

## **ОЦЕНКА НАПРЯЖЕНИЯ КОСТНЫХ СТРУКТУР ПОЗВОНКОВ И ЭНДОКОРРЕКТОРА У ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ДЕФОРМАЦИИ**

**Сафронова А.А.<sup>1</sup>, Бегун П.И.<sup>1</sup>, Тихоненкова О.В.<sup>1</sup>, Виссарионов С.В.<sup>2</sup>, Кокушин Д.Н.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург;

<sup>2</sup>ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии им. Г.И. Турнера» Минздрава России, Санкт-Петербург, e-mail: tuner01@mail.ru

Целью исследования является разработка метода биомеханических исследований напряжений, возникающих в системе позвоночник - эндофиксатор в ходе и после хирургического вмешательства. В процессе исследования оценивается величина искривления позвоночника, геометрические параметры и механические свойства структур и элементов системы позвоночник – эндофиксатор, направление сил и величина внешнего воздействия металлоконструкцией, что позволит обосновать выбор протяженности транспедикулярной спинальной системы. На основе созданного алгоритма метода исследования состояния структур системы позвоночник - эндофиксатор возможно определить: 1) при какой величине искривления можно установить конструкцию эндофиксатора с опорой только на соседние тела позвонков для сохранения целостности позвонков; 2) при какой величине деформации необходимо установить более протяженную конструкцию для полноценной коррекции врожденного искривления с учетом возникающих напряжений в системе позвонки-эндофиксатор. Разработанный метод исследования состояния костных структур поясничного отдела позвоночника и эндофиксатора при реконструкции позвоночно-двигательного сегмента у детей раннего возраста можно использовать в качестве персонализированного предоперационного планирования с целью определения протяженности металлоконструкции при коррекции врожденной деформации позвоночника и снижения риска развития послеоперационных осложнений (дестабилизация металлоконструкции, перелом костных структур инструментированных позвонков).

Ключевые слова: дети, врожденный сколиоз, транспедикулярная фиксация, биомеханическое исследование.

## **ASSESSMENT OF THE STRESS OF THE BONE STRUCTURES OF THE VERTEBRAE AND THE ENDOCORRECTOR IN CHILDREN WITH CONGENITAL KYPHOSCOLIOSIS OF THE LUMBAR REGION DURING SURGICAL CORRECTION OF DEFORMITY**

**Safronova A.A.<sup>1</sup>, Begun P.I.<sup>1</sup>, Tihonenkova O.V.<sup>1</sup>, Vissarionov S.V.<sup>2</sup>, Kokushin D.N.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg;

<sup>2</sup>FGBO “H.Turner National Medical Research Center for Children's Orthopedics and Trauma Surgery” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Saint-Petersburg, e-mail: tuner01@mail.ru

The aim of the study is to develop a method for biomechanical studies of stresses that occur in the spine-endofixator system during and after surgery. In the course of the study, the magnitude of the curvature of the spine, the geometric parameters and mechanical properties of the structures and elements of the spine – endofixator system, the direction of forces and the magnitude of the external impact of the metal structure are evaluated, which will allow us to justify the choice of the length of the transpedicular spinal system. Based on the created algorithm of the method for studying the state of the structures of the spine - endofixator system, it is possible to determine: 1- at what magnitude of curvature it is possible to install the endofixator structure based only on neighboring vertebral bodies to preserve the integrity of the vertebrae; 2 - at what magnitude of deformation it is necessary to install a more extended structure for a full-fledged correction of congenital curvature, taking into account the emerging stresses in the vertebral-endofixator system. The developed method of studying the state of the bone structures of the lumbar spine and the endofixator during the reconstruction of the vertebral-motor segment in young children can be used as a personalized preoperative planning in order to determine the length of the metal structure during the correction of congenital spinal deformity and reduce the risk of postoperative complications (destabilization of the metal structure, fracture of the bone structures of the instrumented vertebrae).

Keywords: children, congenital scoliosis, transpedicular fixation, biomechanical research.

