



ТИТАНОВЫЕ ИМПЛАНТАТЫ В ВЕРТЕБРОЛОГИИ: ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ

А.А. Вишнеvский, В.В. Казбанов, М.С. Баталов
Санкт-Петербургский НИИ фтизиопульмонологии

В настоящее время линейка титановых имплантатов и конструкций, применяемых в хирургии позвоночника, представлена мешами, кейджами, телескопическими имплантатами, транспедикулярными винтами, пластинами и динамическими системами фиксации. В обзоре рассматривается эволюция их применения, описываются положительные и отрицательные свойства.
Ключевые слова: титановые имплантаты, меши, кейджи, динамические системы фиксации, телескопические телозамещающие имплантаты, хирургия позвоночника.

Для цитирования: Вишнеvский А.А., Казбанов В.В., Баталов М.С. Титановые имплантаты в вертебурологии: перспективные направления // Хирургия позвоночника. 2015. Т. 12. № 4. С. 49–55.
DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.4.49-55>.

TITANIUM IMPLANTS IN SPINE SURGERY:
PROMISING DIRECTIONS

A.A. Vishnevsky, V.V. Kazbanov, M.S. Batalov

The current lineup of titanium implants and structures used in spine surgery is presented by meshes, cages, telescopic implants, transpedicular screws, plates and dynamic fixation systems. The review incorporates evolution of application and positive and negative properties of implants.

Key Words: titanium implants, meshes, cages, dynamic fixation systems, telescopic implants, spine surgery.

Please cite this paper as: Vishnevsky AA, Kazbanov VV, Batalov MS. Titanium implants in spine surgery: promising directions. Hir. Pozvonoc. 2015;12(4):49–55. In Russian.
DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.4.49-55>.

Актуальной проблемой современной травматологии и ортопедии является создание имплантатов из биоматериалов, которые бы в наибольшей степени отвечали анатомическим и биомеханическим требованиям при замещении отдельных сегментов опорно-двигательного аппарата или обеспечивали их надежную фиксацию в костной ткани. В последние годы в геометрической прогрессии отмечается увеличение использования медицинских имплантатов. Если в 2002 г. в имплантатах нуждалось 4,9 млн человек, то в 2010 г. их количество возросло до 39,7 млн [33]. Подобная тенденция отмечается и в хирургической вертебурологии.

Согласно определению международной организации по стандартизации ISO (ISO/TR 9966) и принятым в России ГОСТ «Р 51148-98», под биоматериалами подразумевают нежизнеспособный материал, предназначенный для контакта с живой тканью для выполнения функций медицинского назначения. Биомате-

риал должен быть биосовместимым [2]. Это понятие включает в себя такие свойства имплантата, как биоинертность, износостойчивость, антикоррозийность, нетоксичность, неонкогенность. Необходимым условием является их устойчивость к высокотемпературной стерилизации. Наряду с механическими и прочностными характеристиками, имплантаты должны не способствовать развитию инфекций, предотвращать неконтролируемый рост клеток и не вступать в иммунологические реакции отторжения (табл.) [4–6, 30].

Титановые имплантаты наиболее распространены в травматологии и ортопедии, поскольку, наряду с низкой стоимостью, обладают практически всеми свойствами идеального имплантата: имеют достаточные прочностные свойства (в 6 раз прочнее алюминия и в 2 раза легче железа), биоинертны, износостойки и обладают низким коэффициентом теплового расширения. Однако титановые конструкции обладают как положи-

тельными, так и негативными свойствами. Для некоторых сплавов титана характерны недостатки, присущие металлическим имплантатам: склонность к коррозии, незначительная химическая активность, а также низкая адгезивная способность. Эти факторы способствуют резорбции кости в зоне имплантации.

В последние годы исследования в области имплантологии направлены на улучшение поверхностных свойств титановых имплантатов (с применением различных типов напыления) и биомеханических свойств в позвоночнике. Однако эти работы публикуются в биологических и технических журналах и в силу разных обстоятельств недоступны для практикующих хирургов.

