



СИСТЕМА ОЦЕНКИ КОНСТРУКТИВНЫХ ПАРАМЕТРОВ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ТЕЛОЗАМЕЩАЮЩИХ ЭНДОПРОТЕЗОВ ДЛЯ ПЕРЕДНЕГО МЕЖТЕЛОВОГО СПОНДИЛОДЕЗА

А.С. Нехлопочин^{1, 2}, С.Н. Нехлопочин¹, А.И. Швеу²

¹Луганская областная клиническая больница

²Луганский государственный медицинский университет, Украина

Представлена оценка параметров эндопротезов, которая позволяет определять преимущества и недостатки различных имплантатов как систем для реконструкции, стабилизации позвоночного двигательного сегмента и создания условий для костного сращения соседних с резецированным позвонков. Результаты изучения характеристик кейджей допускают деление их на четыре группы в зависимости от сочетания признаков, необходимых для решения поставленных задач при выполнении оперативных вмешательств на передней и средней опорных колоннах позвоночника. На основании полученных данных авторами разработана конструкция вертикального, цилиндрического, телескопического, сетчатого телозамещающего эндопротеза LAS.

Описанная информация повышает вероятность объективной оценки механизмов возникновения возможных послеоперационных осложнений и может облегчить выбор оптимальной конструкции с учетом особенностей клинической ситуации в каждом конкретном случае.

Ключевые слова: система оценки, передний спондилодез, телескопический телозамещающий эндопротез, конструктивные параметры, функциональные характеристики.

Для цитирования: Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Швеу А.И. Система оценки конструктивных параметров и функциональных возможностей металлических телозамещающих эндопротезов для переднего межтелового спондилодеза // Хирургия позвоночника. 2016. Т. 13. № 1. С. 13–19.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2016.1.13-19>.

ASSESSMENT SYSTEM OF DESIGN PARAMETERS AND FUNCTIONALITY OF METAL VERTEBRAL BODY ENDOPROSTHESIS FOR ANTERIOR INTERBODY FUSION

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

The article presents the estimates of the parameters of endoprosthesis, which allows to determine the advantages and disadvantages of various implants as systems for reconstruction and stabilization of the spinal motion segment, and creating conditions for bone fusion of vertebrae adjacent to the resected one. The results obtained in studying characteristics of the cages allow their division into 4 groups depending on the combination of features necessary for performing surgeries on the anterior and middle columns of the spine. Based on these data, the authors developed a design of vertical cylindrical telescopic endoprosthesis LAS. The above information increases the possibility of an objective evaluation of the mechanisms of probable postoperative complications and may facilitate the selection of the optimal design, taking into account characteristics of the clinical situation in each particular case.

Key Words: assessment system, anterior arthrodesis, telescopic vertebral body endoprosthesis, structural features, functional characteristics.

Please cite this paper as: Nekhlopochin AS, Nekhlopochin SN, Shvets AI. Assessment system of design parameters and functionality of metal vertebral body endoprosthesis for anterior interbody fusion. Hir. Pozvonoc. 2016;13(1):13–19. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2016.1.13-19>.

На современном этапе развития спинальной хирургии наиболее эффективным методом декомпрессивно-стабилизирующих и реконструктивных вмешательств на передних и средних опорных колоннах позво-

ночного столба являются операции, выполняемые с применением различных имплантируемых конструкций, изготовленных из биоинертных металлов или синтетических материалов [4, 26].

Несмотря на достаточный объем патоморфологических, биомеханических и математических изысканий с целью изучения процессов, происходящих в системе «имплантат – тело позвонка» и определения влияния

имплантатов на костные структуры тел позвонков, многие отечественные и зарубежные авторы приводят данные о проблемах, связанных с миграцией имплантатов, фрагментацией конструкций или их компонентов [2, 6]. Эти осложнения приводят к утрате достигнутой интраоперационной коррекции, дестабилизации оперированного сегмента и нарастанию неврологического дефицита, вызванного компрессией спинного мозга, его корешков и оболочек [8, 10].

Цель исследования – разработать системы оценки конструктивных параметров и функциональных возможностей телозамещающих имплантатов (ТЗИ) для выбора оптимальной конструкции эндопротеза при реконструктивных вмешательствах на позвоночнике.

