

УДК 612.76

DOI: [10.26102/2310-6018/2021.33.2.019](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2021.33.2.019)

3D-моделирование и биомеханическое исследование поясничного отдела позвоночника у пациента детского возраста с врожденным сколиозом после хирургического лечения

П.И. Бегун¹, А.А. Сафронова¹, С.В. Виссарионов², О.В. Тихоненкова¹

¹*Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация*

²*ФГБУ Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера, Санкт-Петербург, Российская Федерация*

Резюме: В отечественных и зарубежных публикациях отсутствуют биомеханические исследования коррекции структур опорно-двигательного аппарата у пациентов раннего детского возраста. Помимо частоты врожденных деформаций отделов позвоночника, актуальность работы обусловлена прогрессирующим характером течения заболевания, выраженностью и ригидностью деформаций, а также формированием компенсаторных дуг искривления. Наиболее частыми осложнениями, связанными с металлоконструкциями, является их дестабилизация, в связи с усталостными переломами эндофиксатора, резорбцией костной ткани вокруг винтов, разрушением кортикальной ткани корней дуг. Построение компьютерных трехмерных моделей основывается на данных компьютерной томографии пациентов с врожденной деформацией поясничного отдела позвоночника. Компьютерные геометрические модели включают в себя тела четырех позвонков. Модели строятся в компьютерных программах Mimics Medical и 3-matic Medical, затем экспортируются в пакет прикладных программ SolidWorks. В нем осуществляется сборка всех отдельных элементов и добавление: связочного аппарата, межпозвонковых дисков и металлоконструкции. Костные структуры схематизированы двумя однородными изотропными слоями: кортикальным и спонгиозным. Разработана модель для исследования напряженно-деформированного состояния в системе поясничного отдела позвоночника – эндофиксатор при различных двигательных режимах и разных резорбцией костной ткани вокруг винтов. Проведены биомеханические исследования состояния поясничного отдела позвоночника у пациента трехлетнего возраста после операции с установленным эндофиксатором.

Ключевые слова: позвоночник, врожденный сколиоз, транспедикулярная фиксация, напряжения, деформации, 3d-моделирование.

Для цитирования: Бегун П.И., Сафронова А.А., С.В. Виссарионов, Тихоненкова О.В. 3D-моделирование и биомеханическое исследование поясничного отдела позвоночника у пациента детского возраста с врожденным сколиозом после хирургического лечения. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2021;9(2). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=982> DOI: 10.26102/2310-6018/2021.33.2.019

3D modeling and biomechanical study of the lumbar spine in children with congenital scoliosis after surgical treatment

P.I. Begun¹, A.A. Safronova¹, S.V. Vissarionov², O.V. Tikhonenkova¹

¹*Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation,
Saint-Petersburg, Russian Federation*

²H. Turner National Medical Research Center for Children's Orthopedics and Trauma Surgery, Saint-Petersburg, Russian Federation

Abstract: There are no biomechanical studies of the musculoskeletal system structures correction in patients of early childhood in domestic and foreign publications. Alongside the frequency of congenital deformities of the spine, the relevance of the work is due to the progressive nature of the course of the disease, the severity, and rigidity of deformities, as well as the formation of compensatory curvature arcs. The most frequent complications associated with metal structures are their destabilization due to endofixator fatigue fractures, bone resorption around screws, destruction of the cortical tissue of the arch roots. The construction of three-dimensional computer models is based on computed tomography data of patients with a congenital deformity of the lumbar spine. Computer geometric models include the bodies of four vertebrae. Models are built in the computer programs Mimics Medical and 3-Matic Medical, then exported to the SolidWorks software package. It assembles all the individual elements and adds ligamentous apparatus, intervertebral discs, and metal structures. Bone structures are schematized by two homogeneous isotropic layers: cortical and spongy. A method for studying the stress-strain state in the lumbar spine-endofixator system has been developed for different motor modes and different bone resorption around the screws. Biomechanical studies of the state of the lumbar spine in a three-year-old patient after surgery with an installed endofixator were carried out.

Keywords: spine, congenital scoliosis, transpedicular fixation, stress, deformity, 3d modeling.

For citation: Begun P.I., Safronova A.A., Vissarionov S.V., Tikhonenkova O.V 3D modeling and biomechanical study of the lumbar spine in children with congenital scoliosis after surgical treatment. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2021;9(2). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=982> DOI: 10.26102/2310-6018/2021.33.2.019 (In Russ).

Введение

В структуре ортопедической патологии у детей аномалии развития позвоночного столба составляют 3,2 % [1, 2], при этом с врожденным сколиозом рождаются 0,001-0,002 % детей. Нарушение формирования позвонка – является самой распространенной аномалией позвоночника, приводящей к формированию и прогрессированию деформации искривления в процессе роста и развития ребенка [3, 4]. Отсутствие своевременного выявления данного порока и адекватного хирургического лечения может приводить к появлению грубых и ригидных деформаций, сопровождающихся наличием вертебро-медулярного конфликта и неврологическими нарушениями. Одной из основных задач оперативного лечения детей раннего возраста с врожденным сколиозом является радикальная коррекция имеющейся деформации при помощи многоопорной металлоконструкции с фиксацией минимального количества позвоночно-двигательных сегментов [5]. В последние годы с целью уменьшения количества стабилизированных позвонков применяется транспедикулярная металлоконструкция. Одновременно с этим необходимо отметить, что достижение полной коррекции врожденного искривления создает значительное напряжение на костные структуры позвонков в ходе хирургического вмешательства, включенных в фиксацию спинальной системой, а также в послеоперационном периоде при расширении режима реабилитационных мероприятий и нагрузок. Возникающие высокие нагрузки в костных структурах могут сопровождаться переломами костных элементов тел позвонков, резорбцией костной ткани вокруг транспедикулярных винтов, разрушением кортикальной ткани корней дуг, что, в конечном итоге, приводит к дестабилизации металлоконструкции [6]. При возникновении подобных осложнений требуется проведение повторной операции, суть которой заключается в увеличении протяженности металлоконструкции [7].

