

## ОЦЕНКА ПРЕДЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ НА БЕДРЕННУЮ КОСТЬ С АРМИРУЮЩИМ ИМПЛАНТОМ В ПРОКСИМАЛЬНОМ ОТДЕЛЕ

<sup>1</sup>Босяков С.М., <sup>1</sup>Николайчик М.А., <sup>2</sup>Матвеев А.Л.

<sup>1</sup> УО «Белорусский государственный университет», Минск

<sup>2</sup> Новокуйбышевская центральная городская больница, Новокуйбышевск

**Введение.** Патологические переломы, локализованные в проксимальном отделе бедренной кости, часто вызваны опухолеподобными поражениями и/или уменьшением минеральной плотности костной ткани при остеопорозе [1]. Одной из методик предотвращения перелома является внедрение в кость металлических имплантов. Для повышения несущей способности бедренной кости используются различные типы имплантов: эндопротезы, винтовые и блокирующие импланты. Стендовые испытания показали, что винтовые импланты обеспечивают значительное повышение предельной нагрузки, соответствующей возникновению патологического перелома, по сравнению с бедренной костью без импланта [2]. Армирование кости с опухолеподобным поражением повышает ее несущую способность [3, 4]. Целью данной работы является оценка предельной нагрузки, соответствующей возникновению патологического перелома в проксимальном отделе бедренной кости, для интактной (неимплантированной) кости и кости с внедренными в нее имплантами. Конструкции имплантов разработаны в Новокуйбышевской центральной городской больнице [5–7].

**Конечно-элементное моделирование.** Твердотельная модель бедренной кости была получена на основании компьютерной томографии взрослого человека (46 лет, мужчина).

Для описания анизотропных упругих свойств бедренной кости разработана регрессионная функция с использованием метода наименьших квадратов на основании значений модуля упругости в 20 точках, расположенных в кортикальной костной ткани диафиза и приблизительно между губчатой и кортикальной костными тканями в разных частях бедренной кости.

Узлы интерполяции  $A_k, L_k, P_k, M_k, k=\overline{1,4}$ , и  $A_n^{(0)}, L_n^{(0)}, P_n^{(0)}, M_n^{(0)}, n=1,2$ , расположенные на уровнях  $l_1, l_2, l_3$  и  $m_1, m_2$  соответственно. MN – анатомическая ось бедренной кости. Уровни  $l_1, l_2, l_3$  и  $m_1, m_2$ , и узлы интерполяции показаны на рисунке 1.

Величины модуля упругости в узлах  $A_k, L_k, P_k$  и  $M_k, k=\overline{1,4}$  приведены в таблице 1 [8]. В таблице 1 индексы 1, 2 и 3 соответствуют радиальному, окружному и продольному направлениям. Продольное направление совпадает с анатомической осью MN бедренной кости.

Таблица 1 – Величина модуля упругости в узлах интерполяции.

Узлы интерполяции	Модуль упругости, ГПа
$A_2, L_2, P_2, M_2$	11,70
$A_k, L_k, P_k, M_k, k=1,3$	3,00
$A_n^{(0)}, L_n^{(0)}, P_n^{(0)}, M_n^{(0)}, n=1,2$	1,75

