

УДК 616.083: 004.925.84

## ВЫБОР РАССЕЧЕНИЯ МОДЕЛИ ПОЗВОНКА, ОБЕСПЕЧИВАЮЩЕГО НАИБОЛЬШУЮ ЕГО ПРОЧНОСТЬ

© 2013 С.Р. Абульханов<sup>1</sup>, Д.С. Горянинов<sup>2</sup>, Ю.С. Стрелков<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва  
(национальный исследовательский университет)

<sup>2</sup> Самарский государственный технический университет

Поступила в редакцию 25.10.2013

В данной статье рассмотрены различные конструкции протеза позвонка, проведён анализ их прочностных свойств.

Ключевые слова: конструкция протеза позвонка, имплантаты и эндопротезы, деформации, прочностные свойства.

Известно большое количество имплантатов и эндопротезов тела позвонка, которые выполняются из металлов (прежде всего титана, никелида титана и др.), керамики, а также биополимеров, углеродсодержащих и композитных материалов.

К физико-химическим и биологическим свойствам искусственных материалов, замещающих нормальную костную ткань, предъявляют ряд требований, которые могут быть противоречивыми. Группа имплантатов и эндопротезов, изготовленных из металла, имеют значительно большую контактную прочность и вес в сравнении с естественными, природными костями. Это неизбежно приведёт к скорому износу и деградации природных поверхностей, контактирующих с металлами. Керамики могут обладать удельным весом сопоставимым с костным материалом, но при этом являются хрупкими, что может привести к их разрушению при динамических нагрузках. Биополимеры и углесодержащие материалы не обладают всем комплексом физико-химических и биологических свойств, характерным для природных объектов.

Наиболее приемлемым материалом при протезировании разрушенных или поражённых, например, позвонков являются аллотропные материалы. В этом случае донором костного материала являются генетически и иммунологически другой человеческий организм.

Форма природного позвонка имеет дужки, которые ограничивают сгибание позвоночного

*Абульханов Станислав Рафаэлевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Механическая обработка металлов». E-mail: tom@ssau.ru*

*Горянинов Дмитрий Сергеевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Технология машиностроения».*

*E-mail: tms@samgtu.ru*

*Стрелков Юрий Станиславович, студент группы 646 факультета № 6. E-mail: vi@ssau.ru*

столба и защищают спинной мозг от внешнего воздействия. Спинной мозг защищен двумя ножками тела позвонка, образующих отверстие спинномозгового канала, через которое проходит спинной мозг. Ограничение угла изгиба позвоночного ствола осуществляется через две пары поперечных и нижних составных, а также одного остистого отростков, которые находятся на ножках тела позвонка. При этом в боковых отделах позвоночного столба, в фораминарных отверстиях, образованных ножками, телами и суставными отростками двух соседних позвонков расположены нервные корешки и вены. Фораминарные отверстия расположены по одному с каждой стороны двух соседних позвонков. Артерии входят в отверстие позвоночного канала. Эти обстоятельства определяют необходимость использования в конструкции протеза позвонка элементов, выполняющих функции дужек, имеющих на своей поверхности отростки. Таким образом, конструктивно имплантаты и эндопротезы позвонков должны иметь дужки, которые представляют из себя разъёмное кольцо. Одна часть разъёмного кольца (основание дужки) должно крепиться на теле протеза позвонка, а другое окончание второй части кольца (дужки) должно контактировать с половиной такого же кольца (дужки), основание которого также укреплено на теле протеза позвонка. На дужках выполнены три вида отростков.

Положение ножек дужек, образующих отверстие для спинного мозга, должно быть таким, чтобы не было на стыке их окончаний возможности травмирования спинного мозга путём его защемления. Помимо этого установка оснований дужек на теле протеза позвонка, должна обладать свойством самозаклинивания, т. е. после установки одной или двух дужек их демонтаж будет затруднен.

нён, при этом конструкция из двух дужек должна быть достаточно жёсткой.

