

# КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОВЕДЕНИЯ НОЖКИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Левадный Е.В. Днепропетровский национальный университет им. О. Гончара  
Механико-математический факультет  
Нуштаев Д.В., ООО «ТЕСИС», г. Москва

Приведены результаты конечно-элементного анализа напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава и проксимального отдела бедренной кости. Исследовано биомеханическое поведение конструкции имплантата и поврежденной кости. Произведено сравнение характера распределения напряжения в эндопротезированной и здоровой кости.

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование, метод конечных элементов, биомеханика, напряженно-деформированное состояние, эндопротез, бедренная кость.

## Введение

Существует много причин, которые могут приводить к заболеваниям тазобедренного сустава. Наиболее распространенной причиной является патологическое разрушение хрящевой ткани сустава (остеоартрит), с переходом в остеоартроз. Врожденные деформации тазобедренного сустава и предрасполагающие состояния, а также его повреждения являются дальнейшими причинами, ведущими к разрушению костной и хрящевой ткани. Это приводит к болям и обездвиживанию тазобедренного сустава.

Установка искусственного сустава позволяет устранить или значительно уменьшить болевой синдром, обеспечить опороспособность конечности, восстановить движение в суставе [1].

Работоспособность биомеханической системы определяется напряженно-деформированным состоянием и механическим поведением каждого элемента этой системы при функциональных нагрузках. Если функциональные нагрузки вызывают в каких-либо микрообъемах материалов компонентов механические напряжения, превышающие некоторые критические значения (например, предел прочности, предел усталости и др.), то происходит либо разрушение одного или нескольких компонентов, либо их необратимая деформация, что приводит к частичной или полной потере работоспособности всей системы.

На сегодняшний день наиболее эффективным и, пожалуй, единственным численным методом решения подобных биомеханических задач с учетом гетерогенного строения и сложного характера нагружения является метод конечных элементов (МКЭ) [2].

## Цель исследования

Изучить напряженно деформированное состояние костных структур бедренной кости и механическое поведение ножки эндопротезов тазобедренного сустава. Сравнить характер распределения напряжений в здоровой и эндопротезированной бедренной кости.

## Материалы и методы

Для определения напряженно-деформированного состояния системы “бедренная кость – ножка эндопротеза” на первом этапе исследования стала задача разработки геометрических 3D моделей объектов исследования.

В данной работе, для построения трехмерной модели бедренной кости использовалась многослойная (64 срезовая) компьютерная томография, с помощью которой было получено 200 КТ снимков. Толщина среза составляет 0.75мм. После этого, с помощью программного обеспечения, используя данные снимки, происходило создание

поверхностной сетки (\*.stl) для экспорта. Затем в CAD приложении поверхностная сетка редактировалась, разделялась на 2 слоя (кортикальный и спонгиозной) для получения приемлемой объемной модели (Рис. 1).

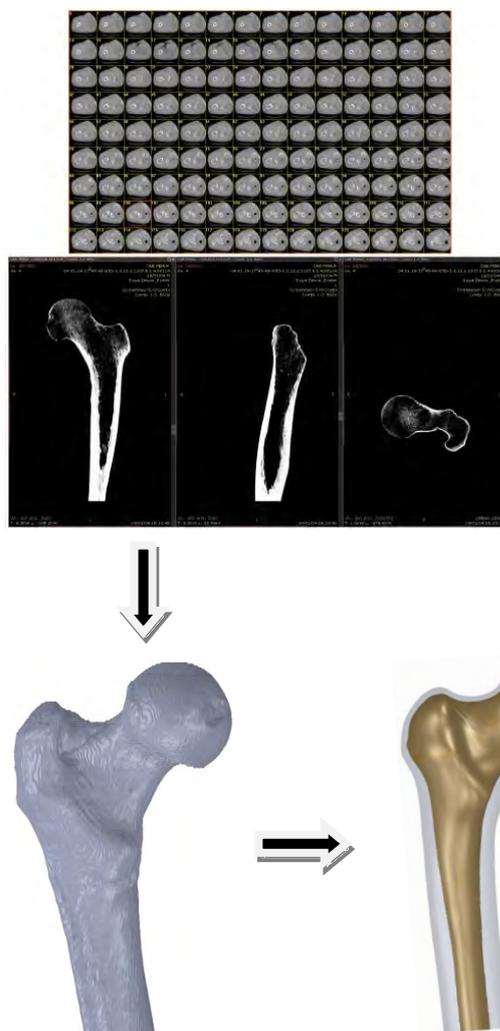


Рис. 1. Технология получения геометрических моделей костей человека

Геометрические параметры модели ножки эндопротеза точно соответствуют их реальным размерам. Компьютерное моделирование было проведено для конической ножки «метафизарно - диафизарного типа бесцементной фиксации»

Бедренный компонент с конической ножной состоит из двух элементов: ножки и шаровой головки. Головка диаметром 28 мм (рис. 2). Ножка состоит из трех отделов: шейки, на которой крепится головка, метафизарной и диафизарной частей.

