

Экспериментально-анатомическое исследование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника

К.м.н. С.К. ЛЕВЧЕНКО¹, д.м.н., проф. О.Н. ДРЕВАЛЬ¹, д.м.н., проф. А.А. ИЛЬИН², д.м.н., проф. М.Ю. КОЛЛЕРОВ², к.м.н. И.П. РЫНКОВ³, д.м.н., проф. А.В. БАСКОВ¹

Experimental anatomical study of transpedicular stabilization of the spine

S.K. LEVCHENKO, O.N. DREVAL, A.A. ILYIN, M.YU. KOLLEROV, I.P. RYNKOV, A.V. BASKOV

¹Российская медицинская академия последипломного образования; ²ИМЦ «МАТИ-Медтех»; ³Центральная клиническая больница гражданской авиации, Москва

В настоящее время транспедикулярные фиксаторы (ТПФ) широко используются при лечении дегенеративно-дистрофических заболеваний для стабилизации позвоночника. Наряду с неоспоримыми достоинствами транспедикулярной стабилизации (надежность, удобство в применении) при ее использовании имеется ряд недостатков. Во-первых, развитие в смежных с оперированным сегментах дегенеративных процессов: появление протрузий, грыж, нестабильности. Во-вторых, отсутствие циклических нагрузок в тканях стабилизированного сегмента может приводить к их дегенерации и лизису костной ткани. На анатомическом препарате поясничного отдела позвоночника с сохраненными костными и связочно-хрящевыми структурами изучали влияние нагрузки на его подвижность. Механическое поведение исходного препарата сравнивали с его поведением после операционного вмешательства (ламинэктомия, резекция диска и т.п.). Методом конечных элементов на модели поясничного отдела позвоночника исследовали влияние изменений свойств тканей и различных видов травм на механическое поведение поврежденных и интактных сегментов, а также на напряжения, возникающие в костных структурах и элементах транспедикулярной конструкции. В результате проведенной работы показано: 1. При удалении задней опорной колонны по Денису (при проведении декомпрессивной ламинэктомии) стабилизацию поясничного отдела позвоночника желательно проводить ТПФ с жесткостью не выше 20 Н/мм (например, при использовании балок из нитинола). В этом случае удастся обеспечить достаточно близкую к норме стабильность как всего отдела, так и его отдельных сегментов. 2. При одновременном повреждении как задней, так и передней опорной колонны поясничного отдела (при проведении декомпрессивной ламинэктомии, как например, в случае использования транспедикулярных конструкций для лечения спондилолистеза, стеноза позвоночного канала, множественных грыж дисков и т.д.) его стабилизация должна осуществляться ТПФ с жесткостью 30—45 Н/мм (балки из нитинола или титанового сплава). Использование более ригидных ТПФ (стальные балки) усиливает разницу в жесткости между сегментами, приводящую к возникновению гиперподвижности в смежных с поврежденным сегментах при определенных функциональных нагрузках (флексия и экстензия).

Ключевые слова: динамическая транспедикулярная стабилизация позвоночника, позвоночник.

Currently transpedicular fixators (TPF) are widely used for stabilization in treatment of degenerative spine disease. Despite indisputable advantages of transpedicular stabilization (durability and comfort in use) there are certain drawbacks of their application: 1) degeneration of adjacent segments (development of protrusions, herniations, instability); 2) absence of cyclic load in tissues of stabilized segment which may lead to their degeneration and osteolysis. We studied effects of loading on mobility of lumbar spine using cadaver specimens with preserved bony, ligamentous and articular structures. Mechanical features of initial specimen was compared to its properties after surgical intervention (laminectomy, discectomy etc.). Effects of altered tissue properties and different kinds of injuries on mechanical features of injured and intact segments and on strain in bony structures and elements of transpedicular system were evaluated using finite-element method. Performed studies demonstrated the following: 1) after removal of posterior column (according to Dennis) by decompressive laminectomy, TPF with stiffness below 20 N/mm (e.g., using nitinol bars) is ideal for stabilization of lumbar spine. It provides close to normal stability of lumbar region and its certain segments as well. 2) in simultaneous injury of posterior and anterior columns of lumbar spine (in decompressive laminectomy like in case of using transpedicular constructions for treatment of spondylolisthesis, spinal canal stenosis, disk herniations etc.) its stabilization should be performed using TPF with stiffness 30—45 N/mm (nitinol of titanium alloy bars). Application of more rigid TPF (steel bars) increases difference in stiffness between segments which leads to hypermobility of adjacent segments in certain functional loads (flexion and extension).