Цель работы. Цель данной работы является построение модели для биомеханических исследований напряженно-деформированного состояния структур после коррекции врожденной деформации поясничного отдела позвоночника в программных пакетах *Mimics* и *SolidWorks*.

Модель позволяет: 1) оценить зависимость напряженно-деформированного состояния (НДС) поясничного отдела позвоночника от биомеханических свойств его структур на различных стадиях восстановительного лечения после операции; 2) определить допустимые нагрузки на позвоночник с установленной транспедикулярной металлоконструкцией.

Материалы и методы

Содержательная модель построена для позвонков L3-L6 с эндофиксатором при следующих допущениях: 1. геометрические параметры позвонков определены срезами КТ конкретного пациента (Рисунок 1), межпозвонковые диски, фасеточные суставы, связки построены в соответствии с анатомией организма, человека раннего детского возраста. Транспедикулярный эндофиксатор смоделирован на основе данных, полученных в ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» Минздрава России. 2. Позвонки представлены компактной и спонгиозной костными тканями, материал которых сплошной, упругий, анизотропный.

Остальные структуры позвоночного столба и материал эндофиксатора – изотропны; 3. Модель жестко закреплена в пластине верхнего (нижнего) позвонка в зависимости от характера прилагаемой нагрузки; 4. Сила задана в соответствии с [8]; 5. В программном пакете *Mimics* выделены оболочки позвонков конкретного пациента, далее транспортированы в *SolidWorks* для создания твердотельных элементов.



Рисунок 1 – Компьютерная томография позвоночника пациента раннего возраста с врожденным кифосколиозом на фоне левостороннего сверхкомплектного заднебокового полупозвонка L4: 1 – до операции, 2 – после операции – экстирпация полупозвонка L4, транспедикулярная фиксация на уровне L3-L5 позвонков

Figure 1 – Computed tomography of the spine of an early age patient with congenital kyphoscoliosis on the background of the left-sided supernumerary posterolateral hemivertebra L4: 1 – before surgery, 2 – after surgery – extirpation of the L4 hemivertebra, transpedicular fixation at the level of L3-L5 vertebrae

Адекватность модели. Для обоснования адекватности методики построения модели проведено сопоставление результатов вычисления напряжений в позвонках с результатами [9]. Авторы работы [9] провели анализ напряженно-деформированного

состояния структур позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 с установленным эндофиксатором. Материал для губчатой и кортикальной кости линейный, упругий изотропный. Механические свойства кортикальной кости: $E=12000$ МПа, $\nu=0,3$; Губчатой кости: $E=100$ МПа, $\nu=0,2$; Межпозвоночный диск: $E=2$ МПа, $\nu=0,49$; Титановый сплав: $E=110000$ МПа, $\nu=0,3$. Распределенная компрессионная нагрузка, равная 200 N, прикладывалась к верхним концевым пластинам L4 и L5, нижняя концевая пластина L5 жестко зафиксирована. Напряжение на верхней концевой пластине кортикальной кости позвонка L4 составляет $2,2$ МПа, трабекулярной кости – $0,37$ МПа (Рисунок 2).

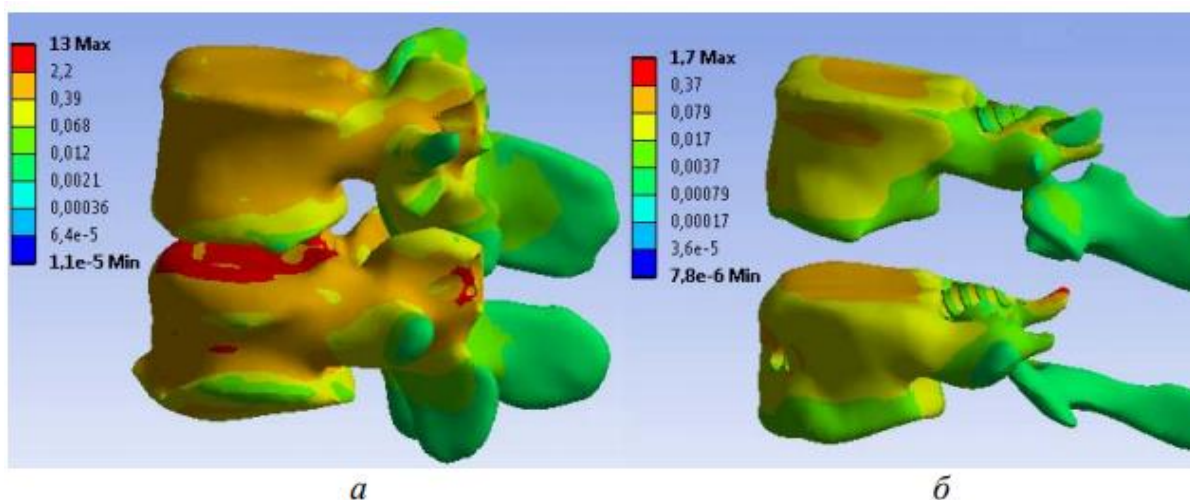


Рисунок 2 – Интерфейс программы *AnsysWorkbench* Поле напряжений, МПа, в позвонках модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвоночного диска: кортикальная кость (а), трабекулярная кость (б)

