

АНАЛИЗ ПОВРЕЖДЕННОСТИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ С ПОСТРЕЗЕКЦИОННЫМ ДЕФЕКТОМ ПРИ ДЕЙСТВИИ СТАТИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ

к. ф.-м. н.¹ **Босяков С. М.**, к. м. н.² **Шпилевский И. Э.**, асп.¹ **Алексеев Д. В.**

¹ *Белорусский государственный университет, Минск*

² *Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии, Минск*

Введение. Основным методом лечения доброкачественных новообразований костей конечностей является хирургический, при котором осуществляется секторальная резекция (удаление пораженного участка с формированием секторального дефекта кости) в соответствии со схемой, представленной на рисунке 1.

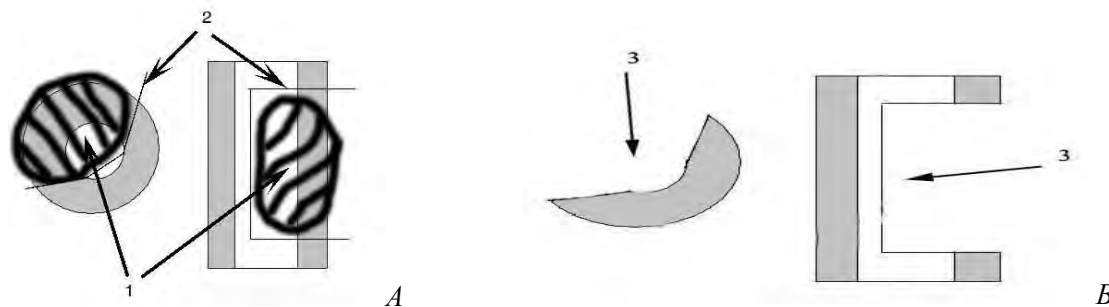


Рисунок 1. – Схема секторальной резекции:

А – фрагмент трубчатой кости до резекции (1 – новообразование, 2 – линии иссечения кости);

В – фрагмент трубчатой кости после выполнения резекции (3 – пострезекционный дефект).

В результате прочность сегмента снижается и появляется риск патологического перелома кости на уровне резекции, что существенно снижает функциональные возможности конечности и качество жизни пациента [1, 2]. Обзор исследований, направленных на разработку критериев прогнозирования трещин и переломов в костях с дефектами и неповрежденных костях, показывает, что для этого используются конечно-элементное моделирование, рентгеновская компьютерная томография или рутинная рентгенография. В частности, в работе [3] предложен подход к прогнозированию переломов в вертельной области бедра с метастатическим дефектом, основанный на ретроспективном анализе рентгенограмм пациентов с высокой вероятностью патологического перелома и с фактически наступившим переломом. В исследовании [4] на основании сравнительного анализа данных вычислительного конечно-элементного расчета удельной энергии деформации большеберцовой кости получено соотношение, определяющее величину крутящего момента, при действии которого происходит возникновение трещины в окрестности пострезекционного или метастатического дефекта. В работе [5] предложено прогнозировать трещины в окрестности метастатического повреждения на основании возникновения пластических деформаций. Методика прогнозирования патологического перелома после секторальной резекции основанная на непосредственном использовании количественной компьютерной томографии изложена в исследовании [6].

Большое внимание при прогнозировании прочности трубчатых костей с пострезекционными и метастатическими дефектами, а также возникновения в них патологических переломов уделяется нахождению главных или эквивалентных напряжений [7]. Обзор исследований, выполненных в этом направлении, представлен в работе [8]. С нахождением главных напряжений также связан подход оценки прочности кости, основанный на определении поврежденности костной ткани. В частности, в работе [9] предложено использование коэффициентов безопасности (или коэффициентов, характеризующих запас прочности), которые определяются отношением допустимого в соответствии с определенной теорией прочности, напряжения к расчетному напряжению. Значения коэффициентов безопасности определяются для каждого из конечных элементов. Величина коэффициента меньше единицы, указывает на поврежденность соответствующего элемента и позволяет прогнозировать локализацию и характер перелома. Непосредственное измерение объема поврежденных конечных элементов для оценки прочности дистального отдела лучевой кости и проксимального отдела бедренной кости предложено в работах [10–12]. Здесь поврежденным считается элемент, для которого не выполняется определенный критерий прочности. Преимуществом такого подхода является не только возможность прогнозирования возникновения трещины или перелома, а также возможность определения локализации и характера перелома. Настоящая

