



ПРИМЕНЕНИЕ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ПОРИСТОГО НИКЕЛИДА ТИТАНА В ХИРУРГИИ ДЕГЕНЕРАТИВНЫХ ПОРАЖЕНИЙ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

А.Е. Симонович

Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

Цель исследования. Оценка эффективности применения межтеловых имплантатов из пористого никелида титана для различных видов декомпрессивно-стабилизирующих операций при дегенеративных поражениях поясничного отдела позвоночника.

Материал и методы. С применением межтеловых имплантатов из пористого никелида титана оперировано 459 пациентов с дегенеративными поражениями поясничного отдела позвоночника. Во всех случаях проведены различные виды стабилизирующих и декомпрессивно-стабилизирующих хирургических вмешательств. Операции выполнялись из переднего внебрюшинного или заднего доступа, а также эндоскопически трансабдоминально. Результаты хирургического лечения изучены в сроки от 3 до 24 месяцев. Оценивали динамику болевого синдрома по визуально-аналоговой шкале, индекс Освестри. О формировании межтелового блока после выполнения спондилодеза судили по рентгенологическим, МРТ- и КТ-данным. Рентгенологические исследования включали измерение высоты межтелового промежутка и флексионно-экстензионной разницы сегментарного угла.

Результаты. Функциональные результаты лечения через 18–20 мес. после операции оценены как хорошие и удовлетворительные в 94,1 % случаев. Рентгенологические исследования не выявили ни одного случая разрушения межтеловых имплантатов и миграции их в тела позвонков. Миграция имплантатов по межтеловому промежутку произошла в четырех наблюдениях (0,9 %). Рентгенографически и КТ-графически подтверждены остеointegrативные свойства никелида титана: отмечено обрастание имплантатов костной тканью с последующим формированием межтелового костно-металлического блока. В 94,8 % случаев оперированные позвоночные сегменты были стабильны, что соответствует литературным данным об эффективности применения других видов межтеловых имплантатов.

Заключение. Имплантаты из пористого никелида титана могут быть успешно использованы для различных видов межтелового спондилодеза. Никелид титана обеспечивает формирование межтелового костно-металлического блока без использования аутокости, что упрощает операцию и уменьшает ее травматичность.

Ключевые слова: дегенеративные поражения позвоночника, спондилодез, имплантаты, пористый никелид титана.

POROUS NiTi IMPLANTS IN SURGICAL TREATMENT OF LUMBAR SPINE DEGENERATIVE DISEASE

A.E. Simonovich

Objective. The assessment of porous NiTi interbody implants use in various decompressive and stabilizing operations for lumbar spine degenerative diseases.

Material and methods. Porous NiTi interbody implants were used in 459 patients operated on for lumbar spine degenerative disease. Various types of stabilizing and decompressive-stabilizing surgical procedures were performed in all cases. Operations were performed through anterior extraperitoneal or posterior approaches, and endoscopically through abdominal approach. Surgical treatment results were studied at 3- to 24-months follow-up. Pain syndrome dynamics was evaluated for by Visual Analog Scale, Oswestry Disability Index score. X-ray, MRI, and CT findings provided the evidence of interbody block formation after spondylodesis. Radiologic observation included the measurement of interbody height and of segmental angular flexion-extension difference (the range of segmental angulation in flexion-extension).

Results. Functional results in 18–20 months after surgery were good or satisfactory in 94.1 % of cases. Radiological observation has shown no one case of interbody implant fracture and migration into vertebral bodies. Implant migration within interbody space was observed in 4 cases (0.9 %). Radiological and CT observation confirmed the bone integration properties of the NiTi: the bone tissue accretion at implant was noted with a consecutive formation of interbody bone-metal block. In 94.8 % of cases the operated spine segments were stable that is in agreement with literature data on the effective application of other interbody implants.

Conclusion. Porous NiTi implants can be successfully used for interbody fusion of different kinds. Nickel titanium provides a formation of interbody bone-metal block without autologous bone application that makes a surgery more simple and less traumatic.

Key words: spine degenerative diseases, spondylodesis, implants, porous nickel titanium.

Hir. Pozvonoc. 2004;(4):8–17.

Актуальность проблемы дегенеративных заболеваний позвоночника обусловлена как неоднозначной трактовкой сути этой патологии, так и противоречивыми подходами к ее лечению. Однако, несмотря на многообразие форм дегенеративных поражений позвоночного столба, наиболее частыми причинами их клинических проявлений, определяющих показания к хирургическому лечению, являются сегментарная нестабильность и компрессия нервно-сосудистых образований позвоночного канала. Сегментарная нестабильность может вызывать локальную поясничную, псевдорадикулярную и радикулярную боль, а также быть причиной развития неврологического дефицита. Широко применяемые и во многих случаях весьма эффективные декомпрессивные операции могут вызвать или усилить нестабильность [8, 11, 19, 24, 25]. Для устранения различных состояний, которые могут быть обусловлены дегенеративными изменениями позвоночника, нередко необходимы стабилизирующие операции, поэтому с позиций патогенеза хирургическое лечение дегенеративных поражений позвоночника должно быть направлено не только на декомпрессию нервно-сосудистых образований позвоночного канала, но и на стабилизацию пораженного позвоночного сегмента.

