

doi: 10.25005/2074-0581-2024-26-2-190-202

ОПТИМИЗАЦИЯ ХИРУРГИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ЗОНЫ ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ПЕРЕХОДА: СРАВНИТЕЛЬНОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ ТРАСПЕДИКУЛЯРНОЙ ФИКСАЦИИ ПРИ РОТАЦИОННОМ НАГРУЖЕНИИ

А.С. НЕХЛОПОЧИН¹, В.В. ВЕРБОВ², Е.В. ЧЕШУК², М.В. ВОРОДИ², М.Ю. КАРПИНСКИЙ³, А.В. ЯРЕСЬКО³

¹ Отделение патологии спинного мозга, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины, Киев, Украина

² Отделение восстановительной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины, Киев, Украина

³ Лаборатория биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины, Харьков, Украина

Цель: провести анализ биомеханических особенностей различных вариантов транспедикулярной (ТП) стабилизации зоны грудопоясничного перехода (ГПП) при ротационных нагрузках.

Материал и методы: в рамках исследования была разработана математическая конечно-элементная модель грудопоясничного отдела позвоночника. Модель включает позвонки Th9-Th11 и L2-L5, исключая Th12 и L1. Также в неё интегрированы элементы металлических конструкций: межтеловой телозамещающий имплант и ТП система. Модель имитирует состояние позвоночника после декомпрессивно-стабилизирующей операции, проводимой при травматических повреждениях типа С. Анализировались четыре варианта ТП фиксации с различной длиной винтов и разным наличием либо отсутствием поперечных стяжек.

Результаты: выявлено, что при ротационном нагружении максимальное напряжение в костных структурах возникает в зоне контакта межтеловой опоры с замыкательными пластинами позвонков, смежных с резецированными. В металлических конструкциях наибольшее напряжение наблюдается на межтеловой опоре и в ТП винтах, установленных в тела Th10 и Th11 позвонков. Сравнительный анализ показывает, что ТП система с короткими монокортикальными винтами и без поперечных стяжек обеспечивает умеренные уровни напряжения. Использование бикортикальных винтов без поперечных стяжек приводит к значительному увеличению напряжения, особенно в замыкательных пластинах позвонков, контактирующих с межпозвоночной опорой. Комбинация поперечных стяжек с короткими винтами снижает напряжение, представляя собой оптимальный вариант стабилизации. В то же время, бикортикальные винты с поперечными стяжками не показали значительного преимущества.

Заключение: анализ биомеханической эффективности различных вариантов ТП стабилизации с акцентом на распределение напряжений демонстрирует, что наиболее равномерное распределение нагрузок достигается при использовании ТП системы с монокортикальными винтами и двумя поперечными стяжками.

Ключевые слова: грудопоясничный переход, взрывной перелом, транспедикулярная фиксация, конечно-элементный анализ, ротационное нагружение.

Для цитирования: Нехлопочин АС, Вербов ВВ, Чешук ЕВ, Вороди МВ, Карпинский МЮ, Ярьско АВ. Оптимизация хирургической коррекции зоны грудопоясничного перехода: сравнительное биомеханическое исследование методов транспедикулярной фиксации при ротационном нагружении. *Вестник Авиценны*. 2024;26(2):190-202. <https://doi.org/10.25005/2074-0581-2024-26-2-190-202>

BIOMECHANICAL COMPARISON OF TRANSPEDICULAR FIXATION METHODS UNDER ROTATIONAL LOADING FOR OPTIMIZING SURGERY ON THE THORACOLUMBAR JUNCTION OF THE SPINE

O.S. NEKHLOPOCHYN¹, V.V. VERBOV², I.V. CHESHUK², M.V. VORODI², M.YU. KARPINSKY³, O.V. YARESKO³

¹ Spine Surgery Department, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

² Restorative Neurosurgery Department, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

³ Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

Objective: To analyze various transpedicular (TP) fixation options for the thoracolumbar junction (TLJ) under rotational loads.

Methods: A finite element model of the thoracolumbar spine was generated as part of a study. The model includes vertebrae Th9-Th11 and L2-L5 but excludes Th12 and L1. The model also integrates metallic structural elements, such as a vertebral body replacement (VBR) implant (interbody cage) and a TP system. We modeled the result of decompressive-stabilizing surgery for type C vertebral injuries (according to the classification scheme proposed by F. Magerl et al, 1994). The study analyzes four variants of TP fixation with different screw lengths and the influence of the presence or absence of transverse reinforcements.

Results: It was found that during rotational loading, the maximum stress in bone structures occurs at the contact surface between the VBRs and the endplates of both adjacent vertebrae to the removed ones. In metallic hardware, the highest stress is observed on the interbody cage and in the TP screws installed in the Th10 and Th11 vertebral bodies. A comparison of different stabilization options reveals that the TP system with short monocortical screws and without transverse reinforcements provides moderate levels of stress. The use of bicortical screws without crosslinks results in a significant increase in stress, especially at the contact surface in the vertebral endplates and the intervertebral support device. On the other hand,

the use of transverse reinforcements with short screws reduces stress, providing an optimal stabilization option. However, bicortical screws with crosslinks did not show significant benefits.

Conclusion: Upon scrutinizing the biomechanical efficiency of different TP fixation methods, it has been determined that utilizing a TP system equipped with monocortical screws and two crosslinks results in the most even stress distribution caused by the rotational load.

Keywords: Thoracolumbar junction, burst fracture, transpedicular fixation, finite element analysis, rotational loading.

For citation: Nekhlopochny OS, Verbov VV, Cheshuk IV, Vorodi MV, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Optimizatsiya khirurgicheskoy korrektsii zony grudnopolyasnichnogo perekhoda: sravnitel'noe biomekhanicheskoe issledovanie metodov transpedikulyarnoy fiksatsii pri rotatsionnom nagruzeni [Biomechanical comparison of transpedicular fixation methods under rotational loading for optimizing surgery on the thoracolumbar junction of the spine]. *Vestnik Avitsenny [Avicenna Bulletin]*. 2024;26(2):190-202. <https://doi.org/10.25005/2074-0581-2024-26-2-190-202>

ВВЕДЕНИЕ

В современной спинальной хирургии внутренняя фиксация является приоритетным методом лечения большинства травматических повреждений позвоночника. Выбор хирургического подхода – будь то передний, задний или их комбинация – зависит от множества факторов. К ним относятся характер травмы, заинтересованная анатомическая область, а также практические аспекты хирургического доступа, такие как доступность, безопасность и техническая реализуемость. Кроме того, в процессе принятия решения учитываются логистические аспекты медицинской инфраструктуры, экономическая целесообразность, прогноз регресса существующих неврологических дисфункций и личные предпочтения хирурга [1].

Основным принципом при принятии решения является постулат о необходимости достижения оптимальных хирургических результатов при минимальном вмешательстве. При этом, задние доступы используются в основном в хирургии травматических повреждений шейного супра-аксиального и грудногопоясничного отделов. Напротив, для травм шейного отдела на субаксиальном уровне передний подход считается более эффективным [2]. При этом экстраполяция передних методик, традиционно предназначенных для онкологических заболеваний в грудном и поясничном отделах позвоночника, на лечение травматических повреждений остаётся предметом актуальных дебатов. На данный момент подобная практика широко не интегрирована в базовые клинические протоколы [3].

Известно, что около 60% всех травматических повреждений позвоночника приходится на зону ГПП, причём «граничные» Th12 и L1 составляют более 43% [4]. Механизм травмы в этой зоне преимущественно компрессионный, и соответственно, травматические изменения являются преимущественно компрессионными, оскольчатыми или взрывными (тип А по классификации AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System) [5]. В ряде случаев наблюдается смещение по плоскости, что определяет общий тип С при травмах тела позвонка типа А [6].

Коллапс тела позвонка, в зависимости от степени тяжести, вызывает компрессию позвоночного канала, нестабильность и нарушение оси позвоночника. Эти последствия травмы формируют классическую триаду задач, стоящих перед спинальным хирургом: декомпрессия, реконструкция и стабилизация. С активным внедрением ТП стабилизации R. Roy-Camille в 1986 году, этот метод стал стандартом в хирургии травматических повреждений грудногопоясничного отдела позвоночника, позволяя в определённой степени обеспечить как коррекцию оси, так и жёсткость фиксации, способствуя ускорению и повышению эффективности спондилодеза [7].

INTRODUCTION

Internal fixation is the primary treatment for the majority of traumatic spinal injuries in modern spinal surgery. However, the choice of surgical approach, whether anterior, posterior or a combination of both, depends on multiple factors. These factors include the type of injury, the anatomical region affected, and practical considerations such as safety, accessibility, and technical feasibility. Moreover, the decision-making process considers the logistical aspects of the medical infrastructure, economic feasibility, prognosis of regression of existing neurological dysfunctions, and the surgeon's personal preferences [1].

