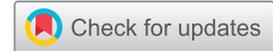


<https://doi.org/10.35401/2500-0268-2021-22-2-21-28>

© А.А. Афаунов^{1*}, К.К. Тахмазян², М.Л. Муханов¹,
И.В. Басанкин², М.Ю. Агеев²



РОТАЦИОННАЯ СТАБИЛЬНОСТЬ МЕТАЛЛОФИКСАЦИИ ПЕРЕХОДНОГО ГРУДОПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

¹ Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар, Россия

² Научно-исследовательский институт – Краевая клиническая больница № 1 им. проф. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия

✉ * А.А. Афаунов, Кубанский государственный медицинский университет, 350063, Краснодар, ул. М. Седина, 4, afaunovkr@mail.ru

Поступила в редакцию 16 сентября 2020 г. Исправлена 23 сентября 2020 г. Принята к печати 26 октября 2020 г.

Цель	Сравнить в эксперименте ротационную стабильность бисегментарной фиксации позвоночника на уровне Th12-L2 системой вентральной стабилизации и транспедикулярной системой.
Материал и методы	Изучена общая прочность, жесткость и предел упругости системы «травмированные позвоночно-двигательные сегменты Th12-L2 (ПДС) – бисегментарная вентральная стабилизация» к ротационным нагрузкам. Полученные данные сопоставлены с аналогичными показателями системы «травмированные ПДС – бисегментарный 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» и неповрежденных ПДС.
Результаты	По отношению к ротационным нагрузкам предел упругости травмированных ПДС с вентральной стабилизацией составляет 45,5%, а у транспедикулярной фиксации (ТПФ) – 41,7% от предела упругости интактных ПДС. Общая прочность Th12-L2 при вентральной стабилизации – 66,4%, у ТПФ – 80% от прочности интактных ПДС. Жесткость травмированных ПДС при вентральной стабилизации составляет 60,2%, а у ТПФ этот показатель равен 93,9% от жесткости интактных ПДС.
Заключение	Основные механические параметры вентральной стабилизации Th12-L1-L2 не имеют существенных отличий от соответствующих параметров бисегментарной ТПФ. При лечении поврежденных нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника с применением вентральной стабилизации или ТПФ для исключения вторичных смещений после операции амплитуду ротационных движений позвоночника нужно ограничить до 50% от физиологических пределов.
Ключевые слова:	позвоночник, стабильность, эксперимент, вентральная стабилизация, транспедикулярная фиксация
Цитировать:	Афаунов А.А., Тахмазян К.К., Муханов М.Л., Басанкин И.В., Агеев М.Ю. Ротационная стабильность металлофиксации переходного грудопоясничного отдела позвоночника. <i>Инновационная медицина Кубани</i> . 2021;(2):21–28. https://doi.org/10.35401/2500-0268-2021-22-2-21-28

© Asker A. Afaunov^{1*}, Karapet K. Takhmazyan², Mikhail L. Mukhanov¹,
Igor V. Basankin², Mikhail Yu. Ageyev²

ROTATIONAL STABILITY OF THORACOLUMBAR JUNCTION FIXATION SYSTEMS

¹ Kuban State Medical University, Krasnodar, Russian Federation

² Research Institute – Ochapovsky Regional Hospital no. 1, Krasnodar, Russian Federation

✉ * Asker A. Afaunov, Kuban State Medical University, 4, M. Sedina str., Krasnodar, 350063, afaunovkr@mail.ru

Received: September 16, 2020. Received in revised form: September 23, 2020. Accepted: October 26, 2020.

Objective	To compare the rotational stability of fusion constructs using bisegmental fixation of Th12-L2 vertebrae with anterior stabilization or pedicle screw fixation.
Material and Methods	The strength, rigidity and limit of elasticity in the “injured vertebral motion segments (VMS) – bisegmental anterior stabilization” system under dislocating rotational loads were estimated. The data obtained were compared with the similar characteristics of the “injured VMS – bisegmental 4-screw transpedicular metal construction” system and intact spine segments.
Results	Under rotational loads the limits of elasticity of injured spine segments of Th12-L2 with anterior stabilization and transpedicular screw fixation (TSF) is 45.5 and 41.7%, respectively, and the general strength is 66.4% and 80%, respectively, as compared with those intact VMS. Rigidity parameters of anterior-stabilized and pedicle screw fixated VMS with unstable damage of L1 are 60.2 and 93.9%, accordingly, in comparison with those intact VMS.
Conclusion	No significant differences were observed between bisegmental anterior stabilization and bisegmental pedicle screw fixation of thoracolumbar junction in terms of the key mechanical properties. When



Статья доступна по лицензии Creative Commons Attribution 4.0.

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 License.

treating patients with unstable thoracolumbar spine injuries using bisegmental anterior stabilization or transpedicular fixation with 4-screw spinal system possible rotation motion amplitude of operated segments must not exceed 50% of maximum physiological limits.