Figure 2 – *AnsysWorkbench* program interface Stress field, МПа, in the vertebrae of the model with the installation of pedicle screws without removing the intervertebral disc: cortical bone (a), trabecular bone (b)

В рамках данной работы были получены следующие максимальные напряжения: в кортикальной ткани – $3,5$ МПа, в губчатой – $0,29$ МПа, при нагрузке в 200 N, приложенной к нижней концевой пластине позвонка L5 (Рисунок 3).

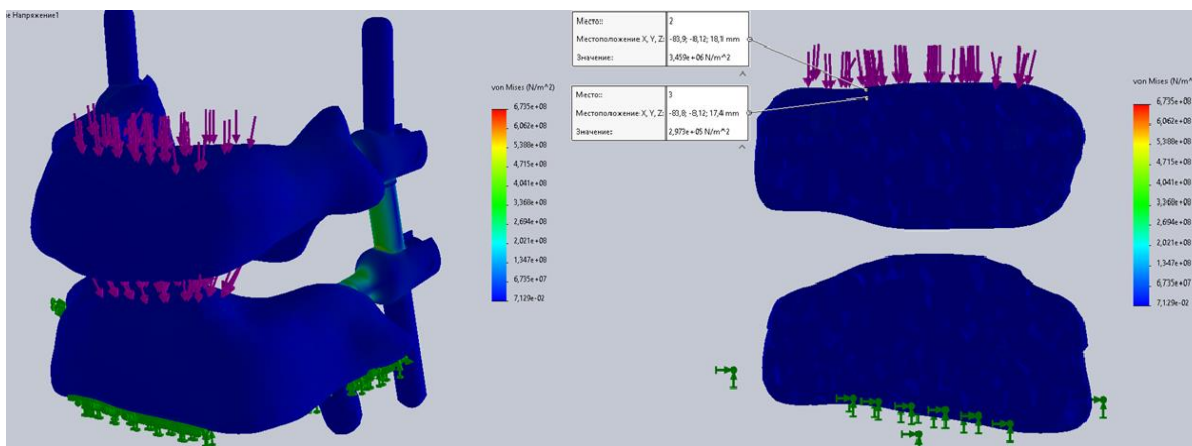


Рисунок 3 – Интерфейс *SolidWorks*, эпюра напряжений модели при силе 138 N
 Figure 3 - *SolidWorks* Interface, Model Stress Plot at 138 N

Различия в проведенных исследованиях определяется геометрическими особенностями позвонков и разными механическими свойствами их структур обусловленные возрастными пациентами (Таблица 1).

Таблица 1 – Механические характеристики участка позвоночного столба элементов модели позвоночника с эндофиксатором

Table 1 – Mechanical characteristics of the spinal column of the elements of the spine model with an endofixator

Кортикальная кость, МПа	Губчатая кость, МПа	Базовая субстанция фиброзного кольца, МПа	Пульпозное ядро, МПа	Транспедиккулярный эндофиксатор, МПа	Связки позвоночного столба, МПа	Фасеточные суставы, МПа	Зона резорбции, МПа
$E_x=5406;$ $E_y=5406;$ $E_z=1052;$ $\nu_{xy}=0,484;$ $\nu_{yz}=0,203;$ $\nu_{xz}=0,203$	$E_x=67;$ $E_y=67;$ $E_z=95;$ $\nu_{xy}=0,45;$ $\nu_{yz}=0,315;$ $\nu_{xz}=0,315$	$E=2;$ $\nu=0,17$	$E=0,47;$ $\nu=0,49$ $G=0,21$	$E=115 \cdot 10^3;$ $\nu=0,32;$ $G=392 \cdot 10^3$	$E_{ALL}=20;$ $E_{PLL}=70;$ $E_{LF}=50;$ $E_{ISL}=28;$ $E_{SSL}=28;$ $E_{TL}=50;$ $\nu=0,3$	$E=4,7;$ $\nu=0,4$	$E=1,12;$ $\nu=0,45$

Результаты и обсуждения

После выполнения экстирпации полупозвонка и устранения всех компонентов деформации позвоночника осуществляется передний корпородез фрагментом удаленного аномального позвонка с целью формирования костного блока между вышележащими позвонка с образованием единого нового позвоночно-двигательного сегмента в последующем.

В ряде случаев после установки транспедикулярных опорных элементов в позвонки с течением времени возможно формирование резорбции костной ткани вокруг резьбовой части винтов [10]. В зависимости от механических свойств структур модели, геометрических особенностей поясничного отдела позвоночника и протяженности металлоконструкции, эта площадь может достигать нескольких миллиметров в диаметре.