Сам протез позвонка без дужек должен иметь прочность сопоставимую с прочностью природного естественного позвонка. Это означает, что установка дужек не должна влиять на осевую и поперечную прочность позвонка.

Форма имплантата или эндопротеза позвонка должна быть максимально близкой к форме природного (естественного) позвонка до его разрушения или поражения. Это обстоятельство позволит достигнуть минимальной травматичности при протекании репаративных процессов. Современное станочное оборудование способно обеспечить обработку деталей, имеющих свободную форму, такую, как, например, у природного позвонка.

При определении прочностных свойств имплантата или эндопротеза, надо учитывать, что протез может быть цельным и полым. В последнем случае протез будет максимально близок по своей конструкции к природному позвонку. Более того во внутреннюю полость такого протеза возможно впоследствии подсадить донорский костный мозг, который позволит по мнению авторов в дальнейшем менять форму выполненного из аллотропного материала протеза позвонка в соответствии с изменяющимся гормональным фоном организма больного.

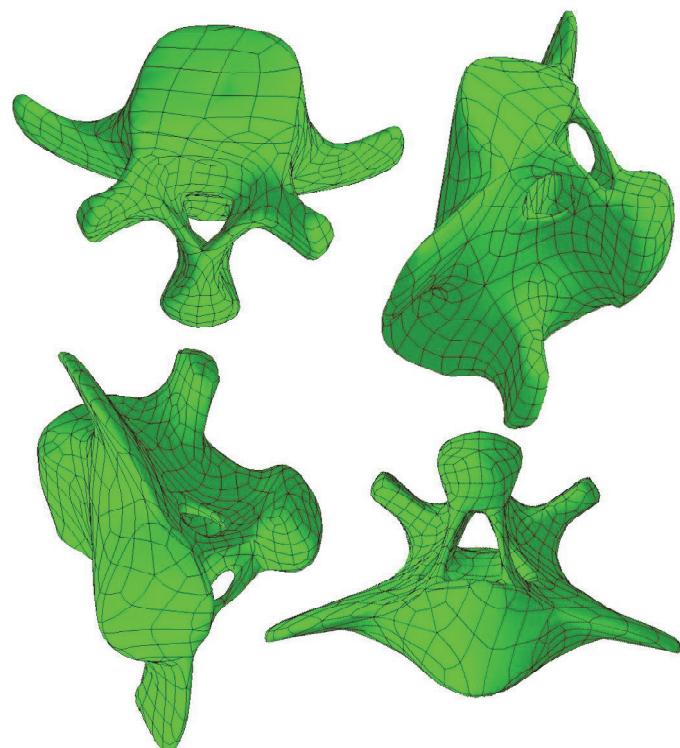
Используя одну из известных САЕ систем и полученную полиномиальную поверхность для имеющегося технологического оборудования с ЧПУ и инструмента генерируется управ-

ляющая программа. При этом используемый станок должен иметь не менее 5-ти управляемых координат. Тело позвонка и две дужки обрабатываются с двух установок.

В качестве 3D модели позвонка, использовалась модель, полученная в работе [1], где прототипом позвонка являлся позвонок телёнка (рис. 1). Трёхмерная модель позвонка в программной среде 3d Max позволяет менять пропорции модели произвольным образом. По этой причине использование позвонка телёнка в исходной модели не является ограничением для построения модели позвонка человека.

Проведённые прочностные исследования в среде ANSYS показали, что дужки и отростки позвонка практически не влияют на прочностные характеристики его тела [2-4]. Однако установка разъёмных дужек на теле протеза позвонка с их последующей фиксацией может быть осуществлена только с помощью специальных конструкционных элементов, например, пазов, которые неизбежно ослабят прочностные свойства тела протеза. По этой причине проектирование протеза, имеющего в своей конструкции съёмные дужки должно проходить с учётом прочностных характеристик составляющих его конструкции и в первую очередь тела позвонка. Это означает, что должна осуществляться оптимизация формы, протяжённости и положение паза под дужки на теле протеза позвонка.

