

УДК 616.31(031)+ 28.17.33/28.27.15

ПОСТРОЕНИЕ СЕЧЕНИЙ ТВЕРДОТЕЛЬНЫХ МОДЕЛЕЙ ПОЯСНИЧНОГО ПОЗВОНКА ПО ПРОИЗВОЛЬНЫМ ПОВЕРХНОСТЯМ

© 2012 С. Р. Абульханов, М. Д. Карлова, И. П. Сорокин

Самарский государственный технический университет

Поступила в редакцию 21.05.2012

В статье рассмотрена возможность построение 3-D фрагментов некоторой твердотельной модели, имеющей свободную поверхность. Показана возможность декомпозиции цифровых моделей по произвольным секущим поверхностям.

Ключевые слова: твердотельная модель, свободная поверхность, произвольная секущая поверхность, позвонок.

В настоящее время появился ряд работ [1-6], в которых рассматриваются кинематика взаимных перемещений позвонков при различных нагрузках позвоночного столба, а также приводятся результаты расчетов деформаций и напряжений, возникающие в здоровых позвонках и в позвонках с патологиями. На основании полученных данных формулируются рекомендации для безтравматических спортивных упражнений, а также для физиотерапевтических упражнений больных с патологиями позвоночника. Результаты расчетов деформаций в травмированных позвонках используются также при планировании операций [4-6]. В работе [3] рассматривается возможность протезирования межпозвоночного диска. Вместе с этим практически отсутствуют работы по проектированию протезов позвонков, оптимальных с точки зрения упругих, прочностных характеристик, форм и размеров протеза. Конструкторская и технологическая сложность проектирования протеза позвонка состоит в том, что природный позвонок имеет дужку в виде полукольца, сформированную верхними и нижними суставными отростками, а также ножками позвонка, через которую проходят спинной мозг, кровеносные сосуды, нервные корешки и жировая клетчатка. Выполнить протез, имеющий максимально близкую форму к исходному (природному) позвонку, при нынешнем развитии станочного оборудования есть задача непростая, но выполнимая. Невозможность использования такого протеза объясняется тем, что в канал протеза, сформированный телом и дужкой позвонка, необходимо поместить спинной мозг, что невозможно

Абульханов Станислав Рафаэлевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Автомобили и станочные комплексы». E-mail: <http://ask@smagtu.ru>

Карлова Мария Дмитриевна, инженер кафедры «Технология машиностроения». E-mail: tms@smagtu.ru

Сорокин Игорь Петрович, заведующий Центром компьютерного проектирования кафедры «Технология машиностроения». E-mail: tms@smagtu.ru

сделать без его рассечения. Травмирование спинного мозга недопустимо, по этой причине возникает задача рассечения позвонка на ряд составляющих, которые в разобранном виде позволили бы поместить спинной мозг в позвоночный канал без его повреждения. Конструкция составляющих позвонка должна быть такой, чтобы существовала возможность фиксировать их в собранном состоянии с помощью скобы, замком или фиксация составляющих между собой, как самозаклинивающаяся система [7].

Использование скоб и замков в конструкции протеза позвонка приводит к необходимости удаления их после формирования тела протеза, если он выполнен из материалов, идентичных костной ткани, например, костно-замещающие материалы Botiss [8].

Создание протеза позвонка, как самозаклинивающейся системы, более предпочтительно с точки зрения травматичности операции, но усложняется тем, что из технологических и прочностных соображений такой протез может состоять не только из выпуклых трехмерных объектов. Кроме того количество составляющих такой самозаклинивающейся системы должно быть минимальным (не более трех) и эти составляющие могут быть не подобными. При этом в собранном положении ни одна из составляющих не может быть выдвинута из самозаклинивающейся системы. Площади контактных граней таких составляющих должны быть по возможности максимальны. Это требование обусловлено тем, что большие площади контакта приводят к низким удельным давлениям, действующим взаимно на контактирующие составляющие самозаклинивающейся системы. Снижение величины удельного давления приведёт к повышению эксплуатационных характеристик, а именно увеличению прочностных свойств, протеза позвонка.