Цель обзора – обобщение экспериментального и клинического опыта применения титановых имплантатов в хирургии позвоночника.

В последние годы в хирургическую практику вошли небологические имплантаты, где титан представ-

Таблица

Преимущества и недостатки имплантатов, применяемых в вертебологии

Имплантаты	Преимущества	Недостатки
Аутотрансплантаты	Иммуносовместимость; низкий риск трансплантационной инфекции; юридическая и этическая обоснованность; остеогенные свойства; биodeградация	Травматичность; риск инфекционных осложнений; увеличение продолжительности операции и кровопотери; болезни «донорской зоны»
Аллотрансплантаты	Доступность; выбор размера и форм; простота хранения; остеогенные свойства; биodeградация	Отсутствие иммуносовместимости; сложности заготовки; риск инфицирования (заражения ВИЧ и гепатитами); условность юридической и этической обоснованности; медленное замещение
Титановые имплантаты	Прочностные свойства; биоинертность; износоустойчивость; антикоррозийность; нетоксичность; неонкогенность	Низкая адегезивная способность; эффект «subsidence» (пролабирование в смежные тела позвонков)

лен как самостоятельная нагружаемая конструкция (мешы, кейджи, лифтовые системы, транспедикулярные винты, пластины, динамические системы межостистой фиксации) или в качестве композитной составляющей с другими материалами (эндопротезы межпозвонковых дисков, лифтовые системы и т.д.).

Внедрение титановых имплантатов технически может быть выполнено из переднего, бокового или заднего доступов. Передний межтеловой спондилодез (ПМТС) в англоязычной литературе называется ALIF или XLIF/DLIF (anterior and extreme/direct lateral lumbar interbody fusion), а задний межтеловой спондилодез (ЗМТС) – PLIF или TLIF (posterior and transforaminal lumbar interbody fusion соответственно). Отдельно можно выделить динамическую трансартукулярную (DSS) и ригидную транспедикулярную (TSR) фиксации.

Для фиксации передней колонны позвоночника (ALIF) чаще всего используют цилиндрические титановые кейджи, заполненные ауто- или аллотрансплантатами [37]. Метод ПМТС получил значительное развитие в 90-е гг. XX в. благодаря разработке специальных имплантатов-кейджей.

Идея разработки и использования в качестве кейджей для ПМТС поло- го цилиндрического металлического имплантата (ПЦМИ) принадлежит американскому нейрохирургу Bagby [10]. С 1988 г. для ПМТС стали применять титановые блок-решетки или сетки, разработанные Harms et al. [18] (рис. 1). К округлым сетчатым имплантатам применяется термин «Harms titanium mesh cage», а термины «меш» (англ. mesh – сетка) или «кейдж» (англ. cage – клетка) других производителей обычно применяют самостоятельно, без упоминания автора.

Среди множества имплантатов, используемых для переднего межтелового спондилодеза в вертебологии, только некоторые могут быть применены как для моноsegmentарного, так и для би- и мультиsegmentарного спондилодеза. Большой популярностью среди хирургов пользуются ПЦМИ, которые могут быть использованы для ПМТС различной протяженности, от моноsegmentарного до мультиsegmentарного. В классическом варианте они должны быть плотно заполнены измельченной костью или кортикальным ауто-трансплантатом [13, 28]. В некоторых клиниках продолжается использование цель-

ных цилиндрических имплантатов из пористого никелида титана [3, 7].