При движении пациента на различных стадиях формирования костного блока необходимы исследования напряженно-деформированного состояния позвоночника от прикладываемых нагрузок (поворот головы, поднятие руки или ноги, поворот на бок и т.д.). На Рисунке 4 представлена компьютерная модель участка позвоночного столба с установленным эндофиксатором и эпюра напряжений в модели (костный блок не сформирован).

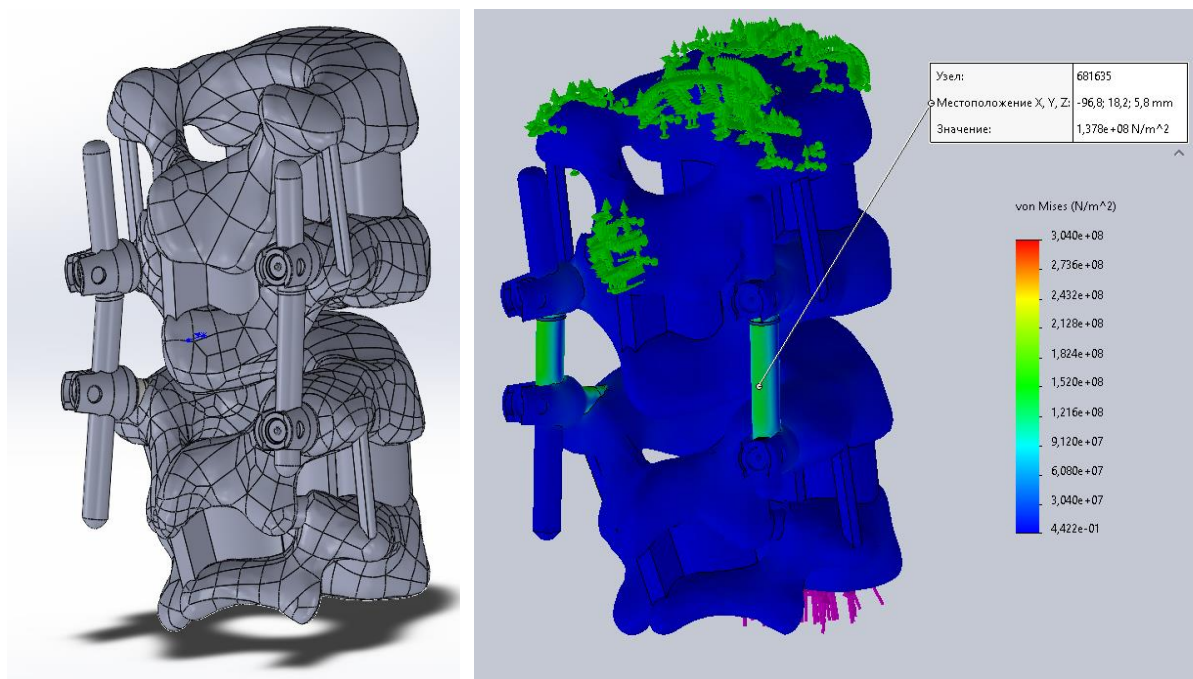


Рисунок 4 – Интерфейс *SolidWorks* компьютерная модель участка позвоночного столба с установленным эндофиксатором и эпюра напряжений модели при силе 54 N (спокойная ходьба), до 3 недель после операции

Figure 4 – Interface of the *SolidWorks* computer model of the spinal column with the endofixator installed and the stress diagram of the model at a force of 54 N (calm walking), up to 3 weeks after surgery

Приведены исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) в участке позвоночного столба с установленным эндофиксатором с площадью зоны разрушения костной ткани 2,75 мм в радиусе и 3,5 мм соответственно с изменением нагрузок. На Рисунке 4 представлен график, отображающий зависимость напряжений в зоне резорбции.

В позвонках L4 и L5 возникает неравномерное распределение напряжений в зонах резорбции от прилагаемых нагрузок.

На Рисунке 5 представлена зависимость напряжения в эндофиксаторе от нагрузки при различной величине зоны резорбции.

Репаративная регенерация костной ткани подразделяется на 4 основных периода: до 3 недель, после 12, после 17 и после 24 недель. В зависимости от периода восстановления происходит образование костного блока $\frac{1}{4}$ от объема межпозвонкового диска, $\frac{1}{3}$, $\frac{1}{2}$ и полное сращение (Рисунок 6).

На разных этапах сращения были взяты следующие механические характеристики модуля упругости костного участка: $E=81$ МПа – 3 недели, объем занимаемого регенерата $\frac{1}{4}$ от площади межпозвонкового диска; $E=756$ МПа – 12 недель, $\frac{1}{3}$ от объема диска; $E=2200$ МПа – после 17 недель, $\frac{1}{2}$ от межпозвонкового диска; $E=5406$ МПа – после 24 недель, последняя механическая характеристика подразумевает 100 % восстановление кортикальной кости.

