

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕНИЙ СИСТЕМЫ «КОСТЬ-ИМПЛАНТАТ» ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ГОЛОВКИ ЛУЧЕВОЙ КОСТИ РАЗРАБОТАННЫМ БИПОЛЯРНЫМ ИМПЛАНТАТОМ И ЭНДОПРОТЕЗОМ KPS

Бойко И.В.¹, Липовский В.И.², Макаров В.Б.³, Щербаков Д.Е.⁴

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

² Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара

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

⁴ КУ Городская больница №10, г. Кривой Рог, Украина

Целью работы является сравнительный анализ распределения напряжений в системе «кость-имплантат» для различных случаев сгибания в локтевом суставе и пронации-супинации предплечья при эндопротезировании головки лучевой кости (ГЛК) разработанным биполярным имплантатом ГЛК (патент Украины №83334) и биполярным эндопротезом ГЛК KPS (ChM, Польша).

Материалы и методы. На основе данных, предоставленных компанией Zygote Media Group, Inc., U.S. (<http://www.3dscience.com>) построена необходимая геометрическая модель, отвечающая достаточным требованиям для проведения математического моделирования. С целью максимально полного повторения биомеханики локтевого сустава в модели и расчетные схемы добавлены хрящевые поверхности и связки локтевого сустава. С помощью программного комплекса SolidWorks выполнено построение геометрической модели локтевого сустава с хрящевыми поверхностями. Каждый хрящ имеет толщину 1мм и повторяет Spline-поверхности кости. Подбор взаимного расположения костей, составляющих локтевой сустав, выполнен при условии контакта хрящей без проникновения. Далее модель была передана в комплекс ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) для уточнения параметров конечно-элементной модели, расчета, и визуализации результатов. При построении расчетной схемы локтевой сустав рассматривался в трех положениях: максимальной супинации, нейтральном и максимальной пронации. Каждому положению локтевого сустава соответствовали разные углы сгибания в локтевом суставе, а именно 00 , 300 , 600 , 900 и 1200 . Всего рассмотрено 45 геометрических моделей – по 15 для каждого расчетного случая – нормальный локтевой сустав, модель с разработанным биполярным эндопротезом ГЛК и модель с биполярным эндопротезом KSP. Условия нагружения взяты одинаковыми для всех расчетных моделей. Для создания геометрической модели с разработанным биполярным эндопротезом ГЛК и биполярным эндопротезом KSP в модели нормального локтевого сустава ГЛК обрезалась и вставлялся соответствующий эндопротез. Каждая геометрическая модель имела свою конечно-элементную сетку. Главным критерием ее построения было качество сетки и корректное моделирование контактных взаимодействий. Кол-во элементов изменялось в зависимости от модели. Для модели здорового локтевого сустава количество элементов составило 244393, для модели с разработанным биполярным эндопротезом – 301369, а для модели с биполярным эндопротезом KPS – 309093. При построении модели нормального локтевого сустава учтено взаимное влияние связок локтевого сустава на возможное изменение напряжений.

Результаты и их обсуждение. Разработанный биполярный эндопротез ГЛК с парой трения металл-металл является более жесткой конструкцией в сравнении с эндопротезом KPS. Однако, поля перемещений в суставе и величина максимальных возникающих деформаций в системе «кость-имплантат» с эндопротезом ГЛК имеют меньшую величину отклонений от деформаций, которые возникают в нормальном локтевом суставе, и в системе «кость-имплантат» с эндопротезом KPS. Это значит, что разработанный эндопротез ГЛК вызывает меньшее деформационное воздействие на локтевой сустав, чем эндопротез KPS. Поля напряжений определяются по полям деформаций. Величина этих

напряжений зависит от физико-механических характеристик материала эндопротеза. Существенное различие свойств материалов эндопротеза определяет и различие по величине возникающих напряжений. В биполярном эндопротезе ГЛК возникают наибольшие контактные напряжения на металлической головке и головочке плечевой кости в положении пронации и угле сгибания 0° , в нейтральном положении и угле сгибания 90° . Однако во всех остальных рассматриваемых расчетных случаях, величина, возникающих напряжений и деформаций, подобна значениям этих параметров, возникающих в здоровом локтевом суставе. Наибольшие напряжения возникают в локтевом суставе при угле сгибания 90° для всех расчетных случаев.

Выводы.

1) Разработанный биполярный эндопротез ГЛК с парой трения металл-металл по данным расчета не вызывает никаких критических воздействий на суставные поверхности и связочный аппарат локтевого сустава. Величина возникающих напряжений и деформаций подобна значениям этих параметров в здоровом локтевом суставе.

2) Поля деформаций, возникающие в разработанном биполярном эндопротезе ГЛК, имеют меньшую величину отклонения от деформаций нормального сустава по сравнению с деформациями, возникающими в системе «кость-имплантат» с эндопротезом KPS.