Still, aiming for optimal results with minimal intervention is essential when deciding surgical procedures. Posterior approaches are typically used in the surgery of traumatic injuries in the cervical supra-axial and thoracolumbar regions. On the other hand, for subaxial cervical injuries, the anterior approach is considered to be more efficacious [2]. There is currently an ongoing debate about whether traditional methods used for treating oncological diseases in the thoracic and lumbar spine can also be used for treating traumatic injuries. Thus, implementing this practice in basic clinical protocols has yet to be widely accepted [3].

It is known that approximately 60% of all traumatic spinal injuries occur in the TLJ area, with the border between Th12 and L1 accounting for over 43% of these injuries [4]. The mechanism of injury in this area is predominantly compressive, and accordingly, traumatic changes are predominantly compressive, comminuted, or burst (Type A injuries according to the AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System) [5]. Displacement/translation-injuries are sometimes observed, determining AOSpine C-type injuries [6].

Injuries that cause the collapse of the vertebral body can lead to compression of the spinal canal, instability, and spinal deformities. To tackle these problems, spinal surgeons usually focus on three key goals: decompression, reconstruction, and stabilization. In 1986, R. Roy-Camille introduced TP fixation, which is still considered the "gold standard" for surgery for traumatic injuries of the thoracolumbar spine. This technique helps correct spinal deformities, provides fixation rigidity, and enhances spinal fusion [7].

There has been significant debate in recent years regarding the extent of TP fixation for spinal injuries in the TLJ region [8, 9]. It is evident that more prolonged fixation, which includes two levels above and below the injury, can offer better stability, enhancing the fusion. Nevertheless, the rigid framework and the immobilization of multiple segments limit the range of mo-

Основной дилеммой, активно обсуждаемой в последние десятилетия, является определение протяжённости ТП фиксации при травмах позвоночника в области ГПП [8, 9]. Очевидно, что «длинная» фиксация, включающая 2 уровня выше и ниже травмы, может обеспечить большую стабильность и, следовательно, более высокую скорость и эффективность спондилодеза. В то же время, жёсткость конструкции в сочетании с иммобилизацией многих сегментов, безусловно, приводит к уменьшению объёма движений [10]. Кроме того, отмечается, что жёсткая протяжённая фиксация имеет повышенную тенденцию к фрагментации балок [11]. С другой стороны, было показано, что короткая фиксация, включающая один уровень выше и один уровень ниже перелома, обеспечивает достаточную стабильность, сохраняя при этом большую подвижность. Тем не менее, ряд исследований демонстрирует довольно высокую частоту неудовлетворительных результатов, включающих прогрессирующий кифоз в результате деформации, фрагментации либо экстракции винтов, а также кифоз за счёт продолжающегося коллапса тела позвонка, даже без повреждения металлоконструкций, что характерно для короткой фиксации [12, 13].

Область ГПП, характеризующаяся своими биомеханическими особенностями, подвергается значительным нагрузкам [14]. Травмы в этой зоне часто требуют не только задней декомпрессии, но и резекции тела позвонка с замещением его имплантом. Такое обширное хирургическое вмешательство преимущественно используется для лечения взрывных травм тела позвонка, но может быть применено и к другим типам А и С в зависимости от клинической ситуации [15]. Учитывая выраженную нестабильность травмы, короткая фиксация при взрывных повреждениях ГПП является спорной [16]. Более того, даже протяжённая ТП стабилизация не всегда обеспечивает удовлетворительный результат, так как резекция всех опорных структур уменьшает, а в некоторых случаях полностью исключает возможность консолидации и формирования эффективного вторичного спондилодеза [17]. Проблема становится особенно актуальной в случаях, когда, в связи со значительным объёмом травматического повреждения проводится резекция не одного, а двух позвонков. Такая ситуация, несомненно, требует повышенных требований к стабилизации, которая должна обеспечивать не только надёжную и жёсткую фиксацию, но и наиболее равномерное распределение нагружения на все элементы, как металлических конструкций, так и костных структур, что является необходимым условием надёжности в долгосрочной перспективе.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Оценить влияние длины ТП винтов и наличия поперечных стяжек на характер распределения нагрузки после хирургической резекции двух позвонков в зоне ГПП.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Поскольку биомеханические исследования эффективности различных вариантов стабилизации требуют всестороннего анализа для получения информации о распределении напряжений и деформации большого количества структур, как костных, так и металлических, метод конечно-элементного анализа был признан наиболее подходящим. В качестве паттерна нагружения было смоделировано одно из биомеханически наиболее неблагоприятных состояний – вращательная нагрузка.

В лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины была раз-

ражена [10]. In addition, rigid extended fixation has an increased tendency to postoperative spinal vertebral fracture [11]. On the one hand, a short fixation technique involving one level above and one below the fracture effectively provides stability while allowing for greater mobility. However, several studies have shown that this technique can result in unsatisfactory outcomes, including progressive kyphosis caused by screw extrusion or malpositioning, collapse, or fragmentation. Moreover, kyphosis can also occur due to ongoing vertebral collapse, even without damage to metallic hardware, which is a common issue with short fixation procedures [12, 13].

The TLJ area, due to inherent biomechanical properties, experiences significant amounts of stress [14]. Injuries in this region may require posterior decompression and removal of the vertebral body, followed by replacement with an implant. This complex surgery is primarily utilized for treating vertebral body burst injuries but can also be used for other types of AOSpine A and C-type injuries based on the clinical situation [15]. Managing unstable TLJ burst fracture with short segment fixation is controversial [16]. Moreover, extended TP fixation may not always result in effective fusion due to the loss of supporting structures [17], especially in situations involving extensive traumatic injury, where removing two vertebrae instead of just one might be necessary. This clinical situation requires enhanced stabilization requirements that provide reliable and rigid fixation and uniform load distribution on all elements, including metallic hardware and bone structures, necessary for long-term reliability.

PURPOSE OF THE STUDY

To investigate how the length of TP screws and the presence of crosslinks affect load distribution after surgical resection of two vertebrae in the TLJ area.

METHODS

A biomechanical analysis was conducted to understand the effectiveness of various stabilization options for bone and metallic structural elements. The finite element analysis method was the most suitable for this purpose. The rotational load was utilized as a loading pattern to model the most challenging conditions.

A study by the laboratory of the biomechanics of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology, National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv, Ukraine, was designed to develop a finite element (FE) model of a section of the thoracolumbar spine. The model consisted of vertebrae Th9-Th11 and L2-L5, with vertebrae Th12 and L1 were removed. The model also included the metallic structural elements, vertebral body replacement (VBR) implant (interbody cage), and TP fixation system. The model was created to analyze the state of the TLJ region after extensive decompressive-stabilizing surgery (Fig. 1 B) performed for AOSpine C-type vertebral injuries (Fig. 1A). The FE model is shown in Fig. 1C.

The FE model components include vertebral bodies Th9 (1), Th10 (2), Th11 (3), L2 (4), L3 (5), L4 (6), L5 (7), lower endplate of the Th11 (8), upper endplate of the L2 (9), TP screw entry point into the vertebral arch of Th10 (10), Th11 (11), L2 (12), L3 (13), screws installed in the bodies of Th10 (14), Th11 (15), L2 (16), L3 (17), crosslinks between Th10 and Th11 (18) and between L2 and

работана математическая конечно-элементная модель фрагмента грудопоясничного отдела позвоночника. Модель включала позвонки Th9-Th11, L2-L5, при этом позвонки Th12 и L1 были удалены, а также элементы металлических конструкций – межтеловую опору и систему ТП фиксации. Модель эффективно описывала состояние области ГПП после обширной декомпрессионно-стабилизирующей операции (рис. 1В), выполненной при коррекции травматических повреждений типа С (рис. 1А). Внешний вид модели показан на рис. 1С.

Для эффективного анализа были выбраны следующие контрольные точки (рис. 1В): тела позвонков Th9 (1), Th10 (2), Th11 (3), L2 (4), L3 (5), L4 (6), L5 (7), нижняя замыкательная пластина тела Th11 (8), верхняя замыкательная пластина тела L2 (9), зоны входа ТП винта в дуги Th10 (10), Th11 (11), L2 (12), L3 (13), винты в телах позвонков Th10 (14), Th11 (15), L2 (16), L3 (17), поперечные стяжки между Th10 и Th11 (18) и между L2 и L3 (19), телозамещающий имплант (20).

В ходе исследования были смоделированы 4 варианта ТП фиксации с использованием коротких винтов (монокортикальных) и длинных винтов, проходящих через переднюю поверхность тела позвонка (бикортикальных), а также с использованием двух поперечных стяжек и без них. Модели с различными вариантами ТП фиксации показаны на рис. 2.