В структуре заболеваний опорно-двигательного аппарата у детей деформации позвоночника составляют от 2% до 11% [1]. Частота врожденных искривлений позвоночного столба среди всех деформаций позвоночного столба у детей составляет 3,2% [2]. Характер течения врожденной деформации зависит от величины искривления и темпов прогрессирования в процессе развития ребенка. Своевременное хирургическое вмешательство, проведенное в раннем возрасте ребенка, позволяет обеспечить условия для правильного развития позвоночного столба, предотвратить формирование грубых и ригидных деформаций, а также избежать появления неврологических нарушений в результате вертебромедулярного конфликта. Операция включает удаление тела полупозвонка с выше- и нижележащими межпозвонковыми дисками, задней опорной колонны аномального позвонка и исправление искривления посредством установки транспедикулярного эндофиксатора в сочетании с костной пластикой [3]. В ходе вмешательства необходимо обеспечить радикальную коррекцию имеющегося искривления, фиксируя при этом минимальное количество позвоночно-двигательных сегментов в зоне порока. Одним из возможных послеоперационных осложнений является дестабилизация металлоконструкции в результате разрушения костных структур тел позвонков, в которые установлен спинальный имплантат [4-6].

Целью исследования является разработка метода биомеханического исследования напряжений, возникающих в системе позвоночник - эндофиксатор в ходе и после хирургического вмешательства. В процессе исследования оценивалась величина искривления позвоночника, геометрические параметры и механические свойства структур и элементов системы позвоночник – эндофиксатор, направление сил и величина внешнего воздействия металлоконструкцией, что могло бы позволить обосновать выбор протяженности транспедикулярной спинальной системы.

#### **Материалы и методы исследования**

В ходе проведения исследования использованы антропометрический метод, биомеханический и метод конечных элементов. Для проведения биомеханических исследований в системе позвонков - эндофиксатор необходимо установить жесткость позвоночного столба пациента раннего возраста. Коэффициент жесткости равен силе, которую нужно приложить к объекту для того, чтобы его длина изменилась на единицу. Для достижения поставленной цели в НМИЦ детской травматологии и ортопедии им Г.И. Турнера проводили антропометрию – измерение длины позвоночника у ребенка в возрасте 3 лет в структуре проведения стандартных занятий лечебной физкультурой, посредством нагружения пациента грузом в 3 кг (по 1,5 в каждой руке), для определения коэффициента жесткости позвоночного столба. В вертикальном положении длина позвоночника составила 19 см в

грудном отделе и 7 см - в поясничном, замерена разница изменения роста ребенка (до нагружения 101 см и после – 98,8 см). Снижение высоты позвоночника составило 2,2 см (0,022 м), сила равна 30 Н, соответственно коэффициент жесткости, рассчитанный по закону Гука, - 1363 Н/м [7; 8].

Грудной и поясничные отделы состоят из 17 подвижных единиц. При допущении, что все подвижные единицы позвоночника обладают одинаковой жесткостью, жесткость подвижной единицы при сжатии 80,2 Н/м. Механические свойства костных структур позвоночника и металлического эндофиксатора определены согласно результатам экспериментальных исследований, представленных в литературе, причем для биологических объектов эти параметры представлены с учетом возрастных показателей [9-12]. Для исследований на напряжённо-деформированное состояние в структурах участка поясничного отдела позвоночника пациента трехлетнего возраста приведены модуль нормальной упругости  $E_i$  (МПа) и коэффициент Пуассона  $\nu$ . Для кортикальной кости были использованы следующие значения:  $E_{xy}=5406$ ;  $E_{yz}=5406$ ;  $E_{xz}=1052$ ;  $\nu_{xy}=0,484$ ;  $\nu_{yz}=0,203$ ;  $\nu_{xz}=0,203$ . Для губчатой ткани:  $E_{xy}=67$ ;  $E_{yz}=67$ ;  $E_{xz}=95$ ;  $\nu_{xy}=0,45$ ;  $\nu_{yz}=0,315$ ;  $\nu_{xz}=0,315$ . Базовая субстанция фиброзного кольца:  $E=2$ ;  $\nu=0,17$ . Пульпозное ядро:  $E=0,47$ ;  $\nu=0,499$ . Транспедикулярный эндофиксатор:  $E=115 \cdot 10^3$ ;  $\nu=0,32$ . Связки позвоночного столба:  $E_{ALL}=0,86$ ;  $E_{PLL}=2,9$ ;  $E_{LF}=2,15$ ;  $E_{ISL}=1,38$ ;  $E_{TL}=2,15$ ;  $\nu=0,3$ . Фасеточные суставы:  $E=4,7$ ;  $\nu=0,4$ .

