

УДК 616.717.5+616.727.3]-001.5/6-089.843:612.76

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017318-25>

Сравнительный биомеханический анализ напряжений системы «кость – имплантат» при эндопротезировании головки лучевой кости

С. С. Страфун ¹, И. В. Бойко ², В. И. Липовский ³, В. Б. Макаров ⁴, Д. Е. Щербаков ⁵

¹ ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», Киев

² Государственное управление делами Президента Украины ГНУ «НПЦ ПКМ», центр малоинвазивной хирургии, Киев

³ Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара, Украина

⁴ ГУ «Специализированная многопрофильная больница № 1 МЗ», Днепр, Украина

⁵ КУ «Городская больница № 10», Кривой Рог, Украина

Objective: to conduct a comparative analysis of stress distribution in the bone and implant system for various cases of the elbow joint flexion and supination in the endoprosthesis of the radial head with a developed bipolar implant and bipolar endoprosthesis KPS. Methods: based on data provided by Zygote Media Group, Inc., a geometric model was created. In order to maximally repeat the biomechanics of the elbow joint in the model and the calculation schemes, cartilage surfaces and ligaments of the elbow joint are added. Using the SolidWorks and ANSYS software, a finite-element model was created, and then the calculation and visualization of the results were performed. In total, 45 geometric models were examined for 15 cases: for normal elbow joint, models with bipolar radial head endoprosthesis — developed and KPS. Results: it was established that all elements of the developed bipolar radial head endoprosthesis meet the requirements of durability and toughness of the working structure. The values of stress and strains are compared with the values obtained for a model in a healthy elbow joint. In the «bone – implant» system, under the conditions of the radial head endoprosthesis, the developed bipolar implant and endoprosthesis KPS did not reveal significant differences in stress and strain fields in implants and in the structures of the elbow joint. The deformation fields that arise in the developed bipolar radial head endoprosthesis radial head had a smaller deviation from deformations of the normal joint compared to the KPS endoprosthesis. Conclusions: the developed bipolar radial head endoprosthesis with a pair of friction «metal – metal» does not exert a critical influence on the articular surfaces and the connective device of the elbow joint. Key words: radial head, radial head endoprosthesis, «bone – implant», finite element, biomechanical analysis, stress-strain state.

Мета: провести порівняльний аналіз розподілу напружень у системі «кістка – імплантат» для різних випадків згинання в ліктьовому суглобі та пронації-супінації за умов ендопротезування головки променевої кістки (ГПК) розробленим біполярним імплантатом і біполярним ендопротезом KPS. Методи: на основі даних, наданих компанією Zygote Media Group, Inc., побудовано геометричну модель. Для максимального повторення біомеханіки ліктьового суглоба в моделі та розрахункові схеми додані хрящові поверхні й зв'язки ліктьового суглоба. За допомогою програмного комплексу SolidWorks і ANSYS побудовано кінцево-елементну модель, а потім виконано розрахунок і візуалізацію результатів. Усього розглянуто 45 геометричних моделей по 15 для кожного випадку: для нормального ліктьового суглоба, моделей із біполярними ендопротезами ГПК — розробленим і KPS. Результати: встановлено, що всі елементи розробленого біполярного ендопротеза ГПК задовольняють вимогам міцності та жорсткості працездатної конструкції. Величини напружень і деформацій порівняні зі значеннями, одержаними для моделі в здоровому ліктьовому суглобі. У системі «кістка – імплантат» за умов ендопротезування ГПК розробленим біполярним імплантатом і ендопротезом KPS не виявлено істотних відмінностей у полях напружень і деформацій як у імплантатах, так і в структурах ліктьового суглоба. Поля деформацій, які виникають у розробленому біполярному ендопротезі ГПК мали меншу величину відхилення від деформацій нормального суглоба порівняно з ендопротезом KPS. Висновки: розроблений біполярний ендопротез ГПК із парою тертя «метал – метал» не чинить критичних впливів на суглобові поверхні та зв'язковий апарат ліктьового суглоба. Ключові слова: головка променевої кістки, ендопротез головки променевої кістки, «кістка – імплантат», кінцеві елементи, біомеханічний аналіз, напружено-деформований стан.