Keywords:

Cite this article as:

spine, stability, experiment, anterior stabilization, pedicle screw fixation
 Afaunov A.A., Takhmazyan K.K., Mukhanov M.L., Basankin I.V., Ageyev M.Yu. Rotational stability of thoracolumbar junction fixation systems. *Innovative Medicine of Kuban*. 2021;(2):21–28. <https://doi.org/10.35401/2500-0268-2021-22-2-21-28>

Главной задачей любой фиксирующей металлоконструкции в травматологии и ортопедии является обеспечение стабильности в зоне остеосинтеза [1]. Основные параметры, характеризующие стабильность, – прочность, жесткость и предел упругости костно-металлического блока [2, 3]. Мерой общей прочности является величина механической нагрузки, при которой происходит разрушение элементов исследуемой системы. Показатели жесткости дают представление, насколько исследуемые образцы будут деформированы под воздействием дислоцирующей нагрузки до начала разрушения. Мерой предела упругости является величина нагрузки, при которой появляется остаточная деформация, т.е. деформация после прекращения нагрузочного воздействия [2, 3, 4]. Также известно, что механические нагрузки на позвоночно-двигательные сегменты в обычных физиологических условиях и в условиях металлоостеосинтеза при нестабильных повреждениях представлены воздействиями компрессионного, изгибающего, ротационного и сдвигающего характера [5].

Сопоставление основных показателей стабильности травмированных позвоночно-двигательных сегментов (ПДС) в условиях транспедикулярной фиксации (ТПФ) с аналогичными параметрами неповрежденного позвоночника по отношению к основным дислоцирующим нагрузкам показало, что система «травмированные ПДС – бисегментарный 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» наименее устойчива к ротационным нагрузкам [6].

Исходя из того, что для стабилизации в грудном и поясничном отделах позвоночника могут использоваться ventральные спинальные системы, была изучена стабильность ventральной фиксации ПДС в бисегментарном варианте.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Сравнить в эксперименте ротационную стабильность бисегментарной фиксации позвоночника на уровне Th12-L2 системой ventральной стабилизации и транспедикулярной системой.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Изучены предел упругости, общая прочность и жесткость системы «травмированные ПДС – бисегментарная ventральная спинальная система» по отношению к ротационным нагрузкам. Полученные дан-

ные сопоставлены с ранее изученными показателями системы «травмированные ПДС – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор», а также с интактными ПДС [6, 7].

Эксперименты проведены на 8 препаратах ПДС Th12-L1-L2, изъятых на секции у лиц 30–60-летнего возраста в срок до 48 ч после смерти, в соответствии с нормами подготовки тканей человека для биомеханических исследований и соблюдением всех регламентированных этических и юридических требований [8]. Причины смерти не влияли на структуру ПДС. Препараты подвергали морфометрии и рентгенографии [7]. По форме и размерам они соответствовали анатомической норме без визуальных либо рентгенологических аномалий, а также без признаков остеопороза [8–11].

На препаратах проводили имитацию нестабильного повреждения тела L1 (тип А по классификации F. Magerl, 1992). Долотом резецировали краниальную половину тела позвонка и производили стабилизацию Th12-L2 ventральной спинальной системой А.К. Дулаева «Медбиотех», состоящей из двух опорных площадок, четырех винтов диаметром 6 мм с длиной резьбовой части 40 мм и двух продольных штанг диаметром 5 мм, соединяющих опорные площадки между собой. Винты имплантировали в тела позвонков на уровне талии в горизонтальной плоскости параллельно замыкательным пластинам, с конвергенцией с боковой и переднебоковой поверхности,

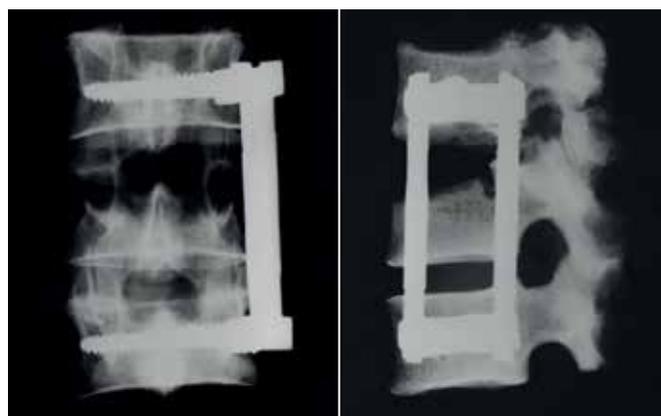


Рисунок 1. Рентгенограммы анатомических препаратов Th12-L2 в двух проекциях перед проведением нагрузочных тестов

Figure 1. Frontal and sagittal radiograms of Th12-L2 anatomic specimens before loading test

в соответствии с рекомендациями производителя, с обязательным рентген-контролем (рис. 1).

Данная схема стабилизации является стандартной для подобных повреждений, а сами имитируемые повреждения L1 – одними из наиболее частых. Подготовленные анатомические блоки замораживали до $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$. Перед тестированием их размораживали до комнатной температуры в течение 8–10 ч.

Препараты тестировали способом моделирования ротационных нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте [12]. Передача вращающего момента на анатомические блоки происходила через платформы (рис. 2, 3), с карданным узлом (рис. 2) [1, 7], что приближает условия эксперимента к прижизненным.

Нагрузочные ротационные тесты были проведены в испытательной лаборатории изделий ортопедо-травматологического назначения Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова (Москва) на универсальной испытательной машине Zwick 1464 (Германия) по ранее описанной методике (рис. 3) [6, 7].

