

ТРАВМАТОЛОГИЯ И ОРТОПЕДИЯ

УДК 616.718.4-001. 5-089.227.84-073:612.76]:001.8(045)

Оригинальная статья

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЧРЕСКОСТНОЙ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

Д.А. Марков – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава, ассистент кафедры травматологии и ортопедии, кандидат медицинских наук; **К.К. Левченко** – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава, доцент кафедры травматологии и ортопедии, кандидат медицинских наук; **В.П. Морозов** – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава, профессор кафедры травматологии и ортопедии, доктор медицинских наук; **О.А. Кауц** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, стажёр-исследователь; **А.Г. Курманов** – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ Росздрава, аспирант кафедры травматологии и ортопедии, **Р.К. Абдулнасыров** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, стажёр-исследователь; **А.Г. Хачатрян** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, стажёр-исследователь; **А.Н. Перегородов** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, клинический ординатор; **А.В. Мандров** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, клинический ординатор.

BIOMECHANICAL BASIS OF EXTERNAL FIXATION IN PATIENTS WITH FEMUR FRACTURES

D.A. Markov – Saratov State Medical University n. a. V. I. Razumovskiy, Department of Traumatology and Orthopaedics, Assistant, Candidate of Medical Science; **K.K. Levchenko** – Saratov State Medical University n. a. V. I. Razumovskiy, Department of Traumatology and Orthopaedics, Assistant professor, Candidate of Medical Science; **V.P. Morozov** – Saratov State Medical University n. a. V. I. Razumovskiy, Department of Traumatology and Orthopaedics, Professor, Doctor of Medical Science; **O.A. Kautz** – Federal State Institution «Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics», the trainee –researcher; **A.G. Kurmanov** – Saratov State Medical University, Department of Traumatology and Orthopaedics, Post-graduate; **R.K. Abdunasirov** – Federal State Institution «Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics», the trainee –researcher; **A.G. Khachatryan** – Federal State Institution «Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics», the trainee –researcher; **A.N. Peregorodov** – Federal State Institution «Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics», ordinator; **A.V. Mandrov** – Federal State Institution «Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics», ordinator.

Дата поступления – 10.10.09 г.

Дата принятия в печать – 27.10.09 г. 27.10.09 г.

Д.А. Марков, К.К. Левченко, В.П. Морозов и соавт. Биомеханическое обоснование чрескостной фиксации переломов бедренной кости. Саратовский научно-медицинский журнал, 2009, том 5, № 4, с. 591–593.

Обсуждаются преимущества остеосинтеза переломов бедренной кости с помощью аппаратов внешней фиксации стержневого типа. Проведено компьютерное моделирование компоновок аппарата внешней фиксации спицевого и стержневого типов на основе методов механики деформируемого твердого тела.

Ключевые слова: остеосинтез, аппарат внешней фиксации, компьютерное моделирование.

D.A. Markov, K.K. Levchenko, V.P. Morozov et al. Biomechanical Basis Of External Fixation In Patients With Femur Fractures. Saratov Journal of Medical Scientific Research, 2009, vol. 5, № 4, p. 591–593.

Advantages of osteosynthesis of femur fractures by means of rod type external fixation devices have been under the study. Computer modelling on the basis of methods of deformable firm body mechanics for pin and rod devices for external fixation has been performed.

Key words: osteosynthesis, rod type device for external fixation, computer modelling.

Введение. Среди всех переломов длинных костей диафизарные переломы бедра занимают второе место и диагностируются в 10,4-23,9% случаев [1], встречаясь примерно с частотой 18 на 100000 жителей [2].

В нашей стране широко применяется внешняя фиксация переломов бедренной кости аппаратами с использованием в качестве остеофиксаторов спиц, консольных и сквозных стержней и их комбинаций [3, 4, 5, 6, 7]. Преимуществами чрескостного остеосинтеза являются малая травматичность, хорошая управляемость процессом консолидации. К недостаткам фиксации костных отломков спицевыми аппаратами, особенно при переломе бедра, относятся низкая жесткость фиксации, прорезывание и нагноение мягких тканей вокруг фиксаторов, развитие околоспицевого остеомиелита, невриты, замедленная консолидация, трудоёмкость остеосинтеза, неудобства для пациента и обслуживающего персонала [4]. При данном виде чрескостного остеосинтеза частота специфических осложнений достигает 12-60% [8].

