

где $\langle E \rangle$ – усредненный модуль упругости, $\langle u_z \rangle$ – усредненное перемещение верхней грани образца, остальные обозначения имеют тот же смысл, что и в формуле (1).

Радиус стержня пористой структуры выбирался таким образом, чтобы эффективные модули упругости образца и регулярной пористой структуры совпадали. Результаты определения радиуса стержня пористой структуры на основании значения усредненного модуля упругости для различных образцов костной ткани представлены в таблице.

Таблица

Усредненные модули упругости образцов костной ткани и соответствующие им радиусы пористой структуры

Образец губчатой костной ткани	1	2	3
Модуль упругости $E = \langle E \rangle$, МПа	880,24	689,1	548,87
Радиус стержня пористой структуры, мм	1,444	1,278	1,14

Таким образом, параметризованная модель регулярной пористой структуры, может быть использована для изготовления имплантантов костной ткани бедренной кости человека, предназначенных для компенсации прочности кости, подвергшейся хирургической операции. Пористая структура такого имплантанта позволит за счет заполнения костной тканью улучшить его закрепление в кости.

Библиографические ссылки

1. *Luxner M. H., Stampfl J., Pettermann H. E.* Finite element modeling concepts and linear analyses of 3D regular open cell structures // *Journal of Materials Science*. 2005. Vol. 40. P. 5859–5866.
2. *Edwards W. B., Troy K. L.* Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius // *Medical Engineering & Physics*. 2012. Vol. 34. P. 290–298.

ВЛИЯНИЕ ОПУХОЛЕПОДОБНЫХ ПОРАЖЕНИЙ НА НЕСУЩЮЮ СПОСОБНОСТЬ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ

М. А. Николайчик

*Белорусский государственный университет, г. Минск;
nikolaitchik.m@gmail.com;
науч. рук. – С. М. Босяков, канд. физ.-мат. наук, доц.*

Опухолеподобные поражения проксимального отдела бедренной кости приводят к существенному снижению прочности проксимального отдела бедра, поскольку костная ткань в этом отделе, в основном, является губчатой. Целью настоящей работы

является определение предельной нагрузки на бедренную кость при наличии опухолеподобных новообразований локализованных в области шейки бедра и большого вертела, и имеющих различные геометрические размеры. Нагрузка на бедренную кость является статической и эквивалентна действию собственного веса человека. Значение предельной нагрузки выполняется для конечно-элементной модели бедренной кости, разработанной с использованием данных компьютерной томографии с учетом распределения минеральной плотности костной ткани, на основании расчета поврежденности по критерию Хоффмана для главных деформаций и критерию для максимальных сдвиговых деформаций. Полученные результаты могут быть использованы для формулировки рекомендаций по предупреждению патологических переломов в проксимальном отделе бедренной кости с новообразованием.

Ключевые слова: бедренная кость; метод конечных элементов; опухолеподобное новообразование; предельная нагрузка; поврежденность.

УПРУГИЕ СВОЙСТВА КОСТНОЙ ТКАНИ

Твердотельная модель бедренной кости получена на основании компьютерной томографии с использованием пакета Mimics Materialize. При определении физико-механических свойств учитывалось распределение минеральной плотности костной ткани по уровню серого цвета на томографических снимках, обуславливающее нелинейное распределение модуля упругости по длине кости и в ее поперечных сечениях. Эквивалентная плотность гидроксиапатита кальция ρ (в г/см³) и модуль упругости E (в МПа) в зависимости от единиц Хаунсфилда (HU) определялись следующим образом [1]:

$$\rho = 0,0069 + 0,0007HU,$$
$$E = 10,5(0,0698 + 0,839\rho)^{2,85}.$$

Коэффициент Пуассона для губчатой и кортикальной костной ткани принимался равным 0,3 [1].

ГРАНИЧНЫЕ УСЛОВИЯ

Кость жестко закреплялась в нижней части между латеральным и медиальным надмышцелками. Нагрузка прикладывалась к третьей части головки бедренной кости таким образом, чтобы линия действия силы проходила через середину отрезка, соединяющего нижние мышцелки. Такой вариант нагружения соответствует действию собственного веса на бедренную кость. Граничные условия, накладываемые на модель бедренной кости, обозначены на рис. 1 (конечно-элементное моделирование выполнялось в программном комплексе ANSYS Workbench 18.2).

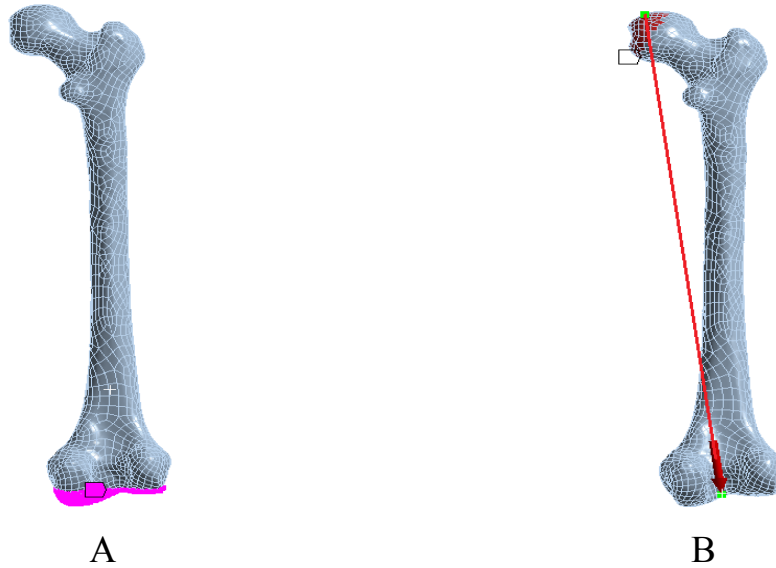


Рис. 1. Область жесткого закрепления кости (А) и область приложения нагрузки с линией ее действия (В)

