УДК 539.3

ОПТИМИЗАЦИЯ ФОРМЫ АЛЛОТРАНСПЛАНТАТА ПОЗВОНКА С ПОМОЩЬЮ 3D МОДЕЛИРОВАНИЯ

© 2013 С. Р. Абульханов¹, Д. С. Горяинов¹, Ю. С. Стрелков²

¹Самарский государственный технический университет ²Самарский государственный аэрокосмический университет им. академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет)

Поступила в редакцию 22.04.2013

Рассмотрена возможность оптимизации формы аллотрансплантата позвонка с помощью 3D моделирования. В качестве критерия выбора оптимального характера поверхности трансплантата была использована программная среда ANSYS.

Ключевые слова: 3D моделирование, протез, аллотрансплантат, позвонок, равнопрочные свойства, масса, поверхностная жёсткость, физико-технические свойства.

В условиях продолжающегося старения общества возрастные изменения человеческой физиологии, ряд заболеваний и многие другие причины приводят к системным заболеваниям скелета человека, характеризующимся уменьшением минеральной плотности и приводящим к значительному числу переломов, что обуславливает существенные медико-социальные потери и финансовые издержки.

Одним из классических признаков разрушения позвоночника являются переломы (деформации) тел позвонков. В настоящее время лечение пострадавших и больных с травмами и заболеваниями позвоночника осуществляют путём реконструкции опорных структур, пораженных патологическим процессом. Основным методом реконструкции в таких случаях остается частичное или полное замещение тела пораженного позвонка.

Протезы позвонков из титана изготавливают фирма Alphatec Spine (США) [1], российская фирма НПИО МеДеТаль г. Тюмень [2] и др. Пористые имплантаты из губчатого порошка титана изготавливаются в белорусском НИИ порошковой металлургии [3]. Недостатками металлических протезов являются их вес и поверхностная жесткость, превосходящие вес и жесткость природного позвонка. Эти обстоятельства способствуют разрушению нижнего соседнего позвонка. Кроме того теплофизические свойства металла протеза приводят к тому, что больной с таким протезом ощущает его при перепадах давления и температуры, а также вблизи линий ЛЭП. В настоящее время появилось большое количество искусственных биосовместимых материалов, из которых изготавливают протезы позвонков. Отдельные физико-механические свойства таких материалов практически совпадают с физико-механическими свойствами природной кости [4-6].

Человеческий организм в результате, например, возрастных изменений гормонального фона претерпевает преобразования, выражающиеся среди прочего в перестройке пропорций геометрических размеров и механических свойств костей. По этой причине протез позвонка, предполагает срок успешной эксплуатации до тех пор, пока его размеры (поперечные и продольные) соответствуют размерам природного позвонка на момент времени протезирования. Ни титановые протезы, ни протезы из биосовместимых материалов не способны изменять свои размеры и пропорции под действием изменяющегося гормонального фона организма.

В последнее время широкое распространение получают аллотрансплантаты [7-8], преимуществом которых является их биологическая природа. Костная ткань, из которой состоят такие трансплантанты, биологически совместимая с организмом больного и потому она более предпочтительна, как материал реконструируемого тела пораженного позвонка, чем любой материал протеза. Технология получения аллотрансплантатов заключается в измельчении костной ткани до мелких фракций с последующим их объединением в некоторую форму, имеющей, например, инверсную поверхность здорового позвонка. По этой причине целесообразно формирование разрушенных или утраченных костей путём костной пластики, которая позволит получить протез максимально близкий к разрушенной кости своими физико-техническими свойствами.

Абульханов Станислав Рафаелевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Автомобили и станочные комплексы». E-mail: ask@samgtu.ru

Горяинов Дмитрий Сергеевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Технология машиностроения». E-mail: tms@samgtu.ru

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

Следует отметить, что костная пластика позволяет формировать только компактное вещество, выполняющее опорную функцию. Вместе с этим, например, позвонок состоит на 20% из губчатой ткани [9], перекладины из которой обеспечивают прочность костной ткани. В результате этого следует ожидать, что трансплантат позвонка, имеющий аутентичную форму с разрушенным позвонком и выполненный полностью из компактного вещества будет иметь вес, учитывая результаты [10], на 20% больше веса природного позвонка. Кроме того такой позвонок будет иметь больший модуль упругости на сжатие и меньший модуль на сдвиг. Эти обстоятельства приведут к тому, что при имплантации аллотрансплантата позвонка его тело будет воздействовать через межпозвонковые диски на тела соседних природных позвонков с усилиями, отличающимися по величине от усилий, действующих со стороны поражённого или разрушенного позвонка, что в свою очередь приведёт к разрушению тел соседних позвонков.