Key words: dynamic transpedicular stabilization, spinal column.

В настоящее время транспедикулярные фиксаторы (ТПФ) широко используются при лечении дегенеративно-дистрофических заболеваний для стабилизации позвоночника.

Наряду с неоспоримыми достоинствами транспедикулярной стабилизации (надежность, удобство в применении) при ее использовании имеется ряд недостатков [1—7].

При применении ТПФ особенно в сочетании со спондилодезом кейджами укрепляются одновременно передняя, средняя и задняя колонны по Denis. При этом достигается чрезмерная стабильность оперированного и смежных сегментов, которая может иметь ряд нежелательных последствий [1–4, 7–10].

Во-первых, развитие в смежных с оперированным сегментах дегенеративных процессов: появление протрузий, грыж, нестабильности. Это связано с чрезмерной ригидностью стабилизированного кейджем и транспедикулярной конструкцией (ТК) сегмента позвоночника. При функциональных нагрузках смежные сегменты выполняют движения за свой и жестко стабилизированный отделы позвоночника (ТПФ + кейдж) и перегружаются. Со временем это может приводить к необходимости повторной операции по поводу нестабильности, грыжи диска или развития компенсаторного вторичного стеноза позвоночного канала на смежных уровнях [1, 2, 4, 5, 7–10].

Во-вторых, отсутствие циклических нагрузок в тканях стабилизированного сегмента может приводить к их дегенерации и лизису костной ткани. В то же время в местах введения винтов костная ткань испытывает значительные нагрузки, которые могут вызвать ее резорбцию и потерю фиксирующих свойств ТК. В результате этого стабильность сегмента, достигнутая во время операции, утрачивается в послеоперационный период [1, 3, 4, 7–10].

Вышеуказанные недостатки приводят к поиску новых систем стабилизации, снижающих ригидность стабилизируемого сегмента позвоночника. Так, появились импланты фирмы «Paradigma Spine» — Dynesis, Soflex. В первом из них продольные стержни, соединяющие транспедикулярные винты, изготовлены из полимеров, а второй представляет изогнутую пластину, закрепляющуюся между остистыми отростками. Особенности материалов и формы этих имплантов снижают их жесткость и позволяют укрепленным структурам позвоночника совершать перемещения при функциональной нагрузке. Однако конструктивные особенности этих имплантов не позволяют эффективно их использовать для исправления деформации и выполнения опорных функций позвоночника. Поэтому вопрос выбора имплантов для стабилизации позвоночника при лечении дегенеративно-дистрофических заболеваний остается до конца не решенным [8, 9, 11].

Материал и методы

В данной работе под динамической стабилизацией позвоночника понимали такую стабилизацию оперированного сегмента, которая обеспечивает ему биомеханическое поведение здорового, неповрежденного позвоночника. В связи с этим говорить о ригидности или динамичности имплантата не совсем корректно, так как для каж-

дого конкретного заболевания или травмы имплантат должен обладать определенной жесткостью, позволяющей восстановить нормальную биомеханику позвоночника. Некоторые аспекты этой проблемы обсуждены в работах [12, 13]. Жесткость имплантата — это отношение функциональной нагрузки (P) к изменению размера имплантата в направлении действия силы (L): $K=P/L$ (Н/мм). Изменение жесткости имплантата производится по международным стандартам, в частности, для испытания ТК используется стандарт ASTM F 1717. Для поиска оптимальной жесткости имплантатов и изучения особенностей их взаимодействия со структурами позвоночника использовали следующий подход.

1. На анатомическом препарате поясничного отдела позвоночника с сохраненными костными и связочно-хрящевыми структурами изучали влияние нагрузки на его подвижность. Механическое поведение исходного препарата сравнивали с его поведением после операционного вмешательства (ламинэктомия, резекция диска и т.п.). Степень стабильности определяли как отношение перемещения поврежденного или стабилизированного препарата к перемещению исходного неповрежденного препарата при определенной нагрузке.

2. Методом конечных элементов на модели поясничного отдела позвоночника исследовали влияние изменений свойств тканей и различных видов травм на механическое поведение поврежденных и интактных сегментов, а также на напряжения, возникающие в костных структурах и элементах транспедикулярной конструкции.