В качестве разъёмного соединения тела и ножек дужек протеза позвонка использовался «лас-



**Рис. 1.** Различные виды 3D модели позвонка

точкин хвост». При этом пазы на теле протеза, а на ножках дужек шипы, имеют в нормальном сечении к линии симметрии паза или шипа форму трапеции. Пазы соединений «ласточкин хвост» могут быть выполнены сквозными и глухими. Боковые грани пазов и шипов имеют конусность, которая начинается на той части тела позвонка, которая оппозитна его отверстию. Конусность паза шипов обусловлена конусностью паза на теле позвонка и конструкцией протеза ( $\approx 2 - 3^\circ$ ).

Было рассмотрено два варианта выполнения пазов. Они были выполнены в теле протеза таким образом, чтобы поверхность пазов отсекала от тела протеза позвонка ту часть, на которой присутствуют ножки тела позвонка. При этом поверхность основания паза выполнена в виде фрагмента поверхности цилиндра (рис. 2а) или в виде плоскости (рис. 2б).

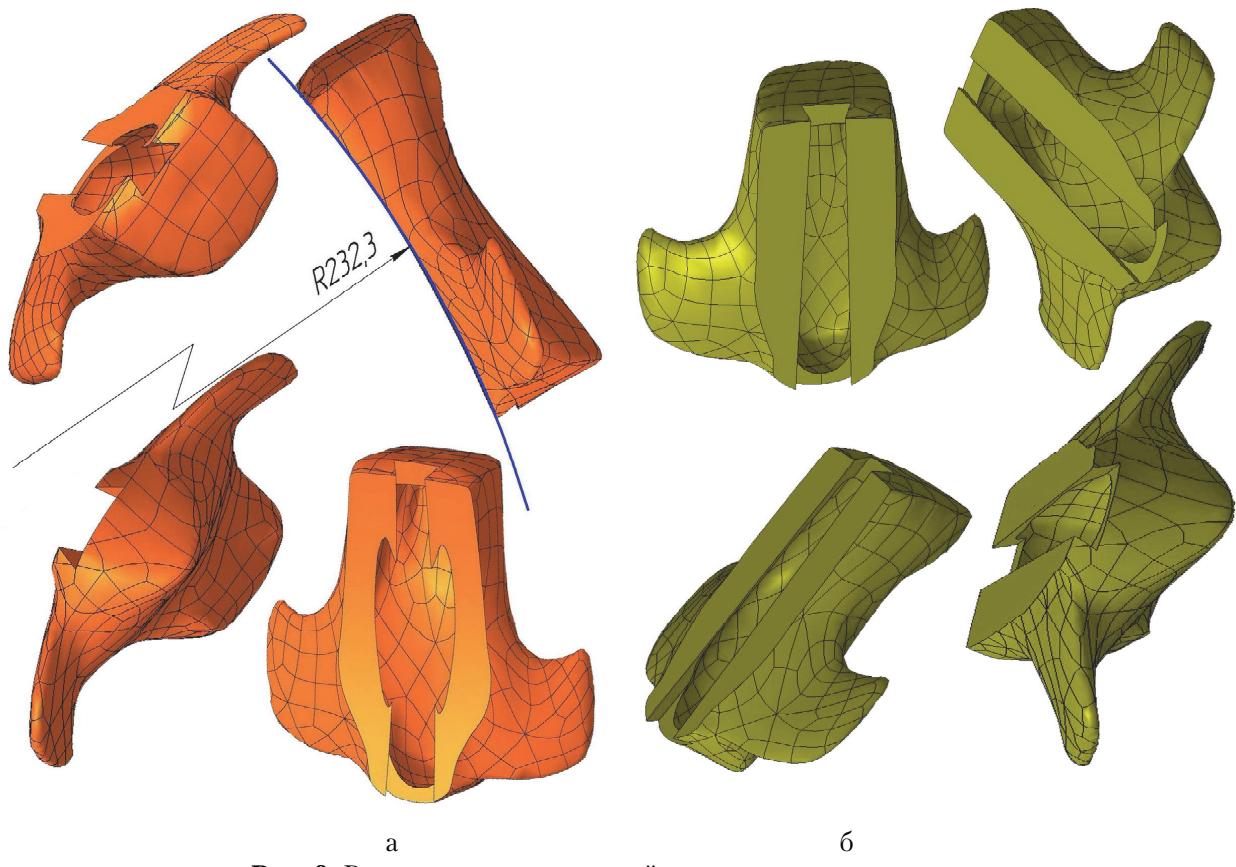
На рис. 3 показано сечение тела позвонка глухими пазами, основание которых выполнено по фрагменту цилиндрической поверхности (рис. 3а) или по плоскости (рис. 3б).

