализ в оптимизации диагностики и лечения деформаций позвоночника: дис. ... докт. мед. наук. Новосибирск, 1997. 289 с.

12. Рерих В.В., Гладков А.В., Комиссаров В.В., Батаев В.А., Фомичев Н.Г., Синявин В.Д. Моделирование изолированных деформаций позвоночника в сагиттальной плоскости // Современные проблемы науки и образования. 2022. № 1. [Электронный ресурс]. URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=31368> (дата обращения: 07.11.2022).