При моделировании материал считался однородным и изотропным. В качестве конечного элемента был выбран 10-узловой тетраэдр с квадратичной аппроксимацией. Механические свойства биологических тканей (кортикальной и губчатой кости, межпозвоночных дисков) для математического моделирования были выбраны с учётом имеющихся в литературе данных [18-21]. Материал элементов эндопротеза – титан. Механические характеристики искусственных материалов были выбраны на основе технической литературы [22]. Для анализа использовались такие характеристики, как E – модуль упругости (модуль Юнга), ν – коэффициент Пуассона. Данные о механических характеристиках материалов приведены в табл. 1.

Напряжённо-деформированное состояние моделей изучалось под воздействием ротационного нагружения, для чего к позвонку Th9 был приложен крутящий момент 10 Нм [23]. Модель

L3 (19), and vertebral body replacement (VBR) implant (20) as shown in Fig. 1B.

Four different TP fixation configurations were studied. These methods involved the use of short screws (monocortical) and long screws (bicortical) that were inserted in the anterior cortex of the of the vertebral body as well as with and without two crosslinks. Fig. 2 shows the FE models for testing the different TP fixation configurations.

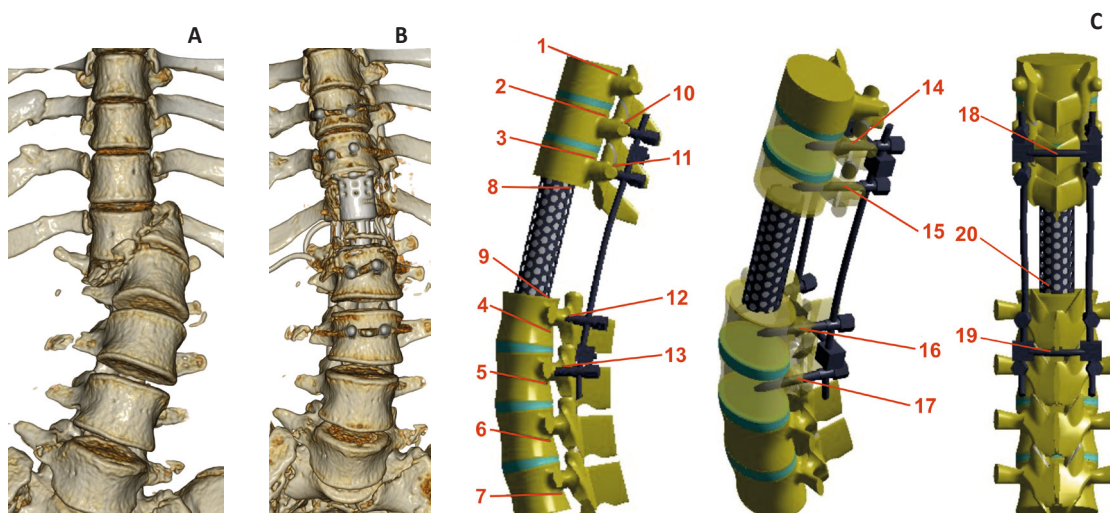
It was assumed that all models were uniform and isotropic during the modeling process. The type of element selected for mesh was a quadratic 10-node tetrahedron element. The mechanical properties of biological tissues, such as cortical and cancellous bone and intervertebral discs, were selected based on available literature data on simulation modeling [18-21]. The endoprosthesis components are constructed from titanium. The selection of synthetic materials was determined by data available in technical publications [22]. Table 1 presents data on the mechanical characteristics of the materials tested, including Young's modulus (E) and Poisson's ratio (ν).

The study examined the stress-strain state of models when subjected to rotational loading, with a 10 Nm torque applied to the body of the Th9 vertebra [23]. The model was rigidly fixed along the distal surface of the L5 vertebral disc. The finite element method was used to analyze the stress-strain state of the models. The Mises stress criterion was used to evaluate the stress status of the models [24]. The modeling was performed using the SolidWorks 2020 computer-aided design system (Dassault Systèmes Solid-Works Corp, Dassault Systèmes, S. A. Vélizy, France). The stress-strain state of the models was calculated using the CosmosM software package [25].

The study was approved by the Ethics and Bioethics Commission of the Romodanov Neurosurgery Institute National Academy of Medical Sciences, Kyiv, Ukraine (Protocol № 4 dated 09.05.2018). All patients' informed consent was obtained for processing their treatment results, and confidentiality and publication of generalized results were ensured.

Рис. 1 А – 3D-реконструкция компьютерной томографии пациента с травмой типа С области ГПП. В – состояние после декомпрессионно-стабилизирующего вмешательства. С – математическая конечно-элементная модель фрагмента грудопоясничного отдела позвоночника и схема размещения контрольных точек

Fig. 1 А – 3D reconstruction image of the thoracolumbar CT scan of a patient with AOSpine C-type vertebral injury in the TLJ region. В – 3D reconstruction image of the postoperative CT scan of the thoracolumbar spine after decompression-stabilization surgery. С – Components of FE model of the T9-L5 thoracolumbar segments



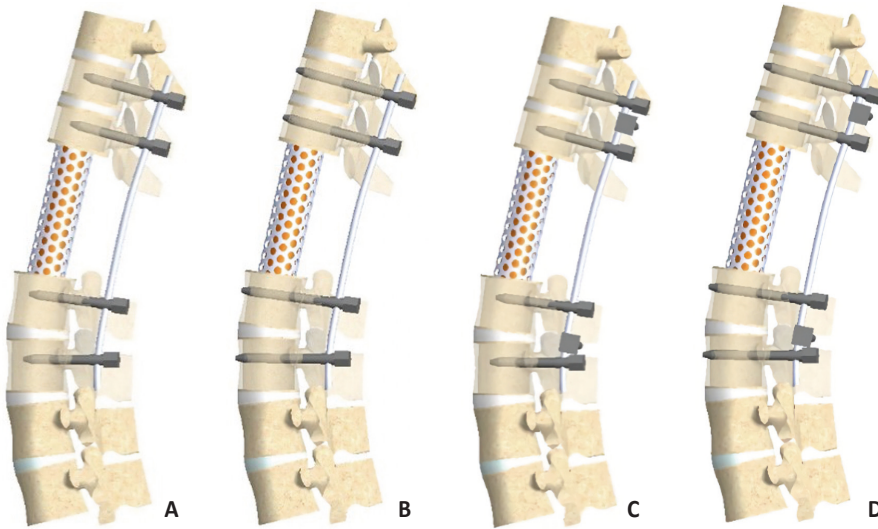


Рис. 2 Модели с различными вариантами ТП фиксации: А – короткие винты без поперечных стяжек; В – длинные винты без поперечных стяжек; С – короткие винты с поперечными стяжками; D – длинные винты с поперечными стяжками

Fig. 2 FE Models with various TP fixation options: A – short screws without crosslinks; B – long screws without crosslinks; C – short screws with crosslinks; D – long screws with crosslinks

была жёстко закреплена вдоль дистальной поверхности диска L5. Изучение напряжённо-деформированного состояния моделей осуществлялось с помощью метода конечных элементов. Напряжённое состояние моделей оценивалось по критерию напряжений фон Мизеса [24]. Моделирование проводилось с использованием системы компьютерного проектирования SolidWorks 2020 (Dassault Systèmes Solid-Works Corp, Dassault Systèmes, S. A. Vélizy, France). Расчёты напряжённо-деформированного состояния моделей проводились с использованием интегрированного в среду программного пакета CosmosM [25].

На проведение исследования получено разрешение Комиссии по этике и биоэтике Института нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины (протокол № 4 от 05.09.2018 г.). Все пациенты предоставили информированное согласие на обработку результатов лечения при условии соблюдения конфиденциальности и публикации обобщённых результатов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В модели с короткими винтами без поперечных стяжек наблюдались умеренные напряжения (рис. 3). Например, напряжения в позвонках Th9, Th10 и Th11 составляли 4,8, 3,7 и 3,6 МПа соответственно. В то же время, поясничные позвонки испытывали более высокую нагрузку с уровнями напряжений для L2, L3 и L4 в 4,6, 5,2 и 5,7 МПа соответственно. Особенно высокие напряжения наблюдались в нижней части Th11 (12,8 МПа) и верхней части L2 (22,1 МПа), соответствующие зонам контакта замыкательных пластин с межтеловой опорой. Зоны входа винтов в позвонках Th10

RESULTS

In the model with short screws without crosslinks, moderate stresses were observed (see Fig. 3). In the Th9, Th10, and Th11 vertebrae, the stress values were 4.8, 3.7, and 3.6 MPa, respectively. However, the lumbar vertebrae experienced higher stress levels, with stress values in L2, L3, and L4 of 4.6, 5.2, and 5.7 MPa, respectively. The regions with the highest stress were the lower surface of the Th11 vertebral body (12.8 MPa) and the upper surface of L2 (22.1 MPa), corresponding to the contact surface in the vertebral endplates and the intervertebral support device. The stress values of the screw entry points into the T10 and L3 vertebrae were 7.3 and 5.1 MPa, respectively, placing the highest stress on the distal fixed structures. On the other hand, the corresponding regions in T11 and L2 showed lower stress values. Regarding metallic structural elements, a significant difference in stress values was recorded around TP screws in Th10 and Th11 vertebral bodies – 64.0 and 64.1 MPa, respectively. At the same time, stress values for TP screws around L2 and L3 vertebral bodies were roughly three times lower – 24.3 and 23.1 MPa, respectively. It is essential to mention that this pattern was characteristic of the particular type of loading being studied. The maximum stress value, 70 MPa, was recorded in the intervertebral support device.

