



ТЕЛЕСКОПИЧЕСКИЙ ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИЙ ИМПЛАНТАТ ПОЗВОНКА ДЛЯ СУБАКСИАЛЬНОГО ЦЕРВИКОСПОНДИЛОДЕЗА

А.С. Нехлопочин^{1, 2}, С.Н. Нехлопочин^{1, 2}, А.И. Швеи¹

¹Дуганский государственный медицинский университет

²Дуганская областная клиническая больница, Украина

Цель исследования. Оценка результатов лечения пациентов с патологией шейного отдела позвоночника с помощью телескопического телозамещающего имплантата позвонка для переднего цервикоспондилодеза на субаксиальном уровне.

Материал и методы. Подробно описана разработанная конструкция телескопического телозамещающего имплантата тела позвонка для переднего межтелового спондилодеза на субаксиальном уровне. Эффективность имплантата проанализирована по результатам лечения пациентов двух групп: в I (n = 21) — стабилизацию выполняли имплантатом Mesh в сочетании с вентральной пластиной, во II (n = 12) — с помощью оригинальной конструкции телозамещающего имплантата.

Результаты. Получены данные, свидетельствующие об отсутствии в послеоперационном периоде у пациентов группы II осложнений, связанных с нарушением стабильности оперированного сегмента и потерей интраоперационной коррекции сагиттального профиля шейного отдела позвоночника. Достигнутая коррекция позвоночно-двигательного сегмента сохранялась на протяжении всего срока наблюдения. Рецидивов возникновения деформации вентральной стенки позвоночного канала, вызывающих компрессию эпидуральных пространств и спинного мозга, не отмечено.

Заключение. Телескопические системы можно считать наиболее эффективными и совершенными при восстановлении передней опоры. Они оптимизируют процесс коррекции сагиттального профиля за счет дозированного изменения расстояния между смежными с резецированным позвонками, что является главным их преимуществом.

Ключевые слова: передний спондилодез, телескопический телозамещающий имплантат, конструктивные характеристики.

TELESCOPIC VERTEBRAL BODY REPLACEMENT IMPLANT FOR SUBAXIAL CERVICAL FUSION

A.S. Nekhlopochin, S.N. Nekhlopochin, A.I. Shvets

Objective. To assess the outcomes in patients with disorders of the cervical spine treated by anterior subaxial cervical fusion with telescopic vertebral body replacement implant.

Material and Methods. The developed design of a telescopic vertebral body replacement implant for anterior interbody fusion at the subaxial level is described in details. The effectiveness of the implant was analyzed basing on the outcomes in patients of two groups. In patients of Group 1 (n = 21) the stabilization was carried out with the Mesh implant in conjunction with anterior plate fixation, and in patients of Group 2 (n = 12) — with the vertebral body replacement implant of the telescopic design.

Results. The obtained evidence showed the absence of postoperative complications associated with the violation of the operated segment stability and the loss of intraoperative correction of the sagittal profile of the cervical spine in patients of Group 2. The achieved correction of the spinal motion segment persisted throughout the entire period of observation. The recurrence of deformation of the anterior wall of the spinal canal causing compression of the epidural space and the spinal cord was not observed.

Conclusion. Telescopic systems can be considered the most effective and perfect in restoring the anterior spinal support. They optimize the process of sagittal profile correction by metered changing the distance between the vertebrae adjacent to the rejected one, which is the main advantage of the telescopic systems.

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

Для цитирования: Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Швеи А.И. Телескопический телозамещающий имплантат позвонка для субаксиального цервикоспондилодеза // Хирургия позвоночника. 2016. Т. 13. № 3. С. 22–31. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2016.3.22-31>.

Please cite this paper as: Nekhlopochin AS, Nekhlopochin SN, Shvets AI. Telescopic vertebral body replacement implant for subaxial cervical fusion. Hir. Pozvonoc. 2016;13(3):22–31. In Russian. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2016.3.22-31>.

Травматические повреждения являются причиной различных по характеру и частоте возникновения повреждений костно-связочного аппарата позвоночника. Чаще страдает передний опорный комплекс, что продиктовано его анатомо-физиологическими и биомеханическими особенностями. Такая закономерность объясняется тем, что около 90 % контактной площади между смежными позвонками приходится на их тела, которые несут до 80 % нагрузки позвоночно-двигательного сегмента (ПДС) [24].

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, 8, 13]. Метастатические и воспалительные процессы зачастую локализованы в телах позвонков и могут служить причиной вентральной компрессии дурального мешка. Грыжевые выпячивания межпозвонковых дисков, остеофиты тел позвонков, формирующиеся на фоне деформирующего спондилеза, также часто влекут за собой компрессионное воздействие на вентральные отделы нервных структур [20].

При выработке тактики хирургического лечения этой патологии, с учетом характера и локализации компрессирующего фактора, в подавляющем большинстве случаев предпочтение отдается декомпрессивно-стабилизирующим вмешательствам из переднего хирургического доступа как наиболее радикальным и патогенетически обоснованным [1, 12, 14]. Эффективность переднего межтелового спондилодеза равным образом обусловлена анатомо-физиологическими особенностями строения позвоночника. Благодаря обильной васкуляризации губчатой кости тел позвонков в 96 % случаев, в сравнении с оперативными вмешательствами из заднего доступа, наблюдается формирование надежного опороспособного костного регенерата в зоне резецированного тела позвонка [22].

