

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ МЕЖТЕЛОВОГО ЭНДОФИКСАТОРА ДЛЯ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА*

Е.Д. ГОЛОВИН, канд. техн. наук, доцент
А.Н. ПЕЛЬ, канд. техн. наук, доцент
Е.А. ДРОБЯЗ, канд. техн. наук, доцент
С.В. ВЕСЕЛОВ, канд. техн. наук, доцент
Р.С. ТИМАРЕВСКИЙ, магистрант
О.А. ГОРЯЙНОВА, магистрант
Н.Ю. ЧЕРКАСОВА, магистрант
 (НГТУ, г. Новосибирск)

Поступила 14 ноября 2013
 Рецензирование 20 ноября 2013
 Принята к печати 22 ноября 2013

Головин Е.Д. – 630073, Новосибирск, пр. К. Маркса 20,
 Новосибирский государственный технический университет,
 e-mail: edgolovin@yandex.ru

Представлены результаты проектирования межтелового эндофиксатора для шейного отдела позвоночника, изготавливаемого из пористой биоинертной керамики на основе оксида алюминия. Трехмерное моделирование и прочностные расчеты методом конечных элементов проведены с использованием программного пакета SolidWorks. Определены требования к геометрии кейджей, изготавливаемых из керамики. Разработана конструкция керамического эндофиксатора. Проведено моделирование механического поведения кейджа при одноосном нагружении и в условиях, приближенных к эксплуатации. Выявлено, что максимальные эквивалентные напряжения в изделии составляют 35,6 МПа.

Ключевые слова: оксид алюминия, биоинертная керамика, эндофиксатор, позвоночник, имплантат, метод конечных элементов.

Введение

Эффективное лечение опорно-двигательного аппарата имеет большое значение для людей, ведущих активный образ жизни. Особенно часто пациенты обращаются с проблемами позвоночника, возникшими вследствие спортивных и бытовых травм, изношенности суставов. Одной из наиболее важных составляющих хирургического лечения больных с повреждениями и заболеваниями шейного отдела позвоночника является восстановление несущей способности позвоночного сегмента [1]. Замена поврежденного межпозвоночного диска костным трансплантатом, взятым из гребня подвздошной кости, является основным методом восстановления опороспособности.

Межтеловые имплантаты преимущественно изготавливают из сплавов на основе титана и биосовместимого полимерного материала РЕЕК (Polyetheretherketone). Конструкция таких эндопротезов приводит к расклиниванию тел позвонков и обеспечивает максимальную площадь соприкосновения костной ткани с имплантатом. В то же время при использовании указанных материалов наблюдаются случаи отторжения имплантатов вследствие их низкой биосовместимости.

Отмеченного недостатка лишена пористая керамика на основе оксида алюминия, обладающая высокой химической стабильностью и удовлетворительными механическими характеристиками. Развитая пористо-проницаемая

структура не вызывает скапливания биологических жидкостей в области расположения имплантата и не нарушает естественные для организма биологические процессы. Кроме того, керамика способна сохранять свои биохимические свойства, исключая протекание химических реакций, приводящих к снижению качества вживления, в условиях длительного воздействия агрессивной среды [2].

Основным фактором, сдерживающим использование керамических имплантатов, является необходимость в тщательной проработке геометрии изделий, учитывающей особенности поведения керамического материала при реализации различных схем нагружения. С учетом вышеизложенного целью данной работы является оптимизация конструкции имплантатов, используемых в хирургии для стабилизации позвоночного столба, изготавливаемых методами порошковой металлургии из композиционной керамики на основе оксида алюминия (Al_2O_3).

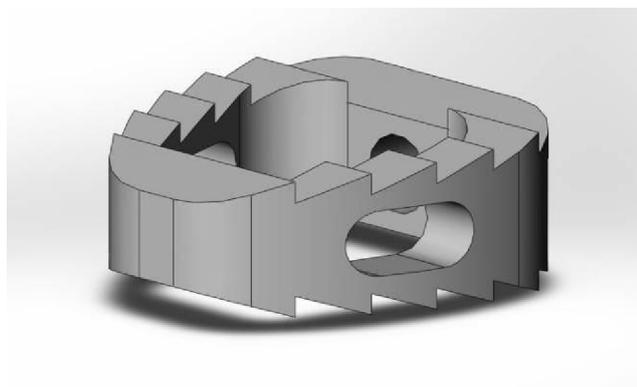
Теория и методы

Для определения оптимальной конструкции керамического эндофиксатора были проанализированы варианты изделий-аналогов, представленных на рынке. Наиболее характерной формой обладают эндофиксаторы Ulrich medical Cerv-X [3] и Zimmer Puros-S [4]. Твердотельные модели данных изделий, созданные на основании открытой информации, были использованы при моделировании напряженно-деформированного состояния (рис. 1). Определение максимальных напряжений и их распределение для различных геометрий имплантатов-аналогов было выпол-

