



БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПЕРВИЧНОЙ СТАБИЛЬНОСТИ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ФИКСАЦИИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ВЫВИХОВ ШЕЙНЫХ ПОЗВОНКОВ СУБАКСИАЛЬНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ: ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

А.Д. Ластевский¹, А.И. Попелюх², С.В. Веселов², В.А. Батаев², В.В. Рерих^{1,3}

¹Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск, Россия

²Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, Россия

³Новосибирский государственный медицинский университет, Новосибирск, Россия

Цель исследования. Изучение в эксперименте на физической модели нижнешейного позвоночного сегмента влияния угла входа в грудную клетку и перелома суставного отростка на инициальную прочность фиксации позвоночного сегмента при его передней и циркулярной инструментальной хирургической стабилизации.

Материал и методы. Материалом исследования являлись сборные модели C₆–C₇ позвоночных сегментов, изготовленные с использованием аддитивных технологий методом 3D-печати. После предварительной инструментализации позвоночные сегменты устанавливали на стенд испытательной машины с использованием специально изготовленной оснастки. Прикладывали дозированную осевую нагрузку, имитирующую нативную, по оси параметров SVA COG–C₇ и C₂–C₇ SVA, значения которых приближены к величине 20 мм, со скоростью 1 мм/мин, до достижения сдвиговой деформации. Измеряли устойчивость системы к смещению, оценивали результирующую нагрузку. Сформировали 4 группы исследования в зависимости от моделирования параметра T1 slope, интактности фасеток и вида инструментализации. Проведено по 3 испытания в каждой группе. Анализировали графические кривые, фиксировали значения параметров нейтральной и эластической зон, предел текучести, время до наступления предела текучести, значение прилагаемой нагрузки для осуществления сдвигового смещения. Данные подвергали сравнительному анализу.

Результаты. В группе 1 переднее сдвиговое смещение C₆ позвонка вызвать не удалось во всех сериях. В группах 2, 3, 4 во всех сериях отмечено сдвиговое смещение ≥ 4 мм. В группе 3, где дополнительно был смоделирован перелом суставного отростка, среднее значение предела текучести составило $423,5 \pm 46,8$ Н. Эластическая зона, время до наступления предела текучести, время в конечной точке или при сдвиге C₆ ≥ 4 мм не имели значимых различий. В группе 4 отмечено трансляционное смещение ≥ 4 мм, однако среднее значение предела текучести при этом составило $1536,0 \pm 40,0$ Н.

Заключение. Направление прикладываемой к фиксированному позвоночному сегменту нагрузки, а также наличие повреждения суставных отростков играют решающую роль в сохранении устойчивости к сдвиговой деформации позвоночного сегмента при его инструментальной стабилизации. При высоких значениях T1A (T1 slope) и наличии переломов суставных отростков изолированная передняя стабилизация менее эффективна, циркулярная фиксация 360° при этих условиях придает позвоночному сегменту высокую инициальную стабильность.

Ключевые слова: передняя шейная дискэктомия и стабилизация, вентральный спондилодез, шейный сагиттальный баланс, вывихи шейных позвонков, рецидив вывиха, редислокация, потеря коррекции, флексивно-дистракционное повреждение.

Для цитирования: Ластевский А.Д., Попелюх А.И., Веселов С.В., Батаев В.А., Рерих В.В. Биомеханические аспекты первичной стабильности инструментальной фиксации при лечении вывихов шейных позвонков субаксиальной локализации: экспериментальное исследование // Хирургия позвоночника. 2021. Т. 18. № 3. С. 43–52.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2021.3.43-52>.

BIOMECHANICAL ASPECTS OF THE INITIAL STABILITY OF INSTRUMENTAL FIXATION IN THE TREATMENT OF SUBAXIAL CERVICAL DISLOCATIONS: AN EXPERIMENTAL STUDY

A.D. Lastevsky¹, A.I. Popelyukh², S.V. Veselov², V.A. Bataev², V.V. Rerikh^{1,3}

¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia

²Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

³Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russia

Objective. To study the influence of thoracic inlet angle (TIA) and the fracture of the articular process on the initial strength of the fixation of the spinal segment during its anterior and circular instrumental surgical stabilization in an experiment on a model of the lower cervical spinal segment.

Material and Methods. The material of the study was assembled models of C6–C7 spinal segments made using additive technologies by 3D printing. After preliminary instrumentation, spinal segments were installed on the stand testing machine using specially manufactured equipment. A metered axial load simulating the native one was applied along the axis of the parameters SVA COG–C7 and C2–C7 SVA, which values were close to the value of 20 mm, at a rate of 1 mm/min until the shear strain was reached. The system's resistance to displacement was measured, and the resulting load was evaluated. Four study groups were formed depending on the modeling of the T1 slope parameter, the integrity of the facets, and the type of instrumentation. Three tests were conducted in each group. The graphical curves were analyzed, and the values of the parameters of the neutral and elastic zones, the yield point, time to yield point, and the value of the applied load for the implementation of shear displacement were recorded. The data were subjected to comparative analysis.

Results. In Group 1, anterior shear displacement of the C6 vertebra could not be induced in all series. In groups 2, 3, and 4 a shear displacement of ≥ 4 mm was noted in all series. In Group 3 where a fracture of the articular process was additionally modeled, the average value of the yield point was 423.5 ± 46.8 N. Elastic zone, the time to the onset of the yield point, the time at the end point or at a shear of C6 ≥ 4 mm did not differ significantly. In Group 4, a translational displacement of ≥ 4 mm was observed, though the average yield point was 1536.0 ± 40.0 N.

Conclusion. The direction of the load applied to the fixed spinal segment, as well as the presence of damage to the articular processes, play a crucial role in maintaining resistance to shear deformation of the spinal segment during its instrumental stabilization. At high values of T1A (T1 slope) and the presence of fractures of the articular processes, the isolated anterior stabilization is less effective, circular fixation of 360° under these conditions gives a high initial stability to the spinal segment.

Key Words: anterior cervical discectomy and stabilization, anterior spinal fusion, cervical sagittal balance, cervical vertebra dislocation, recurrent dislocation, redislocation, loss of correction, flexion-distraction injury.