Отметим, что равнодействующая нагрузки составляет приблизительно угол 8° с анатомической осью бедренной кости.

Выбор критериев

При оценке несущей способности бедренной кости использовались критерий для максимальных сдвиговых деформаций и критерий Хоффмана для главных деформаций [1]:

$$\frac{\gamma_{\max}}{\gamma_y} \geq 1, \quad (1)$$

$$\frac{1}{2\varepsilon_t\varepsilon_c} \left((\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_1 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 \right) + \left(\frac{1}{\varepsilon_t} - \frac{1}{\varepsilon_c} \right) (\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3) \geq 1, \quad (2)$$

где γ_{\max} – максимальная сдвиговая деформация, γ_y – предельная сдвиговая деформация (в нашем случае $\gamma_y = 0,0146$ [1]), ε_1 , ε_2 и ε_3 – главные деформации, ε_t – предельная деформация на растяжение, ε_c – предельная деформация на сжатие. Значения предельных деформаций на сжатие и растяжение пропорциональны $\varepsilon_t = k\varepsilon_c$, коэффициент k принимает одно из значений 0,75 или 0,5. Предельная деформация на сжатие ε_c принималась равной 0,011 [1].

РАСЧЕТ ПРЕДЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ

Новообразования моделировались в виде полости внутри проксимального отдела бедренной кости. Их геометрические размеры изменялись в пределах от 22 мм до 45 мм [2]. Локализация новообразований задавалась в соответствии с данными клинических наблюдений [2]. На основании критериев (1) и (2) осуществлялась оценка предельной нагрузки (нагрузки, при которой происходит возникновение патологического перелома) на кость посредством вычисления поврежденности [3]. Для бедренной кости в норме (без костных дефектов и новообразований) предельная нагрузка эквивалентная действию собственного веса человека, которая приводит к образованию трещин в проксимальном отделе кости составила $\approx 7,8$ кН. Результаты вычислений предельной нагрузки для бедренных костей с различным образом расположенными новообразованиями показали снижение величины нагрузки в среднем на 5-10%. Наиболее опасной для возникновения патологического перелома является локализация новообразования в области большого вертела, поскольку в этом случае предельная нагрузка снижается на 32–35%. Расположение конечных элементов, для которых не выполняются критерии (1) и (2), в сечении бедренной кости приведено на рис. 2 и 3.

Из рис. 2 и 3 видно, что локализация элементов, в которых не выполняются критерии разрушения (1) и (2) для бедренной в норме (без костных дефектов и новообразований) соответствует области шейки бедра. Это указывает на то, что возникновение трещины при переломе наблюдается в этой области. Для бедренной кости с новообразованием в проксимальном отделе элементы, для которых не выполняются критерии разрушения, располагаются как в области шейки бедра, так и в подвертельной области.



Рис. 2. Локализация опасного объема кости с поражением (А) и кости в норме (В) в соответствии с критерием Хоффмана



Рис. 3. Локализация опасного объема кости с поражением (А) и кости в норме (В) в соответствии с критерием по максимальным сдвиговым деформациям

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Конечно-элементный анализ поврежденности бедренной кости показал, что наиболее опасным для возникновения патологического перелома является возникновение новообразования в задней части большого вертела.

Библиографические ссылки

1. *Edwards W. B., Pharr G. M.* Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius // *Medical Engineering and Physics*. 2012. Vol. 34. P. 290–298.
2. *Derikx L. C., Van Aken J. B., Janssen D., Snyers A., Van der Linden Y. M., Verdonschot N., Tanck E.* The assessment of the risk of fracture in femora with metastatic lesions // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 2012. Vol. 94-B. P. 1135–1142.
3. *Marco M., Giner E., Larrainzar-Garijo R., Caeiro J.R., Miguélez M.H.* Modelling of femur fracture using finite element procedures // *Engineering Fracture Mechanics*. 2018. Vol. 196. P. 157–167.

РАЗРАБОТКА ЭХО-МОДУЛЯ ДЛЯ НАЗЕМНОГО ДВИЖУЩЕГОСЯ РОБОТА НА БАЗЕ СИСТЕМЫ НА КРИСТАЛЛЕ SMARTFUSION2

А. М. Позняк

*Белорусский государственный университет, г. Минск;
krucios@mail.ru; науч. рук. – В. Я. Степанец, канд. техн. наук, доц.*

В данной работе представлен способ создания модуля аппаратного ускорения для устройств, использующих ультразвуковой модуль для измерения расстояния до препятствий и сервопривод, для управления позицией ультразвукового модуля. Описываются его преимущества и недостатки.