Ключевые слова: головка лучевой кости, эндопротез головки лучевой кости, «кость – имплантат», конечные элементы, биомеханический анализ, напряженно-деформированное состояние

Введение

В клинической практике для лечения оскольчатых переломов и переломовывихов головки лучевой кости (ГЛК) III типа по Mason используются моноблочные и биполярные эндопротезы [1–5]. Биполярный цементный эндопротез Жюде (Judet) с парой трения «полиэтилен – металл» впервые был применен в 1988 г. Его используют и сегодня в различных модификациях [6]. Биполярный эндопротез ГЛК KPS (Польша) [7, 8] с парой трения «полиэтилен – металл» широко применяют как в Польше, так и в Украине с 2004 г. Однако, он также предусматривает только цементную фиксацию. Разработанный авторами биполярный эндопротез с парой трения «металл – металл» [9] позволяет бесцементную фиксацию за счет специального пористого покрытия и особенностей дизайна ножи.

Изучение особенностей распределения полей напряжений в головке и шейке лучевой кости [10], а также контактных напряжений в плечелучевом и лучелоктевом суставах, характер перемещений в нормальном локтевом суставе и в случае эндопротезирования ГЛК различными конструкциями имплантатов является актуальным вопросом, требующим дальнейшего исследования.

Цель работы: провести сравнительный анализ распределения напряжений в системе «кость – имплантат» для различных случаев сгибания в локтевом суставе и пронации-супинации при эндопротезировании ГЛК разработанным биполярным имплантатом и биполярным эндопротезом KPS.

Материал и методы

На основе 3D данных, предоставленных компанией Zygote Media Group, Inc. и с помощью программного комплекса SolidWorks построена геометрическая модель локтевого сустава с хрящевыми поверхностями. Каждый хрящ имеет толщину 1 мм и повторяет Spline-поверхность кости. Подбор взаимного расположения костей, составляющих локтевой сустав, выполнен при условии контакта хрящей без проникновения. Геометрическая модель была использована в комплексе ANSYS для создания конечно-элементной модели, расчета и визуализации результатов.

При построении расчетной схемы локтевой сустав рассматривали в трех положениях: максимальной супинации, нейтральном и максимальной пронации. Каждому его положению соответствовали разные углы сгибания в локтевом суставе, а именно: 0°, 30°, 60°, 90° и 120°.

Таким образом, всего рассмотрено 45 геометрических моделей — по 15 для каждого расчетного случая, а именно: нормального локтевого сустава и моделей с биполярными эндопротезами ГЛК (разработанным и KSP). Значение нагрузки на локтевой сустав выбраны из условия, что ее $\frac{1}{4}$ часть приходится на сустав при отжимании человека весом 100 кг. На основе экспериментальных исследований [11–14] задано распределение нагрузки в локтевом суставе. Принято, что при опоре на лучезапястный сустав 70–75 % нагрузки передается через лучевую кость, а 25–30 % — через локтевую. Величину нагрузки задавали силой, приложенной вдоль оси кости из расчета соответственно 173 Н на лучевую и 74 Н на локтевую. Условия нагружения приняты одинаковыми для всех расчетных моделей. Взаимодействие контактных поверхностей хрящей представлено в виде контакта с трением. Принят коэффициент трения между хрящами равным 0,01 [15]. Модели с эндопротезами получены из модели нормального локтевого сустава ГЛК при помощи обрезки лучевой кости и вставки соответствующего эндопротеза. Каждая геометрическая модель имела свою конечно-элементную сетку. Главные критерии ее построения — это качество и корректное моделирование контактных взаимодействий (рис. 1).

При построении модели нормального локтевого сустава учтено взаимное влияние его связок на возможное изменение напряжений. Добавлены кольцевидная связка (*annular ligament*), боковые латеральные (*lateral ligament*) и боковые медиальные (*medial ligament*). Связки моделировали пружинами с заданной жесткостью, а именно: для *annular ligament* — 28500 N/m, *lateral et medial ligament* — 15500 N/m. Эти данные получены из экспериментальных исследований [16]. Геометрическая модель с контактными парами и схемой крепления связок нормального локтевого сустава представлена на рис. 2.

Влияние ограничений на лучевую и локтевую кость в зоне соединения с костями запястья для всех моделей задано в виде шарнирного подвижного закрепления, в котором возможно перемещение вдоль направления лучевой кости. Поскольку ориентация локтевого сустава задавалась относительно положения плечевой кости, то действием плечевого сустава на локтевой пренебрегали. Во всех моделях рассмотрено усеченную плечевую кость с закреплением в верхней части.