Часть протеза, которой принадлежат ножки тела позвонка, имеет на своей поверхности шип, устанавливается впоследствии в паз тела протеза. Поверхность шипа, соответствующая большему основанию трапеции, находящемуся в нормальном сечении паза, рассечена плоскостью,

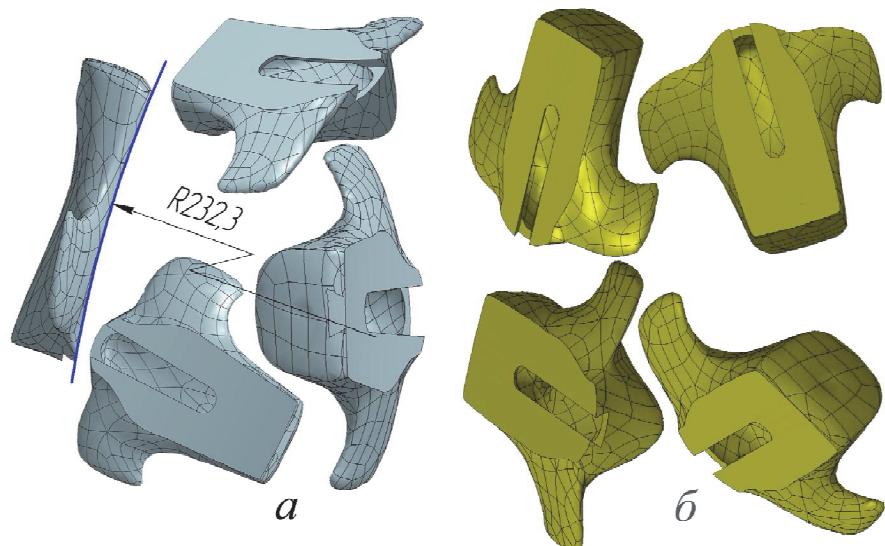
которая образует острый угол ( $\approx 5 - 7^\circ$ ) с осью симметрии паза.

На рис. 4 показано сквозное рассечение шипа для паза, имеющего своим основанием фрагмент плоскости.

