

В. Д. Усиков, В. С. Куфтов,
М. Ю. Коллеров, Д. Е. Гусев, Д. Н. Монашенко

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ТРАСПЕДИКУЛЯРНЫХ УСТРОЙСТВ С БАЛКАМИ ИЗ НИТИНОЛА И ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ ПРИ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ТРАВМОЙ ПОЗВОНОЧНИКА

Аннотация.

Актуальность и цели. В работе теоретически и экспериментально рассмотрена возможность использования балок из нитинола для стабилизации сегментов позвоночника при переломах позвонков в нижнегрудном и поясничном отделах.

Материалы и методы. Теоретические исследования проводили на конечно-элементной модели поясничного отдела позвоночника, на которой имитировали компрессионный перелом, ламинэктомию и стабилизацию транспедикулярным устройством с балками из титана или никелида титана. Изучали линейные и угловые смещения структур позвоночника при функциональных нагрузках с определением коэффициента стабильности. Кроме того, фиксировали максимальные напряжения, возникающие в костных структурных элементах транспедикулярного устройства. Теоретические исследования доказаны клиническими примерами использования транспедикулярного устройства с балками из титана и нитинола.

Результаты. Стабильность здорового позвоночно-двигательного сегмента составляет 100 %. Расчеты показали, что при переломе позвонка с повреждением разных остеолигаментарных колонн наблюдается уменьшение стабильности в позвоночно-двигательном сегменте до 12 %. Стабильность поврежденного сегмента позвоночника при использовании нитиноловых балок повышается до 85 % при изолированном переломе тела позвонка и до 70 % при переломе тела позвонка и дефекте его задних структур. В случае использования балок из титанового сплава стабильность этого сегмента превышает 100 %. Нитиноловые балки сохраняют свою работоспособность при деформациях свыше 3 %, в то время как для титановых балок возникает опасность усталостного разрушения или потери первоначальной формы.

Выводы. При нестабильных переломах тел позвонков с сохранением задней остеолигаментарной колонны (тип В) показано использование в транспедикулярном устройстве нитиноловых балок, что позволяет улучшить биомеханику стабилизированного отдела позвоночника, снижает резорбцию костной ткани вокруг винтов, создает условия для полноценной реабилитации больных в послеоперационном периоде и снижает риск развития синдрома смежных позвоночно-двигательных сегментов. При нестабильных переломах тел позвонков (тип В), потребовавших ламинэктомию и при нестабильных травмах позвоночника с повреждением всех остеолигаментарных колонн (тип С), необходимо использовать в транспедикулярном устройстве ригидные балки из

титанового сплава. Предполагаемыми областями применения полученного материала являются травматология, вертебрология, нейрохирургия.

Ключевые слова: перелом позвоночника, полуригидная транспедикулярная фиксация.

*V. D. Usikov, V. S. Kuftov,
M. Yu. Kollerov, D. E. Gusev, D. N. Monashenko*

THE REASON OF APPLICATION OF TRANSPEDICULAR DEVICES WITH BALKS MADE OF NITINOL AND TITANIUM ALLOY IN THE TREATMENT OF PATIENTS WITH SPINAL INJURY

Abstract.

Background. The relevance and objectives of the work theoretically investigated the possibility of using beams from nitinol to stabilize the spinal segments is also experimentally used for vertebral fractures in the lower thoracic and lumbar regions.

Materials and methods. Theoretical studies were carried out on the course of an elementary model of the lumbar spine, which simulated a compression fracture, laminectomy and stabilization by a transpedicular device with beams made of titanium or titanium nickelide. Linear and angular displacements of the spinal structures were studied under functional loads with the determination of the stability coefficient. In addition, the maximum stresses occurring in the bone structures of the elements of the transpedicular device were recorded. Theoretical studies have been proven by clinical examples of using a pedicle device with titanium and nitinol beams.

Results. Stability healthy spinal motor segment is 100 %. Calculations showed that at vertebra fracture with damage to various osteoligament columns, a decrease in stability in the vertebral motor segment is observed up to 12 %. The stability of the damaged spinal segment when using nitinol beams increases to 85 % with an isolated fracture of the vertebral body and up to 70% with a fracture of the vertebral body and the defect of its posterior structures. In the case of beams of titanium alloy stability of the segment exceeds 100 %. Nitinol beams retain their performance when deformations exceed 3 %, while for titanium beams there is a danger of fatigue failure or loss of the original shape.

Conclusions. In case of unstable vertebral body fractures with preservation of the posterior osteoligament column (type B), the use of nitinol beams in the transpedicular device is shown, which improves the biomechanics of the stabilized spine, reduces bone resorption around the screws, creates conditions for proper rehabilitation of patients in the postoperative period and reduces the risk of syndrome of adjacent vertebral motor segments. In case of unstable vertebral body fractures (type B) that required laminectomy and unstable spinal injuries with damage to all osteoligamentous columns (type C), it is necessary to use rigid beams made of titanium alloy in the pedicle device. The intended applications of the material obtained are traumatology, vertebrology, and neurosurgery.

Keywords: vertebral fracture, semirigid transpedicular fixation.

Введение

Переломы позвонков нижнегрудного и поясничного отделов являются одним из наиболее распространенных видов травм позвоночника, в значительном количестве случаев требующих хирургического лечения с приме-

нием стабилизирующих конструкций. Транспедикулярная фиксация, разработанная Рой-Камилом в 70-х гг. прошлого века для лечения нестабильных переломов позвоночника в грудно-поясничном отделе, в настоящее время нашла широкое применение в вертебрологии.

Наиболее часто в качестве транспедикулярного устройства используют винты и балки из титанового сплава, обеспечивающие достаточно ригидную стабилизацию поврежденных сегментов. Однако жесткая фиксация приводит к ряду осложнений. В качестве причин осложнений можно выделить: разрушение винтов или балок; резорбцию костной ткани вокруг винтов с потерей стабильности поврежденного отдела позвоночника; лизис костной ткани поврежденного позвонка; развитие псевдоартроза [1–3]. Переломы транспедикулярного устройства происходят в первый год, причем 90 % в первые 6 месяцев [4].

К недостаткам ригидной фиксации относится и развитие дегенеративно-дистрофических процессов в смежных со стабилизированным сегментах позвоночника. По данным Martin В. I. с соавт. (2007), дегенеративные изменения в смежных сегментах за счет компенсаторной перегрузки возникают в среднем через 5 лет в 89 % случаев, причем чаще страдает верхний сегмент [5].

Для минимизации осложнений применяют дополнительную стабилизацию вентрального отдела позвоночника, так как основная нагрузка при фиксации ложится на транспедикулярную систему. Динамическая стабилизация начала использоваться с 1994 г. для сохранения физиологических движений в пораженном сегменте и предотвращения развития синдрома смежного уровня, она направлена на преодоление недостатков спондилодеза.

Как показывают теоретические и клинические исследования, снизить риск указанных выше осложнений можно за счет использования динамических систем с балками меньшей жесткости [6]. Так, например, в системах «Graf», «Denezis» транспедикулярные винты соединены упругим полимерным жгутом с поликарбонатными проставками; в системах «Bio Flex», «DSS» винты соединены пружинными элементами. Эти системы используются при дегенеративно-дистрофических заболеваниях, когда нет необходимости восстанавливать силовые колонны позвоночника, а динамические транспедикулярные фиксаторы ограничивают избыточную подвижность позвоночного сегмента. Начинают широко использоваться динамические транспедикулярные системы, имеющие малую жесткость за счет использования в них продольных балок из материалов с низким эффективным модулем упругости, например полимеры РЕЕК и сплавы на основе никелида титана (нитинола) [7–11]. Нашли применение межкостистые импланты с памятью формы [12, 13]; динамические пружинные системы с использованием никелида титана диаметром 4 мм в транспедикулярном устройстве [14]; балки из никелида титана диаметром 5,5 мм и 6 мм [15, 16].