На рисунке изображена шейка (2) эндопротеза для посадки головки (1). Ножка бедренного компонента выполнена в виде клина. Клиновидная метафизарная часть (3) повышает механическую стабильность ножки и оптимизирует напряжение, оказываемое ножкой в проксимальном направлении. Дистальная часть ножки (4) имеет коническую форму. Такое заклинивание облегчает посадку в узкий костномозговой канал. Шеечно-диафизарный угол  $130^\circ$ . Высокая ротационная стабильность эндопротеза достигается за счет особого вида сечения ножки, а специальная форма эндопротеза обеспечивает равномерную передачу нагрузки и максимальную сохранность костной ткани.

Метафизарно - диафизарная фиксация предусматривает плотное заклинивание длинной ножки в истмусе бедра и, фиксацию метафизарной части в проксимальном отделе кости (Рис. 3).

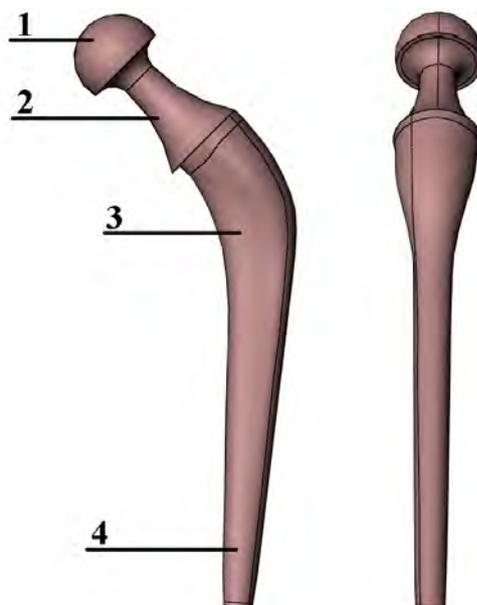


Рис. 2. Бедренный компонент базовой системы эндопротезов «ОРТЭН» с конической ножной

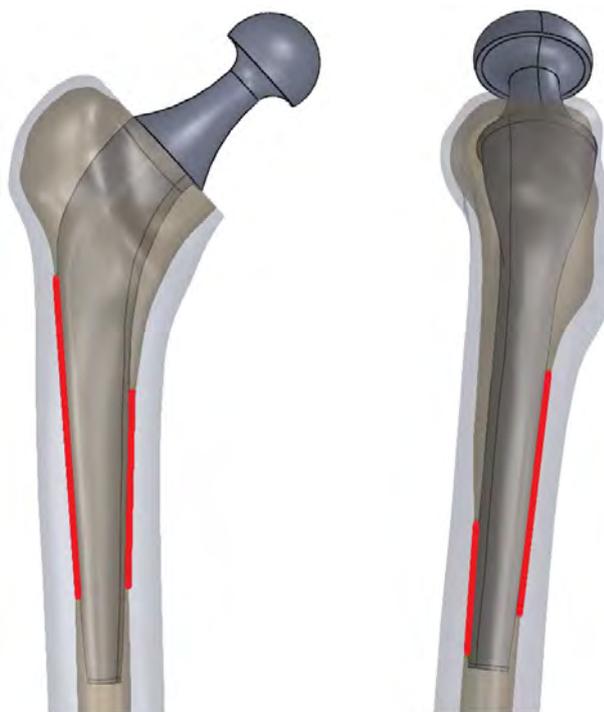


Рис. 3. Расположение эндопротеза в костномозговом канале бедренной кости при дистальном типе фиксации (красным выделены зоны контакта эндопротеза с кортикальным слоем кости)

После обеспечения высокого подобия объемной анатомической формы и размеров реальной системы – создания 3D моделей, необходимо было учесть гетерогенность структуры системы и ее компонентов, физико-механические свойства костных структур, материалов имплантата, характер и параметры взаимодействия на контактных поверхностях компонентов, реальный характер функциональных нагрузок. Все это, а также прочностной расчет выполнялся в универсальной программной системе конечно-элементного анализа Abaqus.

Расчетная модель была представлена из 623 тысяч элементов – линейных тетраэдров (рис. 4.). Общее число узлов составило 124 тысяч.



Рис.4. Конечно-элементная сетка установки бедренной кости с эндопротезом.

