

САМОЗАКЛИНИВАЮЩАЯСЯ МОДЕЛЬ ПРОТЕЗА ПОЗВОНКА© 2014 С.Р. Абульханов¹, А.И. Кондратьев¹, О.С. Сурков¹, Ю.С. Стрелков²¹ Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева
(национальный исследовательский университет)² Институт систем обработки изображений РАН, г. Самара

Поступила в редакцию 21.12.2014

В данной статье рассмотрена возможность выполнения протеза позвонка в виде самозаклинивающейся системы.

Ключевые слова: моделирование позвонка, рассечение 3d модели по произвольным поверхностям, самозаклинивающаяся система.

1. ВВЕДЕНИЕ

Современные технологии существенно изменили процессы конструирования и изготовления новых изделий, что позволило сообщать им новые эксплуатационные свойства. Изделия машиностроения с поверхностью свободных форм (Free Form) можно проектировать и впоследствии изготавливать, только используя твердотельное моделирование. Для построения модели поверхности конкретной детали, приближающейся с заданной точностью к поверхности реального объекта, необходима методика, позволяющая использовать любые источники информации о моделируемом объекте. Получаемая в этом случае оболочечная модель трансформируется в твердотельную, имея которую можно создать варианты конструкций рассматриваемого объекта с учетом достижимых технологических возможностей, обеспечивающих требуемые эксплуатационные свойства.

Для сокращения многообразия технических решений необходимо иметь объективные критерии для определения, в зависимости от обстоятельств и требований, варианты самой оптимальной конструкции, состоящей из отдельных узлов (деталей). Это означает, что первоначально необходимо получить варианты оптимальных параметров каждой детали, а затем объединить их в различные комбинации, из которых выбрать только те, которые соответствуют оптимальным

требованиям к самой технической конструкции. По этой причине необходима разработка максимально большого количества возможных конструкторских решений конкретной детали. Каждая из этих конструкций может быть оптимизирована в соответствии с многокритериальным параметром в одной из программных сред, например NX, ANSYS, CATIE, Pro/ENGINEER и др.

В качестве моделируемого объекта с поверхностью свободной формы был выбран протез позвонка [1-6], состоящий из нескольких составляющих, часть из которых имеет поверхность свободной формы, а все вместе они в сборе образуют самозаклинивающуюся конструкцию.

Выбор такого объекта для моделирования был обусловлен тем, что современные технологии в травматологии и ортопедии позволяют трансформировать классическую в реконструктивно - восстановительную.

Технологическая задача разработки протеза позвонка экономически целесообразна, поскольку только ежегодный оборот рынка спинальной индустрии превышает 2,5 миллиарда долларов. По этой причине этот рынок является прибыльным и наиболее стремительно развивающимся сегментом в ортопедической промышленности. По оценкам, каждый год в США выполняется около 150.000 стабилизаций шейного отдела позвоночника. При этом средняя стоимость имплантов на одну операцию составляет 8.000 долларов. Объем этого рынка по заключению экспертов превосходит 150 миллионов долларов при ежегодном темпе роста примерно 25% [7].

В последние годы в странах СНГ отмечается рост количества повреждений позвоночника. Основными причинами этого, являются рост автотранспортного травматизма и травматизма на воде, нарушения техники безопасности на предприятиях и др. Среди пострадавших значительная доля принадлежит лицам трудоспособного

Абульханов Станислав Рафаелевич, кандидат технических наук, доцент кафедры механической обработки материалов. E-mail: tot@sgau.ru

Кондратьев Александр Игоревич, ассистент кафедры производства двигателей летательных аппаратов. E-mail: pdla@ssau.ru

Сурков Олег Станиславович, кандидат технических наук, доцент кафедры производства двигателей летательных аппаратов. E-mail: pdla@ssau.ru

Стрелков Юрий Станиславович, техник. E-mail: vi@ssau.ru

возраста. Высокие инвалидизирующие способности повреждений шейного отдела позвоночника, существенные экономические затраты на лечение и уход за пациентами ставят эту проблему в ряд не только медицинских, но и социальных [8].

Указанные обстоятельства свидетельствуют об актуальности поставленной конструкторской и технологической задачи.