Остеосинтез аппаратами внешней фиксации стержневого типа, являясь наименее травматичным методом стабилизации костных отломков, также имеет недостатки, в частности, связанные с невозможностью осуществления полного объема движений в суставах оперированной конечности, постоянной угрозой инфекции, снижением комфортности в период лечения. Основным же недостатком является эксцентричность фиксации костного отломка в стержневом аппарате, что снижает жесткость всей конструкции. Возникает необходимость применения дополнительных рам и многоплоскостного введения стержней, что также может способствовать росту числа осложнений [9,10].

Таким образом, разработка рациональной технологии стержневой внешней фиксации диафизарных переломов бедренной кости является актуальной задачей современной травматологии и ортопедии.

Цель исследования: биомеханическое обоснование рациональной технологии сборки стержневого аппарата внешней фиксации для надежного остеосинтеза переломов диафиза бедренной кости.

Материал. С целью разработки биомеханически обоснованных схем стержневого чрескостного остеосинтеза, прогнозирования и определения тактики лечения в зависимости от вида перелома, массы тела

Ответственный автор – **Морозов Владимир Петрович**
410012, г. Саратов, Б. Казачья, 112.
ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава,
кафедра травматологии и ортопедии,
тел.: (8452) 202621,
E-mail: meduniv@srgmu.ru

пациента нами был проведен сравнительный анализ жесткости фиксации костных фрагментов тремя компоновками аппарата внешней фиксации, в том числе и спице-стержневой комплектации (рис. 1). Исследование проводили с использованием программного комплекса «Лира-9.2», в основе которого лежит метод конечных элементов.

Рассматривали: 1) аппарат с четырьмя кольцевыми внешними опорами и закреплёнными в них парными спицами Киршнера (рис. 1); 2) аппарат с дуговыми внешними опорами и шестью консольными стержнями (рис. 2); 3) аппарат с четырьмя кольцевыми внешними опорами, двумя консольными стержневыми остеофиксаторами в средних кольцах и по одному сквозному стержневному остеофиксатору в крайних кольцах (рис. 3).

С целью сравнения фиксационных свойств перечисленных аппаратов, каждую схему остеосинтеза с помощью метода конечных элементов представляли в виде теоретической расчетной модели. Рассчитывали результаты воздействия в трехмерном пространстве для указанных аппаратов силы продоль-

ного растяжения (сжатия), изгибающего, крутящего моментов и поперечной силы. Исходными условиями считали наличие перелома средней трети диафиза бедренной кости у среднестатистического пациента (мужчины среднего возраста 35–44 лет со средней массой тела 75 кг).

Результаты. Результаты компьютерного моделирования показали следующее.

Средняя жесткость по продольным перемещениям (вдоль оси OX) от действия силы $P=50$ кг выше у аппарата №3:

$$k_p = \frac{50 \text{ кг}}{5.598 \text{ мм}} = 83.32 \text{ кг/см} \quad \text{— для аппарата №1;}$$

$$k_p = \frac{50 \text{ кг}}{3.826 \text{ мм}} = 130.07 \text{ кг/см} \quad \text{— для аппарата №2;}$$

$$k_p = \frac{50 \text{ кг}}{2.083 \text{ мм}} = 240.04 \text{ кг/см} \quad \text{— для аппарата №3.}$$

Средняя жесткость по продольным перемещениям аппарата №3 превышает в 2,88 раза среднюю жесткость аппарата №1 и в 1,85 раза среднюю жесткость аппарата №2;

Исходя из положения, что первичный зазор между отломками кости не может превышать 3 мм, выяснили, что абсолютные значения продольных перемещений от силы $P = 50$ кг составляют для аппарата №1 5.598 мм, для аппарата №2 – 3.826 мм, для аппарата №3 – 2.083 мм. Таким образом, только аппарат №3 обеспечивает безопасную деформацию, не превышающую 3 мм.

Сравнение продольных перемещений костных фрагментов в аппаратах №1 и №2 при силе $P = 50$ кг показало, что при небольших продольных перемещениях в аппарате №2 костный отломок получает большие угловые деформации ($U_y = 4,183^\circ$) по сравнению с фиксацией в аппарате №1 ($U_y = 0,026^\circ$).

При действии изгибающих моментов $M_y = 50$ кг.см и $M_z = 50$ кг.см жесткость фиксации костного отломка значительно выше у аппаратов №1 и №3. Точка стыковки костных отломков в аппарате №2 получает как значительные перемещения, так и значительные углы поворота;

При действии крутящих моментов $M_x = 50$ кг.см аппараты №2 и №3 обеспечивают надежную фиксацию по всем направлениям.