Запись данных измерения деформации тестируемых препаратов при возрастающей ротационной нагрузке производилась в виде диаграмм в координатах «крутящий момент ($\text{N}\cdot\text{m}$) – ротационная деформация (градусы)» [7]. По диаграммам составляли таблицы зависимости ротационной деформации препаратов от прилагаемой нагрузки. При этом дискретность нагрузки составляла $2\text{ N}\cdot\text{m}$ (Ньютон-метр). Внешние изменения тестируемых ПДС регистрировали фото- и видеосъемкой [7].

На первом этапе исследуемые ПДС подвергали неразрушающему тестированию без превышения предела упругих деформаций. После этого проводили разрушающее нагрузочное тестирование. Преодолением предела упругости считали момент изменения прямо пропорционального характера зависимости деформации от прилагаемой нагрузки, регистрируемый по изменению формы диаграмм. Для клиницистов наибольший интерес представляют данные, полученные в диапазоне нагрузок, вызывающих физиологически допустимые торсионные дислокации в ПДС. Физиологическая суммарная амплитуда ротации в двух сегментах Th12-L1 и L1-L2 составляет 4° вправо и влево [5, 13]. Исходя из этого, неразрушающие ротационные тесты ограничивались нагрузкой, провоцирующей суммарную деформацию двух исследуемых ПДС до 5° . Это на 20% больше физиологической амплитуды и считается достаточным для определения фиксационных свойств спинальных систем [14]. После этого нарастающая нагрузка доводилась до предела общей прочности исследуемых ПДС. Происходило разрушение, которое регистрировали по резкому снижению сопротивления образца дальнейшему скручи-

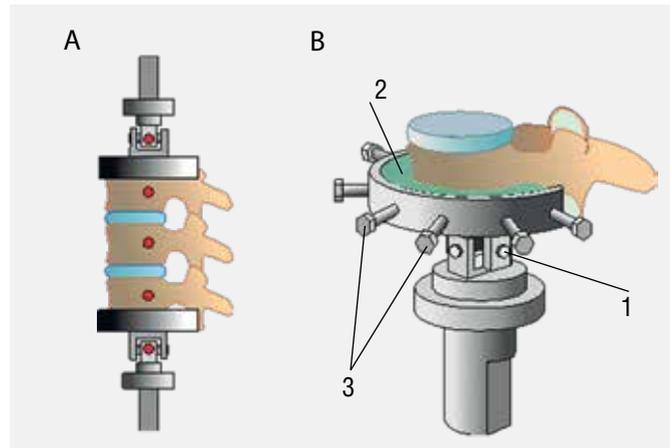


Рисунок 2. Подготовка анатомических препаратов к проведению ротационных нагрузочных тестов:

а) расположение анатомических препаратов Th12-L2 между подвижными платформами, снабженными карданным узлом;

б) схема крепления позвонков в подвижных платформах: 1 – карданный узел подвижной платформы, 2 – муфта из костного цемента (протакрила), 3 – болты, зажимающие цементную муфту на опорной площадке подвижной платформы

Figure 2. Preparation of vertebral segments to rotational loading tests:

a) Th12-L2 anatomic specimens positioning between movable plates with cardan joints;

b) Th12-L2 vertebrae fixing in movable plates: 1 – movable plate's cardan joint, 2 – bone cement (protacryl) augmentation, 3 – screws fixing cement mass on the mounting pad of the movable plate



Рисунок 3. Анатомический препарат Th12-L2 с имитацией нестабильного повреждения Th12 и вентральной бисегментарной фиксации, установленный в испытательную машину Zwick 1464

Figure 3. The anatomical block of vertebral segments Th12-L2 with simulated Th12 unstable injury fixed using bisegmental anterior stabilization mounted on the universal test machine Zwick 1464

ванию, с прогрессивным увеличением деформации [2]. После разрушения препаратов проводили их морфометрию и рентгенографию [7].

Таким образом, изучены предел упругости, показатели жесткости и общая прочность блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – вентральная спинальная система» с имитацией нестабильного повреждения L1 по отношению к ротационным нагрузкам. Полученные данные были сопоставлены с аналогичными параметрами блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор» с имитацией нестабильного повреждения L1 и блоков интактных ПДС Th12-L1-L2, которые были изучены ранее в той же лаборатории с использованием вышеописанной методики и оборудования [6, 7].

Статистическую обработку и анализ результатов проводили с помощью методов описательной и непараметрической статистики. При проведении статистического анализа использовали персональный компьютер и программное обеспечение (MS Excel 2010 и SPSS 16.0 для Windows). Определяли среднее арифметическое и стандартную ошибку среднего. Для проверки исследуемых совокупностей на нормальность распределения значений использовали Z-критерий Колмогорова – Смирнова – непараметрический критерий согласия, предназначенный для проверки совокупностей данных, измеренных по количественной шкале. Распределения числовых значений в группах отклонялись от нормального закона. Для доказательства сопоставимости значений применяли метод непараметрической статистики U-критерий Манна – Уитни, предназначенный для выявления различий показателей в двух независимых выборках, а также метод непараметрической статистики H-критерий Краскела – Уоллиса для выявления различий показателей в трех и более независимых выборках. Статистически значимыми признавали результаты, при которых значения критерия $p \leq 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