Материал и методы

Проведен анализ информации, изложенной в рекламных проспектах, аннотациях и сообщениях, с описанием конструктивных особенностей 25 видов имплантатов тел позвонков. Предложена классификация конструктивных особенностей и функциональных возможностей ТЗИ.

Результаты и их обсуждение

Основываясь на анализе современной литературы, мы разработали систему показателей, которая позволяет определять влияние конструктивных параметров на функциональные возможности имплантатов для реконструкции позвоночно-двигательного сегмента (ПДС).

I. Адаптационные и реклинирующие возможности.

1. Изменение вертикального размера.
2. Угол наклона упорных поверхностей (лордозные углы).

II. Стабилизирующие возможности.

1. Тип конструкции.
2. Конфигурация конструкции.
3. Вариант восприятия кейджем компрессионного нагружения.

III. Создание условий для формирования костного регенерата.

1. Объем полости конструкции для наполнителя:

а) конфигурация конструкции;
б) расположение механизма раздвижения.

2. Конструктивные характеристики полости для наполнителя:

а) площадь контакта наполнителя кейджа с замыкательными пластинами тел позвонков;

б) плотность контакта в системе «наполнитель кейджа – замыкательные пластины тел позвонков»:

– тип заполнения полости конструкции наполнителем;

– варианты расположения функционального отверстия для дополнения материалом после установки кейджа в костном дефекте.

IV. Функциональные возможности кейджей.

V. Вес и стоимость системы для спондилодеза.

1. Вес кейджа.

2. Вес дополнительной стабилизирующей системы (вентральной пластины или транспедикулярной системы).

Каждый из этих показателей определяет особенности имплантата в целом или отдельных его узлов, отличие их по конструктивным, биомеханическим или функциональным признакам.

Адаптационные свойства ТЗИ определяют возможность изменения вертикального размера имплантата.

По этому признаку ТЗИ можно классифицировать следующим образом: моноблок фиксированной высоты, моноблок с возможностью формирования вертикального размера во время операции, телескопические системы.

К недостаткам таких систем, как моноблок фиксированной высоты можно отнести необходимость большого набора типоразмеров имплантатов для адекватного восстановления дефекта между телами, смежными с резецированным позвонком [24].

При использовании моноблока с возможностью формирования во время операции вертикального размера могут возникать сложности в определении оптимального размера

имплантата и в случае погрешности в выборе высоты имплантата могут возникать две ситуации:

а) длина ТЗИ больше необходимого размера. При этом напряжение, вызванное компрессионным нагружением в системе «металл – тело позвонка» будет высоким, что приведет к ускорению процессов резорбции костной ткани и повысит риск пролабирования (миграции) имплантата в тела позвонков [4]. Кроме того, перерастяжение капсул межпозвонковых суставов на стабилизируемом уровне будет вызывать возникновение локального болевого синдрома [6];

б) длина ТЗИ меньше необходимого размера. В таких ситуациях попытка восстановления сагиттального баланса будет неэффективной, то есть не будет достигнута необходимая реклиниация в сегменте. Отсутствие стабильности в оперированном сегменте приведет к подвижности ТЗИ.

Дисбаланс распределения нагружения в определенных участках системы «кейдж – тело позвонка» в различных функциональных положениях оперированного сегмента будет иметь импульсный характер, что также вызовет разрушение замыкательных пластин тел позвонков и повысит риск миграции имплантата.

В настоящее время телескопические системы можно считать наиболее эффективными и совершенными конструкциями при восстановлении передней опоры. Они оптимизируют процесс коррекции сагиттального баланса за счет возможности дозированного восстановления расстояния между смежными с резецированным позвонками.

Реклинирующие возможности определяет угол наклона упорных поверхностей (лордозные углы). Для повышения адаптации краев ТЗИ к конфигурации замыкательных пластин позвонков и с целью равномерного распределения компрессионного напряжения опорные поверхности накладок выполняются под определенным углом относительно оси имплантата [5]. При переднем спондилодезе на уровне шейного отдела позвоноч-

ника необходимы конструкции с углом наклона упорных поверхностей от 0 до 7°, для грудного и поясничного отделов три угла наклона: 0, 4, 6° [22, 27]. При выборе имплантата необходимо обращать внимание на наличие или отсутствие лордозных углов.