По мере приобретения практического опыта хирургами-вертебрологами выявлены некоторые недостатки ПЦМИ. Среди наиболее часто встречающихся осложнений, связанных с применением титановых имплантатов, отмечается их пролабирование или проседание в тела смеж-

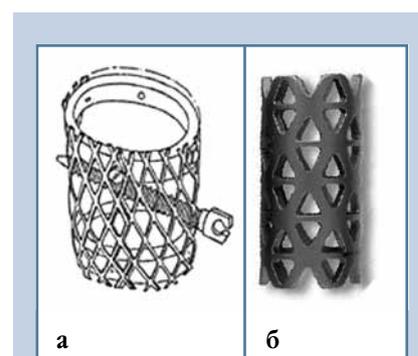


Рис. 1

Схематические изображения цилиндрических металлических имплантатов: а – «Harms cage» (DePuy Acromed, США); б – «Pyramesh cage» (Medtronic Sofamor Danek, США)

ных позвонков [1, 14, 17, 27, 35]. Также может происходить несращение имплантата с позвонком или его вывихивание и даже миграция за пределы позвоночного столба.

После декомпрессивно-стабилизирующих операций частота смещения имплантатов с компрессией спинного мозга и его корешков составляет от 3 до 12 % [8, 9, 12]. На фоне прогрессирования деформации позвоночника эти осложнения приводят к появлению болевого синдрома или нарастанию неврологических нарушений [13, 29]. Факторами риска для возникновения вышеописанных осложнений являются остеопения (проблема несоответствия плотности костной ткани и материала имплантата) и избыточная дистракция тел позвонков перед восстановлением межтеловой опоры [19, 25].

Для нивелирования пролабирования ПЦМИ в тело позвонка применяются металлические заглушки, позволяющие увеличивать площадь поверхности в месте соприкосновения имплантата с костью, а также телескопические конструкции, которые дают возможность для дистракции смежных

позвонков после установки протеза, что усиливает противостояние всей конструкции аксиальной нагрузке [22].

Телескопические имплантаты (рис. 2) дают возможность адаптировать устройство адекватно дефекту тела позвонка благодаря его изменяющейся длине. Кроме того, они позволяют корригировать сагиттальную деформацию позвоночника вследствие приложения к устройству усилий на дистракцию [20, 22, 34, 35].

В некоторых телескопических устройствах предусмотрена дополнительная возможность фиксации к телам позвонков шурупами, что повышает переносимость телескопических кейджей к торсионным нагрузкам. Вследствие этого телескопические устройства не требуют установки дополнительных приспособлений для фиксации – пластин, систем типа Waldemar – Link.

Основным фактором надежной стабилизации при дегенеративно-дистрофических заболеваниях является дискэктомия с установкой междискового кейджа с дополнительной фиксацией заднего опорного комплекса посредством транспедикулярной

фиксации. Для ЗМТС (методики PLIF или TLIF) первоначально использовали кейджи цилиндрической формы. Однако их установка сопровождалась значительной частотой повреждения корешков и формированием ликворных кист. Внедрение прямоугольных имплантатов значительно снизило частоту повреждения корешков и дурального мешка. Такие имплантаты легче устанавливать через небольшое пространство между выше- и нижележащими корешками [32]. Наиболее перспективно использование трапециевидных кейджей, которые позволяют не только стабилизировать позвоночно-двигательный сегмент, но и восстанавливать сагиттальный баланс [11, 16]. Существует методика PLIF с использованием расширяющихся кейджей (рис. 3).

Для улучшения фиксации имплантатов при ЗМТС используются различные резьбовые и шиповые соединения. Kuslich et al. [24] в 1992 г. вместо костных аутоимплантатов впервые использовали цилиндрические резьбовые кейджи, заполняемые аутокостью (рис. 4). Соответственно методике операции ЗМТС имплантаты «Ray Threaded Fusion Cage» (Stryker) устанавливаются попарно [31]. С точки зрения биомеханики, существенной разницы между двумя кейджами, установленными из переднего доступа, и одним большим кейджем, установленным из бокового доступа, нет [29].