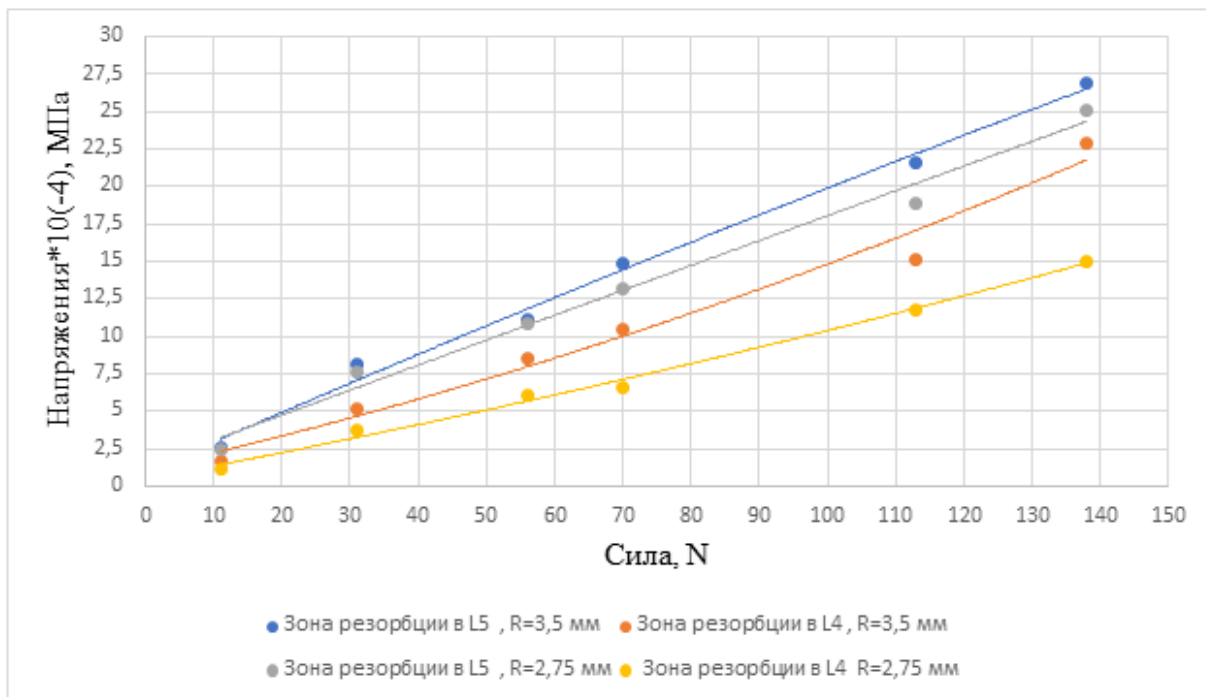


Рисунок 4 – Зависимость напряжения от нагрузки в зонах резорбции
Figure 4 – Dependence of stress on load in resorption zones

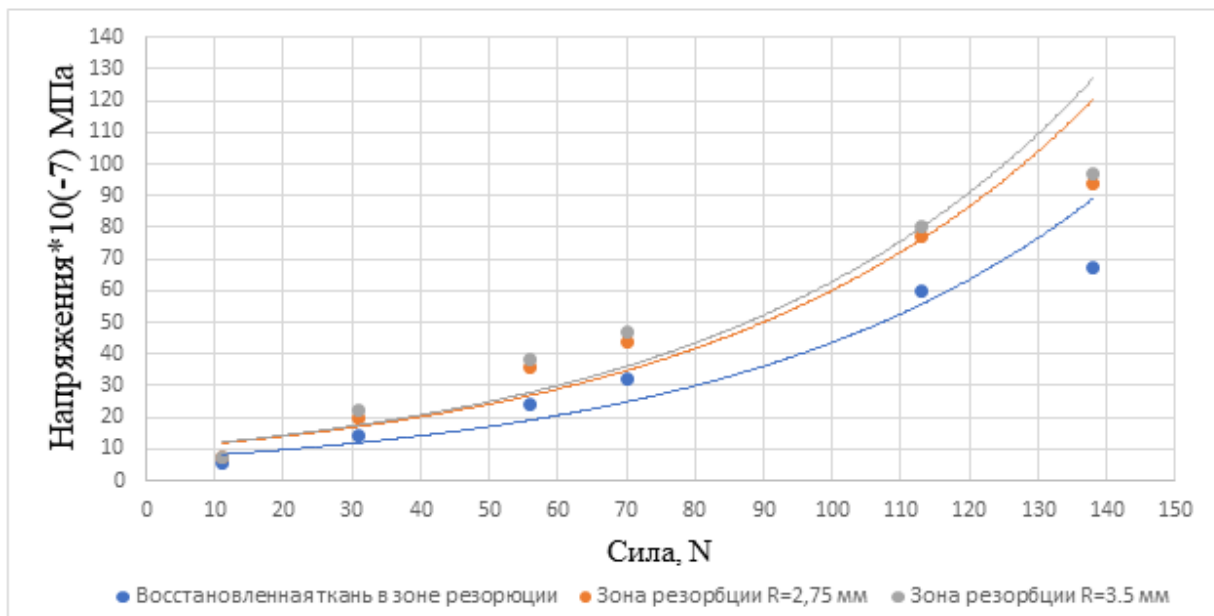


Рисунок 5 – Зависимость усредненного напряжения в транспедикулярных эндофиксаторах от прикладываемых нагрузок

Figure 5 – Dependence of the average stress in transpedicular endofixers on the applied loads