Увеличение количества вмешательств из переднего доступа связано с возросшим уровнем научно-исследовательского потенциала ученых, сделавшим возможным разработку и проведение доказательных методов компьютерного и математического моделирования, подтверждающих преимущества переднего спондилодеза, а также расширением диапазона показаний к хирургическим вмешательствам на позвоночнике [28].

В настоящее время для выполнения переднего спондилодеза с протезированием тела позвонка на субаксиальном уровне разрабатываются и широко применяются в клинической практике различные телозамещающие конструкции, изготовленные из бионертных металлов или синтетических материалов [2, 23]. Между тем передний спондилодез металлическими имплантатами имеет определенную специфику, которая является следствием разницы модулей упругости костных структур тел позвонков и металла [21]. Это обстоятельство может вызывать резорбцию и механическое повреждение замыкательных пластин в системе «имплантат – тело позвонка», поскольку при нагрузках на позвоночник деформируется только костная ткань. В результате повышается риск миграции имплантата (проседание конструкции в тела позвонков), сопровождающийся потерей достигнутой интраоперационной коррекции ПДС и несостоятельностью спондилодеза [15].

В связи с этим эффективность переднего спондилодеза металлическими конструкциями прямо пропорциональна прочностным характеристикам костного регенерата в зоне резецированного тела позвонка, которые, в свою очередь, зависят от величины объема полости конструкции для наполнителя [25].

Проблема оптимизации конфигурации имплантатов, используемых при оперативных вмешательствах на субаксиальном уровне, актуальна в связи с малыми размерами костного дефекта для их размещения, с одной стороны, и большим объемом движе-

ний шейного отдела позвоночника (ШОП), с другой стороны, что определяет более жесткие требования к техническим и функциональным характеристикам имплантируемых систем. Цель исследования – оценка результатов лечения пациентов с патологией ШОП с помощью телескопического телозамещающего имплантата (ТЗИ) позвонка для переднего цервикоспондилодеза на субаксиальном уровне.

Материал и методы

Проведен анализ дизайна различных имплантатов. Отобрано 25 видов ТЗИ с характерными для телозамещающих систем конструктивными решениями их основных узлов [9, 10]. Выполнены статические испытания механических особенностей конструкций для переднего телозамещающего спондилодеза и математическое моделирование с использованием метода конечных элементов с целью определения особенностей напряженно-деформированного состояния при замещении тел позвонков искусственными ТЗИ.

При проектировании конструкции исходили из того, что телескопические ТЗИ можно считать наиболее эффективными и совершенными при восстановлении передней опоры. Они оптимизируют процесс коррекции сагиттального профиля за счет возможности дозированного изменения расстояния между смежными с резецированными позвонками, что является главным преимуществом данных систем, позволяющим максимально реализовать стоящие перед хирургом задачи [19, 27].

Стабилизирующие возможности ТЗИ определяются степенью стабильности спондилодеза, достигнутой в результате их применения. Это обусловлено типом конструкции, конфигурацией имплантата и его торцевых поверхностей, взаимодействующих с замыкательными пластинами соседних с резецированным позвонком, поскольку от их конструктивных особенностей зависит величина стрессовых напряжений, возникающих в системе «металл – кость». Кроме того,

определенное влияние на эту характеристику оказывает эффективность варианта восприятий ТЗИ компрессионных нагрузжений, отличных по величине и направлению, что в телескопических системах определяется устройством и расположением механизма раздвижения конструкции.

С учетом приведенных данных во время конструирования имплантата была поставлена задача создания конструкции с улучшенными технико-функциональными характеристиками для повышения эффективности переднего телозамещающего спондилодеза ШОП на субаксиальном уровне с одновременным уменьшением травматизации соседних с резецированным позвонков во время оперативного вмешательства путем внесения соответствующих конструктивных изменений во все элементы ТЗИ.

Выявлена корреляция между конструктивными характеристиками и функциональными возможностями ТЗИ, то есть даже незначительные изменения дизайна имплантата могут оказывать значительное влияние на его функциональные характеристики [11].

К наиболее рациональным признакам были отнесены следующие:

- тип конструкций – пластиноинтегрированные, то есть не требующие дополнительной стабилизации оперированного ПДС вентральными пластинами или транспедикулярными системами;

- имплантаты в форме параллелепипеда имеют преимущества над цилиндрическими, поскольку имеют больших размеров внутреннюю полость для наполнителя и большую площадь контакта в системе «ТЗИ – тело позвонка»; однако для раздвижных систем более рациональной является форма цилиндра, которая определенным образом предполагает оптимальный вид расположения механизма раздвижения, восприятия компрессионных нагрузок и блокирования конструкции в рабочем положении;

- боковые поверхности имплантатов необходимо выполнять перфорированными с целью инициации про-

цессов остеогенеза, васкуляризации наполнителя имплантата и его сращения с окружающими тканями; величина отверстий должна позволять создавать определенную, равномерную плотность материала при заполнении внутренней полости конструкции; значительной величины отверстия, полное или частичное отсутствие стенок имплантата затрудняют достижение необходимой плотности материала в ТЗИ в системе «наполнитель – тело позвонка» [29];

- количество составных частей конструкции должно быть минимальным; желательно, чтобы детали были одинаковой конфигурации, то есть взаимозаменяемыми;