В настоящее время количество использований стабилизирующих металлоконструкций, а также металлических протезов позвонков уменьшается в пользу артропластики, считающейся органосохраняющей операцией, поскольку в большинстве вариантов сохраняется одна или обе суставные поверхности, что обеспечивает движения в суставе. Новые технологии артропластики и появление новых материалов способствуют росту числа пациентов и врачей, готовых к оперативному лечению.

Известна работа [9], в которой сообщается об изготовлении на станке с ЧПУ фрагмента разрушенной нижнечелюстной кости из кости телёнка. Размеры и пропорции протеза были получены из фотографий и рентгенограмм. На обработанную кость подсеялись стволовые клетки больного. Полученный таким образом протез обладал свойствами природных костей человека, а также имел сходную плотность клеток и содержал необходимые белки.

В работе [10] сообщается о получении «искусственной кости», для получения которой использовались фибробласты кожи и клетки костного мозга. Для образования кости заданной структуры клетки выращивались на основе из кости телёнка, предварительно очищенной. Заданную форму кости при этом, вероятно, предполагается обеспечивать либо после предварительной обработки кости телёнка, либо в результате обработки уже сформированной искусственной кости.

В рассмотренных работах выращивается кость несложных форм и небольших размеров. Модель протеза позвонка и его техническая конструкция не рассматривается. Природный позвонок имеет сложную форму, он многофункционален. В здоровом состоянии тело позвонка не только должно выполнять опорную функцию (выдерживать большие осевые нагрузки). Дуги позвонков и отходящие от них отростки в значительной мере определяют подвижность и гибкость позвоночного столба. При этом между телами и дужками позвонков находятся позвоночные отверстия, формирующие позвоночный канал, в котором находится спинной мозг.

2. МЕТОДИКА ПРОЕКТИРОВАНИЯ ПРОТЕЗА

Эти обстоятельства указывают на необходимость выполнять протез позвонка как разъёмную конструкцию. При этом количество составляю-

щих конструкции, их форма и характер поверхностей сопряжения соседних составляющих конструкции определяются как планом операции, так и имеющимися в наличии технологическими возможностями. В связи с этим необходимо сформулировать общие требования к конструкции протеза, разрушенного или поражённого позвонка:

- точное соблюдение пропорций и размеров позвонка до разрушения (анатомичная форма протеза позвонка). В этом случае протез позвонка после его установки обеспечивает двигательные функции;

- соответствие части размеров и пропорций протеза топологии той части соседних суставных костей, которые находятся в сопряжении с протезируемой костью;

- отсутствие, как правило, информации о размерах и геометрии поверхности кости до её разрушения. Это обстоятельство объясняется тем, что разрушение костей происходит неожиданно, как правило, в результате несчастного случая;

- обеспечение требуемой прочности составляющих конструкции протеза по отдельности и в сборе;

- в сборе техническая конструкция должна представлять собой самозаклинивающуюся структуру, т. е. в собранном виде демонтаж её должен быть затруднителен;

- минимальное количество деталей конструкции (требование определяемое надёжностью протеза в процессе его эксплуатации);

- форма и конструкция деталей протеза, находящихся в сопряжении с другими деталями конструкции, могут иметь свободную форму, определяемую индивидуальными особенностями больного;

- форма и конструкция деталей протеза, могут иметь форму, которая определяется планом проведения операции (верхнее, нижнее проникновение или пациент во время операции лежит на боку (правом или левом));

- согласованная оптимизация весовых характеристик (с учётом внутренней полости в реальном позвонке) и прочностных характеристик протеза в сборе.

- полая конструкция протеза позволит более эффективно выполнять ему амортизационные функции;

- технологические возможности, имеющиеся в наличии, для изготовления протезов;

Используемые в декомпрессионно-стабилизирующей хирургии металлические протезы и стабилизирующие приспособления имеют ряд принципиально неустранимых недостатков, среди которых можно назвать следующие:

- металл протезов вступает в химические реакции с окружающей его средой в организме че-

ловека, поэтому происходит образования токсичных продуктов;

- контактная жесткость металлических протезов намного превосходит жесткость органических тканей, в результате чего происходит дегенерация тканей контактирующих с металлом протеза;

- вес металлического протеза (тотального, губчатого или сетчатого) будет превосходить вес естественной протезируемой кости, что приведёт к дегенерации контактирующих с протезом биологических тканей;

- присутствие металла в конструкции протеза приводит к субъективному ощущению пациента металла при перепадах температуры и давления окружающей среды, а также вблизи ЛЭП.

