

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «КОСТЬ-ИМПЛАНТАТ DHS» ПРИ ПЕРЕЛОМЕ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ТИПА 31A1.1

Бойко И.В.¹, Левадный Е.В.², Сабсай А.В.³, Макаров В.Б.³

¹ Государственное Управление Делами Президента Украины ГНУ «НПЦ ПКМ», центр малоинвазивной хирургии, г. Киев, Украина

² Днепропетровский Национальный Университет им. О.Гончара, г. Днепр, Украина

³ ГУ Специализированная многопрофильная больница №1 МЗ Украины, г. Днепр, Украина

Цель исследования. Определить особенности распределения напряжений в бедренной кости, при использовании накостного имплантата с шеечным винтом шнекового типа DHS, при различных прочностных характеристиках костных тканей, соответствующих норме и остеопорозу.

Материал и методы. На основе материалов предоставленных компанией Visual Human с помощью программного комплекса Rhino3d © построены модели бедренной кости и накостного фиксатора с шеечным винтом шнекового типа (DHS). Пластина моделировалась максимально детально, чтобы увеличить соответствие с реальной конструкцией и повысить достоверность получаемых результатов. Построенная геометрическая модель «кость-имплантат DHS» с моделированной линией перелома типа 31A1.1 (АО/ОТА) была переведена в конечноэлементную сетку в программном комплексе ANSYS. Рассматривалось вертикальное нагружение системы «кость-имплантат DHS» с предвари-тельной осевой компрессией шнекового винта силой 1710 N. Расчетная модель была представлена общим числом элементов: 396607, из них 390353 – С3D4 (4-х узловый элемент, линейный тетраэдр); 6254 – С3D8R (4-х узловый элемент, линейный гексаэдр). Для моделирования контакта было создано несколько контактных пар: болт-кость, болт-пластина, пластина-кость, винт-пластина, винт-кость, кость-кость (плоскость перелома). В качестве материала для имплантата использовалась сталь 316L (аналог 03X16H15M3).

Результаты и их обсуждение. Решение статической задачи, моделирующей режим работы сборки бедренной кости с накостным имплантатом DHS показало, что все элементы сборки работают в упругой зоне деформаций (максимальное напряжение в сборке не превышает предел текучести материала). Поэтому применение статического анализа можно считать правомерным. На основании анализа напряженно-деформированного состояния конструкции выявлены локализации в модели, где возникают наибольшие напряжения. При нормальной костной ткани максимальные напряжения в шейке бедренной кости составляют 8,8 МПа, а при остеопорозе – 10,8 МПа, в головке бедренной кости в зоне контакта с резьбой динамического шнекового винта в обоих случаях от 5 до 25 МПа. Влияние остеопороза уменьшает коэффициент запаса кортикального слоя на 22%, спонгиозного слоя на 33% и стали на 4%, сохраняя при этом достаточные условия прочности по каждому из материалов.

Выводы. Результаты расчета показали, что напряженно-деформированное состояние системы с характеристиками костной ткани без остеопороза и при остеопорозе изменилось до 20% в сторону увеличения напряжения. Рассматривая спонгиозные ткани в центре головки, у витков, ближайших к плоскости перелома, следует отметить, что уровень напряжений на некоторых участках резьбы увеличился до 20-25 МПа. Учитывая этот факт, и зная, что предел прочности для этого типа ткани составляет 4 МПа, можно заметить, что напряжения в центре головки бедренной кости, полученные при рассмотрении случая с остеопорозом, превышают предел прочности для этого типа ткани. Поэтому в области витков шнекового винта DHS, особенно близких к плоскости перелома остеопоротической бедренной кости, следует ожидать большую вероятность разрушения костной ткани