Натурные испытания механического поведения поясничного отдела позвоночника проводили при флексии-экстензии нагрузках. В качестве объекта исследований служил препарат поясничного отдела позвоночника L_1-L_5 мужчины 42 лет ростом 180 см и массой тела около 80 кг. На препарате были сохранены межпозвонковые диски и весь связочный аппарат, включая продольные, желтые, меж- и надостистые связки. Мышечные ткани были по возможности удалены. Перед испытанием препарат хранили в течение 10 дней при температуре $0-5^{\circ}\text{C}$.

Испытания проводили на установке Zwick в специализированной оснастке (рис. 1). Она состояла из двух чашек, в которых с помощью винтов фиксировались крайние позвонки. Чашка с позвонком L_5 жестко крепилась под углом 90° к подвижной нижней траверсе установки. Верхняя чашка с позвонком L_1 была шарнирно подвешена к коромыслу, которое в свою очередь шарнирно крепилось на верхней неподвижной траверсе установки. Перемещение нижней траверсы установки со скоростью 15 мм в минуту вверх или вниз приводило к наклону поясничного отдела позвоночника вперед (флексии) или назад (экстензии). В процессе нагрузки записывали ее изменение в зависимости от перемещения нижней траверсы испытательной установки. Одновременно вели съемку на цифровую видеокамеру для последующей оценки изменения углов между отдельными сегментами позвоночника. Нагружение препарата производили в пределах функциональной подвижности поясничного отдела позвоночника — сгибание и разгибание до 40° .

Эксперимент проводили в несколько этапов. На первом этапе определяли механическое поведение поясничного отдела в исходном состоянии (базовый вариант). На втором этапе провели удаление дужки и остистого отростка позвонка L_{III} с прикрепленными к ним связками. Этот

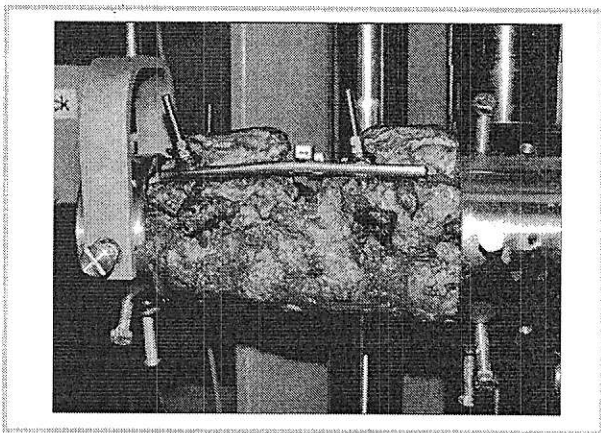


Рис. 1. Внешний вид анатомического препарата поясничного отдела L_1-L_5 с ламинэктомией на уровне L_{III} , стабилизированного ТПФ, в специализированной оснастке на установке Zwick.