Межпозвонковые диски (фиброзные кольца, пульпозное ядро), замыкательные пластинки, связочный аппарат (передняя, задняя, желтая, межкостистая, поперечная связки) построены в соответствии с анатомией человека в детском возрасте. Транспедикулярный эндофиксатор смоделирован на основе данных, предоставленных в НМИЦ детской травматологии и ортопедии им. Г.И. Турнера. Позвонки разделены на кортикальную и спонгиозную ткани, материал которых сплошной, упругий, анизотропный. Эндофиксатор выполнен из титана. Предел текучести сплавов титана 85 МПа; временное сопротивление 500–1300 МПа. Пределы текучести кортикальной и губчатой костей соответственно 140 МПа и 5 МПа. Коэффициент запаса 2.

На основании проведенного исследования нами предложен алгоритм метода оценки состояния структур системы позвоночник - эндофиксатор при реконструкции:

1. С использованием срезов КТ патологически измененного позвоночника строятся двумерные геометрические компьютерные модели исходного патологически измененного позвоночника (типа рис. 1А) и прогнозируемого после реконструкции (типа рис. 1Б).

2. Общее перемещение каждого позвонка определяется из условия необходимого перемещения в вертикальном (концевая пластинка должна занять положение нормальное к анатомической дуге искривления в рассматриваемой зоне) и боковом направлении.

3. По двумерным геометрическим компьютерным моделям исходного патологически измененного позвоночника (рис. 1А) и прогнозируемого после реконструкции (рис. 1Б) вычисляются необходимые перемещения каждого позвонка.

4. Так как между позвонками L3 – L5 удалены связки и отсутствует межпозвонковый диск, усилия при перемещении каждого из них определяются жесткостью подвижных единиц, находящихся с одной стороны от рассматриваемого позвонка и определяющих величины перемещений как при сжатии, так и при растяжении.

5. При сжатии системы подвижных единиц, связанных с позвонком, жесткость системы определяется только межпозвонковыми дисками. При растяжении системы подвижных единиц к жесткости межпозвонковых дисков добавляется жесткость связок.

6. По определенным в п. 3 перемещениям в вертикальном направлении и экспериментально определенному коэффициенту жесткости определяются усилия, прикладываемые к позвонку слева и справа.

7. Возможно построение двух трехмерных компьютерных моделей реконструируемого участка позвоночника для определения НДС в системе позвонки – эндофиксатор при вертикальном перемещении. В обоих случаях рассматривается равновесное состояние системы после деформации.

Вариант 1. Внешние силы, пересчитанные в давления, прикладываются к концевым пластинкам позвонков; головки винтов жестко закрепляются.

Вариант 2. Внешние силы прикладываются к винтам; концевые пластинки позвонков жестко закрепляются. По удобству при реализации алгоритма второй вариант предпочтительнее.

8. Проводятся вычисления напряжений в системе позвонки – эндофиксатор при вертикальном перемещении.

9. По двумерным геометрическим компьютерным моделям исходного патологически измененного позвоночника (рис. 1А) и прогнозируемого после реконструкции (рис. 1Б) вычисляются необходимые перемещения каждого позвонка в боковом (горизонтальном) направлении.

10. Строится трехмерная компьютерная модель реконструируемого участка позвоночника с дополнением двух крайних позвонков, несовершающих боковое перемещение.

11. По необходимому боковому перемещению каждого позвонка подбирается усилие, обеспечивающее это перемещение в модели двигательной единицы, включающей рассматриваемый позвонок. Усилие, прикладываемое к винтам эндофиксатора для бокового перемещения, определяется жесткостью связочного аппарата и межпозвоночного диска.

12. По модели каждого нагруженного позвонка вычисляются напряжения, перемещения и деформации в позвонке.

13. При использовании принципа суперпозиции в каждом позвонке (по результатам вычислений в п. 6, 10) определяется суммарное экстремальное значение напряжения и сравнивается с допусковым.

14. Если суммарное экстремальное значение напряжения превышает допусковое, то по величине допускового напряжения подбираются максимальные значения допусковых вертикальных и боковых перемещений и протяженность эндофиксатора.