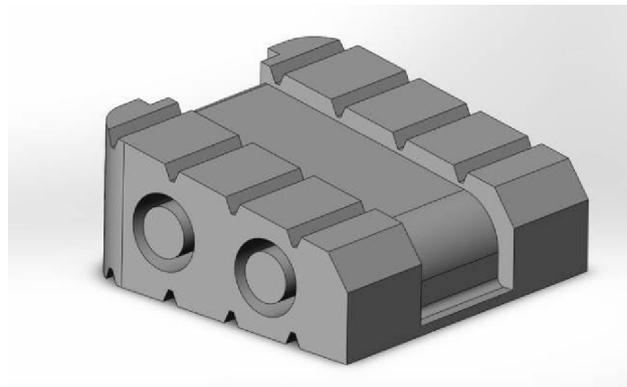
нено с использованием метода конечных элементов в программном пакете SolidWorks.

Согласно медицинским требованиям к данному типу имплантатов, они должны быть выполнены из материала, обладающего пористо-проницаемой структурой. Поэтому в качестве модельного материала в расчетах использовали пористую керамику системы Al_2O_3 - ZrO_2 [5], обладающую пористостью $\approx 38\%$, плотностью $2,6 \text{ г/см}^3$ и водопоглощением $14,5\%$. При проведении моделирования учитывали упругие константы отмеченной керамики, которые составляют: модуль Юнга $E \approx 70 \text{ ГПа}$, коэффициент Пуассона $\mu = 0,27$.

За основу расчетной схемы было выбрано одноосное нагружение изделия. Модель нагружения имплантатов включала основание, эндофиксатор и нагрузчитель (рис. 2). Для обеспечения плотного контакта с моделью имплантата Zimmer Puros-S верхний нагрузчитель имеет скошенную грань (рис. 2, б). На нижней грани основания моделировалось неподвижное закрепление. Исходя из того что средний вес головы человека равен 80 Н и учитывая динамическое воздействие (коэффициент динамичности 4), осевая нагрузка была принята равной 320 Н . Так как геометрия имплантата содержит много мелких деталей, было применено существенное сгущение сетки модели кейджа и на контактирующих с ним поверхностях. Для нагрузчителя и основания были выбраны механические характеристики, соответствующие губчатой кости позвонков человека [6]. В результате расчета были получены распределения эквивалентных напряжений в эндофиксаторах.



а



б

Рис. 1. Модели эндофиксаторов Ulrichmedical Cerv-X (а) и Zimmer Puros-S (б)

Одноосное сжатие является удобной расчетной схемой, позволяющей определить уровень напряжений в модели и выявить локализацию их максимальных значений, а также наличие или отсутствие в модели растягивающих напряжений. Однако данная схема нагружения является чрезмерно упрощенной с точки зрения поведения такой сложной биомеханической системы, как позвоночник. Анализ поведения межтелового эндофиксатора в условиях эксплуатации производили на твердотельной модели шейного отдела позвоночника, созданной на основе литературных данных [6–9]. Твердотельная модель, созданная в SolidWorks, состояла из пяти позвонков шейного отдела, разделенных межпозвоночными дисками (рис. 3). Модель разбивалась на конечные элементы с размером полигонов 5,3 мм для позвонков и межпозвоночных дисков и 0,8 мм для эндофиксатора.