При действии поперечных сил $Q_y = 5$ кг и $Q_z = 5$ кг жесткость всех компоновок аппарата приблизительно одинакова и определяется длиной, количеством и положением соединительных стержней.

Согласно имеющимся биомеханическим рекомендациям (Шевцов В.И., 1995; Бутовский К.Г., 1998), значения массы тела пациентов, начиная от детей старшего возраста, разделяются на несколько основных категорий: 1) от 20 до 30 кг; 2) от 30 до 50 кг; 3) от 50 до 75 кг; 4) от 75 до 90 кг; 5) от 90 до 115 кг. Необходимо уточнить, что при других величинах массы тела пациента функциональные нагрузки на костный отломок, а также значения его перемещений и поворотов пропорционально изменяются (таблица).

Максимальные расчетные перемещения и углы поворота костного отломка у пациентов различной массы тела, их соотношения с допустимыми зна-

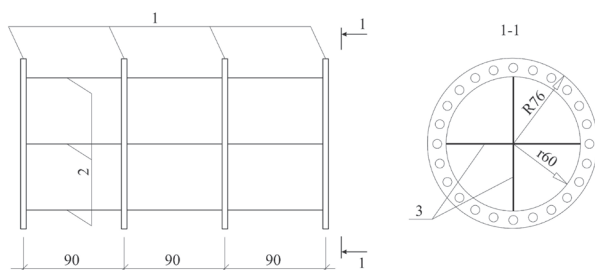


Рис. 1. Конструкция аппарата №1: поз.1 – кольцевой элемент; поз.2 – соединительные стержни; поз.3 – спицы

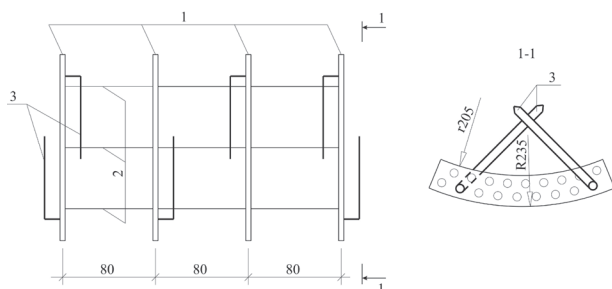


Рис. 2. Конструкция аппарата №2: поз.1 – криволинейный брус; поз.2 – соединительные стержни; поз.3 – стержневые остеофиксаторы

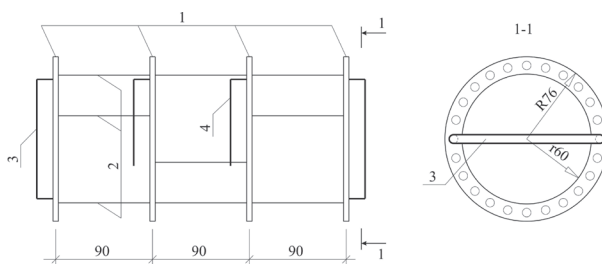


Рис. 3. Конструкция аппарата №3: поз.1 – кольцевой элемент; поз.2 – соединительные стержни; поз.3 – сквозной стержневой остеофиксатор; поз.4 – консольный стержневой остеофиксатор

Максимальные расчетные перемещения и углы поворота костного отломка у пациентов различной массы тела, их соотношения с допустимыми значениями для исследуемых систем внешней фиксации

Номер категории массы тела пациента	Аппарат №1				Аппарат №2				Аппарат №3			
	Перемещение		Угол поворота		Перемещение		Угол поворота		Перемещение		Угол поворота	
	Абс.,мм	Отн.	Абс.,град	Отн.	Абс.,мм	Отн.	Абс.,град	Отн.	Абс.,мм	Отн.	Абс.,град	Отн.
1	2,240	0,75	1,800	0,45	1,254	0,42	1,320	0,33	0,676	0,23	0,099	0,02
2	3,752	1,25	3,015	0,75	2,546	0,85	2,680	0,67	1,373	0,46	0,201	0,05
3	5,598	1,87	4,733	1,19	3,051	1,02	4,183	1,04	2,083	0,69	0,290	0,07
4	6,720	2,24	5,400	1,35	4,560	1,52	4,800	1,20	2,460	0,82	0,360	0,09
5	8,568	2,86	6,800	1,70	5,814	1,93	6,120	1,53	3,135	1,05	0,459	0,12

чениями для исследуемых систем внешней фиксации

Результаты расчетов возможных максимальных перемещений и поворотов костного отломка показывают, что значения табличных параметров не выходят за допустимые пределы для всех категорий массы тела пациентов только при использовании системы внешней фиксации аппарата №3. В этих условиях наибольшее отношение величины перемещения отломка к допустимому значению составило 1,05, величины угла поворота – 0,12, что было обусловлено нагрузками вследствие движений пациента пятой категории массы тела. Для других категорий массы тела возникали перемещения отломка, отношение величины которых к допустимым значениям было значительно меньше – от 0,82 до 0,02.