Физико-технические свойства костной ткани, сформированной в результате костной пластики, таковы, что для обеспечения массы трансплантата, равной массе исходного природного позвонка, необходимо определить такую форму трансплантата, которая при заданной плотности костной ткани, имела бы необходимый вес. Помимо этого форма протеза должна обеспечивать при экстремальных нагрузках позвонка заданные прочностные характеристики, соответствующие природному позвонку, который состоит из компактного и губчатого вещества. Все эти обстоятельства указывают на то, что форма трансплантата, особенно его тела, может иметь форму, существенно отличающуюся от исходного природного позвонка. Вместе с этим поверхности тела трансплантата, обращённые к межпозвоночным дискам должны иметь форму, максимально близкую оригиналу. В этом случае межпозвоночные диски, а также поверхности тел соседних позвонков, обращённые к трансплантату, будут минимально травмированы.

В связи с этим возникает проблема, касающаяся построения 3D модели позвонка, имеющего поверхность аутентичную поверхности тела природного позвонка. В качестве инструмента, позволяющего получать проекции оригинальных поверхностей позвонка на различные плоскости, был выбран фотоаппарат. Методика сообщения 3D модели позвонка размеров природного позвонка изложена в [11-12]. Поскольку фотографирование травмированного позвонка может происходить только во время оперативного вмешательства или при оказании первой медицинской помощи, то возможности фиксирования расстояния от объектива фотоаппарата до тела позвонка и определения пространственной ориентации оптической оси объектива относительно плоскости горизонта либо ограниченна, либо невозможна. Для воссоздания виртуальной модели позвонка могут быть использованы рентгенограммы, результаты анализа МРТ, протоколы УЗИ, выполненные при наличии в рабочем поле используемой технологии диагностики объектов с известными геометрическими размерами.

Изготовление протеза или построение трансплантата позвонка, обладающего максимально близкими к оригиналу весом, а также прочностными свойствами, возможно при условии, если будут известны деформации и напряжения, возникающие в здоровом природном позвонке при нагружениях, соответствующих определённому диапазону величин. В настоящее время отсутствуют методы, позволяющие определять жесткость различных фрагментов природных позвонков при их различных нагружениях. Известны работы, посвящённые определению деформаций и напряжений на упрощённых моделях позвонков, которые могли иметь форму цилиндра [13] или суперпозиции канонических поверхностей (цилиндр, конус, сфера, конус), имитирующей поверхность позвонка [14]. В работах [15] 3D модель позвонка была построена помощью Тригонометрических Интерполяционных Сумм, позволяющих с высокой точностью воспроизводить поверхности свободных форм, например, анатомические структуры [16-17].

Вместе с этим существует большое количество работ [4, 10, 18-22] по экспериментальному определению плотности, упругих и прочностных характеристик, характеристик структуры кости, микроархитектоники костной ткани и т. д. Все эти параметры позволят получить 3D модель позвонка максимально близкую к оригиналу. Появление в будущем новых данных, например, о пропорциях толщин компактного и губчатого вещества костной ткани позвонка или пористость, удельную поверхность и распределение пор по размерам губчатого вещества, а также характеристики пластинчатой костной ткани позволят получать виртуальную модель позвонка, имеющего комплекс физико-технических свойств, приближающихся с требуемой точностью к природному позвонку.

Используя результаты работы [12], была построена в программной среде NX полая 3D модель позвонка, которой были сообщены пропорции и физико-технические характеристики, известные из литературных источников (рис. 1).

В полученной 3D модели не были учтены перекладины внутри позвонка из губчатой костной ткань. Кроме того полость позвонка была запол-



Рис. 1. Конечно-разностная модель позвонка, имеющего сплайн-поверхность и внутреннюю полость

нена жидкостью, имеющей физико-технические характеристики воды, поскольку аналогичные характеристики костного мозга были не известны. Полученная виртуальная модель была нагружена в программной среде ANSYS осевым усилием величиной 4500 H (рис. 2).

Рассматривались варианты нагружения модели позвонка, имеющего упругие характеристики костной ткани и титана. Поскольку аллотрансплантаты могут быть выполнены с внутренней полостью, которая может быть пустой или куда впоследствии поместят донорский костный мозг, то представляет интерес картина напряжённого состояния внешней поверхности позвонка из костной ткани с пустой полостью или с полостью заполненной некоторой жидкостью (при моделировании использовались физико-техническиие характеристики воды), имитирующей донорский костный мозг.

На рис. З показана напряжённая картина по Мизесу поверхности позвонка, выполненного из костной ткани, у которого полость была заполнена водой. На рис. 4 показана напряжённая картина по Мизесу поверхности позвонка, выполненного из костной ткани, у которого имелась полая полость. Протез позвонка, выполненный из титана и имеющий форму максимально близкую к природному позвонку, может иметь вес, равный весу здорового позвонка, за счёт выполнения в теле титанового протеза полости. При этом жесткость такого позвонка будет избыточной, т. е. будет превосходить жесткость природного позвонка.