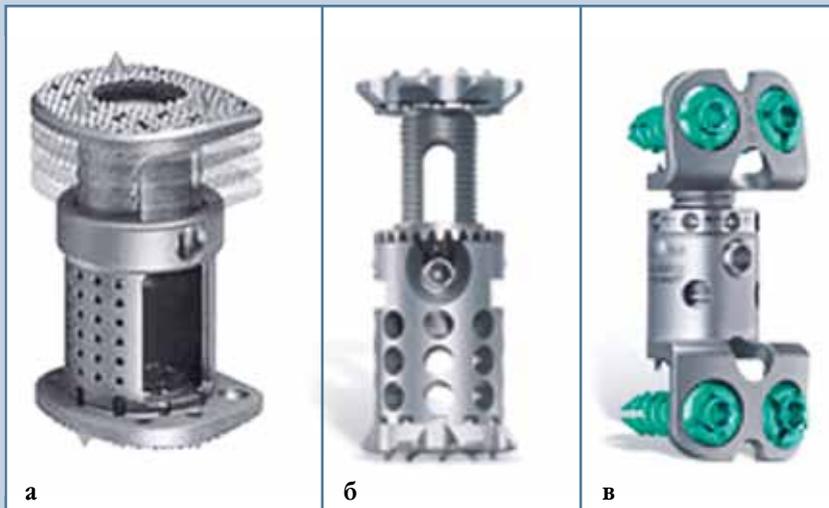


Рис. 2

Телескопические телозамещающие имплантаты: **а** – «Synex cage» (Synthes, США); **б** – «Obelics» (Ulrich Medical GmbH, Германия); **в** – «ADD Plus» (Ulrich Medical GmbH, Германия)



Рис. 3

Расширяющиеся кейджи для спондилодеза поясничного отдела позвоночника: **а** – «VariAn Cage Medyssey Co, Ltd» (Южная Корея); **б** – «Topaz» (Ulrich Medical GmbH, Германия)



Рис. 4

Цилиндрические титановые кейджи с резьбой: **а** – «BAK-cage» (Zimmer, США); **б** – «Interfix» (Sofamor Danek Group, Memphis, TN, США)

Резьбовые кейджи третьего поколения (кейдж «LT», Medtronic, США) благодаря своей форме обеспечивают повышенную площадь для прорастания в поры и отверстия костной ткани [36]. Трапециевидная форма позволяет восстановить поясничный лордоз, но делает возможной установку кейджа только из переднего доступа.

Важным для хирурга является вопрос сравнительной жесткости различных методик и систем стабилизации. Биомеханические исследования показали, что тело позвонка (без явлений остеопороза) в норме выдерживает нагрузку до 10 000 Н [15]. Эти же исследования подтвердили, что костные имплантаты в большинстве случаев не всегда выдерживают необходимой нагрузки и могут ломаться. Позвоночник подвергается большим нагрузкам. Так, в поясничном отделе нагрузки варьируют от 400 Н в положении стоя до 7 000 Н при подъеме тяжестей. Титановые имплантаты по своим биомеханическим показателям превосходят кость [23, 31]. Титановый сплав, из которого изготавливают

имплантаты, является биоинертным. Такие конструкции способны выдерживать нагрузку более 3 т. Тест на усталость металла показал, что кейджи способны выдерживать 5 млн циклов с нагрузкой в одну тонну.

Биомеханические исследования свидетельствуют о том, что позвоночно-двигательный сегмент с установленными кейджами стабилен и выдерживает достаточную нагрузку при сгибаниях, разгибаниях и боковых наклонах. Однако цилиндрические кейджи при аксиальной ротации обладают наименьшей биомеханической стабильностью [26]. Титановые полые меши, непосредственно не вращаясь в костную ткань, обеспечивают опорную функцию и стабильность реконструируемого отдела позвоночника, создают благоприятные условия для сращения внедренного костного трансплантата или костной крошки с реципиентным ложем в достаточно ранние сроки (3–6 мес.) [1]. Частота формирования костного анкилоза при использовании титановых кейджей аналогична таковой при применении кости и достигает 80–93 % [24].