It was observed that the use of long bicortical screws without crosslinks was associated with increased stress, as shown in Fig. 4. In the vertebral bodies L2, L3, and L4, the maximum stress

Таблица 1 Механические характеристики материалов, использованных в процессе моделирования

Материал Material	Модуль упругости (E), Мпа Young modulus, E (MPa)	Коэффициент Пуассона, ν Poisson's ratio, ν
Кортикальная кость Cortical bone	10000	0.3
Губчатая кость Cancellous bone	450	0.2
Хрящ сустава Joint cartilage	10.5	0.49
Межпозвонковые диски Intervertebral discs	4.2	0.45
Титан BT-16 Titanium alloy VT16	110000	0.3

Table 1 Young modulus and Poisson's ratio of each material

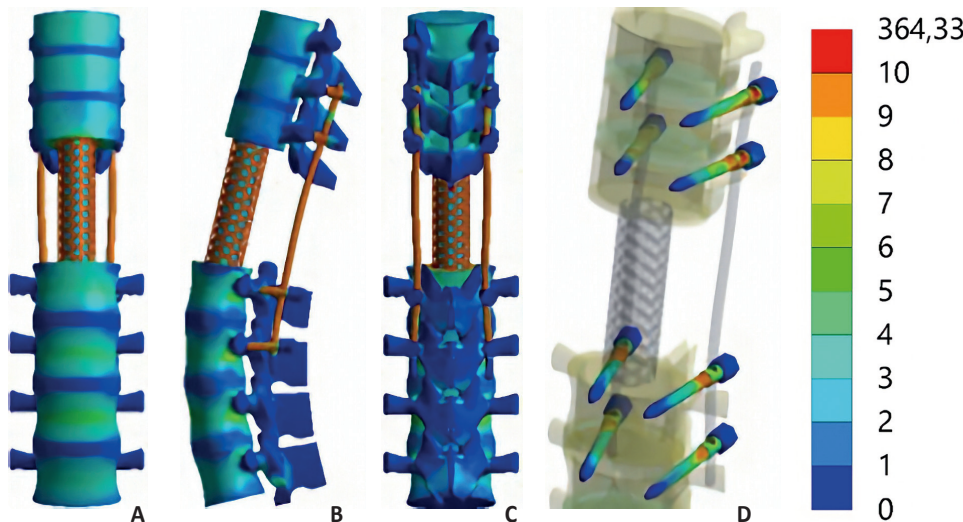


Рис. 3 Распределение напряжений в модели грудопоясничного отдела позвоночника после резекции позвонков Th12-L1 под воздействием вращательной нагрузки. ТП фиксация с короткими винтами без поперечных стяжек: А – вид спереди; В – вид сбоку; С – вид сзади; D – винты

Fig. 3 Stress distribution in the thoracolumbar spine model after resection of Th12 and L1 vertebrae under the influence of rotational load. TP fixation with short screws without crosslinks: A – anterior view; B – lateral view; C – posterior view; D – screws

и L3 испытывали напряжения 7,3 и 5,1 МПа, определяя наиболее высокую нагрузку на дистальные фиксированные структуры, тогда как соответствующие регионы в Th11 и L2 продемонстрировали более низкие значения. Что касается металлических конструкций, значительное различие в характеристиках нагрузки было отмечено на ТП винтах – 64,0 и 64,1 МПа в телах Th10 и Th11 и примерно в три раза меньше – 24,3 и 23,1 МПа для винтов в L2 и L3 соответственно. Следует отметить, что данный паттерн специфичен только для рассматриваемого вида нагружения. Максимальная нагрузка была зарегистрирована на межпозвоночной опоре, достигая 70 МПа.

Использование длинных бикортикальных винтов без поперечных стяжек привело к определённому увеличению напряжений (рис. 4). Таким образом, наиболее нагруженными были позвонки L2, L3 и L4 с зарегистрированными значениями 4,8, 5,6 и 5,8 МПа. Также отмечено незначительное увеличение нагрузки на грудные позвонки. Наиболее критичным, по нашему мнению, и биомеханически неблагоприятным является увеличение напряжения на замыкательных пластинах позвонков, контактирующих с межтеловой опорой. Полученные в рассматриваемой модели значения составили 13,3 МПа для нижней замыкательной пластины тела Th11 и 22,5 МПа – для верхней тела L2. В то же время наблюдалось увеличение нагрузки на ножки дуг фиксированных позвонков – точки входа винтов, с наибольшими значениями для Th10 и L2 в 7,5 МПа и 6,4 МПа соответственно. Использование бикортикальных винтов характеризуется увеличенной нагрузкой и на металлические конструкции. Так, винты в телах Th10 и Th11 де-

was observed with recorded stress values of 4.8, 5.6, and 5.8 MPa, respectively. There was also a slight increase in the stress value in the thoracic vertebrae. The increase in stress in the contact area between the vertebral endplates and the interbody support device was deemed critical and unfavorable from a biomechanical perspective. The stress values obtained in this model for the lower endplate of the vertebral body Th11 and the upper endplate of the vertebral body of L2 were 13.3 MPa and 22.5 MPa, respectively. Additionally, the stress analysis of the area of the screw entry into the pedicle of the arch of the fixed vertebrae revealed an increase in the stress with the stress values recorded for Th10 and L2 of 7.5 MPa and 6.4 MPa, respectively. The use of bicortical screws results in increased stress on metallic structural elements. The maximum stress was observed around the screws in vertebral bodies of Th10 and Th11, with stress values of 67.3 and 66.3 MPa, respectively. However, the stress around the screws installed in the lumbar vertebrae was significantly less. The stress on the interbody device was also higher than in the previous model, with the stress value reaching 73.5 MPa.

A TP fixation system that includes crosslinks and short monocortical screws can help reduce stress in all components of the model. As shown in Fig. 5, stress values decreased in vertebral bodies of the Th10 and Th11 to 3.5 and 3.3 MPa, respectively. While in vertebral bodies of the L2, L3, and L4, stress values decreased to 4.0, 4.7, and 5.5 MPa, respectively. The stress anal-

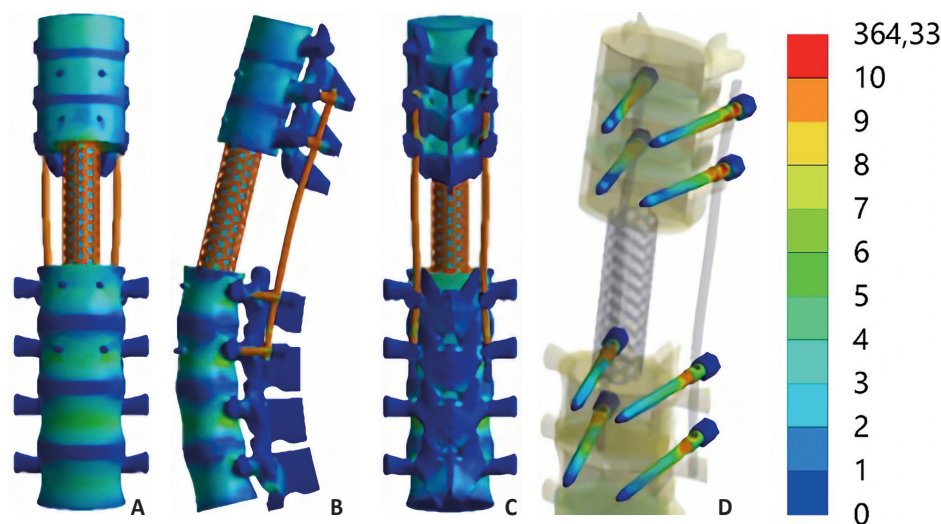


Рис. 4 Распределение напряжений в модели грудопоясничного отдела позвоночника после резекции позвонков Th12-L1 под воздействием вращательной нагрузки. ТП фиксация с длинными бикортикальными винтами без поперечных стяжек: А – вид спереди; В – вид сбоку; С – вид сзади; D – винты

Fig. 4 Stress distribution in the thoracolumbar spine model after resection of Th12 and L1 vertebrae under the influence of rotational load. TP fixation with long bicortical screws without crosslinks: A – anterior view; B – lateral view; C – posterior view; D – screws