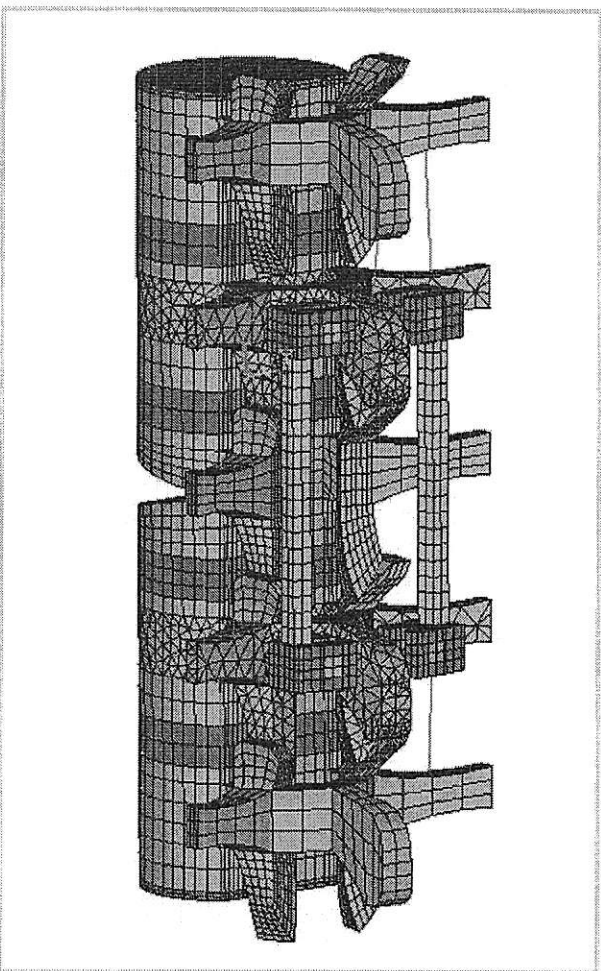


Рис. 2. Конечно-элементная модель поясничного отдела позвоночника L_1-L_5 с компрессионным переломом тела L_{III} , ламинэктомией и стабилизацией ТПФ.

случай имитировал ламинэктомию, необходимую для декомпрессии спинного мозга при некоторых видах травм и заболеваний позвоночника. На третьем этапе, после ла-

минэктомии, позвоночник стабилизировали ТПФ, винты которого вкручивали в ножки позвонков L_{II} , L_{IV} . Балки ТПФ были изготовлены из титанового сплава ВТ6 (Ti6Al4V) или нитинола с температурой конца восстановления формы $34 \pm 1^\circ\text{C}$. Перед установкой балки из нитинола охлаждали в тающем льду и изгибали руками на угол около 15° . Крепление балок к винтам проводили таким образом, чтобы их выгиб был направлен кзади. После закрепления балки орошали теплым физиологическим раствором, что приводило к их выпрямлению и созданию дистракции между позвонками L_{II} и L_{IV} (см. рис. 1).

Биомеханические исследования проводили методами математического моделирования. Моделирование осуществляли конечно-элементным методом с помощью пакета программ ANSYS. Воспроизводили геометрический образ костных, хрящевых (межпозвонковый диск) и связочных структур поясничного отдела L_1-L_5 позвоночника. Закрепление отдела позвоночника проводили по нижней поверхности тела L_5 , а сосредоточенную нагрузку прикладывали в центре верхней поверхности тела L_1 (рис. 2). Направление приложения нагрузки выбирали для обеспечения сжатия-растяжения, флексии-экстензии, боковых наклонов и ротации отдела позвоночника. Определяли нагрузку, обеспечивающую изменение положения позвонков в пределах нормы. В ряде экспериментов моделировали травму или результат хирургического лечения удалением соответствующих костных, хрящевых и связочных структур модели. Кроме того, в этих случаях моделировали стабилизирующий ТПФ с балками из различного материала (см. рис. 2). По результатам экспериментов оценивали степень стабильности отдела позвоночника (S) при соответствующем направлении приложения нагрузки как соотношение величин угловых или линейных перемещений замыкательных пластин или центра тяжести центра позвонка в травмированном, стабилизированном и исходном состоянии при равных функциональных нагрузках:

$$S = \frac{\Delta L_n}{\Delta L_T} \cdot 100\%,$$

где ΔL_T — перемещение, отвечающее максимальной функциональной нагрузке на отдел позвоночника в состоянии после травмы или стабилизации ТПФ;

ΔL_n — перемещение, отвечающее максимальной функциональной нагрузке на отдел позвоночника в исходном (нормальном) состоянии.

Результаты и обсуждение

Исследование механического поведения анатомического препарата поясничного отдела позвоночника показало, что при повреждениях задней колонны стабильность сегментов позвоночника резко снижается как к флексийным, так и к экстензийным нагрузкам. Например, при ламинэктомии большие поперечные перемещения смежных позвонков при флексии и экстензии по сравнению с аналогичными смещениями исходного неповрежденного препарата. Отношение указанных перемещений

