



ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИЕ ЭНДОПРОТЕЗЫ ДЛЯ ПЕРЕДНЕГО СПОНДИЛОДЕЗА: ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

А.С. Нехлопочин

Луганский государственный медицинский университет, Украина

Вентральные декомпрессивно-стабилизирующие вмешательства являются патогенетически обусловленными и целесообразными при значительном травматическом или деструктивном поражении передней и средней опорных колонн позвоночника. За последние несколько десятилетий разработано и успешно внедрено в клиническую практику значительное количество конструкций для повышения эффективности переднего межтелового спондилодеза. В данной работе проведена попытка систематизации существующих телескопических кейджей для переднего спондилодеза в зависимости от их механических характеристик и конструктивных особенностей.

Ключевые слова: передний спондилодез, телескопический кейдж, телозамещающий эндопротез, конструктивные особенности.

Для цитирования: Нехлопочин А.С. Телозамещающие эндопротезы для переднего спондилодеза: обзор литературы // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 2. С. 20–24.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.2.20-24>.

VERTEBRAL BODY REPLACEMENT SYSTEMS FOR ANTERIOR FUSION: LITERATURE REVIEW A.S. Nekhlopochin

Anterior decompression and stabilization interventions are pathogenetically conditioned and reasonable for significant traumatic or destructive lesions of the anterior and middle columns of the spine. Over the past few decades, a considerable number of instrumentation systems were developed and successfully introduced into clinical practice to improve the effectiveness of anterior spinal fusion. In this paper, an attempt is made to systematize the existing telescopic cages for anterior fusion depending on their mechanical properties and design features.

Key Words: anterior fusion, telescopic cage, vertebral body replacement system, design features.

Please cite this paper as: Nekhlopochin AS. Vertebral body replacement systems for anterior fusion: literature review. Hir. Pozvonoc. 2015;12(2):20–24. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.2.20-24>.

Травматические и деструктивные поражения занимают значительное место в патологии позвоночника. В настоящее время разработана система лечения больных с различными травматическими и деструктивными поражениями позвоночника [12]. В то же время отсутствует единое мнение относительно целесообразности и сроков хирургических вмешательств, продолжаются дискуссии о преимуществах переднего или заднего хирургического доступа и различных способов оперативных вмешательств [19, 23, 25]. Остаются актуальными вопросы совершенствования тактики хирургического лечения травматических повреждений позвоночника, способов восстановления разрушенных структур и методов стабилизации [7].

Доказано, что более чем в 90 % случаев сдавление спинного мозга, его корешков и оболочек происходит в передних отделах позвоночного канала. Эту особенность травматических повреждений позвоночника отмечали в своих работах Я.Л. Цивьян, А.А. Луцки, А.А. Корж [2, 5, 9].

Такой характер повреждений диктует выполнение декомпрессивно-стабилизирующих операций из переднего хирургического доступа, как наиболее патогенетически обоснованного [1, 8, 10]. Подобные вмешательства предусматривают устранение сдавления спинного мозга путем частичного или полного удаления компримированного тела позвонка, заполнение образовавшегося костного дефекта аутокостью или ее заменителями

с целью создания условий для формирования костного сращения соседних с резецированным позвонков, восстановление шейного сагиттального баланса и стабилизацию оперируемого сегмента [14, 16].

Анализ многолетнего опыта использования переднего спондилодеза аутооттрансплантатом и отдаленные результаты операций свидетельствуют о том, что межтеловой спондилодез только аутокостью является недостаточно эффективным [15, 24]. Это связано с недостаточными стабилизирующими возможностями способа. При этих вмешательствах смещение трансплантата отмечается в 29–68 % случаев. Потеря достигнутой во время операции коррекции за счет функциональной пере-

стройки трансплантатов составляет 5–10 %, консолидации не наступает у 33 % больных, кифоз в позднем периоде травмы наблюдается в 38–64 % случаев. Причинами подобных осложнений являются недостаточная стабилизация позвоночного двигательного сегмента

и неадекватная внешняя иммобилизация после операции [27].