Наиболее приемлемым материалом изготовления протеза является аллотропный материал, поскольку в этом случае в теле больного формируется костяной монолит из материалов костной трансплантации (например, аутогенной трансплантата, аллотрансплантата или ксенотрансплантата) [11]. Искусственная кость, сформированная таким образом, обладает свойствами природных костей человека, кроме того имеет аналогичную физическую плотность (плотность клеток) и содержит необходимые белки, что исключает иммунное отторжение.

Разъёмная конструкция протеза позвонка после его имплантации предполагает фиксацию составляющих относительно друг друга, которая зачастую осуществляется проволокой, штифтами, пластинами и т.д. Иногда после сращения составляющих конструкции протеза с костной тканью фиксирующие элементы удаляют, что повышает травматичность операции, существенно утяжеляет послеоперационный период и нередко способствует возникновению послеоперационных осложнений.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ПОСТРОЕНИЯ МОДЕЛИ ПРОТЕЗА ПОЗВОНКА

Была рассмотрена модель разъёмного позвонка, представляющего самозаклинивающуюся структуру и состоящего из трёх деталей. Модель протеза имеет анатомическую форму. На рис. 1 приведено несколько ракурсов конструкции протеза в сборе и отдельных его составляющих деталей. Выбранная конструкция не предусматривает внутреннюю полость в протезе позвонка, это означает, что вес такого протеза может быть больше, чем вес природного позвонка. Это в свою очередь может привести к деградации поверхности нижнего сопрягаемого с протезом позвонка. Помимо этого в такой протез впоследствии нельзя будет имплантировать костный мозг. Полая конструкция протеза также обеспе-

чивает наиболее полное соответствие прочностных характеристик протеза и реального позвонка. Вместе с этим цельная конструкция протеза имеет достоинство: большая площадь сопряжения составляющих конструкции протеза, что обеспечивает прочность соединения элементов конструкции. Это обстоятельство особенно важно в случае использования в качестве материала протеза позвонка костный ксенотрансплант. В этом случае необходимо добиваться максимальной площади поверхностей, по которым сопрягаются между собой детали конструкции протеза. Это необходимо для того, чтобы при сращении компонент протеза обеспечивалась наибольшая прочность рубцовой ткани.

В представленной конструкции имеет место позвонковое отверстие, которое выполняет защитную функцию костного мозга. Однако отверстие не является разъёмным, т.е. в него нельзя поместить спинной мозг без его разрушения, что делает конструкцию протеза неприемлемой для практического использования при протезировании. Вместе с этим в конструкции имеет место деталь соответствующая телу позвонка, выполняющего несущую функцию.

Из рисунка видно, что конструкция протеза не соответствует всем требованиям, указанным выше. Вместе с этим конструкция протеза состоит из трёх компонент, имеющих между собой достаточно большую площадь поверхностей сопряжения. При параметрическом способе определения поверхности сопряжения деталей протеза возможна оптимизация формы расщепления модели позвонка таким образом, чтобы была обеспечена наибольшая прочность протеза в сборе и при этом имела место наибольшая площадь поверхностей сопряжения.

При проектировании конструкции протеза на рис. 1 не была осуществлена оптимизация форм сопряжения деталей конструкции с учётом технологических ограничений, которые определяются выбором используемой технологии изготовления протеза, а также свойствами материала протеза.

