

# ТРАВМАТОЛОГИЯ И ОРТОПЕДИЯ

УДК616.718.43-001.5-001.7-089.84]:001.8(045)

Оригинальная статья

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ФИКСАЦИИ ОКОЛОСУСТАВНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРА

**А.П. Барабаш** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, руководитель отдела новых технологий в травматологии, заслуженный деятель науки и техники РФ, профессор, доктор медицинских наук; **О.А. Кауц** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, стажёр-исследователь отдела новых технологий в травматологии; **Ю.А. Барабаш** – ФГУ СарНИИТО, ведущий научный сотрудник отдела новых технологий в травматологии, доктор медицинских наук; **А.Г. Русанов** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, старший научный сотрудник отдела новых технологий в травматологии, кандидат медицинских наук.

## FIXATION OF PERIARTICULAR FRACTURES OF PROXIMAL FEMUR ON BIOMECHANICAL BASIS

**A.P. Barabash** – Saratov scientific research institute of traumatology and orthopedics, head of department of new technologies in traumatology, professor, doctor of medical science; **O.A. Kauts** – Saratov scientific research institute of traumatology and orthopedics, department of new technologies in traumatology; probationer-researcher; **Yu.A. Barabash** – Saratov state medical university n.a. v.i. Razumovsky, department of traumatology and orthopedics, chief research assistant, doctor of medical science; **A.G. Rusanov** – Saratov scientific research institute of traumatology and orthopedics, department of new technologies in traumatology, senior research assistant, candidate of medical science.

Дата поступления – 8.04.10 г.

Дата принятия к печати -

**А.П. Барабаш, О.А. Кауц, Ю.А. Барабаш, А.Г. Русанов.** Биомеханическое обоснование фиксации околосуставных переломов проксимального отдела бедра. Саратовский научно-медицинский журнал, 2010, том 6, № 2, с. 411-414.

В работе проведено сравнение двух способов фиксации чрезвертельного перелома – внешней, с помощью чрескостного аппарата, и погружной – динамической бедренной системой. На биоманекенах проведено исследование смещаемости фрагментов последовательным нагружением их по длинной оси бедра. Динамическая компрессия в аппарате внешней фиксации между сериями увеличивает устойчивость биомеханической системы «кость-фиксатор» в 3-4 раза. Использование одномоментной компрессии перелома с динамической бедренной системой позволяет создать стабильную фиксацию отломков, достаточную для ранней активизации больных.

**Ключевые слова:** чрескостный остеосинтез, проксимальный отдел бедра, биомеханика, бедро.

**A.P. Barabash, O.A. Kauts, Yu.A. Barabash, A.G. Rusanov.** Fixation of periarticular fractures of proximal femur on biomechanical basis. Saratov Journal of Medical Scientific Research, 2010, vol. 6, № 2, p. 411-414.

In the work comparison of two methods of pertrochanteric fracture fixation has been carried out: external one, with the help of the transosseous device and immersed one, by the dynamic femoral system. The investigation of the process of dislocation of fragments has been done on biophantomes. The dynamic compression in the external fixation device increases stability of the biomechanical system «bone-fixator» in 3-4 times. The use of single-stage fracture compression with dynamic femoral system allows to create stable fixation of fragments, adequate for early mobilization of patients.

**Key words:** transosseous osteosynthesis, femoral proximal part, biomechanics, femur.

**Введение.** Проблема лечения больных с околосуставными переломами проксимального отдела бедренной кости в настоящее время не может считаться окончательно решённой. По данным разных авторов, переломы проксимального конца бедренной кости составляют в настоящее время от 9 до 45% в структуре всех переломов скелета у больных старших возрастных групп [1, 2, 3, 4]. При их возникновении не требуется приложения значительной травмирующей силы. Это связано с тем, что следствием инволютивных, старческих изменений организма в этом возрасте является снижение адаптивных реакций при травме, ухудшение регенерации тканей, в том числе и костной, обострение имеющейся соматической патологии и развитие гиподинамических осложнений при длительном обездвиживании. Все аспекты этой проблемы – выбор консервативного или оперативного подхода к ведению больных, тактика вмешательства – открытая или закрытая репозиция отломков, предпочтительность погружного или

аппаратного остеосинтеза – активно дискутируются в отечественной и зарубежной литературе.