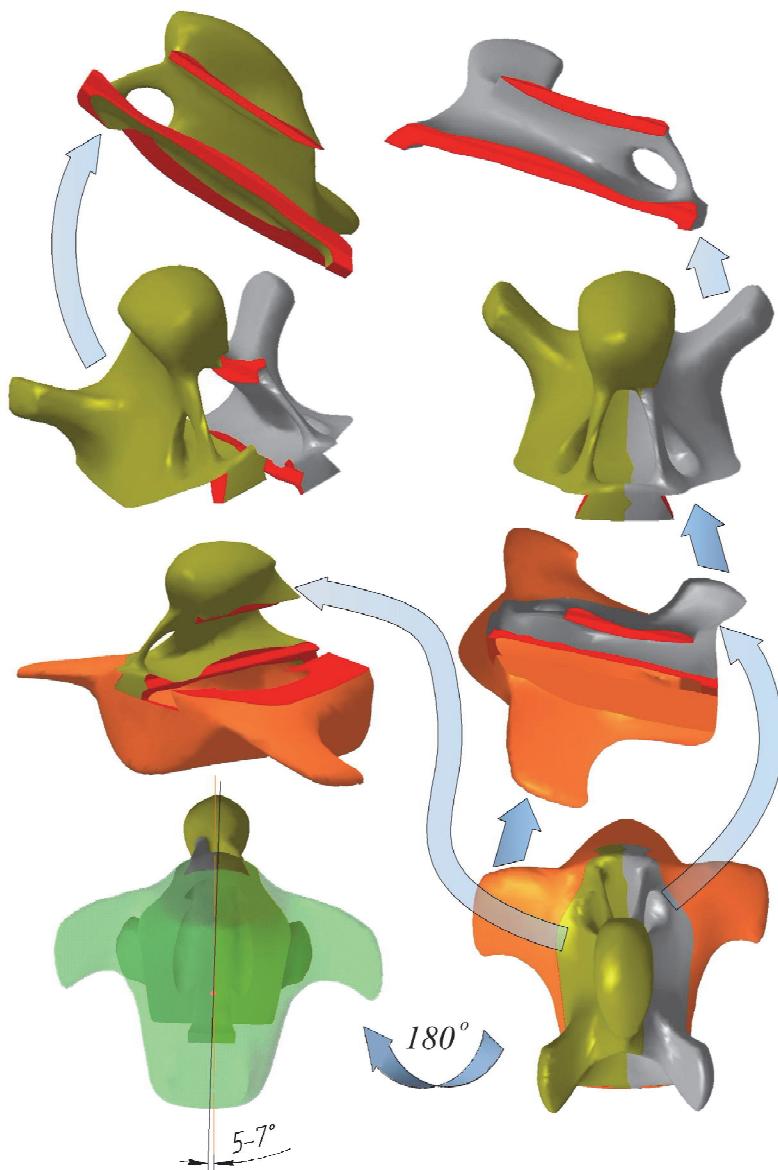
Выполнение различных пазов в теле позвонка ослабляют его прочностные свойства, как элемента конструкции имплантата или эндопротеза. По этой причине необходимо определение такой конструкции паза в теле протеза позвонка, который бы обеспечивал наибольшие прочностные свойства изделия. Для этого были проведены сравнительные прочностные испытания в программной среде ANSYS. Во всех испытаниях использовалась одна и та же модель полого позвонка [1], в которой выполнялись сквозные и глухие пазы, при этом поверхность основания пазов выполнялась в виде фрагментов поверхности цилиндра (рис. 2а) или в виде плоскости (рис. 2б). Угловые и линейные размеры пазов протеза позвонков во всех прочностных испытаниях были неизменными. Испытания на сжатие вдоль оси тела позвонка осуществлялось с усилием  $P = 4500$  Н. Модуль упругости и коэффициент Пуассона кости позвонка были выбраны следующими:  $E = 30000$  МПа (305 900 Кг/мм<sup>2</sup>);  $\nu = 0,3$ . Плотность кости была выбрана средней 0,065 кг/м<sup>3</sup> из диапазона [0,33...0,97] г/см<sup>3</sup> в соответствии с [5].



**Рис. 2. Различные виды сечений полого протеза позвонка:**  
а – сечение выполнено по фрагменту цилиндрической поверхности;  
б – сечение выполнено по плоскости



**Рис. 3.** Различные виды сечений полого протеза позвонка с глухими пазами:  
а – основание паза выполнено по фрагменту цилиндрической поверхности;  
б – основание паза выполнено по плоскости



**Рис. 4.** Сквозное рассечение шипа для плоского паза

**Таблица 1.** Деформации тел протеза позвонка различных конструкций

Особенности конструкции паза тела позвонка	
Проглубинность паза	
Пазы с основанием в виде плоскости	Пазы с основанием в виде фрагмента поверхности цилиндра
<p>Сквозной</p>	<p>Глухой</p>

Результаты возникающих напряжений в теле модели позвонка сведены в табл. 1.