Реализуем представленный алгоритм по КТ патологически измененного позвоночника пациента 3 лет на рис. 1.

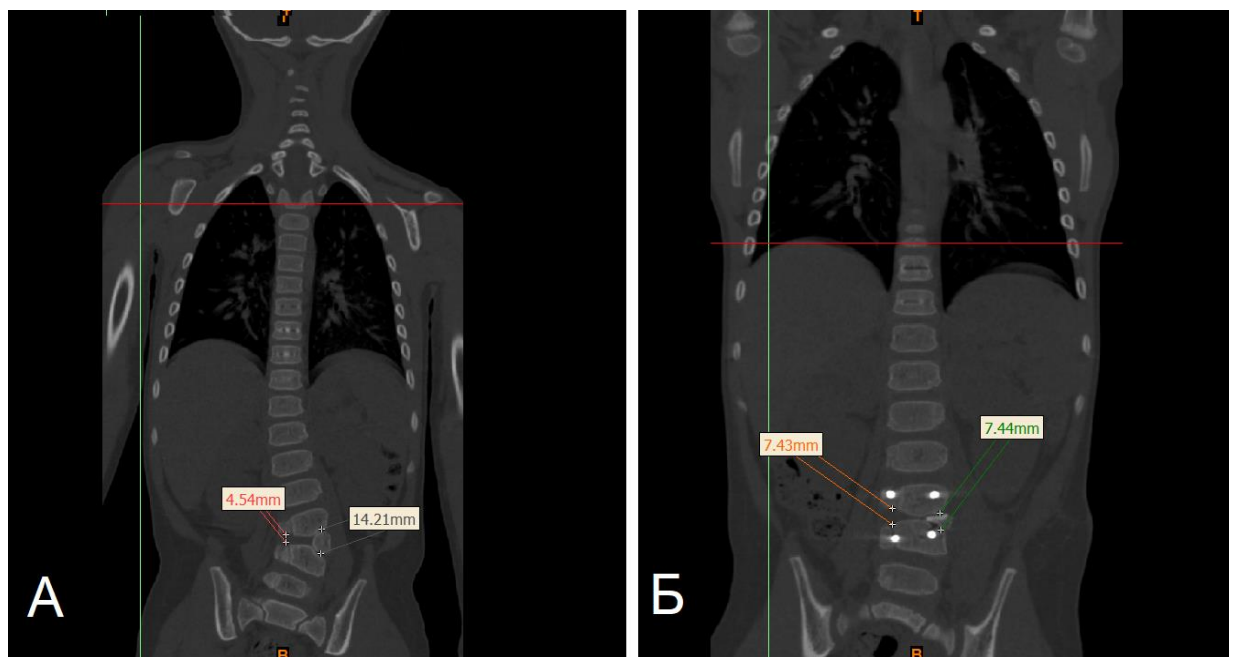


Рис. 1. Интерфейсы программы *Mimics*. Снимки КТ пациента К. 3 лет:

*А – до операции, Б – после операции*

### Результаты исследования и их обсуждение

Пример 1. Определяем напряженно-деформированное состояние после перемещения позвонка L3 из положения, представленного на рис. 1А в положение, представленное на рис. 1Б в ходе дистракции по вогнутой стороне искривления и контракции по выпуклой стороне деформации после установки транспедикулярных винтов. Величина сколиотического компонента деформации составила  $34^\circ$ , кифотического –  $12^\circ$ . Перемещения позвонка L3: слева

- 2,89 мм вверх; справа - 3,88 мм вниз. На рис. 2 приведены результаты вычислений напряжений в системе позвонков – транспедикулярные винты, по содержательным моделям первого и второго вариантов (L3 и L5 с винтами).