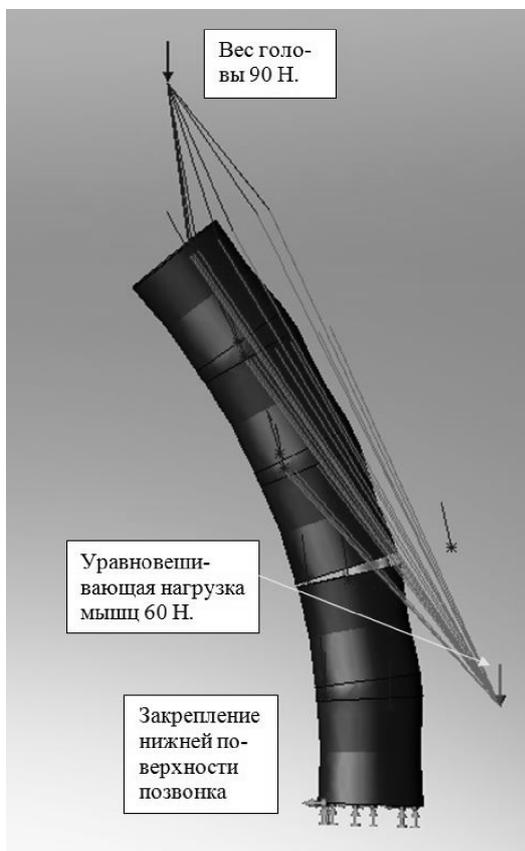


Рис. 3. Схема нагружения эндофиксатора в позвоночнике

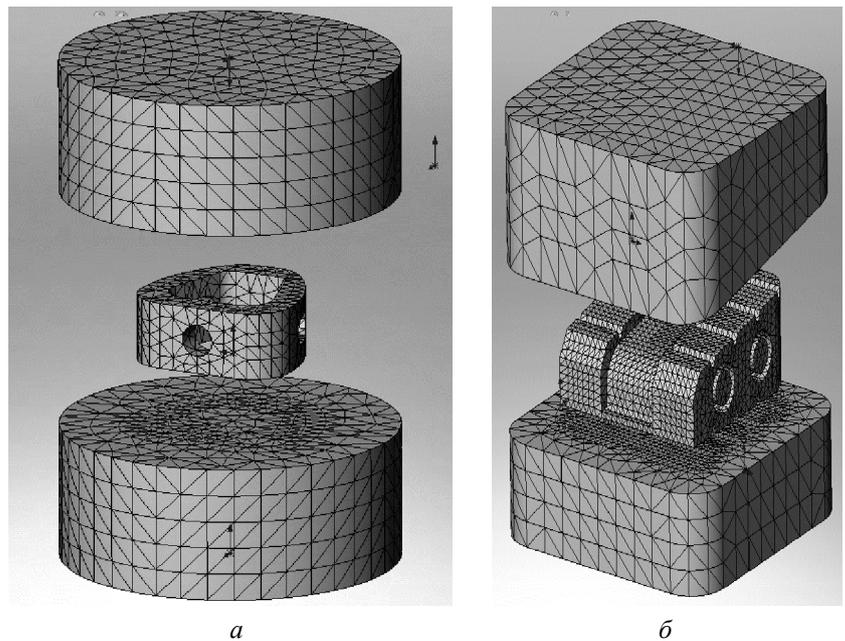


Рис. 2. Схема нагружения эндофиксаторов Ulrichmedical Cerv-X (а) и Zimmer Puros-S (б)

За основу расчетной схемы было использовано нагружение изделия прилежащими позвонками. Исследование проводилось для случая наклона головы назад. Объем движения каждого позвонка составлял 8° . Нагрузка на изделие принималась из расчета веса головы, равного 90 Н, и уравнивающей силы мышц 60 Н. При этом вес головы прикладывался дистанционно в центре тяжести головы, а уравнивающая сила мышц – к каждому позвонку (см. рис. 3).

Результаты и обсуждение

В результате моделирования механического нагружения эндофиксаторов было установлено, что общий фон напряжений в модели Ulrichmedical Cerv-X (рис. 4, а) составляет около 5 МПа, увеличиваясь на скругленных гранях до 5,9 МПа. При этом было выявлено повышение концентрации напряжений до 15 МПа на стенках боковых отверстий. Наличие боковых отверстий приводит также к появлению растягивающих напряжений, их максимальные значения достигают 1,7 МПа. На основании полученных результатов было сделано заключение о необходимости исключить из конструкции керамического имплантата любые отверстия, оси которых не совпадают с направлением нагрузки.