В настоящее время существует множество методик спондиллодеза: передний [10, 14, 37], задний [22, 26, 27], задний межтеловой [9, 12, 16, 34], лапароскопический [35, 42] и другие. Межтеловой спондиллодез является одним из наиболее распространенных способов стабилизации позвоночника. На протяжении многих лет единственным материалом, используемым с пластической целью при выполнении спондиллодеза, оставалась аутокость. Однако медленная перестройка костного трансплантата с формированием межтелового блока требует соблюдения длительного постельного режима в послеоперационном периоде. Неизбежный для пациента физический, психологичес-

кий и социальный дискомфорт, а также слишком большая продолжительность госпитального и амбулаторного лечения на много снижают достоинства аутокостной пластики и ставят под сомнение адекватность длительного и непростого лечения его результатам [15, 18, 22, 29, 36, 39].

В настоящее время для выполнения межтелового спондиллодеза в качестве пластического материала, помимо аутокости, используется аллокость, деминерализованный костный матрикс, биологически активные полимеры, углеродистые материалы, пористая керамика, металлоимплантаты. Аллокость – материал, длительно перестраивающийся, иммунологически активный, требующий особенно тщательной стерилизации и консервации. Рассасывающиеся материалы по своим механическим свойствам уступают костной ткани. Что касается углеродистых материалов и пористой керамики, то основным их недостатком является хрупкость, отсутствие эластичности, присутствия костной ткани. Как показал анализ отдаленных результатов, стабилизирующий эффект пористой керамики сохраняется в течение 3–4 мес. после операции. В последующем в связи с резорбцией кости на границе с имплантатом возникает подвижность и формируется неартроз, а расклинивающий эффект имплантата теряется из-за его протрузии в губчатую кость тел позвонков [6, 7]. Справедливости ради следует отметить, что не все авторы, применявшие керамику, указывают на такого рода осложнения [2–4].

Зарубежными фирмами для межтелового спондиллодеза разработаны и выпускаются разнообразные имплантаты, изготавливаемые из титана и полимерных материалов [28, 30–33, 40, 41]. Однако в любом случае эти материалы представляют собой инородное тело, неспособное интегрироваться с тканями организма, и могут быть использованы только в сочетании с костью.

С этих позиций представляет несомненный интерес никелид тита-

на, который обладает рядом уникальных свойств. Пористость материала, подобная пористости губчатой кости, и его высокая биосовместимость обеспечивают прорастание фиброзной и костной ткани в имплантат и его фиксацию к костному ложу. Благодаря сверхэластичности никелида титана и его близким к костной ткани деформационным характеристикам, сохраняется постоянный контакт имплантата с костным ложем при изменении механических нагрузок на позвоночник [1, 5, 13, 17, 20, 21, 23, 38].

Целью исследования явилась оценка эффективности применения межтеловых имплантатов из пористого никелида титана для различных видов декомпрессивно-стабилизирующих операций при дегенеративных поражениях поясничного отдела позвоночника.

Материал и методы

В период с 1998 по 2004 г. 459 пациентов с дегенеративными поражениями поясничного отдела позвоночника оперированы с применением межтеловых имплантатов из пористого никелида титана. Среди пациентов было 262 (57 %) мужчины и 197 (43 %) женщин в возрасте от 28 до 67 лет (M = 48,6). В предоперационном периоде проводились общеклиническое, неврологическое и рентгенологическое обследования (в ряде случаев МГ), МРТ, КТ.

Критерием отбора пациентов для хирургического лечения служило наличие резистентных к консервативному лечению корешковых и рефлекторных болей и боли в пояснице с наличием неврологического дефицита или без него.

Показаниями к операции являлись следующие клинически значимые патоморфологические изменения позвоночника: грыжа межпозвонкового диска, дегенеративная дископатия, дегенеративный моно- и бисегментарный стеноз позвоночного канала, дегенеративный спондилолистез, рецидив болевого синдрома после микродисэктомий. Во всех случаях

проведены различные виды стабилизирующих и декомпрессиивно-стабилизирующих хирургических вмешательств. Операции выполнялись из переднего или заднего доступа, а также эндоскопически трансабдоминально (табл. 1). Хирургические вмешательства выполнялись на следующих уровнях: L₄-L₅ (48,8 %), L₅-S₁ (41,6 %), L₃-L₄ (4,6 %), L₄-L₅-S₁ (3,7 %) и L₃-L₄-L₅ (1,3 %).

Имплантаты из пористого никелида титана для заднего межтелового спондилодеза имеют форму цилинд-

ров длиной 20 и 25 мм и диаметром 12, 14 и 16 мм. Для выполнения переднего поясничного межтелового спондилодеза использовали имплантаты в форме диска диаметром 20 и 25 мм, а для эндоскопического трансабдоминального – трапециевидной формы длиной 20 и 25 мм, высотой от 12 до 16 мм и шириной – 10 мм (рис. 1).

Имплантаты из пористого никелида титана имеют многократный запас прочности относительно заданной техническими требованиями (не менее 600 кГс). В результате стен-

довых испытаний установлено, что нагрузка разрушения для цилиндрического имплантата диаметром 14 мм и длиной 25 мм составила 2125 кГс при 750 000 циклов нагружения, для дисковидного имплантата диаметром 20 мм – 2019 кГс и для трапециевидного – 2575 кГс при 1 000 000 циклов нагружения.

