

УДК 539.3+612.311

С. М. Босяков, кандидат физико-математических наук, доцент (БГУ);
С. С. Щербяков, кандидат физико-математических наук, доцент (БГУ);
И. Э. Шпилевский, кандидат медицинских наук (РНПЦ ТиО);
Д. В. Алексеев, магистрант (БГУ)

О ПРОГНОЗИРОВАНИИ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ПЕРЕЛОМА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА, ПОДВЕРГНУТОЙ СЕКТОРАЛЬНОЙ РЕЗЕКЦИИ

В работе представлены результаты расчета опасных объемов, определяющих объемную меру поврежденности бедренной кости человека после секторальной резекции. Опасный объем соответствует объему материала с критическим уровнем напряжений в нем. В качестве критерия ограничения опасного объема использованы условия критериев разрушения Коломба – Мора, Хоффмана, аналога критерия Хоффмана для деформаций и критерия максимальных главных деформаций. Величины опасных объемов определены для различных величин нагрузок, действующих на бедренную кость, геометрических размеров пострезекционного дефекта, находящегося в средней трети бедренной кости. Полученные результаты могут быть использованы при прогнозировании остаточной прочности длинных трубчатых костей человека после секторальной резекции.

The results of calculations of dangerous volumes are presented. The dangerous volume is determined as a volumetric measure of human femur damage after sector resection. It corresponds to the volume of material with the critical level of stresses in it. Conditions from Colomb – Mohr, Hoffman, Hoffman's analog for strain, maximum principal strain fracture criteria are used to bound the dangerous volumes. The values of the dangerous volumes are determined for different magnitudes of loads acting on the femur, geometric characteristics of postresection defect located in the middle third of the femur. The results can be used for predicting the residual strength of human long bones after sector resection.

Введение. Основным методом лечения доброкачественных новообразований и опухолеподобных поражений костей конечностей является хирургический, при котором осуществляется секторальная резекция (удаление пораженного участка с формированием секторального дефекта кости). В результате прочность сегмента и функциональные возможности конечности снижаются, а также повышается риск перелома на уровне дефекта [1].

Клинико-рентгенологические критерии, определяющие возможность нагружения и величину допустимой нагрузки на оперированную конечность, разработаны достаточно подробно. В то же время практические рекомендации по компенсации потери прочности кости после секторальной резекции (ограничение нагрузок, внешняя иммобилизация или армирование кости) имеют единичный характер. В частности, в работе [2] на основании сравнительного анализа данных вычислительного конечно-элементного и натурального экспериментов получено соотношение, определяющее величину крутящего момента, при действии которого происходит возникновение трещины в окрестности пострезекционного дефекта. Аналогичный подход предложен в работе [3]. Другая методика прогнозирования патологического перелома после секторальной резекции, разработанная, в частности, в публикации [4], основана на непосредственном использовании количественной компьютерной томографии.

Поэтому представляется необходимым разработка стандартизованного объективного подхода к формулировке таких показаний после выполнения секторальной резекции. Настоящая работа развивает это актуальное направление и посвящена определению критических значений опасных объемов поврежденных конечных элементов, при которых может возникнуть трещина в области пострезекционного дефекта.

Основная часть. Компьютерная томография бедренной кости выполнена на спиральном рентгеновском томографе Siemens Somatom Emotion 16, шаг среза 2 мм. Генерация трехмерной твердотельной модели бедренной кости проведена с применением компьютерной системы обработки медицинских изображений ScanIP (Simpleware Ltd., UK). Усредненная виртуальная стереолитографическая модель (STL-модель) обработана с использованием различных масок и фильтров таким образом, чтобы, сохранив максимально подробно особенности анатомического строения кости, минимизировать затраты машинных ресурсов при их обработке. STL-модель преобразована в твердотельную с применением CAD-пакета CATIA V5. После импортирования модели в программную среду пакета ANSYS Workbench 12.1 (ANSYS Inc., USA) построены пострезекционные дефекты. Все секторальные дефекты были локализованы в средней трети бедренной кости и располагались по ее наружной поверхности. Длина

дефекта по оси кости составляла d , $2d$, $3d$, $4d$ (d – диаметр середины поверхности кости на уровне дефекта); угловые размеры дефектов 90° , 180° и 270° . Генерация пострезекционного дефекта в средней трети длиной $2d$ и угловым размером 180° показана на рис. 1.