Особенность механического поведения продольных балок из нитинола связана с его сверхупругим (СУ) поведением, т.е. способностью деформироваться при относительно невысоких нагрузках до значительных величин (5–8 %) и полностью восстанавливать свою исходную форму при разгрузке. Это явление обеспечивается протеканием в нитиноле обратимого мартенситного превращения без заметного накопления дефектов кристаллического строения [17]. Поэтому нитинол может подвергаться значительным циклическим деформациям без опасности усталостного разрушения.

Имеются единичные сообщения о применении балок из никелида титана диаметром 6 мм при транспедикулярной фиксации после травм позвоночника [18, 19].

В настоящее время клинических исследований недостаточно, чтобы сделать выводы о преимуществах и недостатках полуригидной стабилизации [20–23]. В данной работе теоретически и экспериментально исследована возможность применения динамических транспедикулярных устройств с продольными балками из нитинола диаметром 6 мм для лечения травм позвоночника.

Теоретические исследования

Анализ биомеханического поведения травмированного и стабилизированного поясничного отдела позвоночника проводили конечно-элементным методом в пакете программ Ansys. Была разработана геометрическая модель поясничного отдела позвоночника L1-LV, в которой воспроизводили костные (тела позвонков, отростки, дужки), хрящевые (межпозвонковые диски) и связочные (продольные, желтые, меж- и надостистые связки) структуры. Этим структурам задавали соответствующие свойства (модуль упругости, предел прочности) по литературным данным [24]. Модель тестировали, прикладывая изгибающую нагрузку и сравнивая перемещения ее элементов с теми, которые наблюдали при экспериментах на анатомических препаратах. Адекватности расчетных и экспериментальных значений перемещений добивались корректировкой геометрии модели и свойств ее элементов. На модели имитировали нестабильные переломы тел позвонков (рис. 1) путем удаления соответствующих элементов костных структур позвонка LIII, а также операционное вмешательство за счет устранения дужек, остистых отростков, связок и хрящевых структур, подвергаемых резекции при декомпрессии нервно-сосудистых образований в случаях осложненных переломов.

Нестабильность позвоночника оценивали исходя из 3-колонного строения остеолигаментарных структур по Denis [25], а также коэффициенту стабильности, определение которого описано ниже.

Стабилизацию травмированного позвоночного сегмента воссоздавали моделированием транспедикулярного фиксатора, включающего продольные балки и винты, закрепленные в смежные с поврежденным телом позвонков. Балкам и винтам задавались физико-механические свойства титанового сплава Ti-6Al-4V, наиболее часто используемого для изготовления транспедикулярных фиксаторов, или нитинола.

В процессе моделирования к поясничному отделу позвоночника прикладывали изгибающий момент, имитирующий функциональную нагрузку на позвоночник при флексии и экстензии (рис. 1). По результатам расчета определяли подвижность отдельных сегментов по коэффициенту стабильности (k) [26], который отвечает отношению угловых или линейных перемещений сегмента при функциональных нагрузках в нормальном (здоровом) состоянии к таким же перемещениям сегмента в травмированном или стабилизированном состоянии, а также напряжения и деформации, возникающие в элементах транспедикулярного фиксатора и в костной ткани вокруг винтов.

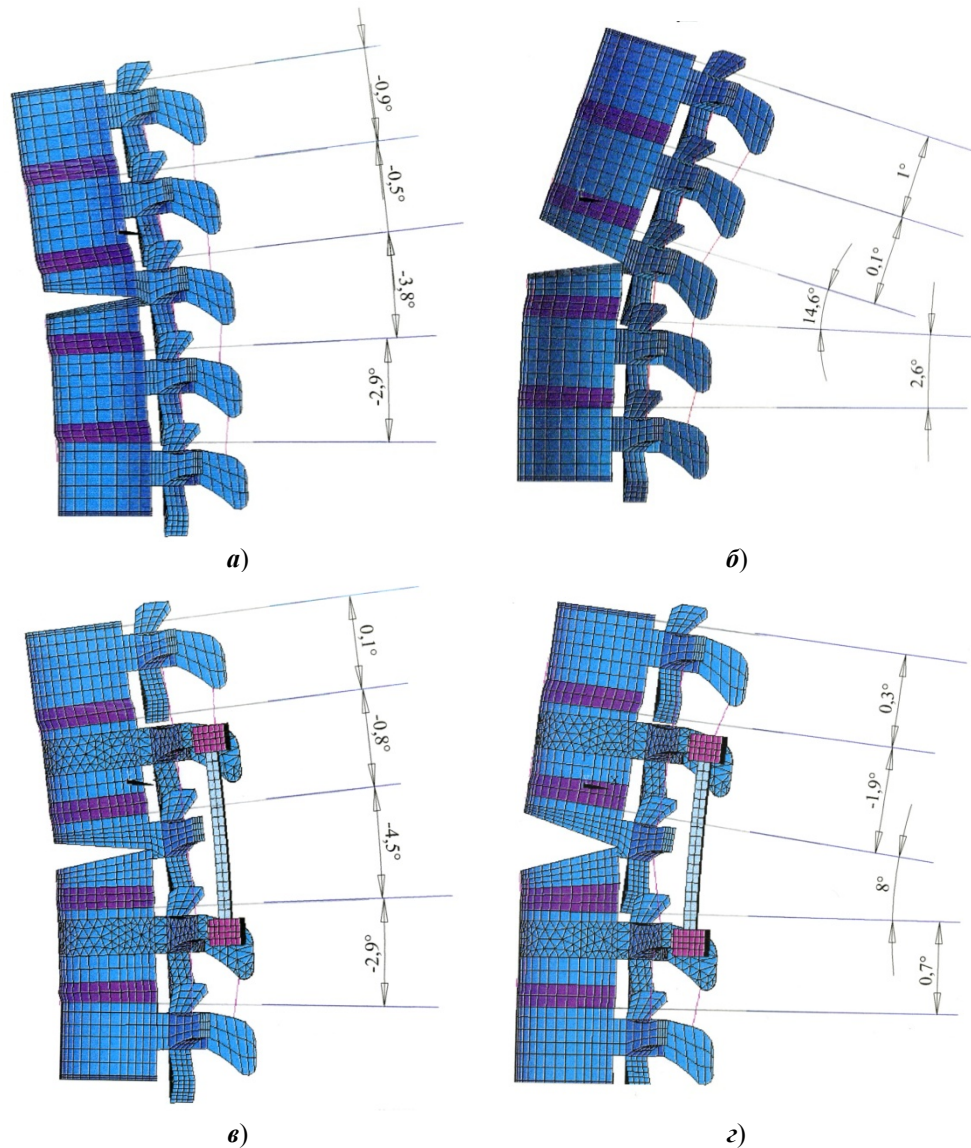


Рис. 1. Примеры моделирования подвижности поясничного отдела позвоночника с нестабильным переломом ЛШ (а, б) и ламинэктомии (в, г), стабилизированным транспедикулярным аппаратом с балками из нитинола (в, г) при флекссионных (а, в) и экстензионных (б, г) нагрузках

Результаты

Результаты расчета подвижности сегментов позвоночника в зависимости от вида травмы и используемого материала балок транспедикулярного устройства приведены на рис. 2.

Расчеты показали, что при нестабильном переломе позвонка, сопровождаемом повреждением передней и средней опорных колонн позвоночника, наблюдается резкое уменьшение стабильности на уровне травмированного позвонка как к флекссионным, так и к экстензионным нагрузкам. В то же время смежные позвоночно-двигательные сегменты практически не меняют

объем движений. В том случае, когда перелом тела позвонка требует проведения ламинэктомии на данном уровне, нестабильность травмированного сегмента снижается в большей степени, составляя всего 12 % от стабильности здорового позвоночника.

