

УДК 534/539:[57+61]

**С.М. БОСЯКОВ**, д-р физ.-мат. наукдекан механико-математического факультета<sup>1</sup>

E-mail: bosiakov@bsu.by

**М.А. НИКОЛАЙЧИК**магистрант механико-математического факультета<sup>1</sup>

E-mail: migelior@gmail.com

**А.Л. МАТВЕЕВ**, канд. мед. наукврач-травматолог-ортопед травматологического отделения<sup>2</sup>

E-mail: a.matveev57@mail.ru

**Т.Б. МИНАСОВ**, д-р мед. наукзаведующий кафедрой травматологии и ортопедии<sup>3</sup>

E-mail: m004@yandex.ru

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет, г. Минск, Республика Беларусь<sup>2</sup>Новокуйбышевская центральная городская больница, г. Новокуйбышевск, Россия<sup>3</sup>Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа, Россия*Поступила в редакцию 02.07.2019.*

## ОЦЕНКА ПРЕДЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ НА БЕДРЕННУЮ КОСТЬ С ТЕЛЕСКОПИЧЕСКИМ ИЛИ ИЗОЭЛАСТИЧЕСКИМ ИМПЛАНТАТОМ В ПРОКСИМАЛЬНОМ ОТДЕЛЕ

*Для предотвращения переломов проксимального отдела бедра вследствие остеопороза или возникновения опухолеподобных образований применяются различные интрамедуллярные имплантаты. Целью работы является оценка предельной нагрузки на бедренную кость с установленным в ее проксимальном отделе телескопическим или изоэластическим интрамедуллярным имплантатом на основании конечно-элементного моделирования. Прикладываемая к бедренной кости нагрузка соответствует действию собственного веса человека. Оценка предельной нагрузки выполнена с использованием параметра поврежденности конечного элемента, определяемого соотношением главной максимальной деформации и критической деформации для губчатой костной ткани. Установлено, что после использования телескопического и изоэластического имплантатов увеличение предельной нагрузки на бедренную кость составляет 48 % и 81 % соответственно по сравнению с интактной бедренной костью. Показано, что локализация перелома после установки имплантатов наблюдается в области, расположенной ниже большого вертела, что соответствует результатам клинических наблюдений.*

**Ключевые слова:** бедренная кость, интрамедуллярный имплантат, телескопический имплантат, изоэластичный имплантат, предельная нагрузка, конечно-элементное моделирование

**Введение.** Патологические переломы, локализованные в проксимальном отделе бедренной кости, зачастую вызваны опухолеподобными поражениями и/или уменьшением минеральной плотности костной ткани при остеопорозе [1]. Одной из методик предотвращения перелома является внедрение в кость металлических имплантатов, в частности, эндопротезов, интрамедуллярных и блокирующих имплантатов. Стендовые испытания показали, что интрамедуллярные имплантаты обеспечивают значительное повышение предельной нагрузки, соответствующей возникновению патологического перелома, по сравнению с бедренной костью без имплантата [2, 3]. Целью работы является оценка предельной нагрузки, соответствующей возникновению патологического перелома в проксимальном отделе бедренной

кости для бедренной кости с внедренными в нее телескопическим или изоэластическим имплантатом. Конструкции имплантатов разработаны в Новокуйбышевской центральной городской больнице [4–6].

**Конечно-элементное моделирование.** Твердотельная модель бедренной кости разработана на основании компьютерной томографии взрослого человека (мужчина, 46 лет), предоставленной Республиканским научно-практическим центром травматологии и ортопедии (Республика Беларусь). Анизотропные упругие свойства кортикальной костной ткани бедра описываются нелинейными регрессионными функциями [3, 7] с использованием метода наименьших квадратов на основании значений модуля упругости в нижней, средней и верхней третях бедренной кости, а также на

уровнях, расположенных в кортикальной костной ткани диафиза и интактной бедренной кости и приблизительно между губчатой и кортикальной костными тканями в разных частях бедренной кости. Величины модуля упругости костной ткани для различных отделов бедренной кости приведены в таблице 1 [8].