Please cite this paper as: Lastevsky AD, Popelyukh AI, Veselov SV, Bataev VA, Rerikh VV. Biomechanical aspects of the initial stability of instrumental fixation in the treatment of subaxial cervical dislocations: an experimental study. *Hir. Pozvonoc.* 2021;18(3):43–52. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2021.3.43-52>.

Хирургическое лечение вывихов шейных позвонков субаксиальной локализации на современном этапе развития спинальной хирургии остается одной из нерешенных проблем. Разнообразие тактик хирургического лечения, представленное в специализированной литературе, неопределенность с выбором хирургического доступа, типа хирургической стабилизации диктуют необходимость продолжить исследования в этом направлении. Сторонники изолированной передней стабилизации [1] настаивают на ее надежности и эффективности при лечении трехколонных повреждений типа C (AO Spine subaxial classification system), в том числе градации FD3 и выше по классификации Allen [2], сопровождающихся высокой частотой повреждения спинного мозга и его корешков. Значимая частота потери коррекции и редислокации позвонков после операции являлись следствием неэффективности применяемых в первой половине XX в. методов хирургического лечения травматических дислокаций на нижнешейном уровне. Это повлекло за собой поиск альтернативных методов стабилизации [3]. Концепция погружного остео-

синтеза, в частности применение передних шейных пластин, позволила совершить революцию в этом направлении путем значительного снижения частоты послеоперационных осложнений, несмотря на появление специфических для каждой генерации пластин осложнений, связанных с дизайном и биомеханикой стабилизации [4]. По данным литературы [1, 3, 5], эффективность изолированной передней шейной стабилизации пластиной при переломовывихах составляет 75–100 %. С момента первых публикаций об эффективности применения передних шейных пластин при травматических дислокациях на субаксиальном уровне авторы публикаций [1, 6, 7] стали отмечать у ряда пациентов случаи релюкации, редислокации позвонков в условиях проведенной инструментальной стабилизации. Анализ литературы показал, что причинами потери интраоперационно достигнутой коррекции авторы исследований считали низкую высоту межтелового графта [1], перелом нижележащего тела позвонка [6, 8], перелом суставного отростка [6], билатеральный характер вывиха [9], остеопороз [7], высокий риск на уровне C₆–C₇ [3],

степень повреждения заднего опорного комплекса [4, 7], степень листежа [10], недостаток техники операции [1], особенности параметров шейного сагиттального баланса, перелом суставных отростков [11]. Дизайн большинства исследований ретроспективный, исследования построены на малых выборках. Проведенное коллективом авторов ретроспективное клиническое исследование [11] показало, что параметр сагиттального шейного баланса «угол входа в грудную клетку» (T1A), а также перелом суставного отростка на уровне повреждения являются статистически значимыми факторами, определяющими инициальную стабильность при изолированной передней хирургической реконструкции и стабилизации позвоночника на нижнешейном уровне при флексионно-дистракционных повреждениях типа 3 по Allen. В связи с этим предпринято проспективное экспериментальное исследование, направленное на подтверждение данных, полученных на клиническом материале.

Цель исследования – изучение в эксперименте на физической модели нижнешейного позвоночного сегмен-

та влияния предикторов редислокации Т1А и перелома суставного отростка на начальную прочность фиксации позвоночного сегмента при его передней и циркулярной инструментальной хирургической стабилизации.

Дизайн исследования: экспериментальное одномоментное исследование.

Материал и методы

Материалом исследования послужили сборные модели позвоночных сегментов C_6 – C_7 , состоящие из полимерных C_6 и C_7 моделей шейных позвонков (рис. 1). Изготовлены они методом 3D-печати из полиамида PA 2200, инструментализацию *in vitro* осуществляли типичными современными шейными пластинами генерации 3 Atlantis Element Express (Medtronic) и межтеловым спейсером из трабекулярного никелида титана (Россия). Заднюю стабилизацию выполняли винтовой фиксирующей системой Conmet (Россия) по транспедикулярной методике.

Для обеспечения трансформации поступательного движения платформы МТС-машины в аксиальную нагрузку предварительно подготовили металлическую оснастку в виде двух опор для каудального и краниального позвонков (рис. 2).

В центре верхней опоры, в точках, соответствующих предполагаемой оси нагрузки, сформированы сферовидные пазы, в которые укладывался металлический шар ($d = 15$ мм) для равномерного распределения нагрузки от платформы во время тестирования (рис. 3). Точку определяли путем проведения вертикальной линии от краниовентрального угла тела C_7 позвонка, перпендикулярной горизонту, до пересечения с поверхностью верхней металлической платформы. Этим моделировалось значение параметров SVA COG– C_7 и C_2 – C_7 SVA, равное 20 мм. Значения параметра T1 slope 20° и 35° моделировали с использованием наклонных платформ с соответствующим углом наклона поверхности (рис. 4), на которые укладывали конструкцию в сборе

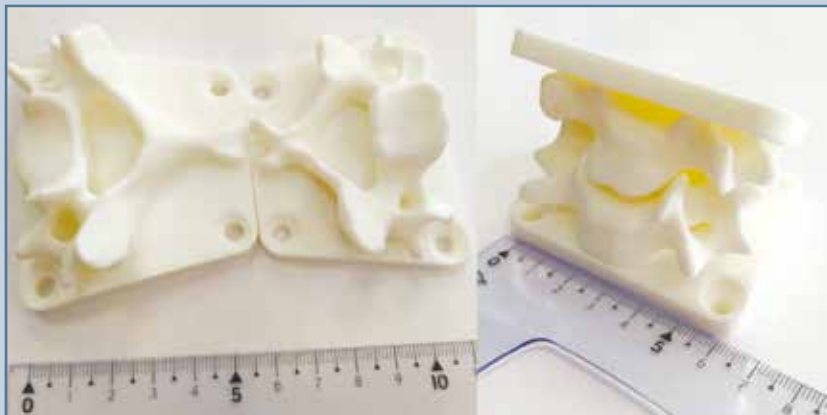
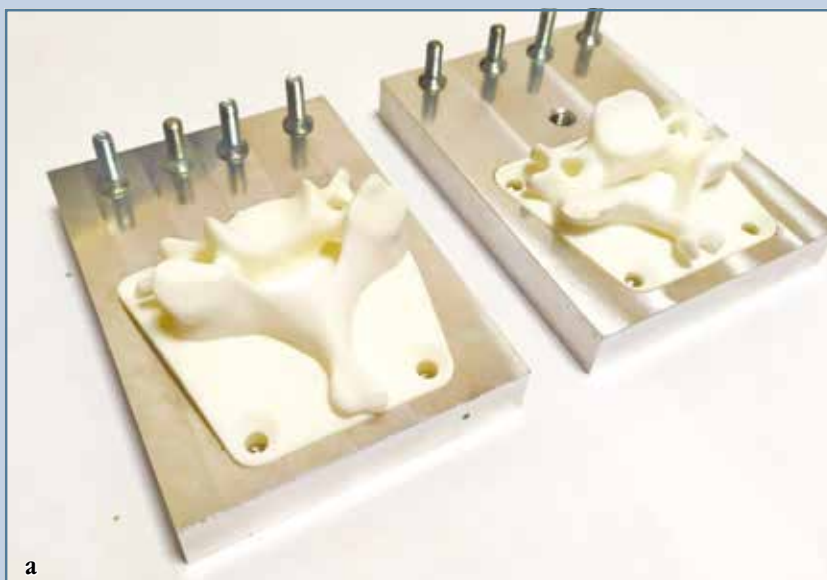