До усилия $10,3 \pm 2,34 \text{ N}\cdot\text{m}$ ротационная деформация травмированных ПДС Th12-L1-L2 в условиях вентральной стабилизации увеличивалась прямо пропорционально возрастающей нагрузке. Деформация при такой нагрузке достигала $6,45 \pm 1,62^\circ$. После этого начиналось более быстрое увеличение деформации при сохранении сопротивления тестируемых образцов, что соответствовало превышению предела упругости. В вентральных отделах сегмента Th12-L1 на уровне имитации повреждения L1 появлялась деформация сдвига в сагиттальной плоскости. При нагрузке $33,2 \pm 4,33 \text{ N}\cdot\text{m}$ ротационная деформация достигала $34,8 \pm 5,41^\circ$. Сдвиг вентральных отделов Th12 по отношению к L1 достигал 16–17 мм. Далее происходило разрушение с прогрессивным

увеличением деформации, которая сопровождалась разнонаправленной миграцией винтов с латерально направленной дислокацией опорных площадок. Рентгенография подтверждала импрессию костной ткани тел Th12 и L2 вокруг винтов с их разнонаправленной миграцией и латеральную дислокацию опорных площадок на 3–4 мм (рис. 4).

Зависимость ротационной деформации ПДС, стабилизированных вентральной спинальной системой, от воздействующего крутящего момента представлена на рисунке 5А в виде графика (линия 1).

Полученные результаты дают возможность предположить, что дестабилизация блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – вентральная спинальная система» начиналась при ротационной нагрузке $10,3 \pm 2,34 \text{ N}\cdot\text{m}$ с импрессии костной ткани тел Th12 и L2 вокруг винтов. Торсионная деформация исследуемых ПДС при таком усилии составляла $6,47 \pm 1,62^\circ$. Дальнейшее увеличение нагрузки приводило к миграции винтов с латеральной дислокацией опорных площадок и полной дестабилизации исследуемых ПДС.

Нами были сопоставлены пределы упругости блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – вентральная спинальная система» с ранее исследованными показателями блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор» и блоков интактных сегментов Th12-L1-L2 по величинам ротационных нагрузок, превышение которых приводило к локальным разрушениям и остаточной деформации [6, 7]. Данные сравнения представлены в таблице 1. Здесь указаны предельные ротационные нагрузки, представляющие собой предел упругости. Их превышение вызывало остаточные деформации исследуемых ПДС. При парном сравнении при помощи U-критерия Манна – Уитни выявлена статистически значимая разница между препаратами с вентральной стабилизацией

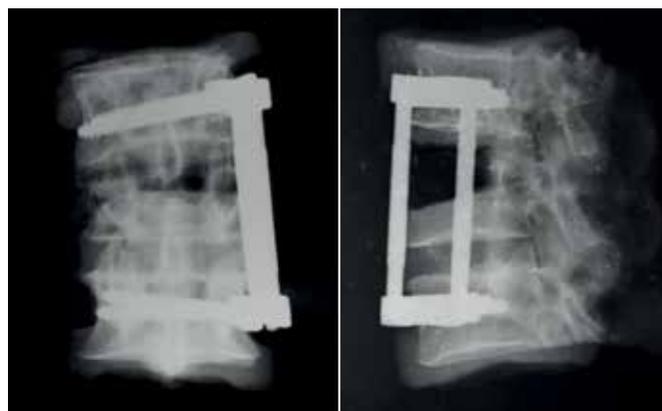


Рисунок 4. Рентгенограммы анатомических препаратов Th12-L2 в двух проекциях после проведения нагрузочных тестов

Figure 4. Frontal and sagittal radiograms of Th12-L2 anatomic specimens after loading test

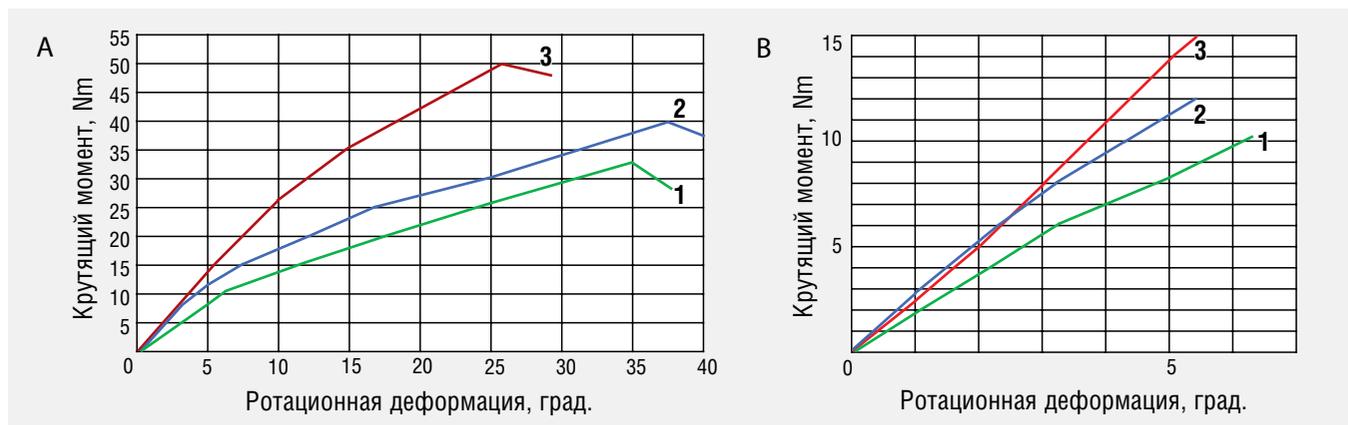


Рисунок 5. Зависимость деформации тестируемых позвоночных сегментов от ротационной нагрузки: линия 1 – деформация позвоночных сегментов Th12-L2 с нестабильным повреждением L1 в условиях вентральной стабилизации; линия 2 – деформация позвоночных сегментов Th12-L2 с нестабильным повреждением L1 в условиях транспедикулярной фиксации 4-х винтовой спинальной системой; линия 3 – деформация блока интактных позвоночных сегментов Th12-L2:

A – показатели жесткости тестируемых ПДС до разрушения;

B – показатели жесткости тестируемых ПДС в диапазоне физиологически допустимых амплитуд ротации

Figure 5. The diagram of the tested block deformation dependency on the applied rotational load: line 1 – dynamics of increasing deformity of vertebral segments Th12-L2 with unstable injury of L1 under the conditions of anterior stabilization; line 2 – dynamics of increasing deformity of vertebral segments Th12-L2 with unstable injury of L1 under the conditions of transpedicular fixation with 4-screw spinal system; line 3 – dynamics of increasing deformity of intact Th12-L2 spine segments:

A – stiffness values before vertebrae destruction;

B – stiffness values in the physiologically allowable rotation amplitude limits

и интактными ПДС ($U < 0,001$, $p = 0,007$), а также между препаратами с ТПФ и интактными ПДС ($U < 0,001$, $p = 0,007$). В то же время статистически значимых различий по величине ротационного усилия для достижения предела упругости между препаратами с ТПФ и вентральной стабилизацией выявить не удалось ($U = 4,0$, $p = 0,095$). Таким образом, травмированные ПДС в условиях ТПФ, обладают таким же пределом упругости, что и при фиксации вентральной системой, в то время как интактные ПДС могут упруго деформироваться при более чем в два раза больших нагрузках.

Сопоставление показателей жесткости блоков «травмированные ПДС Th 12-L1-L2 – вентральная спинальная система» с ранее исследованными показателями блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор» и интактных блоков Th12-L1-L2 [6, 7] проведено в диапазоне тестирующих нагрузок, не выходящих за пределы упругости исследуемых препаратов и вызывающих физиологически допустимые ротационные дислокации (рис. 5А, В) (табл. 2) [5, 13].

Нами установлена статистически значимая разница жесткости исследованных препаратов (табл. 2). При попарном сравнении групп с помощью U-критерия Манна – Уитни выявлены статистически значимые различия между травмированными ПДС с вентральной стабилизацией и интактными ПДС и между ПДС с вентральной стабилизацией и ПДС с ТПФ (U-критерий Манна–Уитни $U < 0,001$, $p = 0,007$).

Таблица 1
Предел упругости ПДС Th12-L1-L2
Table 1
Elasticity limit of of Th12-L1-L2 vertebrae

Препараты	Предел упругости		Н-критерий Краскела–Уоллиса
	нагрузка, N·m	деформация, °	
Травмированные ПДС с вентральной стабилизацией	10,3 ± 2,34	6,45 ± 0,38	$\chi^2 = 14,0$, df2, $p < 0,0001$
Травмированные ПДС с ТПФ	9,4 ± 1,83	3,75 ± 0,26	
Интактные ПДС	23 ± 2,72	8,7 ± 0,39	

Таблица 2
Показатели жесткости ПДС Th12-L1-L2
Table 2
Stiffness of Th12-L1-L2 vertebrae

Препараты	Показатель жесткости (отношение ротационного усилия к возникающей деформации), N·m/град	Н-критерий Краскела–Уоллиса
Травмированные ПДС с вентральной стабилизацией	1,59 ± 0,26	$\chi^2 = 12,7$, df2, $p = 0,002$
Травмированные ПДС с ТПФ	2,48 ± 0,34	
Интактные ПДС	2,64 ± 0,37	

Таблица 3
Показатели стабильности ПДС Th12-L1-L2, %
Table 3
Stability of Th12-L1-L2 vertebrae, %

Препараты	Предел упругости	Жесткость	Общая прочность
Интактные ПДС	100	100	100
Травмированные ПДС с вентральной стабилизацией	45,5	60,2	66,4
Травмированные ПДС с ТПФ	41,7	93,9	80

Таким образом, травмированные позвоночно-двигательные сегменты при вентральной стабилизации обладают меньшей жесткостью, чем травмированные ПДС в условиях ТПФ, и интактные ПДС.

Для наглядной демонстрации результатов исследования мы отразили полученные результаты в процентном сравнении трех изучаемых параметров (предел упругости, жесткость и общая прочность). За 100% приняли соответствующие значения интактных ПДС. Не вдаваясь в излишнюю детализацию, можно утверждать, что по отношению к воздействию ротационных нагрузок предел упругости травмированных позвоночных сегментов в условиях вентральной стабилизации составляет 45,5% от соответствующего показателя интактных ПДС. При ТПФ этот показатель – 41,7% от предела упругости интактных сегментов (табл. 3).

Общая прочность стабилизированных вентральной спинальной системой позвоночных сегментов Th12-L1-L2 составляет в среднем 66,4% от общей прочности интактных ПДС Th12-L1-L2. При ТПФ этот показатель равен 80%. Жесткость травмированных ПДС с нестабильным повреждением L1 в условиях вентральной стабилизации – 60,2% от жесткости интактных сегментов Th12-L1-L2. Для тех же травмированных сегментов, находящихся в условиях ТПФ, этот показатель составляет 93,9%.