Губчатая костная ткань в дистальном и проксимальном отделах бедра моделируется изотропным материалом минимальным значением модуля упругости 0,5 ГПа. Коэффициент Пуассона принимается равным 0,33 как для кортикальной, так и губчатой костной ткани бедра [8]. Твердотельные модели имплантатов разработаны на основании патентов [4–6]. Модуль Юнга и коэффициент Пуассона материала имплантатов принимаются 200 ГПа и 0,3 соответственно.

Интрамедуллярный телескопический имплантат состоит из телескопического губчатого винта-штопора с общей длиной, не превышающей длину шейки бедра у предполагаемого пациента, спиральной частью, равной диаметру головки бедренной кости пациента и удлиненной шейки винта под телескопическую трубку-направитель с режущей кромкой, являющейся составной частью устройства, и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты, изготовленные из нержавеющей стали. Особенностью изоэластичного имплантата является возможность эндопротезирования тазобедренного сустава с заменой суставных поверхностей и профилактики остеопоротических переломов проксимального отдела бедренной кости. Такой имплантат содержит интрамедуллярный армирующий элемент, сферический элемент эндопротеза головки бедра, в котором втулка сферического элемента эндопротеза головки бедра выполнена на всю длину шейки бедра и использована в качестве армирующего элемента шейки бедра, а в проксимальном отделе бедренной кости установлен интрамедуллярный штифт, имеющий поперечный косой канал для фиксации указанной втулки, а верхняя часть интрамедуллярного штифта снабжена цилиндрическим усеченным наконечником, при этом усеченная часть наконечника упирается в боковую поверхность блокирующего винта, установленного в отверстии втулки.

Таблица 1 — Модули упругости костной ткани  
Table 1 — Elasticity moduli of bone tissue

Отдел бедренной кости	Модуль упругости, ГПа
Наибольшее значение модуля упругости в области средней трети бедренной кости, ГПа	11,70
Наибольшее значение модуля упругости в области нижней и верхней трети, ГПа	3,00
Среднее значение модуля упругости в области нижней и верхней трети, ГПа	1,75

Расположение телескопического и изоэластичного имплантатов в проксимальной части бедра представлено на рисунке 1.

Генерация конечно-элементной модели осуществлялась в полуавтоматическом режиме. Наибольший размер ребра элемента в проксимальном отделе составил 3,0 мм, в вертлужной области и области шейки бедра размер ребра конечного элемента равен 0,5 мм, в остальной части кости — 10,0 мм. Использован тетраэдрический тип конечного элемента Solid185.

Для имитации действия собственного веса на бедренную кость к верхней трети головки бедра прикладывалась распределенная нагрузка таким образом, что линия действия нагрузки проходила через середину отрезка, соединяющего нижние мышелки; нижняя часть кости жестко закреплена. Между бедренной костью и имплантатами задан контакт типа Bonded («склейка»).

Для оценки несущей способности интактной бедренной кости и бедренной кости с имплантатом использован подход, основанный на определении параметра поврежденности элемента  $f = \varepsilon_1 / \varepsilon_c$  [9] ( $\varepsilon_1$  — максимальная главная деформация;  $\varepsilon_c$  — предельная деформация для губчатой костной ткани,  $\varepsilon_c = 0,0165$  [9]). Если параметр поврежденности для какого-либо элемента превышает 1, модуль упругости этого элемента полагается равным 1 МПа [9]. Нагрузка является предельной, если при ее действии возникает связанная область из 15 элементов с пониженной жесткостью [10]. Локализация области элементов со сниженной жесткостью, соответствующая трещинообразованию при действии нагрузок различной величины, на бедренную кость показана на рисунке 2.