В связи с развитием посттравматической гиподинамии, мышечной гипотрофии, контрактур суставов, а также общесоматических осложнений, при лечении переломов проксимального отдела бедренной кости наиболее целесообразным является оперативный метод, так как он позволяет добиться точной репозиции и надёжной фиксации отломков, улучшает качество жизни больных, резко сокращает время пребывания их в стационаре за счет ранней активизации [5, 6, 2].

Несмотря на многообразие предложенных конструкций, не определены достаточно чёткие показания для применения того или иного метода остеосинтеза и выбора фиксатора, а исследования по определению прочности металлоостеосинтеза в условиях статических нагрузок зачастую носят констатирующий характер.

В связи с вышеизложенным целью нашего исследования явилась оптимизация выбора способа остеосинтеза для улучшения исходов хирургического лечения и реабилитации больных с околосуставными переломами проксимального отдела бедренной кости.

**Ответственный автор** – Кауц Олег Андреевич.  
Тел. 89873054505  
e-mail: oandreevich@rambler.ru.

**Методы.** С целью выработки рациональной тактики ведения больных в послеоперационном периоде была произведена экспериментальная сравнительная оценка жёсткости фиксации отломков, а также технических возможностей аппаратной и погружной конструкций.

Эксперимент выполнялся на биоманекенах бедренных костей с моделированными переломами вертельной области, фиксированных при помощи стержневых аппаратов внешней фиксации и динамической бедренной системой (DHS). В качестве биоманекенов использованы десять бедренных костей крупного рогатого скота. Распил кости производился через большой вертел в направлении на межвертельную область под углом  $45^\circ$  к оси кости.

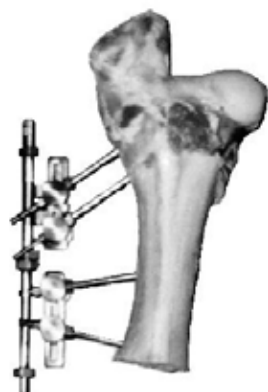
В первой группе отломки скреплялись с помощью стандартного стержневого аппарата ЦИТО – МКЦ - 0,1 по способу лечения чрез- и межвертельных переломов проксимального отдела бедренной кости (патент РФ №2223702) [7], в котором предусматривается наряду с жёсткостью фиксации возможность управления отломками проксимального отдела бедренной кости и степенью компрессии во время эксперимента (рис.1).

Во второй группе эксперимента для остеосинтеза использовалась динамическая бедренная система (Dynamic Hip Screw (DHS) производства фирмы «Chm» длиной винта 90 мм и ножки – 100 мм. Установка фиксатора производилась при помощи специального набора инструментов. При этом из подвертельной области в шейку и головку бедренной кости по дуге Адамса вводят динамический бедренный винт под углом  $130^\circ$  к оси бедра, на который насаживается пластина динамического винта, фиксируемая к диафизу винтами и соединяются компрессирующим винтом, после чего выполняется межотломковая компрессия.

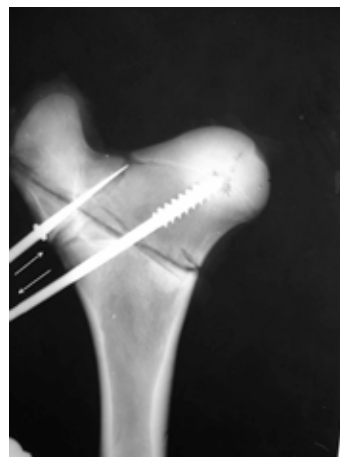
Нагружение образца по вертикальной оси может вызвать скольжение бедренного винта в цилиндре пластины дистально и латерально (рис. 2 а, б).