Рис. 1. Модель локтевого сустава с эндопротезом KPS в положении максимальной пронации с углом сгибания 90°

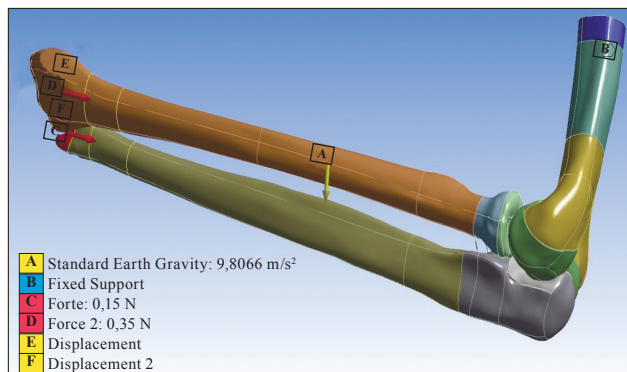


Рис. 3. Расчетная схема нормального локтевого сустава в положении максимальной супинации с углом сгибания 90°

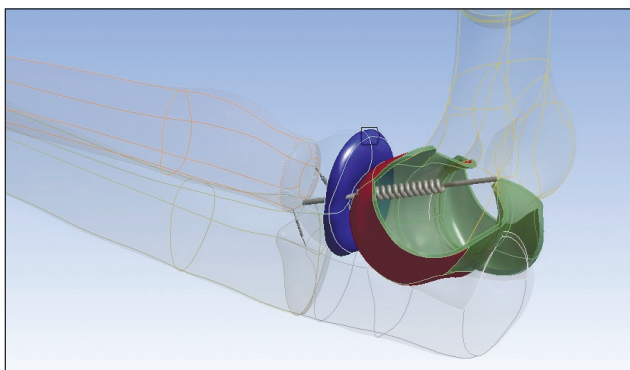


Рис. 2. Контактные пары и схема крепления связок нормального локтевого сустава

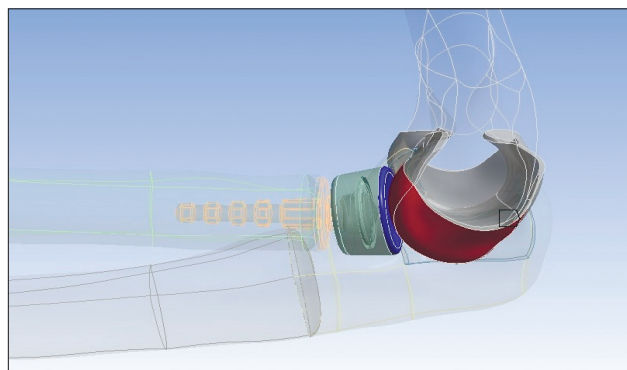


Рис. 4. Контактные взаимодействия в эндопротезе головки лучевой кости

Модель нормального локтевого сустава в положении максимальной супинации с углом сгибания 90° представлена на рис. 3.

В расчетных схемах с эндопротезами все контактные пары локтевого сустава рассматривались в виде контактов с трением. В контакте металлической головки с хрящом плечевой кости коэффициент трения принят равным 0,05; а сферы ножки и головки (пара трения «металл – металл») — 0,2 (рис. 4). В расчетной схеме с биполярным эндопротезом KPS контакты с трением (рис. 5) заданы со следующими коэффициентами: полиэтиленовая головка и хрящ плечевой кос-

ти — 0,05; металлическая ножка и полиэтиленовая головка — 0,1.

При построении физической модели локтевого сустава использовались физико-механические характеристики материалов (табл. 1).

Результаты и их обсуждение

Учитывая значительный объем визуальной информации выполненных расчетов, в данной статье в качестве иллюстраций приводим результаты только для разработанного эндопротеза ГЛК (рис. 6–9).

В табл. 2–5 сравнены показатели расчета для трех моделей. Табличному представлению результатов соответствует их графическая интерпретация.