Стабилизирующие возможности ТЗИ определяются степенью стабильности спондилодеза, достигнутого в результате их применения. Эти характеристики обусловлены типом конструкции, конфигурацией имплантата и его торцовых поверхностей, поскольку от их конструктивных особенностей зависит величина стрессовых напряжений, возникающих в системе «металл – кость». Кроме того, в телескопических системах определенное влияние на эту характеристику оказывает устройство и расположение механизма раздвижения конструкции.

Известно, что стабилизирующие возможности ТЗИ при реконструкции ПДС допускают деление конструкций на два типа.

Тип А – конструкции предназначены для реклинации в ПДС. Стабилизирующие возможности таких систем недостаточны для сохранения интраоперационной коррекции сагиттального баланса. При их использовании необходимо проводить дополнительную фиксацию сегмента ventральной пластинами или транспедикулярными системами [26].

Тип Б – конструкции, позволяющие стабилизировать ПДС без использования дополнительной фиксации. Преимуществами таких имплантатов являются меньшая травматичность вмешательства, меньшая металлоемкость в сравнении с сочетанием конструкций типа А с дополнительными стабилизирующими системами, меньший вес, сокращение времени операции и уменьшение себестоимости инструментального обеспечения операции. Эти особенности позволяют с помощью одного доступа и одной конструкции увеличить стабилизирующие возможности ТЗИ, выполнив принцип два в одном [20, 29].

Конфигурация конструкций имеет большое значение для уменьше-

ния величины стрессовых нагрузок на зону соприкосновения имплантата с замыкательными пластинами тел позвонков, что достигается увеличением площади торцевой поверхности имплантата с костью [17]. Большую площадь имеют конструкции не цилиндрической формы, а в форме параллелепипеда [15, 27]. Такая форма имплантата снижает вероятность возникновения стрессовых напряжений в системе «имплантат – кость» и уменьшает риск миграции конструкций в послеоперационном периоде.

С этой же целью торцевые края имплантатов выполняют сплошными, с ограничительными накладками с шипами, перфорированными отверстиями различного диаметра, с дополнительными элементами (перемычками) [30, 31].

С точки зрения восприятия компрессионных нагрузок, осесимметричные конструкции (VBR), в отличие от систем типа TPS, эффективнее и надежнее за счет равномерного распределения напряжения. Компрессионные нагрузки в них распределяются по всему сечению имплантата, поэтому конструкции с относительно тонкими стенками могут выдерживать достаточно большие компрессионные нагрузки. Толщина стенок в них обеспечивает нарезку полноценной резьбы и зависит только от ее глубины. В системах с реечным восприятием нагрузочного напряжения для обеспечения аналогичной прочности необходимы более глубокие насечки, а следовательно, толщина стенки имплантата в зоне рейки больше, чем в других ее участках, что увеличивает металлоемкость ТЗИ. Эта зависимость более выражена при винтовом восприятии (TeCorp), то есть при локальной концентрации напряжения, вызванного компрессионным нагружением. Чем меньше площадь воспринимающего напряжение элемента, тем большие нагрузки он должен выдерживать для сохранения необходимой длины телескопического имплантата в рабочем состоянии.

Таким образом, можно выделить виды восприятия компрессионного

напряжения кейджевыми конструкциями: на блокирующий винт, реечное, осесимметричное.

Условия для формирования костного регенерата являются одним из качественных критериев эффективности телескопических ТЗИ. Этот признак определяет степень возможности создания условий для костного сращения позвонков и определяется количеством наполнителя, размещенного внутри имплантата.

Количество наполнителя определяется величиной объема внутренней полости ТЗИ [3]. На эту характеристику определенное влияние оказывает конфигурация конструкции и расположение механизма ее раздвижения. Так, у имплантатов в форме параллелепипеда («BodyVertEx», «TPS», «X-tens», «X-Mesh») объем внутренней полости (Vп) больше, чем у цилиндрических систем. Такая конфигурация способствует увеличению площади контакта торцевых краев имплантата (Sk) и его наполнителя (Snap) с телом позвонка.