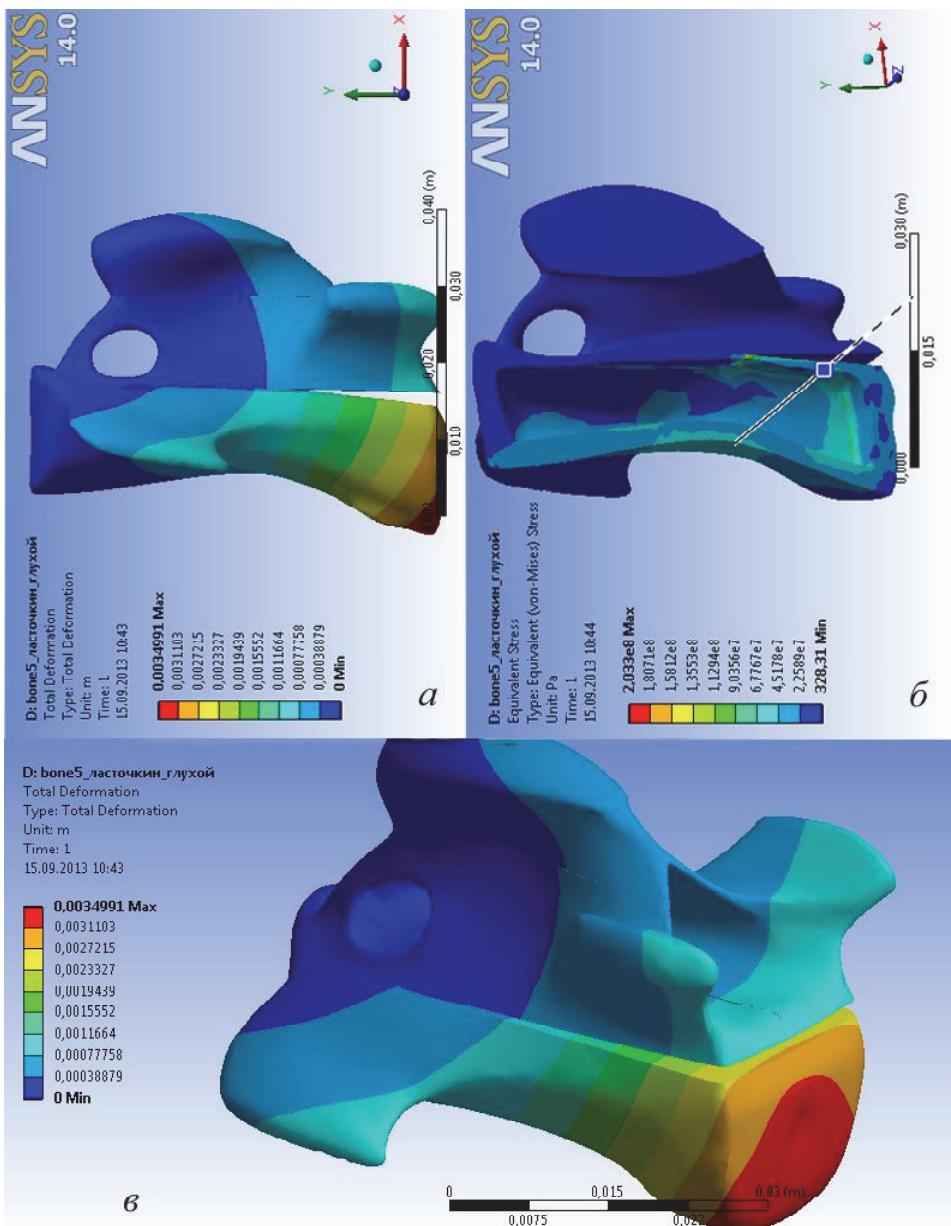
Проведённые прочностные испытания на 3d модели показали, что наименьшие напряжения имеет тело позвонка с глухим пазом, основанием которого является фрагмент плоскости (рис. 3б).