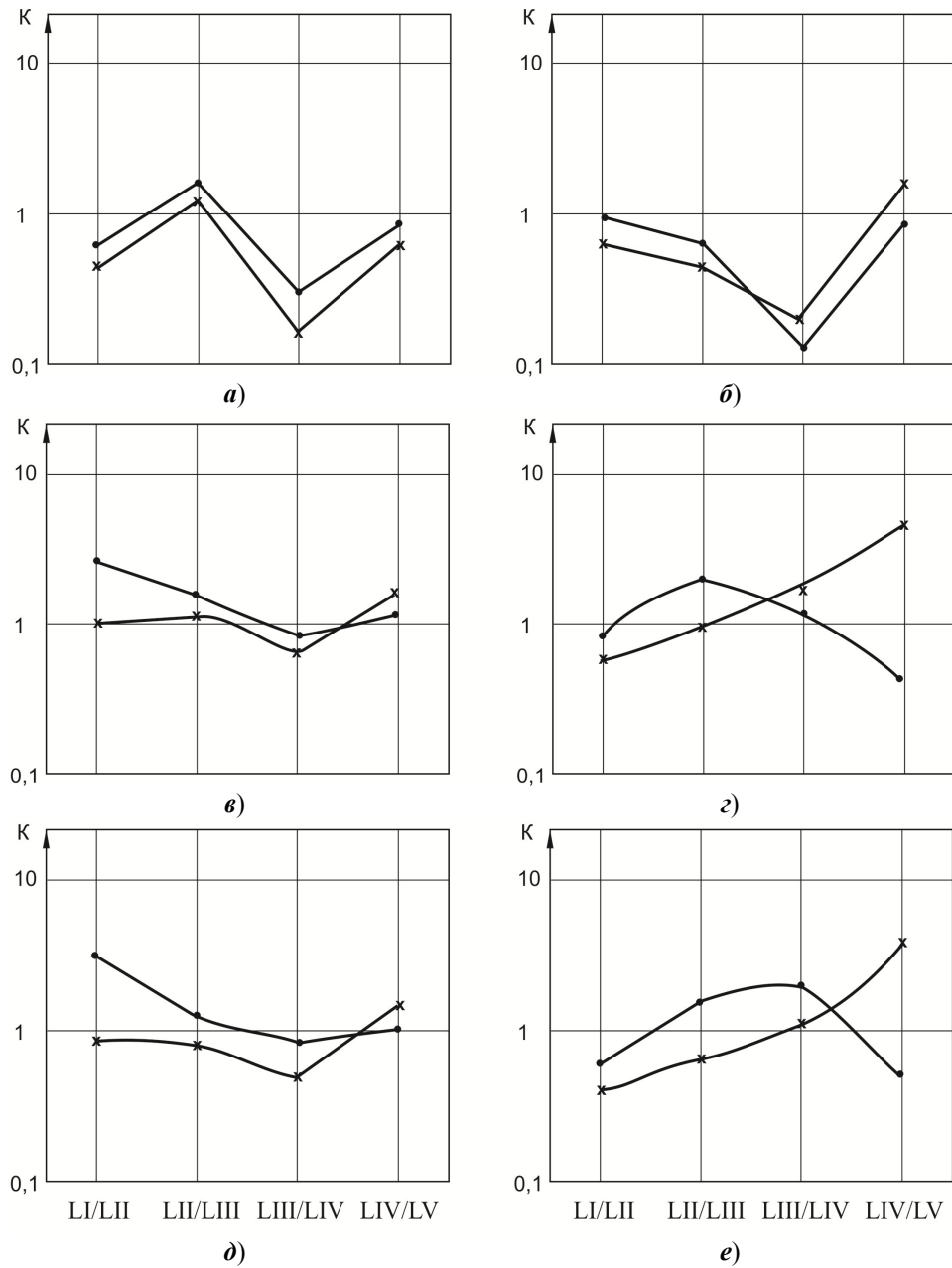


Рис. 2. Изменения коэффициента стабильности по сегментам поясничного отдела:
a – нестабильный перелом LIII; **б** – нестабильный перелом LIII и ламинэктомия;
в – состояние (**a**) с фиксацией конструкцией с балками из нитинола; **г** – состояние (**a**)
 с фиксацией конструкцией с балками из сплава Ti-6Al-4V; **д** – состояние (**б**)
 с фиксацией конструкцией с балками из нитинола; **е** – состояние (**б**)
 с фиксацией конструкцией с балками из сплава Ti-6Al-4V

Установка транспедикулярного фиксатора изменяет ситуацию. Стабильность поврежденного сегмента позвоночника при использовании нити-оловых балок повышается до 85 % при изолированном переломе тела позвонка и до 70 % при переломе тела позвонка и дефекте его задних структур. В случае использования балок из титанового сплава стабильность этого сегмента превышает 100 %, т.е. выше стабильности здорового позвоночно-двигательного сегмента. При этом для смежных двигательных сегментов позвоночника наблюдается отклонение от нормы. Так, при флексии выявляется снижение стабильности как в верхнем, так и в нижнем смежных сегментах, а при экстензии снижение стабильности отмечается только в верхнем сегменте. Величина этого снижения выше в случае нестабильного перелома позвонка и ламинэктомии, а также при использовании ригидных титановых балок. В случаях применения нитиоловых балок стабильность сегментов поясничного отдела была более однородной и близкой к норме.

Это происходит вследствие того, что при жесткой фиксации поврежденного позвоночно-двигательного сегмента позвоночника его костно-хрящевые и связочные структуры не участвуют в сопротивлении функциональным нагрузкам, поэтому она сосредотачивается в смежных сегментах, вызывая их избыточную деформацию. В результате этого возникают значительные напряжения в костной ткани вокруг винтов (табл. 1), которые максимальны при использовании титановых балок. Это приводит к риску резорбции кости тел позвонков вокруг винтов. Кроме того, ригидная стабилизация поврежденного сегмента приводит к чрезмерной перегрузке элементов транспедикулярной конструкции, которая в данном случае вынуждена сопротивляться функциональным движениям без перераспределения нагрузки на структуры стабилизированного сегмента позвоночника.

Таблица 1

Напряжения в костной ткани вокруг винтов и в элементах конструкции

Состояние позвоночника	Напряжения при функциональных движениях, МПа		
	костная ткань	винт	балка
1. Исходное состояние	0,55 ÷ 0,6	–	–
2. Нестабильный изолированный перелом тела LIII	0,6 ÷ 12,0	–	–
3. Изолированный перелом тела LIII и ламинэктомия	2,6 ÷ 3,0	–	–
4. Состояние 2, стабилизированное ТК с балками из нитинола	0,8 ÷ 1,0	88	72
5. Состояние 2, стабилизированное ТК с балками из титанового сплава	1,2 ÷ 1,3	125	110
6. Состояние 3, стабилизированное ТК с балками из нитинола	1,0 ÷ 1,1	111	88
7. Состояние 3, стабилизированное ТК с балками из титанового сплава	1,3 ÷ 1,4	130	114

Следует признать, что представленные расчеты имеют относительную точность, так как не учитывается изменение свойств костной ткани позвонков

и связок позвоночных сегментов в процессе их регенерации. Эти изменения должны сказываться на изменении стабильности травмированного сегмента.

Анализ надежности нитинолового фиксатора

Стабилизированные транспедикулярным устройством двигательные сегменты позвоночника не являются абсолютно неподвижной системой и при функциональной нагрузке испытывают определенные циклические деформации, которые могут привести к усталостному разрушению конструкции. Величина деформаций винтов и балок определяется уровнем функциональной нагрузки и жесткостью транспедикулярной конструкции, которые зависят от геометрии конструкции и материала, из которого она изготовлена. Проведенные нами расчеты по представленной выше модели поясничного отдела позвоночника с нестабильным переломом тела LIII и ламинэктомией на этом уровне, стабилизированного системой из 4 винтов, установленных в смежные позвонки и соединенных балками диаметром 6,0 мм из титанового сплава BT6 или нитинола, позволили определить максимальные деформации балок. Так, при обычной ходьбе, когда циклическая составляющая изгибающей нагрузки находится в пределах 50 Н, максимальная деформация в титановых балках составляет 0,1 %, а для нитиноловых балок – 0,4 %. При более значимых функциональных нагрузках (бег, наклоны, приседания) или неконтролируемых движениях (падения и т.п.) деформации могут увеличиваться до 5 раз (табл. 2). В наиболее значимый для реабилитации больного двухлетний период количество таких циклов может быть различно.