Сборка протеза начинается с центральной детали, соответствующей телу реального позвонка, что является недостатком. Первоначально при сборке протеза должны быть собраны комплектующие конструкции, которые охватывают (замыкают в кольцо) позвоночный мозг. Затем должны быть установлены остальные детали конструкции протеза. Такая последовательность сборки определяется, прежде всего, план проведения операции спинальной травматологии

Следует отметить, что различные позвонку испытывают различные нагрузки, о чём свидетельствуют возрастные разрушения поверхнос-

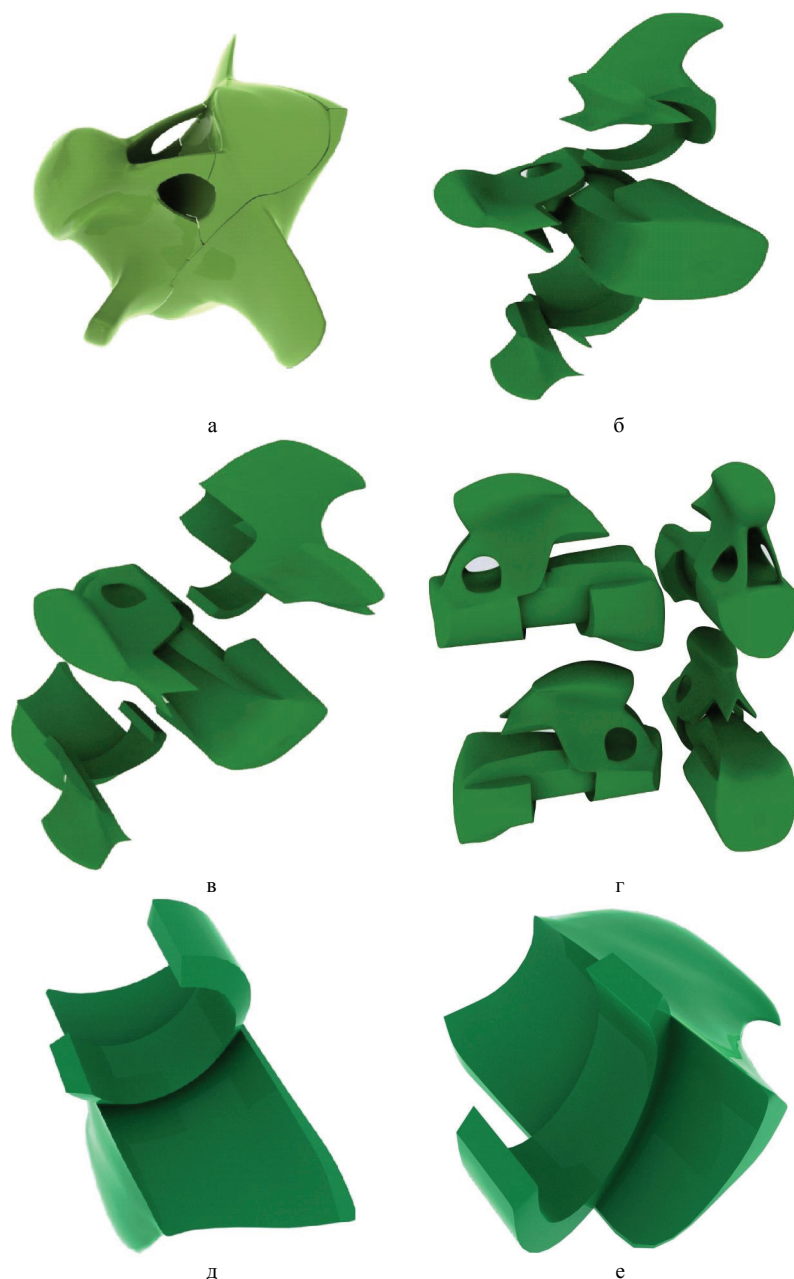


Рис. 1. Конструкция протеза позвонка:

а – позвонок в сборе; б – первый ракурс демонтированной конструкции протеза позвонка; в - второй ракурс демонтированной конструкции протеза позвонка; г – четыре ракурса тела протеза позвонка; д – составляющая протеза позвонка с одним из поперечных отростком; е - составляющая протеза позвонка со вторым из поперечных и остистым отростками

тей позвонка. По этой причине оптимизация форм расщепления модели позвонка должна осуществляться с учётом характерных для данного типа позвонков силовых нагрузок.

Результат моделирования конструкции протеза позвонка также показывает, что инструментальный программный моделирования позволяет выполнять на модели достаточно сложные расщепления (с особыми точками, переменной кривизной и т. д.)