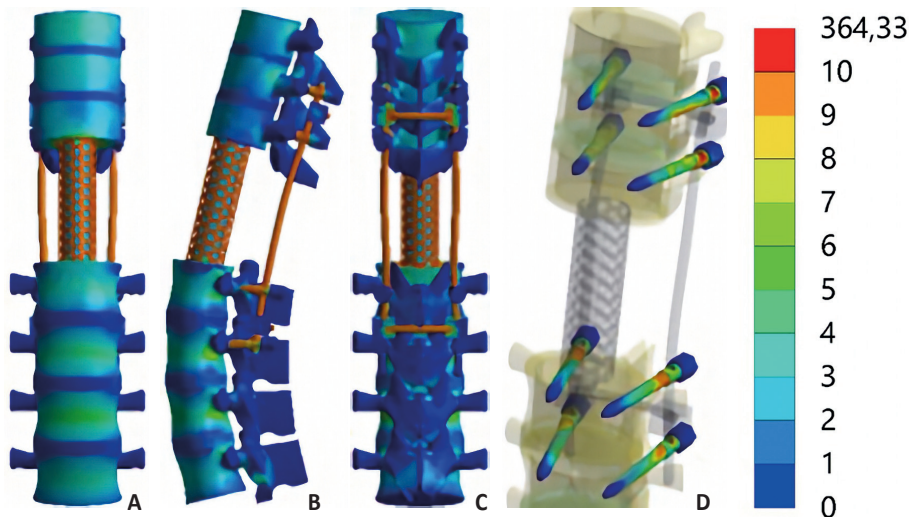


Рис. 5 Распределение напряжений в модели груднопоясничного отдела позвоночника после резекции позвонков Th12-L1 под воздействием вращательной нагрузки. ТП фиксация с короткими винтами и поперечными стяжками: А – вид спереди; В – вид сбоку; С – вид сзади; D – винты

Fig. 5 Stress distribution in the thoracolumbar spine model after resection of Th12 and L1 vertebrae under the influence of rotational load. TP fixation with short screws and crosslinks: A – anterior view; B – lateral view; C – posterior view; D – screws

монстрировали максимальные значения для всего эксперимента – 67,3 и 66,3 МПа соответственно. Нагрузка на винты, установленные в поясничных позвонках, была значительно меньше. Нагрузка на межпозвоночную опору по сравнению с предыдущей моделью

Использование системы ТП стабилизации, включая поперечные стяжки и короткие монокортикальные винты, уменьшает напряжения во всех контрольных точках (рис. 5). Например, напряжения в позвонках Th10 и Th11 снизились до 3,5 и 3,3 МПа, а в L2, L3 и L4 до 4,0, 4,7 и 5,5 МПа соответственно. Зоны входа винтов в позвонках Th10 и Th11 испытывали напряжения 7,1 и 2,1 МПа. Межтеловая опора испытывала напряжение 60,0 МПа, что значительно ниже, чем в моделях без поперечных стяжек. Кроме того, ТП винты также характеризовались сниженной нагрузкой – наиболее нагруженные в телах Th10 и Th11 показали значения 51,8 и 53,0 МПа соответственно.

Использование длинных винтов с поперечными стяжками не показало значительных биомеханических преимуществ при вращательной нагрузке по сравнению с использованием коротких винтов (рис. 6). Так, напряжения как в грудных, так и в поясничных позвонках были практически идентичны предыдущей модели, в то время как зона контакта костной ткани с межтеловой опорой была несколько более нагружена. Значения для замыкательных пластин позвонков Th11 и L2 составили 12,3 и 18,8 МПа соответственно. Зоны входа винтов в позвонки Th10 и Th11 испытали напряжения 7,2 и 3,6 МПа, тогда как для винтов L1 и L2 эти значения составили 21,6 и 24,3 МПа, что, в целом, немного выше, чем при

ysis of the area of the screw entry in vertebral bodies of the T10 and T11 showed stress values of 7.1 and 2.1 MPa, respectively. Models with the interbody device and crosslinks showed a stress value of 60.0 MPa, much lower than those without transverse reinforcements. Additionally, the TP screws experienced reduced stress, with the maximum stress observed around screws in vertebral bodies of the Th10 and Th11, with stress values of 51.8 and 53.0 MPa, respectively.

From a biomechanical standpoint, long screws with crosslinks performed similarly to short screws under rotational loading stress (Fig. 6). Thus, the stress values in the thoracic and lumbar vertebrae were almost the same as in the previous model, with slightly more stress on the contact area between the bone tissue and the interbody support. Stress values for the T11 and L2 vertebral endplates were 12.3 and 18.8 MPa, respectively. The stress analysis of the area of the screw entry in vertebral bodies of the T10 and T11 showed stress values of 7.2 and 3.6 MPa, respectively. At the same time, stress values in the area of screws in vertebral bodies of the L1 and L2 were 21.6 and 24.3 MPa, respectively. The values were slightly higher than when using monocortical screws. Of the structural elements, the maximum stress was recorded in the area around TP screws in vertebral bodies of the Th10 and Th11, with stress values of 63.6 and 58.3 MPa, respectively.

A comparative analysis was conducted on various models, with the following outcomes:

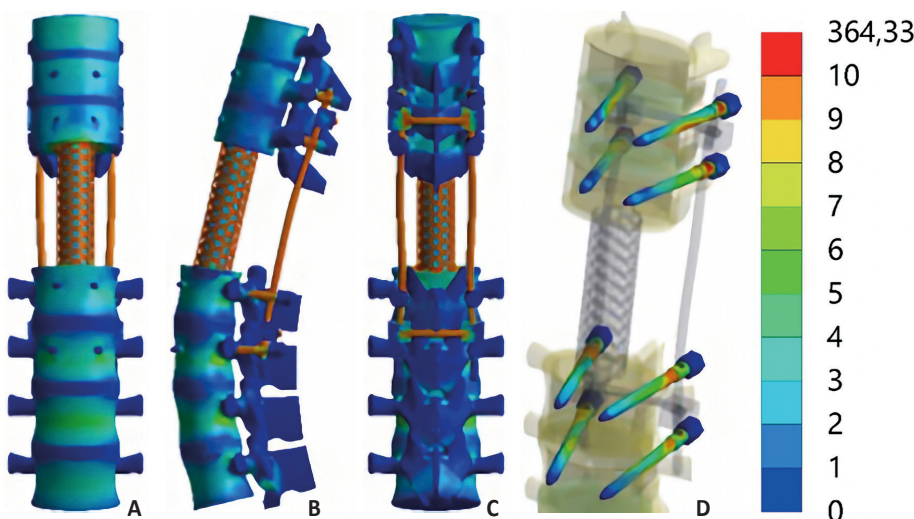


Рис. 6 Распределение напряжений в модели груднопоясничного отдела позвоночника после резекции позвонков Th12-L1 под воздействием вращательной нагрузки. ТП фиксация с длинными винтами и поперечными стяжками: А – вид спереди; В – вид сбоку; С – вид сзади; D – винты

Fig. 6 Stress distribution in the thoracolumbar spine model after resection of Th12 and L1 vertebrae under the influence of rotational load. TP fixation with long screws and crosslinks: A – anterior view; B – lateral view; C – posterior view; D – screws

использовании монокортикальных винтов. Напряжения в металлических конструкциях на наиболее нагруженных ТП винтах в позвонках Th10 и Th11 составили 63,6 и 58,3 МПа соответственно.

Сравнительный анализ моделей показывает следующее:

- При переходе от коротких винтов без поперечных стяжек к длинным винтам без поперечных стяжек при моделировании вращательной нагрузки, напряжения в позвонках увеличиваются в среднем на 0,2-0,4 МПа. Например, напряжение в Th10 увеличивается с 3,7 до 3,9 МПа, а в Th11 с 3,6 до 4,1 МПа. Напряжения в металлических конструкциях увеличиваются более значительно, примерно на 3 МПа.

- Добавление поперечных стяжек к коротким винтам снижает напряжения в среднем на 2-4 МПа по сравнению с короткими винтами без поперечных стяжек. Таким образом, напряжение в Th10 снижается с 3,7 до 3,5 МПа, а в Th11 с 3,6 до 3,3 МПа. В металлических конструкциях снижение напряжений еще более заметно, на уровне 4,0-5,0 МПа.

- Использование длинных винтов с поперечными стяжками не демонстрирует значительных преимуществ по сравнению с короткими винтами с поперечными стяжками. Например, напряжение в Th10 остается примерно на том же уровне (3,5 МПа), в то время как на большинстве контрольных точек регистрируется определенное увеличение напряжения, что более заметно при анализе значений, зарегистрированных на металлических конструкциях.

Детальные результаты проведенного математического анализа представлены в табл. 2.

- When simulating a rotational load, using long screws without crosslinks instead of short screws without crosslinks causes an average increase of 0.2-0.4 MPa in the stresses in the vertebrae. Thus, the stress in the Th10 and the Th11 vertebral bodies increases from 3.7 to 3.9 MPa and 3.6 to 4.1 MPa, respectively. The stresses in metallic structural elements increased significantly by about 3 MPa.