В телескопических системах для реконструкции ПДС значительное влияние на Vп оказывает расположение и объем механизма раздвижения, поскольку при ограниченном объеме конструкции именно эти показатели определяют ее внутренний объем. Для удобства анализа этой характеристики все ТЗИ сравнивали с конструкцией mesh, в которой отсутствует механизм раздвижения и Vп имеет максимальную величину. Наименьшим Vп обладают системы с внутренним расположением механизма раздвижения. Оценка ТЗИ по принципу увеличения их Vп в зависимости от расположения механизма раздвижения позволяет классифицировать конструкции следующим образом: I группа – механизм раздвижения расположен внутри полости ТЗИ [37]; II – механизм раздвижения расположен на наружной поверхности корпуса и представлен резьбовой системой и механизмом раздвижения – дистрактором [14, 33]; III – корпус ТЗИ является механизмом раздвижения [32]; IV – механизм раздвижения отсутствует [8, 28].

Оценивая качественные характеристики сращения тел позвонков оперированного сегмента, образующегося за счет наполнителя имплантата, на наш взгляд, необходимо рассматривать такие показатели конструкций, как площадь и плотность контакта наполнителя кейджа с замыкательными пластинами тел позвонков.

Эти характеристики конструкций представляются важными, поскольку площадь контакта в системе «наполнитель кейджа – замыкательные пластины тел позвонков» определенным образом влияет на опороспособность костного регенерата. Известно, что формирование костного регенерата внутри кейджа возможно только при условии плотного заполнения его внутренней полости наполнителем, а костное сращение наполнителя с замыкательными пластинами тел смежных позвонков возможно при условии плотного контакта наполнителя с последними. Несоблюдение этого условия приводит к формированию костно-фиброзного сращения соседних с резецированным позвонков [19].

Площадь контакта наполнителя кейджа с замыкательными пластинами тел позвонков. Оптимальная конфигурация торцовых поверхностей конструкций должна предусматривать рациональное сочетание Sk и Sнап с телами позвонков, что оказывает значительное влияние на функциональные возможности имплантатов [13, 15].

Так, например, увеличение Sk ТЗИ с телом позвонка повышает опороспособность и препятствует его миграции. При этом уменьшается Sнап в системе «наполнитель – тело позвонка», вследствие чего снижается вероятность формирования полноценного костного блока и до некоторой степени уменьшается Vп конструкции.

По данным ряда авторов [11, 21], у систем ТЗИ I типа площадь контакта наполнителя с телом позвонка должна составлять около 54–59 % общей площади торцевой поверхности имплантата, II типа – не менее 80 %.

Плотность контакта в системе «наполнитель кейджа – замыкатель-

ные пластины тел позвонков» зависит от типа заполнения полости ТЗИ наполнителем и варианта расположения функциональных отверстий для дополнительного введения наполнителя после установки эндопротеза в костном дефекте.

В зависимости от конструкции имплантата возможны разные варианты заполнения кейджа материалом. Тип I – заполнение не предусмотрено [18], II – заполнение до установки в костном дефекте [16], III – после установки в костном дефекте [35, 36], IV – дополнение материалом после установки в костном дефекте.

Для костного сращения соседних с резецированным позвонков за счет наполнителя кейджа необходимо, чтобы его внутренняя полость содержала достаточное количество материала необходимой плотности.

Отверстия малого диаметра на боковой поверхности ТЗИ (mesh) предназначены для обеспечения васкуляризации наполнителя и инициации процессов остеогенеза. Их величина должна позволять создавать определенную равномерную плотность материала при заполнении внутренней полости конструкции.

При раздвижении телескопического ТЗИ, предварительно заполненного материалом и установленного в костном дефекте, между наполнителем и телом позвонка образуется свободное пространство – дефект наполнения. Отсутствие одной из стенок имплантата или ее части может быть использовано для добавления материала в кейдж [9]. Однако расположение этих отверстий и их величина затрудняют равномерное уплотнение материала в ТЗИ, что особенно выражено на его полюсах [25]. Кроме того, у ряда эндопротезов имеются конструктивно предусмотренные дефекты противоположных стенок корпуса. Такая конфигурация кейджа также затрудняет, а в некоторых случаях исключает возможность плотного заполнения наполнителем полости конструкции.

В зависимости от эффективности дополнительного наполнения ТЗИ можно выделить несколько конструктивных вариантов.