Деформационная циклическая усталость нитинола и титанового сплава BT6 (Ti-6Al-4V), которые используются для изготовления продольных балок транспедикулярного фиксатора [27], представлена на рис. 3.

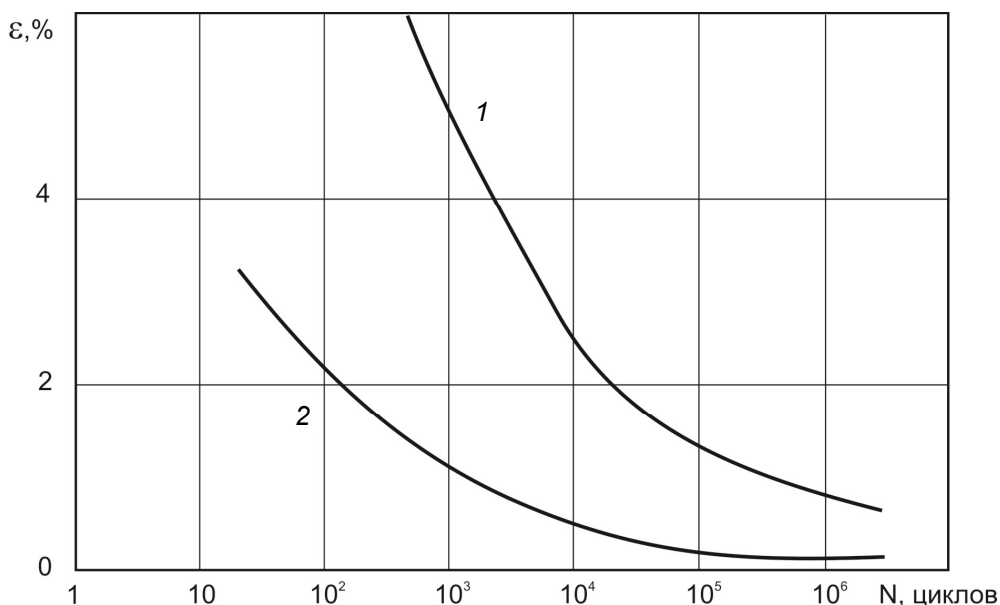


Рис. 3. Кривые деформационной усталости балок из нитинола (1) и сплава Ti-6Al-4V (2)

В табл. 2 представлено сравнение данных по деформации 6,0 мм балок фиксатора при функциональных нагрузках с кривыми усталости нитинола и титанового сплава.

Таблица 2

Величины деформации и циклической стойкости продольных балок из титанового сплава и нитинола транспедикулярного фиксатора при различных видах движений больного с нестабильным повреждением позвоночника

Вид движения	Деформация балок, %		Число циклов до разрушения	
	Титановый сплав	Нитинол	Титановый сплав	Нитинол
1. Ходьба	0,1	0,4	$> 5 \cdot 10^6$	$> 5 \cdot 10^6$
2. Наклоны, приседания без нагрузки	0,2	0,8	$3 \cdot 10^5$	$1 \cdot 10^6$
3. Наклоны, приседания с нагрузкой	0,3	1,3	$2 \cdot 10^4$	$7 \cdot 10^4$
4. Падение	0,5	2,3	$5 \cdot 10^3$	$1 \cdot 10^4$

Из данных табл. 2 следует, что при обычных функциональных движениях (ходьба, наклоны) транспедикулярные фиксаторы с балками из титана и нитинола обладают достаточно высокой циклостойкостью. Однако при более значительных деформациях, к которым могут приводить наклоны с отягощением, падения, резкие движения и т.п., преимущества нитинола становятся очевидными. Так, нитиноловые балки сохраняют свою работоспособность при деформациях свыше 3 %, в то время как для титановых балок возникает опасность усталостного разрушения или потери первоначальной формы (пластическая необратимая деформация).

Обсуждение

Полученные результаты математической модели свидетельствуют о том, что полуригидная стабилизация пояснично-крестцового отдела позвоночника по технологии без спондилодеза способствует сохранению подвижности в стабилизированных сегментах позвоночного столба. Так, из-за перегрузки смежных позвоночно-двигательных сегментов в них могут протекать дегенеративно-дистрофические процессы, приводящие к дальнейшей потере стабильности. В то же время недостаточный объем подвижности в стабилизированном сегменте может препятствовать нормальному кровоснабжению поврежденных тканей и замедлять их регенерацию и даже вызывать лизис костной ткани. Поэтому при ригидной фиксации с использованием титановых балок возникает риск потери стабильности как смежных, так и поврежденного позвоночно-двигательного сегментов. В случае применения нитиноловых балок этот риск снижается. Проведенное моделирование показывает перспективность использования динамических нитиноловых балок при лечении изолированных переломов тел позвонков, так как нагрузка на балки при функциональных движениях значительно снижается, а следовательно, риск их разрушения практически отсутствует.

Необходимо учитывать, что рассмотренный случай является некоторой усредненной ситуацией, так как при взрывных переломах тел позвонков и по-

вреждении задних структур позвонков опорная способность позвоночника резко снижается и нагрузка на балки транспедикулярного фиксатора, которым стабилизирован поврежденный сегмент, увеличивается. В этом случае возрастает и опасность повреждения балок, особенно изготовленных из титанола.

Применение титаноловых балок в транспедикулярном устройстве должно обеспечивать физиологические движения в позвоночно-двигательном сегменте и предотвращать развитие патологической подвижности. Повышение жесткости конструкции, с одной стороны, приводит к увеличению прочности фиксации, с другой – к риску стресс-защиты. Учитывая тот факт, что основной целью при фиксации поврежденного позвоночника является получение надежного спондилдеза, биомеханические тесты благоприятствуют использованию ригидных транспедикулярных систем. Проведение ранней реабилитации также оправдывает использование жестких систем.

Модуль упругости и усталостная прочность титановых сплавов значительно превосходят комплекс механических свойств других материалов, в том числе специальных сталей, применяемых в медицине. Авторами экспериментально доказана более высокая усталостная прочность при знакопеременных нагрузках транспедикулярных штанг из литого никелида титана по сравнению с титаном и сталью на примере 12 больных с переломами в грудном и поясничном отделах [28].

В целом наиболее полно преимущества динамической стабилизации будут реализованы в том случае, когда в результате травмы сохранена одна опорная колонна позвоночника при нестабильном переломе позвонка, не требующая расширенной декомпрессии нервно-сосудистых структур путем ламинэктомии с резекцией связок и т.п. [29].

В то же время при взрывных переломах позвонков с необходимостью резекции задних структур желательнее использовать ригидные транспедикулярные фиксаторы с продольными балками из титана. При застарелых повреждениях позвоночника в качестве эффективного компромисса возможно использование балок из титанола совместно с кейджами, замещающими межпозвоночный диск или тело позвонка и восстанавливающими опорную функцию передней колонны позвоночника.

Клинические исследования

Для проверки выводов теоретических исследований был проведен анализ клинического применения транспедикулярных фиксаторов различной жесткости при лечении травм грудного и поясничного отделов позвоночника.

Пациент Ф., 35 лет. Травма получена при падении с высоты второго этажа. При обследовании выявлен компрессионно-оскольчатый перелом тела L1 позвонка с ушибом и сдавлением спинного мозга. В неврологическом статусе клиника нижнего парапареза, нарушение функции тазовых органов (тип C по ASIA [30]) (рис. 4).

На представленных спиральной компьютерной томографии (СКТ) сканах пациента Ф. при поступлении определяется разрушение всех остеолигаментарных колонн: оскольчатый перелом тела L1 позвонка, продольный перелом остистого отростка ThXII позвонка с переходом на дужки. До 50 % деформирован позвоночный канал.