Для улучшения качественных характеристик переднего спондилодеза и оптимизации процесса его выполнения в клинической практике используются различные фиксирующие устройства, именуемые телозаме-

щающими эндопротезами либо кейджами (рис. 1) [11, 29].

Одними из родоначальников телозамещающих кейджей для переднего спондилодеза являются имплантаты из корундовой керамики и конструкции Mech [1, 2, 16].

Основная масса эндопротезов тел позвонков изготавливается из различных металлов и их сплавов. Конструктивные возможности кейджей предусматривают реклинацию и стабилизацию позвоночно-двигательного сегмента, а также наличие полости для наполнителя (аутокосты либо её заменители).

По степени эффективности фиксирующих возможностей конструкции делятся на два типа (рис. 2). Тип А – эндопротезы, в конструкции которых не предусмотрена винтовая фиксация к телам позвонков; при использовании таких кейджей достигается реклинация позвоночно-двигательного сегмента и необходима дополнительная фиксация вентральными пластинами (рис. 3а). Тип В – эндопротезы, в конструкции которых предусмотре-

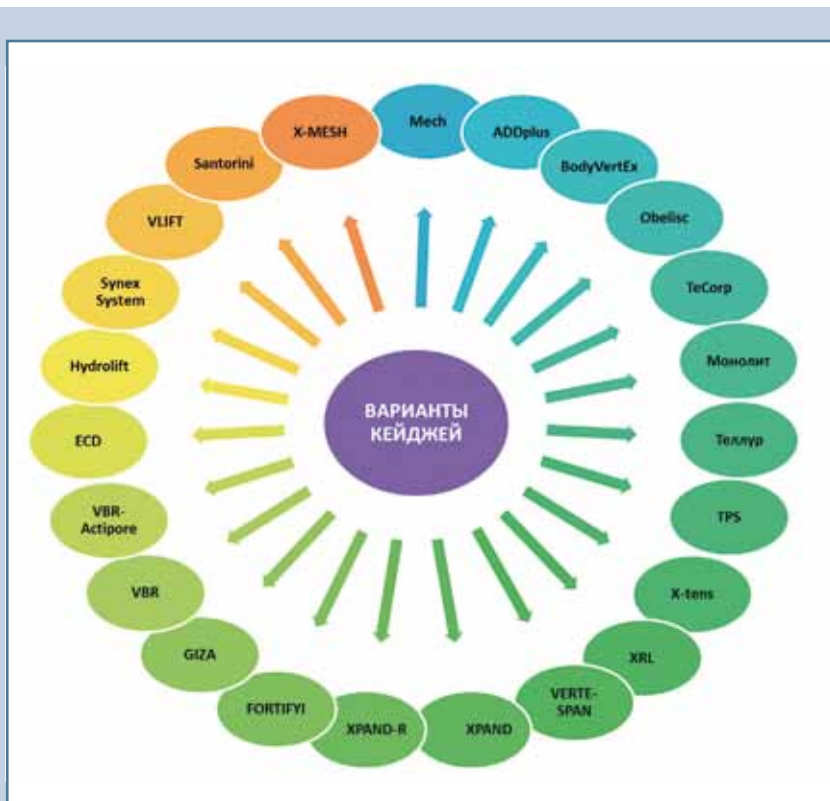


Рис. 1

Варианты телозамещающих эндопротезов тел позвонков (кейджей)