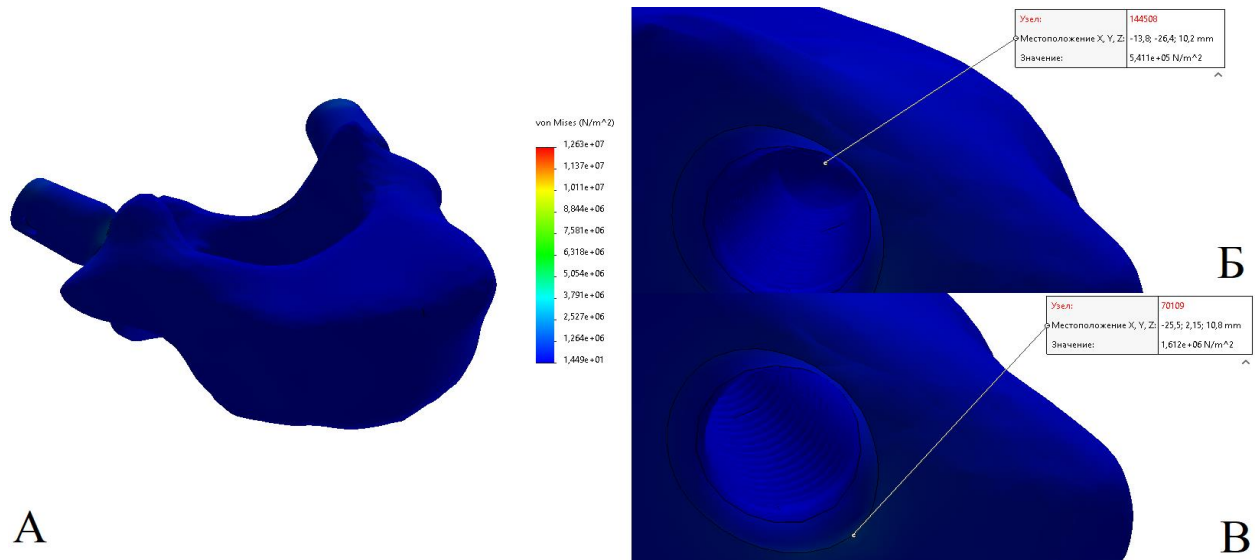
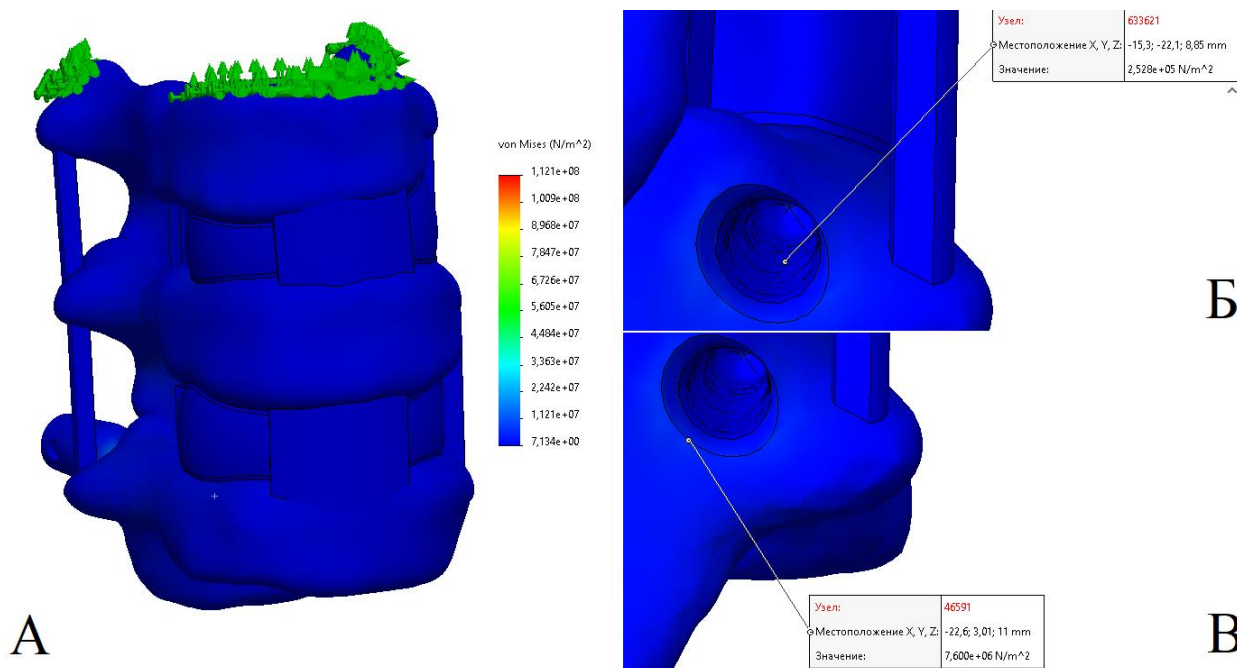