Варианты расположения функциональных отверстий для дополнения материалов: 1) отверстия для дополнительного наполнения отсутствуют; 2) отверстия значительной величины расположены на противоположных стенках корпуса; 3) конструктивно предусмотренные функциональные отверстия расположены на одном полюсе, в средней трети конструкции, на двух полюсах.

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

Конструктивные характеристики как монолитных, так и телескопических систем определяют их функциональные возможности, по которым все конструкции можно разделить на следующие группы.

1. Конструкции с функцией «Реконструкция». Особенности конструкций «ADD», «Obelisc®», «TeCorp», «Теллур», «X-Mesh», «XRL», «Xpand», «XPAND-R», «GIZA», «VBR-Actipore», «ECD», «Hydro-lift», «Synex System» ограничивают их эффективность в создании условий для формирования костного сращения позвонков в связи с малым объемом полости для наполнителя [23, 31, 32, 38]. Примером может служить эндопротез ADD (рис. 16). Кейдж удобен в эксплуатации, не требует дополнительных инструментов (ретракторов), однако механизм его раздвижения находится внутри конструкции, что уменьшает объем полости для заполнения био- или композитным материалом. По нашему мнению, имплантаты этой группы достаточно эффективны в качестве систем для реконструкции ПДС. При их использовании необходима дополнительная стабилизация сегмента вентральными пластинами или транспедикулярными системами.

2. Конструкции с функцией «реконструкция + стабилизация». Имплантаты «ADDplus», «BodyVertEx», «Монолит» (рис. 1в), «Fortify-I» имеют более широкий диапазон функциональных характеристик за счет выполнения не толь-

ко функции реклинации, но и дополнительной стабилизации ПДС, то есть они одновременно выполняют и функции конструкций I группы, и вентральных пластин [7].

3. Конструкции с функцией «реконструкция + создание условий для образования костного блока». Величина полости для наполнителя у моноблочных конструкций (mesh) определено больше, чем у телескопических систем. Наиболее близкими, с этой точки зрения, к конструкции mesh (рис. 1а) являются телескопические имплантаты «X-tens», «Verte-Span» (рис. 1г.), «VBR», «VLIFT». Они выполняют функцию реконструктора и в той или иной степени обеспечивают условия для образования костного сращения позвонков [9, 34]. Указанные ТЗИ применяют в сочетании с дополнительными стабилизирующими системами (вентральными пластинами или транспедикулярными системами).

4. Конструкции с функцией «реконструкция + стабилизация + создание условий для образования костного блока». Эндопротезы этой группы рационально сочетают технические характеристики, позволяющие максимально повысить клиническую результативность переднего межтелового спондилодеза. Эти имплантаты дают возможность проводить реконструкцию и стабилизацию оперированного ПДС, делают возможным формирование опороспособного костного блока за счет значительных объемов полости для наполнителя. Обращает на себя внимание имплантат TPS (рис. 2), который обеспечивает максимальную площадь контакта в системах «металл – кость» и «материал – кость» [12]. Его конфигурация делает возможным уплотнение материала в зоне контакта с телом позвонка после установки в костном дефекте и реконструкции ПДС. Однако значительная величина отверстия на боковых поверхностях может создавать сложности в плотном заполнении материалом внутренней полости. Относится к системам с реечным типом восприятия компрессионного нагружения.

На основании проведенного анализа характеристик конструкций кейджей, применяемых при переднем межтеловом спондилодезе на уровне шейного отдела позвоночника, разработали конструкцию вертикального, цилиндрического, телескопического, сетчатого телозамещающего эндопротеза [5] (рис. 3).

Имплантат относится к типу В конструкций (гибридные кейджи) и не требует дополнительной стабилизации ПДС вентральными пластинами. Имеет значительный объем внутренней полости для наполнителя, что приближает его по этой характеристике к полым цилиндрическим сетчатым кейджам типа mesh. Классифицируется как конструкция с осесимметричным

восприятием нагружения, вследствие чего имеет малый вес. Для уменьшения количества составляющих элементов, снижения веса и повышения технологичности вместо винтовой блокировки впервые использован способ деформационной блокировки резьбы рабочего положения металлических имплантатов для переднего межтелового спондилодеза.