Задний поясничный межтеловый спондилодез можно схематично разделить на следующие этапы: 1 – хирургический доступ, 2 – декомпрессия нервно-сосудистых образований позвоночного канала, 3 – формиро-

Таблица 1

Распределение пациентов в зависимости от показаний к хирургическому лечению и вида выполненного хирургического вмешательства

Показания к операции	Число выполненных хирургических вмешательств			
	n	I*	II**	III***
Грыжа межпозвонкового диска	151	149 (30****)	2	—
Дегенеративная дископатия	102	34 (9****)	47 (1****)	21
Дегенеративный стеноз позвоночного канала	69	69 (12****)	0	0
Дегенеративный спондилолистез	85	82****	2	1
Рецидивы болевых синдромов после микродискэктомий	52	51 (10****)	0	1

* задний поясничный межтеловый спондилодез;

** передний поясничный межтеловый спондилодез;

*** эндоскопический трансабдоминальный пояснично-крестцовый спондилодез;

**** в том числе в сочетании с транспедикулярной фиксацией.



Рис. 1

Имплантаты из пористого никелида титана:

а – для заднего поясничного межтелового спондилодеза;

б – для переднего поясничного межтелового спондилодеза;

в – для лапароскопического трансабдоминального пояснично-крестцового спондилодеза

вание ложа для имплантатов в межтеловом пространстве, 4 – введение имплантатов в межтеловое пространство, 5 – ушивание операционной раны.

Ламинэктомия с удалением остистых и суставных отростков для выполнения заднего межтелового спондилодеза является, на наш взгляд, не всегда обоснованной. Резекция этих структур должна выполняться в объеме, необходимом для полноценной декомпрессии нервно-сосудистых образований позвоночного канала и достаточном для введения имплантатов в межтеловое пространство. На основании своего опыта считаем, что для выполнения заднего межтелового спондилодеза, при отсутствии показаний к экстенсивной декомпрессии, вполне достаточно проведения расширенной двухсторонней интерламинэктомии с экономной резекцией краев дужек и медиальных суставных отростков. Эту задачу упрощает предложенная нами методика формирования канала для введения имплантатов. Суть методики в том, что резекцию краев дужек и суставных отростков для формирования канала, через который вводится имплантат, осуществляют фрезой-римером через боковой вырез в защитном рукаве-направителе (рис. 2).

Задний межтеловой спондилодез выполнялся не только как самостоятельный способ стабилизации позвоночника, но также и в сочетании с транспедикулярной фиксацией. Сочетание межтелового спондилодеза с транспедикулярной фиксацией применяли при относительно сохранной высоте пораженного межпозвонкового диска и при наличии дегенеративного спондилолистеза (рис. 3).

В 362 случаях задний межтеловой спондилодез был выполнен двумя имплантатами из пористого никелида титана и в 23 случаях – одним (при сочетании с транспедикулярной фиксацией).

Передний поясничный межтеловой спондилодез выполняли по традиционной методике из забрюшинного доступа. С помощью долота



Рис. 2

Формирование канала для введения имплантата (а) и введение имплантата в межтеловое пространство (б)

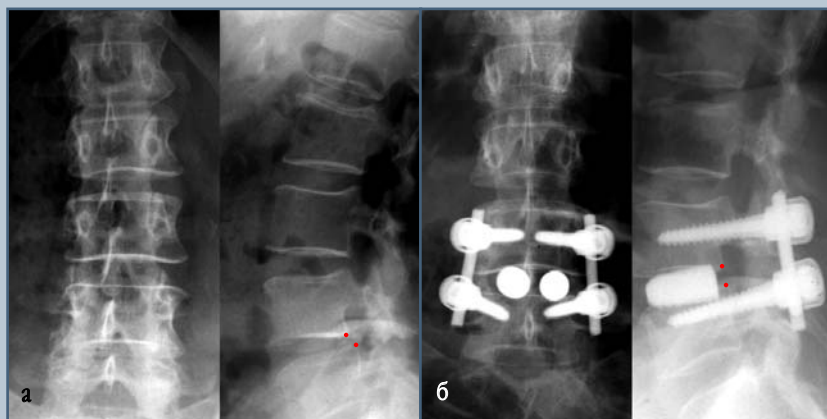


Рис. 3

Спондилограммы пациента М. (дегенеративный спондилолистез L₄) в прямой и боковой проекциях:

а – до операции;

б – после выполнения транспедикулярной фиксации и заднего межтелового спондилодеза L₄-L₅ имплантатами из пористого никелида титана

и кюреток удаляли межпозвонковый диск с гиалиновыми пластинками, сохраняя при этом целостность кортикальной кости. Имплантат располагали в межтеловом промежутке так, чтобы его передняя поверхность заходи-

ла за передний край тел позвонков, а задняя – не достигала дорсальных отделов тел и не выступала в просвет позвоночного канала. Размеры имплантата подбирали таким образом, чтобы его высота была на 3–4 мм