Детально был исследован зубчатый рельеф эндофиксатора. Модель нагружения включала в себя один зуб с площадью основания $2 \times 1,4$ мм

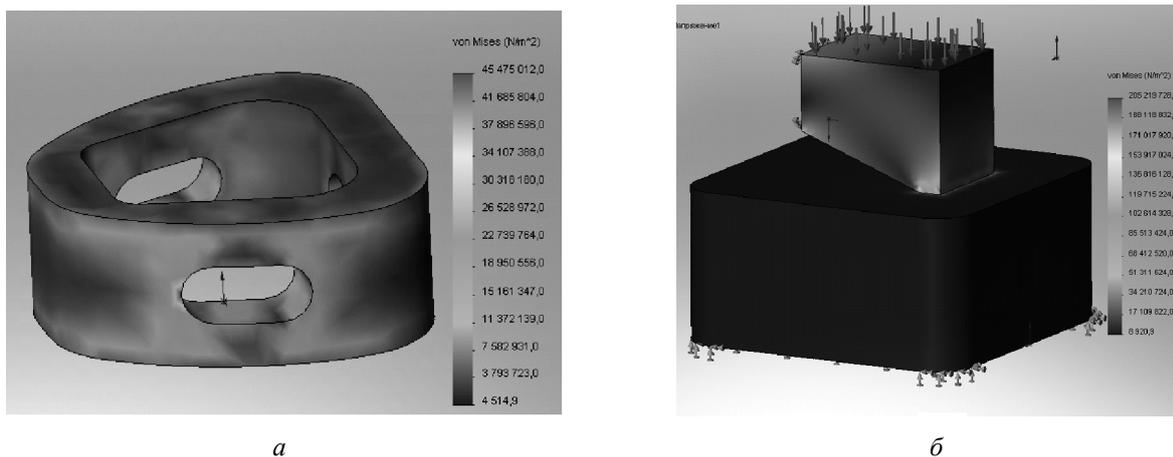


Рис. 4. Моделирование биомеханического поведения:

а – распределение эквивалентных напряжений в эндофиксаторе Ulrichmedical Cerv-X; *б* – в зубе

и опорную площадку. К верхней поверхности зуба прикладывалась сжимающая нагрузка 14Н, пропорционально уменьшенная в соотношении площади контакта зуба к площади контакта всего рельефа имплантата. По результатам расчета были получены распределения эквивалентных напряжений в модели зуба (рис. 4, б). Общий фон напряжений составил от 12 до 22 МПа. Вследствие несимметричности расположения зубьев на опорных поверхностях в кейдже зафиксировано формирование растягивающих напряжений.

Анализ эндофиксатора модели Zimmer Puros-S показал, что общий фон напряжений составляет от 27 до 40 МПа (рис. 5, а). Обнаружено, что поперечные бороздки рельефа являются концентраторами напряжений, причем на нижней поверхности в них зафиксированы растягивающие нагрузки (рис. 5, б). Анализ формируе-

мого напряженного состояния свидетельствует о нецелесообразности данной конструкции имплантата для изготовления из керамики.

Таким образом, на основании моделирования были сделаны следующие выводы: опорные поверхности имплантата должны быть параллельны; изделие не должно содержать отверстий и иных элементов на боковых гранях, приводящих к возникновению растягивающих напряжений; профиль опорного рельефа должен быть симметричным для исключения растягивающих напряжений; кромки рельефа должны быть скруглены для исключения концентрации напряжений. В соответствии с данным заключением была создана модель квадратной формы со скругленными угловыми кромками, центральным отверстием круглой формы и симметричным рельефом на опорных поверхностях для исключения растягивающих компонент в сечении зуба (рис. 6).