По этим причинам можно сделать следующие выводы.

ВЫВОДЫ

1. Построение протеза позвонка из трёх составляющих возможно.
2. Предложенная конструкция не предусматривает возможность помещения в позвоночное отверстие спинного мозга, поскольку отверстие неразъёмное.
3. Выполнение разъёмного протеза позвонка возможно с требуемой площадью сопрягаемых поверхностей.
4. Предложенная конструкция не является

оптимальной с позиций технологичности.

6. Предложенная конструкция не адаптирована ни к одному из способов установки протезов позвонка.

7. Не проведена была прочностная оптимизация конструкции протеза, что делает неопределёнными сроки реабилитации больного.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Восстановление фронтальной поверхности разрушенного зуба с помощью 3-D технологий / С.Р. Абульханов, Д.С. Горяинов, Н.В. Носов, Ю.С. Стрелков // Известия Самарского научного центра РАН. 2011. Т. 13. № 3. С. 173-179.
2. Абульханов С.Р., Казакова О.Ю. Построение размерной цифровой модели пятого крестцового позвонка в пакете трёхмерного графического моделирования // В кн.: Высокие технологии в машиностроении: материалы Всероссийской научно-технической интернет – конференции с международным участием. Самара: Самар. Гос. техн. ун-т, 2011. С. 79-82.
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. 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(1). С. 236-243.
6. Абульханов С.Р., Горяинов Д.С., Стрелков Ю.С. Выбор расщепления модели позвонка, обеспечивающего наибольшую его прочность // Известия Самарского научного центра РАН. 2013. Т. 15, № 6. С. 255 – 261.
7. Импланты в спинальной нейрохирургии URL: <http://www.vertebrologi.ru/prof/implant.doc> (дата обращения 11.11.2014).
8. Хирургическое лечение повреждений шейного отдела позвоночника // Н.И. Хвусюк, М.И. Завеля, А.Н. Хвусюк, А.В. Царев // В кн.: Материалы научно-практической конференции с международным участием, посвященной 25-летию кафедры травматологии и вертебрологии Харьковской медицинской академии последипломного образования, 10-11 апреля 2003 г. URL: <http://sci-rus.com/surgery/khvisuk.htm> (дата обращения 11.11.2014).
9. Engineering anatomically shaped human bone grafts / Warren L. Grayson, Mirjam Fröhlich, Keith Yeager, Sarindr Bhumiratanaa, M. Ete Chanc, Christopher Cannizzarod, Leo Q. Wana, X. Sherry Liuc, X. Edward Guoc, and Gordana Vunjak-Novakovic // Grayson et al., 2010. Engineering anatomically shaped human bone grafts.
10. Engineering bone tissue substitutes from human induced pluripotent stem cells / Giuseppe Maria de Peppo, Iván Marcos-Campos, David John Kahler, Dana Alsalman, Linshan Shang, Gordana Vunjak-Novakovic, and Darja Marolt // PNAS. 2013. V. 10. P. 8680–8685
11. Трансплантация. URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Трансплантация> (дата обращения 16.11.2014).

THE SELF-GOT JAMMED VERTEBRA ARTIFICIAL LIMB MODEL

© 2014 S.R. Abul'khanov¹, A.I. Kondratyev¹, O.S. Surkov¹, Yu.S. Strelkov²

¹Samara State Aerospace University named after Academician S. P. Korolyov
(National Research University)

²Image Processing Systems Institute, Russian Academy of Sciences, Samara

In this article possibility of performance of an artificial limb of a vertebra in the form of the self-got jammed system is considered.

Keywords: modeling of a vertebra, a 3D model section on any surfaces, the self-got jammed system.

Stanislav Abul'khanov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor at the Mechanical Processing of Materials Department. E-mail: mom@sgau.ru

Alexander Kondratyev, Assistant Lecturer at the Production of Aircraft Engines Department. E-mail: pdla@ssau.ru

Oleg Surkov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor at the Production of Aircraft Engines Department.

E-mail: pdla@ssau.ru

Yury Strelkov, technician ISOI RAN. E-mail: vi@ssau.ru