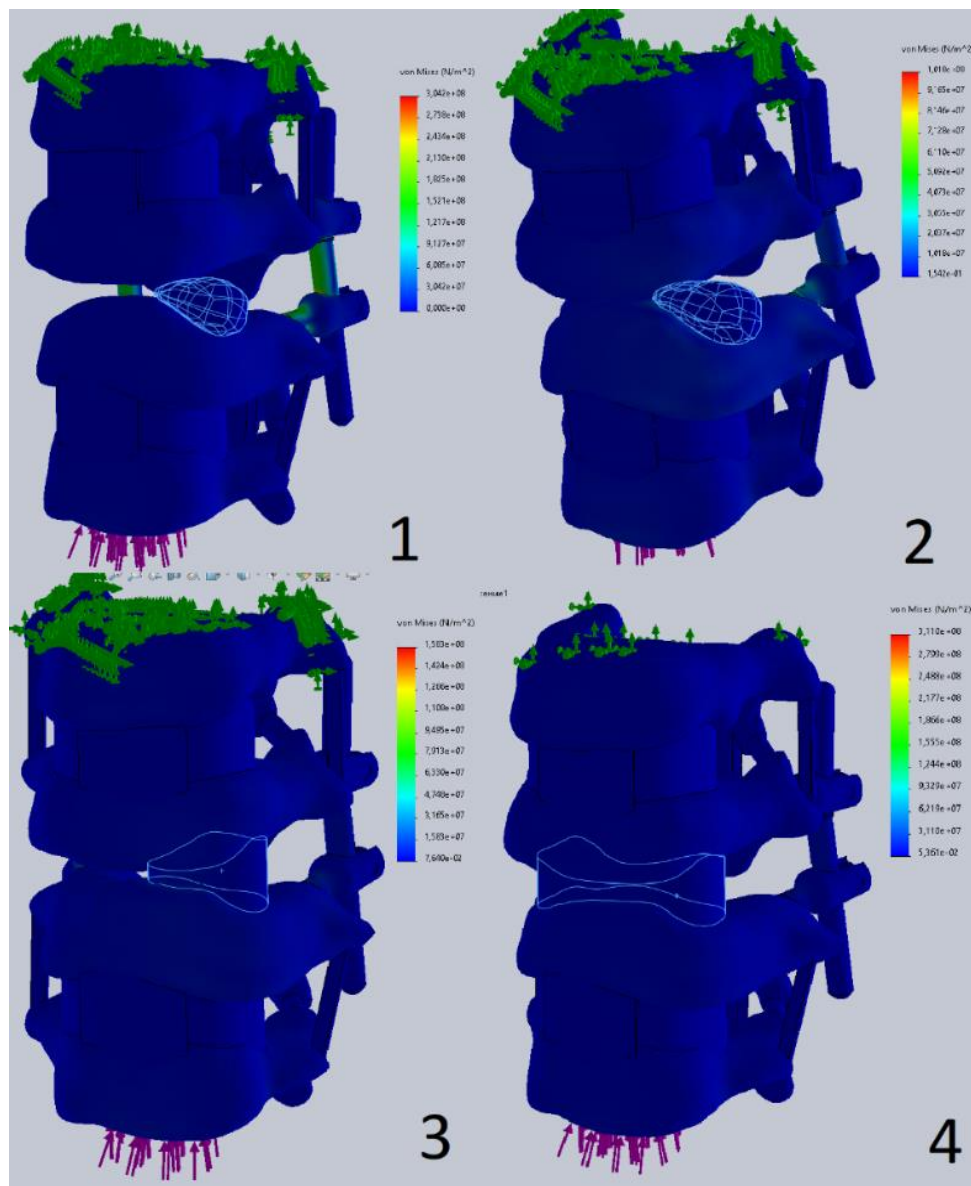


Рисунок 6 – Интерфейс *SolidWorks* компьютерная модель участка позвоночного столба с установленным эндофиксатором при разных стадиях сращения костной ткани и эпюра напряжений модели при силе 54 N (спокойная ходьба). 1 – до 3 недель, объем регенерата $\frac{1}{4}$ от объема межпозвонкового диска; 2 – после 12 недель, занимаемый объем $\frac{1}{3}$; 3 – после 17 недель, объем $\frac{1}{2}$; 4 – после 24 недель, полное сращение
Figure 6 – *SolidWorks* interface computer model of a spinal column with an endofixator installed at different stages of bone tissue fusion and a stress diagram of the model at a force of 54 N (calm walking). 1 - up to 3 weeks, the volume of the regenerate $\frac{1}{4}$ of the volume of the intervertebral disc; 2 - after 12 weeks, the occupied volume is $\frac{1}{3}$; 3 - after 17 weeks, volume $\frac{1}{2}$; 4 – after 24 weeks, complete fusion

На Рисунке 7 отображен график зависимости изменения напряженно-деформированного состояния транспедикулярного эндофиксатора на разных этапах восстановления при спокойной ходьбе, сила 56 N (спокойная ходьба), 113 N (интенсивная ходьба) и 134 N (активное поднятие по лестнице), объем занимаемого регенерата соответствует периоду восстановления. На графике не отображен случай полного сращения, так как при сращении костного блока на $\frac{1}{2}$ наблюдается линейное

изменение кривой, происходит стабилизация возникающего напряжения в эндофиксаторе.