работа развивает это актуальное направление и посвящена конечно-элементному анализу поврежденности бедренной кости, содержащей пострезекционный дефект в различных отделах.

Конечно-элементное моделирование. Компьютерная томография анатомического препарата 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 (Dassault Systèmes, France). После импортирования модели в программную среду пакета ANSYS Workbench 14.0 (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 , $2d$, $3d$ и $4d$ (d – диаметр средней поверхности кости на уровне дефекта); угловые размеры дефектов 90° , 180° и 270° .

Величина статической нагрузки, действующей на бедренную кость, составляла 800 Н. Нагрузка направлена вдоль оси, проходящей от верхнего полюса головки бедра до середины расстояния между крайними нижними отделами мышечков бедра, как показано на рисунке 2-В. Зона приложения нагрузки составляла третью часть верхнего сегмента головки бедренной кости. Граничные условия определены таким образом, что головка бедренной кости (участок контакта с вертлужной впадиной) и нижние отделы мышечков бедра (участки контакта с мышечками большеберцовой кости) жестко заделаны [2]. Генерация пострезекционного дефекта в средней трети бедренной кости, угловой и линейный размеры которого составляют 180° и $2d$, область заделки мышечков бедренной кости и приложения нагрузки показаны на рисунке 2.

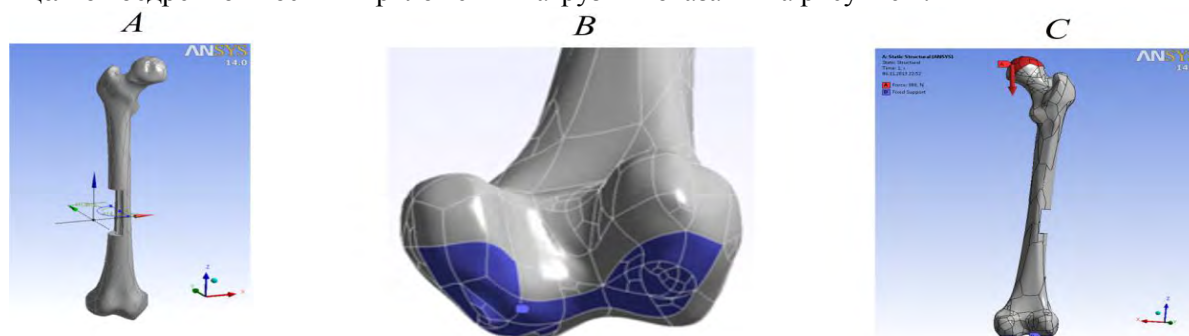


Рисунок 2. – Генерация пострезекционного дефекта (А); область жесткой заделки мышечков бедренной кости (В); зона приложения и ось действия нагрузки к головке бедра нагрузки (С)

Костная ткань является однородной изотропной средой; модуль упругости которой 18 ГПа, коэффициент Пуассона 0,3 (постоянные упругости соответствуют кортикальной костной ткани [13]). 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).