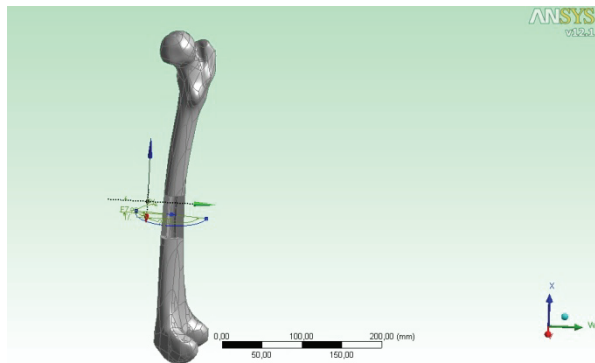


Рис. 1. Секторальный дефект в средней трети бедренной кости

Для всех моделей костей задавалось свободное конечно-элементное разбиение (максимальный размер конечного элемента равен 3 мм), за исключением зон, находящихся у концентраторов пострезекционного дефекта (максимальный размер конечного элемента составляет 0,1 мм). Величина статической нагрузки, действующей на бедренную кость, составляла 500, 600, 700, 800 и 900 Н. Нагрузка направлена вдоль оси, проходящей от верхнего полюса головки бедра до середины расстояния между крайними нижними отделами мыщелков бедра, как показано на рис. 2. Зона приложения нагрузки составляла треть часть верхнего сегмента головки бедренной кости.

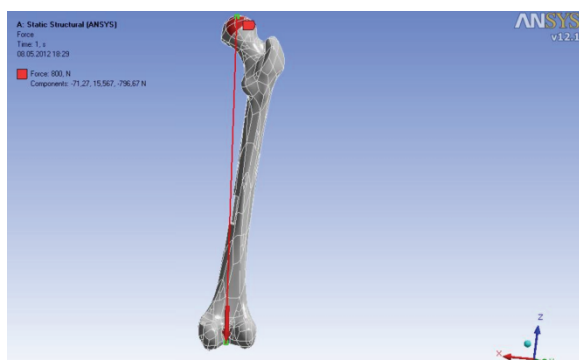


Рис. 2. Зона приложения нагрузки к головке бедра и ось действия нагрузки

Граничные условия приложены таким образом, что нижние отделы мыщелков бедра (участки контакта с крышей вертлужной впадины и мыщелками большеберцовой кости) жестко заделаны [5]. Область заделки бедренной кости показана на рис. 3.

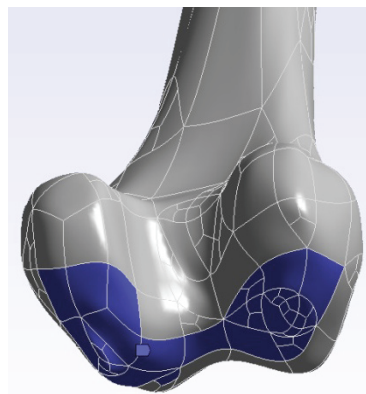


Рис. 3. Область жесткой заделки нижнего отдела бедренной кости

Костная ткань моделировалась как однородная изотропная среда, модуль упругости которой равен 18 ГПа, коэффициент Пуассона равен 0,3 (постоянные упругости соответствуют кортикальной костной ткани [6]). Характерное распределение эквивалентных напряжений в окрестности пострезекционного дефекта с линейным $2d$ и угловым 180° размерами соответственно показано на рис. 4.

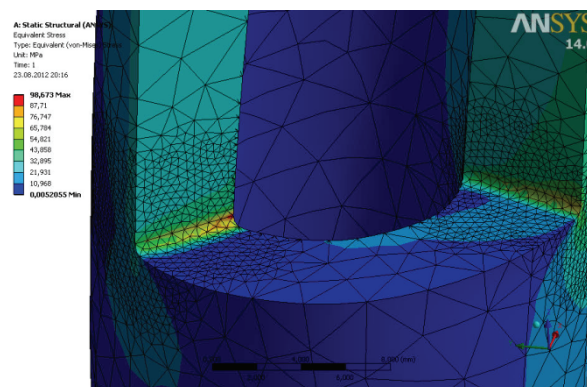


Рис. 4. Распределение напряжений в области концентраторов напряжений костного дефекта

Согласно модели тела с опасным объемом, абсолютная мера поврежденности определяется как объем материала, в каждой точке которого действуют напряжения не меньше предельных [8]. В качестве критериев ограничения опасных объемов в области пострезекционного отверстия использованы условия теорий разрушения Колумба – Мора, Хоффмана, аналога критерия Хоффмана для деформаций и критерия максимальных главных деформаций соответственно [7]:

$$\frac{\sigma_1 - \sigma_3}{\sigma_{yc}} \geq 1;$$

$$\frac{1}{2\sigma_{yc}^2} \left((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 \right) \geq 1;$$

$$\frac{1}{2\varepsilon_{yc}^2} \left((\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_1 - \varepsilon_3)^2 \right) \geq 1;$$

$$\frac{\varepsilon_3}{\varepsilon_{yc}} \leq -1,$$

где $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ – главные напряжения ($\varepsilon_1 \geq \varepsilon_2 \geq \varepsilon_3$ – главные деформации); σ_{yc} – предел прочности кортикальной кости на сжатие ($\sigma_{yc} = E\varepsilon_{yc}$); ε_{yc} – предельная деформация сжатия (для кортикальной кости $\varepsilon_{yc} = 0,0154$ [7]).