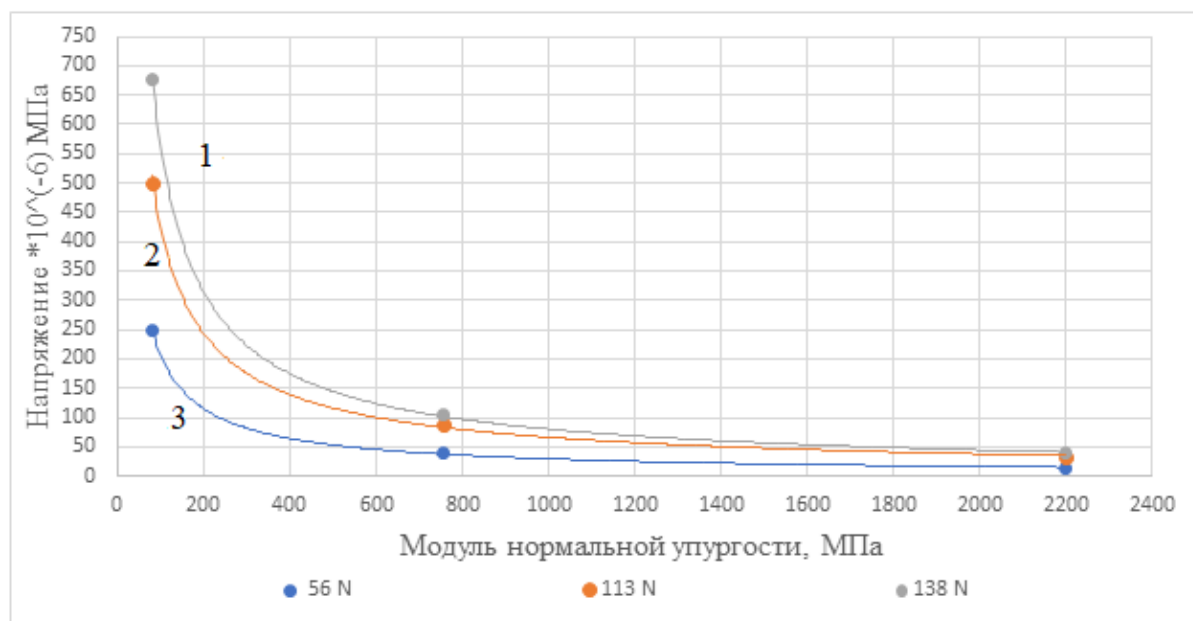


Рисунок 7 – Зависимость напряжения в транспедикулярных эндофиксаторах при различных стадиях восстановления, кривая 1 – 56 N, кривая 2 – 113 N, кривая 3 – 134 N

Figure 7 – Dependence of stress in transpedicular endofixers at different stages of recovery, curve 1 - 56 N, curve 2 - 113 N, curve 3 - 134 N

При спокойной ходьбе в месте винтового соединения (3 недели) максимальное напряжение составляет 327 МПа (зона резорбции 2,75 мм в радиусе), при восстановленной ткани нагрузка снижается до 252 МПа. На втором этапе восстановления (12 недель) было отмечено значительное уменьшение напряжения в эндофиксаторе порядка 40 МПа – зона резорбции восстановлена.

При поднимании по лестнице (113 N) максимальное напряжение в левой части эндофиксатора достигает 557 МПа, в правой 446 МПа (3 недели), по прошествии 12 недель, с учетом образования костного соединения между позвонками напряжения составляют в левой части – 46 МПа, в правой – 133 МПа, стоит отметить что образование костного блока в данном случае располагается с левой стороны.

При активном поднимании по лестнице, нагрузка приходится 138 N, возникающее напряжение в металлоконструкции 752 МПа (3 недели) допустимое напряжение текучести титана составляет 835 МПа, предел прочности 1050 МПа будет носить характер пластической деформации, приводящей к изменению геометрии и линейных размеров металлоконструкции. На следующем этапе регенерации, максимальное напряжение составляет 106 МПа.

Иммобилизационный период задает тенденцию к выздоровлению пациента, при несоблюдении разрешенных нагрузок, могут возникнуть осложнения в виде разрушения костной ткани и смещения металлоконструкции, влекущие за собой повторные хирургические вмешательства.

Заключение

В ходе проведенной работы построена модель, позволяющая исследовать напряженно-деформированное состояние поясничного отдела позвоночника у пациента раннего возраста после операции с установленным эндофиксатором. Установлена зависимость напряженно – деформированного состояния участка поясничного отдела позвоночника пациента детского возраста после операции от прилагаемых нагрузок и его механических свойств. Определены критические напряжения, возникающие в установленном эндофиксаторе при различных этапах расширения двигательного режима и зависимость изменения напряжения от диаметра зоны резорбции.