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов

Материал	Плотность, ρ (кг/м ³)	Модуль Юнга, E (МПа)	Коэффициент Пуассона, μ	Предел прочности на растяжение, σ_+ (МПа)	Предел прочности на сжатие, σ_- (МПа)
Кортикальная кость	1800	18000	0,3	130	200
Спонгиозная кость	500	400	0,3	18,1	28,6
Гиалиновый хрящ	1100	10	0,4	25	25
Полиэтилен UHMWPE	930	830	0,4	42	55,2
Сталь S31673	8000	200000	0,3	500	200

Таблица 2

Сравнение деформаций в трех расчетных моделях

Положение предплечья	Угол сгибания локтевого сустава, град.	Расчетная модель		
		нормальный локтевой сустав	разработанный эндопротез ГЛК	эндопротез KPS
		значения максимальной деформации в суставе, мм		
Супинация	0	1,667	0,874	3,170
	30	1,707	0,641	3,213
	60	2,660	1,445	3,863
	90	3,079	2,660	4,232
	120	2,814	2,612	4,013
Нейтральное	0	0,709	1,437	2,682
	30	0,798	0,631	2,704
	60	1,611	1,762	3,524
	90	4,045	2,404	4,356
	120	2,432	2,384	4,085
Пронация	0	0,755	1,142	2,369
	30	0,758	1,180	2,458
	60	1,448	1,673	3,365
	90	3,829	2,908	4,569
	120	2,635	2,406	4,135

На рис. 6–9 в полярной системе координат на лучах откладывается значение параметра: направлению луча соответствует положение сгиба сустава 0°, 30°, 60°, 90° и 120°, а длина луча, ограниченная маркером, показывает значение анализируемого параметра. Секторами различного цвета определяется положение локтевого сустава.

Графически поля максимальных деформаций для разных положений предплечья представлены на рис. 10.

Максимальные эквивалентные напряжения в зоне контакта хряща лучевой кости для разных положений предплечья в трех расчетных моделях представлены на рис. 11.

Графическое представление полей максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща плечевой кости для разных положений предплечья в трех расчетных моделях изображено на рис. 12, а максимальных эквивалентных напряжений

в зоне контакта суставной поверхности локтевой кости для разных положений предплечья в трех расчетных моделях — на рис. 13.

Результаты сравнения деформаций в трех расчетных моделях показывают, что разработанный биполярный эндопротез головки лучевой кости с парой трения «металл – металл» является более жесткой конструкцией (табл. 2) в сравнении с эндопротезом KPS.

Поля перемещений в суставе и величина максимальных возникающих деформаций в системе «кость – имплантат» с эндопротезом головки лучевой кости имеют меньшую величину отклонений от деформаций, возникающих в нормальном локтевом суставе, чем в системе «кость – имплантат» с эндопротезом KPS. Вышеперечисленное значит, что разработанный эндопротез головки лучевой кости вызывает меньшее деформационное воздействие на локтевой сустав, чем эндопротез KPS.

Таблица 3

Сравнение максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта головки лучевой кости в трех расчетных моделях

Положение предплечья	Угол сгибания локтевого сустава, град.	Расчетные модели		
		нормальный локтевой сустав	разработанный эндопротез ГЛК	эндопротез KPS
		значения максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща лучевой кости, МПа		
Супинация	0	3,026	4,952	6,548
	30	1,616	7,104	8,468
	60	1,655	7,548	8,763
	90	1,440	5,821	6,930
	120	1,216	6,322	7,357
Нейтральное	0	4,229	8,678	8,975
	30	2,995	15,357	12,730
	60	4,924	15,465	13,560
	90	7,798	17,003	10,684
	120	2,403	16,241	11,358
Пронация	0	4,240	10,076	9,007
	30	5,051	12,006	11,567
	60	2,837	14,704	10,805
	90	7,294	12,900	5,939
	120	3,984	12,330	7,864

Таблица 4

Сравнение максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта головки плечевой кости в трех расчетных моделях

Положение предплечья	Угол сгибания локтевого сустава (град.)	Расчетные модели		
		нормальный локтевой сустав	разработанный эндопротез ГЛК	эндопротез KPS
		значения максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща плечевой кости (МПа)		
Супинация	0	3,953	3,467	5,588
	30	3,160	2,961	4,878
	60	4,887	5,021	7,381
	90	4,269	7,720	8,240
	120	3,863	5,496	6,276
Нейтральное	0	2,831	4,277	4,732
	30	2,637	4,818	4,956
	60	4,499	11,958	8,248
	90	12,667	7,809	7,679
	120	6,517	6,164	6,380
Пронация	0	3,258	8,641	3,643
	30	3,022	11,143	4,369
	60	4,201	7,586	5,651
	90	10,670	10,789	5,880
	120	4,507	12,082	4,780