Контактная нагрузка, которая передается от вертлужной впадины к головке эндопротеза при двуопорном стоянии, может быть представлена в виде главного вектора  $F$ . В свою очередь равнодействующая сила  $F$  может быть представлена в виде 3-х составляющих компонентов, полученных при разложении  $F$  на оси локальной декартовой системы координат которая связанной с головкой эндопротеза (или головкой бедренной кости, в случае здоровой кости) (рис.5).  $X$  - фронтальная ось;  $Y$  - сагиттальная ось;  $Z$  - вертикальная ось.  $F_x = 52\%BT$ ;  $F_y = 32\%BT$ ;  $F_z = 225\%BT$  где  $BT$  – вес тела человека [3].

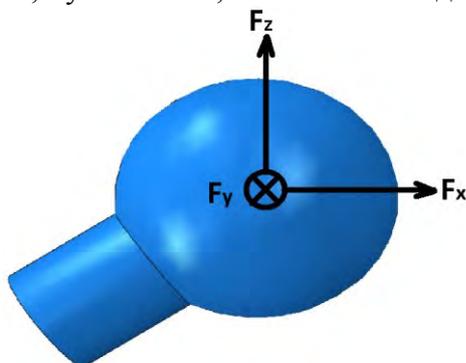


Рис. 5. Три составляющие компоненты нагрузки ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ )

Величина нагрузки для данной задачи принимались в соответствии типоразмера ножки бедренного компонента эндопротеза. В данной задаче рассматривалась нагрузка из расчета веса человека принятого равным 70кг. Т.е  $F_x=357Н$ ,  $F_y=220Н$ ,  $F_z=1545Н$ .

Для расчетов были использованы физико-механические параметры компонентов системы, взятые из литературных данных [4]:

Таблица 1 Физико-механические параметры моделируемых систем

Наименование материала	Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (МПа)
Кортикальная кость	17	0.3	160
Спонгиозная кость	1.5	0.3	6
Сталь 316L	200	0.3	520

## Результаты исследования и их обсуждения

Напряженно-деформированное состояние ножки формируется сочетанием изгибающего момента во фронтальной плоскости и силы сжатия в осевом направлении при существенном преобладании первого. С латеральной стороны ножки формируются растягивающие напряжения, а с медиальной – сжимающие, причем абсолютная величина растягивающих напряжений на одном и том же уровне ножки несколько меньше, чем сжимающих. Максимальные напряжения в имплантате локализованы с медиальной стороны в зоне контакта диафизарного отдела ножки эндопротеза и кортикала (рис. 6) а также в шейке эндопротеза.