Соотношения величин предельных нагрузок, соответствующих образованию патологического

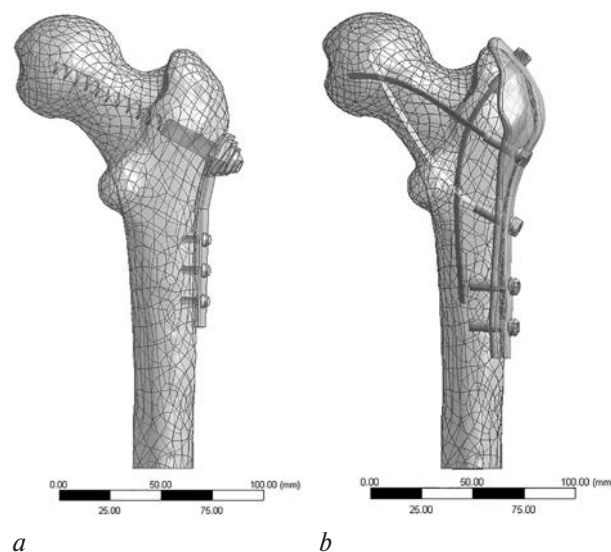
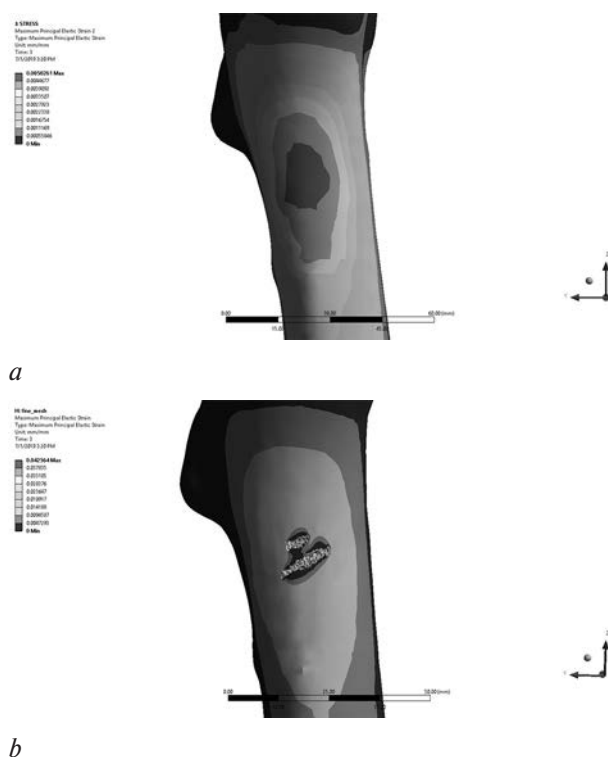


Рисунок 1 — Расположение интрамедуллярных имплантатов в проксимальном отделе: а — телескопический имплантат; б — изоэластичный имплантат  
Figure 1 — Location of intramedullary implants in the proximal part: а — telescopic implant; б — isoelastic implant



**Рисунок 2** — Область трещинообразования в вертлужной области интактной бедренной кости: *a* — область трещинообразования при нагрузке 2500 Н; *b* — область трещинообразования с пятнадцатью элементами со сниженной жесткостью, соответствующая предельной нагрузке 7800 Н  
**Figure 2** — Area of crack formation in the acetabular part of the intact femur: *a* — area of crack formation at a load of 2500 N; *b* — area of crack formation with fifteen elements with reduced stiffness, corresponding to the maximum load of 7800 N

перелома интактной кости и кости с внедренным имплантатом, приведены в таблице 2.

Из рисунка 2 видно, что трещинообразование костной ткани после интактной бедренной кости наблюдается в области, расположенной ниже большого вертела, в то время как в кости с изоэластическим или телескопическим имплантатом эта область наблюдается в районе головки. Главным преимуществом использования интрамедуллярных имплантатов является увеличение предельной нагрузки на бедренную кость, что указывает на возрастание прочностных свойств бедренной кости после имплантирования.