Рис. 2. Интерфейс программы SolidWorks. Эпюра напряжений для вертикального перемещения позвонка L3: А – общая эпюра позвонка L3, Б – напряжение к губчатой кости (винт скрыт), измеренное с помощью команды «Зондирование», В – напряжение в кортикальной кости

Максимальное напряжение при вертикальном перемещении позвонка L3 в кортикальной кости составляет 1,6 МПа, в губчатой - 0,54 МПа, в винтах - 12,6 МПа. Для горизонтального выравнивания прикладывается усилие к винтам и происходит боковое перемещение. Перемещению позвонка в боковом направлении препятствуют упругие элементы участка L1-L3 (рис. 3).



*Рис. 3. Интерфейс программы SolidWorks. Эпюра напряжений для бокового перемещения участка L1-L3: А – общая эпюра участка L1-L3, Б – напряжение к губчатой кости (винт скрыт), измеренное с помощью команды «Зондирование», В – напряжение в кортикальной кости*

Экстремальные значения напряжений в системе позвонков – транспедикулярные винты (боковое смещение): в кортикальной кости - 7,6 МПа; в губчатой кости - 0,25 МПа; в транспедикулярных винтах - 112 МПа.

Экстремальные значения напряжений от перемещения в системе позвонков - транспедикулярные винты в кортикальной кости составляет 9,2 МПа, в губчатой – 0,79 МПа, в транспедикулярных винтах – 124,6 МПа.

Пример 2. При операции на реконструируемом участке позвоночника L3 - L5 удаляется аномальный заднебоковой полупозвонка. Далее формируются костные каналы в телах соседних интактных позвонков относительно порочного позвонка, в сформированные костные каналы устанавливаются транспедикулярные винты, в опорные элементы винтов укладываются стержни, предварительно изогнутые по физиологическим изгибам позвоночника, и проводят радикальную коррекцию искривленного позвоночника (рис. 4). Первым этапом стержень укладывают с выпуклой стороны искривления и осуществляют контракцию (стягивание) вдоль стержня с опорой на транспедикулярные винты, затем устанавливают стержень с противоположной стороны и проводят дистракцию вдоль стержня с опорой на винты.



Рис. 4. Схема позвонков с эндофиксатором

При определении вертикального перемещения при дистракции нагрузка в модели прикладывается к винтам, концевая пластинка каждого позвонка жестко закреплена.

На рис. 5 приведены результаты вычислений напряжений в системе позвонки L3-L5-эндофиксатор при вертикальном перемещении при дистракции.