- оптимальным вариантом устройства механизма раздвижения ТЗИ считаем ситуацию, при которой таковым является его корпус, что возможно при резьбовом соединении составных частей; такие конструкции характеризуются наиболее эффективным осесимметричным восприятием компрессионного нагружения; при таком соединении компрессионные нагрузки распределяются равномерно по всему диаметру ТЗИ, а толщина стенок обусловлена только необходимостью нарезки полноценной резьбы; эти системы при минимальной толщине стенок способны выдерживать значительные компрессионные нагружения, имеют малый вес из-за малой металлоемкости;

- для уменьшения составных частей конструкции целесообразно применять способ деформационной блокировки резьбы с целью сохранения необходимой высоты имплантата в рабочем положении;

- при переднем спондилодезе на уровне ШОП необходимо применять имплантаты с углом наклона упорных поверхностей от 0 до 7°; конфигурация торцевых поверхностей конструкций должна предусматривать рациональное сочетание площади контакта конструкции (Sk) и площади контакта наполнителя конструкции (Snap) с телами позвонков, что оказывает значительное влияние на их функциональные возможности [16].

Так, например, увеличение Sk имплантата с телом позвонка повышает опороспособность и препятствует его миграции, приводя при этом к уменьшению Snap в системе «наполнитель – тело позвонка», относительно уменьшению объема наполнителя конструкции, что в совокупности снижает вероятность формирования опороспособного костного блока;

- по нашему мнению, на торцевой поверхности ТЗИ достаточно размещать 3–5 зубцов на одинаковом расстоянии друг от друга, при этом их высота должна быть больше, чем у зубцов конструкции Mesh [3];

- объем внутренней полости ТЗИ для наполнителя является одним из качественных критериев эффективности телескопических систем в создании условий для костного сращения позвонков; по своей величине он должен максимально приближаться к аналогичному показателю конструкции Mesh, имеющей максимальный объем; это определяет количество наполнителя, размещенного внутри имплантата [26], и имеет непосредственное влияние на качественные характеристики костного сращения соседних с резецированным позвонков;

- рациональным считаем дизайн конструкции, позволяющий заполнять ее внутреннюю полость наполнителем до установки в костном дефекте, дополнять и уплотнять материал после приведения имплантата в рабочее положение; это объясняется тем, что после раздвижения конструкции, предварительно заполненной наполнителем, на ее полюсах возникает дефект наполнения, а костное сращение наполнителя с телом позвонка наступает при условии их плотного контакта; не соблюдение этого правила вызывает образование костно-фиброзного сращения;

- отверстия, предназначенные для дополнения и уплотнения материала в зоне «наполнитель – тело позвонка» после раздвижения конструкции, целесообразно позиционировать на обоих ее полюсах.

Результаты

Предлагаемый ТЗИ для субаксиального цервикоспондилодеза (рис. 1, 2) содержит центральный цилиндрический пустотелый шток 1 с разнонаправленной (левой и правой) резьбой от центра [5]. В центре штока 1 выполнены отверстия 2 под инструмент (не показанный) для его вращения. Сквозные боковые отверстия в штоке 1 выполнены в виде про-

должных пазов 3. На шток 1 навинчены полукорпусы 4 с внутренней соответствующей разнонаправленной резьбой, к которым неразъемно присоединены Г-образные пластины 5 с парными отверстиями 6 под винты (не показаны). Цилиндрические полукорпусы 4 имеют радиальные сквозные боковые отверстия 7, расположенные ярусами. На внешних торцах полукорпусов 4 сформированы зубцы 8, препятствующие смещению

полукорпусов 4 от первоначально выбранного места их пространственной ориентации в костном дефекте, образовавшемся после резекции тела позвонка за счет внедрения зубцов 8 в тела смежных позвонков. В полукорпусах 4 со стороны Г-образных пластин 5 выполнены окна 9. Благодаря наличию окон 9 после раздвижения ТЗИ (увеличения его длины) открывается свободный доступ к его внутренней полости, следовательно, появляется возможность полностью заполнить имплантат дополнительной порцией наполнителя для компенсации недостающего объема, с дальнейшим его уплотнением путем уменьшения общей длины ТЗИ, создавая тем самым благоприятные условия для формирования полноценного костного регенерата в середине конструкции, максимально повышая эффективность спондилодеза.