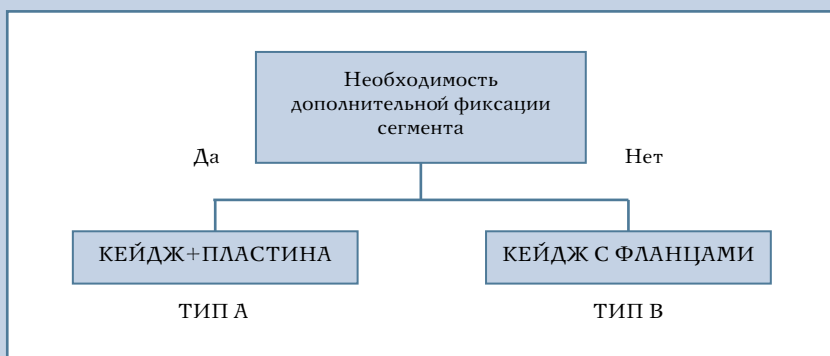


Рис. 2

Типы телозамещающих эндопротезов для переднего спондилодеза

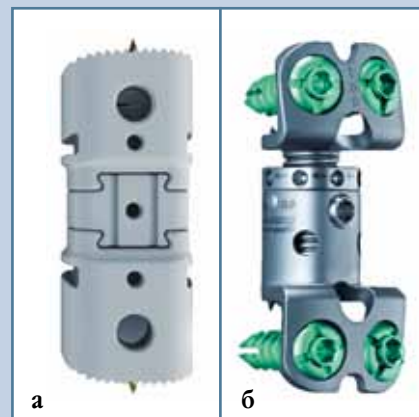


Рис. 3

Конструкции телозамещающих эндопротезов для переднего спондилодеза: **а** – «SANTORINI® Large Corpectomy Cage System» (K2M®) требует дополнительной фиксации передней пластиной; **б** – «ADDplus™» (Ulrich medical® spinal systems) включает элементы дополнительной фиксации шурупами

на винтовая фиксация к телам позвонков; они не требуют дополнительной фиксации позвоночно-двигательного сегмента вентральными пластинами к телам соседних с резецированным позвонков (рис. 3б).

Использование эндопротезов тел позвонков повышает надежность переднего спондилодеза и во многих случаях позволяет избежать дополнительной фиксации сегмента из заднего доступа, дает возможность проводить раннюю реабилитацию больных, сокращает сроки внешней иммобилизации [6, 13]. В то же время возможности передней внутренней жесткой фиксации кейджами мало изучены. В литературе мало работ, посвященных изучению оптимального сочетания технических и биомеханических характеристик конструкций, эффективности использования их полостей для наполнителей.

Передний спондилодез металлическими имплантатами имеет определенные особенности, которые обусловлены разницей модулей упругости костных структур тел позвонков и металла, конструктивными характеристиками и функциональными возможностями кейджей [20].

В процессе восстановления сагитального баланса и стабилизации позвоночно-двигательного сегмента в необходимом положении возникает определенное локальное давление торцевых краев эндопротезов на замыкательные пластины позвонков. Это обстоятельство может вызывать резорбцию костной ткани, поскольку при нагрузках на позвоночник деформируется только костная ткань. Возникает стрессовое напряжение в системе «кость – имплантат». Имплантат разбивает костные структуры смежных позвонков, эндопротез расшатывается, высота межпозвонкового пространства уменьшается, повышается риск миграции имплантата (проседание конструкции в тела позвонков) в послеоперационном периоде с потерей достигнутой интраоперационной коррекции позвоночника и несостоятельности спондилодеза. Вероятность такого осложнения

зависит от исходного состояния костной ткани [18].

При рассмотрении характера и причин возникновения нестабильности в оперированном позвоночно-двигательном сегменте указанные осложнения по времени их развития можно разделить на две группы:

1) миграция конструкции в раннем послеоперационном периоде за счет травмирования (продавливания) замыкательных пластин тел позвонков торцевыми поверхностями имплантатов [28];
2) расшатывание эндопротеза в отдаленном послеоперационном периоде в связи с резорбцией, вызванной изменениями костной ткани за счет длительного локального компрессионного воздействия со стороны имплантата [17].

Структурные изменения костной ткани в условиях напряженного контакта с металлом снижают вероятность сохранения достигнутой интраоперационной коррекции позвоночно-двигательного сегмента и определяют значимость такой характеристики кейджа, как объем и функциональные возможности полости для наполнителя [26].