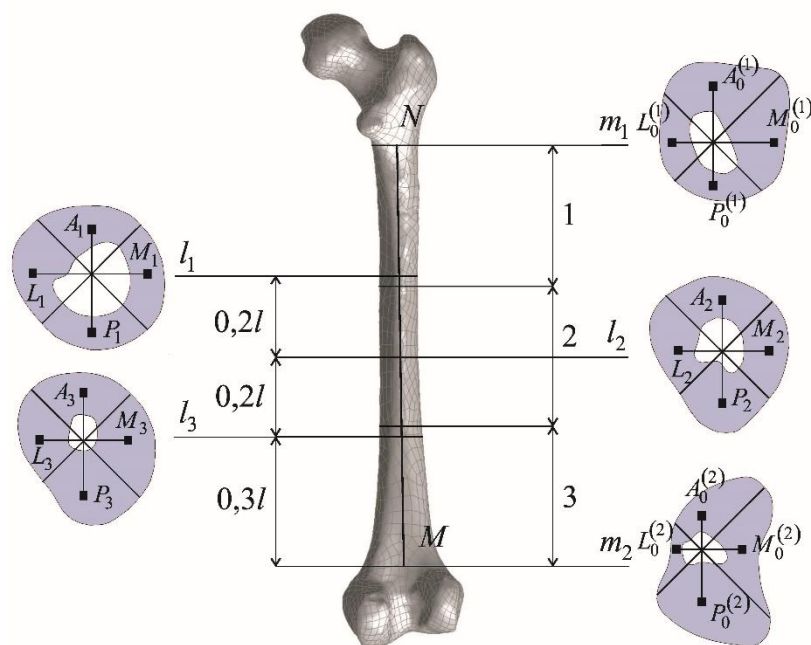


Рис.1. Уровни  $l_1, l_2, l_3$  диафиза бедренной кости с узлами интерполяции  $A_k, L_k, P_k$  и  $M_k$ ; уровни  $m_1, m_2$  между губчатой и кортикальной частью бедра с узлами интерполяции  $A_n^{(0)}, L_n^{(0)}, P_n^{(0)}, M_n^{(0)}, n=1,2$ ; MN – анатомическая ось;  $l$  – длина части кости примерно соответствующая кортикальной части; 1 – верхняя треть; 2 – средняя треть; 3 – нижняя треть.

Минимальное значение модуля упругости для дистальной и проксимальной частей бедренной кости составило 0,5 ГПа.

На основании данных таблицы 1 получена регрессионная функция, описывающая изменение модуля упругости вдоль анатомической оси бедренной кости.

$$E(z) = 0,5 + 157,257z - 4262,6z^2 + 43,047z^3 - 179320z^4 + 327056z^5 - 218037z^6, \quad (1)$$

где  $z$  – координата, изменяющаяся вдоль анатомической оси бедренной кости.

Величина коэффициента Пуассона была принята равной 0,33 для всей кости [9].

Модуль Юнга и коэффициент Пуассона материала имплантов – 200 ГПа и 0,3 соответственно.

Положение имплантов в проксимальной части бедра показано на рисунке 2.

Твердотельные модели имплантов были разработаны на основании патентов [5 – 7] в пакете SolidWorks.

Конечно-элементная сетка генерировалась в полуавтоматическом режиме. Размер элемента в проксимальном отделе составил 3 мм [10], в области предполагаемого начала патологического перелома – 0,5 мм, а в остальной части бедренной кости – 10 мм. Типом конечного элемента является тетраэдрический элемент Solid 185 [10].

Для имитации действия собственного веса на бедренную кость, нижняя часть кости жестко закреплялась по всем степеням свободы. К верхней трети головки бедра прикладывалась распределенная нагрузка. Линия действия нагрузки проходила через середину отрезка, соединяющего нижние мышечки. Контакт между бедренной костью и имплантами был задан типа Bonded («склейка»). Конечно-элементная модель бедренной кости и граничные условия приведены на рисунке 3.