Перемычка 10, в полукорпусе 4 между окном 9 и внутренним его тор-

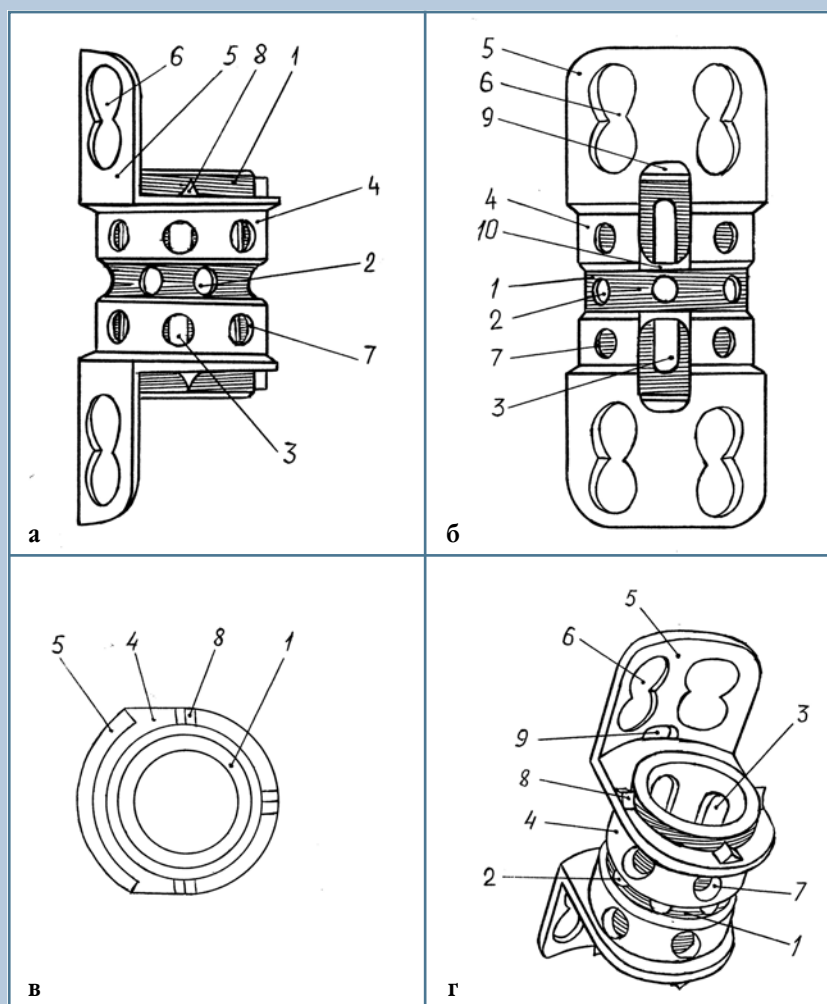


Рис. 1

Телескопический телозамещающий имплантат позвонка (1 – шток; 2 – отверстия под инструмент; 3 – продольные пазы; 4 – полукорпусы; 5 – Г-образные пластины; 6 – парные отверстия под винты; 7 – радиальные сквозные боковые отверстия; 8 – зубцы; 9 – окна; 10 – перемычка): а – конструкция предложенного телескопического протеза тела позвонка, вид сбоку; б – вид сзади; в – вид с торца; г – вид в плане



Рис. 2

Телескопический телозамещающий имплантат позвонка

цом, имеет в центре минимальную толщину с прорезью. Для сохранения заданной высоты эндопротеза производится блокирование его резьбы посредством отгиба краев прорези в перемычках 10 во внутрь продольного паза 3 штока 1 [4].

Отверстия 3 в виде продольных пазов в штоке 1 предельно упрощают процедуру совмещения перемычек 10 в полукорпусах 4 с указанными пазами 3 при блокировании длины эндопротеза.

При разработке конструкции ТЗИ были проведены статические испытания механических особенностей имплантатов для переднего межтелового спондилодеза на специальном оборудовании (свидетельство о поверке испытательной установки Р-0,5 № 21/1701) и математическое моделирование с использованием метода конечных элементов с целью определения особенностей напряженно-деформированного состояния при замещении тел позвонков искусственными имплантатами.

Хирургическая техника. Оперативное вмешательство выполнялось через вентролатеральный доступ с частичной или полной резекцией тела поврежденного позвонка, удалялись смежные межпозвонковые диски и, при необходимости, задняя продольная связка с ревизией эпидурального пространства.

Предварительно заполненный наполнителем имплантат размещают в костном дефекте, образовавшемся после резекции тела позвонка или корпорэктомии. На этом этапе смежные позвонки могут контактировать с торцами штока ТЗИ или такой контакт будет минимальным, в зависимости от выбранной исходной длины имплантата (рис. 3).

Далее, удерживая имплантат, с помощью специального ключа выполняют вращение штока. При этом полукорпусы перемещаются вдоль штока в разные стороны благодаря наличию в них разнонаправленной резьбы; происходит раздвижение конструкции (общая длина имплантата увеличивается). Зубцы, расположен-

ные на торцевых поверхностях полукорпусов, упираются в костную ткань смежных позвонков. Дальнейшее вращение штока вызывает раздвижение смежных позвонков. Из-за увеличения длины внутренней полости ТЗИ образовывается дефект наполнения в системе «наполнитель имплантата – тело позвонка», то есть первоначального объема наполнителя не будет хватать (рис. 4).

Для устранения этого недостатка через отверстие у основания полупластины внутрь имплантата в зону контакта тела позвонка с полукорпусом добавляют наполнитель до полного заполнения полости ТЗИ (рис. 5).

Далее путем вращения штока 1 в противоположную сторону несколько уменьшают общую длину конструкции (до определенного оптимального уровня), что приводит к уплотнению наполнителя в его внутренней полости (рис. 6).

Таким образом, достигается одновременная запрессовка ТЗИ в межтеловом промежутке и обеспечение плотного наполнителя с телами смежных позвонков, что создает благоприятные условия для формирования в дальнейшем полноценного и опороспособного костного блока. Затем кромки перемычек сгибают, нажимая на прорези.