ОБСУЖДЕНИЕ

Для клинических условий наибольшее значение из трех вышеуказанных показателей имеет предел упругости, который характеризует устойчивость стабилизированных ПДС по отношению к первым признакам дестабилизации – начальной миграции элементов металлоконструкции и появлению остаточной деформации. По этому показателю бисегментарная вентральная стабилизация не имеет значимых отличий от ТПФ. Общая прочность характеризует момент полного разрушения системы «позвоночно-двига-

тельные сегменты – фиксирующая металлоконструкция», вследствие чего этот показатель имеет меньшее клиническое значение.

Диаграммы нагрузочных тестов блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – вентральная спинальная система», «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор» и интактных ПДС Th12-L1-L2 показали, что при ротационных нагрузках, вызывающих дислокации позвонков до 3,2 °, суммарные деформации биологических структур и металлофиксаторов не превышают предела упругости. Это исключает возможность появления остаточных деформаций в стабилизированных ПДС. Увеличение нагрузки свыше 9–9,5 N·m сопровождается ротационной деформацией более 3,5–4 ° и приводит к превышению предела упругости блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – бисегментарный 4-х винтовой транспедикулярный металлофиксатор» с появлением остаточных смещений. А при нагрузке в среднем 10,3 ± 2,34 N·m и ротационной деформации 6,47 ± 1,62 ° превышает предел упругости блоков «травмированные ПДС Th12-L1-L2 – вентральная спинальная система». Предел упругости в интактных ПДС достигался при нагрузках 22–24 N·m и суммарной ротации в сегментах Th12-L1-L2 до 8,7°, что более чем в два раза превышает физиологическую амплитуду ротационных движений.

Результаты изучения параметров стабильности фиксирующих спинальных конструкций регулярно освещаются в литературе [7, 9–11, 15, 16]. При этом рассматривается влияние на стабильность фиксации совершенно различных факторов: диаметра винтов, способа их имплантации и материала, из которого они изготовлены [6, 9, 10, 17]. Известны экспериментальные данные, которые показали [9], что стабильность вентральной металлофиксации грудного и поясничного отделов позвоночника во многом зависит от техники имплантации винтов. Авторы установили, что вентральная система, основанная на 2-х винтовой схеме имплантации, увеличивает прочность фиксации на 14–30%, по сравнению с одновинтовой. Применение монокортикальной имплантации винтов вместо бикортикальной снижает прочность на 25–40%. Применение техники цементной имплантации винтов позволяет увеличить надежность фиксации на 81% [9].

Вызывают интерес результаты изучения влияния материала имплантов на долгосрочную стабильность фиксации [17]. Исследование показало преимущества винтов из чистого титана и нержавеющей стали 316L, которые выдерживали нагрузки до 423 ± 97 и 445 ± 87 кг соответственно, по сравнению с винтами из сплава титана и сплава Vitalium (Co-Cr-Mo), которые выдерживали нагрузку до 378 ± 4 и 312 ± 67 кг [17].

Наилучшая биологическая совместимость отмечена у винтов из чистого титана и его сплава [17].

При математическом моделировании условий фиксации ПДС [18–20] установлено, что увеличение жесткости фиксирующих металлоконструкций отрицательно сказывается на стабильности костно-металлического блока. ТПФ с динамическими элементами в конструкции имеет большие резервы предела упругости, чем полностью ригидные системы [19]. В то же время жесткая фиксация создает оптимальные условия для костного сращения при корпородезе [11, 18] и необходима при обширных травматических повреждениях опорных структур позвоночника [19].

Безусловно, результаты нашего исследования зависели от выбранных для экспериментов спинальных металлофиксаторов. Тем не менее проведенные исследования дают наглядное представление о происходящих процессах дестабилизации и показывают возможный диапазон субкритических и критических силовых воздействий на позвоночные сегменты в условиях металлофиксации.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные механические параметры бисегментарной стабилизации ПДС Th12-L1-L2 позвоночника вентральными системами не имеют существенных отличий от соответствующих параметров бисегментарной ТПФ. При лечении больных с нестабильными повреждениями нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника с применением систем вентральной стабилизации на протяжении двух ПДС или с использованием ТПФ 4-х винтовой системой для исключения вторичных смещений в послеоперационном периоде амплитуда возможных ротационных движений в травмированном отделе должна быть ограничена до 50% от максимальных физиологических пределов.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллингер Х. *Руководство по внутреннему остеосинтезу*. Пер. А.В. Королев. М.: Ad Marginem; 1996.
2. Muller ME, Allgover M, Schneider R, Willinegger H, Korolev AV (trans.). *The Manual for Internal Synthesis*. Moscow: Ad Marginem; 1996. (In Russ.)
3. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. и др. *Проблемы прочности в биомеханике*. М.: Высшая школа; 1988.
4. Obratsov IV, Adamovich IS, Barer AS, et al. *Strength Issues in Biomechanics*. Moscow: Vysshaya shkola; 1988. (In Russ.)
5. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. *Комбинированный напряженный остеосинтез*. Благовещенск: РИО; 1992.
6. Varabash AP, Solomin LN. *Combined Tension-band Osteosynthesis*. Blagoveshchensk: RIO; 1992. (In Russ.)
7. Афаунов А.А., Усиков В.Д., Афаунов А.И., Мишагин А.В., Тахмазян К.К. Изучение локальной прочности костной ткани тел позвонков в эксперименте. *Кубанский научный медицинский вестник*. 2007;4–5:30–33.
8. Afaunov AA, Usikov VD, Afaunov AI, Mishagin AV, Takmagian KK. The experimental study of the limit of elasticity

of bone substance in the central vertebra sites. *Kuban Scientific Medical Bulletin*. 2007;4–5:30–33. (In Russ.)