Система фиксации костных отломков в аппарате №2 создавала максимальные относительные значения их перемещений не более единицы для первой и второй категорий массы тела пациента; только для третьей категории массы тела относительные величины угла поворота и перемещения несколько превышали единицу.

Аппарат №1 обеспечивал безопасную величину перемещений и поворотов отломка в условиях движений пациента только первой категории массы тела, когда наибольшее относительное значение перемещений составляло 0,75, углов поворота – 0,45. Для других категорий массы тела пациента относительная величина перемещений существенно превышала единицу, достигая 2,86.

Заключение. Таким образом, в ходе компьютерного математического моделирования чрескостного остеосинтеза диафизарных переломов бедренной кости с использованием рассмотренных компоновок аппарата внешней фиксации установлено, что наиболее оптимальным при остеосинтезе нестабильных оскольчатых переломов бедра является аппарат №3, при этом у пациентов любой массы тела. При остеосинтезе стабильных поперечных либо косых переломов с линией фрактуры, близкой к поперечной, без значительного смещения, у пациентов с массой тела до 75 кг можно использовать аппарат №2, у пациентов с массой тела до 30 кг возможно применение аппарата №1, однако для увеличения жесткости фиксации необходимо введение дополнительных спицевых фиксаторов.

Компьютерное моделирование компоновок чрескостного остеосинтеза диафизарных переломов бедренной кости позволяет провести сравнительное

исследование жесткости и возможных деформаций схем фиксации, а также определить их оптимальное применение в зависимости от характера перелома и массы тела пациентов. Полученные данные могут стать основой для разработки методик чрескостного остеосинтеза диафизарных переломов бедренной кости с использованием оригинальных стержневых схем фиксации. Применение разработанных методик чрескостного остеосинтеза позволит снизить число осложнений, упростить технику выполнения оперативных вмешательств, повысить экономическую эффективность лечения.

Работа выполнена в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2007-2012 годы» по Государственному контракту Федерального агентства по науке и инновациям от 30 сентября 2009 года 02.514.11.4121.

Библиографический список

1. Ли, А.Д. Чрескостный остеосинтез в травматологии / А.Д. Ли. – Томск: Изд-во Томск. ун-та, 2002. – 198 с.
2. Анкин, Л.Н. Травматология (Европейские стандарты) / Л.Н. Анкин, Н.Л. Анкин. – М., 2005. – С. 372-373.
3. Шевцов, В.И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. – Курган: Изд-во «Периодика», 1995. – 165 с.
4. Выбор метода лечения закрытых диафизарных переломов бедренной кости / И.А. Катаев, А.Я. Лобко, В.Ю. Черныш и др. // Ортопед., травматол. – 1998. – № 2. – С. 53-55.
5. Котельников, Г.П. Травматология / Г.П. Котельников, А.Ф. Краснов, В.Ф. Мирошниченко. – Самара: Самар. Дом печати, 2001. – 480 с.
6. Каплунов, О.А. Чрескостный остеосинтез по Илизарову в травматологии и ортопедии / О.А. Каплунов. – М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002. – 304 с.
7. Классика и новации чрескостного остеосинтеза в ортопедии / А.Г.Каплунов, А.П. Барабаш, И.А. Норкин и др. – Саратов: Изд-во «Новый ветер», 2007. – 312 с.
8. Профилактика и лечение посттравматической нейропатии малоберцового нерва при чрескостном остеосинтезе переломов костей голени / О.В. Бейдик, С.И. Киреев, К.К. Левченко и др. // Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации больных с заболеваниями и повреждениями позвоночника, спинного мозга и периферической нервной системы: Мат. Рос. науч.-практ. конф. с международ. участием. – Курган, 2005. – С. 39.
9. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. – СПб., 2005. – 521 с.
10. Ткачева, А.В. Выбор схемы остеосинтеза с помощью биомеханического моделирования для лечения переломов длинных трубчатых костей / А.В. Ткачева, О.В. Бейдик, К.Г. Бутовский // Тез. докл. VIII съезда травматологов и ортопедов России. Т. 1. – Самара, 2006. – С. 342-343.