При использовании имплантатов увеличиваются нагрузки на смежные позвоночно-двигательные сегменты, что приводит к дегенеративным изменениям межпозвоночных дисков и суставов позвоночника. Для профилактики так называемой болезни смежного сегмента применяются различные типы динамических систем стабилизации позвоночника. Основная идея, реализованная в этих системах, состоит в восстановлении естественной анатомии позвоночника и устранении избыточной сагитальной подвижности позвоночно-двигательного сегмента без межпозвоночного блокирования. Для динамической стабилизации используют упругие материалы, чтобы разгрузить сегмент, сохраняя нормальную анатомию позвоночного столба. Ее цель – перераспределение нагрузок на уровне сегмента и ограничение его патологической подвижности при сохранении мобильности; при этом правильная биомеханика позвоночника позволяет

предотвратить дегенерацию стабилизированного и смежного сегментов.

Khoueir et al. [21] в 2009 г. представили классификацию задних динамических систем фиксации: межостистые имплантаты (Wallis, X-STOP, DIAM, Coflex, ExtendSure, CoRoent, DCI), транспедикулярные стержневые системы (Graf ligament, Dynesys, AccuFlex rod, Medtronic PEEK rod, Scient'X Isobar), системы протезирования фасеточных суставов (TFAS, TOPS, Stabilimax NZ).

Динамическая стабилизация может быть хорошей альтернативой спондилодезу в случаях, когда артродез еще не показан. Этот вариант стабилизации должен использоваться на уровне сегмента, смежного с зоной формируемого спондилодеза, если межпозвоночный диск на уровне этого сегмента изначально имеет признаки дегенеративного поражения. Это называют комбинированной стабилизацией (сочетание металлофиксации и динамической стабилизации). Примерами таких систем являются системы, устанавливаемые в межостистое пространство (табл.; рис. 5).

В настоящее время все более широкое распространение находят так называемые динамические междисковые кейджи и динамические транспедикулярные конструкции с функцией стабилизации, которые позволяют сохранять подвижность позвоночно-двигательного сегмента. Различные компании предлагают полуригидные транспедикулярные конструкции. Так, компания «CD Horizon Legacy, Медтроник» (США) предлагает комбинированную систему из термопластических стержней, изготовленных из полиэфирэфиркетона (ПЕЕК) и титановых винтов «PEEK Rod System». Принцип полуригидной стабилизации основан на законе Wolffs, утверждающем, что процесс образования костной ткани в ходе формирования спондилодеза лучше происходит под умеренной нагрузкой, чем при абсолютно ригидной системе, полностью шунтирующей нагрузку с области костеобразования. Преимуществами этих динамических систем являются умень-



Рис. 5

Динамические системы фиксации: **а** – межостистый имплантат «Coflex» (Paradigm Spine GmbH, Германия); **б** – цельный имплантат из титанового сплава для динамической стабилизации шейного отдела позвоночника DCI (Paradigm Spine GmbH, Германия); **в** – динамический кейдж «Dynamic Cage» (Medyssey Co., Ltd., Южная Корея); **г** – эндопротез межпозвоночного диска «Charite-BB» (DePuy); **д** – кейджи из РЕЕК-керамики с плазменным титановым напылением «Human Tech GmbH» (Германия)

шение напряжения в точках фиксации элементов металлоконструкции (зона контакта «кость – металл»). Также упругие стержни позволяют получить достаточный контакт между замыкательными пластинками тел позвонков и костным трансплантатом, что способствует формированию надежного спондилодеза.

В какой-то степени в качестве динамических систем можно рассматривать эндопротезы межпозвоночных дисков. Специально обработанные титановые направляющие эндопротеза используются в качестве силовых пластин в месте контакта имплантата с замыкательными пластинами тел позвонков. Плоскости имплантата должны полностью совпадать с плоскостями замыкательных пластин позвонка, что обеспечивает максимальную площадь опоры.

Заключение

Титановые имплантаты наиболее распространены в хирургии позвоночника. В настоящее время практически у каждого крупного производителя имеется линейка титановых конструкций, представленная мешами, кейджами, лифтовыми системами, транспедикулярными винтами, пластинами и динамическими системами межостистой фиксации.