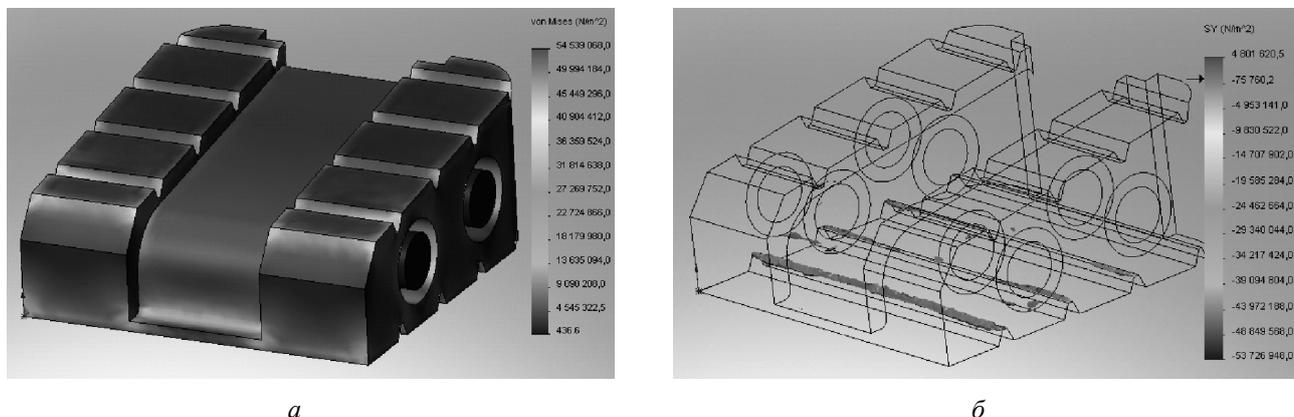


Рис. 5. Моделирование биомеханического поведения эндофиксатора Zimmer Puros-S:

а – распределение эквивалентных напряжений; *б* – концентрация растягивающих напряжений в бороздках рельефа на нижней грани имплантата

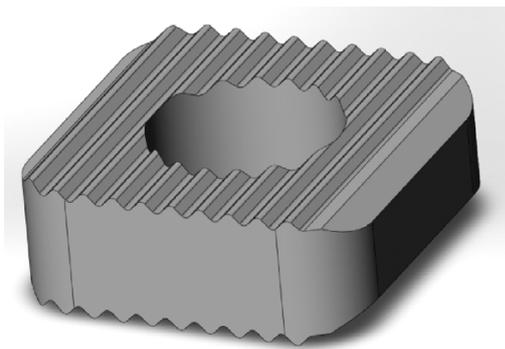


Рис. 6. Трехмерная модель изделия

Анализ поведения разработанной модели межтелового эндофиксатора в условиях эксплуатации был проведен в твердотельной модели шейного отдела позвоночника. В результате расчета были получены эпюры эквивалентных напряжений, действующих в кейдже. Максимальные эквивалентные напряжения (рис. 7) до-

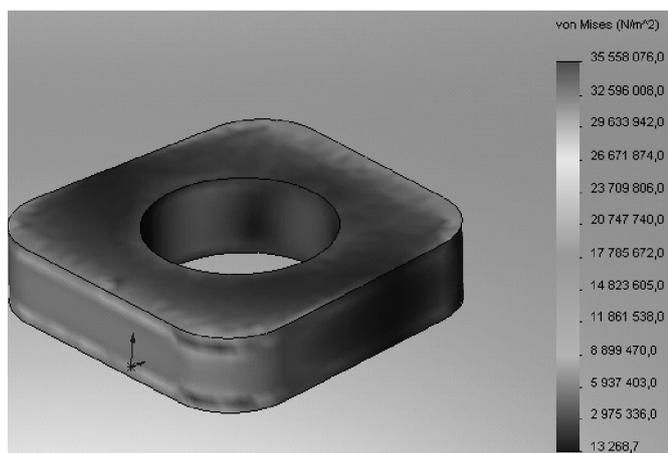


Рис. 7. Распределение напряжений в эндофиксаторе

стигают значения 35,6 МПа, что допустимо с точки зрения прочности керамического изделия, поскольку прочность используемой в расчетах алюмооксидной керамики на сжатие составляет ≈ 50 МПа. При этом максимальные напряжения локализуются в узких областях на скругленных поверхностях изделия.

Выводы

В работе был проведен прочностной анализ межтеловых эндофиксаторов, представленных на рынке. По полученным результатам были сформулированы следующие требования и ограничения к конструкции имплантата, изготавливаемого из керамики: опорные поверхности имплантата должны быть параллельны; изделие не

должно содержать отверстий и иных элементов на боковых гранях; профиль опорного рельефа должен быть симметричным; кромки рельефа должны быть скруглены.

В соответствии с перечисленными требованиями была разработана геометрия межтелового эндофиксатора. Моделирование биомеханического поведения керамического кейджа в условиях эксплуатации при нагружении с коэффициентом динамичности $k_d = 4$ показало, что максимальные напряжения в нем составляют 35,6 МПа. Так как пористая алюмооксидная керамика имеет прочность не менее 50 МПа, разработанная конструкция может быть использована для изготовления керамических эндофиксаторов.