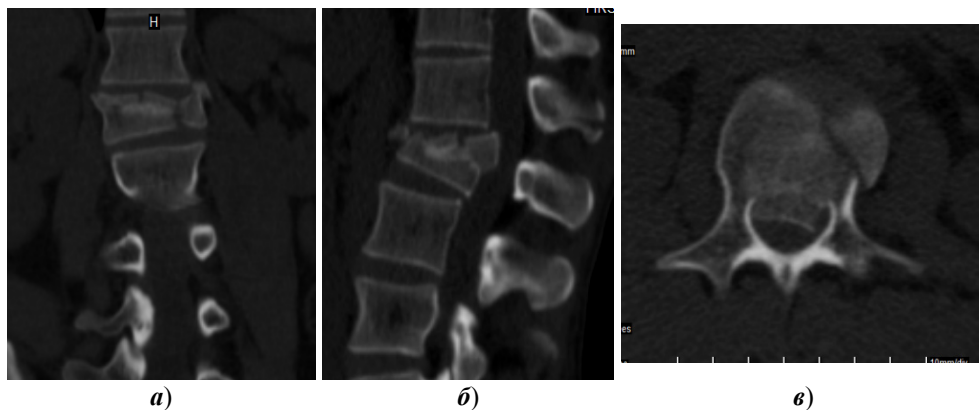


Рис. 4. СКТ больного Ф. до операции: *a* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция L1 позвонка

На 2-е сут после травмы выполнена операция: репозиционно-стабилизирующий транспедикулярный остеосинтез позвоночника на протяжении ThXII–LII, ламинэктомия L1 (рис. 5). Выраженная нестабильность позвоночника подтверждена на операции. Репозиционной системой в значительной степени удалось расправить тело позвонка, устранить кифотическую и сколиотическую деформацию. Сохраняющаяся до 25 % деформация позвоночного канала потребовала выполнения декомпрессивной ламинэктомии. Транспедикулярные винты соединены ригидными балками из титанового сплава. В течение 3-х недель регрессировал нижний парапарез, восстановилась функция тазовых органов. Наблюдение за больным 4 года.

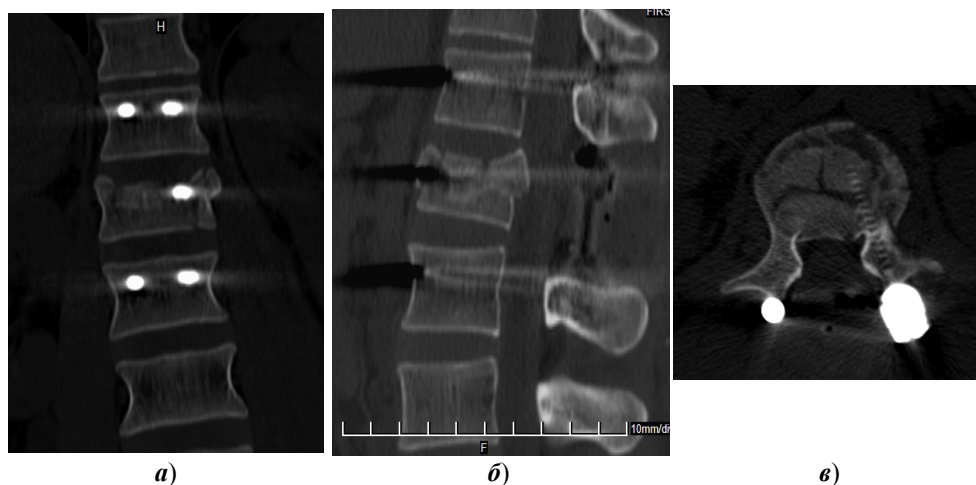


Рис. 5. СКТ больного Ф. после операции: *a* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция L1 позвонка

Клинический пример с больным В., 21 года. В результате дорожно-транспортного происшествия получена сочетанная травма. Нестабильный компрессионно-оскольчатый перелом тела L1 позвонка со сдавлением спинного мозга. Перелом костей предплечья. В неврологическом статусе тип D по ASIA.

На СКТ (рис. 6) выявлено повреждение двух остеолигаментарных колонн позвоночника. Костный фрагмент сломанного тела L1 позвонка на 1/3 стенозирует позвоночный канал. Репозиционной системой удалось полностью восстановить форму тела позвонка и устранить сдавление спинного мозга. Учитывая сохранность заднего опорного комплекса, фиксация поврежденного отдела позвоночника завершена шестивинтовой конструкцией с использованием титановых балок (рис. 7). Получен хороший клинический и функциональный результаты. Срок наблюдения за больным 3,5 года.

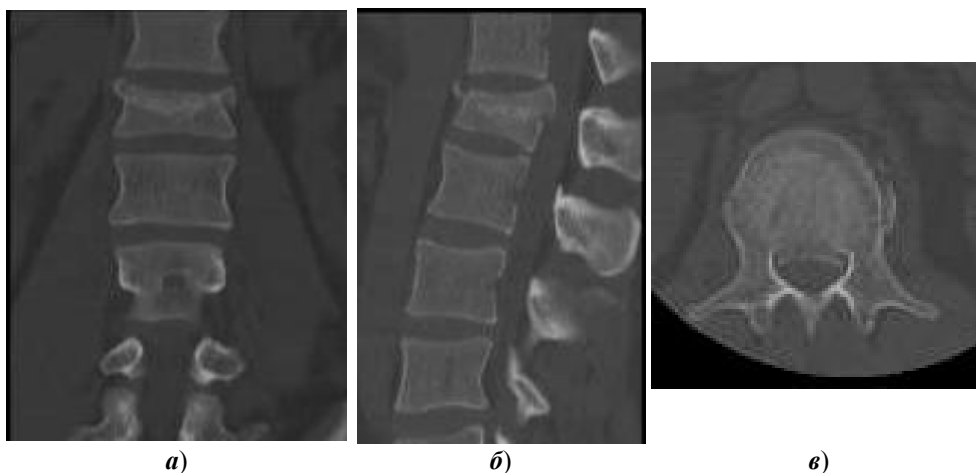


Рис. 6. СКТ больного В. до операции: *а* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция L1 позвонка

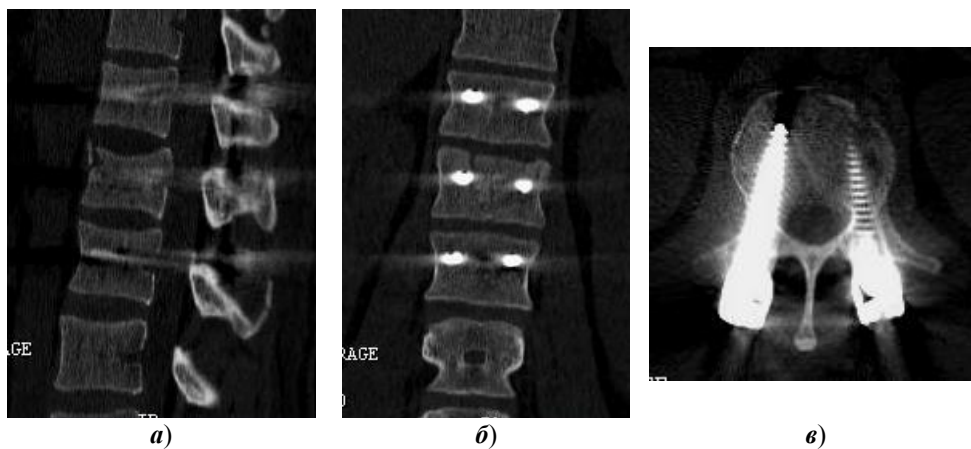


Рис. 7. СКТ больного В. после операции: *а* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция L1 позвонка

Клинический пример с больной М., 16 лет. В результате дорожно-транспортного происшествия получена сочетанная травма. Закрытая черепно-мозговая травма. Ушиб головного мозга. Нестабильный компрессионно-оскольчатый перелом тела L5 позвонка. В неврологическом статусе клиника поражения L5 корешков с двух сторон. На рис. 8 определяется грубая деформация позвоночного канала фрагментами тела L5 позвонка с компрессией со-

держимого позвоночного канала. На 3-и сут после травмы выполнены гемиламинэктомия LV справа и репозиционно-стабилизирующий транспедикулярный остеосинтез на протяжении LIV–SI с использованием нитиноловых балок.