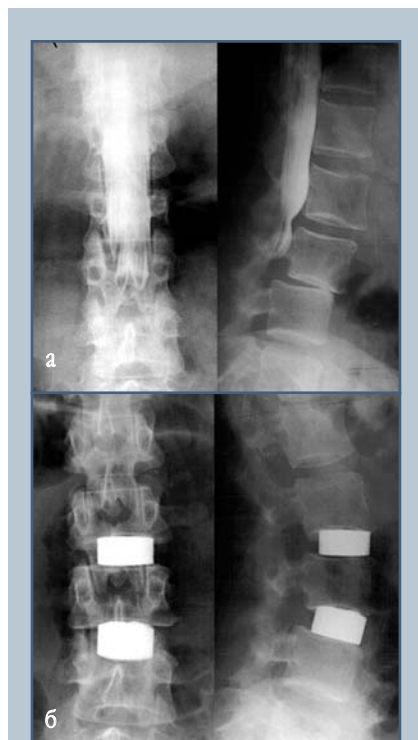


Рис. 4

Рентгенограмма пациента Б., 52 лет, до (а) и после (б) выполнения переднего межтелового спондилодеза L₄-L₅ имплантатами из пористого никелида титана

больше высоты межтелового промежутка, что позволяло добиться эффекта расклинивания (рис. 4).

Следует отметить, что пористый никелид титана легко обрабатывается при помощи долота или костных щипцов. Это позволяет при необходимости осуществлять дополнительное интраоперационное моделирование имплантата для придания ему нестандартных формы и размеров.

Оперированных укладывали в постель без какой-либо наружной иммобилизации и после снятия швов с кожной раны на девятое-десятое сутки переводили в вертикальное положение. В течение трех-шести последующих месяцев осуществляли наружную фиксацию поясничного отдела позвоночника полужестким корсетом.

Трансабдоминальный лапароскопический пояснично-крестцовый спондилодез выполнен нами в 1999 г. впервые в России. Для эндоскопических трансабдоминальных операций пояснично-крестцовый отдел позвоночника является анатомически наиболее привлекательным: межпозвонковый диск L₅-S₁ доступен для лапароскопических манипуляций между подвздошными сосудами ниже их бифуркации.

Операцию начинали с пункции брюшной полости и создания CO₂ пневмоперитонеума. Внутрибрюшное давление газа при миорелаксации поддерживали на уровне 10–14 mm Hg в течение всей операции. Для выполнения дискэктомии и межтелового спондилодеза использовали четыре эндоскопических порта: в субумбиликальной области, в правой и левой гипогастральных областях диаметром по 11 мм и по средней линии над симфизом диаметром 22 мм.

В положении Тренделенбурга, с опущенным на 15–20° головным концом операционного стола, смещали тонкий кишечник в надчревную область, а сигмовидную кишку отводили влево. Брюшину над диском L₅-S₁ рассекали продольным разрезом

между подвздошными сосудами дистальнее их бифуркации. Расположенную под брюшиной жировую клетчатку расслаивали тупфером, используя для гемостаза биполярную коагуляцию. Срединную сакральную артерию и сопровождающую ее вену клипировали и пересекали. После обнажения межпозвонкового диска иссекали переднюю часть фиброзного кольца и через образовавшееся окно выполняли дискэктомию с тщательным удалением гиалиновых пластинок. Дистракцию позвоночного сегмента осуществляли с помощью специальных шаблонов-дистракторов, последовательно вводимых в межтеловую промежутку. Затем шаблоны заменялись имплантатами соответствующего размера, которые фиксировали позвоночный сегмент в положении достигнутой дистракции (рис. 5).

Длительность постельного режима после операции составляла от 2 до 5 суток, после чего пациентам разрешали ходить. В течение 3–6 мес. после операции осуществляли наружную иммобилизацию полужестким съемным корсетом.

Результаты хирургического лечения изучены у 143 пациентов через 3 мес. после операции, у 65 – через 6–12 мес., у 54 – от 12 до 18 мес., у 52 – от 18 до 24 мес. и у 46 пациен-

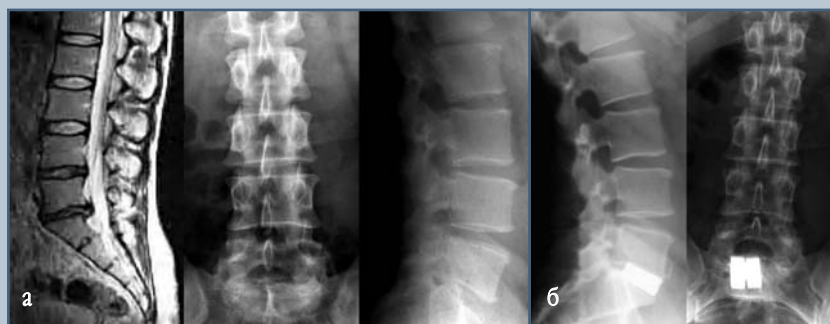


Рис. 5

МРТ и рентгенограммы поясничного отдела позвоночника пациента с дегенеративным поражением межпозвонкового диска L₅-S₁:

а – до операции,

б – после выполнения трансабдоминального лапароскопического пояснично-крестцового спондилодеза имплантатами из пористого никелида титана

тов – в сроки 24 мес. после операции и более. Оценивали динамику болевого синдрома по визуально-аналоговой шкале (ВАШ), заполняемой самим пациентом, а также по индексу Освестри.

О формировании межтелового блока после выполнения спондилодеза судили на основании рентгенологических, МРТ- и КТ-данных. Рентгенологические исследования включали измерение высоты передних и задних отделов межтелового промежутка до операции и после ее выполнения, а также определение флексионно-экстензионной разницы сегментар-

ного угла на уровне хирургического вмешательства. Изменение величины сегментарного угла в положении флексии и экстензии менее чем на 5° расценивалось как подтверждение стабильного состояния позвоночного сегмента и формирования межтелового блока.

