

УДК 539.3

## РАЗРАБОТКА КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ СКЕЛЕТА ЧЕЛОВЕКА НА ПРИМЕРЕ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

© 2006 г. В.А. Еремеев<sup>1</sup>, Е.Н. Иванов<sup>2</sup>

На примере моделирования остеосинтеза переломов большеберцовой кости представлена методика построения конечно-элементных моделей трубчатых костей скелета человека, позволяющих провести расчеты напряженно-деформированного состояния кости средствами конечно-элементного пакета ANSYS.

Длинные трубчатые кости скелета человека способны воспринимать большие статические и динамические нагрузки [1–3]. Тем не менее в некоторых случаях действие этих нагрузок может привести к возникновению переломов. На сегодня существует множество способов остеосинтеза переломов костей с помощью различных металлоконструкций, в том числе металлами с эффектом памяти формы. При изучении прочностных характеристик длинных трубчатых костей на разных этапах остеосинтеза, поведения металлоконструкций в условиях потерявшей прочность кости возникает необходимость исследования напряженно-деформированного состояния. Поскольку проведение натурных экспериментов зачастую затруднительно, биомеханические исследования возможны методами математического моделирования, в частности на основе метода конечных элементов [4].

С точки зрения механики трубчатые кости можно представлять как неоднородное анизотропное упругое тело [1–3]. Например, большеберцовую кость можно разделить на три части – два эпифизарных (концевых) участка для спонгиозной костной ткани, которая представляет собой изотропный материал, и среднюю диафизарную часть для компактной костной ткани, которая обладает свойствами ортотропного упругого материала (рис. 1а). Аналогичную структуру имеют и другие трубчатые кости. Отметим, что кости обладают также существенной неоднородностью механических свойств как по длине, так и по поперечному сечению. Кроме того,

если производится расчет совместного деформирования кости и металлоконструкции или импланта, можно выделить четвертую часть – область, занятую металлоконструкцией и/или имплантом, которые изотропны.

Построение геометрической модели кости проводилось на основе снимков поперечных срезов реальной кости. Кость делилась на некоторое число фрагментов (от 27 до 30 в зависимости от вида конкретной кости, в частности, большеберцовая кость делилась на 29 фрагментов, лучевая – на 27). Распределение срезов по длине



Рис. 1. Большеберцовая кость: а – трехмерная модель; б – конечно-элементная сетка

<sup>1</sup> Южный научный центр Российской академии наук, Ростов-на-Дону.

<sup>2</sup> Ростовский государственный университет, Ростов-на-Дону.

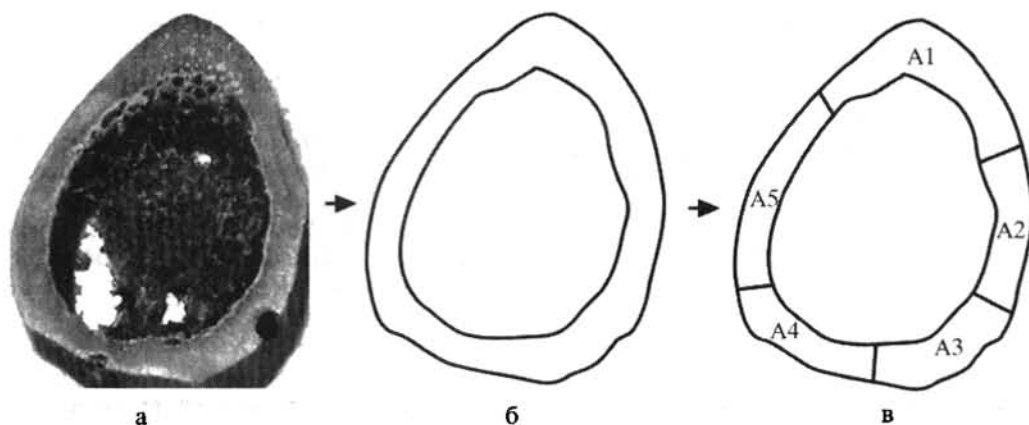


Рис. 2. Построение плоского сечения кости: а – фотография среза кости; б – контуры среза; в – построенное сечение кости, разделенное на части А1, А2, ... А5 с разными свойствами