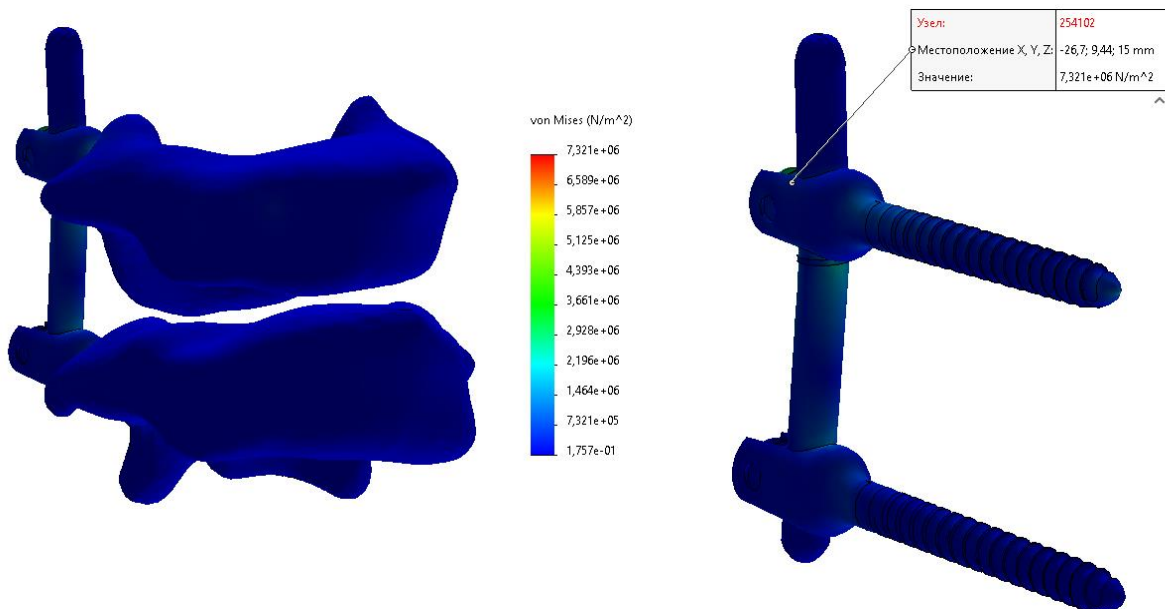


Рис. 5. Этюра напряжений участка поясничного отдела позвоночника (позвонки L3-L5)



Максимальные напряжения в позвонке L3, в кортикальной кости 1,3 МПа, в губчатой 0,68 МПа, в позвонке L5: кортикальная кость – 0,5 МПа, губчатая - 0,21 Мпа, напряжение в эндофиксаторе - 7,3 МПа. Боковое перемещение системы определяют упругие элементы систем L1-L3 и L5-L6. На рис. 6 приведены результаты вычислений напряжений в системе позвонки - эндофиксатор при боковом перемещении.

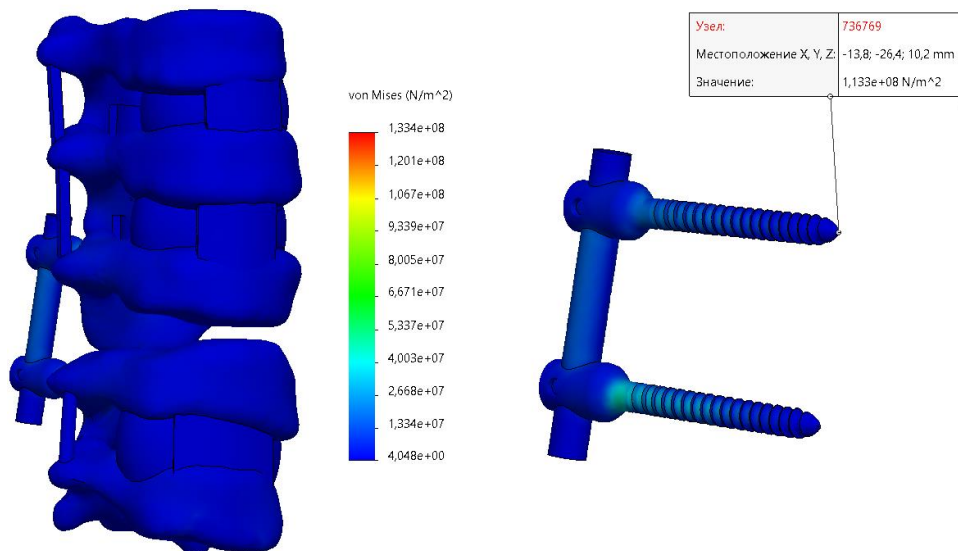


Рис. 6. Эюра напряжений участка поясничного отдела L1-L6

Максимальные напряжения в позвонке L3, в кортикальной кости - 19 МПа, в губчатой - 0,9 МПа; в позвонке L5: кортикальная кость – 47 МПа, губчатая - 0,4 Мпа, напряжение в эндофиксаторе - 133,4 МПа.

Экстремальные значения напряжений от перемещения каждого позвонка в системе позвонки – эндофиксатор: 1) в позвонке L3 в кортикальной кости составляет 20,3 МПа, в губчатой - 1,58 МПа; 2) в позвонке L5: в кортикальной кости – 47,5 МПа; в губчатой - 0,61 МПа; 3) в эндофиксаторе составляет 140,7 МПа.

При введенном коэффициенте запаса допусаемое напряжение в эндофиксаторе 250 МПа, кортикальной и губчатой костей - соответственно 75 МПа и 2,5 МПа. В рассмотренных примерах напряжения не превышают допусаемые. Таким образом, в ходе исследования установлено, что у ребенка с врожденным кифосколиозом поясничного отдела позвоночника на фоне изолированного полупозвонка в возрасте до 3 лет при величине сколиотического компонента искривления  $34^\circ$  и кифотического компонента  $12^\circ$  можно установить транспедикулярную металлоконструкцию с опорой только на соседние тела позвонков относительно аномального, достигнув при этом радикальной коррекции врожденной деформации.