Результаты

Ни у одного из пациентов не отмечено усиления болевого синдрома после хирургического вмешательства. В большинстве случаев боль регрессировала в первые дни после

операции, что свидетельствовало об адекватной декомпрессии нервно-сосудистых образований и стабилизации позвоночного сегмента. Послеоперационная динамика интенсивности болевого синдрома, оценивавшаяся по ВАШ от 0 до 5 баллов, представлена в табл. 2.

Для оценки нарушений функциональной дееспособности определяли индекс Освестри по шкале от 0 до 100 %. Значения индекса от 0 до 20 % означают минимальные нарушения, от 21 до 40 % – умеренные, от 41 до 60 % – тяжелые, от 61 до 80 % – инвалидизирующие;

Таблица 2

Динамика интенсивности болевого синдрома по визуально-аналоговой шкале (ВАШ) после хирургического лечения

Вид операции	Интенсивность болевого синдрома по ВАШ в баллах от 0 до 5 ($M \pm SD$)			
	до операции	после операции, мес.		
		3	6–12	18–24
в спине				
I*	2,5 ± 0,7 (n = 143)	1,1 ± 0,5 (n = 114)	0,7 ± 0,4 (n = 65)	1,1 ± 0,5 (n = 32)
II**	3,2 ± 0,4 (n = 43)	0,9 ± 0,4 (n = 36)	0,8 ± 0,6 (n = 32)	1,2 ± 0,3 (n = 21)
III***	2,3 ± 0,5 (n = 20)	0,7 ± 0,6 (n = 19)	0,9 ± 0,4 (n = 17)	1,1 ± 0,3 (n = 14)
в ноге				
I*	3,8 ± 0,7 (n = 143)	1,1 ± 0,5 (n = 114)	0,7 ± 0,6 (n = 65)	0,7 ± 0,6 (n = 32)
II**	3,6 ± 1,3 (n = 43)	0,9 ± 0,3 (n = 36)	0,6 ± 0,3 (n = 32)	0,6 ± 0,4 (n = 21)
III***	2,9 ± 0,8 (n = 20)	0,7 ± 0,4 (n = 19)	0,5 ± 0,6 (n = 17)	0,5 ± 0,4 (n = 14)

* задний поясничный межтеловой спондилодез;

** передний поясничный межтеловой спондилодез;

*** эндоскопический трансабдоминальный пояснично-крестцовый спондилодез.

Таблица 3

Динамика индекса Освестри у оперированных больных

Вид операции	Индекс Освестри, % ($M \pm SD$)			
	до операции	после операции, мес.		
		3	6–12	18–24
I*	61,52 ± 10,04 (n = 143)	19,12 ± 7,53 (n = 114)	18,82 ± 4,84 (n = 65)	13,88 ± 5,52 (n = 32)
II**	54,23 ± 7,24 (n = 43)	14,57 ± 6,74 (n = 36)	16,42 ± 3,12 (n = 32)	17,48 ± 5,49 (n = 21)
III***	52,68 ± 9,24 (n = 20)	17,43 ± 4,32 (n = 19)	15,58 ± 6,22 (n = 17)	12,72 ± 3,78 (n = 14)

* задний поясничный межтеловой спондилодез;

** передний поясничный межтеловой спондилодез;

*** эндоскопический трансабдоминальный пояснично-крестцовый спондилодез.

значения от 81 до 100 % свидетельствуют о нарушениях, приковывающих к постели, или о преувеличении жалоб. Динамика индекса Освестри после проведения хирургического лечения представлена в табл. 3.

Функциональные результаты проведенного хирургического лечения оценивались с учетом степени восстановления физической и социальной активности пациентов. Критерии оценки результатов лечения были следующими:

- хороший результат: полное или почти полное возвращение к прежнему (до начала или последнего обострения болезни) уровню социальной и физической активности, возможно ограничение больших физических нагрузок;
- удовлетворительный результат: бытовая и социальная активность восстановлены не полностью, возможны только небольшие физические нагрузки;
- неудовлетворительный результат: отсутствие эффекта от операции или ухудшение.

В большинстве случаев через 18–24 мес. после операции отмечено полное или частичное восстановление функциональной активности, что позволило рассматривать результаты лечения как хорошие и удовлетворительные (табл. 4).

Рентгенологические исследования ни в одном из случаев не выявили разрушения имплантатов и признаков резорбции костной ткани вокруг них, а также миграции имплантатов в тела позвонков. По рентгенологическим данным, после выполнения заднего межтелового спондилодеза флексионно-экстензионная разница

сегментарного угла на уровне вмешательства лишь в 6 из 102 исследованных случаев (5,2 %) превысила 5°. В остальных наблюдениях (94,8 %) средняя амплитуда сегментарного угла при флексии и экстензии была менее 5° и составила в среднем 2,4°. После выполнения переднего забрюшинного межтелового спондилодеза флексионно-экстензионная амплитуда сегментарного угла превышала 5° в одном случае из 32 (3,1 %), а после эндоскопического трансабдоминального спондилодеза – в одном случае из 20 (5 %).