Одной из важных характеристик имплантатов для переднего спондилодеза является их малый вес. Это обусловлено тем, что избыточный вес имплантата в сочетании с большим модулем упругости на сжатие и меньшим модулем на сдвиг, в сравнении с резецированным телом позвонка, будет вызывать дисбаланс в распре-



Рис. 1

Конструкции телозамещающих эндопротезов для переднего спондилодеза: а – «Xenos Cage Mesh System For Spine» (Biotec®); б – «ADD™» (Ulrich medical® spinal systems); в – «Монолит»; г – «Verte-Span™» (Medtronic Sofamor Danek)



Рис. 2

Telescopic Plate Spacer. TPS™ (Interpore Cross International®)



Рис. 3

Цилиндрический, телескопический, сетчатый телозамещающий эндопротез LAS

делении этих усилий. Эти усилия превосходят по своей величине и отличаются по распределению от действующих в природном позвоночном сегменте, что может привести к возникновению деструктивных изменений в выше- и нижележащих сегментах позвоночника [1].

Телескопические эндопротезы с фланцами, применяемые при переднем спондилодезе, должны иметь такую же металлоемкость, как системы, состоящие из межтелового кейджа и вентральной пластины. Это обстоятельство должно учитываться при оценке конструктивных характеристик имплантатов.

Вес и стоимость конструкции оказывают влияние на выбор имплантата. Эти показатели достаточно вариabельны, что обусловлено рядом объективных и субъективных причин (технологии завода-производителя, количество выпущенных и закупаемых экземпляров, рыночная ценовая политика и т.д.) [21].

Заключение

Классификации имплантатов в основном дают представление об их реконструктивных и стабилизирующих возможностях, необходимости сочетания некоторых кейджей с дополнительными фиксирующими системами (вентральными пластинами или задними стабилизирующими конструкциями), приводятся рекомендации по применению имплантатов или их сочетания при определенной патологии позвоночника. При этом, на наш взгляд, недостаточное внимание уделяется характеристике конструкций как систем, обеспечивающих костное сращение позвонков, что представляется одной из определяющих целей переднего межтелового спондилодеза и крайне необходимо для сохранения интраоперационной коррекции ПДС.

Продолжают оставаться актуальными вопросы по изучению рационального сочетания объема внутренней полости кейджа, площади контакта

в системе «металл – кость» и «наполнитель – кость», необходимой плотности контакта в системе «наполнитель кейджа – тело позвонка».

На наш взгляд, представленная система показателей оценки конструктивных параметров и функциональных возможностей металлических телозамещающих эндопротезов для переднего межтелового спондилодеза позволяет определять преимущества и недостатки различных имплантатов, давать объективную оценку механизмов возникновения возможных послеоперационных осложнений.

Выражаем благодарность канд. техн. наук Валентину Дмитриевичу Шаповалову, доценту кафедры автоматизации и компьютерно-интегрированных технологий Луганского университета им. В. Даля, за помощь в подготовке статьи.