9. White A, Panjabi M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott Williams & Wilkins; 1990: 534.
10. Афаунов А.А. *Транспедикулярный остеосинтез при повреждениях грудного и поясничного отделов позвоночника: экспериментально-клиническое исследование*. Автореф. дис. ...д-ра мед. наук. СПб.; 2006.
11. Afaunov AA. *Transpedicular Spinal Fusion for Thoraco-Lumbar Injuries: Experimental and Clinical Research*. Dr. of Sci. (Med.) thesis abstract. St. Petersburg; 2006. (In Russ.)
12. Афаунов А.А., Усиков В.Д., Афаунов А.И. и др. Изучение сравнительных показателей ротационной стабильности транспедикулярного остеосинтеза позвоночника в эксперименте. *Хирургия позвоночника*. 2005;3:25–32.
13. Afaunov AA, Usikov VD, Afaunov AI, et al. Comparative study of rotational stability parameters of transpedicular spinal fusion in experiment. *Hirurgiâ pozvonočnika = Spine Surgery*. 2005;3:25–32. (In Russ.)
14. Сикилинда В.Д., Акопов В.И., Хлопонин П.А. и др. *Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований*. [методические рекомендации]. Ростов н/Д.; СПб.; 2002.
15. Sikilinda VS, Akopov VI, Khloponin PA, et al. *Experimental Animal and Human Tissue Preparation for Biomechanical and Morphological Studies*. [best practices]. Rostov on Don; St. Petersburg; 2002. (In Russ.)
16. Колесов С.В., Гаврюшенко Н.С., Кудряков С.А., Шавырин И.А. Экспериментальное исследование возможностей вентральной коррекции и фиксации при деформациях позвоночника. *Хирургия позвоночника*. 2011;11(3):82–8.
17. Kolesov SV, Gavryushenko NS, Kudryakov SA, Shavyrin IA. Experimental study of anterior correction and fixation techniques for spinal deformities. *Hirurgiâ pozvonočnika = Spine Surgery*. 2011;11(3):82–8. (In Russ.)
18. Friis EA, Arnold PM, Goel VK. Mechanical testing of cervical, thoracolumbar, and lumbar spine implants. *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*. Ch. 9. Elsevier Ltd.; 2017:161–80. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-100286-5.00009-3>
19. Лавруков А.М., Томилов А.Б. *Остеосинтез аппаратом внешней фиксации у больных с повреждениями и заболеваниями позвоночника*. Екатеринбург: УрОПАН; 2002.
20. Lavrukov AM, Tomilov AB. *External Fixation in Patients with Spinal Injuries*. Yekaterinburg: UrO RAN; 2002. (In Russ.)
21. Афаунов А.А., Усиков В.Д., Афаунов А.И., Дунаев И.М., Тахмазян К.К. *Способ моделирования ротационных нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте*. Патент РФ на изобретение № 22658928 от 13 апреля 2004 г.
22. Afaunov AA, Usikov VD, Afaunov AI, Dunaev IM, Takhmazjan KK. *Method for Modeling Rotation Loading Applied to Vertebral Segments under Experimental Conditions*. Russian patent no. 22658928. 2004, April, 13. (In Russ.)
23. Ульрих Э.В., Мушкин А.Ю. *Вертебрология в терминах, цифрах, рисунках*. СПб.: ЭЛБИ-СПб; 2002.
24. Ulrikh EV, Mushkin AYU. *Vertebrology in Terms, Numbers, and Figures*. St. Petersburg: ELBI-SPb; 2002. (In Russ.)
25. Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan KK, Albright JA. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of cross links. *Spine*. 1997;22:1568–73. PMID: 9253090. <https://doi.org/10.1097/00007632-200003151-00005>
26. Сергеева С.К., Сергеев К.С., Гусев В.В. Обоснование и оценка эффективности использования в клинической практике фиксаторов позвоночника инновационного типа на основе анализа результатов их механического нагружения в экс-

перименте. *Материалы конференции «Цивьяновские чтения»*. 2016;3:879–83.

Sergeeva SK, Sergeev KS, Gusev VV. Justification and assessment of the effectiveness of using in clinical practice spinal transpedicular fixator innovative type on the basis of the analysis of the results of the mechanical load in the experiment. *“Tsivyanovskie Chtenia” Conference Proceedings*. 2016;3:879–83. (In Russ.)

16. Ластевский А.Д., Рерих В.В., Батаев В.А., Веселов С.В. Фиксирующие свойства керамических имплантов при вентральной стабилизации субаксиальных шейных сегментов в эксперименте (обзор литературы и результаты собственных исследований). *Современные проблемы науки и образования*. 2018;6:133.

Lastevskiy AD, Rerikh VV, Bataev VA, Veselov SV. The fixing properties of ceramic implants with ventral stabilization of subaxial cervical segments in the experiment (literature review and results of own research). *Modern Problems of Science and Education*. 2018;6:133. (In Russ.)