По мере приобретения практического опыта хирурги-вертебрологи выявили недостатки титановых имплантатов, обусловленные их низкой адгезивной способностью, пролабированием имплантата в тела смежных позвонков или его миграцией. Подобные проблемы заставляют исследователей искать новые способы нивелирования негативных свойств.

Так, для нивелирования эффекта subsidence применяют металлические заглушки, позволяющие увеличивать площадь поверхности имплантата в месте его соприкосновения с костью, а также телескопические конструкции, которые позволяют применить дисктракцию смежных позвонков, что усиливает противостояние всей конструкции аксиальной нагрузке. Для профилактики болезни смежного сегмента, которая возникает на фоне спондилодеза и перегрузки ниже- или вышележащих позвоночно-двигательных сегментов, применяют различные типы динамических систем стабилизации позвоночника. Кроме того, в последние годы ведутся работы по структурированию титановых поверхностей для улучшения остеоиндуктивных, остеокондуктивных и адгезивных свойств имплантатов.

Литература/References

1. Баулин И.А., Советова Н.А., Куклин Д.В., Гаврилов П.В., Мушкин А.Ю. Лучевая оценка формирования спондилодеза при использовании титановых блок-решёток у больных спондилитом // Врач-аспирант. 2013. № 5,3 (60). С. 401–405. [Baulin IA, Sovetova NA, Kuklin DV, Gavrilov PV, Mushkin AYU. X-ray assessment of fusion formation using titanium mesh in patients with spondylitis. Vrach-aspirant. 2013;5,3(60):401–405. In Russian.]
2. Биосовместимые материалы (учебное пособие) / Под ред. В.И. Севастьянова, М.П. Кирпичникова. М., 2011. [Biocompatible Materials (Manual). Ed. by VI Sevastjanov, M.P.Kirpichnikov. Moscow, 2011. In Russian.]
3. Епифанцев А.Г. Хирургическое лечение спондилолистеза с использованием имплантатов из пористого никелида титана (клиническое исследование): Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Кемерово, 1993. [Epifantsev AG. Surgical treatment of