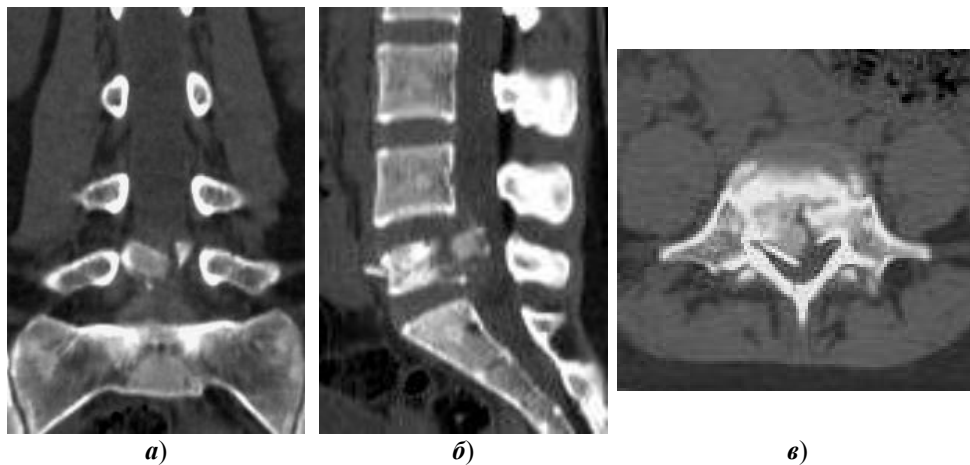


Рис. 8. СКТ больной М. до операции: *a* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция LV позвонка

На контрольных СКТ сканах определяется декомпрессия содержимого позвоночного канала (рис. 9). После операции регресс корешковые нарушения с восстановлением силы в стопах. Катмнез составил 1,5 года.

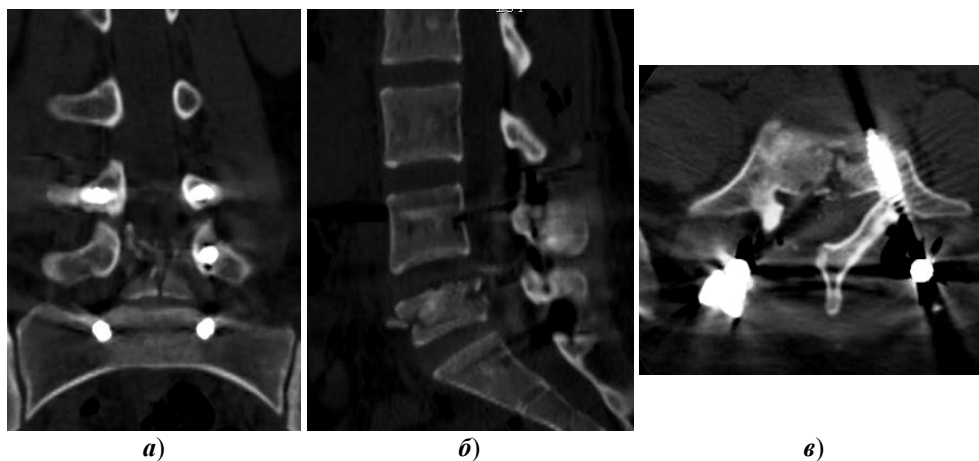


Рис. 9. СКТ больной М. после операции: *a* – прямая проекция; *б* – боковая проекция; *в* – поперечная проекция LV позвонка

Как показывают приведенные примеры, применение транспедикулярного остеосинтеза конструкциями с балками как из титанового сплава, так и из нитинола достаточно эффективно при лечении травм позвоночника.

Выводы

1. Проведенные расчеты и клинические примеры обосновывают возможность использования для лечения травм грудного и поясничного отделов

позвоночника транспедикулярных фиксаторов как с динамическими, так и с ригидными балками.

2. При нестабильных переломах тел позвонков с сохранением задней остеолигаментарной колонны (тип В) показано использование в транспедикулярном устройстве нитиноловых балок, что позволяет улучшить биомеханику стабилизированного отдела позвоночника, снижает резорбцию костной ткани вокруг винтов, создает условия для полноценной реабилитации больных в послеоперационном периоде и снижает риск развития синдрома смежных позвоночно-двигательных сегментов.

3. При нестабильных переломах тел позвонков (тип В), потребовавших ламинэктомию, и при нестабильных травмах позвоночника с повреждением всех остеолигаментарных колонн (тип С) необходимо использовать в транспедикулярном устройстве ригидные балки из титанового сплава.

Библиографический список

1. **Бердюгин, К. А.** Осложнения транспедикулярной фиксации позвоночника и их профилактика / К. А. Бердюгин, М. С. Каренин // *Фундаментальные исследования*. – 2010. – № 9. – С. 61–71.
2. **Усиков, В. В.** Ошибки и осложнения внутреннего транспедикулярного остеосинтеза при лечении больных с нестабильными повреждениями позвоночника, профилактика и лечение / В. В. Усиков, В. Д. Усиков // *Травматология и ортопедия России*. – 2006. – № 1. – С. 21–26.
3. Utilizing dynamic rods with dynamic screws in the surgical treatment of chronic instability: a prospective clinical study / T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, M. Cosar, A. F. Ozer // *Turk. Neurosurg*. – 2009. – Vol. 19 (4). – P. 319–326.
4. **Mohi Eldin, M. M.** Lumbar Transpedicular Implant Failure: A Clinical and Surgical Challenge and Its Radiological Assessment / M. M. Mohi Eldin, A. M. Ali // *Asian Spine J.* – 2014. – Vol. 8 (3). – P. 281–297. – DOI org/10.4184/asj.2014.8.3.281.
5. Reoperation rates following lumbar spine surgery and the influence of spinal fusion procedures / B. I. Martin, S. K. Mirza, B. A. Comstock, D. T. Gray, W. Kreuter, R. A. Deyo // *Spine*. – 2007. – № 32 (3). – P. 382–387. – DOI 10.1097/01.brs/0000254104/55716.46.
6. Экспериментально-клиническое обоснование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника / С. К. Левченко, О. Н. Древаль, А. А. Ильин, М. Ю. Коллеров, И. П. Рынков // *Вопросы нейрохирургии имени Н. Н. Бурденко*. – 2004. – № 1. – С. 26–32.
7. Экспериментально-анатомическое исследование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника / С. К. Левченко, О. Н. Древаль, А. А. Ильин, М. Ю. Коллеров, И. П. Рынков, А. В. Басков // *Вопросы нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко*. – 2011. – № 1. – С. 20–26.
8. Evaluation of a Hybrid Dynamic Stabilization and Fusion System in the Lumbar Spine: A 10 Year Experience / A. Kashkoush, N. Agarwal, E. Paschel, E. Goldschmidt, P. C. Gerszten // *Cureus*. – 2016. – Vol. 10, № 8 (6). – P. e637. – DOI 10.7759/cureus.637.
9. The Comprehensive Biomechanics and Load-Sharing of Semirigid PEEK and Semirigid Posterior Dynamic Stabilization Systems / D. K. Sengupta, Brandon Bucklen, Paul C. McAfee, Jeff Nichols, Raghavendra Angara, Saif Khalil // *Advances in Orthopedics*. – 2013. – Vol. 2013, Article ID 745610. – 9 p. – DOI org/10.1155/2013/745610.
10. Dynamic stabilization for degenerative spondylolisthesis: Evaluation of radiographic and clinical outcomes / Fay Li-Yu, Wu Jau-Ching, Tsai Tzu-Yun, Wu Ching-Lan, Huang Wen-Cheng, Cheng Henrich // *Clinical Neurology and Neurosurgery*. – 2013. – № 115. – P. 535–541.