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 бипо-

лярном эндопротезе ГЛК обнаружены наибольшие контактные напряжения на металлической головке и головочке плечевой кости в положении пронации и угле сгибания 0°, в нейтральном положении и при угле сгибания 90°. Во всех остальных рассматриваемых расчетных случаях

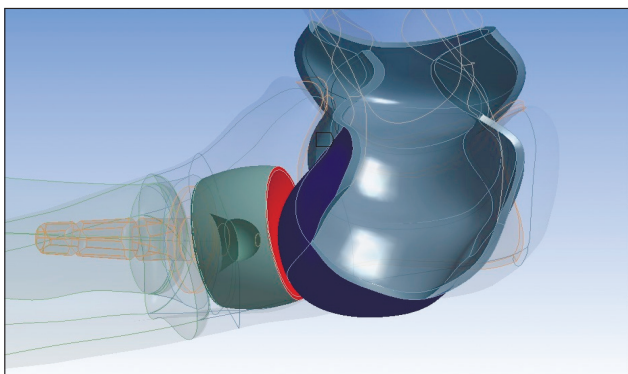


Рис. 5. Контактное взаимодействие в эндопротезе КПС

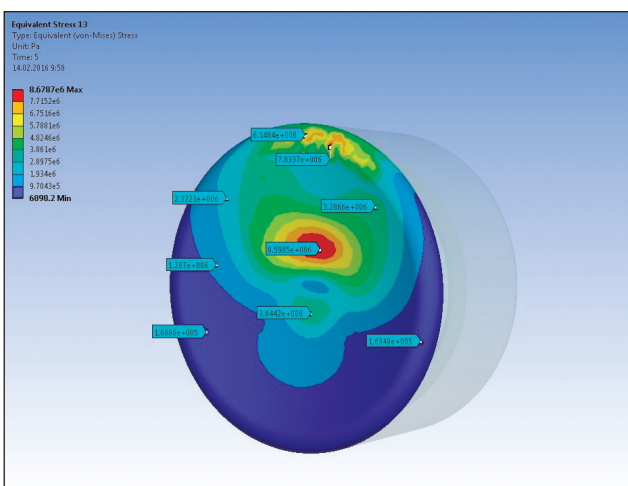
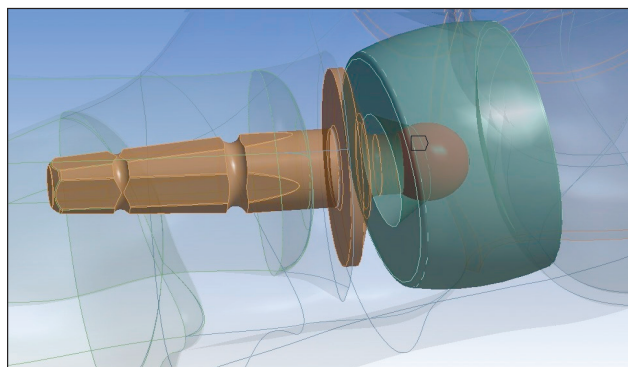


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений в зоне контакта металлической головки и хряща плечевой кости