Рис. 2. Схема нагружения 3D модели позвонка в программной среде ANSYS



Рис. 3. Напряжённое состояние внешней поверхности позвонка из костной ткани с полостью, заполненной водой

NX, с помощью виртуальной модели позвонка [12], была определена поверхность полости внутри тела протеза из титана, которая обеспечивала вес протеза, равный весу здорового позвонка.



Рис. 5. Различные ракурсы напряжённого состояния по Мизесу внешней поверхности позвонка из титана с полостью без воды



Рис. 4. Два ракурса напряжённого состояния по Мизесу внешней поверхности позвонка из костной ткани с полостью без воды

Вес природного позвонка, определённый взвешиванием, отличался от веса виртуальной модели протеза из титана в пределах 2%. В программной среде ANSYS было определено напряженной состояние по Мизесу поверхности виртуальной модели протеза позвонка, выполненного из титана, и имеющего полость в теле протеза, обеспечивающую заданный вес модели.

Заполненность полости протеза позвонка или аллотрансплантаты в 3D модели некоторой жидкостью, которая предполагается несжимаемой, должна привести к увеличениюповерхностной жёсткости. Нагружение виртуальной модели позвонка, имеющей различные упругие характеристики показали, что 3D модель, имеющая модуль упругости материала, соответствующий костной ткани, при нагружении (рис. 2) имеет существенно различающуюся картину напряжённого состояния поверхности при полости тела позвонка, заполненной водой (рис. 3), и при пустой полости (рис. 4). Наиболее напряжённая поверхность модели позвонка имеет место при заполненной водой полости тела позвонка, что объясняется несжимаемостью жидкости внутри полости.

Наличие полости, заполненной водой или пустой, в модели позвонка, выполненного из титана, несущественно влияет на напряжённую картину поверхности 3D модели. Это обстоятельство объясняется тем, что модуль упругости титана таков, что нагрузки, испытываемые позвон-





Рис. 6. Напряжённое состояние поверхности полости позвонка, выполненного из титана: а – полость пустая; б – заполнена водой

ком, не приводят к существенным напряжёниям протеза из титана с пустой полостью или с полостью заполненной водой.

Использование современных CAD – систем позволяет не только определить напряжения на внешней поверхности модели позвонка при заданной величине нагружения, но и в поверхностном слое стенок тела позвонка, а также на поверхности внутренней полости. На рис. 6 видно, что напряжения на поверхности полости 3D модели, имеющей модуль упругости титана, несущественно зависят от того, заполнена полость водой или пустая.

Поскольку аллотрансплантант может быть выполнен пустотелым (рис. **6**), а в полость впоследствии может быть помещён донорский костный мозг, то это обстоятельство, **по** мнению авторов, может привести к еще более эффективному регулированию размеров и пропорций трансплантанта гармональным фоном организма больного. По этой причине использование аллотрансплантантов при лечении больных с разрушенным или поражённым позвонком является наиболее приемлемой технологией.

На основании проведенного моделирования можно сделать следующие выводы:

 построенная 3D-модель позвонка позволяет совершенствовать её до соответствия модели конкретному природному позвонку с необходимой точностью, включая физико-технические и структурные характеристики;

2. с помощью построенной 3D-модель позвонка возможно определение напряжённо-деформационной картины как внутренней и внешней поверхностей модели, так и характер распределения напряжений и деформаций по объёму модели;

3. нагружение модели позвонка осевым усилием, величина которого соответствует максимально допустимой нагрузке для поясничного позвонка человека, показало, что наибольшие напряжения имеют место на теле позвонка, а на ножке, поперечном, нижнем суставном и остистом отростке напряжения и деформации имеют незначительную величину; 4. нагружение модели позвонка осевым усилием показало, что на поверхности полости тела позвонка имеют место деформации и напряжения одного порядка, при этом заполнение полости жидкостью увеличивает жёсткость и вес 3D-модели позвонка;