Раздвижные эндопротезы в основном имеют цилиндрическую форму. Однако некоторые кейджи (рис. 4) выполнены в виде параллелепипеда. Такая форма способствует увеличению площади контакта торцевых краев имплантата и его наполнителя с телом позвонка [22].

Отверстия на боковых и торцевых поверхностях имплантатов предназначены для костного и костно-металлического сращения (рис. 5а). Однако следует отметить, что конструктивные особенности ряда эндопротезов не предполагают заполнения аутокостью или ее заменителями, что ограничивает возможности формирования адекватного костного блока (рис. 5б) [3, 4].

С целью повышения адаптации краев эндопротезов к конфигурации замыкательных пластин позвонков и для равномерного распределения компрессионного напряжения опорные поверхности накладок выполня-



Рис. 4

Конструкция кейджа «TPS™» (Interpore Cross International®): прямоугольное сечение конструкции увеличивает площадь контакта торцевых поверхностей



а



б

Рис. 5

Конструкции телозамещающих эндопротезов для переднего спондилодеза: а – «ADD™» (Ulrich medical® spinal systems) – пространство торцевой поверхности и отверстий на боковой поверхности обеспечивает костное слияние с материнским ложем; б – «Теллур» (ООО НПИО Медеталь®) – недостаточные возможности для костной перестройки наполнителя

ются под определенным углом относительно оси имплантата [21].

Несмотря на применение перечисленных конструктивных решений, локальное компрессионное давление на тела позвонков со стороны металлоконструкций остается достаточно высоким и снижает фиксирующие возможности кейджей [1, 11].

Заключение

Телескопические эндопротезы тел позвонков предназначены для эффективной коррекции сагиттального

баланса и стабилизации поврежденного позвоночного двигательного сегмента во время операции.

Проводимый эндопротезом спондилодез предусматривает обеспечение надёжной фиксации поражённого сегмента позвоночника даже при повреждении его суставно-связочного аппарата, сохранение анатомического соотношения позвонков в течение всего периода времени, необходимого для формирования костного блока.

Возможность костного слияния наполнителя эндопротеза с сосед-

ними с резецированным позвонками является обязательным условием для сохранения достигнутой интраоперационной коррекции в отдалённом послеоперационном периоде.

Перечисленные условия делают необходимым проведение дальнейших исследований, направленных на улучшение технических, биомеханических и функциональных характеристик телозамещающих эндопротезов для позвоночно-двигательного сегмента.

