

ИЛЬЯ ПЕТРОВИЧ ЛОЗОВИК

аспирант кафедры общей и факультетской хирургии, курс травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Медицинского института, Петрозаводский государственный университет (Петрозаводск, Российская Федерация)
ilyalozovik@me.com

РУДОЛЬФ ИОНТЕЛЕВИЧ МЕЛЬЦЕР

доктор медицинских наук, профессор кафедры общей и факультетской хирургии, заведующий курсом травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Медицинского института, Петрозаводский государственный университет (Петрозаводск, Российская Федерация)
o-f-surgery@petrsu.ru

МОЭЗ ФАУЗИ БАРАКАТ

кандидат медицинских наук, главный врач, Центр костно-суставной патологии (Петрозаводск, Российская Федерация)
barakat18@hotmail.com

**РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ
ДЛЯ СОЗДАНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ «КОСТЬ – ФИКСАТОР»**

Для улучшения исходов лечения диафизарных переломов костей голени было произведено биомеханическое исследование качественных характеристик их остеосинтеза. При создании математической модели использовались рентгенограммы и скиаграммы переломов, а также серии томограмм большеберцовой кости (ББК), выполненных с шагом 0,5 мм. Это обеспечило создание качественной модели ББК. Срезы обработаны в системе трехмерного проектирования SolidWorks, сформирована твердотельная 3D-модель [1], [4]. Далее геометрические модели кости и фиксаторов импортировались в систему конечно-элементного моделирования, где проводились расчеты напряженно-деформированного состояния систем. Задача о нагружении системы «большеберцовая кость – фиксатор» решалась в трехмерной постановке. В программном комплексе Ansys решались стационарные уравнения теории упругости в перемещениях Навье – Ламе и выбор математической модели. Разработан алгоритм решения задачи методом конечных элементов.

Ключевые слова: кость – фиксатор, биомеханика, Ansys, SolidWorks, метод конечных элементов

Стремительно растущие требования социума к качеству лечения переломов привели к разработке в течение нескольких последних десятилетий современных оперативных методик, обеспечивающих высокую стабильность фиксации за счет биосовместимости используемых конструкций, совершенствования технико-технологических характеристик процессов их изготовления, облегчения процесса установки и удаления имплантов после консолидации перелома. Успехи в совершенствовании методик лечения переломов достигнуты в результате накопления клинического опыта и анализа всех стадий лечения с применением методов биомеханики [3].

В ходе поиска дальнейших возможностей улучшения исходов лечения диафизарных переломов костей голени (ДПКГ) было произведено биомеханическое исследование качественных характеристик их остеосинтеза различными способами в зависимости от степени и варианта фрагментации ББК, классификационного типа перелома. Учет анизотропных свойств материала кости, решение контактной задачи теории упругости позволяют представить картину распределения напряжений в элементах послеоперационной системы «кость – фиксирующая кон-

струкция» с высокой степенью достоверности [1], [4]. При создании математической модели использовалась подготовка предварительных моделей с помощью рентгенограмм и скиаграмм переломов, а также серии томограмм ББК, импортируемых с мультиспирального компьютерного томографа фирмы SIEMENS. Компьютерное моделирование с применением метода конечных элементов на основе томограмм (рис. 1), выполненных с шагом 0,5 мм, обеспечило создание качественной модели ББК, подобной биологическому прототипу; кроме этого рассматривалось напряженно-деформированное состояние фиксатора при функциональной нагрузке.

Сложные геометрические модели биологических объектов создавались в системе трехмерного проектирования по результатам данных компьютерной томографии. Срезы в поперечном сечении кости обработаны в системе трехмерного проектирования SolidWorks. На их основе построены плоские сечения, которые объединялись в объемную модель кости. Затем формировалась твердотельная 3D-модель (рис. 2).

Трехмерные геометрические модели фиксирующих устройств строились на основе чертежей и схем с сохранением их конструктивных свойств и размеров (рис. 3).

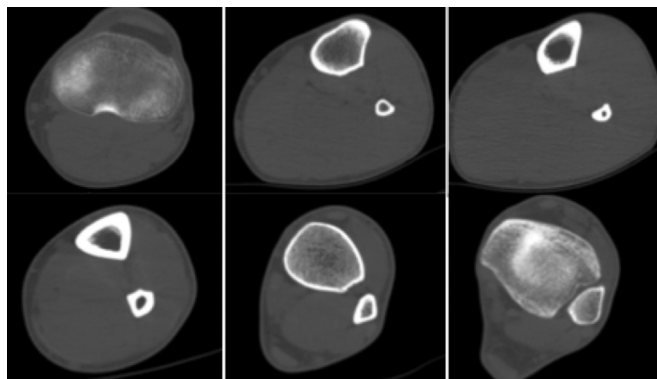


Рис. 1. Томограммы ББК (шаг 0,5 мм)



Рис. 2. 3D-модель большеберцовой кости



Рис. 3. Модель интрамедуллярного фиксатора

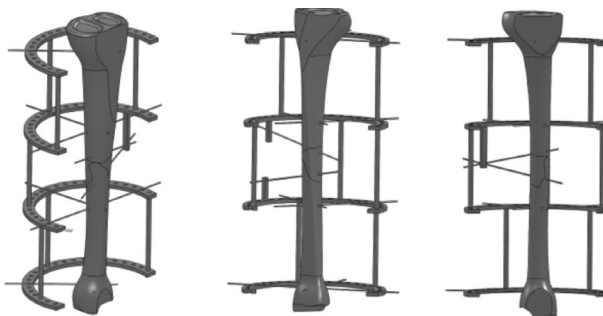


Рис. 4. Модель фиксации ДПКГ аппаратом Г. А. Илизарова (во фронтальном разрезе)

Далее геометрические модели кости и фиксаторов импортировались в систему конечно-элементного моделирования, где и проводились расчеты напряженно-деформированного состояния систем (рис. 4).