11. Использование нитиноловых стержней при хирургическом лечении дегенеративных сколиозов / С. В. Колесов, В. В. Швец, Д. А. Колбовский, А. И. Казьмин, Н. С. Морозова // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2014. – № 4. – С. 38–43.
12. **Бурматов, Н. А.** Межостистый спондилодез имплантатами из никелида титана при компрессионных переломах нижних грудных и поясничных позвонков / Н. А. Бурматов, К. С. Сергеев // Гений ортопедии. – 2009. – № 1. – С. 93–97.
13. Применение биологически и механически совместимых имплантатов из нитинола для хирургического лечения повреждений и заболеваний позвоночника и спинного мозга / Е. А. Давыдов, А. Ю. Мушкин, И. В. Зуев, А. А. Ильин, М. Ю. Коллеров // Гений Ортопедии. – 2010. – № 1. – С. 5–11.
14. Nitinol spring rod dynamic stabilization system and Nitinol memory loops in surgical treatment for lumbar disc disorders: short-term follow up / Y. S. Kim, H. Y. Zhang, B. J. Moon et al. // Neurosurg Focus. – 2007. Vol. 22 (1). – E10. PMID: 17608331. – URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/m/pubmed/17608331>.
15. Использование стержней из нитинола при фиксации пояснично-крестцового отдела позвоночника (проспективное рандомизированное клиническое исследование / С. В. Колесов, В. В. Швец, Д. А. Колбовский, А. И. Казьмин, Н. С. Морозова // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2014. – № 2. – С. 19–24.
16. Опыт применения стержней из нитинола при стабилизации поясничного отдела позвоночника / С. В. Колесов, Д. А. Колбовский, М. Л. Сажнев, А. И. Казьмин, В. С. Переверзев // Цивьяновские чтения : сб. материалов IX Всерос. науч.-практ. конф. молодых ученых с международным участием, посвященной 70-летию Новосибирского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии им. Я. Л. Цивьяна / под общ. ред. М. А. Садового, Е. В. Мамоновой (г. Новосибирск 25–26 ноября, 2016). – Новосибирск, 2016. – Т. 1. – С. 228–233.
17. Сплавы с эффектом памяти формы : пер. с япон. / К. Ооцука, К. Симидзу и др. ; под ред. Фунакубо Х. – М. : Металлургия, 1990. – 224 с.
18. **Куфтов, В. С.** Полуригидная фиксация с использованием нитиноловых балок при травмах груднопоясничного отдела позвоночника / В. С. Куфтов, Н. И. Ершов // Материалы VIII съезда межрегиональной Ассоциации хирургов-вертебрологов России с международным участием и IV съезда дорожных нейрохирургов (г. Иркутск, 25–26 мая 2017 г.) / Под ред. В.А. Сороковикова, А.О. Гущи. – Иркутск : ИИЦХТ, 2017. – С. 107–109.
19. Synergetic Transpedicular Device with Dynamic Beams from the Alloy with Shape Memory Effect / S. Acampora, F. M. Acampora, M. Kollerov, A. A. Ilyin, G. P. Cantore // Open Access J Neurol Neurosurg. – 2017. – Vol. 4(1). – P. 555626. – DOI 10.19080/OAJNN.2017.04.555626.
20. **Schaeren, S.** Minimum four-year follow-up of spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis treated with decompression and dynamic stabilization / S. Schaeren, I. Broger, B. Jeanneret // Spine (Phila Pa 1976). – 2008. – Vol. 33. – E636–E642. – DOI10.1097/BRS.0b013e31817d2435.
21. The protective role of dynamic stabilization on the adjacent disc to a rigid instrumented level / J. Cabello, J. M. Cavanilles-Walker, M. Iborra, M. T. Ubierna, A. Covaro, J. Roca // An in vitro biomechanical analysis. Arch Orthop Trauma Surg. – 2013. – Vol. 133. – P. 443–448.
22. Experimental Evaluation of the Developmental Mechanism Underlying Fractures at the Adjacent Segment / M. Özkaya, T. Demir, O. Yaman, M. E. Yaman, H. Özalp, S. Dalbayrak // World Neurosurg. – 2016. – Vol. 86. – P. 199–209. – DOI 10.1016/j.wneu.2015.09.062.
23. Clinical and Radiological Comparison of Semirigid (WavefleX) and Rigid System for the Lumbar Spine / Kim Do-Keun, Lim Hyunkeun, Rim Dae Cheol, Oh Chang Hyun //

- Korean J Spine. – 2016. – Vol. 13 (2). – P. 57–62. – DOI <https://doi.org/10.14245/kjs.2016.13.2.57>.
24. **Yamada Hiroshi**. Strength of biological materials / Yamada Hiroshi ; ed. F. Gaynor Evang. – Hingtington (N.Y) : Kriger, 1973.
 25. **Denis, F.** Spinal stability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma / F. Denis // Clin. orthop. – 1984. – Vol. 189. – P. 65–68.
 26. Медико-техническое обоснование использования титановых сплавов в имплантируемых конструкциях для стабилизации позвоночника / М. Ю. Коллеров, В. Д. Усиков, В. С. Куфтов, Д. Е. Гусев, Е. И. Орешко // Титан. – 2013. – № 1 (39). – С. 39–45.
 27. Impact of material structure on the fatigue behaviour of NiTi leading to a modified Coffin-Manson equation / M. Y. Kollerov, D. Gusev, E. Lukina, P. Mason, P. Wagstaff // Materials Science and Engineering A. – 2013. – Vol. 585. – P. 356–362.
 28. **Фарйон, А. О.** Хирургическое лечение методом транспедикулярной фиксации с элементами из литого никелида титана повреждений грудного и поясничного отделов позвоночника / А. О. Фарйон, К. С. Сергеев, Р. В. Паськов // Биомедицинский журнал Medline.ru. – 2005. – Т. 6, Ст. 100 – С. 236–237. – URL: <http://www.medline.ru/public/art/tom6/art100.phtml>.
 29. **Garreau, de L. C.** Neurological risks in scheduled spinal surgery / L. C. de Garreau // Orthop Traumatol Surg Res. – 2014. – Vol. 100 (1 Suppl). – S. 85–90. – DOI 10.1016/j.otsr.2013.11.001.
 30. American Spinal Injury Association, International Medical Society of paraplegia. International Standards for Neurological and Functional Classifications of Spinal Cord Injury. – Chicago, IL : ASIA/IMSOP, 1992. – 53 p.

References

1. Berdyugin K. A., Karenin M. S. *Fundamental'nye issledovaniya* [Fundamental researches]. 2010, no. 9, pp. 61–71.
2. Usikov V. V., Usikov V. D. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and orthopedics in Russia]. 2006, no. 1, pp. 21–26.
3. Kaner T., Sasani M., Oktenoglu T., Cosar M., Ozer A. F. *Turk. Neurosurg.* 2009, vol. 19 (4), pp. 319–326.
4. Mohi Eldin M. M., Ali A. M. *Asian Spine J.* 2014, vol. 8 (3), pp. 281–297. DOI [org/10.4184/asj.2014.8.3.281](https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.3.281).
5. Martin B. I., Mirza S. K., Comstock B. A., Gray D. T., Kreuter W., Deyo R. A. *Spine.* 2007, no. 32 (3), pp. 382–387. DOI 10.1097/01.brs.0000254104/55716.46.
6. Levchenko S. K., Dreval' O. N., Il'in A. A., Kollerov M. Yu., Rynkov I. P. *Voprosy neyrokhirurgii imeni N. N. Burdenko* [Neurosurgery issues named after N. N. Burdenko]. 2004, no. 1, pp. 26–32.
7. Levchenko S. K., Dreval' O. N., Il'in A. A., Kollerov M. Yu., Rynkov I. P., Baskov A. V. *Voprosy neyrokhirurgii im. N. N. Burdenko* [Neurosurgery issues named after N. N. Burdenko]. 2011, no. 1, pp. 20–26.
8. Kashkoush A., Agarwal N., Paschel E., Goldschmidt E., Gerszten P. C. *Cureus.* 2016, vol. 10, no. 8 (6), p. e637. DOI 10.7759/cureus.637.
9. Sengupta D. K., Bucklen Brandon, McAfee Paul C., Nichols Jeff, Angara Raghavendra, Khalil Saif *Advances in Orthopedics.* 2013, vol. 2013, Article ID 745610, 9 p. DOI [org/10.1155/2013/745610](https://doi.org/10.1155/2013/745610).
10. Fay Li-Yu, Wu Jau-Ching, Tsai Tzu-Yun, Wu Ching-Lan, Huang Wen-Cheng, Cheng Henrich *Clinical Neurology and Neurosurgery.* 2013, no. 115, pp. 535–541.
11. Kolesov S. V., Shvets V. V., Kolbovskiy D. A., Kaz'min A. I., Morozova N. S. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N. N. Priorova* [Bulletin of traumatology and orthopedics named after N. N. Priorov]. 2014, no. 4, pp. 38–43.