Рис. 1

Сборные модели позвоночных сегментов C_6 – C_7



а



б

Рис. 2

Каудальная (слева) и краниальная (справа) металлические опоры с 3D-моделями позвонков (а) и модели с транспедикулярно установленными винтами (б)



Рис. 3

Краниальная металлическая опора
(вид сверху)

и жестко фиксировали резьбовым соединением. Оснастка позволяла фиксировать полимерные позвонки симметрично во фронтальной и аксиальной проекциях с формированием между смежными замыкательными пластинками моделей тел C_6 и C_7 позвонков сегментарного лордотического угла 6° . Подготовку образца проводили следующим образом: к металлическим опорам шурупами жестко фиксировали полимерные модели позвонков (рис. 3). Затем при помощи специально изготовленного металлического устройства (рис. 5) задавали необходимый сегментарный угол и трансляцию 0 мм. В межтеловой промежуток укладывали имплантат из пористого никелида титана высотой 6 мм, диаметром 14 мм. Спереди укладывали пластину Element Express Atlantis Medtronic, которую фиксировали

к телам позвонков четырьмя винтами диаметром 4 мм, длиной 14 мм. Предварительно формировали каналы диаметром 3,5 мм в телах позвонков методом сверловки, далее использовали метчик 4,0 мм. Стабильность фиксации при применении имплантата обеспечивается конструктивной особенностью винтов и отверстий пластин. Заднюю стабилизацию осуществляли транспедикулярно, из-за перелома фасеток использовали типичную технику, винты компании Conmet размером 3,5 x 24,0 мм.

Собранную конструкцию устанавливали на стенд испытательной машины Instron 3369, после чего ее верхнюю траверсу через подвижную платформу, состоящую из стальной полированной плиты и роликовых опор, перемещали вниз, до соприкосновения с металлическим шаром диаметром 15 мм (рис. 6). Шар располагался в центре сферического пазы, сформированного в краниальной опоре. Центры пазов сформированы в точке пересечения краниальной площадки с перпендикуляром, восстановленным вверх из точки на горизонтальной плоскости, расположенной впереди на 20 мм от краниодорсального угла тела 3D-модели C_7 позвонка. Каудальные платформы имеют угол наклона к горизонту 20° и 35° (рис. 5), что соответствует среднему и экстремально высокому значению параметра «уклон первого грудного позвонка» (T1 slope). Сферические пазы в краниальной платформе сформированы таким

образом, что как при моделировании уклона T1 slope 20° , так и 35° точка приложения аксиальной нагрузки будет соответствовать оси параметров SVA COG- C_7 и C_2 - C_7 SVA, приближенных к величине 20 мм. С нашей точки зрения, это позволяет моделировать нативную осевую нагрузку, испытываемую C_6 позвонком в тех или иных условиях сагиттального баланса, определенных дизайном эксперимента, основная часть которого заключается в осуществлении осевого перемещения верхней траверсы со скоростью 1 мм/мин до достижения трансляционного смещения верхнего позвонка относительно нижнего ≥ 4 мм [6, 12–14]. Смещение регистрировали по перемещению кончика инъекционной иглы относительно градуированной в миллиметрах полоски бумаги, фиксированной к поверхности каудальной площадки (рис. 6).

Испытательной машиной фиксировали значения нагрузки, приложенные в каждый момент времени (Н). При этом на графике регистрировали типичную кривую зависимости «нагрузка – деформация» (рис. 7).

Анализировали графические кривые, фиксировали значения параметров NZ, EZ, предел текучести (YP),

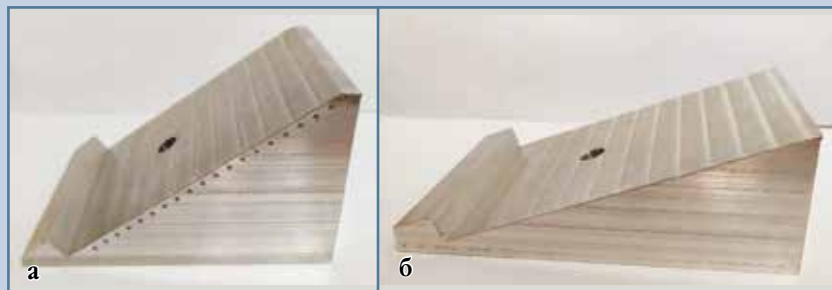


Рис. 4

Платформы, моделирующие угол T1 slope: а – 35° ; б – 20°



Рис. 5

Устройство для создания идентичного сегментарного лордоза на сегменте при межтеловой стабилизации и фиксации пластиной