Эксперименты проводили при помощи разрывной машины типа Р-5 и разработанной оправки. Оправка позволяла закреплять кость на столике разрывной машины и измерять смещение отломков относительно друг друга (рис. 2 в).

Приложение нагрузки осуществляли вертикально на головку бедренной кости, начиная с 100 кгС



а)



б)

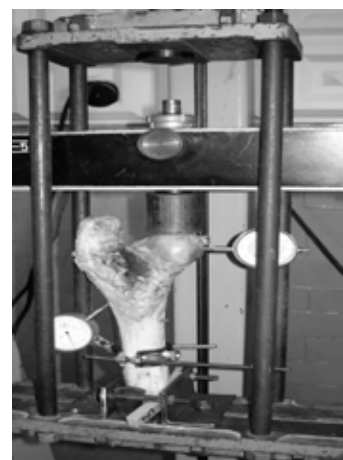
Рис. 1. Чрескостный остеосинтез модельного перелома управляемой системой компрессии (а); рентгенограмма биоманекена с наложенным стержневым аппаратом (б)



а)



б)



в)

Рис. 2. Накостный остеосинтез модельного перелома динамической бедренной системой (а) рентгенограмма биоманекена с наложенной динамической бедренной системой (б); внешний вид нагружаемой бедренной кости в разрывной машине типа Р-5 (в)

с последовательным увеличением до 300 кгС, с интервалом в 50 кгС – для первой группы эксперимента и, начиная с груза 50 кгС до 300 кгС, с интервалом в 10 кгС – для второй группы эксперимента. Определение смещения одной части кости относительно другой осуществляли при помощи индикаторной головки часового типа с ценой деления 0,01 мм (погрешность ±0,005 мм).

Жёсткость фиксации отломков биоманекена в двух группах определяли по степени смещения частей кости относительно друг друга при статической возрастающей механической нагрузке образцов.

Статистическая обработка полученных данных проводилась по двум направлениям. Во-первых, проверялась гипотеза о равенстве выборок анализируемых признаков на основе равенства средних значений (критерий Стьюдента) и дисперсий (критерий Фишера) [8]. Все вычисления проводились с помощью персонального компьютера с программным обе-

спечением Microsoft Excel-7.0 и Statistica (StatSoft, Inc., 1995).

**Результаты.** На рисунке 3 представлены результаты смещения отломков для первой группы биоманекенов.

Жёсткость фиксации отломков при последовательном возрастающем нагружении образцов проксимального отдела бедренной кости прогрессивно снижается. Так, при нагрузке в 100 кгс, смещение отломка составило 0,08 мм, при 150 кгС – 0,15 мм, 200 кгС – 0,21 мм, 250 кгС – 0,26 мм, а 300 кгС – 0,34 мм.

Во второй серии нагружений после проведения повторной межотломковой компрессии смещение составило 0,05 мм при 100 кгС нагрузки, 0,07 мм при нагрузке 150 кгС; 0,1 мм – в 200; 0,13 мм – в 250; и 0,17 мм – при 300 кгС. В третьей серии нагружений после очередной компрессии показатели смещения отломков продемонстрировали ещё большее усиле-