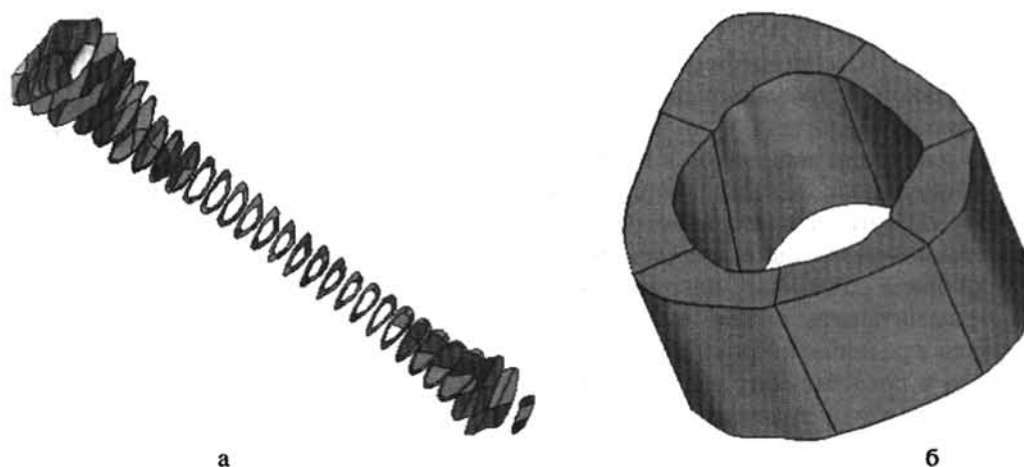


Рис. 3. Построение объемного фрагмента кости: а – плоские области поперечных сечений кости, размещенные в пространстве; б – объемный фрагмент, созданный на основе ограничивающих плоских областей

кости выбиралось, как правило, неравномерное, со сгущением в месте наиболее частого расположения переломов. Фрагменты выбирали толщиной 1 см и менее. Пример снимка сечения большеберцовой кости показан на рис. 2а. Для каждого фрагмента в снимке выделялся его контур (рис. 2б). Контуры всех фрагментов оцифровывались и экспортировались в конечно-элементный пакет ANSYS. В каждом контуре определялись узловые точки с учетом дальнейшего предполагаемого разбиения на подобласти поперечного сечения кости, необходимые для учета неоднородности механических свойств. По полученным кривым строились области поперечных срезов (рис. 2в) для каждого фрагмента кости. На рис. 2 в через А1, А2, ... А5 обозначены области с разными механическими свойствами. Построенные плоские области экспортировались в формат \*.igs и размещались по вертикали на расстоянии друг от друга, соответствующем толщине фрагментов кости. Области масштаби-

ровались в соответствии с реальными размерами фрагментов кости и выравнивались относительно друг друга по опорным точкам (рис. 3а). Узловые точки между соседними областями соединялись сплайнами, на основе которых строились боковые поверхности кости. Полученные поверхности преобразовывались в объемные фрагменты (рис. 3б).

В результате на основе антропометрических данных построена трехмерная модель большеберцовой кости (рис. 1а).

Задание механических свойств кости проводилось средствами пакета ANSYS и состояло в задании модулей упругости и плотности для каждого объемного фрагмента, взятых из [1–3]. Отметим, что для объемных фрагментов диафизарной части кости, соответствующих областям А1–А5 на рис. 2в, задавались разные свойства.

Построенная конечно-элементная сетка, включающая 36 310 элементов, представлена

на рис. 16. Расчеты проводились в рамках линейного статического анализа ANSYS на основе трехмерного восьмиузлового конечного элемента SOLID45 и двадцатиузлового элемента SOLID95. Анализ полученных результатов позволил, в частности, заключить, что напряженно-деформированные состояния здоровой кости и кости с имплантом из пористого никелида титана при рассматриваемых нагрузках отличаются незначительно [5].

На основе предложенной методики, с использованием антропометрических данных, были построены трехмерные объемные модели некоторых трубчатых костей скелета человека (большеберцовой, бедренной, лучевой, II пястной костей), наиболее часто подверженные переломам, для конечно-элементного пакета ANSYS. Это позволило исследовать напряженно-деформированное состояние нормальной и травмированной кости на разных этапах остеосинтеза и, в частности, сделать выводы о влиянии имплантов и металлоконструкций. Полученные результаты позволяют моделировать сложную геометрическую форму костей и металлоконструкций, изучать их поведение под влиянием различных нагрузок, каллиметрически рассчитывать объем движений и величину нагрузки в различные сроки послеоперационного периода и представляют непосредственный интерес для практики травматологии [6, 7].