В современной технологии машиностроения известно и широко используется достаточно боль-

шое количество самозаклинивающихся узлов, которые хорошо зарекомендовали себя при решении большого количества инженерных задач. Среди таких самозаклинивающихся узлов можно назвать конические шпильки, конические и торцевые спиральные резьбы, замок лопаток ГТД («ласточкин хвост»), различные цанговые зажимы и т. д. Однако, при таком разнообразии конструкций самозаклинивающихся технических систем ни одна из них не может быть использована при проектировании протеза позвонка, выполненного из материала по своим прочностным свойствам близким костной ткани конкретного больного.

Объясняется это тем, что сопрягаемые поверхности технических самозаклинивающихся узлов выполнены с достаточно большой точностью, достижение которой на материале идентичном костной ткани затруднено, не технологическими причинами, а хрупкостью обрабатываемого материала. В этом случае установка конической шпильке может приводить к разрушению последней как на сжатие, так и на срез, также будут разрушаться нитки резьбы, лепестки цанги и т. д.

Все эти обстоятельства указывают на то, что составляющие самозаклинивающейся системы протеза позвонка должны быть сконструированы и сформированы таким образом, чтобы площадь контактных поверхностей была максимальной, а также точность изготовления сопрягаемых (контактных) поверхностей составляющих не была критичной для материала протеза. Помимо этого составляющие самозаклинивающейся системы протеза должны иметь такую конструкцию, чтобы при сборке протеза нельзя было повредить спинной мозг больного.

Указанные соображения приводят к необходимости формирования составляющих протеза позвонка, сопрягаемых между собой по сложным, несимметричным поверхностям, которые в общем случае могут не являться суперпозицией известных канонических поверхностей (сфера, цилиндр, конус и плоскость).

Сложность выбора составляющих протеза позвонка состоит еще в физиологических особенностях окружающих позвонок тканей, которые растворяют вокруг себя любую чужеродную организацию. Поскольку протез позвонка предполагается выполнять из нескольких составляющих то, процесс протезирования должен включать не только замену разрушенного позвонка, но и послеоперационный период, в течение которого должно произойти срастание составляющих протеза. Этот период может быть достаточно продолжительным, а сами участки контакта составляющих должны быть защищены от окружающего эпителия. Для более успешного и прочного срастания составля-

ющих протеза, на контактных поверхностях необходимо предусмотреть карманы, которые будут заполнены свежим костно-заменяющим материалом при замене протезом травмированного позвонка. При этом сами участки сопряжения контактных поверхностей, прилегающие к карманам, должны быть изолированы от окружающего эпителия специальными мембранами, через которые могут проникать кровяные тельца и лимфа, например стоматологические мембранны Oral Health [9]. Фиксация мембранны на образующих поверхностях возможна с помощью скоб.

Для того чтобы проектировать возможные конструкции протеза позвонка, как самозаклинивающейся системы, необходимо иметь технологические средства по проектированию и расщеплению сложных трехмерных объектов по поверхности, достижимой для изготовления путем механической обработки.

Линейка программных продуктов фирмы Autodesk работает с взаимоприемлемыми форматами, которые могут быть конвертированы в наиболее известные программные среды. На практике это означает, что трехмерный объект сложной формы (например, позвонок) может быть сформирован в среде 3ds Max или Autodesk Maya, затем 3-D объект может быть конвертирован в формат программной среды Autodesk Inventor, где возможна коррекция формы и размеров моделируемого трехмерного объекта. Кроме того в этой программной среде возможно моделирование нагружения исследуемого объекта силами различной величины, направления и зоны приложения, что позволит оптимизировать эксплуатационные характеристики объекта. Программная среда Autodesk Inventor позволяет также генерировать управляющую программу для станков с ЧПУ. Все эти обстоятельства определили выбор программной среды в пользу продукта Autodesk для проектирования составляющих протеза позвонка.