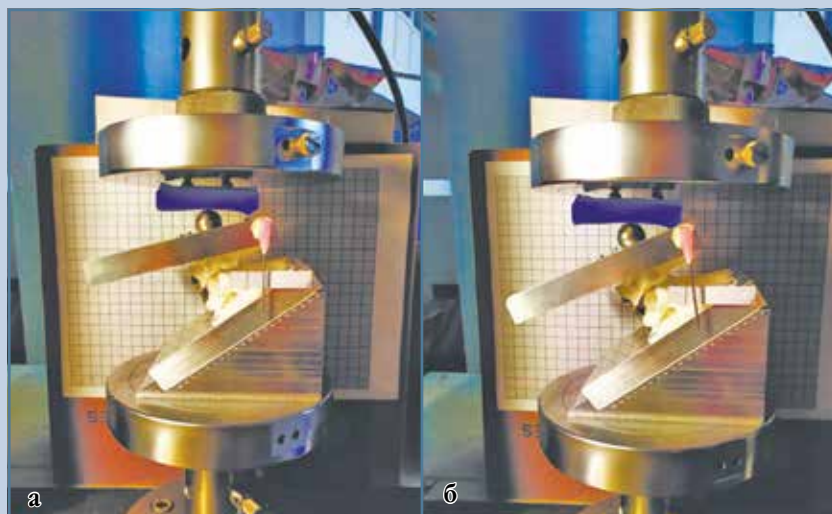


Рис. 6

Начало (а) и окончание (б) тестирования: достигнуто трансляционное смещение позвонка ≥ 4 мм

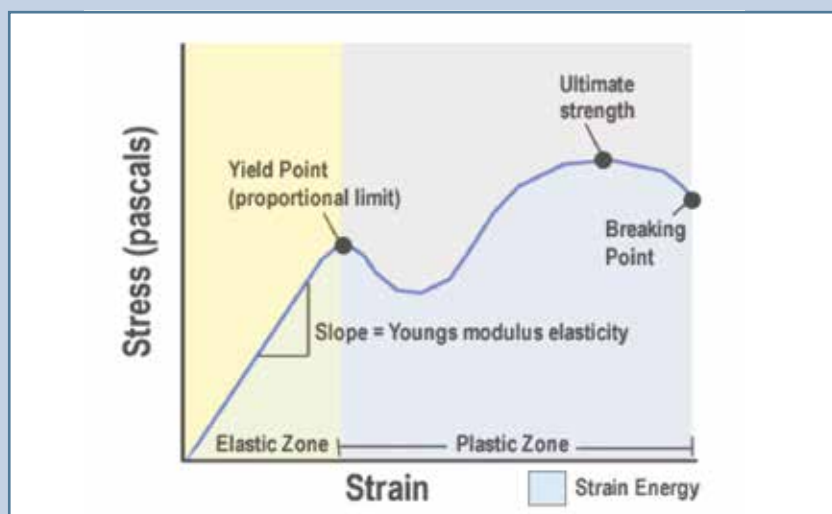


Рис. 7

Типичная кривая зависимости «нагрузка – деформация»

время до наступления предела текучести (tYP), значение прилагаемой нагрузки для осуществления сдвигового смещения ($H_{\text{нагр}}$) (рис. 7). В последующем данные каждой группы подвергали сравнительному анализу.

Дизайн исследования сформирован исходя из того, что биомеханические параметры сагиттального шейного баланса асимптомных волонтеров

соответствуют следующим значениям: T1 slope = $25,7 \pm 6,4$, но не более 40; C₂–C₇ SVA = 20 мм, но не более 40 мм; NT = $43,7 \pm 6,1$; TIA = $69,5 \pm 8,6$ [15]. В эксперименте моделируется передняя и циркулярная (360°) хирургическая стабилизация после трехколонного повреждения DF3 типа, по классификации Allen, на уровне C₆–C₇, при котором, как правило, ста-

тические элементы стабилизирующего комплекса (капсулярные связки, желтая связка, задняя продольная связка, передняя продольная связка) разорваны или предельно разволокнены. Кроме того, значительно повреждены сегментарные мышцы. В связи с этим связочными структурами позвоночника и сегментарными мышцами при моделировании решено было пренебречь. Для моделирования перелома фасеток с двух сторон с целью подтверждения научной гипотезы, сформированной на основе ретроспективного клинического исследования в группах 2, 3, 4, мы провели резекцию суставных отростков C₆ и C₇ позвонков с двух сторон перед началом испытаний. Сформировали 4 группы исследования табл. 1.

Проводили визуальную оценку величины трансляции маркировочной иглы по калибровочной полосе. Испытание прекращали при достижении либо переднего смещения 5 мм, либо нагрузки более 150 кг, либо перемещения верхней траверсы аппарата Instron более 3 мм. Оценивали значения приложенной при этом нагрузки (H) и расстояние, пройденное верхней траверсой аппарата Instron (перемещение при сжатии, мм).

Результаты

В группе 1 переднее сдвиговое смещение C₆ позвонка вызвать не удалось во всех сериях. При этом средняя нагрузка в конечной точке ($H_{\text{нагр}}$) достигала $1857,0 \pm 210,3$ Н (рис. 8а). В группах 2, 3, 4 во всех сериях отмечена реализация сдвигового смещения ≥ 4 мм. Профиль графических кривых был идентичен в группах 2, 3, 4. Отличались величины значений. В группе 2 среднее значение предела текучести (YP) составило $728,7 \pm 50,6$ Н (рис. 8б). В группе 3, где дополнительно смоделирован перелом суставного отростка, среднее значение YP составило $423,5 \pm 46,8$ Н, что говорит о значительном снижении начальной прочности фиксации позвоночного сегмента в условиях T1 slope = 35° и при переломе суставного отростка

(рис. 8в) В то же время в группе 4 отмечено трансляционное смещение ≥ 4 мм, однако среднее значение УР при этом составило $1536,0 \pm 40,0$ Н

(рис. 8г), что соответствует воздействию на шейный позвоночный сегмент 153 кг, чего не бывает в физиологических условиях.

Графические кривые в группах имели идентичный силуэт, но отличались величинами значений. Мы связываем это с методом фиксации пластин к позвонкам free-hand.

Такие параметры как эластическая зона (EZ), время до наступления предела текучести (tYP), время в конечной точке или при сдвиге $C_6 \geq 4$ мм не имели значимых различий (табл. 2).

Значение параметра $NZ = 0$ в эксперименте показало, что во всех группах инструментальная стабилизация позвонков выполнена идентично.