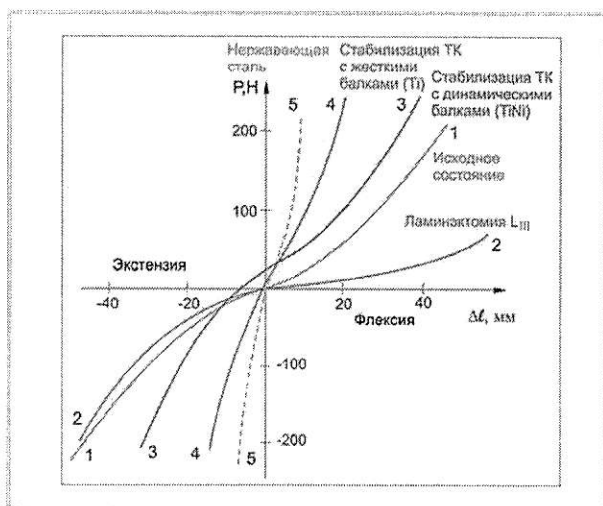


Рис. 3. Механическое поведение анатомического препарата поясничного отдела позвоночника при флекссионных и экстензионных нагрузках в исходном состоянии (1), после ламинэктомии на уровне L_{III} (2) и стабилизации ТПФ с балками из нитинола (3), титанового сплава (4), нержавеющей стали (5).

можно использовать как коэффициент стабильности позвоночного сегмента при соответствующем нагружении. В этом случае механическое поведение здорового неповрежденного сегмента соответствует коэффициенту стабилизации, равному единице.

На рис. 3 показано механическое поведение анатомического препарата поясничного отдела L_I—L_V при флексии и экстензии в исходном состоянии, после ламинэктомии на уровне L_{III} и стабилизации ТК, в которых продольные балки диаметром 5,5 мм выполнены из различных сплавов: нержавеющей стали 316L, титанового сплава BT6 (Ti6Al4V), сплава на основе никелида титана (ТН1). Можно отметить, что после проведения ламинэктомии наблюдается появление кифотической деформации около 8°, устранение которой требует приложения экстензионной нагрузки около 15Н. При нагрузках значительно увеличиваются флекссионные перемещения, в то же время экстензионные практически не меняются. Коэффициент стабильности препарата при флексии снижается до 0,34 при малых (50Н) нагрузках и до 0,46 при больших (100Н), использование для стабилизации поврежденного сегмента ТК с балками из нержавеющей стали приводит к резкому

снижению подвижности препарата (табл. 1). Его стабильность возрастает до 8,50 при малых флекссионных нагрузках. При этом перемещение препарата обеспечивается практически только смежными с поврежденным сегментами. Использование в ТК балок из титанового сплава позволяет уменьшать ригидность препарата и коэффициент стабилизации до 5,14. В значительно большей степени восстановлению нормальной биомеханики поясничного отдела позвоночника способствует применение в ТК балок из сплава на основе никелида титана. Коэффициент стабильности препарата после ламинэктомии и установки ТК с балками из никелида титана составляет 1,8 при малых и 1,4 при больших флекссионных нагрузках.

Чтобы более детально рассмотреть роль отдельных составляющих структуры поясничного отдела позвоночника в его функциональных перемещениях и определить его стабильность в случаях сложных травм и заболеваний было использовано компьютерное моделирование методом конечных элементов, в котором сведения о свойствах костных и связочно-хрящевых структур брали из литературы [14, 15] и нормировали по соответствующим экспериментам с анатомическими препаратами.

Следует отметить, что в модели учитывалось предрастяжение связок, поэтому при полной ламинэктомии отсутствие межостистой и желтой связок вызывало появление кифотической деформации в 3°, которая сохранялась после приложения осевой нагрузки. Для возвращения в исходное положение позвоночного сегмента требовалось приложение экстензионной нагрузки в 47Н. При компрессионном переломе тела позвонка с клиновидной деформацией на 1/3 наблюдалось возникновение лордоза в 3°, который переходил в кифоз на 5,5° при осевой нагрузке. Для восстановления вертикальной оси сегмента в последнем случае необходимо приложение экстензионной нагрузки в 45Н. При сочетании компрессионного перелома и ламинэктомии, например при осложненном переломе с необходимостью декомпрессии спинного мозга и его корешков, лордоз в 1,5° при осевой нагрузке переходит в кифоз на 9°. Для его устранения необходима экстензионная нагрузка в 110Н.