**Заключение.** На основании конечно-элементной модели с нелинейным распределением модуля упругости костной ткани выполнена оценка предельной нагрузки, соответствующей действию собственного веса человека, на бедренную кость с телескопическим или изоэластическим имплантатом, установленным в проксимальном отделе. Для вычисления предельной нагрузки использован подход, основанный на деградации конечных элементов. Трещинообразование в бедренной кости с армирующими имплантатами наблюдается в области большого вертела. Установлено, что предельная нагрузка на бедренную кость увеличивается приблизительно на 48 % и 81 % после

**Таблица 2** — Величины предельных нагрузок  
**Table 2** — Values of ultimate loads

Модель	Предельная нагрузка (увеличение предельной нагрузки на кость с имплантом по отношению к предельной нагрузке на интактную кость), Н
Интактная бедренная кость	7800 (100 %)
Бедренная кость с телескопическим имплантатом	11 550 (148 %)
Бедренная кость с изоэластическим имплантатом	14 190 (181 %)

установки телескопического и изоэластического имплантата соответственно, в то время как армирующие имплантаты обеспечивают повышение предельной нагрузки на 10–20 % [3]. Таким образом, использование телескопического и изоэластического имплантатов является предпочтительным с точки зрения повышения предельной нагрузки, соответствующей возникновению патологического перелома в проксимальном отделе, по сравнению с использованием армирующих имплантатов. Кроме этого, отсутствие трещинообразования в области шейки бедра также указывает на преимущество использования интрамедуллярных телескопических и изоэластических имплантатов.

*Работа выполнена в рамках задания 1.8.01.1 Государственной программы научных исследований «Междисциплинарные научные исследования, новые зарождающиеся технологии как основа устойчивого инновационного развития» подпрограммы «Разработать математические модели и методы решения новых классов краевых задач механики сплошных сред применительно к актуальным современным проблемам науки и техники» на 2016–2020 годы (Республика Беларусь).*

**Список литературы**

1. Treatment of femoral neck fractures in elderly patients over 60 years of age — which is ideal modality of primary joint replacement / С. Ossendorf [et al.] // Patient Safety in Surgery. — 2010. — Vol. 4. — Pp. 16–27.
2. Stress-deformed state of the proximal branch of the cell of fibrous dysplasia under conditions of osteosynthesis by different types of clamps / I.A. Lazarev [et al.] // Trauma. — 2015. — Vol. 16. — Pp. 49–56.
3. Bosiakov, S. Assessment of the ultimate load on femur with reinforcing implant in then proximal part / S. Bosiakov, A. Matveev, M. Nikolaitchik // Series of biomechanics. — 2018. — Vol. 32, № 4. — Pp. 5–10.
4. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов: пат. RU № 98901 / А.Л. Матвеев, А.В. Нехожин. — Оpubл. 10.11.2010.
5. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов ее при остеопорозе: пат. RU № 121725 / А.Л. Матвеев, А.В. Нехожин, Т.Б. Минасов, А.В. Фролов. — Оpubл. 10.11.2012.
6. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра: пат. RU № 136703 / А.Л. Матвеев, А.В. Нехожин, Т.Б. Минасов, О.Н. Степанов, В.Э. Дубров. — Оpubл. 20.01.2014.

7. Numerical and analytical model of long tubular bones with anisotropic distribution of elastic properties / S. Bosiakov [et al.] // *Procedia Structural Integrity*. — 2018. — Vol. 13. — Pp. 636–641.
8. Rho, J. An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone / J. Rho // *Ultrasonics*. — 1996. — Vol. 34. — Pp. 777–783.
9. Modelling of femur fracture using finite element procedures / M. Marco [et al.] // *Engineering Fracture Mechanics*. — 2018. — Vol. 196. — Pp. 157–167.
10. Keyak, J. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models / J. Keyak // *Medical Engineering and Physics*. — 2001. — Vol. 23. — Pp. 165–173.