Представленная модель НДС позвоночника позволяет планировать программу восстановительного лечения пациентов детского возраста с врожденным сколиозом после проведенного хирургического лечения с учетом оценки напряжения металлоконструкции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Картавенко К.А. Хирургическое лечение детей с врожденной деформацией позвоночника при полупозвонках поясничного отдела: *автореф... дис. кан. мед. наук.* СПб.2017. Доступно по: <https://www.dissercat.com/content/khirurgicheskoe-lechenie-detei-s-vrozhdennoi-deformatsiei-pozvonochnika-pri-polupozvonkakh-p/read>.
2. Орел А.М. Частота аномалий развития по данным рентгенологического одномоментного исследования всех отделов позвоночника. *Bulletin of the International Scientific Surgical Association.* 2008;3(2-3):12-13.
3. Feng Y, Hai Y, Zhao S, Zang L. Hemivertebra resection with posterior unilateral intervertebral fusion and transpedicular fixation for congenital scoliosis: results with at least 3 years of follow-up. *Eur Spine J.* 2016;25(10):3274-3281.
4. McMaster MJ, David CV. Hemivertebra as a cause of scoliosis. A study of 104 patients. *J Bone Joint Surg Br.* 1986;68(4):588-595.
5. Виссарионов С.В., Кокушин Д.Н., Белянчиков С.М., Ефремов А.М. Хирургическое лечение детей с врожденной деформацией верхнегрудного отдела позвоночника. *Хирургия позвоночника.* 2011;(2):35-40.
6. Кокушин Д.Н., Виссарионов С.В., Хардииков М.А., Хусаинов Н.О., Филиппова А.Н., Ильин В.В. Анализ причин дестабилизации металлоконструкции при коррекции врожденной деформации позвоночника у детей младшей возрастной группы. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста.* 2020; 8(1):15-24.
7. Виссарионов С.В. Хирургическое лечение врожденных пороков развития позвоночника у детей. *Травматология и ортопедия России.* 2008;(3):77-78.
8. OrthoLoad. Loading of Orthopaedic Implants, Доступно по: <https://orthoload.com>.
9. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5. *Российский журнал биомеханики.* 2018;(1):31-44.
10. Бердюгин К.А., Каренин М.С. Осложнения транспедикулярной фиксации позвоночника и их профилактика. *Фундаментальные исследования.* 2010;(9):61-71.

REFERENCES

1. Kartavenko K.A. Surgical treatment of children with congenital deformity of the spine with hemivertebrae of the lumbar spine. *abstract PhD.* SPb.2017. Available from:

- <https://www.dissercat.com/content/khirurgicheskoe-lechenie-detei-s-vrozhdennoi-deformatsiei-pozvonochnika-pri-polupozvonkakh-p/read>
- Orel A.M. The incidence of developmental anomalies according to the data of a single-stage X-ray examination of all parts of the spine. *Bulletin of the International Scientific Surgical Association*. 2008;3(2-3):12-13
 - Feng Y, Hai Y, Zhao S, Zang L. Hemivertebra resection with posterior unilateral intervertebral fusion and transpedicular fixation for congenital scoliosis: results with at least 3 years of follow-up. *Eur Spine J*. 2016;25(10):3274-3281.
 - McMaster MJ, David CV. Hemivertebra as a cause of scoliosis. A study of 104 patients. *J Bone Joint Surg Br*. 1986;68(4):588-595.
 - Vissarionov S.V., Kokushin D.N., Belyanchikov S.M., Efremov A.M. Surgical treatment of children with congenital deformity of the upper thoracic spine. *Spine surgery*. 2011;(2):35-40.
 - Kokushin D.N., Vissarionov S.V., Hardikov M.A., Khusainov N.O., Filippova A.N., Ilyin V.V. Analysis of the causes of destabilization of metal structures in the correction of congenital spinal deformity in children of the younger age group. *Pediatric Traumatology, Orthopedics and Reconstructive Surgery*. 2020; 8(1):15-24.
 - Vissarionov S.V. Surgical treatment of congenital malformations of the spine in children. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2008;(3):77-78.
 - OrthoLoad. Loading of Orthopaedic Implants. Available from: <https://orthoload.com>.
 - Dol A.V., Dol E.S., Ivanov D.V. Biomechanical modeling of options for surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at the L4-L5 level. *Russian Journal of Biomechanics*. 2018;(1):31-44.
 - Berdyugin K.A., Karenin M.S. Complications of transpedicular fixation of the spine and their prevention. *Basic research*. 2010;(9):61-71.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Бегун Петр Иосифович, профессор, д.т.н., профессор, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

e-mail: petrbegun1114@mail.ru

Petr I. Begun, Dr. Sci. Tech, Professor, Medical RadioElectronics Department, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, Russian Federation.

Сафронова Анна Андреевна, магистр, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

e-mail: annasaf39945844@gmail.com

Anna A. Safronova, master's degree student, Medical RadioElectronics Department, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, Russian Federation.

Виссарионов Сергей Валентинович, д.м.н., профессор, член-корреспондент Российской академии наук, лауреат премии Правительства Российской Федерации, директор Национального медицинского исследовательского центра детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера.

e-mail: vissarionovs@gmail.com

Sergey V. Vissarionov, Dr. Sci. Med, Professor, corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, laureate of the Government of the Russian Federation Award, director H. Turner National Medical Research Center for Children's Orthopedics and Trauma Surgery, Saint-Petersburg, Russian Federation.

Тихоненкова Оксана Владимировна, к.т.н.,
заведующая кафедрой медицинской
радиоэлектроники, Санкт-Петербургский
государственный университет аэрокосмического
приборостроения, Санкт-Петербург, Российская
Федерация.

e-mail: krivohizhinaov@gmail.com

Oksana V. Tikhonenkova, PhD, Head of the
Department of Medical RadioElectronics,
Saint-Petersburg State University of
Aerospace Instrumentation, Saint-
Petersburg, Russian Federation.