Основная нагрузка, воспринимаемая позвонком, есть осевая нагрузка, которая воздействует на тело (центральную часть) позвонка и может достигать величины 1000 кг (поясничный позвонок спортсмена, поднимающего штангу 80 кг [10]). В связи с этим протез позвоночника предпочтительно не делать разъемным по его телу, а если такую возможность нельзя исключить по причине, например характера травмы, то расщепление модели протеза необходимо осуществлять по осевой плоскости или по поверхности, которой принадлежи осевая линия трехмерной модели позвоночника. Как промежуточный вариант может рассматриваться выборка четверти тела протеза позвонка. В качестве четверти, которая исключена из модели может рассматриваться ос-

колок травмированного позвоночника. Поверхность скола травмированного позвоночника может определять контактную поверхность составляющих самозаклинивающейся системы протеза позвоночника. На рис. 1 приведён пример рассечения по продольной и поперечной плоскостям 3-D модели протеза позвоночника, выполненного в среде 3ds Max. Выполнение сечений по плоскостям уменьшает контактную жесткость конструкцию и по этой причине увеличивает срок после операционной реабилитации больного

Возможности рассечения 3-D объектов плоскостями демонстрирует технологические методы программной среды 3ds Max. Составляющие рассечений модели протеза позвонка, приведенные на рис. 1, могут быть зафиксированы между



Рис. 1. Различные виды рассечения трёхмерной модели позвоночника плоскостями:
а – рассечение по осевой и поперечной плоскостям тела позвоночника, а также отсечение по осевой плоскости и плоскостям, отсекающим ножки позвонка с поперечными отростками; б – выборка четверти из тела позвонка, а также отсечение по плоскости от тела позвонка ножки с поперечным отростком

собой с помощью скоб или замков. Такая конструкция составляющих протеза не может рассматриваться, как самозаклинивающаяся система.

На рис. 2 предложена конструкция рассечения тела модели позвоночника по поверхности, представляющей из себя в нормальном сечении профиль в виде периодически повторяющихся трапеций. Такая конструкция составляющих протеза исключает смещения составляющих протеза одной относительно другой вдоль тела модели позвонка. Вместе с этим для исключения поперечных перемещений составляющих модели позвонка необходимо закрепить составляющие относительно друг друга скобой или замком, что ведет к повышению травматичности операции протезирования. Такая конструкция протеза позволяет поместить спинной мозг в пространство между телом протеза позвонка и дужкой, образованной верхними и нижними суставными отростками, а также ножками позвонка. Технологическая сложность изготовления такого про-

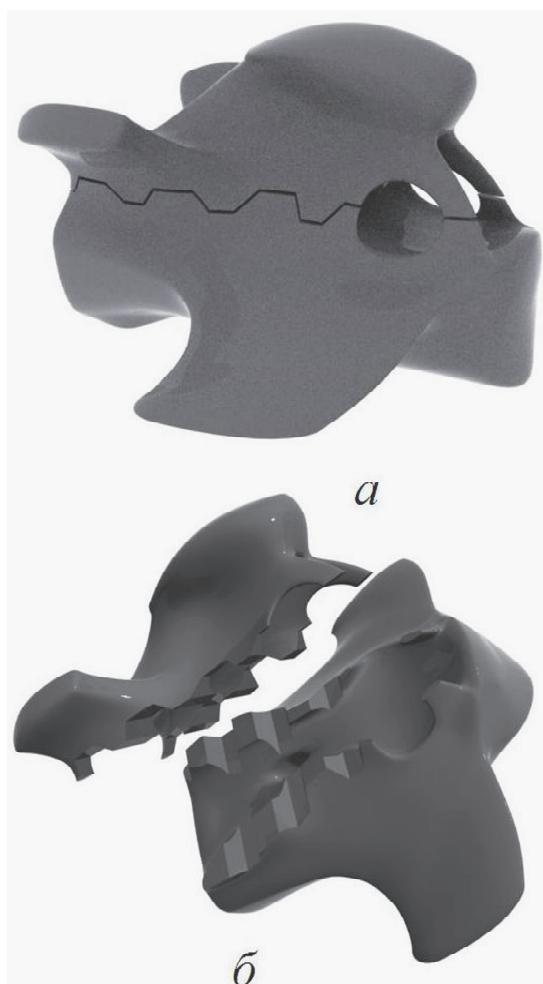


Рис. 2. Рассечения трёхмерной модели позвоночника сложной поверхностью:
а – рассечение вдоль оси позвоночника (протез в собранном виде); б – две составляющие рассечения протеза позвонка сложной периодически повторяющейся в нормальном сечении поверхностью