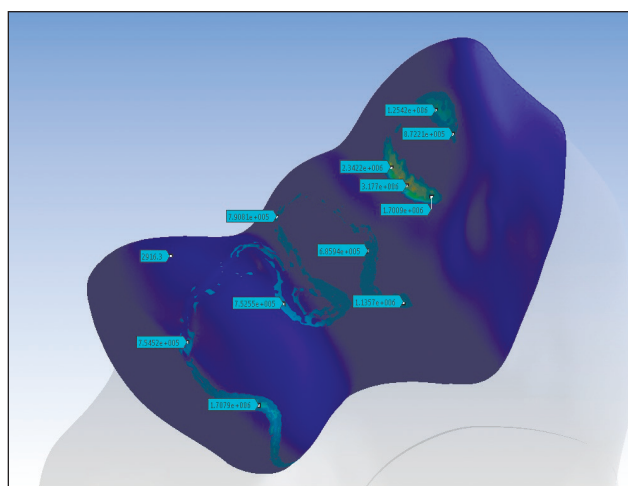


Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща плечевой кости

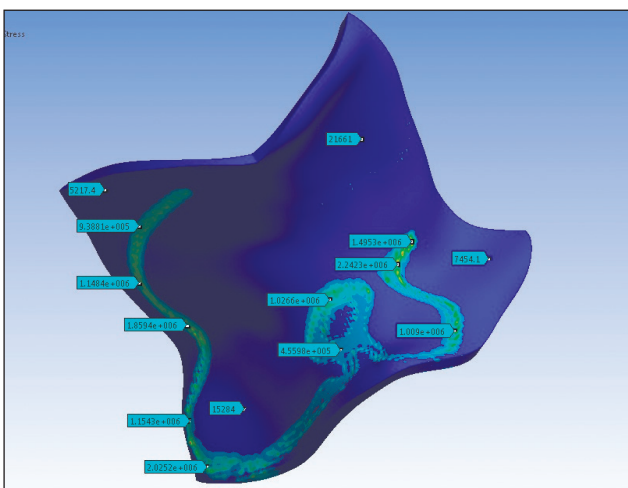


Рис. 8. Распределение эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща локтевой кости

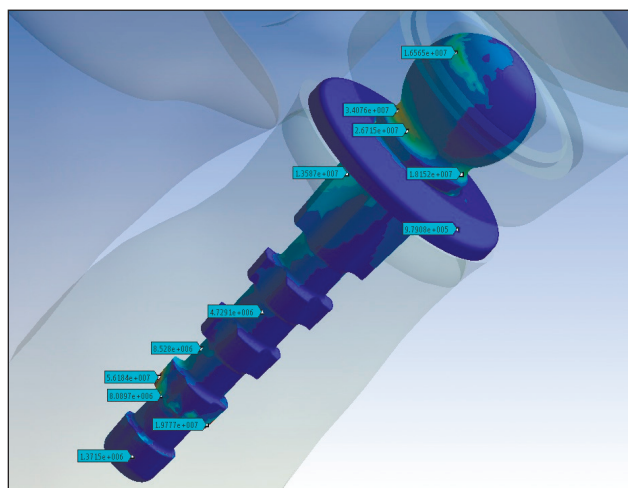


Рис. 9. Распределение эквивалентных напряжений в ножке эндопротеза

величина напряжений и деформаций подобна значениям, полученным для здорового локтевого сустава. Наибольшие напряжения возникают в локтевом суставе при угле сгибания 90° для всех случаев положения сустава.

Выводы

Разработанный биполярный эндопротез ГЛК с парой трения «металл – металл» не оказывает критических воздействий на суставные поверхности и связочный аппарат локтевого сустава.

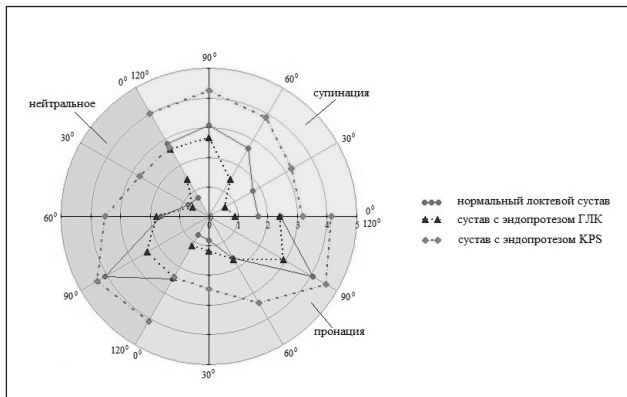


Рис. 10. Диаграмма распределения полей максимальных деформаций (мм) для разных положений предплечья

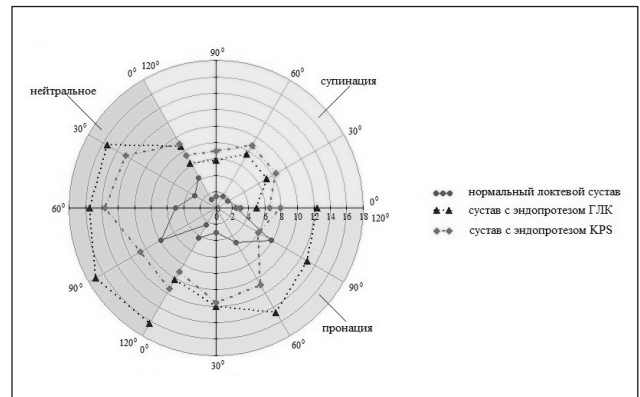


Рис. 11. Диаграмма максимальных напряжений (МПа) в зоне хряща лучевой кости для разных положений предплечья