12. Burmatov N. A., Sergeev K. S. *Geniy ortopedii* [Orthopedics genius]. 2009, no. 1, pp. 93–97.
13. Davydov E. A., Mushkin A. Yu., Zuev I. V., Il'in A. A., Kollerov M. Yu. *Geniy Ortopedii* [Orthopedics genius]. 2010, no. 1, pp. 5–11.
14. Kim Y. S., Zhang H. Y., Moon B. J. et al. *Neurosurg Focus*. 2007, vol. 22 (1), E10. PMID: 17608331. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17608331>.
15. Kolesov S. V., Shvets V. V., Kolbovskiy D. A., Kaz'min A. I., Morozova N. S. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N. N. Priorova* [Bulletin of traumatology and orthopedics named after N.N. Priorov]. 2014, no. 2, pp. 19–24.
16. Kolesov S. V., Kolbovskiy D. A., Sazhnev M. L., Kaz'min A. I., Pereverzev V. S. *Tsiv'yanovskie chteniya: sb. materialov IX Vseros. nauch.-prakt. konf. molodykh uchenykh s mezhdunarodnym uchastiem, posvyashchennoy 70-letnemu yubileyu Novosibirskogo nauchno-issledovatel'skogo instituta travmatologii i ortopedii im. Ya. L. Tsiv'yana (g. Novosibirsk 25–26 noyabrya, 2016)* [Tsivianov reading: proceedings of IX All-Russian scientific and practical conference of young scientists with international participation, dedicated to 70th anniversary of Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics named after Ya.L. Tsivianov)Novosibirsk 25–26th of November, 2016]. Novosibirsk, 2016, vol. 1, pp. 228–233.
17. Ootsuka K., Simidzu K. et al. *Splavy s efektom pamyati formy: per. s yapon.* [Shape memory alloys: translated from japanese]. Moscow: Metallurgiya, 1990, 224 p.
18. Kuftov V. S., Ershov N. I. *Materialy VIII s"ezda mezhhregional'noy Assotsiatsii khirurgov-vertebrologov Rossii s mezhdunarodnym uchastiem i IV s"ezda dorozhnykh neyrokhirurgov (g. Irkutsk, 25–26 maya 2017 g.)* [Proceedings of VIII congress of the interregional Association of Russian Vertebral Surgeons with international participation and VI congress of road neurosurgeon]. Irkutsk: INTsKhT, 2017, pp. 107–109.
19. Acampora S., Acampora F. M., Kollerov M., Ilyin A. A., Cantore G. P. *Open Access J Neurol Neurosurg*. 2017, vol. 4 (1), p. 555626. DOI 10.19080/OAJNN.2017.04.555626.
20. Schaeren S., Broger I., Jeanneret B. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008, vol. 33, pp. E636–E642. DOI10.1097/BRS.0b013e31817d2435.
21. Cabello J., Cavanilles-Walker J. M., Iborra M., Ubierna M. T., Covaro A., Roca J. *An in vitro biomechanical analysis. Arch Orthop Trauma Surg*. 2013, vol. 133, pp. 443–448.
22. Özkaya M., Demir T., Yaman O., Yaman M. E., Özalp H., Dalbayrak S. *World Neurosurg*. 2016, vol. 86, pp. 199–209. DOI 10.1016/j.wneu.2015.09.062.
23. Kim Do-Keun, Lim Hyunkeun, Rim Dae Cheol, Oh Chang Hyun *Korean J Spine*. 2016, vol. 13 (2), pp. 57–62. DOI <https://doi.org/10.14245/kjs.2016.13.2.57>.
24. Yamada Hiroshi. *Strength of biological materials*. Ed. F. Gaynor Evang. Hingtington (New York): Kriger, 1973.
25. Denis F. *Clin. orthop*. 1984, vol. 189, pp. 65–68.
26. Kollerov M. Yu., Usikov V. D., Kuftov V. S., Gusev D. E., Oreshko E. I. *Titan* [Titanium]. 2013, no. 1 (39), pp. 39–45.
27. Kollerov M. Y., Gusev D., Lukina E., Mason P., Wagstaff P. *Materials Science and Engineering A*. 2013, vol. 585, pp. 356–362.
28. Faryon A. O., Sergeev K. S., Pas'kov R. V. *Biomeditsinskiy zhurnal Medline.ru*. [Biomedical journal Medline.ru]. 2005, vol. 6, art. 100, pp. 236–237. Available at: <http://www.medline.ru/public/art/tom6/art100.phtml>.
29. Garreau de L. C. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2014, vol. 100 (1 Suppl), pp. 85–90. DOI 10.1016/j.otsr.2013.11.001.
30. *American Spinal Injury Association, International Medical Society of paraplegia. International Standards for Neurological and Functional Classifications of Spinal Cord Injury*. Chicago, IL: ASIA/IMSOP, 1992, 53 p.

Усиков Владимир Дмитриевич

доктор медицинских наук, профессор,
исполнительный директор,
Медико-техническая фирма
«Синтез» (Россия, г. Пенза,
ул. Центральная, 1В корп. 2)

E-mail: usikov1952@list.ru

Usikov Vladimir Dmitrievich

Doctor of medical sciences, professor,
chief executive, Medical and technical
firm “Sintez” (building 2, 1v Tsentralnaya
street, Penza, Russia)

Куфтов Владимир Сергеевич

кандидат медицинских наук, врач-
нейрохирург, Брянская городская
больница № 1 (Россия, Брянск,
ул. Камозина, 11)

E-mail: kuftov@mail.ru

Kuftov Vladimir Sergeevich

Candidate of medical sciences,
neurosurgeon, Bryansk City Hospital № 1
(11 Kamozina street, Bryansk, Russia)

Коллеров Михаил Юрьевич

доктор технических наук, профессор,
кафедра материаловедения и технологии
обработки материалов, Московский
авиационный институт (национальный
исследовательский университет) (Россия,
г. Москва, Волоколамское шоссе, 4)

E-mail: kollеров@gmail.com

Kollerov Mikhail Yur'evich

Doctor of engineering sciences, professor,
sub-department of materials science
and technology of materials processing,
Moscow Aviation Institute (national
research university) (4 Volokolamskoe
highway, Moscow, Russia)

Гусев Дмитрий Евгеньевич

кандидат технических наук, профессор,
кафедра материаловедения и технологии
обработки материалов, Московский
авиационный институт (национальный
исследовательский университет) (Россия,
г. Москва, Волоколамское шоссе, 4)

E-mail: gusev-home@mail.ru

Gusev Dmitriy Evgen'evich

Candidate of engineering sciences, professor,
sub-department of materials science
and technology of materials processing,
Moscow Aviation Institute (national
research university) (4 Volokolamskoe
highway, Moscow, Russia)

Монашенко Дмитрий Николаевич

кандидат медицинских наук,
заведующий отделением нейрохирургии
№ 1, Городская больница № 26 (Россия,
г. Санкт-Петербург, ул. Костюшко, 2)

E-mail: d.monashenko@yandex.ru

Monashenko Dmitriy Nikolaevich

Candidate of medical sciences, head
of the department of neurosurgery № 1,
City Hospital № 26 (2 Kostyushko
street, Saint-Petersburg, Russia)

УДК 616-089.15:611.711

Обоснование применения транспедикулярных устройств с балками из нитинола и титановых сплавов при лечении больных с травмой позвоночника / В. Д. Усиков, В. С. Куфтов, М. Ю. Коллеров, Д. Е. Гусев, Д. Н. Монашенко // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2018. – № 4 (48). – С. 62–79. – DOI 10.21685/2072-3032-2018-4-7.