Обсуждение

Несмотря на внедрение и широкое клиническое применение передних шейных пластин, задних винтовых шейных фиксирующих систем, проблема оптимальной тактики стабилизации при субаксиальных вывихах остается открытой. Одни авторы [16, 17] считают переднюю стабилизацию при трехколонных субаксиальных повреждениях оптимальной, другие [18], ссылаясь на выраженную нестабильность при таких повреждениях, пропагандируют комбинированную (переднюю и заднюю) стабилизацию. Дискуссия о том, в каких случаях при трехколонных повреждениях циркулярная стабилизация является избыточной, а в каких она обоснована, до сих пор открыта и актуальна. Большинство экспертов сходятся во мнении, что основными задачами инструментальной стабилизации позвоночного сегмента при хирургическом лечении нестабильных повреждений позвоночника

Таблица 1

Характеристика групп исследования

Группа	T1 slope, град.	Фасетки	C ₂ –C ₇ SVA, мм	Тип стабилизации
1	20	Интakтные	20	Передняя
2	35	Интakтные	20	Передняя
3	35	Перелом	20	Передняя
4	35	Перелом	20	360°

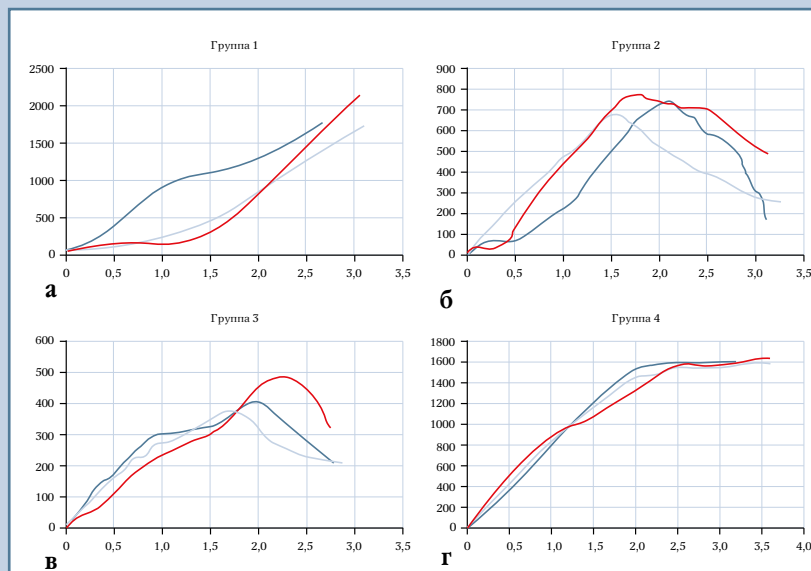


Рис. 8

Графические кривые «нагрузка – деформация»: а – группа 1; б – группа 2; в – группа 3; г – группа 4

Таблица 2

Величины изучаемых параметров в группах исследования ($M \pm SD$)

Параметры	Группа 1	Группа 2	Группа 3	Группа 4
Нейтральная зона, мм	0	0	0	0
Эластическая зона, мм	$2,90 \pm 0,20$	$1,78 \pm 0,30$	$1,90 \pm 0,30$	$2,20 \pm 0,25$
Время до наступления предела текучести, с	Нет	$107,70 \pm 13,50$	$120,00 \pm 13,00$	$135,30 \pm 14,30$
Время в конечной точке или при сдвиге $C_6 \geq 4$ мм, с	$175,00 \pm 13,40$	$191,30 \pm 5,00$	$172,00 \pm 12,80$	$197,00 \pm 15,10$
Предел текучести, Н	Нет	$728,70 \pm 50,60$	$423,50 \pm 46,80$	$1536,00 \pm 40,00$
Нагрузка в конечной точке или при сдвиге 4 мм, Н _{нагр.}	$1857,00 \pm 210,30$	$304,30 \pm 168,24$	$244,80 \pm 54,00$	$1591,00 \pm 28,80$
Перемещение верхней траверсы, мм	$2,90 \pm 0,20$	$3,10 \pm 0,08$	$3,00 \pm 0,20$	$3,50 \pm 0,50$

являются сохранение взаимоотношений между позвонками на период формирования костного блока, а также ранняя и безопасная мобилизация пациента [19, 20].

Несостоятельность фиксации при применении спинального имплантата формируется при одномоментной перегрузке или циклической нагрузке с последующим усталостным разрушением. Для достижения костного сращения необходимы достаточная сегментарная стабильность и соответствующее распределение нагрузки на сегменте (load sharing). Абсолютная стабильность фиксации может помешать реализации процессов репаративного остеогенеза за счет механизма экранирования нагрузки (stress shielding) на межтеловой спейсер или костный трансплантат. Сформированный искусственный костный блок выводит имплантат из стрессовой нагрузки, поэтому усталостное разрушение имплантата не наступает [3].

Шейный отдел позвоночника с биомеханической точки зрения является несущей механической структурой с шестью степенями свободы движения: сгибание/разгибание, боковые наклоны влево и вправо, ротация вправо и влево [21, 22]. Травматические силы, воздействующие на хирургически стабилизированный позвоночник, можно представить в виде векторов сил, имеющих четкое пространственное направление. Силы векторы подразделяются на ротационные (флексия, экстензия, боковой наклон, торсия) и линейные (компрессия, дистракция, трансляция). При воздействии силы в любом из направлений стабилизированные структуры позвоночно-двигательного сегмента претерпевают типичные стадии деформации, представленные на рис. 9.

Обычная кривая нагрузки состоит из нескольких зон [23–25].

Нейтральная зона (NZ) – это часть физиологического диапазона межпозвонкового объема движений, измеряемого от нейтральной позиции, при котором движение производится с минимальным внутренним сопротивлением (напряжением). Чем выше стабильность фиксации позвоночно-двигательного сегмента, тем меньше нейтральная зона.

Эластическая зона (EZ) – часть объема движений, измеряемого от конца нейтральной зоны и заканчивая YP (рис. 7). В эластической зоне межпозвонковое движение продуцируется в условиях значительного внутреннего сопротивления системы. Величина этой зоны определена модулем упругости материалов, представляющих систему. Это зона высокой жесткости.

Далее зона необратимой деформации системы – пластическая зона (PZ). EZ заканчивается пределом текучести (YP yield point), величина которого определяет начало PZ. Находясь в пластической зоне, испытываемый материал после устранения нагрузки не принимает исходную форму и положение.

Крайней точкой PZ является точка разрушения системы (Break point), за которой следует зона разрушения FZ (Failure zone).