Расчет и визуализация опасных объемов выполнен с применением встроенного языка APDL пакета ANSYS. В качестве примера на рис. 5 показаны опасные объемы в области костного дефекта для бедренной кости при нагрузке 900 Н.

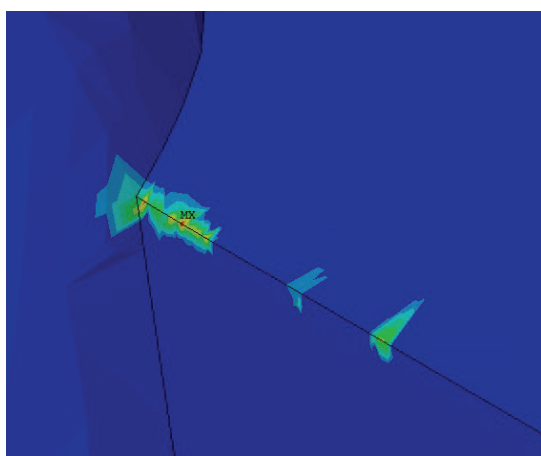


Рис. 5. Визуализация опасных объемов для бедренной кости с костным дефектом (угловой и линейный размеры дефекта $4\pi/3$ и $2d$ соответственно), найденных в соответствии с критерием Коломба – Мора

Величины опасных объемов, при которых наблюдается возникновение трещины в области пострезекционного дефекта, найденные в соответствии с критериями разрушения Коломба – Мора, Хоффмана, аналога критерия Хоффмана для деформаций и критерия максимальных главных деформаций, составляют $\approx 0,00222 \text{ мм}^3$, $0,00613 \text{ мм}^3$, $0,0214 \text{ мм}^3$ и $0,00224 \text{ мм}^3$.

Заключение. В результате проведенного вычислительного эксперимента и ретроспективных расчетов реальных клинических наблюдений определены величины опасных объемов, соответствующие применению различных

способов компенсации потери прочности бедренной кости человека после выполнения секторальной резекции. В то же время следует отметить, что эти расчеты полностью применимы только для «идеальной» операции, когда по объективным причинам не представляется возможным учитывать реальные особенности выполнения вмешательства. В частности, линия сечения кости в реальных условиях не является идеально прямой, в углах дефекта при выполнении резекции всегда образуются «запилы», нередко имеет место краевое растрескивание кости и т. п. В результате в реальных условиях на уровне вмешательства в кости образуются очаги концентрации напряжений, которые объективно не могут быть учтены при выполнении расчетов.

Литература

1. Зацепин, С. Т. Костная патология у взрослых / С. Т. Зацепин. – М.: Медицина, 2001. – С. 512.
2. Prediction of torsional failure in 22 cadaver femora with and without simulated subtrochanteric metastatic defects / S. Spruijt [et al.] // Acta Orthop. – 2006. – Vol. 77, No. 3. – P. 474–481.
3. Pathological fracture prediction in patients with metastatic lesions can be improved with quantitative computed tomography based computer models / E. Tanck [et al.] // Bone. – 2009. – Vol. 45, No. 4. – P. 777–783.
4. Lee, T. Predicting failure load of the femur with simulated osteolytic defects using noninvasive imaging technique in a simplified load case / T. Lee // Ann Biomed Eng. – 2007. – Vol. 35, No. 4. – P. 642–650.
5. Шпилевский, И. Э. Оценка прочности бедренной кости при секторальной резекции / И. Э. Шпилевский, А. В. Спиглазов // Мед. новости. – 2010. – № 9. – С. 100–105.
6. Чуйко, А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – С. 304.
7. Edwards, W. B. Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius / W. B. Edwards, K. L. Troy // Med. Eng. Phys. – 2012. – Vol. 34, No. 3. – P. 290–298.
8. Щербаков, С. С. Механика трибофатических систем / С. С. Щербаков, Л. А. Сосновский. – Минск: БГУ, 2011. – 407 с.

Поступила 27.02.2013