При этом кромки перемычки входят в продольный паз штока, что исключает и делает невозможным вращение штока относительно полукор-



Рис. 4

Дефект наполнения в системе «наполнитель – тело позвонка»



Рис. 5

Добавление наполнителя в полость эндопротеза



Рис. 6

Уплотнение материала в системе «наполнитель – тело позвонка»



Рис. 3

Исходное положение имплантата перед размещением в костном дефекте



Рис. 7

Рабочее положение телозамещающего имплантата в костном дефекте

**Рис. 8**

Компрессионно-оскольчатый перелом тела C_5 позвоночника: **а** – МРТ до операции; **б** – СКТ до операции; **в** – рентгенограммы после корпорэктомии C_5 , корпородеза C_4 – C_6 с использованием телескопического имплантата

пусов. Фиксирование ТЗИ к телам смежных с резецированным позвонков осуществляется монокортикальными винтами, которые проводятся через парные отверстия, расположенные на Г-образных пластинах полукорпусов имплантата (рис. 7).

В послеоперационном периоде проводят фиксацию шейного отдела позвоночника голодержателем.

Клинические примеры выполнения бисегментарного и мультисегментарного межтелового спондилодеза с применением телескопического ТЗИ представлены на рис. 8, 9.

С целью определения эффективности ТЗИ провели сравнительный анализ результатов переднего межтелового спондилодеза на субаксиальном уровне у двух групп больных. В группе I ($n = 21$) стабилизирующий этап оперативного вмешательства выполняли вертикальным цилиндрическим сетчатым имплантатом Mesh в сочетании с вентральной пластиной. В группе II ($n = 12$) – с помощью разработанной оригинальной конструкции имплантата II типа (не требующего дополнительной стабилизации сегмента вентральными пластинами либо транспедикулярными конструкциями).

Рассматривали динамику таких рентгенометрических показателей,

**Рис. 9**

Оскольчатые переломы тел C_5 – C_6 (**а**): состояние после корпорэктомии C_5 – C_6 , корпородеза C_4 – C_7 с использованием телескопического имплантата (**б**)

как средняя величина сегментарного кифоза, угол аксиса, среднее свдиговое смещение. Расчет производили по рентгенограммам или по КТ до и сразу после операции, а также в сроки наблюдения до 3, 6 и 12–24 мес. после оперативного вмешательства. Анализу подлежали возможные осложнения в виде миграции конструкций и фрагментации (поломки) составляющих их элементов. Деление травм в зависимости от характера повреждений позвоночника выполняли по классификации Argenson et. al. [15] (табл.).

Приведенные данные, характеризующие телескопический ТЗИ, свидетельствуют об отсутствии в послеопераци-

онном периоде осложнений, связанных с нарушением стабильности оперированного сегмента, и отсутствии потери интраоперационной коррекции сагиттального профиля ШОП, связанной с несостоятельностью стабилизации, вызванной поломкой имплантата или его элементов, а также миграцией эндопротеза.

Достигнутая коррекция ПДС сохранялась на протяжении всего срока наблюдения (рис. 10, 11). Рецидивов возникновения деформации вентральной стенки позвоночного канала, вызывающих компрессию эпидуральных пространств и спинного мозга, не отмечали.

Таблица

Результаты хирургической коррекции деформаций после повреждений нижнешейного отдела позвоночника в зависимости от типа исходной деформации по классификации Argenson et al. [15], $M \pm m$

Тип деформации	Сроки наблюдения	Средняя величина сегментарного кифоза, град.	Угол аксиса, град.	Среднее свдиговое смещение, мм	Миграция конструкции, п	Фрагментация конструкции, п
Группа I						
А (n = 9)	До операции	10,889 ± 1,596	4,333 ± 1,714	0	—	—
	3–5 дней после операции	-2,889 ± 2,434	23,222 ± 2,489	0	—	—
	3 мес. после операции	-2,500 ± 2,046	19,111 ± 2,713	0	—	—
	6 мес. после операции	-1,722 ± 1,253	15,444 ± 2,480	0	1	—
	12–24 мес. после операции	-1,389 ± 0,928	12,833 ± 2,693	0	1	—
В (n = 12)	До операции	11,833 ± 1,875	8,667 ± 1,174	3,60 ± 0,25	—	—
	3–5 дней после операции	-2,708 ± 0,916	23,458 ± 1,738	0	—	—
	3 мес. после операции	-1,917 ± 0,900	19,583 ± 2,120	0	1	—
	6 мес. после операции	-1,125 ± 0,678	14,833 ± 1,850	0	2	1
	12–24 мес. после операции	-1,042 ± 0,542	11,875 ± 1,908	0	2	1
Группа II						
А (n = 6)	До операции	11,333 ± 1,080	2,833 ± 1,366	0	—	—
	3–5 дней после операции	-3,083 ± 0,665	20,833 ± 2,582	0	—	—
	3 мес. после операции	-2,833 ± 0,408	19,833 ± 2,483	0	—	—
	6 мес. после операции	-2,667 ± 0,408	18,667 ± 2,183*	0	—	—
	12–24 мес. после операции	-2,583 ± 0,492*	18,083 ± 2,154*	0	—	—
В (n = 6)	До операции	12,500 ± 1,673	8,583 ± 1,201	5,70 ± 1,27	—	—
	3–5 дней после операции	-3,083 ± 0,736	20,167 ± 2,620*	0	—	—
	3 мес. после операции	-2,750 ± 0,524	20,083 ± 2,746	0	—	—
	6 мес. после операции	-2,583 ± 0,376*	18,583 ± 2,538*	0	—	—
	12–24 мес. после операции	-2,500 ± 0,447*	18,417 ± 2,333*	0	—	—

* $P < 0,005$.