*Авторы благодарны зав. кафедрой травматологии и ортопедии РГМУ проф., д.м.н. В.Д. Сикилинде за внимание к работе.*

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
2. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. и др. Проблемы прочности в биомеханике. М.: Высшая школа, 1988. 311 с.
3. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике. М.: Высшая школа, 2004. 390 с.
4. Зенкевич О.С. Метод конечных элементов в технике. М.: Мир, 1975. 540 с.
5. Алабут А.В., Еремеев В.А., Иванов Е.Н., Наседкин А.В., Пархоменко Я.А., Сикилинда В.Д. Конечно-элементный анализ прочности остеосинтеза переломов большеберцовой кости с имплантатом из пористого никелида титана // Структура и свойства перспективных металлов и сплавов: Труды XI межд. семинара "Актуальные пробл. прочности". (30.09–4.10.2002, Великий Новгород). Вел. Новгород, 2003. С. 3–7.
6. Еремеев В.А., Иванов Е.Н., Рука Начат, Сергань В.А. О подходе к созданию твердотельной модели лучевой кости человека в соответствии с антропометрическими данными // Тр. IV Конгресса травматологических, хирургических, терапевтических и анестезиологических обществ и ассоциаций "Новые технологии в медицине". Ростов н/Д, 2004. С. 141–142.
7. Иванов Е.Н., Еремеев В.А., Алабут А.В., Муса Недаль, Нидаль Надшех. Создание математической модели большеберцовой кости с использованием конечно-элементного пакета ANSYS // Тр. IV Конгресса травматологических, хирургических, терапевтических и анестезиологических обществ и ассоциаций "Новые технологии в медицине". Ростов н/Д, 2004. С. 161–162.

## DEVELOPMENT OF THE FINITE ELEMENT MODELS OF OSTEOSYNTHESIS OF HUMAN BONES ON THE BASIS OF TIBIA FRACTURES

V.A. Eremeyev, Eu.N. Ivanov

For several types of human bones the methods of finite-elements models constructing are presented on the base of tibia example with inserted nickeliide titanium implant at the various steps of bone tissue regeneration. The model is based on the scans of tibia cross sections and the experimental data of mechanical properties of implant and bone. The finite elements program ANSYS is used to solve the problem.

## REFERENCES

1. Yanson Kh.A. 1975. *Biomekhanika nizhney konechnosti cheloveka*. [*Biomechanics of human lower limb*]. Riga, Zinatne: 324 p. (In Russian).
2. Obraztsov I.F., Adamovich I.S., Barer A.S. et al. 1988. *Problemy prochnosti v biomekhanike*. [*Problems of strength in biomechanics*]. Moscow, Vysshaya shkola: 311 p. (In Russian).
3. Begun P.I., Afonin P.N. 2004. *Modelirovanie v biomekhanike*. [*Modeling in biomechanics*]. Moscow, Vysshaya shkola: 390 p. (In Russian).
4. Zenkevich O.S. 1975. *Metod konechnykh elementov v tekhnike*. [*The finite element method in the technique*]. Moscow, Mir: 540 p. (In Russian).
5. Alabut A.V., Ereemeev V.A., Ivanov E.N., Nasedkin A.V., Parkhomenko Ya.A., Sikilinda V.D. 2003. [Finite element analysis of the osteosynthesis strength of tibial fractures with the implant of a porous titanium nickelide]. In: *Struktura i svoystva perspektivnykh metallov i splavov: Trudy 40-go mezhdunarodnogo seminara "Aktual'nye problemy prochnosti"*. [*Structure and properties of advanced metals and alloys: Proceedings of the 40th International Seminar "Actual Problems of Strength"*]. Velikiy Novgorod: 3–7. (In Russian).
6. Ereemeev V.A., Ivanov E.N., Ruka Nachat, Sergan' V.A. 2004. [On the approach to the creation of a solid model for a human radial bone in accordance with anthropometric data]. In: *Trudy 4-go Kongressa travmatologicheskikh, khirurgicheskikh, terapevticheskikh i anesteziologicheskikh obshchestv i assotsiatsiy "Novye tekhnologii v meditsine"*. [*Proceedings of the 4th Congress of traumatological, surgical, therapeutic and anesthetic societies and associations "New technologies in medicine"*]. Rostov-on-Don: 141–142. (In Russian).
7. Ivanov E.N., Ereemeev V.A., Alabut A.V., Musa Nedal', Nidal' Nadshekh. 2004. [Creating a mathematical model of a tibial bone using a finite element package ANSYS]. In: *Trudy 4-go Kongressa travmatologicheskikh, khirurgicheskikh, terapevticheskikh i anesteziologicheskikh obshchestv i assotsiatsiy "Novye tekhnologii v meditsine"*. [*Proceedings of the 4th Congress of traumatological, surgical, therapeutic and anesthetic societies and associations "New technologies in medicine"*]. Rostov-on-Don: 161–162. (In Russian).