В литературе описаны следующие типы оценки функции спинальных имплантатов [25]:

1) тестирование прочности имплантата: проводится до разрушения имплантата или системы «материал – имплантат»;

2) тестирование на усталостные разрушения: проводится циклическая нагрузка, оценивается устойчивость системы «имплантат – кость» к разрушению в условиях физиологической нагрузки;

3) тестирование нестабильности:

а) сгибательные тесты: оценивается устойчивость к изгибу, прикладывается дозированная нагрузка, измеряется полученное смещение;

б) оценка прочности фиксации: прикладывается дозированное смещение, измеряется устойчивость системы к смещению, оценивается результирующая нагрузка.

Наше исследование относится к последней группе – оценке прочности фиксации. В нем проведена оценка устойчивости системы «позвонки – имплантат – позвонок», находя-

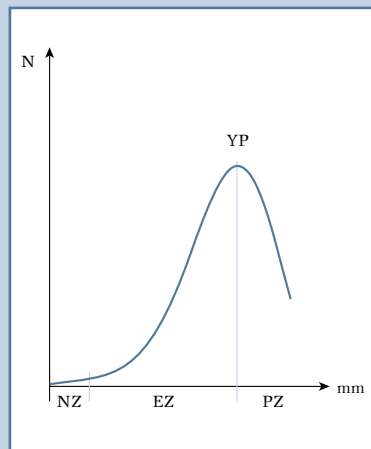


Рис. 9

График зависимости «нагрузка – деформация»

щейся в различных биомеханических условиях, к деформации (сдвиговому смещению) под влиянием аксиальной нагрузки.

Интерес клиницистов к стабильности фиксации при флексивно-дистракционных повреждениях, в частности переломовывихах типа DF3 по Allen, сформировался еще в 80-е гг. XX в., с тех пор как передняя шейная пластина заняла свое место в ряду имплантатов, применяемых при лечении нестабильных повреждений на нижнем уровне.

Coe et al. [26] в проведенном на шейных бычьих позвонках биомеханическом эксперименте моделировали повреждение типа DF3, затем изучали эффективность передней, задней и циркулярной стабилизаций. Применяли заднюю проволоочную фиксацию по Bohlmanns, заднюю фиксацию пластинами по Roy-Camille, заднюю фиксацию крючковидными пластинами по АО, передней шейной пластиной Caspar. Проводили циклические флекссионные тесты с использованием машины MTS. Исследование показало неэффективность изолированной фиксации пластинами Caspar по сравнению со всеми задними и комбинированными методами стабилизации.

Oberkircher et al. [27] изучили в биомеханическом кадаверном исследова-

нии первичную стабильность передней фиксации пластиной при трехколонном повреждении и влиянии на нее перелома суставного отростка.

Авторы отметили значительное снижение прочности при сдвиговой нагрузке на сегмент в условиях перелома суставного отростка по сравнению с интактными фасетками. Разрушение сегмента наступило при нагрузке $73,42 \pm 32,51$ Н и $174,60 \pm 46,93$ Н соответственно [27].

Группа ученых во главе с Kim [28] сравнила в кадаверном исследовании стабильность фиксации при билатеральных вывихах, используя циклические нагрузки. Изучали три ее вида на уровне C_5-C_6 : изолированную переднюю стабилизацию пластиной, переднюю стабилизацию пластиной плюс заднюю межостистую стабилизацию, переднюю стабилизацию пластиной и заднюю транспедикулярную фиксацию. Применяли момент силы 2 Нм в шести разных направлениях (сгибание, разгибание, боковой наклон вправо и влево, осевая ротация вправо и влево). Измеряли диапазон движений и величину нейтральной зоны. Авторы доказали, что максимальная первичной стабильностью обладает комбинированная фиксация: передняя и задняя винтовая [28].

Henriques et al. [18] провели биомеханические кадаверные тесты *in vitro*, применяя циклические нагрузки и сравнивая фиксирующие свойства спинальных имплантатов при повреждениях типа DF3 по Allen [2]. При помощи MTS-машины моделировали 3 диапазона движений: сгибание – разгибание, боковые наклоны, осевое вращение. Прикладывали момент силы $\pm 1,5$ Нм. Оценивали диапазон движений. Исследование подтвердило недостаточность изолированной передней фиксации при DF3, циркулярная стабилизация обеспечивает восстановление механизма posterior tension band (задней напряженной петли) и наи-

более эффективна при трехколонных повреждениях.

Во всех вышеперечисленных типах тестирования, как правило, использовали животный или человеческий кадаверный материал, применяли MTS-машины, направление приложения нагрузки выбирали исходя из существующих рекомендаций и протоколов [29, 30].

Наше исследование проведено с применением аддитивных технологий, вместо кадаверных были применены физические 3D-модели C_6 и C_7 шейных позвонков. Это позволило не быть ограниченными в количестве моделей и создать идентичные условия фиксации во всех сериях эксперимента. Было изучено влияние средних и крайних значений параметра T1 slope, а также перелома суставного отростка на реализацию сдвигового смещения краниального позвонка в эксперименте.

Эксперимент показал, что в случае средних значений параметра T1 slope 20° (а, следовательно, и T1A) смоделировать редислокацию позвонка не представляется возможным, предел текучести достигнуть невозможно, даже при сверхфизиологических нагрузках 1857 Н (около 187 кг). При значении T1 slope 35° редислокация моделируется, для этого потребовалась нагрузка около 728 Н, после дополнительной резекции суставных отростков предел текучести наступает при нагрузке 423 Н. Дополнительная задняя винтовая стабилизация в этих условиях значительно восстанавливает стабильность сегмента, предел текучести наступает при нагрузке 1591 Н.

В современных публикациях вопрос определения объема стабилизации при крайне нестабильных трехколонных повреждениях остается дискуссионным [17, 20]. Изолированная и циркулярная стабилизации при трехколонных повреждениях на субаксиальном шейном уровне

в настоящее время являются актуальными лечебными опциями, применяемыми на усмотрение хирурга [15, 20, 31]. В исследовании мы предприняли попытку обосновать целесообразность того или иного вида стабилизации, исходя из принципиально нового подхода – оценки морфологии повреждения и особенностей параметров шейного сагиттального баланса.