Задача о нагружении системы «большеберцовая кость – фиксатор» решалась в трехмерной постановке. В программном комплексе Ansys решались стационарные уравнения теории упругости в перемещениях Навье – Ламе [2]. Нижний торец

кости жестко закреплялся, а к верхнему концу (суставная площадка проксимального эпифиза большеберцовой кости) прикладывалась осевая нагрузка, определенная для удобства расчетов в 450 Ньютон (Н). Между элементами фиксатора (аппарат Илизарова, интрамедуллярный гвоздь) и костными отломками ставились условия контакта с трением. Коэффициент трения составлял 0,55. Механические свойства фиксаторов задавались на основе технических данных изготовите-

ля. Механические свойства кости задавались на основе литературных данных. Материал кости и фиксаторов предполагался изотропным идеально-упругим.

Таким образом, алгоритм решения задачи методом конечных элементов состоит из следующих шагов:

1. Выбор математической модели. Это означает, что необходимо выбрать соответствующий конечный элемент или задать дифференци-

альные уравнения, описывающие исследуемый процесс;

2. Создание или импорт геометрической модели;
3. Задание свойств материалов, граничных и начальных условий, параметров решателя;
4. Разбиение модели на конечно-элементную сетку;
5. Решение задачи;
6. Визуализация и обработка полученных результатов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алямовский А. А. Инженерные расчеты в SolidWorks Simulation. М.: ДМК-Пресс, 2010. 464 с.
2. Басов К. А. ANSYS и LMS Virtual Lab. Геометрическое моделирование. М.: ДМК Пресс, 2006. 240 с.
3. Боровков А. И., Бурдаков С. Ф., Клявин О. И., Мельникова М. П., Михайлов А. С., Немов В. А., Пальмов В. А., Силина Е. Н. Компьютерный инжиниринг: Учеб. пособие. СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2012. 93 с.
4. SolidWorks 2010: Основные элементы SolidWorks: Учеб. пособие. США, штат Массачусетс, Dassault Systems SolidWorks Corporation, 2009. 550 с.

Lozovik I. P., Petrozavodsk State University (Petrozavodsk, Russian Federation)
Mel'tser R. I., Petrozavodsk State University (Petrozavodsk, Russian Federation)
Barakat M. F., Center for Osteoarticular Pathology (Petrozavodsk, Russian Federation)

AN ALGORITHM DESIGN FOR SOLVING PROBLEMS BY THE FINITE ELEMENT METHOD TO CREATE THE "BONE – FIXATOR" MATHEMATICAL MODEL

To improve the outcomes of shaft tibia fractures' treatment, a biomechanical research of the quality features of the tibia osteosynthesis was performed. When creating a mathematical model, radiographs and skiagrams of the fractures, as well as series of tibia tomograms, made with 0,5 mm slice spacing, were used. This ensured a high-quality model of the tibia. Slices are processed in the SolidWorks 3D design, 3D solid model was created. Hereafter, a geometric model of the bone and fixators were imported into the system of the Finite Element modeling that calculated the stress-strain state of the systems. The problem of loading of the "tibia – fixator" system was solved in 3D setting. The software system Ansys performed solving of the stationary equations of the theory of elasticity in Navier-Lame displacements and selection of a mathematical model. An algorithm for solving the problem by the Finite Element method is suggested in the article.

Key words: bone – fixator, biomechanics, ANSYS, Solidworks, finite element method

REFERENCES

1. Alyamovskiy A. A. *Inzhenernye raschety v SolidWorks Simulation* [Engineering calculations in SolidWorks Simulation]. Moscow, DMK-Press Publ., 2010. 464 p.
2. Basov K. A. *ANSYS i LMS Virtual Lab. Geometricheskoe modelirovanie* [ANSYS and LMS Virtual Lab. Geometric modeling]. Moscow, DMK-Press Publ., 2006. 240 p.
3. Borovkov A. I., Burdakov S. F., Klyavin O. I., Mel'nikova M. P., Mikhaylov A. S., Nemov V. A., Pal'mov V. A., Silina E. N. *Komp'yuternyy inzhiniring: Analiticheskiy obzor: Uchebnoe posobie* [Computer engineering. Analytical review – Tutorial]. St. Petersburg, Politechnic univ. Publ., 2012. 93 p.
4. *SolidWorks 2010: Osnovnye elementy SolidWorks: Uchebnoe posobie* [SolidWorks 2010: The main elements of SolidWorks. Tutorial]. USA, Massach. Dassault Systems SolidWorks Corporation, 2009. 550 p.

Поступила в редакцию 27.08.2013