Данные рентгенологического и КТ исследований, проведенных в сроки от шести месяцев до двух лет, свидетельствовали об остеоинтеграции имплантатов с формированием межтелового костно-металлического блока (рис. 6, 7).

Осложнения. Возникшие осложнения разделены на две группы: связанные с применением имплантатов и обусловленные другими причинами. Осложнения, не связанные с использованием имплантатов, были обычными для выполнявшихся видов хирургических вмешательств (табл. 5).

После выполнения заднего межтелового спондилодеза у двух пациентов развилось нагноение подкожной гематомы, не распространявшееся глубже апоневроза; кожные раны зажили вторичным натяжением, удаления имплантатов не потребовалось. Повреждения твердой мозговой оболочки не осложнили течение послеоперационного периода, потребности в реоперации не возникло.

Послеоперационные парезы и нарушения чувствительности в нижних конечностях были связаны, как пра-



Рис. 6

Спондилограммы пациента К. в боковой проекции после выполнения заднего межтелового спондилодеза L₄–L₅ имплантатами из пористого никелида титана:

- а** – в день операции;
- б** – через два года

вило, с нарушением функции спинномозговых корешков L₅ и S₁. Однако на фоне проводившейся восстановительной терапии отмечено полное или частичное восстановление силы и чувствительности. У одного пациента после декомпрессивно-стабилизирующей операции с транспедикулярной фиксацией и задним межтеловым спондилодезом L₃–L₄–L₅, выполненными в связи с дегенеративным стенозом позвоночного канала, развился нижний вялый парализ с снижением силы в ногах до одного-двух баллов. На фоне проводившегося в течение полутора месяцев консервативного лече-

Таблица 4

Функциональные результаты проведенного хирургического лечения

Результаты лечения	Число пациентов	
	через 6–12 мес. (n = 114)	через 18–24 мес. (n = 67)
Хорошие	79 (69,3 %)	56 (83,6 %)
Удовлетворительные	30 (26,3 %)	7 (10,5 %)
Неудовлетворительные	5 (4,4 %)	4 (5,9 %)

**Рис. 7**

Спиральная КТ поясничного отдела позвоночника пациента Е. через два года после заднего межтелового спондилодеза L₅-S₁ имплантатами из пористого никелида титана: обрастание имплантата костной тканью с формированием межтелового блока

ния сила в нижних конечностях восстановилась до четырех баллов.

В результате выполнения переднего межтелового спондилодеза из забрюшинного доступа в одном случае образовалась подкожная серома. После ее опорожнения и перевязок произошло заживление раны, удаления имплантата не потребовалось.

В одном случае возник парез бедренного нерва на стороне хирургического доступа к позвоночнику и меж-

позвоноквому диску, обусловленный повреждением нервного ствола в толще паравerteбральных мышц.

При выполнении эндоскопического трансабдоминального пояснично-крестцового спондилодеза в одном случае была повреждена левая подвздошная вена, что потребовало наложения сосудистого шва. У одного пациента возникла ретроградная эякуляция, которая регрессировала в течение трех месяцев.

Миграция имплантатов отмечена в четырех наблюдениях (0,9 % от общего числа оперированных): в трех – после выполнения заднего межтелового спондилодеза и в одном – после эндоскопического трансабдоминального. У двух пациентов, оперированных по поводу дегенеративного спондилолистеза, смещение имплантатов произошло после выполнения межтелового спондилодеза без дополнительной транспедикулярной фиксации. В трех случаях потребовалась реоперация; в одном случае миграция имплантатов после заднего межтелового спондилодеза была бессимптомной, через два года после спондилодеза пациент чувствовал себя практически здоровым.

Сегментарная нестабильность и сужение позвоночного канала являются основой формирования разнообразных клинических синдромов при дегенеративных поражениях позвоночника. В этой связи хирургическое лечение дегенеративной патологии позвоночного столба направлено, главным образом, на декомпрессию нервно-сосудистых образований позвоночника и его стабилизацию. К настоящему времени разработано множество способов стабилизации позвоночника, но, несмотря на это, основным из них по-прежнему остается межтеловой спондилодез. Использование для выполнения межте-

Таблица 5

Послеоперационные осложнения, не связанные с использованием межтеловых имплантатов из пористого никелида титана

Виды операций	Осложнения	n
I* (n= 385)	Раневая инфекция	2
	Повреждение твердой мозговой оболочки	6
	Парез конечностей	4
	Гипестезия	8
II** (n=51)	Подкожная серома	1
	Парез конечностей	1
III*** (n=23)	Ретроградная эякуляция	1
	Повреждение подвздошной вены	1

* задний поясничный межтеловой спондилодез;

** передний поясничный межтеловой спондилодез;

*** эндоскопический трансабдоминальный пояснично-крестцовый спондилодез.

лового спондилодеза разнообразных конструкций позволило улучшить результаты лечения и намного сократить его сроки. Однако применяемые имплантаты, изготавливаемые из различных материалов, в том числе из титана, по своей структуре и механическим свойствам резко отличаются от живой ткани, что диктует необходимость дополнительного использования аутокости. В этой связи заслуживает внимания пористый никелид титана, обладающий остеointегративными свойствами.

Проведенное исследование было направлено на оценку эффективности использования имплантатов из пористого никелида титана для межтелового спондилодеза при хирургическом лечении различных форм дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника. В зависимости от клинико-морфологических особенностей патологии выполняли стабилизирующие и декомпрессивно-стабилизирующие операции: передний межтеловой спондилодез, задний межтеловой спондилодез, эндоскопический пояснично-крестцовый спондилодез.