Расчеты стабильности, проведенные по изменению углов между соответствующими замыкательными пластинами поврежденного L_{II}—L_{IV} и смеж-

Таблица 1. Коэффициенты стабильности поясничного отдела позвоночника L_I—L_V при флекссионных нагрузках

Состояние позвоночника	Коэффициент стабильности	
	при малых нагрузках (50Н)	при больших нагрузках (100Н)
Исходное	1	1
Ламинэктомия	0,34	0,46
Ламинэктомия + ТК из ТН1	1,80	1,47
Ламинэктомия + ТК из Ti сплава	5,14	2,80
Ламинэктомия + ТК из нержавеющей стали	8,50	5,60

ных L_1-L_{II} и $L_{IV}-L_V$ сегментов, при флекссионных и экстензионных нагрузках приведены в табл. 2. Из табл. 2 видно, что общая стабильность поясничного отдела позвоночника к флекссионным нагрузкам после проведения ламинэктомии снижается до 0,47, что достаточно близко к значениям, полученным в экспериментах на анатомическом препарате при больших нагрузках (см. табл. 1). Однако следует отметить, что стабильность отдельных сегментов различна. Так, поврежденный сегмент имеет очень низкую стабильность (0,27), а верхних, наоборот, — слишком ригидный (3,62). Кроме того, отмечается, что при флекссионных нагрузках угол между замыкательными пластинами L_1-L_{II} не уменьшается, а даже незначительно увеличивается. Это свидетельствует о серьезном нарушении биомеханики поясничного отдела позвоночника. При экстензионных нагрузках стабильность сегмента L_1-L_{II} крайне мала и постепенно повышается при переходе к поврежденному и лишнему смежному сегменту. В результате этого суммарная стабильность поясничного отдела позвоночника к экстензионным нагрузкам (0,76) значительно выше, чем к флекссионным.

Установка ТПФ после ламинэктомии позволяет существенно увеличить стабильность поясничного отдела позвоночника (1,33—1,81), но ее распределение по сегментам во многом зависит от материала балок имплантата. Использование титановых балок, имеющих самую низкую жесткость (около 20 Н/мм), позволяет достичь близкой по уровню стабильности как в поврежденном, так и в смежных сегментах. При изменении материала балок на титановый сплав и нержавеющей сталь с жесткостью соответственно 45 и 60 Н/мм наблюдается значительное повышение стабильности поврежденного (до 5,03) и верхнего смежного сегмента (до 2,95). Стабильность нижнего смежного сегмента к флекссионным нагрузкам чуть меньше единицы.

При компрессионном переломе тела позвонка стабильность поясничного отдела резко снижается как к флекссионным, так и экстензионным нагруз-

кам за счет чрезмерной подвижности поврежденного сегмента. В том случае, если компрессионный перелом сочетается с ламинэктомией на этом же уровне, стабильность снижается до крайне низких значений 0,12 и 0,14 при флекссии и экстензии соответственно, что является полной нестабильностью. Установка ТПФ позволяет повысить стабильность поясничного отдела позвоночника до нормальных значений (0,93—1,54), однако ее распределение по отдельным сегментам во многом зависит от материала и жесткости балок имплантата. Так, в случае использования стальных балок снижается стабильность верхнего смежного сегмента к экстензионным нагрузкам (0,36), а нижнего — к флекссионным (0,56). Для ТПФ с балками из титанового сплава наименьшая стабильность наблюдается в верхнем смежном сегменте при экстензии (0,47), а с балками из нитинола — в поврежденном сегменте (0,61). В то же время сопротивление флекссионным смещениям верхнего смежного сегмента и к экстензионным смещениям нижнего смежного сегмента во всех случаях использования ТПФ значительно выше, чем в нормальном состоянии позвоночника.

Необходимо отметить, что приведенные расчеты стабильности сегментов поясничного отдела позвоночника характеризуют его послеоперационное состояние, которое будет постепенно изменяться по мере образования фиброзной ткани и ее частичной оссификации. В первую очередь это должно приводить к повышению стабильности поврежденного сегмента и ее изменению в смежных сегментах. Можно предположить, что при развитии этих процессов будут наблюдаться дальнейшие клинические изменения стабильности в смежных сегментах и возрастание вероятности прогресса дегенеративно-дистрофических заболеваний.