Анализ поврежденности. Согласно модели тела с опасным объемом абсолютная мера поврежденности определяется как объем материала с критическим уровнем в нем напряжений [14]. В качестве критерия ограничения опасных объемов в области пострезекционного отверстия использованы условия теорий разрушения Коломба – Мора [12, 15]: $(\sigma_1 - \sigma_3)/\sigma_{yc} \geq 1$,

где $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ – главные напряжения; $\sigma_{yc} = E\varepsilon_{yc}$ – предел прочности кортикальной кости на сжатие; ε_{yc} – предельная деформация сжатия (для кортикальной кости $\varepsilon_{yc} = 0,0154$ [12]).

С учетом величин опасных объемов V для бедренных костей с пострезекционными дефектами, локализованными в верхней, средней и нижней третях, определены поврежденности $\Psi = \int_V \psi dV$ ($\psi = (\sigma_1 - \sigma_3)/\sigma_{yc}$) и средние по объему поврежденности $\Psi_{avg} = \Psi/V$. На рисунке 3 показаны зависимости опасных объемов, поврежденности и средней по объему поврежденности от длины пострезекционного дефекта для различных третей кости. Зависимости V_1 , Ψ_1 , $(\Psi_{avg})_1$

от длины l соответствуют верхней трети, $V_2, \Psi_2, (\Psi_{\text{avg}})_2$ – средней трети, $V_3, \Psi_3, (\Psi_{\text{avg}})_3$ – нижней трети.

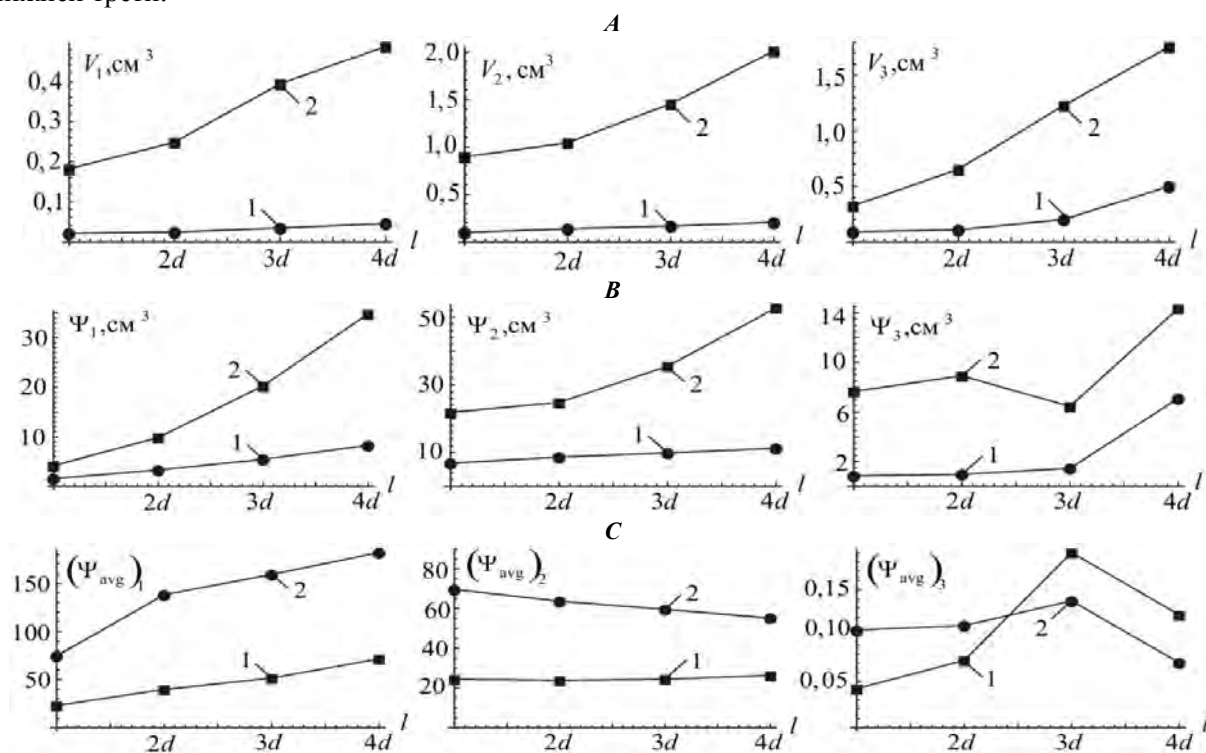


Рисунок 3. – Зависимости опасных объемов (А), поврежденности (В) и средней по объему поврежденности (С) от длины костного дефекта при его различных угловых размерах: 1 – $4\pi/3$; 2 – $3\pi/2$