- Adding crosslinks to short screws reduces stresses by an average of 2-4 MPa compared to short screws without crosslinks. Thus, the stress in Th10 and Th11 vertebral bodies decreases from 3.7 to 3.5 MPa and 3.6 to 3.3 MPa, respectively. In metallic structural elements, the stress reduction is even more significant at 4.0-5.0 MPa.

- The use of long screws with crosslinks does not provide significant advantages over short screws with crosslinks. Thus, the stress in the vertebral body of Th10 remains approximately at the same level, with a stress value of 3.5 MPa. At the same time, stress increases are recorded at most components, which is more noticeable in metallic structural elements.

Additional information on the mathematical analysis can be found in Table 2.

DISCUSSION

Biomechanical studies are a crucial aspect of understanding the anatomy, function, and strength of the human skeleton. When studying the biomechanics of the spine, researchers can

Таблица 2 Значения напряжений в моделях фрагмента грудногопоясничного отдела позвоночника после резекции позвонков Th12-L1 при различных вариантах ТП фиксации под воздействием вращательной нагрузки

Контрольные точки		Напряжение, МПа			
		Без поперечных стяжек		С поперечными стяжками	
№	Область	КВ	ДВ	КВ	ДВ
1	Тело позвонка Th9	4,8	4,8	4,8	4,8
2	Тело позвонка Th10	3,7	3,9	3,5	3,5
3	Тело позвонка Th11	3,6	4,1	3,3	3,7
4	Тело позвонка L2	4,6	4,8	4,0	4,3
5	Тело позвонка L3	5,2	5,6	4,7	4,7
6	Тело позвонка L4	5,7	5,8	5,5	5,6
7	Тело позвонка L5	4,6	4,7	4,3	4,5
8	Нижняя часть тела позвонка Th11	12,8	13,3	12,0	12,3
9	Верхняя часть тела позвонка L2	22,1	22,5	18,3	18,8
10	Зона входа винтов в дугу позвонка Th10	7,3	7,5	7,1	7,2
11	Зона входа винтов в дугу позвонка Th11	3,7	5,3	2,1	3,6
12	Зона входа винтов в дугу позвонка L2	4,7	6,4	4,1	5,3
13	Зона входа винтов в дугу позвонка L3	5,1	4,6	4,1	3,5
14	Винты в теле позвонка Th10	64,0	67,3	51,8	63,6
15	Винты в теле позвонка Th11	64,1	66,3	53,0	58,3
16	Винты в теле позвонка L2	24,3	23,5	20,1	21,6
17	Винты в теле позвонка L3	23,1	25,8	21,4	24,3
18	Поперечные стяжки между Th10 и Th11	–	–	14,3	14,5
19	Поперечные стяжки L2 и L3	–	–	14,8	15,6
20	Межтеловая опора	70,0	73,5	60,0	64,0

Примечание: КВ – короткие винты; ДВ – длинные винты

Table 2 Rotational stress in thoracolumbar spine models following Th12 vertebrae resection with different variants of TP fixation

Model component		Stress, MPa			
		Model without crosslinks		Model with crosslinks	
No.	Area	SS	LS	SS	LS
1	Th9 vertebral body	4.8	4.8	4.8	4.8
2	Th10 vertebral body	3.7	3.9	3.5	3.5
3	Th11 vertebral body	3.6	4.1	3.3	3.7
4	L2 vertebral body	4.6	4.8	4.0	4.3
5	L3 vertebral body	5.2	5.6	4.7	4.7
6	L4 vertebral body	5.7	5.8	5.5	5.6
7	L5 vertebral body	4.6	4.7	4.3	4.5
8	The lower endplate of the Th11 vertebral body	12.8	13.3	12.0	12.3
9	The upper endplate of the L2 vertebral body	22.1	22.5	18.3	18.8
10	Screw entry area into the Th10 vertebral arch	7.3	7.5	7.1	7.2
11	Screw entry area into the Th11 vertebral arch	3.7	5.3	2.1	3.6
12	Screw entry area into the L2 vertebral arch	4.7	6.4	4.1	5.3
13	Screw entry area into the L3 vertebral arch	5.1	4.6	4.1	3.5
14	Screws in the Th10 vertebral body	64.0	67.3	51.8	63.6
15	Screws in the Th11 vertebral body	64.1	66.3	53.0	58.3
16	Screws in the L2 vertebral body	24.3	23.5	20.1	21.6
17	Screws in the L3 vertebral body	23.1	25.8	21.4	24.3
18	Crosslinks between the screws in the Th10 and Th11 vertebral bodies	–	–	14.3	14.5
19	Crosslinks between the screws in the L2 and L3 vertebral bodies	–	–	14.8	15.6
20	Interbody support	70.0	73.5	60.0	64.0

Note: abbreviation SS denotes short screws; whereas abbreviation LS denotes long screws

ОБСУЖДЕНИЕ

Биомеханические исследования являются неотъемлемой и необходимой частью изучения анатомических, функциональных и прочностных свойств элементов человеческого скелета. Исследования биомеханики позвоночника позволяют понять нормальное состояние и характеристики различных элементов позвоночно-двигательного сегмента, степень нарушения в анатомических структурах и их функций, изменения в сегментах, возникающих в результате травматического воздействия, особенности замещающих элементов, а также обосновывают применение различных методов лечения и имплантируемых материалов [26]. При выборе оптимальных конструкций, методов фиксации и техник спондилодеза эти исследования могут быть фундаментальными для разрешения спорных вопросов, возникающих как в научных исследованиях, так и в клинической практике спинальной хирургии, особенно в наиболее уязвимой области позвоночника – ГПП [27].

В настоящее время используется широкий спектр биомеханических исследований, среди которых можно выделить экспериментальные биомеханические исследования на анатомических образцах человека и лабораторных животных, включая имплантацию протезов тела позвонка и диска [28]. Всё чаще эти методы заменяются более современными методами, не требующими экспериментов на животных или анатомических образцах [29].

К таким относятся биомеханические исследования физических моделей, изучение биомеханических свойств позвоночно-двигательных сегментов после установки металлоконструкций с применением стереофотограмметрии на основе радиограмм

gain insights into the normal state and characteristics of various components of the spinal motion segment and the degree of disruption in anatomical structures and their functions. These studies also help to identify changes in segments caused by traumatic effects and features of replacement elements, and they can be used to choose appropriate treatment methods and implanted materials [26]. By employing optimal designs, fixation methods, and spinal fusion techniques, these studies can help resolve controversial issues that arise in both scientific research and clinical practice of spinal surgery, especially in vulnerable areas of the spine, specifically TLJ [27].

Although a wide range of biomechanical studies is currently used, among which are experimental biomechanical studies on anatomical samples of humans and laboratory animals, including implantation of vertebral bodies and prosthetic disc replacement [28], contemporary methods not requiring experiments on animals or anatomical specimens are largely supplanting them [29].

These include biomechanical studies of physical models and the biomechanical properties of spinal motion segments after installing metallic structures using stereophotogrammetry based on patient radiograms. Recently, a focus has been on analyzing biomechanical parameters through three-dimensional reconstruction on computed tomography [30]. The most frequently used method is mathematical modeling, particularly the finite element method (FEM). The finite element method is a choice for mathematical modeling. Research on the biomechanical features of the spine through the finite element method commenced in

пациентов. В последние годы уделяется внимание изучению биомеханических показателей с использованием трёхмерной реконструкции на компьютерной томографии [30]. Метод математического моделирования в последнее время стал наиболее часто применяемым, и интерес к этому методу исследования растёт во всём мире. Одним из вариантов математического моделирования является метод конечных элементов. Экспериментальные исследования биомеханических характеристик позвоночника методом конечных элементов начались в 1973 году. В последующие годы этот метод широко использовался при изучении поясничного отдела позвоночника, других частей опорно-двигательного аппарата и изучении прочностных свойств имплантатов [31].

В то же время, следует отметить, что, несмотря на кажущиеся преимущества, метод конечных элементов имеет определённые ограничения. Это особенно актуально при анализе позвоночника, структура которого сложна как с морфологической, так и с функциональной точки зрения. По сути, анализ методом конечных элементов всегда включает в себя определённую степень аппроксимации и упрощения, поскольку невозможно детально воссоздать все элементы связочного аппарата позвоночника и рассчитать влияние всех мышечных структур, несмотря на значительные достижения в науке и технологии [32]. Кроме того, было показано, что чрезмерная детализация конечно-элементных моделей значительно усложняет выявление биомеханических различий, анализ которых фактически и является основной задачей моделирования.