Выводы

На основании экспериментальных исследований на анатомических препаратах и теоретических

Таблица 2. Расчет изменения стабильности поясничного отдела позвоночника

Состояние позвоночника	Коэффициент стабильности							
	при флексии				при экстензии			
	L_1-L_{II}	$L_{II}-L_{IV}$	$L_{IV}-L_V$	общий	L_1-L_{II}	$L_{II}-L_{IV}$	$L_{IV}-L_V$	общий
Ламинэктомия (ЛЭ)	3,62	0,27	0,68	0,47	0,30	0,78	1,26	0,76
ЛЭ + ТПФ с балками из нитинола	1,34	1,51	1,30	1,42	1,01	1,43	1,40	1,33
ЛЭ + ТПФ с балками из титана	2,39	3,96	0,92	1,65	1,14	2,93	1,56	1,79
ЛЭ + ТПФ с балками из стали	2,76	5,03	0,91	1,71	1,14	2,95	1,67	1,81
Компрессионный перелом (КП)	0,66	0,29	0,67	0,44	3,55	0,19	1,07	0,40
КП+ЛЭ	1,50	0,12	0,91	0,28	0,51	0,14	1,25	0,29
КП + ЛЭ + ТПФ с балками из нитинола	2,10	0,92	1,00	1,12	0,82	0,61	1,80	0,93
КП + ЛЭ + ТПФ с балками из титана	3,85	1,69	0,96	1,54	0,47	0,71	3,20	1,04
КП + ЛЭ + ТПФ с балками из стали	2,10	3,72	0,56	1,07	0,36	0,92	3,80	1,14

расчетов на конечно-элементной модели определена роль жесткости ТПФ в стабилизации поясничного отдела позвоночника после различных его повреждений. Показано:

1. При удалении задней опорной колонны по Денису (при проведении декомпрессивной ламинэктомии, как, например в случае использования ТК для лечения спондилолистеза, стеноза позвоночного канала, множественных грыж дисков и т.д.) стабилизацию поясничного отдела позвоночника желательнее проводить ТПФ с жесткостью не выше 20 Н/мм (например, при использовании балок из титанола). В этом случае удается обеспечить достаточно близкую к норме стабильность как всего отдела, так и его отдельных сегментов.

2. При одновременном повреждении как задней, так и передней опорной колонны поясничного от-

дела (например, при проведении декомпрессивной ламинэктомии для лечения взрывного компрессионного перелома позвоночника или при лечении онкологических поражений позвоночника) его стабилизация должна осуществляться ТПФ с жесткостью 30—45 Н/мм (балки из титанола или титанового сплава). Использование более ригидных ТПФ (стальные балки) усиливает разницу в жесткости между сегментами, приводящую к возникновению гиперподвижности в смежных с поврежденным сегментах при определенных функциональных нагрузках (флексии и экстензии).

Исследования выполнены при финансовой поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009—2013 гг. в рамках конкурса НК-45П проект №380П.

ЛИТЕРАТУРА

1. Басков А.В., Каримов А.А., Борщенко И.А. и др. Коррекция неврологических осложнений, возникших после транспедикулярной стабилизации позвоночника. *Вопр нейрохир* 2008;4:24—30.
2. Ветрилэ М.С. Оперативное лечение спондилолистеза с применением транспедикулярных фиксаторов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2004;15—22.
3. Зильберштейн Б.М. Лечение повреждений и заболеваний позвоночника функциональными материалами и конструкциями с памятью формы: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М 1993;6—38.
4. Усиков В.В. Ошибки и осложнения транспедикулярного остеосинтеза при нестабильных повреждениях позвоночника, их профилактика и лечение: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2006;14—22.
5. An Howard S. Principles and techniques of spine surgery. Baltimore 1998;138—154.
6. Cunningham B.W., McAfee P.C. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *SPINE* 1993;18:12:1677—1688.
7. Etebar S., Cackill D.W. Risk factors for adjacent segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 1999;90:Suppl 2:163—169.
8. Сидоров Е.В. Клиника, диагностика и хирургическое лечение стеноза поясничного отдела позвоночного канала: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М 2003;35—40.
9. Симонович А.Е. Хирургическое лечение дегенеративных поражений поясничных позвонков с использованием инструментария Dupesys для транспедикулярной динамической фиксации. *Вестн травматол и ортопед* 2005;2:11—15.
10. Schlegel J.D., Smith J.A. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar and lumbosacral fusions. *Spine* 1996;21:970—981.
11. Thome C., Zevgaridis D., Leneta O., Bazner H. Outcome after less-invasive decompression of lumbar spinal stenosis: a randomized comparison of unilateral laminotomy, bilateral laminotomy and laminectomy. *J Neurosurg Aug.* 2005;Spine 3:129—141.
12. Левченко С.К., Древаль О.Н., Ильин А.А. и др. Экспериментально-клиническое обоснование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника. *Вопр нейрохир* 2004;1:26—32.
13. Левченко С.К., Древаль О.Н., Ильин А.А. и др. Клинические исследования функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника. *Вопр нейрохир* 2009;4:31—36.
14. ASTM Designation: F 1717-96. Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Corpectomy Model.
15. Yamada Hiroshi. Strength of biological materials. Ed. F. Gaynor Evang. Hingtington (N.Y): Krieger 1973.