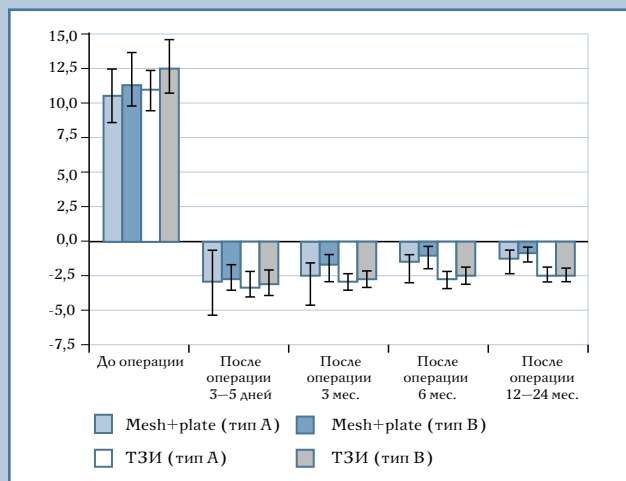


Рис. 10

Динамика изменений средней величины сегментарного кифоза в зависимости от стабилизирующей конструкции и типа повреждения; ТЗИ – телескопический телозамещающий имплантат

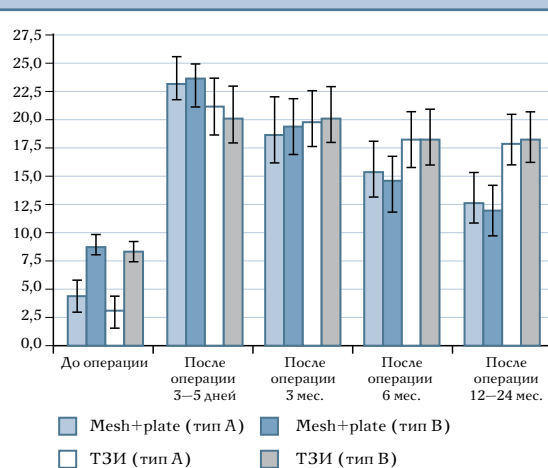


Рис. 11

Динамика изменений средней величины угла аксиса в зависимости от стабилизирующей конструкции и типа повреждения; ТЗИ – телескопический телозамещающий имплантат

Обсуждение

В настоящее время для выполнения переднего спондилодеза на уровне шейного отдела позвоночника в основном используются конструкция Mesh и телескопические имплантаты типа ADD, «ADDplus», «BodyVertEx», «TeCorp», «Монолит», ECD, TPS.

Каждая из перечисленных систем имеет определенные конструктивные и функциональные особенности. Так, например, конструкция Mesh обладает значительным объемом полости для наполнителя, предназначенного для формирования костного блока, выполняет реконструктивную функцию. Применяется в сочетании с вентральной пластиной [19].

Имплантаты ADD и «TeCorp» успешно выполняют функцию реконструктора. При их использовании стабилизация ПДС достигается за счет дополнительной фиксации вентральной пластиной [24].

Кроме того, объем заполняемой наполнителем полости ограничен, поскольку раздвижной механизм ТЗИ расположен внутри конструкций и недостаточен для формирования опороспособного костного блока [7].

Стабилизирующие системы нового поколения «ADDplus», «BodyVertEx» и «Монолит» эффективны для реклинации и стабилизации ПДС и позволяют производить коррекцию сагиттального профиля и стабилизацию ПДС

без использования вентральных пластин. При этом, как правило, они не обеспечивают условий для формирования эффективного костного блока, что крайне необходимо для сохранения интраоперационной коррекции ПДС в отдаленном послеоперационном периоде [6].

Обращает на себя внимание имплантат TPS, имеющий форму параллелепипеда, с рациональным сочетанием максимальной площади контакта в системах «металл – кость» и «материал – кость». Однако проблемные конструктивные особенности систем такого типа делают имплантаты малодоступными для пациентов в связи с высокой себестоимостью [18].

Телескопические системы можно считать наиболее эффективными и совершенными при восстановлении передней опоры. Они оптимизируют процесс коррекции сагиттального профиля за счет возможности дозированного изменения расстояния между смежными с резецированным позвонками, что является главным преимуществом данных систем, позволяющим максимально реализовать стоящие перед хирургом задачи [20, 28].

Таким образом, перечисленные функциональные особенности и проблемные признаки ТЗИ для переднего субаксиального цервикоспондилодеза делают актуальным продолжение работ по совершенствованию и оптимизации их конструкций.

Заключение

Разработанный способ переднего телозамещающего спондилодеза и оригинальная конструкция для его реализации выгодно отличаются от других аналогов тем, что предлагаемый ТЗИ обладает следующими преимуществами:

- имеет минимальные размеры, необходимые для выполнения вентрального спондилодеза на субаксиальном уровне;
- позволяет максимально заполнить полость значительных размеров биоматериалом или другими наполнителями, что обеспечивает значительную площадь контакта в системе «наполнитель – тело позвонка» с целью создания условий для формирования адекватного костного блока;
- обладает достаточной прочностью, малой металлоемкостью и малым весом за счет осесимметричного восприятия компрессионных нагрузок;
- исключает травмирование замыкательных пластин зубцами торцевых поверхностей на этапе установки в рабочую позицию;
- технологичен в изготовлении и прост в эксплуатации.