Указанные особенности приводят к тому, что при сравнении результатов с данными других исследователей, которые, очевидно, использовали свои собственные модели для анализа, обсуждение скорее касается сравнения паттернов распределения напряжений, чем сравнения числовых показателей как таковых. Анализ литературы демонстрирует, что вращательная нагрузка относительно мало изучена в отношении стабилизированного позвоночника. Этот факт, по-видимому, связан с предположением, что любая качественно проведённая декомпрессионно-стабилизирующая операция подразумевает формирование вторично стабильного спондилодеза, в конечном итоге несущего основную нагрузку [33, 34]. До этого момента предполагается ношение корсета или использование других методов иммобилизации. Тем не менее, для всесторонней оценки эффективности стабилизации с использованием различных вариантов ТП фиксации мы считали целесообразным проанализировать вращательную нагрузку. Наши данные в целом согласуются с результатами других исследователей. Отмечается, что вращательные нагрузки вызывают образование максимального напряжения на элементах телозамещающих конструкций и костных структурах, контактирующих с ней [35]. Этот факт объясняет пролапс межтеловой опоры в тела позвонков, смежных с резецированным, и имеет значительное клиническое значение. Очевидно, что в некоторых случаях неудача стабилизации после операции с удалением травматически разрушенных как задних, так и передних опорных столбов позвоночника объясняется установкой межтелового имплантата, опирающегося на слегка повреждённую концевую пластину, например, в случаях травм L1:A4 (Th12:A1).

В то же время, наши предыдущие исследования показывают, что по сравнению с резекцией одного позвонка, двухуровневая корпэктомия не имеет критических биомеханических недостатков [36]. Значительное увеличение нагрузки отмечается только на винтах Th10 и Th11, и их пиковые показатели нагрузки находятся в пределах расчётной механической прочности. Очевидно, такие данные могут повлиять на общие тактику и стратегию хирургиче-

1973. In the following years, this technique became popular for examining the lumbar spine and other areas of the musculoskeletal system and evaluating implant durability [31].

However, this method has limitations, especially when analyzing a complex structure like the spine. Essentially, finite element analysis involves some level of approximation and simplification because it is not feasible to accurately model every element of the spine's ligamentous structure and assess the influence of all muscle structures, even with advancements in science and technology [32]. Moreover, research has indicated that excessive detail in finite element models significantly complicates the identification of biomechanical differences, the analysis of which is, in fact, the main objective of modeling.

These features often result in the discussion focusing more on comparing stress distribution patterns rather than numerical indicators when comparing the results to those of researchers who used their models for analysis. A literature review reveals that rotational loading has been underexplored in the context of the stabilized spine. Appropriately performed decompression-stabilization surgery outcomes are expected to involve stable spinal fusion formation, which ultimately bears the main load [33, 34]. Until this point, it is expected to wear an orthopedic corset or use other immobilization methods. Nonetheless, for a comprehensive assessment of the effectiveness of stabilization through different methods of TP fixation, we deemed it necessary to examine the rotational load. Our data align closely with findings from other researchers. Rotational loads cause maximum stress on the contact area between vertebral body replacement (VBR) implant elements and bone structures [35]. This fact explains the clinically significant prolapse of the interbody support into the vertebral bodies adjacent to the resected one. Thus, the reason for the unsuccessful stabilization after surgery involving the removal of severely damaged posterior and anterior columns of the spine can be explained by the installation of an interbody implant resting on a slightly damaged end plate, for example, in cases of L1:A4 injuries (Th12:A1).

Our previous studies show that a two-level corpectomy does not have critical biomechanical disadvantages compared with resection of a single vertebra [36]. A substantial increase in stress is observed only in the area of screws in the vertebral bodies of Th10 and Th11. However, their maximum stress peak values are still within the range of the calculated mechanical strength. These data can affect the general tactics and strategy for surgical correction of traumatic injuries in the TLJ area but require further comprehensive analysis.

CONCLUSION

The effectiveness of different methods of spinal fixation was evaluated using a spinal model. The focus was evaluating how the load is distributed on different spinal motion segments and metallic structural elements. The research showed that models with short and long screws, with or without crosslinks, had different stress distributions. Short screws without crosslinks produced moderate stress, with noticeable peaks in some areas. On the other hand, long screws without crosslinks caused a slight increase in overall stress, especially in the screw entry point areas. The use of crosslinks serving as effective transverse reinforcements, regardless of screw length, significantly reduced the stress

ской коррекции травматических повреждений в зоне ГПП, но требуют дальнейшего всестороннего анализа.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведена оценка биомеханической эффективности различных методов фиксации с использованием модели позвоночника, при этом основное внимание уделялось распределению нагрузки на различные элементы задействованных позвоночно-двигательных сегментов и металлоконструкции. Установлено, что модели, как с короткими, так и с длинными винтами в комбинации с поперечными стяжками либо без них, демонстрируют определённые различия в распределения напряжений. Короткие винты без поперечных стяжек определяют умеренные уровни напряжений с заметными пиками в определённых участках. В то же время, длинные винты без поперечных стяжек вызывают незначительное увеличение общего напряжения, особенно в самих винтах. Включение поперечных стяжек, независимо от длины винта, значительно снижает напряжение по всей модели, подчёркивая биомеханическое преимущество этой конфигурации в уменьшении напряжения в позвонках и металлических конструкциях. Полученные результаты демонстрируют специфику биомеханики стабилизированного позвоночника, предоставляя важные сведения для оптимизации хирургических подходов с целью повышения стабильности и снижения механического напряжения.

throughout the model. This highlighted the biomechanical advantage of transverse reinforcements in reducing stress in the vertebral bony and metallic structures. The results provide essential information for improving surgical approaches to enhance stability and decrease mechanical stress in the stabilized spine.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Sharif S, Shaikh Y, Yaman O, Zileli M. Surgical techniques for thoracolumbar spine fractures: WFNS Spine Committee Recommendations. *Neurosurg.* 2021;18(4):667-80. <https://doi.org/10.14245/ns.2142206.253>
- Zhu Q, Shi F, Cai W, Bai J, Fan J, Yang H. Comparison of anterior versus posterior approach in the treatment of thoracolumbar fractures: A systematic review. *International Surgery.* 2015;100(6):1124-33. <https://doi.org/10.9738/INTSURG-D-14-00135.1>
- Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E, van der Tweel I, Verbout AJ, Dhert WJ, et al. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: A systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(7):803-14. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000116990.31984.a9>
- Leucht P, Fischer K, Muhr G, Mueller EJ. Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury.* 2009;40(2):166-72. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040>
- Oliver M, Inaba K, Tang A, Branco BC, Barmmparas G, Schnuriger B, et al. The changing epidemiology of spinal trauma: A 13-year review from a Level I trauma centre. *Injury.* 2012;43(8):1296-300. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.04.021>
- Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, Dvorak M, Schnake K, Bellabarba C, et al. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: Fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013;38(23):2028-37. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a8a381>
- Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;203:7-17.
- Altay M, Ozkurt B, Aktekin CN, Ozturk AM, Dogan O, Tabak AY. Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation in magerl type a fractures. *Eur Spine J.* 2007;16(8):1145-55. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0310-5>
- Muller U, Berlemann U, Sledge J, Schwarzenbach O. Treatment of thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit by indirect reduction and posterior instrumentation: Bisegmental stabilization with mon-osegmental fusion. *Eur Spine J.* 1999;8(4):284-9. <https://doi.org/10.1007/s005860050175>
- Ugras AA, Akyildiz MF, Yilmaz M, Sungur I, Cetinus E. Is it possible to save one lumbar segment in the treatment of thoracolumbar fractures? *Acta Orthopaedica Belgica.* 2012;78(1):87-93.
- Xu HZ, Wang XY, Chi YL, Zhu QA, Lin Y, Huang QS, et al. Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(4):330-6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.004>
- Aly TA. Short segment versus long segment pedicle screws fixation in management of thoracolumbar burst fractures: Meta-analysis. *Asian Spine J.* 2017;11(1):150-60. <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.1.150>
- Alimohammadi E, Bagheri SR, Joseph B, Sharifi H, Shokri B, Khodadadi L. Analysis of factors associated with the failure of treatment in thoracolumbar burst fractures treated with short-segment posterior spinal fixation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2023;18(1):690. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04190-w>
- Fradet L, Petit Y, Wagnac E, Aubin CE, Arnoux PJ. Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing.* 2014;52(1):87-94. <https://doi.org/10.1007/s11517-013-1124-8>
- Verheyden AP, Spiegl UJ, Ekkerlein H, Gercek E, Hauck S, Josten C, et al. Treatment of fractures of the thoracolumbar spine: Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Global Spine J.* 2018;8(2 Suppl):34S-45S. <https://doi.org/10.1177/2192568218771668>
- Akay KM, Baysefer A, Kayali H, Beduk A, Timurkaynak E. Fracture and lateral dislocation of the T12-L1 vertebrae without neurological deficit – case report. *Neurol Med Chir (Tokyo).* 2003;43(5):267-70. <https://doi.org/10.2176/nmc.43.267>
- Matsuzaki H, Tokuhashi Y, Matsumoto F, Hoshino M, Kiuchi T, Toriya-ma S. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 1990;15(11):1159-65. <https://doi.org/10.1097/00007632-199011010-00014>
- Cowin SC. *Bone mechanics handbook. 2nd ed.* Boca Raton, USA: CRC Press; 2001. 980 p.
- Boccaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of fracture healing: Basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics. In: Klika V, editor. *Theoretical Biomechanics.* United Kingdom: IntechOpen; 2011. p. 21-48.
- Nekhlopochny A, Nekhlopochny S, Karpinsky M, Shvets A, Karpinskaya E, Yaresko A. Mathematical analysis and optimization of design characteristics of stabilizing vertebral body replacing systems for subaxial cervical fusion using the