**BOSIAKOV Sergei M., D. Sc. in Phys. and Math.**

Dean of the Faculty of Mechanics and Mathematics<sup>1</sup>

E-mail: bosiakov@bsu.by

**NIKOLAITCHIK Mikhail A.**

Master's Degree Student of the Faculty of Mechanics and Mathematics<sup>1</sup>

E-mail: migelior@gmail.com

**MATVEEV Anatoliy L., Ph. D. in Med.**

Traumatologist-orthopedist of the Department of Traumatology<sup>2</sup>

E-mail: a.matveev57@mail.ru

**MINASOV Timur B., D. Sc. in Med.**

Head of the Department of Traumatology and Orthopedics<sup>3</sup>

E-mail: m004@yandex.ru

<sup>1</sup>Belarusian State University, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Novokuybyshevsk Central City Hospital, Novokuybyshevsk, Russia

<sup>3</sup>Bashkir State Medical University, Ufa, Russia

Received 02 July 2019.

## ASSESSMENT OF ULTIMATE LOAD ON HUMAN FEMUR WITH TELESCOPIC OR ISOELASTIC IMPLANT IN PROXIMAL PART

*Different intramedullary implants are used to prevent the fractures of the proximal femur due to osteoporosis or tumors. The aim of the study is assessment of the ultimate load on the femur with a telescopic or isoelastic intramedullary implant attached in its proximal part on the basis of a finite element modeling. The load on the femur corresponds to the action of a human's own weight. Assessment of the ultimate load is carried out using the damage parameter for finite element, evaluated by the ratio of the main maximum strain and critical deformation for cancellous bone tissue. It has been identified that after using of the telescopic and isoelastic implants, the ultimate load on the femur increases approximately by 48 % and 81 %, respectively, compared with the intact femur. It is indicated that the fracture localization after implant attachment is observed in the area located below the greater trochanter that corresponds to the results of clinical observations.*

**Keywords:** femur, intramedullary implant, telescopic implant, isoelastic implant, ultimate load, finite element modeling

### References

1. Ossendorf C., Scheyerer M.J., Wanner G.A., Simmen H.P., Werner C.M. 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, pp. 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, pp. 49–56.
3. Bosiakov S., Matveev A., Nikolaitchik M. Assessment of the ultimate load on femur with reinforcing implant in then proximal part. *Series of biomechanics*, 2018, vol. 32, no. 4, pp. 5–10.
4. Matveev A.L., Nekhozhin A.V. *Ustroystvo dlya armirovaniya sheyki bedrennoy kosti i preventivnoy profilaktiki perelomov* [Device for strengthening the femoral neck and prevention of fractures]. Patent RF, no. 98901, 2010.
5. Matveev A.L., Nekhozhin A.V., Minasov T.B., Frolov A.V. *Ustroystvo dlya armirovaniya sheyki bedrennoy kosti i preventivnoy profilaktiki perelomov ee pri osteoporozе* [Device for strengthening the femoral neck and prevention of its fractures in osteoporosis]. Patent RF, no. 121725, 2012.
6. Matveev A.L., Nekhozhin A.V., Minasov T.B., Stepanov O.N., Dubrov V.E. *Ustroystvo dlya profilakticheskogo armirovaniya i preduprezhdeniya perelomov proksimalnogo otdela bedra* [Device for preventive reinforcement and prevention of fractures of the proximal femur]. Patent RF, no. 136703, 2014.
7. Bosiakov S., Yurkevich K., Silberschmidt V.V., Ershova A. Numerical and analytical model of long tubular bones with anisotropic distribution of elastic properties. *Procedia Structural Integrity*, 2018, vol. 13, pp. 636–641.
8. Rho J. An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics*, 1996, vol. 34, pp. 777–783.
9. Marco M., Giner E., Larrainzar-Garjio R., Caeiro J.R., Miguélez M.H. Modelling of femur fracture using finite element procedures. *Engineering Fracture Mechanics*, 2018, vol. 196, pp. 157–167.
10. Keyak J. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models. *Medical Engineering and Physics*, 2001, vol. 23, pp. 165–173.