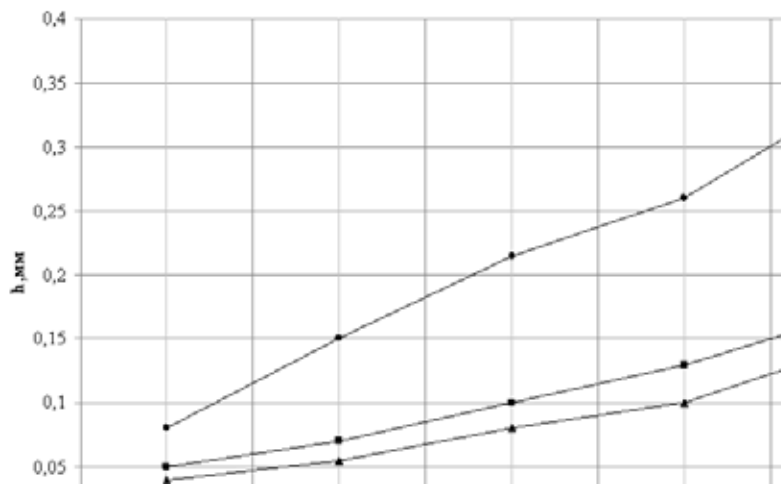


Рис. 3. Зависимость средней арифметической величины смещения h (мм) частей кости от приложенной нагрузки P (кгС) для первой серии экспериментов [—●— – без компрессии; —■— – первая компрессия; —▲— – вторая компрессия]

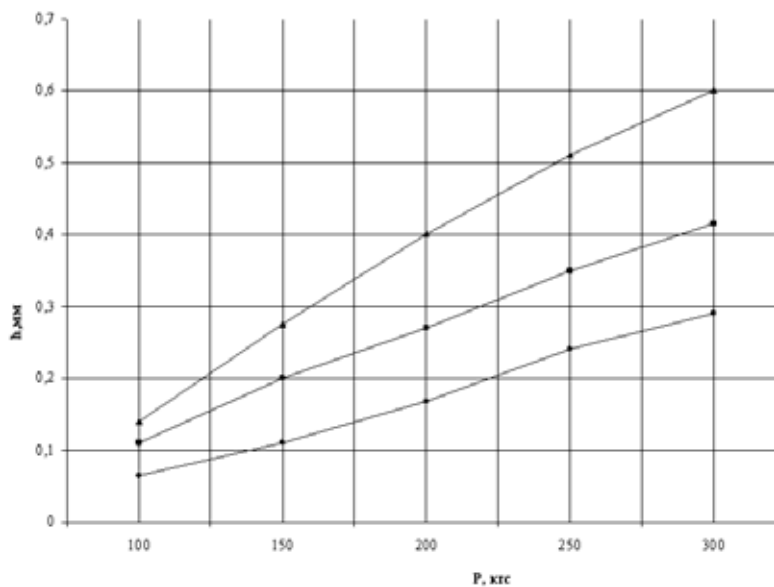


Рис. 4. Зависимость средней арифметической величины смещения h (мм) частей кости от приложенной нагрузки P (кгС) для второй серии экспериментов [—●— – первое, —■— – второе и —▲— – третье нагружения]

ние фиксации, что выразилось в уменьшении величины смещения от 0,04 мм при 100 кгС нагрузки до 0,145 мм при 300 кгС. Иными словами, нагрузки, выдерживаемые образцами бедренной кости, подвергнутыми управляемому чрескостному остеосинтезу, в 3-4 раза были выше, чем в первой серии нагружений.

Таким образом, при проведении дополнительной межотломковой компрессии повторное испытание жесткости фиксации выявило снижение смещаемости отломков, что говорит об усилении фиксационных свойств системы «аппарат-кость» за счет импактизации метафизарной костной структуры между отломками.

При анализе результатов смещаемости отломков с последовательным нагружением образцов проксимального отдела бедренной кости во второй группе, можно отметить, что в первой серии нагружений (после выполнения начальной компрессии) смещение отломков при нагрузке в 50 кгС составило 0,008 мм, при 100 кгС – 0,062 мм, при 300 кгС – 0,304 мм. Во второй серии, в отличие от первой группы эксперимента, повторной компрессии не выполнялось, при этом смещение составило 0,022 мм при 50 кгС нагрузки, 0,1083 мм при 100 кгС и 0,417 мм – при 300 кгС нагрузки. В третьей серии нагружений образцов, отмечается продолжение уменьшения жесткости фиксации отломков, что выразилось в смещении на 0,025 мм при 50 кг нагрузки и 0,142 мм – при 100 кгС и 0,61 мм – при 300 кгС. Иными словами, нагрузки, выдерживаемые образцами бедренной кости, подвергнутые динамическому накостному остеосинтезу, планомерно снижаются (рис. 4). Максимальная величина смещения отломков бедренной кости отмечалась в 3 серии эксперимента, и составила 0,61 мм.