Заключение

Экспериментально подтверждено, что направление прикладываемой к фиксированному позвоночному сегменту нагрузки, а также наличие повреждения суставных отростков играют решающую роль в сохранении устойчивости к сдвиговой деформации позвоночного сегмента при его инструментальной стабилизации. Параметр сагиттального баланса уклон Th_1 позвонка (T1 slope), а значит и угол входа в грудную клетку (T1A), высококоррелирующий с ним, а также перелом суставного отростка являются значимыми факторами, влияющими на первичную прочность фиксации нижнешейного позвоночного сегмента при изолированной передней хирургической фиксации по поводу трехколонного повреждения стадии 3 флексивно-дистракционного повреждения и более по классификации Allen. При высоких значениях T1A (T1 slope) и наличии переломов суставных отростков изолированная передняя стабилизация менее эффективна, циркулярная фиксация 360° при этих условиях придает позвоночному сегменту высокую инициальную стабильность.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. **Aebi M, Zuber K, Marchesi D.** Treatment of cervical spine injuries with anterior plating. Indications, techniques, and results. *Spine*. 1991;16(3 Suppl):S38–S45. DOI: 10.1097/00007632-199103001-00008.
2. **Allen BL Jr, Ferguson RL, Lehmann TR, Obrien RP.** A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. *Spine*. 1982;7: 1–27. DOI: 10.1097/00007632-19820710-00001.
3. **Koller H, Reynolds J, Zenner J, Forstner R, Hempfing A, Maislinger I, Kolb K, Tauber M, Resch H, Mayer M, Hitzl W.** Mid- to long-term outcome of instrumented anterior cervical fusion for subaxial injuries. *Eur Spine J*. 2009;18:630–653. DOI: 10.1007/s00586-008-0879-3.
4. **Yang JS, Liu P, Liu TJ, Zhang HP, Zhang ZP, Yan L, Tuo Y, Chen H, Zou P, Li QD, Zhao YT, Hao DJ.** When is the circumferential stabilization necessary for subaxial cervical fracture dislocations? The posterior ligament-bone injury classification and severity score: a novel treatment algorithm. *Eur Spine J*. 2021;30:524–533. DOI: 10.1007/s00586-020-06580-8.
5. **Theodotou CB, Ghobrial GM, Middleton AL, Wang MY, Levi AD.** Anterior reduction and fusion of cervical facet dislocations. *Neurosurgery*. 2019;84:388–395. DOI: 10.1093/neuros/nyy032.
6. **Johnson MG, Fisher CG, Boyd M, Pitzen T, Oxland TR, Dvorak MF.** The radiographic failure of single segment anterior cervical plate fixation in traumatic cervical flexion distraction injuries. *Spine*. 2004;29:2815–2820. DOI: 10.1097/01.brs.0000151088.80797.bd.
7. **Henriques T, Olerud C, Bergman A, Jonsson H Jr.** Distractive flexion injuries of the subaxial cervical spine treated with anterior plate alone. *J Spinal Disord Tech*. 2004;17:1–7. DOI: 10.1097/00024720-200402000-00002.
8. **Anissipour AK, Agel J, Baron M, Magnusson E, Bellabarba C, Bransford RJ.** Traumatic cervical unilateral and bilateral facet dislocations treated with anterior cervical discectomy and fusion has a low failure rate. *Global Spine J*. 2017;7:110–115. DOI: 10.1177/2192568217694002.
9. **Рерих В.В., Ластевский А.Д., Аветисян А.Р.** Особенности тактики хирургического лечения флексивно-дистракционных повреждений субаксиального уровня шейного отдела позвоночника // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14. № 4. С. 32–38. [Rerikh VV, Lastevsky AD, Avetisyan AR. Features of the tactics of surgical treatment of flexion-distraction injuries of the subaxial cervical spine. *Hir. Pozvonoc*. 2017;14(4):32–38. In Russian]. DOI: 10.14531/ss2017.4.32-38.
10. **Sribnick EA, Hoh DJ, Dhall SS.** Traumatic high-grade cervical dislocation: treatment strategies and outcomes. *World Neurosurg*. 2014;82:1374–1379. DOI: 10.1016/j.wneu.2014.02.008.
11. **Ластевский А.Д., Лукинов В.Л., Рерих В.В.** Прогнозирование потери коррекции после изолированной передней стабилизации при хирургическом лечении вывихов шейных позвонков субаксиальной локализации // Хирургия позвоночника. 2020. Т. 17. № 3. С. 20–31. [Lastevsky AD, Lukinov VL, Rerikh VV. Predicting the loss of correction after isolated anterior stabilization in the surgical treatment of subaxial cervical dislocations. *Hir. Pozvonoc*. 2020;17(3):2031. In Russian]. DOI: 10.14531/ss2020.3.20-31.
12. **Quarrington RD, Costi JJ, Freeman BJC, Jones CF.** Quantitative evaluation of facet deflection, stiffness, strain and failure load during simulated cervical spine trauma. *J Biomech*. 2018;72:116–124. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.02.036.
13. **Ivancic PC, Pearson AM, Tominaga Y, Simpson AK, Yue JJ, Panjabi MM.** Biomechanics of cervical facet dislocation. *Traffic Inj Prev*. 2008;9:606–611. DOI: 10.1080/15389580802344804.
14. **Nightingale RW, Bass CR, Myers BS.** On the relative importance of bending and compression in cervical spine bilateral facet dislocation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2019;64:90–97. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.02.015.
15. **Lee SH, Son ES, Seo EM, Suk KS, Kim KT.** Factors determining cervical spine sagittal balance in asymptomatic adults: correlation with spinopelvic balance and thoracic inlet alignment. *Spine J*. 2015;15:705–712. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.06.059.
16. **Abdelgawaad AS, Metry ABS, Elnady B, Sheriff EE.** Anterior cervical reduction decompression fusion with plating for management of traumatic subaxial cervical spine dislocations. *Global Spine J*. 2021;11:312–320. DOI: 10.1177/2192568220903741.
17. **Jack A, Hardy-St-Pierre G, Wilson M, Choy G, Fox R, Nataraj A.** Anterior surgical fixation for cervical spine flexion-distraction injuries. *World Neurosurg*. 2017;101: 365–371. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.02.027.
18. **Henriques T, Cunningham BW, McAfee PC, Olerud C.** In vitro biomechanical evaluation of four fixation techniques for distractive–flexion injury stage 3 of the cervical spine. *Ups J Med Sci*. 2015;120:198–206. DOI: 10.3109/03009734.2015.1019684.
19. **Lee DY, Park YJ, Song MG, Kim KT, Kim DH.** Comparison of anterior-only versus combined anterior and posterior fusion for unstable subaxial cervical injuries: a meta-analysis of biomechanical and clinical studies. *Eur Spine J*. 2021. DOI: 10.1007/s00586-020-06704-0.
20. **Lins CC, Prado DT, Joaquim AF.** Surgical treatment of traumatic cervical facet dislocation: anterior, posterior or combined approaches? *Arq Neuropsiquiatr*. 2016;74:745–749. DOI: 10.1590/0004-282X20160078.
21. **Mackiewicz A, Banach M, Denisiewicz A, Bedzinski R.** Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems – Finite element analysis. *Clin Biomech*. 2016;32:72–79. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.11.016.
22. **Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M.** Biomechanics of the spine. Part II: spinal instability. *Eur J Radiol*. 2013;82:127–138. DOI: 10.1016/j.ejrad.2012.07.023.
23. **Panjabi MM.** Cervical spine models for biomechanical research. *Spine*. 1998;23: 2684–2700. DOI: 10.1097/00007632-199812150-00007.
24. **Espinoza Or as AA, He J, Wang M.** Biomechanical testing of the intact and surgically treated spine. In: Zdero R, ed. *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics*. Academic Press, 2017:133–147. DOI: 10.1016/b978-0-12-803802-4.00009-3.
25. **Friis EA, Arnold PM, Goel VK.** Mechanical testing of cervical, thoracolumbar, and lumbar spine implants. In: Friis E, ed. *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*. Woodhead Publishing, 2017:161–180. DOI: 10.1016/b978-0-08-100286-5.00009-3.
26. **Coe JD, Warden KE, Sutterlin CE 3rd, McAfee PC.** Biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a human cadaveric model. *Spine*. 1989;14: 1122–1131. DOI: 10.1097/00007632-198910000-00016.
27. **Oberkircher I, Born S, Struwer J, Bliemel C, Buecking B, Wack C, Bergmann M, Ruchholtz S, Kruger A.** Biomechanical evaluation of the impact of various facet joint lesions on the primary stability of anterior plate fixation in cervical dislocation injuries: a cadaver study. Laboratory investigation. *J Neurosurg Spine*. 2014;21:634–639. DOI: 10.3171/2014.6.spine.13523.
28. **Kim SM, Lim TJ, Paterno J, Park J, Kim DH.** A biomechanical comparison of three surgical approaches in bilateral subaxial cervical facet dislocation. *J Neurosurg Spine*. 2004;1:108–115. DOI: 10.3171/spi.2004.1.10108.
29. **Panjabi MM.** Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine*. 1988;13:1129–1134. DOI: 10.1097/00007632-198810000-00013.
30. **Wilke HJ, Wenger K, Claes L.** Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J*. 1998;7:148–154. DOI: 10.1007/s005860050045.
31. **Joaquim AF, Lee NJ, Riew KD.** Circumferential operations of the cervical spine. *Neurospine*. 2021;18:55–66. DOI: 10.14245/ns.2040528.264.