Для понимания, как будет себя вести конструкция протеза позвонка в собранном виде, т. е. с установленными в пазы тела дужками (рис. 4), протез в собранном виде был нагружен вдоль оси позвонка с усилием  $P = 4500$  Н. При этом полость позвонка перед нагружением была заполнена несжимаемой жидкостью (водой). Деформация различных видов протеза позвонка, включая его осевое сечение, приведены на рис. 5. Характер деформирования тела и дужек

протеза позвонка показывает, что при определённых, не экстремальных усилиях, действующих вдоль оси тела позвонка, может иметь место возникновение трещины между поверхностями сопряжения тела и дужек протеза. Этот факт указывает на необходимость достаточно длительного этапа послеоперационной реабилитации в случае выполнения протеза из аллотропного материала.

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы:

1. Из рассмотренных конструкций протеза позвонка наибольшую прочность имеет тело позвонка с глухим пазом в форме «ласточкиного хвоста», основанием которого является фрагмент плоскости.



**Рис. 5.** Характер деформации собранного протеза позвонка:

а – вид сбоку; б – фронтальное сечение сборки; в – аксонометрия собранного позвонка

2. Две дужки конструкции позвонка, устанавливаемые в паз тела протеза позвонка, при штатных осевых нагрузках (усилие  $P \prec 4500$  Н) могут отклоняться от тела протеза, образуя трещину. Это обстоятельство указывает на длительный срок реабилитации больного в случае выполнения конструкции протеза позвонка из аллотропного материала.

3. При штатном нагружении протеза позвонка дужки его конструкции практически не испытывают деформации.

4. Напряжения в теле позвонка вне сборки незначительные и практически равномерно распределены по объему тела позвонка.

5. В случае придания жидкости, находящейся

в полости протеза вязкости естественного костного мозга, картина деформирования конструкции протеза может измениться.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абульханов С.Р., Казакова О.Ю. Построение размерной цифровой модели пятого крестцового позвонка в пакете трёхмерного графического моделирования // Высокие технологии в машиностроении: материалы Всероссийской научно-технической интернет-конференции с международным участием. Самара: Самар. гос. техн. ун-т, 2011 г. С. 79–82.
2. Абульханов С.Р., Горяинов Д.С., Стрелков Ю.С. Оптимизация формы аллотрансплантата позвонка с помощью 3D моделирования // Известия Самарского

- научного центра РАН, 2013. Т. 15. № 4. С. 236 – 241.
3. Абульханов С.Р., Стрелков Ю.С. Построение цифровых моделей трущихся поверхностей в пакете трехмерного графического моделирования // Известия Самарского научного центра РАН. 2011. Т. 13. № 4(3). С. 937 – 939.
4. Абульханов С.Р., Карлова М.Д., Сорокин И.П. Построение сечений твердотельных моделей поясничного позвонка по произвольным поверхностям // Известия Самарского научного центра РАН. 2012. Т. 14, № 6. С. 38-42.
5. Свешников К.А. Основные закономерности изменения минеральной плотности костей скелета после травм и уравнивания длины конечностей методом чрескостного остеосинтеза. М.: Академия Естествознания, 2012. URL: <http://www.rae.ru/monographs/170> (дата обращения 2.09.2013).

## **THE CHOICE OF DISSECTION OF THE MODEL VERTEBRA, PROVIDING THE GREATEST STRENGTH**

© 2013 S. R. Abulkhanov<sup>1</sup>, D. S. Goryainov<sup>2</sup>, Y. S. Strelkov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Samara State Aerospace University named after Academician S. P. Korolyov

(National Research University)

<sup>2</sup> Samara State Technical University

This article examines the different design of the prosthesis vertebra, the analysis of their strength properties.  
Keywords: design of the prosthesis vertebra, implants and implants, deformation, strength properties.

---

*Stanislav Abulkhanov, Candidate of Technics, Associate Professor at the Machining of Metals Department.*

*E-mail: mom@ssau.ru*

*Dmitry Goryainov, Candidate of Technics, Associate Professor at the Technology of Mechanical Engineering Department .*

*E-mail: tms@samgtu.ru*

*Yury Strelkov, Student at the Sixth Faculty, Group 636.*

*E-mail: vi@ssau.ru*