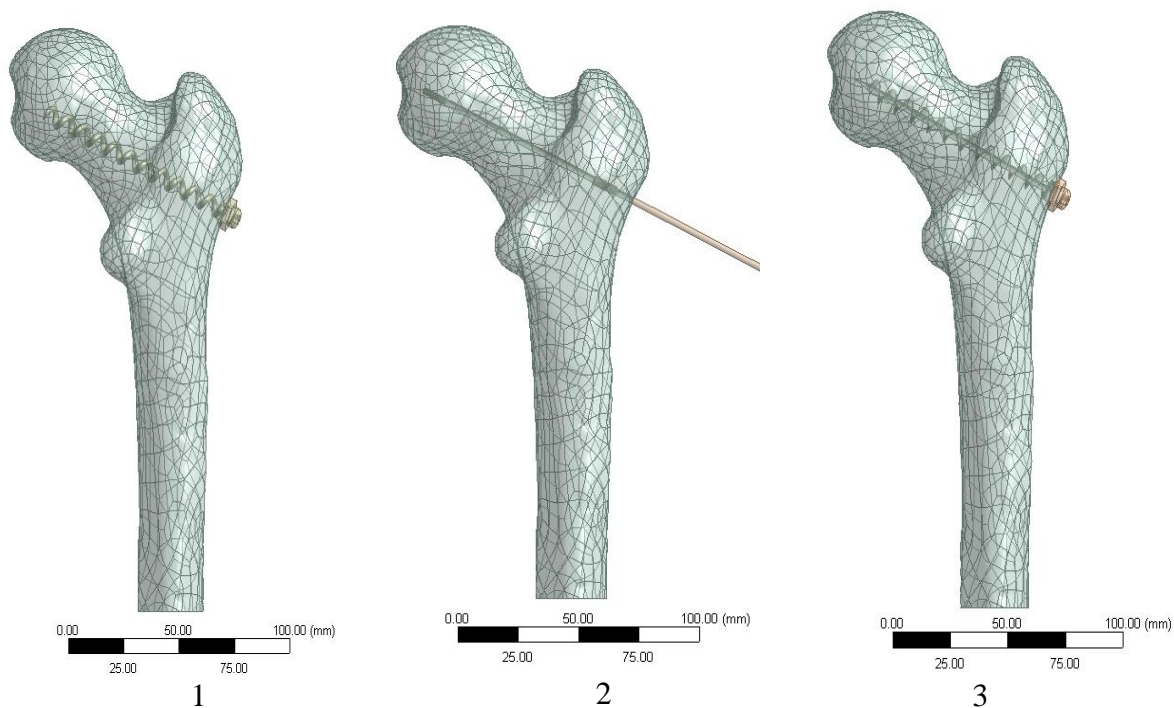


Рис. 2. Положение имплантов в проксимальном отделе: 1 – штопор, 2 – спица, 3 – шнек

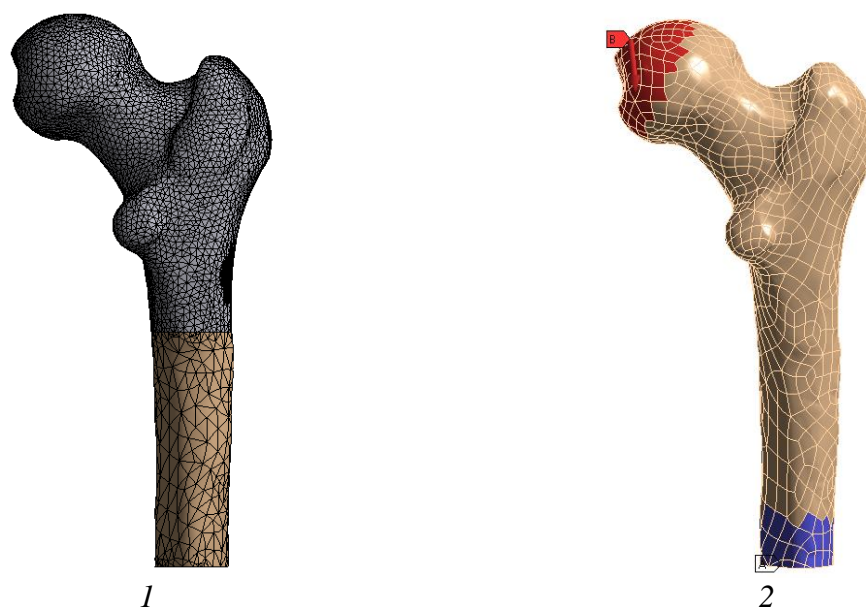


Рис. 3. Конечно-элементная модель бедренной кости: 1 – конечно-элементная модель бедренной кости, 2 – граничные условия, соответствующие действию собственного веса человека (маркер А – область жесткого закрепления, маркер В – область приложения распределенной нагрузки)

При оценке несущей способности интактной бедренной кости и бедренной кости с имплантатами использован подход, основанный на определении параметра поврежденности  $f = \varepsilon_1 / \varepsilon_c$  элемента [11] ( $\varepsilon_1$  - максимальная главная деформация,  $\varepsilon_c$  – предельная деформация, значение которой было принято равным 0,0165 [11]) . Если

для какого-либо элемента параметр поврежденности превышал 1, то модуль упругости этого элемента полагался равным 1 МПа [11]. Нагрузка является предельной, если при ее действии возникает связная область из 15 элементов с пониженной жесткостью [10].

Локализация области элементов со сниженной жесткостью при действии критической нагрузки на бедренную кость показана на рисунке 4.