- finite element method. *Hirurgiâ pozvonočnika*. 2017;14(1):37-45. <https://doi.org/10.14531/ss2017.1.37-45>
21. Radchenko VA, Kutsenko VA, Popov AI, Karpinskiy MY, Karpinska OD. Modeling the variants of transpedicular fixation of the thoracic spine in the rejection of one-three vertebrae. *Trauma*. 2022;18(5):95-102. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114125>
 22. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(1):30-42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>
 23. Bruno AG, Burkhart K, Allaire B, Anderson DE, Bouxsein ML. Spinal loading patterns from biomechanical modeling explain the high incidence of vertebral fractures in the thoracolumbar region. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2017;32(6):1282-90. <https://doi.org/10.1002/jbmr.3113>
 24. Kurowski PM. *Engineering analysis with COSMOSWorks 2007*. USA: SDC Publications; 2007. 263 p.
 25. Rao SS. *The finite element method in engineering*. Netherlands: Elsevier Science; 2005. 663 p.
 26. Goel VK, Gilbertson LG. Basic science of spinal instrumentation. *Clin Orthop Relat Res*. 1997(335):10-31.
 27. Margulies JY, Thampy SP, Bitan FD, Cora DC. Practical biomechanical considerations for spine implant testing. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 1999;64(3):347-64.
 28. Huang P, Gupta MC, Sarigul-Klijin N, Hazelwood S. Two in vivo surgical approaches for lumbar corpectomy using allograft and a metallic implant: A controlled clinical and biomechanical study. *Spine J*. 2006;6(6):648-58. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2006.04.028>
 29. La Barbera L, Ottardi C, Villa T. Comparative analysis of international standards for the fatigue testing of posterior spinal fixation systems: The importance of preload in ISO 12189. *Spine J*. 2015;15(10):2290-6. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2015.07.461>
 30. Sangondimath G, Sen RK, T FR. DEXA and imaging in osteoporosis. *Indian J Orthop*. 2023;57(Suppl 1):82-93. <https://doi.org/10.1007/s43465-023-01059-2>
 31. Yoganandan N, Myklebust JB, Ray G, Sances A, Jr. Mathematical and finite element analysis of spine injuries. *Crit Rev Biomed Eng*. 1987;15(1):29-93.
 32. Wang MC, Kiapour A, Massaad E, Shin JH, Yoganandan N. A guide to finite element analysis models of the spine for clinicians. *J Neurosurg Spine*. 2024;40(1):38-44. <https://doi.org/10.3171/2023.7.SPINE23164>
 33. Ko S, Jung S, Song S, Kim J-Y, Kwon J. Long-term follow-up results in patients with thoracolumbar unstable burst fracture treated with temporary posterior instrumentation without fusion and implant removal surgery: Follow-up results for at least 10 years. *Medicine*. 2020;99(16).
 34. Dai LY, Jiang SD, Wang XY, Jiang LS. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol*. 2007;67(3):221-31; discussion 231. <https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.08.081>
 35. Han Y, Wang X, Wu J, Xu H, Zhang Z, Li K, et al. Biomechanical finite element analysis of vertebral column resection and posterior unilateral vertebral resection and reconstruction osteotomy. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2021;16(1):88. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02237-4>
 36. Nekhlopochyn OS, Verbov VV, Cheshuk IV, Karpinsky MY, Yaresko OV. Biomechanical characteristics of thoracolumbar junction under rotational loading after decompression-stabilization surgery. *Bulletin of Problems Bi-ology and Medicine*. 2023;1(3). <https://doi.org/10.29254/2077-4214-2023-3-170-233-244>

И СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Нехлопочин Алексей Сергеевич, MD, PhD, старший научный сотрудник отдела спинальной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины
 Researcher ID: P-3103-2017
 Scopus ID: 57221505431
 ORCID ID: 0000-0002-1180-6881
 E-mail: alexeyns@gmail.com

Вербов Вадим Витальевич, кандидат медицинских наук, нейрохирург отделения восстановительной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины
 ORCID ID: 0000-0002-3074-9915
 E-mail: v.verbov@gmail.com

Чешук Евгений Валериевич, нейрохирург отделения восстановительной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины
 ORCID ID: 0000-0002-8063-2141
 E-mail: evcheshuk@gmail.com

Вороди Милан Вадимович, нейрохирург отделения восстановительной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины
 ORCID ID: 0000-0001-5099-4603
 E-mail: milanfanmj@gmail.com

Карпинский Михаил Юрьевич, кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник лаборатории биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины
 Scopus ID: 35292430800
 ORCID: 0000-0002-3004-2610
 E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Яреско Александр Васильевич, младший научный сотрудник лаборатории биомеханики, Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины
 ORCID ID: 0000-0002-2037-5964
 E-mail: avyresko@gmail.com

И AUTHORS' INFORMATION

Nekhlopochyn Oleksii Sergeevich, MD, PhD, Senior Researcher, Department of Spinal Neurosurgery, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine
 Researcher ID: P-3103-2017
 Scopus ID: 57221505431
 ORCID ID: 0000-0002-1180-6881
 E-mail: alexeyns@gmail.com

Verbov Vadim Vitalievich, MD, PhD, Neurosurgeon of Restorative Neurosurgery Department, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine
 ORCID ID: 0000-0002-3074-9915
 E-mail: v.verbov@gmail.com

Cheshuk Ievgen Valerievich, MD, Neurosurgeon of Restorative Neurosurgery Department, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine
 ORCID ID: 0000-0002-8063-2141
 E-mail: evcheshuk@gmail.com

Vorodi Milan Vadimovich, MD, Neurosurgeon of Restorative Neurosurgery Department, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine
 ORCID ID: 0000-0001-5099-4603
 E-mail: milanfanmj@gmail.com

Karpinsky Mykhailo Yurievich, MD, PhD, Senior Researcher, Laboratory of Biomechanics, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine
 Scopus ID: 35292430800
 ORCID: 0000-0002-3004-2610
 E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Yaresko Olexander Vasilievich, MD, Junior Researcher, Laboratory of Biomechanics, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine
 ORCID ID: 0000-0002-2037-5964
 E-mail: avyresko@gmail.com

Информация об источнике поддержки в виде грантов, оборудования, лекарственных препаратов

Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей лекарственных препаратов и медицинского оборудования авторы не получали

Конфликт интересов: отсутствует

✉ АДРЕС ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:

Нехлопочин Алексей Сергеевич, MD, PhD

старший научный сотрудник отдела спинальной нейрохирургии, Институт нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова НАМН Украины

04050, Украина, г. Киев, ул. Платона Майбороды, 32

E-mail: alexeyns@gmail.com

Тел.: +38 (095) 0330448

Information about support in the form of grants, equipment, medications

The authors did not receive financial support from manufacturers of medicines and medical equipment

Conflicts of interest: The authors have no conflicts of interest

✉ ADDRESS FOR CORRESPONDENCE:

Nekhlopchyn Oleksii Sergeevich, MD, PhD

Senior Researcher, Department of Spinal Neurosurgery, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine

04050, Ukraine, Kyiv, Platon Maiborody str., 32

E-mail: alexeyns@gmail.com

Tel.: +38 (095) 0330448

ВКЛАД АВТОРОВ

Разработка концепции и дизайна исследования: НАС

Сбор материала: ВВВ, ЧЕВ, ВМВ

Статистическая обработка данных: ЧЕВ, ВМВ, КМЮ, ЯАВ

Анализ полученных данных: НАС, ВВВ, КМЮ, ЯАВ

Подготовка текста: ВВВ, ЧЕВ, ВМВ

Редактирование: НАС

Общая ответственность: НАС

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conception and design: NOS

Data collection: VVV, ChIV, VMV

Statistical analysis: ChIV, VMV, KMYu, YaOV

Analysis and interpretation: NOS, VVV, KMYu, YaOV

Writing the article: VVV, ChIV, VMV

Critical revision of the article: NOS

Overall responsibility: NOS

Поступила 15.01.24

Принята в печать 30.05.24

Submitted 15.01.24

Accepted 30.05.24