Исследования показали эффективность конструкции при восстановлении сагиттального профиля, стабилизации оперированного ПДС и создании условий для формирования адекватного опороспособного костного блока.

Литература/References

1. Барыш А.Е., Бузницкий Р.И. Ошибки и осложнения при использовании заполненных аутокостью цилиндрических имплантатов в хирургии шейного отдела позвоночника // Ортопедия, травматология и протезирование. 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., Мыхайлив В.Т. Керамопластика в ортопедии и травматологии. Львов, 1992. [Korzh AA, Gruntovsky GH, Korzh NA, Mykhailiv VT. Ceramoplasty in Orthopaedics and Traumatology. Lvov, 1992. In Russian].
3. Корж М.О., Івченко В.К., Івченко Д.В., Радченко В.О., Швець О.І., Івченко А.В., Нехлопочин О.С., Нехлопочин С.М., Лук'яненко В.В. Ендопротез сегмента хребта «LAS». Патент № UA 108579. Дата подачи заявки 22.04.2014; дата публ. 12.05.2015, Бюл. № 9. [Korzh MO, Ivchenko VK, Ivchenko DV, Radchenko VO, Shvets OI, Ivchenko AV, Nekhlupochyn OS, Nekhlupochyn SM, Lukianchenko VV. Endoprosthesis of the «LAS» spine segments. Patent UA 108579. Appl. 22.04.2014; publ. 12.05.2015. Bul. № 9. In Ukrainian].
4. Корж М.О., Івченко В.К., Івченко Д.В., Радченко В.О., Швець О.І., Усатов С.А., Івченко А.В., Нехлопочин О.С., Нехлопочин С.М., Лук'яненко В.В. Ендопротез сегмента хребта. Патент № UA 91698. Дата подачи заявки 26.02.2014; дата публ. 10.07.2014, Бюл. № 13. [Korzh MO, Ivchenko VK, Ivchenko DV, Radchenko VO, Shvets OI, Usatov SA, Ivchenko AV, Nekhlupochyn OS, Nekhlupochyn SM, Lukianchenko VV. Endoprosthesis of vertebral segment. Patent UA 91698. Appl. 26.02.2014; publ. 10.07.2014. Bul. № 13. In Ukrainian].
5. Корж М.О., Івченко Д.В., Радченко В.О., Швець О.І., Івченко А.В., Нехлопочин О.С., Нехлопочин С.М. Ендопротез сегмента хребта «LAS». Патент № UA 96368. Дата подачи заявки 22.04.2014; дата публ. 10.02.2015, Бюл. № 3.

