

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПОРИСТОГО ТИТАНА, ПРИМЕНЯЕМОГО ДЛЯ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

А. В. Никитин

1. ВВЕДЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, несмотря на присущие ему сложности, занимает лидирующее положение в лечении больных с последствиями травм и заболеваниями тазобедренного сустава. Цель такого хирургического вмешательства заключается в замене трущихся поверхностей поврежденного сустава искусственным шарниром. При этом вертлужная впадина подвздошной кости протезируется чашкой, а головка бедренной кости – ножкой с расположенной на ней шаровидной головкой [1]. В зависимости от типа фиксации имплантата внутри кости, выделяют эндопротезы цементной и бесцементной фиксации. Цементная фиксация протеза осуществляется за счет введения цемента, обеспечивающего прочное закрепление эндопротеза внутри кости. Бесцементная фиксация имплантата на ранних этапах послеоперационного периода обеспечивается первичной стабильностью (геометрическим замыканием). Вторичная стабильность эндопротеза происходит за счет его биологической интеграции (врастанием костных тканей). Существует множество протезов, отличающихся друг от друга своими размерами, формами, а так же материалами из которого они изготовлены.

Благодаря хорошей биосовместимости и высокой прочности наряду с легким весом одним из лучших материалов, используемых при создании эндопротезов, является титан. Применение чистого титана равно как и его сплавов получило широкое применение в эндопротезировании суставов. Механические свойства данного металла позволяют замещать поврежденные части кости, сохраняя подвижность конечности на протяжении всего срока службы протеза.

Создание улучшенных пористых покрытий и первый опыт применения пористых объемных материалов, позволили достичь истинное костное врастание в пористую структуру и улучшить результат бесцементного эндопротезирования [2]. Наличие взаимосвязанных пор в объеме пористых вставок ножки эндопротеза, позволяет кровеносным сосудам образовать остеогенную ткань в толще материала и в последующем формирует костную ткань. Вростание полноценной кости в объемную

пористую структуру имплантата обеспечивает не только прочную связь протеза с костной тканью, но и создает биомеханическую систему передачи напряжений, возникающих под воздействием внешних нагрузок, от имплантата к кости.

Целью данных исследований является изучение эффекта врастания костной ткани в пористую структуру ножки эндопротеза тазобедренного сустава.

2. МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ

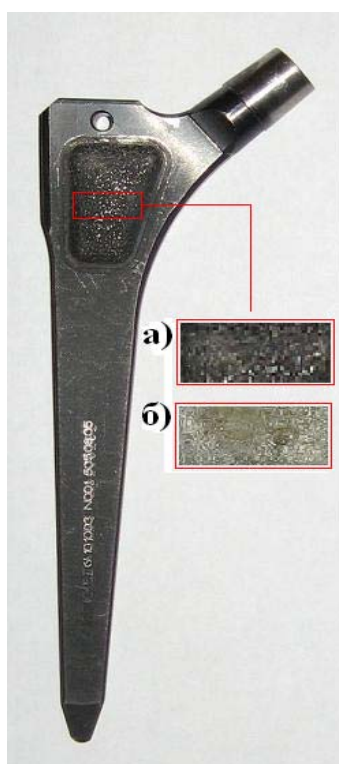


Рис. 1. Эндопротез тазобедренного сустава бесцементной фиксации.
а – пористая вставка, б – пористая вставка с костной тканью.

Для исследований была использована хорошо зарекомендовавшая себя в клиническом эндопротезировании ножка эндопротеза бесцементной фиксации системы SLPS производства ЗАО «Алтимед» (Беларусь). У основания ножки имеются вставки из пористого титана (рис.1), обеспечивающие прочное срастание протеза с костной тканью в проксимальной части ножки имплантата. Толщина вставок около 4мм и величина пор составляет от 150 до 350 микрон.

Для создания трехмерной модели пористой вставки был использован компьютерный томограф.

Компьютерная томография (КТ) – современный неразрушающий метод лучевой диагностики, позволяющий получить послойное изображение сложных трехмерных объектов.

Конечная трехмерная картинка состоящая из множества трехмерных пикселей(вокселей) численно реконструируется основываясь на двумерных картинках. В дальнейшем эти данные используются для создания конечно-элементной модели, представляющей собой действительную титановую пористую структуру.

С помощью программного обеспечения была создана трехмерная сетка отдельного сегмента пористой вставки размерами 3x3x4мм. Сетка высокого качества, состоящая из трехмерных, 10-узловых тетраэдров(C3D10) в количестве 841000 элементов. В дальнейшем,

были созданы граничные условия, жестко фиксирующие все узлы принадлежащих нижней плоскости в КЭ-модели, исключаящие как линейные, так и угловые перемещения (ENCASTRE). Узлы верхней плоскости были смещены на 0.05мм вдоль оси X по направлению к зафиксированным узлам, создавая усилие сжатие в модели. Для создания свойств материала КЭ-модели был использован титан с модулем упругости 110ГПа и коэффициентом пуассона 0.3. Расчет напряженно деформируемого состояния был выполнен на персональном компьютере. сустава.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Расчет напряженно деформируемого состояния показал, что под действием микро-сил наибольшее напряжение испытывают перемычки пористой структуры, что приводит к их изгибу и последующему разрыву. Данные КЭ-анализа подтверждаются экспериментальными данными, проведенными другими авторами [3]. Также было отмечено, что наибольшее напряжение испытывают перемычки расположенные параллельно оси нагрузки, а не перемычки расположенные перпендикулярно этой оси.

Описанная в данной статье методология позволяет производить КЭ анализ таких сложных трехмерных объектов, как пористые структуры. Делает возможным изучение механизма пластических деформаций на микро уровне. Как предполагалось, КЭ анализ показал, что распределение напряжений, возникающих под действием внешних сил зависит от размера, направленности и пространственного расположения пор в матрице.

Для дальнейшего изучения биомеханических свойств композита кость-пористый титан, предлагается заполнить поры модели дополнительным материалом, эмитирующим костную ткань.

Литература

1. *Тихилов Р. М.* Отдалённые результаты применения клиновидной ножки VerSys при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России.-3(57). 2010. С. 7–15.
2. *Bobyn JD.* Producing and avoiding stress shielding: laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1992. P. 79–96.
3. *Michailidis N.* Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals impose to mechanical loading. Colloids and Surfaces. 2011. P. 124–131.