теза состоит в изготовлении дужки позвонка. Если материал протеза выбирают из костно-замещающих материалов, то сформированный, например, предварительно материал, не будет иметь губчатую структуру внутри, как это бывает у кости, имеющей естественное происхождение, а именно пористость внутренней структуры кости обеспечивает её упругость и прочностные свойства. По этой причине дужка позвонка, сформированная из верхних и нижних суставных отростков, а также ножками позвонка, будет иметь худшие прочностные свойства, чем дужка позвонка, имеющего естественную природу. Это обстоятельство скажется на повышении трудоёмкости при изготовлении составляющей протеза позвонка с дужкой. Кроме того отсутствие пористой структуры дужки приведёт к снижению её прочности в процессе эксплуатации протеза позвонка. Для придания дужке протеза данной конструкции прочностных свойств, близких прочностным свойствам дужке с внутренней пористой структурой, необходимо предварительно армировать сформированный костно-замещающий материал. Выбор материала армирующих волокон или сетки волокон – задача, требующая проведения исследований.

Другой пример разбиения модели протеза позвонка на составляющие использует самозаклинивающийся замок, широко применяемый, например,

для установки пера лопатки на диске турбины ГТД, именуемый «ласточкин хвост» (рис. 3).

Преимуществами такого соединения составляющих протеза являются возможность соединения составляющих с необходимой точностью без существенных трудозатрат, а также высокая контактная жёсткость сопряжения. Недостатки такой конструкции очевидны. Низкая прочность острых углов, сформированных плоскостями конструкции замка, выполненных из костно – замещающих материалов. Отсутствие возможности установить между дужкой и телом протеза позвонка спинной мозг, не травмируя его.

Для исключения смещений вдоль оси тела протеза его составляющие можно использовать коническую шпильку, проходящую через обе составляющие конструкции протеза. Однако учитывая величины нагрузок, действующие на позвонок, а также прочностные свойства костно – замещающих материалов, такое инженерное решение нельзя считать приемлемым.

ВЫВОДЫ

1. Конструкцию протеза позвонка целесообразно проектировать, как самозаклинивающуюся систему.
2. В конструкции составляющих протеза позвонка следует исключать грани с острыми