Комментарий

Многообразие методов и систем транспедикулярной стабилизации позвоночника, описываемых в медицинской печати последнее время, обусловлено повсеместным применением данных конструкций спинальными хирургами и ортопедами. В данной работе приведены результаты экспериментальных испытаний применения транспедикулярных функциональных фиксирующих систем на блок-препаратах. Авторы использовали оригинальную модель с возможностью создания осевых нагрузок на препарат и моделированием различных патологических состояний (разрушение передней и/или задней опорных колонн позвоночника). Из содержания статьи не вполне

ясно, что определялось авторами как состояние нормы (стабильность) позвоночника (учитывая, что и блок-препарат мог иметь изменения посмертные или прижизненные, приведшие к нестабильности).

Цель работы — определение корреляции между изменением стабильности позвоночника при моделировании различных патологических состояний и изучение оптимального уровня жесткости фиксирующих транспедикулярных систем. Авторы основываются на утверждении, что различные вышеперечисленные патологические состояния требуют различного уровня жесткости транспедикулярных конструкций.

Увеличение упругих свойств транспедикулярной системы за счет изменения параметров стержней давно дискутируется в печати. В частности, доказана возможность применения систем с диаметром стержней 3 мм (в отличие от обычных 6 мм) (R. Savagna), а также стержней из материала РЕЕК, что также увеличивает упругие свойства такой системы, не увеличивая частоту переломов конструкции. Системы, описанные авторами, следует определить как транспедикулярные конструкции с функционально-оптимальным уровнем жесткости стержня, однако целью установки этих систем, как и традиционных, является формирование спондилодеза. Нельзя согласиться с утверждением автора, что уменьшение жесткости фиксирующих конструкций переводит их в разряд динамических транспедикулярных конструкций.

Ориентируясь на данные авторов статьи, можно предположить, что правильный подбор параметров упругих свойств и жесткости стержня позволит ускорить сроки костной консолидации и спондилодеза. Возникает вопрос: какова степень точности подбора этих параметров? В случае использования традиционных транспедикулярных систем производитель гарантирует многократное превышение жесткости против возможных нагрузок после установки. Запас прочности стержня из никелида титана может быть недостаточным, и при неправильном расчете произойдет его деформация.

Следует отметить несколько принципиальных терминологических вопросов, возникающих при чтении данной работы. Прежде всего — это определение «чрезмерная стабильность». Логично, что ни в медицинской, ни в социологической практике стабильность не может

быть чрезмерной. Речь идет о возможности применения так называемых «ригидных» и «полуригидных» систем стабилизации позвоночника, которые, по справедливому заключению многих авторов, препятствуют развитию дегенеративных процессов на смежном с оперированным сегментом межпозвоноком промежутке. (Частота развития дегенеративных поражений смежного сегмента после передней шейной фиксации на уровне шейного отдела позвоночника, по данным V. Sonntag, превышает 12% после 10-летнего катамнеза). В целом практика применения стабилизирующих систем с различным уровнем жесткости может, по справедливому замечанию авторов, уменьшить частоту осложнений, связанных с костной консолидацией и проблемами дегенерации смежных уровней. Безусловно, промежуток между экспериментальным исследованием на блок-препаратах и клиническим внедрением данной технологии является весьма продолжительным, особенно в сфере внедрения различных биотехнологий, позволяющих воссоздать разрушенную или удаленную опорную структуру практически в первозданном виде. В целом данная работа представляет несомненный интерес в экспериментальном и практическом плане и требует дальнейшего исследования в клинической практике. Внедрение отечественных разработок в сфере создания современных транспедикулярных систем позволит более широко применять различные технологические модели при стабилизации позвоночника, а соответствующее инструментальное обеспечение установки подобных конструкций даст возможность ограничить применение дорогостоящих импортных конструкций.

А.О. Гуца (Москва)