Непосредственные результаты хирургических вмешательств зависели от правильного выбора хирургической тактики и адекватности хирургического вмешательства, направленного на декомпрессию нервно-сосудис-

тых образований и стабилизацию позвоночника. Существуют различные мнения об исключительных достоинствах тех или иных хирургических технологий и хирургических доступов к позвоночнику. На наш взгляд, выбор способа хирургического лечения должен быть дифференцированным и основываться на клинических и патоморфологических особенностях конкретного случая. При наличии дегенеративного стеноза позвоночного канала, мигрировавшей секвестрированной грыжи, а также спондилолистеза, когда помимо межтеловой фиксации была нужна и транспедикулярная, мы отдавали предпочтение декомпрессивно-стабилизирующим операциям из заднего доступа.

Динамика клинической симптоматики у оперированных больных была положительной: отмечался значительный регресс болевого синдрома (ВАШ) и нарушений функциональной дееспособности (индекс Освестри); ни у одного из оперированных не было усиления болей после операции. Функциональные результаты лечения через 18–20 мес. после операции оценены как хорошие и удовлетворительные в 94,1 % случаев.

Рентгенологические исследования не выявили ни одного случая разрушения межтеловых имплантатов и миграции их в тела позвонков. Миграция имплантатов по межтеловому

промежутку произошла в четырех случаях (0,9 %).

Данными рентгенографии и КТ подтверждены остеointегративные свойства никелида титана: отмечено обрастание имплантатов костной тканью с последующим формированием межтелового костно-металлического блока. В 94,8 % случаев оперированные позвоночные сегменты были стабильны, что соответствует литературным данным об эффективности применения других видов межтеловых имплантатов [9, 16, 28, 30, 32].

Кроме того, применение имплантатов из пористого никелида титана уменьшало травматичность хирургического вмешательства и упрощало его выполнение, поскольку не требовало дополнительного использования костной ткани.

Заключение

Имплантаты из пористого никелида титана могут быть успешно использованы для различных видов межтелового спондилодеза в хирургическом лечении дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника. Обладая остеointегративными свойствами, никелид титана обеспечивает формирование межтелового костно-металлического блока без использования аутокости, что упрощает операцию и уменьшает ее травматичность.

Литература

1. Биосовместимые материалы и имплантаты с памятью формы / Под ред. В.Э. Понтера. Томск, 2001.
2. Грунтовский Г.Х., Клепач Н.С., Михайлов С.Р. Экспериментальное исследование систем наружной транспедикулярной стабилизации и управляемой коррекции позвоночника // Ортопед, травматол. и протезир. 1993. № 1. С. 8–13.
3. Корж Н.А., Барыш А.Е. Керамоспондилодез в хирургии шейного отдела позвоночника // Ортопед, травматол. и протезир. 1998. № 3. С. 94–95.
4. Корж Н.А., Литвинов Л.А., Голухова А.Г. и др. Стабилизация шейного отдела позвоночника имплантатами из керамики и монокристаллов // Ортези-
5. Фомичев Н.Г., Понтер В.Э., Корнилов Н.В. и др. Новые технологии в хирургии позвоночника с использованием пористых имплантатов с памятью формы. Томск, 2002.
6. Хвисьюк Н.И., Чикунов А.С., Костицкий М.М. Совершенствование спондилодеза при осложненных повреждениях шейного отдела позвоночника // Ортопед, травматол. и протезир. 1998. № 3. С. 6–9.
7. Хвисьюк Н.И., Шевченко С.Д. Некоторые особенности костной пластики при операциях на позвоночнике // VI съезд травматологов-ортопедов УССР. Тез. докл. Киев, 1971. С. 131–133.
8. Abumi K., Panjabi M.M., Kramer K.M., et al. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies // Spine. 1990. Vol. 15. P. 1142–1147.
9. Agazzi S., Reverdin A., Mzy D. Posterior lumbar interbody fusion with cages: an independent review of 71 cases // J. Neurosurg. Spine. 1999. Vol. 91. P. 186–192.
10. Benton B.F., Calandruccio R.A. Surgical technic of anterior lumbar fusion // Am. Surg. 1966. Vol. 32. P. 134–136.
11. Boden S.D., Martin C., Rudolph R., et al. Increase of