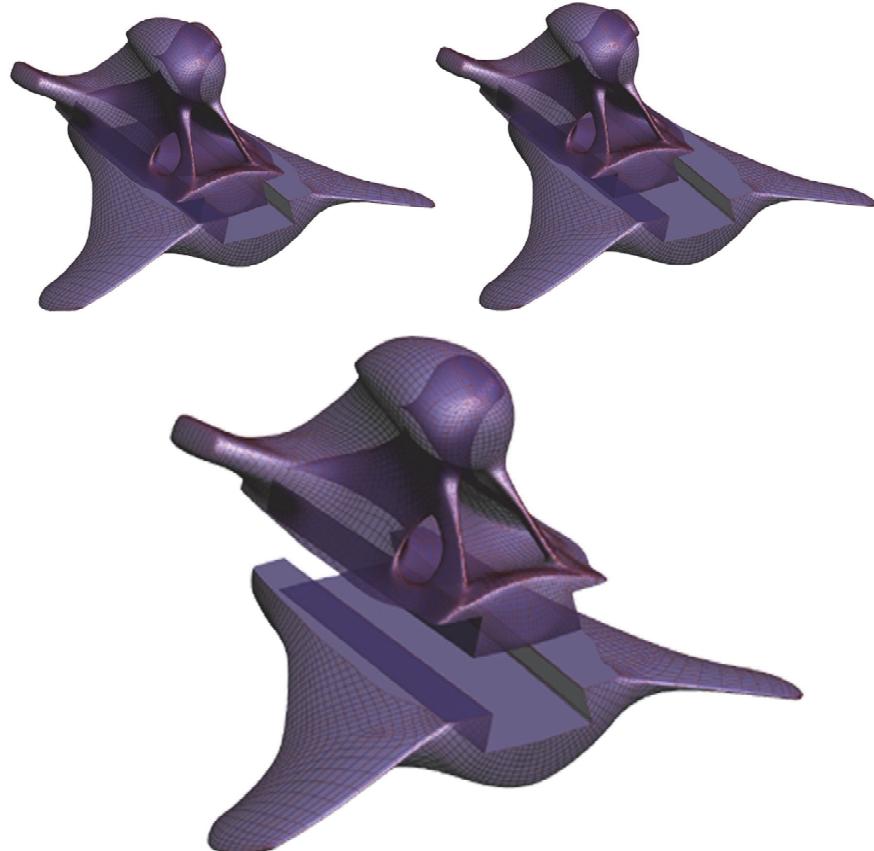


Рис. 3. Рассечение протеза позвонка по плоскостям самозаклинивающегося замка «ласточкин хвост»

углами по причине низких прочностных свойств костно – замещающих материалов.

3. Испытания на прочность составляющих протеза обязательны для виртуальных и макетных моделей.

4. Конструкторские мероприятия при разработке тонкостенных составляющих протеза позвонка должны предусматривать возможность армирования таких конструкций на этапе формирования искусственного костного материала.

5. Необходимо предусмотреть конструкторские и технологические мероприятия направленные на возможность жёсткой установки на протезах мембран.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Лейкин М.Г., Садовская Ю.Я.* Биомеханика травмы поясничного отдела позвоночника // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Труды международной школы – семинара. Ростов-на-Дону: Донской госуд. техн. университет, 2005. С. 23-24.
2. *Сергеев А.Д.* Моделирование аномальных деформаций позвоночника подростка // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Труды международной школы – семинара. Ростов-на-Дону: Донской госуд. техн. универси-
- тет, 2005. С. 42-43.
3. *Фекина А.* Разработан прототип имплантатов межпозвоночных дисков на основе коровых клеток [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.egzt.ru/biotechnology/biotechnology_123.html?template=88 (дата обращения 06.05.2012).
4. *Бегун П.И.* Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие. С-Пб: Политехника, 2011. 464 с.
5. Моделирование динамического поведения позвоночного столба человека как пространственной стержневой системы с геометрической и физической нелинейностью / *М.В. Григорьева, А.М. Ханов, А.А. Балакирев* // Пермский государственный технический университет [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://tt.pstu.ru/mnp10/mnp10/s4/grigoreva.htm> (дата обращения 06.05.2012).
6. *Зиннатова Н.Х.* Компьютерное моделирование поясничного отдела позвоночника в норме и при патологиях. Известия СПбГЭТУ (ЛЭТИ) [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.tvp.ru/conferen/vsppm10/speso041.pdf> (дата обращения 06.05.2012).
7. *Kanel-Belov A.J., Dyskin A. V., Pasternak E., Ivanov I. A.* Interlocking of convex polyhedra: towards a geometric theory of fragmented solids. (Mosc. Math. Jorn. to appear).
8. <http://www.dentarus.ru/botiss/> (дата обращения 26.05.2012).
9. <http://www.sotramed.com/products.jsp> (дата обращения 16.05.2012).
10. <http://vertebral.kiev.ua/biomechamic.html> (дата обращения 15.05.2012).

CONSTRUCTING LUMBAR VERTEBRA SOLID MODEL SECTIONS BASED ON ARBITRARY SURFACES

© 2012 S.P. Abulkhanov, M.D. Karlova, I.P. Sorokin

Samara State Technical University

The feasibility of constructing 3D fragments of a solid model with free-form surface is discussed. We show that the digital models can be decomposed in terms of arbitrary secant surfaces.
Key words: solid model, free surface, arbitrary secant surface, vertebra.

Stanislav Abulkhanov, Candidate of Technics, Associate Professor at the Motor Vehicles and Machine Complexes Department. E-mail: ask@samgtu.ru

Maria Karlova, Engineer at the Mechanical – Engineering Technology Department. E-mail: tms@smagtu.ru

Igor Sorokin, Head of the Center of Computer Design at the Mechanical – Engineering Technology Department. E-mail: tms@smagtu.ru