### Заключение

Разработанный метод позволяет при сохранении целостности позвонков определить: 1) при какой величине искривления можно установить конструкцию эндофиксатора с опорой только на соседние тела позвонков; 2) при какой величине деформации необходимо установить более протяженную конструкцию для полноценной коррекции врожденного искривления с учетом возникающих напряжений в системе позвонки - эндофиксатор.

Разработанный метод исследования состояния костных структур поясничного отдела позвоночника и эндофиксатора при реконструкции позвоночно-двигательного сегмента у детей раннего возраста можно использовать в качестве персонализированного предоперационного планирования с целью определения протяженности металлоконструкции при коррекции врожденной деформации и снижения развития послеоперационных осложнений.

### Список литературы

1. Хусаинов Н.О., Виссарионов С.В., Кокушин Д.Н. Хирургическое лечение детей с врожденными деформациями позвоночника на фоне множественных пороков развития: обзор литературы // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14. № 2. С. 14–20.
2. Виссарионов С.В., Богатырёв Т.Б., Кокушин Д.Н. Сочетание скрытых форм спинальной дизрафии и врожденных пороков развития позвоночника с аномалиями внутренних органов и систем у детей // Фундаментальные исследования. 2015. № 1-6. С. 1138-1142.
3. Виссарионов С.В., Сяндюков А.Р., Кокушин Д.Н., Хусаинов Н.О., Хардилов М.А. Сравнительный анализ хирургического лечения детей дошкольного возраста с врожденной деформацией позвоночника при изолированных полупозвонках из комбинированного и дорсального доступов // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2019. Т. 7. Вып. 4. С. 5–14.
4. Алейник А.Я., Млявых С.Г., Боков А.Е. Транспедикулярная фиксация в шейном отделе позвоночника: обзор литературы и клинические данные // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14. № 3. С. 47-53. DOI: 10.14531/ss2017.3.47-53.
5. Дзукаев Д. Н., Крылов В. В. Осложнения при транспедикулярной фиксации позвоночника // Современные медицинские технологии и перспективы развития военной травматологии и ортопедии: материалы конф. СПб., 2000. С. 98.
6. Бердюгин К.А., Каренин М.С. Осложнения транспедикулярной фиксации позвоночника и их профилактика // Фундаментальные исследования. 2010. № 9. С. 61-71.
7. Степаненкова Э.Я. Теория и методика физического воспитания и развития ребёнка: учеб. пособие для студ. высш. пед. учеб. заведений. М.: Академия, 2001. 368 с.

8. Тимошенко С. П., Гудьер Дж. Теория упругости / пер. с англ., 2 изд. М., 1979.
9. Chin-Chun Lan, Ching-Sung Kuo, Cheng-Hsiung Chen, Hsuan-Teh Hu. Finite element analysis of biomechanical behavior of whole thoraco-lumbar spine with ligamentous effect. [Электронный ресурс]. URL: <http://casalab.civil.ncku.edu.tw/paper/j48.pdf>. (дата обращения 16.08.2021).
10. Zhong Jun Mo, Yan Bin Zhao, Li Zhen Wang, Yu Sun, Ming Zhang, Yu Bo Fan. Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue. [Электронный ресурс]. URL: [http://www.mst.ru/publications/eng/dci/Zhong\\_Jun\\_Mo\\_2013.pdf](http://www.mst.ru/publications/eng/dci/Zhong_Jun_Mo_2013.pdf). (дата обращения 16.08.2021).
11. Tsouknidas Savvakis, Michailidis Anagnostidis. Ansa as an advanced too in biomedical modelling and engineering. [Электронный ресурс]. URL: [https://www.beta-cae.com/events/c4pdf/8A\\_3\\_tsouknidas.pdf](https://www.beta-cae.com/events/c4pdf/8A_3_tsouknidas.pdf) (дата обращения 16.08.2021).
12. Бегун П.И., Годанюк Д.С., Лебедева Е.А., Лысенкова А.С., Иванов Д.С. Методика и результаты исследования механических структур позвоночника // Современные принципы и технологии остеосинтеза костей конечностей, таза и позвоночника: материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 2015. 14 с.