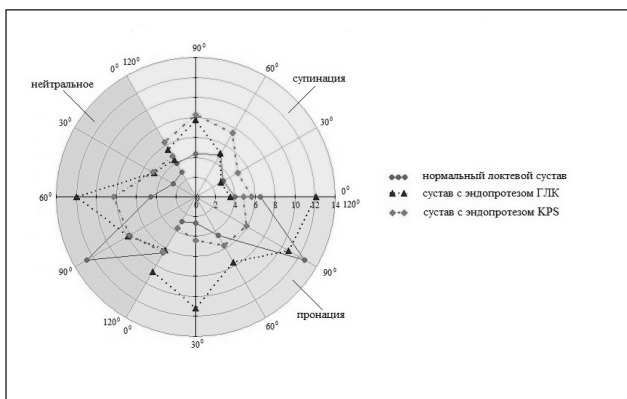


Рис. 12. Диаграмма максимальных эквивалентных напряжений (МПа) в зоне контакта плечевой кости для разных положений предплечья

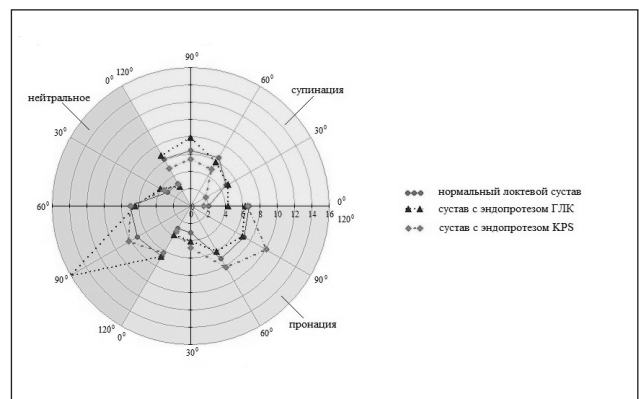


Рис. 13. Диаграмма максимальных эквивалентных напряжений (МПа) в зоне контакта суставной поверхности кости для разных положений предплечья

Таблица 5

Сравнение максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта суставной поверхности локтевой кости в трех расчетных моделях

Положение предплечья	Угол сгибания локтевого сустава, град.	Расчетная модель		
		нормальный локтевой сустав	разработанный эндопротез ГЛК	эндопротез KPS
значения максимальных эквивалентных напряжений в зоне контакта хряща локтевой кости, МПа				
Супинация	0	2,052	4,340	1,507
	30	4,763	4,960	2,024
	60	6,438	5,863	4,878
	90	6,456	7,941	5,438
	120	6,231	6,767	5,024
Нейтральное	0	2,970	2,561	2,864
	30	3,088	4,034	3,587
	60	6,989	6,420	6,881
	90	7,151	16,091	8,238
	120	6,725	6,774	6,256
Пронация	0	3,651	3,896	3,338
	30	3,110	4,052	4,866
	60	6,655	6,042	8,224
	90	6,910	6,933	10,061
	120	6,698	6,350	6,548

Величина возникающих напряжений и деформаций подобна значениям этих параметров, полученным для здорового локтевого сустава.

Все элементы разработанного биполярного эндопротеза ГЛК удовлетворяют требованиям прочности и жесткости работоспособной конструкции.