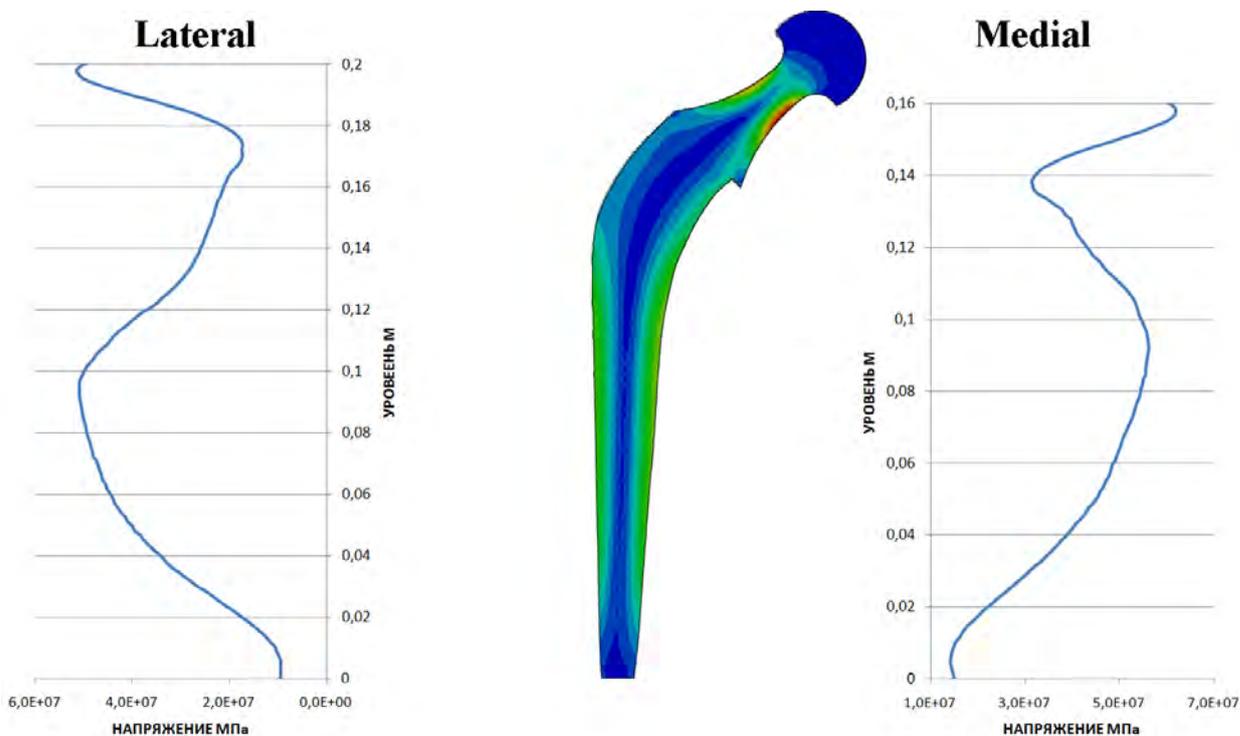


Рис. 6. Распределение напряжений в ножке эндопротеза

Результаты расчетов показали, что под действием нагрузки  $F$  смещения в осевом направлении центра головки естественной бедренной кости (1мм) и центра головки бедренного компонента эндопротеза (0.875мм) достаточно близки. Головка бедра смещается больше, чем головка эндопротеза, что связано с большей жесткостью системы с эндопротезом. Смещение головки бедренного компонента эндопротеза под воздействием нагрузки минимальны. Это исключает подвижность бедренного компонента, которая может быть причиной развития асептического расшатывания – нестабильности бедренного компонента (рис. 6).

Характер распределения напряжений в здоровой и эндопротезированной кости следующий. С латеральной стороны бедренной кости, подобно ножки эндопротеза, формируются растягивающие напряжения, а с медиальной – сжимающие. Растягивающие напряжения меньше сжимающих (рис. 7). Максимальные напряжения в кости локализованы с медиальной стороны в зоне контакта диафизарного отдела ножки эндопротеза и кортикала. Напряжения распределены по кости равномерно, что исключает чрезмерной концентрации механических напряжений (stress - shielding эффект) (рис. 25). Расчеты напряженно-деформированного состояния структур бедренной кости показаны на рисунке 7.

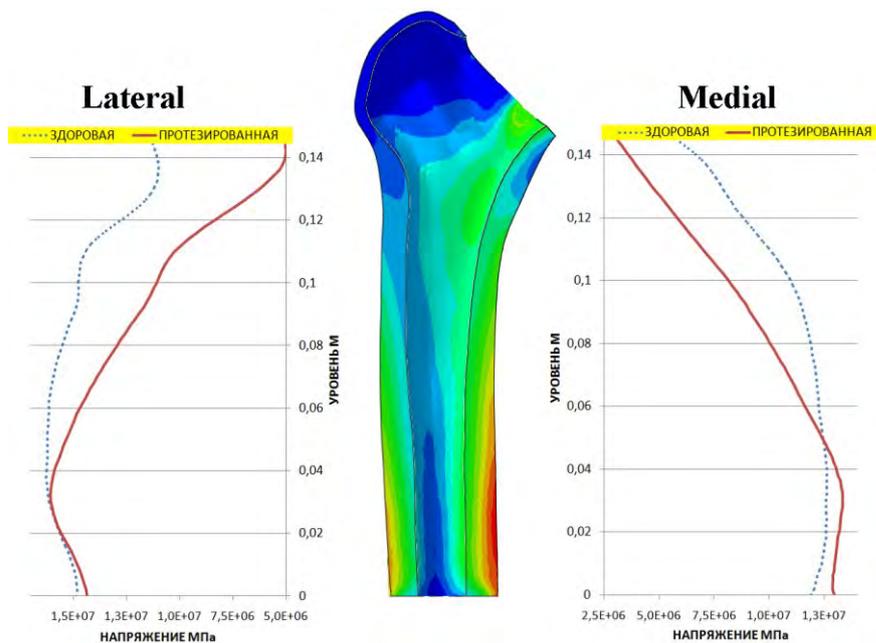


Рис. 7. Распределение напряжений в кортикальном слое бедренной кости без эндопротеза (•••), с ножкой (—)

### Выводы

Полученные данные математического моделирования позволяют прогнозировать фиксацию эндопротеза в организме человека.

Математическое моделирование поведения имплантата в бедренной кости с помощью программы Abaqus показало, что при физиологической нагрузке на установленный бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава метафизарно - диафизарной фиксации достигается близкое к нормальному (бедренная кость без эндопротеза) распределение осевых напряжений и смещение головки бедренного компонента эндопротеза.

### Литература

1. Маслов А. П. К вопросу эндопротезирования тазобедренного сустава / А. П. Маслов // ОТП, 2008. – № 2. – С. 10–14.
2. Сегерлинд Л. Дж. Применение метода конечных элементов / Сегерлинд Л. Дж // – М.: Мир, 1979.– 392 с.
3. G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. / Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. // Journal of Biomechanics 34 (2001) 859–871. 22 February 2001
4. D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. / D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst // Journal of Biomechanics 33 (2000) 1325-1330 6 March 2000.