5. разработка параметрической 3D-модели позвонка позволит проводить оптимизацию формы протеза или трансплантата, используя предварительно выбранный критерий.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Сайт компании Alphatec Spine http://alphatecspine.ru (дата обращения 20.03.2013).
- 2. Имплантаты с наноструктурированным гидроксиапатитным покрытием. URL: http://medetal.ru/node/ 56 (дата обращения 24.03.2013).
- Институт порошковой металлургии (ИПМ). URL: http://pminstitute.by/decoration.php (дата обращения 21.03.2013).
- Орлов В.П., Дулаев А.К. Характеристика процесса формирования костного блока при использовании имплантатов из биоситалла при травмах и заболеваниях позвоночника // Журнал Российская нейрохирургия. 2003. №1. URL: http://sci-rus.com/ surgery/orlov.htm (дата обращения 20.03.2013).
- Путляев В. И. Современные биокерамические материалы // Соровский образовательный журнал. 2004. Т. 8. № 1. С. 44- 50.
- Воложин Г. А. Основные виды биосовместимых материалов. М.: МГМСУ (кафедра факультетской хирургической стоматологии и имплантологии). URL: http://www.alpha-dent.net (дата обращения 24.03.2013).
- 7. Костные трансплантаты. URL: http://spina.net.ua/ graft.php
- Спондилодез и его альтернатива. URL: http:// spine.eurodoctor.ru/spondylosyndesis/ (дата обращения 24.03.2013).
- 9. Стандартная рентгенография и рентгеноморфометрия позвоночника в диагностике остеопороза. URL: http://doctorspb.ru/articles.php?article_id=1633 (дата обращения 21.03.2013).
- 10. Абдрахманов Ж.С. Костная денситометрия и компь-

ютерная томограия в оценке пороговых значений минеральной плотности тел позвонков как фактора риска их переломов: Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. Томск, 2006. 19 с.

- 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.
- 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.
- Григорьева М.В., Ханов А.М., Балакирев А.А. Моделирование динамического поведения позвоночного столба человека, как пространственной стержневой системы с геометрической и физической нелинейностью, Пермский государственный технический университет. URL: http://tt.pstu.ru/mnp10/mnp10/s4/ grigoreva.htm (дата обращения 20.03.2013).
- 14. Зиннатова Н.Х. Компьютерное моделирование поясничного отдела позвоночника // Современные компьютерные технологии в биомеханике и медицине: материалы конф., 7 апр. 2009 г. СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2009. С. 11-12.
- Сивец Ю.В. Построение трехмерной модели позвоночника с использованием алгоритмов ТИС и Сплайновой Интерполяции, Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk. URL: http:// www.graphicon.ru/proceedings2005/papers/Sivets.pdf (дата обращения 21.03.2013).
- 16. Фроловский В.Д., Фроловский Д.В. Моделирование и

развертка поверхностей общего вида // Материалы 8-й Всероссийской научно- практ. конф. по графическим информационным технологиям КОГРАФ-98. Н.-Новгород, НГТУ. 1998. С. 120-121.

- 17. *Фроловский В.Д.* Метод энергетических функций построения квазиразверток поверхностей // Сибирский журнал индустриальной математики. 2000. Том III. № 1(5). С. 195-204.
- Казначеева Т.В., Осипова А.А. Современные методы определения минеральной плотности костной ткани // Проблемы репродукции. 2007. № 6. С. 57 – 61.
- 19. Лайуни Рида бен Шедли. К вопросу о механических свойствах костной ткани / Лайуни Рида бен Шедли // Национальный университет физического воспитания и спорта Украины. URL: http:// lib.sportedu.ru/books/xxpi/2002N4/p18-22.htm.
- 20. Килина О.Ю., Завадская В.Д., Данильчук Р.В., Третьяков Е.М., Родионова О.В., Баранова О.В. Оценка микроархитектоники костной ткани путём цифрового анализа компьютерных томограмм для диагностики остеопороза // Бюллетень Сибирской медицины. 2003. № 2. С. 94 – 100.
- Бабенко О.А., Гайдаш А.А., Баширов Р.С., Емельянов О.Ф., Ковалёв А.А. Структура, химический состав и механические свойства костной ткани под влиянием природных цеолитов и фтора // Бюллетень Сибирской медицины. 2009. № 4. С. 10 – 17.
- 22. Афаунов А.А., Усиков В.Д., Пташников Д.А., Тахмазян К.К., Докиш М.Ю. Экспериментальное изучение сабильности бесцементной и цементной имплантации транспедикулярных винтов в позвонки с пониженной минеральной плотностью костной ткани // Травматология и ортопедия России". 2010. № 2(56). С. 97 – 101.

OPTIMIZATION OF THE ALLOTRANSPLANTAT SHAPE OF THE VERTEBRA BY MEANS OF 3D MODELLING

© 2013 S. R. Abulkhanov¹, D. S. Goryainov¹, Y. S. Strelkov²

¹Samara State Technical University

² Samara State Aerospace University named after Academician S.P. Korolyov (National Research University)

Possibility of optimization of a allotransplantat form a vertebra by means of 3D modeling is considered. As criterion of a choice of optimum character of a surface of a transplant the program ANSYS environment was used. Keywords: 3D modeling, artificial limb, allotransplantat, vertebra, full-strength properties, weight, superficial rigidity, physics and technology properties.

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

Dmitry Goryainov, Candidate of Technical Sciences, of Technics, Associate Professor at the Technology of Mechanical Engineering Department. E-mail: tms@samgtu.ru Yury Shooters, Student. E-mail: vi@ssau.ru