- [Korzh MO, Ivchenko DV, Radchenko VO, Shvets OI, Ivchenko AV, Nekhlupochyn OS, Nekhlupochyn SM. Endoprosthesis of spine segment «LAS». Patent UA 96368. Appl. 22.04.2014; publ. 10.02.2015. Bul. 3. In Ukrainian].
6. **Корж Н.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В.** Имплантационные материалы и остеогенез. Роль биологической фиксации и остеointegrации в реконструкции кости // Ортопедия, травматология и протезирование. 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].
 7. **Корж Н.А., Радченко В.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В.** Имплантационные материалы и остеогенез. Роль индукции и кондукции в остеогенезе // Ортопедия, травматология и протезирование. 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].
 8. **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].
 9. **Нехлопочин А.С.** Сравнительный анализ конструктивных характеристик телозамещающих эндопротезов для переднего спондилодеза // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 3. С. 8–12. [Nekhlupochin AS. Comparative analysis of structural characteristics of vertebral body replacement implants for anterior fusion. Hir. Pozvonoc. 2015;12(3):8–12. In Russian]. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.3.8-12>.
 10. **Нехлопочин А.С.** Телозамещающие эндопротезы для переднего спондилодеза: обзор литературы // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 2. С. 20–24. [Nekhlupochin 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>.
 11. **Нехлопочин А.С., Швец А.И., Нехлопочин С.Н.** Особенности субаксиального цервикоспондилодеза с применением оригинального телоскопического эндопротеза // К 100-летию юбилею преподавания травматологии и ортопедии в Ростове-на-Дону: Труды общества травматологов-ортопедов Ростовской области / Под ред. В.Д. Сикилинда. Ростов-н/Д. 2015. С. 77–85. [Nekhlupochin AS, Shvets AI, Nekhlupochin SN. Features of subaxial cervical fusion with the original telescopic endoprosthesis. In: "On the 100th anniversary of teaching traumatology and orthopedics in Rostov-on-Don": Proceedings of the Society of Traumatologists and Orthopedists of Rostov region, ed. by V.D. Sikilind. Rostov-on-Don, 2015:77–85. In Russian].
 12. **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. Pozvonoc. 2004;(1):85–92. In Russian].
 13. **Цивьян Я.Л.** Повреждения позвоночника. М., 1971. [Tsivyan YaL. Injuries of the Spine. Moscow, 1971. In Russian].
 14. **Aebi M.** Surgical treatment of upper, middle and lower cervical injuries and non-unions by anterior procedures. Eur Spine J. 2010;19(Suppl 1):33–39. DOI:10.1007/s00586-009-1120-8.
 15. **Argenson C, Peretti F, Ghabris A, Eude P, Lovet J, Hovorka I.** Classification of lower cervical spine injuries. Eur J Orthop Surg Traumatol. 1997;7:215–229. DOI: 10.1007/BF00595118.
 16. **Chou D, Lu DC, Weinstein P, Ames CP.** Adjacent-level vertebral body fractures after expandable cage reconstruction. J Neurosurg Spine. 2008;8:584–588. DOI: 10.3171/SPI/2008/8/6/584.
 17. **Fischer CR, Cassilly R, Cantor W, Edusei E, Hammouri Q, Errico T.** A systematic review of comparative studies on bone graft alternatives for common spine fusion procedures. Eur Spine J. 2013;22:1423–1435. DOI: 10.1007/s00586-013-2718-4.
 18. **Kandziora F, Pflugmacher R, Schaefer J, Scholz M, Ludwig K, Schleicher P, Haas NP.** Biomechanical comparison of expandable cages for vertebral body replacement in the cervical spine. J Neurosurg. 2003;99(1 Suppl):91–97. DOI: 10.3171/spi.2003.99.1.0091.
 19. **Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG, eds.** Spinal Instrumentation: Surgical Techniques. New York, 2005.
 20. **Kluba T, Giehl JP.** Distractible vertebral body replacement in patients with malignant vertebral destruction or osteoporotic burst fractures. Int Orthop. 2004;28:106–109. DOI: 10.1007/s00264-003-0518-x.
 21. **Liu JK, Apfelbaum RI, Schmidt MH.** Surgical management of cervical spinal metastasis: anterior reconstruction and stabilization techniques. Neurosurg Clin N Am. 2004;15:413–424. DOI: 10.1016/j.nec.2004.04.005.
 22. **Margulies JY, Thampi SP, Bitan FD, Cora DC.** Practical biomechanical considerations for spine implant testing. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol. 1999;64:347–364.
 23. **Mummaneni PV, Haid RW, Rodts GE.** Lumbar interbody fusion: state-of-the-art technical advances. Invited submission from the Joint Section Meeting on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves, March 2004. J Neurosurg Spine. 2004;1:24–30. DOI: 10.3171/spi.2004.1.1.0024.
 24. **Omeis I, DeMattia JA, Hillard VH, Murali R, Das K.** History of instrumentation for stabilization of the subaxial cervical spine. Neurosurg Focus. 2004;16:E10. DOI: 10.3171/foc.2004.16.1.11.
 25. **Spinal Deformity: A Guide to Surgical Planning and Management**, ed. by P.V. Mummaneni, L. Lenke, R. Haid. CRC Press, 2008.
 26. **Steffen T, Tsantrizos A, Fruth I, Aebi M.** Cages: designs and concepts. Eur Spine J. 2000;9 Suppl 1:S89–S94. DOI: 10.1007/PL00010027.
 27. **Surgical titanium MESH TM.** Product Catalogue. DePuy Spine, 2007. 12 p. [Electronic Resource]. URL: <http://www.depuy.com/uk/healthcare-professionals/product-details/st-mesh-implants>.
 28. **Ulmar B, Cakir B, Huch K, Puhl W, Richter M.** [Vertebral body replacement with expandable titanium cages]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2004;142:449–455. In German. DOI: 10.1055/s-2004-820345.
 29. **Ulrich C, Arand M, Nothwang J.** Internal fixation on the lower cervical spine – biomechanics and clinical practice of procedures and implants. Eur Spine J. 2001;10:88–100. DOI: 10.1007/s005860000233.
 30. **XRL System.** A modular expandable radiolucent vertebral body replacement system. Technique guide. Synthes spine, 2011. 41 p. [Electronic Resource]. URL: <http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Spine/Pages/home.aspx>.

Адрес для переписки:

Нехлопочин Алексей Сергеевич
91031, Луганск, Украина, ул. Курчатова, 9–34,
AlexeyNS@gmail.com

Address correspondence to:

Nekhlupochin Aleksey Sergeyevich
Kurchatova str., 9–34, Lugansk, 91031, Ukraine,
AlexeyNS@gmail.com

Статья поступила в редакцию 14.03.2016

Алексей Сергеевич Нехлопочин, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, заведующий отделением нейрохирургии, Луганская областная клиническая больница; Сергей Николаевич Нехлопочин, канд. мед. наук, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, ординатор отделения нейрохирургии, Луганская областная клиническая больница; Алексей Иванович Швеи, д-р мед. наук, проф. кафедры госпитальной хирургии, травматологии и ортопедии, Луганский государственный медицинский университет, Украина.

Aleksey Sergeyevich Nekhopochin, teaching assistant of the Department of Neurology and Neurosurgery, Lugansk State Medical University, Head of the Department of Neurosurgery, Lugansk Regional Clinical Hospital; Sergey Nikolayevich Nekhopochin, MD, PhD, teaching assistant of the Department of Neurology and Neurosurgery, Lugansk State Medical University, resident in the Department of Neurosurgery, Lugansk Regional Clinical Hospital; Aleksey Ivanovich Shvets, MD, DMSc, Prof. of the Department of Hospital Surgery, Traumatology and Orthopaedics, Lugansk State Medical University, Ukraine.