Список литературы

1. Барыш А.Е., Бузницкий Р.И. Передний межтеловой цервикоспондилодез с применением вертикальных цилиндрических сетчатых имплантатов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 4. – С. 50–55.
2. Барыш А.Е. Моносегментарный и бисегментарный передний межтеловой металлокерамоспондилодез при хирургическом лечении заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. – № 4. – С. 35–39.
3. Cerv-X™ Cervical cage [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ulrichmedical.com/de/cerv-x.html> (дата обращения 23.03.2013).
4. Puros®-S and S-2 Cervical Interbody Allograft Implants [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.zimmer.com/en-US/hcp/spine/product/puros-s-s2-cervical-interbody.aspx> (дата обращения 23.03.2013).
5. Шимьякина И.В., Курьякова М.Н., Аронов А.М., Медведко О.В. Способ получения пористой структуры керамического материала // Патент России № 2483043. – 2013. – Бюл. № 15.
6. Nordin M.A., Frankel V.H. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. – Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins, 2012. – 470 p.
7. Биомедицинское материаловедение: учеб. пособие для вузов/С.П. Вихров, Т.А. Холомина, П.И. Бегун, П.Н. Афонин. – М.: Горячая линия – Телеком, 2006, 383 с.: ил.
8. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, А.С. Барпер. – М.: Высш. шк., 1988. – 311 с.
9. Бегун П.И. Моделирование в биомеханике / П.И. Бегун, П.Н. Афонин. – М.: Высш. шк., 2004. – 392 с.

**Obrabotka metallov**

N 4(61), October–December 2013, Pages 92-97

Mathematical simulation of cervical cage mechanical behavior

E.D. Golovin, A.N. Pel, E.A. Drobiaz, S.V. Veselov, R.S. Timarevskiy, O.A. Goriaynova, N. Yu. Cherkasova

Novosibirsk State Technical University, Prospekt K. Marksa, 20, Novosibirsk, 630073, Russia

E-mail: edgolovin@yandex.ru

Received 14 November 2013

Revised 20 November 2013

Accepted 22 November 2013

Abstract

The results of shape cervical cage design are presented. The cage material is a porous bioinert alumina ceramic. 3D modeling and engineering analysis were carried out using the Solid Works software package. Engineering analysis was based on the finite elements method. The requirements for the shape of a cage made of ceramic were determined. The implant geometry that fulfils the requirements was developed. The simulation of the cage mechanical behavior under uniaxial loading in conditions close to the operation was conducted. The engineering analysis of the ceramic implant revealed maximal stress of 35.6 MPa. This magnitude is lower than compressive strength of typical porous alumina ceramic.

Keywords: alumina, biocompatible ceramics, cervical cage, spinal column, implant, finite element analysis

References

1. Barysh A.E., Buznickij R.I. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovanie*, 2010, no. 4, pp. 50-55.
2. Barysh A.E. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovanie*, 2009, no. 4, pp. 35-39.
3. Cerv-X™ Cervical cage. Available at: <http://www.ulrichmedical.com/de/cerv-x™.html> (accessed 23 March 2013).
4. Puros®-S and S-2 Cervical Interbody Allograft Implants. Available at: <http://www.zimmer.com/en-US/hcp/spine/product/puros-s-s2-cervical-interbody.jsp> (accessed 23 March 2013).
5. Shimjakina I.V., Kir'jakova M.N., Aronov A.M., Medvedko O.V. *Sposob poluchenija poristoj struktury keramicheskogo materiala* [The way to producing a porous ceramic structure]. Patent RF, no. 2483043, 2013.
6. Nordin M.A., Frankel V.H. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 470 p.
7. Vihrov S.P., Holomina T.A., Begun P.I., Afonin P.N. *Biomedicinskoe materialovedenie: Uchebnoe posobie dlja vuzov* [Biomedical Materials Science: A manual for institute of higher education]. Moscow, Gorjachaja linija – Telekom, 2006. 383 p.
8. Obrazcov I.F., Adamovich I.S., Barer A.S. *Problemy prochnosti v biomehanike* [Problems of strength in biomechanics]. Moscow, Vysshaja shkola, 1988. 311 p.
9. Begun P.I., Afonin P.N. *Modelirovanie v biomehanike* [Modeling in biomechanics]. Moscow, Vysshaja shkola, 2004. 392 p.

*Работа выполнена в НОЦ «Нанотехнологии» Новосибирского государственного технического университета при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (договор № 02.G25.31.0060 от 12.02.2013 г.).