Из рисунка 3, А видно, что наибольшие значения опасных объемов и поврежденности для соответствующих линейных и угловых размеров наблюдаются при локализации костного дефекта в средней трети бедренной кости. Поскольку предельные значения опасных объемов, согласно различным литературным источникам, могут принимать значения от $0,15 \text{ см}^3$ до $0,405 \text{ см}^3$ [10–12], на основании рисунка 3, А можно сделать вывод, что при действии статической нагрузки на бедренную кость с пострезекционным дефектом, расположенным в средней или нижней третях, при угловом размере $3\pi/2$ и независимо от его длины, возникнет патологический перелом. В верхней трети при таком угле возникновение перелома произойдет при длине послеоперационного отверстия, изменяющейся от $3d$ до $4d$.

Зависимости опасных объемов, поврежденности и средней по объему поврежденности от длины пострезекционного дефекта для угловых размеров $\pi/2, 2\pi/3$ и π на рисунке 3 не приведены, поскольку значения V, Ψ и Ψ_{avg} для всех третей соответствующие этим углам и длине дефекта, равной $4d$, значительно меньше величин V, Ψ и Ψ_{avg} для углового и линейного размеров, равных $4\pi/3$ и d соответственно. В частности, при длине дефекта равной $4d$ имеем $V_1(\pi) \approx 4,0 \text{ мм}^3, V_2(\pi) \approx 17,6 \text{ мм}^3, V_3(\pi) \approx 6,1 \text{ мм}^3$, тогда как при $l=d$ опасные объемы составляют $V_1(4\pi/3) \approx 20,9 \text{ мм}^3, V_2(4\pi/3) \approx 98,8 \text{ мм}^3, V_3(4\pi/3) \approx 90,1 \text{ мм}^3$. Аналогичное соотношение наблюдается между значениями поврежденности и средней по объему поврежденности, соответствующим линейному и угловому размерам дефекта ($4d, \pi$) и ($d, 4\pi/3$). Исключение составляют значения поврежденности для нижней трети. Здесь $\Psi_3(4d, \pi) = 1332,87 \text{ мм}^3$ и $\Psi_3(d, 4\pi/3) = 848,4 \text{ мм}^3$. Поскольку величины опасных объемов при линейных и угловых размерах пострезекционного дефекта, изменяющихся от d до $4d$ и от $\pi/2$ до π соответственно, не превышают значение 18 мм^3 , с учетом выше указанных предельных значений опасных объемов можно сделать вывод, что патологического перелома при таких параметрах дефекта не произойдет. В то же время, ретроспективный анализ возникновения переломов у пациентов, подвергшихся секторальной резекции, показывает, что патологические переломы могут возникать при длине дефекта $1,5d - 2d$ и угловом размере, равном π . Поэтому прогнозирование патологического пере-

лома необходимо осуществлять на основании, как значений опасных объемов, так и соответствующих значений поврежденности и средней по объему поврежденности.

Закключение. Полученные в работе результаты позволяют осуществлять прогнозирование патологического перелома в бедренной кости, подвергшейся секторальной резекции. Определены диапазоны линейных и угловых размеров дефекта, при которых произойдет перелом в отсутствие мероприятий по компенсации потери прочности. Следует отметить, что выполненные расчеты имеют отношение к «идеальной» резекции, когда не учитываются реальные особенности выполнения вмешательства (линия сечения кости не является идеально прямой, в углах дефекта образуются «запилы», краевое растрескивание кости). При этом в реальных условиях на уровне вмешательства в кости образуются очаги концентрации напряжений, которые не учтены при выполнении расчетов.