Адрес для переписки:

Ластевский Алексей Дмитриевич
630091, Россия, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии
им. Я.Л. Цивьяна,
Lastevskiy@mail.ru

Address correspondence to:

Lastevsky Alexey Dmitrievich
Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics
n.a. Y.L. Tsiyvan,
17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia,
Lastevskiy@mail.ru

Статья поступила в редакцию 03.05.2021

Рецензирование пройдено 14.07.2021

Подписано в печать 16.07.2021

Received 03.05.2021

Review completed 14.07.2021

Passed for printing 16.07.2021

Алексей Дмитриевич Ластевский, заведующий травматолого-ортопедическим отделением № 1, научный сотрудник отделения патологии позвоночника, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, ORCID: 0000-0001-5917-1910, Lastevskiy@mail.ru;

Альберт Игоревич Попелюх, канд. тех. наук, доцент кафедры материаловедения в машиностроении, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса, 20, корп. V, ORCID: 0000-0002-0965-3206, popelyux@corp.nstu.ru;

Сергей Викторович Веселов, канд. тех. наук, доцент кафедры материаловедения в машиностроении, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса, 20, корп. V, ORCID: 0000-0002-0281-6586, veselov@corp.nstu.ru;

Владимир Андреевич Батаев, д-р тех. наук, проф., заведующий кафедрой материаловедения в машиностроении, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса, 20, корп. V, ORCID: 0000-0003-1721-2002, bataev@corp.nstu.ru;

Виктор Викторович Рерих, д-р мед. наук, начальник научно-исследовательского отделения патологии позвоночника, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17; профессор кафедры травматологии и ортопедии, Новосибирский государственный медицинский университет, Россия, 631091, Красный проспект, 52, ORCID: 0000-0001-8545-0024, clinic@niito.ru.

Alexey Dmitrievich Lastevsky, Head of orthopedic trauma department, researcher of the Research Department of Spine Pathology, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyvan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia, ORCID: 0000-0001-5917-1910, Lastevskiy@mail.ru;

Albert Igorevich Popelyukh, PhD in Technics, Associate Professor of the Department of Materials Science in Mechanical Engineering, Novosibirsk State Technical University, 20, build. 5 Marksa prospekt, Novosibirsk, 630073, Russia, ORCID: 0000-0002-0965-3206, popelyux@corp.nstu.ru;

Sergey Viktorovich Veselov, PhD in Technics, Associate Professor of the Department of Materials Science in Mechanical Engineering, Novosibirsk State Technical University, 20, build. 5 Marksa prospekt, Novosibirsk, 630073, Russia, ORCID: 0000-0002-0281-6586, veselov@corp.nstu.ru;

Vladimir Andreevich Bataev, DSc in Technics, Professor, Head of the Department of Materials Science in Mechanical Engineering, Novosibirsk State Technical University, 20, build. 5 Marksa prospekt, Novosibirsk, 630073, Russia, ORCID: 0000-0003-1721-2002, bataev@corp.nstu.ru;

Viktor Viktorovich Rerikh, DMSc, Head of the Research Department of Spine Pathology, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics n.a. Y.L. Tsiyvan, 17 Frunze str., Novosibirsk, 630091, Russia; Professor of traumatology and orthopedics in Novosibirsk State Medical University, 52 Krasny Prospekt, Novosibirsk, 630091, Russia, ORCID: 0000-0001-8545-0024, clinic@niito.ru.