17. Ривард Ш.-И., Ралми С., Койллард К. Длительная фиксация *in vivo* ненагруженных педикулярных винтов в эксперименте на овцах: механические и гистологические исследования. *Хирургия позвоночника*. 2004;4:107–14.

Rivard ChH, Rhalmi S, Coillard C. *In vivo* long-term fixation of unloaded pedicle screws: mechanical and histological studies of the interface in sheep. *Hirurgiâ pozvonočnika = Spine Surgery*. 2004;4:107–14. (In Russ.)

18. Лихачев С.В., Зарецков В.В., Арсениевич В.Б., Шульга А.Е., Щаницын И.Н., Скрипаченко К.К. Биомеханические аспекты циркулярного спондилосинтеза переходного груднопоясничного отдела позвоночника. *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2018;3:560–6.

Likhachev SV, Zaretskov VV, Arsenievich VB, Shulga AE, Shchanitsyn IN, Skripachenko KK. Biomechanical aspects of circular spondylosynthesis of transitional thoracolumbar spine. *Saratov Journal of Medical Scientific Research*. 2018;3:560–6. (In Russ.)

19. Орлов С.В., Каныкин А.Ю., Москалев В.П., Щедренок В.В., Седов Р.Л. Математический расчет прочности позвоночного столба при хирургическом лечении нестабильных переломов позвоночника. *Вестник хирургии им. И.И. Грекова*. 2009;2:61–4.

Orlov SV, Kanykin AY, Moskalev VP, Shchedrenok VV, Sedov RL. Mathematical calculation of strength of the vertebral column in surgical treatment on unstable fractures of the spine. *Grekov's Bulletin of Surgery*. 2009;2:61–4. (In Russ.)

20. Орлов С.В., Седов Р.Л., Бобарыкин Н.Д., Аполлинариев В.И. Математическое моделирование нестабильности позвоночника и методов стабилизации. *Российский журнал биомеханики*. 2010;3:36–46.

Orlov SV, Sedov RL, Bobarikin ND, Apollinariyev VI. Mathematical modeling instability of the spine and stabilization method. *Russian Journal of Biomechanics*. 2010;3:36–46. (In Russ.)

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Афаунов Аскер Алиевич, д. м. н., заведующий кафедрой ортопедии, травматологии и военно-полевой хирургии, Кубан-

ский государственный медицинский университет (Краснодар, Россия). <https://orcid.org/0000-0001-7976-860X>

Тажмазян Карапет Карапетович, врач-нейрохирург, нейрохирургическое отделение № 3, НИИ – ККБ № 1 им. проф. С.В. Очаповского (Краснодар, Россия). <https://orcid.org/0000-0002-4496-2709>

Муханов Михаил Львович, ассистент кафедры ортопедии, травматологии и военно-полевой хирургии, Кубанский государственный медицинский университет (Краснодар, Россия). <https://orcid.org/0000-0002-9061-6014>

Басанкин Игорь Вадимович, д. м. н., заведующий нейрохирургическим отделением № 3, НИИ – ККБ № 1 им. проф. С.В. Очаповского (Краснодар, Россия). <https://orcid.org/0000-0003-3549-0794>

Агеев Михаил Юрьевич, врач-нейрохирург, отделение нейрохирургии № 3, НИИ – ККБ № 1 им. проф. С.В. Очаповского (Краснодар, Россия). <https://orcid.org/0000-0002-4647-0732>

Благодарность. Авторы выражают благодарность доктору физико-математических наук, профессору, заведующему кафедрой строительной механики и сопротивления материалов (1977–2012) Кубанского государственного технологического университета **Игорю Михайловичу Дунаеву** за помощь в проведении экспериментальных исследований и интерпретации полученных результатов.

Финансирование

Исследование не имело спонсорской поддержки.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

AUTHOR CREDENTIALS

Asker A. Afaunov, Dr. of Sci. (Med.), Head of the Department of Orthopedics, Traumatology and Military Field Surgery, Kuban State Medical University (Krasnodar, Russian Federation). <https://orcid.org/0000-0001-7976-860X>

Karapet K. Takhmazyan, Neurosurgeon, Neurosurgery Department no. 3, Research Institute – Ochapovsky Regional Hospital no. 1 (Krasnodar, Russian Federation). <https://orcid.org/0000-0002-4496-2709>

Mikhail L. Mukhanov, Assistant Professor, Department of Orthopedics, Traumatology and Military Field Surgery, Kuban State Medical University (Krasnodar, Russian Federation). <https://orcid.org/0000-0002-9061-6014>

Igor V. Basankin, Dr. of Sci. (Med.), Head of the Neurosurgery Department no. 3, Research Institute – Ochapovsky Regional Hospital no. 1 (Krasnodar, Russian Federation). <https://orcid.org/0000-0003-3549-0794>

Mikhail Yu. Ageyev, Traumatologist, Neurosurgery Department no. 3, Research Institute – Ochapovsky Regional Hospital no. 1 (Krasnodar, Russian Federation). <https://orcid.org/0000-0002-4647-0732>

Acknowledgement: the authors thank **Igor M. Dynayev** (1977–2012), Dr. of Sci. (Math.), professor (Kuban State Technological University) for his help in conducting the study and interpreting the data obtained.

Funding: *the study was not sponsored.*

Conflict of interest: *none declared.*