Литература/References

1. **Аганесов А.Г., Месхи К.Т.** Реконструктивная хирургия позвоночника // Анналы РНЦХ РАМН. 2004. № 13. С. 114–123. [Aganegov AG, Meskhi KT. Reconstructive surgery of the spine. Annals of Russian Research Center of Surgery of RAMS. 2004;(13): 114–123. In Russian].
2. **Ветрилэ С.Т., Крупаткин А.И., Юдин С.В.** Хирургическое лечение повреждений шейного отдела позвоночника с применением первично-стабильной фиксации металлическими конструкциями // Хирургия позвоночника. 2006. № 3. С. 8–18. [Vetrile ST, Krupatkin AI, Yundin SV. Surgical treatment of cervical spine injuries by primary stable fixation with metal constructions. Hir. Pozvonoc. 2006;(3):8–18. In Russian].
3. **Гайдар Б.В., Дулаев А.К., Орлов В.П., Надулич К.А., Терешонок А.В.** Хирургическое лечение пациентов с повреждениями позвоночника грудной и поясничной локализации // Хирургия позвоночника. 2004. № 3. С. 40–45. [Gaydar BV, Dulaev AK, Orlov VP, Nadulich KA, Tereshonok AV. Surgical treatment of patients with thoracic and lumbar spine injuries. Hir. Pozvonoc. 2004;(3):40–45. In Russian].
4. **Корж А.А., Грунтовский Г.Х., Корж Н.А., Михайлив Т.В.** Керамопластика в ортопедии и травматологии. Львов, 1992. [Korzh AA, Gruntovsky GH, Korzh NA, Mykhailiv VT. Ceramoplasty in Orthopaedics and Traumatology. Lvov, 1992. In Russian].
5. **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., Самойленко О.А.** Патент на корисну модель № 87261. Эндопротез хребця «LAS». 27.01.2014. Бюл. 2. [Korzh MO, Ivchenko VK, Ivchenko DV, Radchenko VO, Shvets OI, Ivchenko AV, Nekhopochyn OS, Nekhopochyn SM, Lukianchenko VV, Samoilenko OA. "LAS" endoprosthesis of vertebra. Patent for utility model N 87261. Appl. 27.09.2013, u2013111453; Publ. 27.01.2014, Bul. 2. In Ukrainian].
6. **Рерих В.В., Ластевский А.Д.** Хирургическое лечение повреждений нижнешейного отдела позвоночника // Хирургия позвоночника. 2007. № 1. С. 13–20. [Rerikh VV, Lastevsky AD. Surgery for lower cervical spine injuries. Hir. Pozvonoc. 2007;(1):13–20. In Russian].
7. **ADDplus® vertebral body replacement.** Chesterfield: Ulrich medical, 2015. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ulrichmedicalusa.com/refresh/files/331-AddPlusBro.pdf>.
8. **Akamaru T, Kawahara N, Tsuchiya H, Kobayashi T, Murakami H, Tomita K.** Healing of autologous bone in a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy. Spine. 2002;27:E329–E333. DOI: 10.1097/00007632-200207010-00024.
9. **Bohm H.** X-tenzTM Spinal system. Konigsee Implantate GmbH, 2007. [Electronic Resource]. URL: http://www.koenigsee-implantate.de/human_en.php?id=182&=X-Tenz-implants-set-standardsystem-straight-cages.
10. **Boriani S, Weinstein JN, Biagini R.** Primary bone tumors of the spine. Terminology and surgical staging. Spine. 1997;22:1036–1044.
11. **Clark CR.** The Cervical Spine. 4th ed. Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. 1250 p.
12. **Coumans JV, Marchek CP, Henderson FC.** Use of the telescopic plate spacer in treatment of cervical and cervicothoracic spine tumors. Neurosurgery. 2002;51: 417–426. DOI: 10.1097/00006123-200208000-00021.
13. **Dorozhkin SV.** Biocomposites and hybrid biomaterials based on calcium orthophosphates. Biomater. 2011;1:3–56. DOI: 10.4161/biom.1.1.16782.
14. **ECD – Expandable Corpectomy Device.** Continuously Expandable Vertebral Body Replacement for Tumour Cases. Oberdorf: Synthes GmbH, 2006. [Electronic Resource]. URL: <https://orto.hi.is/skrar/expandablecorpectomy654.pdf>.