- spondylolisthesis using porous nickel titanium implants (clinical study): Abstract of the MD/PhD Thesis. Kemerovo, 1993. In Russian].
4. **Кирилова И.А., Садовой М.А., Подорожная В.Т., Буякова С.П., Кульков С.Н.** Керамические и косто-керамические имплантаты: перспективные направления // Хирургия позвоночника. 2013. № 4. С. 52–62. [Kirilova IA, Sadovaya MA, Podorozhnaya VT, Buyakova SP, Kulkov SN. Ceramic and osteoceramic implants: upcoming trends. Hir Pozvonoc. 2013;(4):52–62. In Russian]. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2013.4.52-62>.
 5. **Лысенко Л.Н.** Биоматериаловедение: вклад в прогресс современных медицинских технологий // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2005. № 2. С. 56–61. [Lysenko LN. Biomaterials: contribution to the progress of modern medical technologies. Kletochn Transplantol Tkan Inzheneria. 2005;(2):56–61. In Russian].
 6. **Рерих В.В., Аветисян А.Р., Зайдман А.М., Ластевский А.Д., Батаев В.А., Никулина А.А.** Остеоинтеграция гидроксиапатитовых гранул в телах поясничных позвонков в эксперименте // Хирургия позвоночника. 2013. № 4. С. 43–51. [Rerikh VV, Avetisyan AR, Zaidman AM, Lastevsky AD, Bataev VA, Nikulina AA. Experimental osseointegration of hydroxyapatite granules in the lumbar vertebral bodies. Hir Pozvonoc. 2013;(4):43–51. In Russian]. DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2013.4.43-51>.
 7. **Симонович А.Е.** Применение имплантатов из пористого никелида титана в хирургии дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника // Хирургия позвоночника. 2004. № 4. С. 8–17. [Simonovich AE. Porous NiTi implants in surgical treatment of lumbar spine degenerative disease. Hir Pozvonoc. 2004;(4):8–17. In Russian].
 8. **Слынько Е.И., Вербов В.В., Соколов В.В., Леонтьев А.В., Гончаренко А.Ф., Деркач В.М., Лобушко В.В.** Хирургическая техника вентральной декомпрессии спинного мозга с корпородезом с использованием телескопических устройств // Украинский нейрохирургический журнал. 2005. № 4. С. 63–70. [Slynko EI, Verbov VV, Sokolov VV, Leontiev AV, Goncharenko AF, Derkach VM, Lobunko VV. The spinal cord ventral decompression surgical technique with corporodesis using telescopic devices. Ukrainian Neurosurgical Journal. 2005;(4):63–70. In Russian].
 9. **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;27:329–333. DOI: [10.1097/00007632-200207010-00024](https://doi.org/10.1097/00007632-200207010-00024).
 10. **Bagby GW.** Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant. Orthopedics. 1988;11:931–944.
 11. **Beutler WJ, Peppelman WC Jr.** Anterior lumbar fusion with paired BAK standard and paired BAK Proximity cages: subsidence incidence, subsidence factors, and clinical outcome. Spine J. 2003;3:289–293. DOI: [10.1016/S1529-9430\(03\)00061-5](https://doi.org/10.1016/S1529-9430(03)00061-5).
 12. **Boriani S, Weinstein JN, Biagini R.** Primary bone tumors of the spine. Terminology and surgical staging. Spine. 1997;22:1036–1044.
 13. **Chuang HC, Cho DY, Chang CS, Lee WY, Jung-Chung C, Lee HC, Chen CC.** Efficacy and safety of the use of titanium mesh cages and anterior cervical plates for interbody fusion after anterior cervical corpectomy. Surg Neurol. 2006;65:464–471. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.surneu.2005.12.021>.
 14. **Daubs MD.** Early failures following cervical corpectomy reconstruction with titanium mesh cages and anterior plating. Spine. 2005;30:1402–1406. DOI: [10.1097/01.brs.0000166526.78058.3c](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000166526.78058.3c).
 15. **Dolan P, Earley M, Adams MA.** Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. J Biomech. 1994;27:1237–1248. doi: [10.1016/0021-9290\(94\)90277-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90277-1).
 16. **Godde S, Fritsch E, Dienst M, Kohn D.** Influence of cage geometry on sagittal alignment in instrumented posterior lumbar interbody fusion. Spine. 2003;28:1693–1699. DOI: [10.1097/01.BRS.0000083167.78853.D5](https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000083167.78853.D5).
 17. **Grob D, Daehn S, Mannion AF.** Titanium mesh cages (TMC) in spine surgery. Eur Spine J. 2005;14:211–221. DOI: [10.1007/s00586-004-0748-7](https://doi.org/10.1007/s00586-004-0748-7).
 18. **Harms J, Tabasso G.** Instrumented spinal surgery; principles and technique. Stuttgart; NY, 1999.
 19. **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.
 20. **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](https://doi.org/10.3171/spi.2003.99.1.0091).
 21. **Khoueir P, Kim KA, Wang MY.** Classification of posterior dynamic stabilization devices. Neurosurgical Focus. 2007;22:E3. DOI: [10.3171/foc.2007.22.1.3](https://doi.org/10.3171/foc.2007.22.1.3).
 22. **Kluba T, Giehlf 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](https://doi.org/10.1007/s00264-003-0518-x).
 23. **Kumar A, Kozak JA, Doherty BJ, Dickson JH.** Interspace distraction and graft subsidence after anterior lumbar fusion with femoral strut allograft. Spine. 1993;18:2393–2400.
 24. **Kuslich SD, Ulstrom CL, Griffith SL, Ahern JW, Dowdle JD.** The Bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion. History, techniques, and 2-year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial. Spine. 1998;23:1267–1279.
 25. **Lim TH, Kwon H, Jeon CH, Kim JG, Sokolowski M, Natarajan R, An HS, Anderson 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](https://doi.org/10.1097/00007632-200104150-00021).
 26. **Lund T, Oxland TR, Jost B, Crompton P, Grassmann S, Etter C, Nolte LP.** Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. J Bone Joint Surg Br. 1998;80:351–359.
 27. **Nakase H, Park YS, Kimura H, Sakaki T, Morimoto T.** Complications and long-term follow-up results in titanium mesh cage reconstruction after cervical corpectomy. J Spinal Disord Tech. 2006;19:353–357. DOI: [10.1097/01.bsd.0000210113.09521.aa](https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000210113.09521.aa).
 28. **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](https://doi.org/10.3171/spi.2003.99.2.0172).
 29. **Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE.** Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. Eur Spine J. 2003;12:413–420. DOI: [10.1007/s00586-002-0505-8](https://doi.org/10.1007/s00586-002-0505-8).
 30. **Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE.** Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine. San Diego, 2004.
 31. **Ray CD.** Threaded titanium cages for lumbar interbody fusions. Spine. 1997;22:667–680.
 32. **Schiffman M, Brau SA, Henderson R, Gimmestad G.** Bilateral implantation of low-profile interbody fusion cages: subsidence, lordosis, and fusion analysis. Spine J. 2003;3:377–387. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S1529-9430\(03\)00145-1](http://dx.doi.org/10.1016/S1529-9430(03)00145-1).
 33. **Technology and market perspective for future Value Added Materials.** Final Report from Oxford Research AS Luxembourg. Publications Office of the European Union, 2012. [Electronic recourse]. URL: http://ec.europa.eu/research/industrial_technologies/pdf/technology-market-perspective_en.pdf. Date of access: 10.12.2014.