Проведенный сравнительный биомеханический анализ напряжений системы «кость – имплантат» при эндопротезировании головки лучевой кости разработанным биполярным имплантатом и эндопротезом KPS не выявил существенных отличий в полях напряжений и деформаций как в имплантатах, так и в структурах локтевого сустава.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Broberg M. Results of treatment of fracture-dislocations of the elbow / M. Broberg, B. Morrey // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1987. — № 216. — P. 109–119.
2. Radial head reconstruction in elbow fracture-dislocation: monopolar or bipolar prosthesis / R. Hartzler, B. Morrey, S. Steinmann [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2014. — Vol. 472 (7). — P. 2144–2150. — DOI: 10.1007/s11999-014-3672-0.
3. Morrey B. Radial head prosthetic replacement with the Avanta Implant / B. Morrey // *Treatment of elbow lesions* / A. Celli, L. Celli, B. F. Morrey. — Springer Milan, 2008. — P. 167–174.
4. Morrey B. The elbow and its disorders / B. Morrey. — 3rd ed. — Philadelphia, London, New York: W. B. Saunders Company, 2000. — 934 p.
5. Radiocapitellar joint stability with bipolar versus monopolar radial head prostheses / J.-G. Moon, L. Berglund, D. Zachary [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2009. — Vol. 18 (5). — P. 779–784. — DOI: 10.1016/j.jse.2009.02.011.
6. Arbter D. Results after Judet radial head prosthesis for non-reconstructable radial head fractures / D. Arbter, S. Piatek, A. Probst [et al.] // *Unfallchirurg.* — 2012. — Vol. 115 (11). — P. 1000–1008. — DOI: 10.1007/s00113-011-1990-1.
7. The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design / W. Swieszkowski, K. Skalski, S. Pomianowski, K. Kedzior // *Clin. Biomech.* — 2001. — Vol. 16 (10). — P. 880–887.
8. Radial head prosthesis with a mobile head / K. R. Skalski, W. Swieszkowski, S. Pomianowski [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 2004. — Vol. 13 (1). — P. 78–85. — DOI: 10.1016/j.jse.2003.09.014.
9. Пат. 83334 Україна, МКИ 6 А61F 2/38. Эндопротез голівки променевої кістки / І. В. Бойко, В. Б. Макаров, Д. С. Щербаков, О. В. Сабсай. — № 201214490; заявл. 18.12.2012; опуб. 10.09.2013, Бюл. № 17.
10. Биомеханическое изучение особенностей распределения нагрузок в головке и шейке лучевой кости / И. В. Бойко, В. Б. Макаров, Д. Е. Щербаков [и др.] // *Вісник ортопедії, травматології та протезування.* — 2013. — № 1. — С. 22–27.
11. Radioulnar loadsharing in the forearm. A study in cadavera / K. L. Markolf, D. Lamey, S. Yang [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1998. — Vol. 80-A. — P. 879–888.
12. Markolf K. L. Mechanisms of load transfer in the cadaver forearm: role of the interosseous membrane / K. L. Markolf, A. M. Dunbar, K. Hannani // *J. Hand Surg. Am.* — 2000. — Vol. 25 (4). — P. 674–682. — DOI: 10.1053/jhsu.2000.8640.
13. Morrey B. F. Force transmission through the radial head / B. F. Morrey, K. N. An, T. J. Stormont // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1988. — Vol. 70. — P. 250–256.
14. Jensen S. L. Elbow joint kinematics after excision of the radial head / S. L. Jensen, B. S. Olsen, J. O. Sojbjerg // *J. Shoulder Elbow Surg.* — 1999. — Vol. 8. — P. 238–241.
15. Трушко А. В. АСМ-анализ хрящевых тканей / А. В. Трушко, С. А. Чижик: матер. VII междунар. семинара (Минск, 1–3 ноября 2006 г.). — Минск: ИТМО НАН Беларуси, 2006. — С. 162–168.
16. Kim S. Contact stress analysis of the native radial head and radial head implants: Doctoral Dissertation / S. Kim. — University of Pittsburgh, 2014. — 119 p.

Статья поступила в редакцию 28.04.2017

COMPARATIVE BIOMECHANICAL ANALYSIS OF STRESSES OF THE «BONE – IMPLANT» SYSTEM IN ENDOPROSTHETICS OF THE RADIAL HEAD

S. S. Strafun¹, I. V. Boyko², V. I. Lipovsky³, V. B. Makarov⁴, D. E. Shcherbakov⁵

¹ SI «Institute of Traumatology and Orthopaedy NAMS of Ukraine», Kyiv

² SE «Scientific Practical Center for Prophylactic and Clinical Medicine» State Administration, Kyiv, Ukraine

³ Dnipro National University O. Honchar, Ukraine

⁴ SE «Specialized Multidisciplinary Hospital № 1 of the Ministry of Health of Ukraine», Dnipro

⁵ CI «CH № 10» Kryvyi Rih, Ukraine

✉ Sergey Strafun, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: strafun-s@ukr.net

✉ Igor Boyko, MD, Prof.: boyko.igor059@ukr.net

✉ Volodimir Lipovsky, PhD in Technical Sci.: lealvi@ukr.net

✉ Vasyl Makarov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: vasyilmakarov2010@gmail.com

✉ Dmitriy Shcherbakov: scherbakovcable@mail.ru