Литература/References

1. Барыш А.Е., Бузницкий Р.И. Ошибки и осложнения при использовании заполненных аутокостью цилиндрических имплантатов в хирургии шейного отдела позвоночника // Ортопед., травматол. и протезир. 2011. № 4. С. 29–33. [Barysh AE, Buznitsky RI. Mistakes and complications in use of autogenous bone-filled cylindrical implants in surgery of the cervical spine. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2011;(4):29–33. In Russian]. doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872011429-33>.
2. Корж А.А., Грунтовский Г.Х., Корж Н.А., Михайлив В.Т. Керамопластика в ортопедии и травматологии. Львов, 1992. [Korzh AA, Gruntovskiy GH, Korzh NA, Mykhailiv VT. Ceramoplasty in Orthopaedics and Traumatology. L'vov, 1992. In Russian].
3. Корж Н.А., Радченко В.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В. Имплантационные материалы и остеогенез. Роль индукции и кондукции в остеогенезе // Ортопед., травматол. и протезир. 2003. № 2. С. 150–157. [Korzh NA, Radchenko VA, Kladchenko LA, Malysheva SV. Implant materials and osteogenesis. Role of induction and conduction in osteogenesis. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2003;(2):150–157. In Russian].
4. Корж Н.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В. Имплантационные материалы и остеогенез. Роль биологической фиксации и остеointegrации в реконструкции кости // Ортопед., травматол. и протезир. 2005. № 4. С. 118–127. [Korzh NA, Kladchenko LA, Malysheva SV. Implant materials and osteogenesis. Role of biological fixation and osseointegration in bone reconstruction. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2005;(4):118–127. In Russian].
5. Луцки А.А. Основные принципы хирургического лечения позвоночно-спинномозговой травмы // Позвоночно-спинномозговая травма. Новокузнецк, 1998. С. 84–96. [Lutsik AA. The basic principles of surgical treatment for spine and spinal cord injury. In: Spine and Spinal Cord Injury. Novokuznetsk, 1998:84–96. In Russian].
6. Паськов Р.В., Сергеев К.С., Фарйон А.О., Макаров А.Б. Первично-стабильный опорный передний межтеловой спондилодез // Хирургия позвоночника. 2012. № 1. С. 19–25. [Pas'kov RV, Sergeev KS, Faryon AO, Makarov AB. Initially stable anterior load-bearing interbody fusion. Hir Pozvono- noc. 2012;(1):19–25. In Russian]. doi: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2012.1.19-25>.
7. Полищук Н.Е., Корж Н.А., Фищенко В.Я. Повреждения позвоночника и спинного мозга (механизмы, клиника, диагностика, лечение). Киев, 2001. [Polishchuk NE, Korzh NA, Fishchenko VYa. Injuries of the Spine and Spinal Cord (Mechanisms, Clinical Picture, Diagnosis, Treatment). Kiev, 2001. In Russian].
8. Рамих Э.А. Эволюция хирургии повреждений позвоночника в комплексе восстановительного лечения // Хирургия позвоночника. 2004. № 1. С. 85–92. [Ramikh EA. Evolution of spine injury surgery in a complex of restorative treatment. Hir Pozvono- noc. 2004;(1):85–92. In Russian].
9. Цивьян Я.Л. Повреждения позвоночника. М., 1971. [Tsivyan YaL. Injuries of the Spine. Moscow, 1971. In Russian].
10. Aebi M. Surgical treatment of upper, middle and lower cervical injuries and non-unions by anterior procedures. Eur Spine J. 2010;19 Suppl 1:S33–S39. doi: [10.1007/s00586-009-1120-8](http://dx.doi.org/10.1007/s00586-009-1120-8).
11. Alici E, Alku OZ, Dost S. Prostheses designed for vertebral body replacement. J Biomech. 1990;23: 799–809. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90027-Z](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(90)90027-Z).
12. Burns S, Biering-Sensen F, Donovan W, Graves D, Jha A, Johansen M, Jones I, Krassioukov A, Kirshblum, Mulcahey MJ, Schmidt Read M, Waring W. International standards for neurological classification of spinal cord injury, revised 2011. Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2012;18:85–99.
13. Dai LY, Jiang LS, Jiang SD. Anterior-only stabilization using plating with bone structural autograft versus titanium mesh cages for two- or three-column thoracolumbar burst fractures: a prospective randomized study. Spine. 2009;34:1429–1435. doi: [10.1097/BRS.0b013e3181a4e667](http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a4e667).
14. Ghanayem AJ, Zdeblick TA. Anterior instrumentation in the management of thoracolumbar burst fractures. Clin Orthop Relat Res. 1997;(335):89–100.
15. Kang CN, Cho JL, Suh SP, Choi YH, Kang JS, Kim YS. Anterior operation for unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures: tricortical autogenous iliac bone versus titanium mesh cage. J Spinal Disord Tech. 2013;26:E265–E271. doi: [10.1097/BSD.0b013e3182867489](http://dx.doi.org/10.1097/BSD.0b013e3182867489).
16. Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG, eds. Spinal Instrumentation: Surgical Techniques. N.Y., 2005.
17. Lee JS, Kim KW. Bone mineral densities of the vertebral body and intertransverse fusion mass after instrumented intertransverse process fusion. Spine. 2010;35:E1106–E1110. doi: [10.1097/BRS.0b013e3181e1a275](http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e1a275).
18. Lim TH, Kwon H, Jeon CH, Kim JG, Sokolowski M, Natarajan R, An HS, Andersson GB. Effect of endplate conditions and bone mineral density on the compressive strength of the graft-endplate interface