РЕЗЮМЕ

В настоящей работе получены зависимости опасных объемов, поврежденности и средней по объему поврежденности, характеризующих прочность бедренной кости после секторальной резекции, от линейного размера пострезекционного дефекта. Зависимости получены на основании результатов конечно-элементного расчета напряженно-деформированного состояния бедренной кости при действии статической нагрузки. Модель бедренной кости получена на основании томографических данных. Пострезекционный дефект локализован в различных третях внешней стороны бедренной кости. В качестве критерия ограничения опасного объема использован критерий разрушения Колумба–Мора. Определены диапазоны угловых и линейных размеров пострезекционного дефекта, при которых произойдет патологический перелом в средней и нижней третях бедренной кости, если не будет компенсирована потеря прочности кости после секторальной резекции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Зацепин, С. Т. Костная патология у взрослых / С. Т. Зацепин.–М.: Медицина, 2001.–С. 512.
2. Шпилевский, И.Э. Оценка прочности бедренной кости при секторальной резекции / И.Э. Шпилевский, А.В. Спиглазов // Мед. новости.–2010, №9.–С.100–105.
3. Dijkstra, P. D. S. Prediction of pathological subtrochanteric fractures due to metastatic lesions / P. D. S. Dijkstra, M. Oudkerk, T. Wiggers // Arch. Orthop. Trauma Surg.–1997.–Vol. 116.–P. 221–224.
4. Spruijt, S. 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.
5. Tanck, E. 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.–P. 777–783.
6. Lee, T. Predicting failure load of the femur with simulated osteolytic defects using noninvasive imaging technique in a simplified load case // Ann Biomed Eng.–2007. Vol. 35.–P. 642–650.
7. Elias, J. J. The open section effect in a long bone with a longitudinal defect – a theoretical modeling study / J. J. Elias, F. J. Frassica, E. Y.S. Chao // J. Biomech.–2000.–Vol. 33.–P. 1517–1522.
8. Schileo E. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested *in vitro* / E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini, M. Viceconti // J. Biomech.–2008.–Vol. 41.–P. 356–367.
9. Keyak, J. H. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories / J. H. Keyak, S. A. Rossi // J. Biomech.–2000.–Vol. 33.–P. 209–214.
10. Pistoia, W. Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images / W. Pistoia [et al.] // Bone.–2002.–Vol. 30.–P. 842–848.
11. Keyak, J. H. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling / J. H. Keyak, S. A. Rossi, K. A. Jones, H. B. Skinner // J. Biomech.–1998.–Vol.31.–P. 125–133.
12. 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.–P. 290–298.
13. Чуйко, А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк.–Харьков: Прапор, 2006. – С. 304.
14. Щербаков, С.С. Механика трибофатических систем / С.С. Щербаков, Л.А. Сосновский.–Минск: БГУ, 2011.–407 с.
15. Doblaré, M. Modelling bone tissue fracture and healing: a review / M. Doblaré, J. M. García, M. J. Gómez // Eng. Fract. Mech.–2004.–Vol. 71.–P. 1809–1840.

SUMMARY

In this paper the dependences of failure volumes, damage and volume-average damage to the linear size of the post-resection defect. These values characterize the strength of the femur after resection of a sectoral resection. Curves were obtained on the basis of the finite element analysis of the femur stress- strain state under a static load. Femur model based on the tomographic data is obtained. Postresection defect localized in different third outer side of the femur. The criterion for limiting the failure volume is Colomb - Mohr fracture criterion. The ranges of angular and linear dimensions of the post-resection defect according pathological fracture in the middle and lower thirds of the femur (if not offset by the loss of bone strength after sector resection) are established.

Поступила в редакцию 06.11.2013