15. 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.
16. Grob D, Daech S, Mannion AF. Titanium mesh cages (TMC) in spine surgery. *Eur Spine J.* 2005;14:211–221. DOI: 10.1007/s00586-004-0748-7.
17. Hasegawa K, Abe M, Washio T, Hara T. An experimental study on the interface strength between titanium mesh cage and vertebra in reference to vertebral bone mineral density. *Spine.* 2001;26:957–963. DOI: 10.1097/00007632-200104150-00022.
18. Hydrolift. Next generation vertebral body replacement. Aesculap Implant Systems, 2011. [Electronic Resource]. URL: <http://www.aesculapimplantsystems.com/Hydrolift>.
19. Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schfer J, Schollmeier G, Schnake KJ, Bail H, Duda G, Haas NP. [Experimental fusion of the sheep cervical spine. Part I: Effect of cage design on interbody fusion]. *Chirurg.* 2002;73:909–917. In German.
20. Keogh A, Hardcastle P, Ali SF. Anterior cervical fusion using the IntExt combined cage/plate. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2008;16:3–8.
21. Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG, eds. *Spinal Instrumentation: Surgical Techniques.* New York, NY: Thieme, 2005.
22. Laouissat F, Allain J, Delecrin J. Intraoperative determination of lumbar prosthesis endplate lordotic angulation to improve motion. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015; 101:109–113. DOI: 10.1016/j.otsr.2014.11.008.
23. Lau D, Song Y, Guan Z, La Marca F, Park P. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: a retrospective cohort analysis of subsidence. *Neurosurgery.* 2013;72:529–539. DOI: 10.1227/NEU.0b013e318282a558.
24. Narotam PK, Pauley SM, McGinn GJ. Titanium mesh cages for cervical spine stabilization after corpectomy: a clinical and radiological study. *J Neurosurg.* 2003;99(2 Suppl):172–180. DOI: 10.3171/spi.2003.99.2.0172.
25. ObeliscTM vertebral body replacement. Ulm: Ulrich medical, 2007. [Electronic Resource]. URL: <http://www.ulrichmedical.com/en/obelisc.html>.
26. 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.
27. 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.
28. Riew KD, Rhee JM. The use of titanium mesh cages in the cervical spine. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(394):47–54.
29. Samandouras G, Shafafy M, Hamlyn PJ. A new anterior cervical instrumentation system combining an intradiscal cage with an integrated plate: an early technical report. *Spine.* 2001;26:1188–1192. DOI: 10.1097/00007632-200105150-00021.
30. Synex System. An expandable vertebral body replacement device. Technique guide. Synthes spine, 2001. [Electronic Resource]. URL: http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Spine/Interbody_and_Vertebral_Body_Replacement_Systems/Pages/Synex_System.aspx.
31. TeCorpTM Телескопическая корпорэктомическая система. Руководство по хирургической методике. Alphatec Spine, 2012. [Электронный ресурс]. URL: http://www.alphatecspine.ru/index.php?option=com_content&view=article&id=62&Itemid=68.
32. VBRTM vertebral body replacement. Ulm: Ulrich medical, 2011. [Electronic Resource]. URL: <http://www.ulrichmedical.com/en/vbr.html>.
33. VLIIFT Surgical Technique – Stryker Neuro Spine. New York, 2006. [Electronic Resource]. URL: <http://www.strykerneurospine.com.au/sites/default/files/pdf/information/IBV-LFST051101.pdf>.
34. Wang J. Verte-SpanTM. Vertebral Body Replacement Device Technique. Medtronic Sofamor Danek, 2001. [Electronic Resource]. URL: <http://www.medtronic.com/for-healthcare-professionals/products-therapies/orthopaedic/index.htm>.
35. X-MeshTM Surgical Technique & Product Catalogue. DePuy Spine, 2009. [Electronic Resource]. URL: <http://www.depuy.com/uk/healthcare-professionals/product-details/x-mesh-expandable-cage>.
36. X-MeshTM Expandable Cage. DePuy Spine, 2009. [Electronic Resource]. URL: <http://www.depuy.com/uk/healthcare-professionals/product-details/x-mesh-expandable-cage>.
37. XPand® Corpectomy Spacer. Globus Medical, 2009. [Electronic Resource]. URL: <http://www.globusmedical.com/portfolio/xpand-r>.
38. XRL System. A modular expandable radiolucent vertebral body replacement system. Technique guide. Synthes spine, 2011. [Electronic Resource]. URL: <http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Spine/Pages/home.aspx>.

Адрес для переписки:

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

Address correspondence to:

Nekhlпочin Aleksey Sergeyevich
Kurchatova str., 9, ap. 34, Lugansk, 91031, Ukraine,
AlexeyNS@gmail.com

Статья поступила в редакцию 15.09.2015

Алексей Сергеевич Нехлопочин, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии, заведующий отделением нейрохирургии, Луганский государственный медицинский университет, Луганская областная клиническая больница; Сергей Николаевич Нехлопочин, канд. мед. наук, 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 Nekhlпочin, teaching assistant of the Department of Neurology and Neurosurgery, Head of the Department of Neurosurgery, Lugansk State Medical University, Lugansk Regional Clinical Hospital; Sergey Nikolayevich Nekhlпочin, MD, PhD, resident in the Department of Neurosurgery, Lugansk Regional Clinical Hospital; Aleksey Ivanovich Shvets, MD, DMSc, Professor of the Department of Hospital Surgery, Traumatology and Orthopaedics, Lugansk State Medical University, Ukraine.