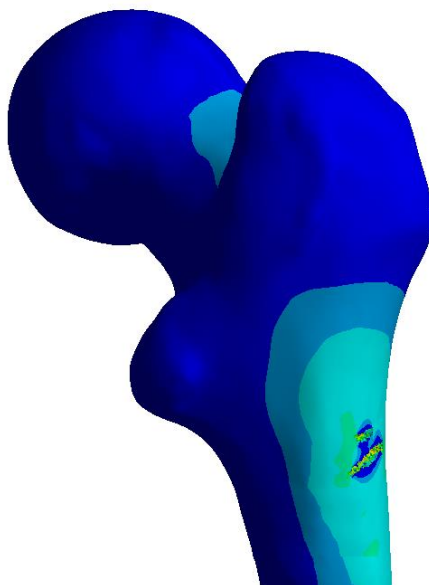


Рис. 4. Локализация области элементов со сниженной жесткостью

Соотношения величин предельных нагрузок, соответствующих образованию патологического перелома интактной кости и кости с внедренным имплантом показаны в таблице 2

Таблица 2 – Величины предельных нагрузок

Тип импланта, устанавливаемого в проксимальный отдел	Предельная нагрузка (изменение предельной нагрузки на кость с имплантом по отношению к интактной кости), Н
Интактная бедренная кость	7800 (100%)
Бедренная кость с шнеком	8767 (110,4%)
Бедренная кость с штопором	9336 (119,7%)
Бедренная кость со спицей	8568 (109,85 %)

**Заключение.** Оценка предельной нагрузки под действием собственного веса человека интактной бедренной кости и бедренной кости с армирующими имплантами, установленными в проксимальном отделе, была выполнена на основе конечно-элементной модели с нелинейным распределением модуля упругости костной ткани. Нелинейная зависимость модуля упругости от координаты вдоль анатомической оси бедренной кости была получена с использованием экспериментальных данных большого количества образцов. Для вычисления предельной нагрузки использовалась техника деградации конечных элементов. Трещина в интактной бедренной кости и кости с армирующими имплантами наблюдается в области большого вертела. Предельная нагрузка на бедренную кость может увеличиться на 10-20% после установки армирующих имплантов. Предельная нагрузка увеличивается примерно на 10% после установки шнека или спицы и на 20% после установки штопора. Поэтому использование штопора в качестве армирующего импланта является оптимальным

(предпочтительным).

**Благодарности.** Работа выполнена в рамках задания 1.8.01.1 «Разработать математические модели и методы решения новых классов краевых задач механики сплошных сред применительно к актуальным современным проблемам науки и техники» Государственной программы научных исследований «Конвергенция».

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Ossendorf C., Scheyerer M., Wanner G., Simmen H-P., Werner C. *Treatment of femoral neck fractures in elderly patients over 60 years of age - which is ideal modality of primary joint replacement // Patient Safety in Surgery. 2010, Vol. 4, P. 16-27.*
2. Lazarev I.A., Guk Yu.M., Oliynik Yu.V., Skiban M.V. *Stress-deformed state of the proximal branch of the cell of fibrous dysplasia under conditions of osteosynthesis by different types of clamps // Trauma. 2015, Vol. 16, P. 49-56.*
3. Jehn C., Diel I, Overkamp F., Kurth A., Schaefer R., Miller K., Luftner D. *Management of metastatic bone disease, algorithms for diagnostics and treatment // International Journal of Cancer Research and Treatment. 2016, Vol. 36, P. 2631-2637.*
4. Nishida Y., Tsukushi S., Hosono K., Nakashima H., Yamada Y., Urakawa H., Ishiguro N. *Surgical treatment for fibrous dysplasia of femoral neck with mild but prolonged symptoms: a case series // Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2015, Vol. 10, P. 63-70.*
5. Матвеев А.Л., Нехожин А.В. *Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов: Патент РФ на изобретение № 98901 от 10.11.2010.*
6. Матвеев А.Л., Нехожин А.В., Минасов Т.Б., Фролов А.В. *Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов ее при остеопорозе: Патент РФ на изобретение № 121725 от 10.11.2012.*
7. Матвеев А.Л., Нехожин А.В., Минасов Т.Б., Степанов О.Н., Дубров В.Э. *Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра: Патент РФ на изобретение № 136703 от 20.01.2014.*
8. Rho J. *An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone // Ultrasonics. 1996, Vol. 34, P. 777-783.*
9. Duda G., Heller M., Albinger J., Schulz O., Schneider E., Claes L. *Influence of muscle forces on femoral strain distribution // Journal of Biomechanics. 1998. Vol. 31. P. 841-846.*
10. Keyak J. *Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models // Medical Engineering & Physics. 2001. Vol. 23. P. 165-173.*
11. Marco M., Giner E., Larrainzar-Garijo R., Caeiro J., Miguelez M. *Modelling of femur fracture using finite element procedures // Engineering Fracture Mechanics. 2018, Vol. 196, P. 157-167.*