- motion between lumbar vertebrae after excision of the capsule and cartilage of the facets. A cadaver study // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1994. Vol. 76. P. 1847–1853.
12. **Brantigan J.W., Steffee A.D., Lewis M.L., et al.** Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F cage for posterior lumbar interbody fusion and the variable pedicle screw placement system: two-year results from a Food and Drug Administration investigational device exemption clinical trial // *Spine.* 2000. Vol. 25. P. 1437–1446.
 13. **Buehler W.J., Wang F.E.** A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential applications in ocean engineering // *Ocean. Eng.* 1968. Vol. 1. P. 105–120.
 14. **Crock H.V.** Anterior lumbar interbody fusion: indications for its use and notes on surgical technique // *Clin. Orthop.* 1982. Vol. 1. P. 157–163.
 15. **Dennis S., Watkins R., Landaker S., et al.** Comparison of disc space heights after anterior lumbar interbody fusion // *Spine.* 1989. Vol. 14. P. 876–878.
 16. **Eck K.R., Bridwell K.H., Ungacta F.F., et al.** Analysis of titanium mesh cages in adults with minimum two-year follow-up // *Spine.* 2000. Vol. 25. P. 2407–2415.
 17. **Elias W.J., Simmons N.E., Kaptain G.J., et al.** Complications of posterior lumbar interbody fusion when using a titanium threaded cage device // *J. Neurosurg. Spine.* 2000. Vol. 93. P. 45–52.
 18. **Fraser R.D.** Interbody, posterior, and combined lumbar fusions // *Spine.* 1995. Vol. 20. P. 167S–177S.
 19. **Frymoyer J.W., Selby D.K.** Segmental instability. Rationale for treatment // *Spine.* 1985. Vol. 10. P. 280–286.
 20. **Gil F.J., Planell J.A.** Effect of Copper addition on the superelastic behaviour of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications // *J. Biomed. Mater. Res.* 1999. Vol. 48. P. 682–688.
 21. **Delay Law and New Class of Materials and Implants in Medicine.** Gunter, V.E., ed. STT Publishing, Northampton, MA, USA. 2000.
 22. **Hutter C.G.** Posterior intervertebral body fusion. A 25-year study // *Clin. Orthop.* 1983. Vol. 1. P. 86–96.
 23. **Itin V., Gyunter V., Shabalovskaya S., et al.** Mechanical Properties and Shape Memory of Porous Nitinol // *Materials Characterisation.* 1994. Vol. 32. P. 179–187.
 24. **Johnsson B., Akesson M., Johnsson K., et al.** Low risk for vertebral slipping after decompression with facet joint preserving technique for lumbar spinal stenosis // *Eur. Spine J.* 1992. Vol. 1. P. 100–104.
 25. **Johnsson K.E., Willner S., Johnsson B.** Postoperative instability after decompression for lumbar spine stenosis // *Spine.* 1986. Vol. 11. P. 107–110.
 26. **Karpinski M.R., Szymanska M.** Posterior lumbar interbody fusion and cages // *Chir. Narzadow. Ruchu Ortop. Pol.* 1999. Vol. 64. P. 463–470.
 27. **Kiviluoto O., Santavirta S., Salenius P., et al.** Posterolateral spine fusion. A 1–4-year follow-up of 80 consecutive patients // *Acta Orthop. Scand.* 1985. Vol. 56. P. 152–154.
 28. **Kuslich S.D., Danielson G., Dowdle J.D., et al.** Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage // *Spine.* 2000. Vol. 25. P. 2656–2662.
 29. **Lin P.M.** Posterior lumbar interbody fusion technique: complications and pitfalls // *Clin. Orthop.* 1985. Vol. 1. P. 90–102.
 30. **Matge G., Leclercq T.A.** Rationale for interbody fusion with threaded titanium cages at cervical and lumbar levels. Results on 357 cases // *Acta Neurochir. (Wien).* 2000. Vol. 142. P. 425–433.
 31. **McAfee P.C.** Interbody fusion cages in reconstructive operations on the spine // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999. Vol. 81. P. 859–880.
 32. **Pavlov P.W., Spruit M., Havinga M., et al.** Anterior lumbar interbody fusion with threaded fusion cages and autologous bone grafts // *Eur. Spine J.* 2000. Vol. 9. P. 224–229.
 33. **Ray C.D.** Threaded fusion cages for lumbar interbody fusions. An economic comparison with 360 degrees fusions // *Spine.* 1997. Vol. 22. P. 681–685.
 34. **Ray C.D.** Threaded titanium cages for lumbar interbody fusions // *Spine.* 1997. Vol. 22. P. 667–679.
 35. **Regan J.J., Yuan H., McAfee P.C.** Laparoscopic fusion of the lumbar spine: minimally invasive spine surgery. A prospective multicenter study evaluating open and laparoscopic lumbar fusion // *Spine.* 1999. Vol. 24. P. 402–411.
 36. **Rish B.L.** A comparative evaluation of posterior lumbar interbody fusion for disc disease // *Spine.* 1985. Vol. 10. P. 855–857.
 37. **Sacks S.** Anterior interbody fusion of the lumbar spine. Indications and results in 200 cases // *Clin. Orthop.* 1966. Vol. 1. P. 163–170.
 38. **Shape Memory Biomaterials and Implants.** Proceedings of International Conference. June 28–30, 2001, Tomsk, RUSSIA / Ed. by V.E.Gunter. Northampton, MA: STT, 2001.
 39. **Stauffer R.N., Coventry M.B.** Anterior interbody lumbar fusion. Analysis of Mayo Clinic series // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1972. Vol. 54. P. 756–768.
 40. **Steffen T., Tsantrizos A., Fruth I., et al.** Cages: design and concepts // *Eur. Spine J.* 2000. Vol. 9. P. S89–S94.
 41. **Tullberg T.** Failure of a carbon fiber implant. A case report // *Spine.* 1998. Vol. 23. P. 1804–1806.
 42. **Zdeblick T.A.** Laparoscopic spinal fusion // *Orthop. Clin. North Am.* 1998. Vol. 29. P. 635–645.

Адрес для переписки:

Симонович Александр Евгеньевич
630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
НИИТО,
ASimonovich@niito.ru