- in anterior cervical spine fusion. Spine. 2001;26:951–956. doi: 10.1097/00007632-200104150-00021.
19. **Ma YZ, Cui X, Li HW, Chen X, Cai XJ, Bai YB.** Outcomes of anterior and posterior instrumentation under different surgical procedures for treating thoracic and lumbar spinal tuberculosis in adults. Int Orthop. 2012;36:299–305. doi: 10.1007/s00264-011-1390-8.
 20. **Margulies JY, Thampi SP, Bitan FD, Cora DC.** Practical biomechanical considerations for spine implant testing. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol. 1999;64:347–364.
 21. **Mohammad-Shahi MH, Nikolaou VS, Giannitsios D, Ouellet J, Jarzem PF.** The effect of angular mismatch between vertebral endplate and vertebral body replacement endplate on implant subsidence. J Spinal Disord Tech. 2013;26:268–271. doi: 10.1097/BSD.0b013e3182425eab.
 22. **Pekmezci M, McDonald E, Kennedy A, Dedini R, McClellan T, Ames C, Deviren V.** Can a novel rectangular footplate provide higher resistance to subsidence than circular footplates? An ex vivo biomechanical study. Spine. 2012;37:E1177–E1181. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182647c0b.
 23. **Raslan AM, Nemecek AN.** Controversies in the surgical management of spinal cord injuries. Neurol Res Int. 2012;Article ID 417834. http://dx.doi.org/10.1155/2012/417834.
 24. **Robertson PA, Wray AC.** Natural history of posterior iliac crest bone graft donation for spinal surgery: a prospective analysis of morbidity. Spine. 2001;26:1473–1476.
 25. **Si M, Yang ZP, Li ZF, Yang Q, Li JM.** Anterior versus posterior fixation for the treatment of lumbar pyogenic vertebral osteomyelitis. Orthopedics. 2013;36:831–836. doi: 10.3928/01477447-20130523-33.
 26. **Steffen T, Tsantrizos A, Fruth I, Aebi M.** Cages: designs and concepts. Eur Spine J. 2000;9 Suppl 1:S089–S094. doi: 10.1007/PL00010027.
 27. **Vanek P, Bradac O, DeLacy P, Saur K, Bel-san T, Benes V.** Comparison of 3 fusion techniques in the treatment of the degenerative cervical spine disease. Is stand-alone autograft really the “gold standard?": prospective study with 2-year follow-up. Spine. 2012;37:1645–1651. doi: 10.1097/BRS.0b013e31825413fe.
 28. **Warden KE, Davy DT.** Localized trabecular damage adjacent to interbody fusion devices. Spine. 2010;35:874–880. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181ba0003.
 29. **Zairi F, Aboukais R, Thines L, Allaoui M, Assaker R.** Relevance of expandable titanium cage for the treatment of cervical spondylotic myelopathy. Eur Spine J. 2012;21:1545–1550. doi: 10.1007/s00586-012-2380-2.

Адрес для переписки:

Нехлопочин Алексей Сергеевич
91045, Луганск, Украина,
ул. 50-летия Обороны Луганска, 1,
alexeyns@gmail.com

Address correspondence to:

Nekhlopochin Aleksey Sergeyevich
50-letia Oborony Luganska str., 1,
Lugansk, 91045, Ukraine,
alexeyns@gmail.com

Статья поступила в редакцию 04.12.2014

Алексей Сергеевич Нехлопочин, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, Луганск, Украина.

Aleksey Sergeyevich Nekhlopochin, teaching assistant, Lugansk State Medical University, Lugansk, Ukraine.

Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Новосибирский научно-исследовательский институт
травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

Объявляет конкурсный прием

в ординатуру по специальностям «травматология и ортопедия», «нейрохирургия», «анестезиология-реаниматология» и в аспирантуру по направлению «Клиническая медицина» по специальностям «травматология и ортопедия», «нейрохирургия», «анестезиология-реаниматология»

Контактная информация: TShustrova@niito.ru
Тел.: 8 (383) 363-39-81