34. **Thongtrangan I, Balabhadra RS, Le H, Park J, Kim DH.** Vertebral body replacement with an expandable cage for reconstruction after spinal tumor resection. *Neurosurg Focus.* 2003;15:E8. DOI: 10.3171/foc.2003.15.5.8.
35. **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.
36. **Zdeblick TA, Phillips FM.** Interbody cage devices. *Spine.* 2003;28(15 Suppl):S2–S7.
37. **Zhang HY, Thongtrangan I, Le H, Park J, Kim DH.** Expandable cage for cervical spine reconstruction. *J Korean Neurosurg Soc.* 2005;38:435–441.

Адрес для переписки: Вишнеvский Аркадий Анатольевич 197373, Санкт-Петербург, ул. Планерная 67, корп. 3, кв. 33, vichnevsky@mail.ru

Address correspondence to: Vishnevsky Arkady Anatolyevich Planernaya str., 67/3, app. 33, St. Petersburg, 197373, Russia, vichnevsky@mail.ru

Статья поступила в редакцию 17.03.2015

Аркадий Анатольевич Вишнеvский, д-р мед. наук; Владимир Владимирович Казбанов, аспирант; Мурад Султанович Баталов, аспирант, Санкт-Петербургский НИИ фтизиопульмонологии.

Arkady Anatolyevich Vishnevsky, MD, DMSc; Vladimir Vladimirovich Kazbanov, MD fellow; Murad Sultanovich Batalov, MD fellow, St. Petersburg Research Institute of Phthisiopulmonology, St. Petersburg, Russia.



КНИЖНЫЕ НОВИНКИ

Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин, А.В. Губин
Вертебральная патология
в синдромах

ISBN 978-5-91475-020-3
Новосибирск, 2016
220 с. : ил.

Книга представляет собой справочное издание по вертебральным синдромам. Один из ее разделов посвящен генетическим основам вертебральной патологии. Синдромы иллюстрированы собственными наблюдениями авторов. Издание предназначено для ортопедов, неврологов, нейрохирургов, специалистов по лучевой диагностике и всех медицинских специалистов, готовых расширить свои знания о вертебральной патологии.