Сравнивая показатели смещения отломков в двух группах эксперимента, можно отметить, что смещение образцов во второй серии нагружений в обеих группах биоманекенов существенно различалось. Жесткость остеосинтеза уменьшалась в большей степени во второй группе: сопротивление нагрузке снижалось от 0,11 мм при 100 кгС до 0,415 мм при 300 кгС, в то время как в первой группе после повторной компрессии сопротивляемость нагрузке возросла в 2 раза и составила 0,05 мм при 100 кгС и 0,17 мм при 300 кгС.

**Обсуждение.** В процессе эксперимента получены данные о характере смещения нагружаемых костных фрагментов в зависимости от способа фиксации. В обеих группах эксперимента смещение происходило по типу сдвига проксимального отломка относительно дистального. Проксимальный фрагмент возвращался после нагрузки в первоначальное положение за счёт ригидных свойств металлических конструкций, но структура кости при этом подвергалась пластической деформации. Дислокация проксимального отломка при применении способа управляемого чрескостного остеосинтеза (1-я группа) во время первой серии нагружений происходила аналогично первой серии нагружений 2-й группы образцов. Смещение же при второй серии нагружений было меньшим по типу сдвига, так как изменённая структура кости была уплотнена произведенной тракцией

за стержень с упорной резьбой. Третья серия нагружений биоманекенов 1 группы (после добавочного сжатия) выявила ещё меньшее смещение. При второй и третьей сериях экспериментов во 2 группе образцов из-за не проводившейся в данной группе во время эксперимента дополнительной компрессии смещение отломков увеличивалось.

**Заключение.** Проводимое во время эксперимента дополнительное сжатие отломков выявило усиление дополнительной чрескостной фиксации, что в послеоперационном периоде, ввиду нахождения компрессирующего и стабилизирующего стержней снаружи, позволяет управлять степенью сжатия отломков во времени. Это позволяет приступить к активизации больных с 2-3 суток после операции без опасений передвигаться с опорой на оперированную конечность.

Фиксация же погружным динамическим фиксатором (DHS) исключает возможность проведения дополнительной послеоперационной компрессии, однако способность динамического бедренного винта скользить в цилиндре пластины при действии нагрузки приводит к поддержанию компрессии по линии перелома, а нагрузки, выдерживаемые данным фиксатором, позволяют без опасений применять его в клинической практике и рекомендовать активное послеоперационное ведение таких больных.

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. Гордниченко А.И., Боровков В.Н., Усков О.Н., Сорокин Г.В. Чрескостный остеосинтез переломов вертельной области бедренной кости у пациентов пожилого и старческого возраста // Травматология и ортопедия России. 2006. №2. С. 83.
2. Загородний Н.В., Жармухамбетов Е.А. Хирургическое лечение вертельных переломов бедренной кости // Российский медицинский журнал: Науч.-практ. журн. 2006. №2. С.18-19.
3. Травматология: национальное руководство / под ред. Г.П. Котельникова, С.П. Миронова. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 808 с.
4. Geiger F., Schreiner K., Schneider S. et al. Proximal fracture of the femur in elderly patients. The influence of surgical care and patient characteristics on post-operative mortality // Der Orthopede. 2006. №35(6). P.651-657.
5. Ершова О.Б., Семенова О.В., Дегтярев А.А. Результаты проспективного изучения исходов переломов проксимального отдела бедра у лиц пожилого возраста // Остеопороз и остеопатии. 2000. №1. С.9–10.
6. Сакалов Д.А., Скороглядюв А.В. Лечение вертельных переломов у пациентов пожилого и старческого возраста // Вестник Российского медицинского университета. 2003. №5. С.24-29.
7. Пат. 2223702 РФ, МПК А 61 В 17/56. Способ лечения чрез- и межвертельных переломов бедренной кости / Барабаш А.П., Русанов А.Г., Иванов В.М., Дьясин Н.Г. (РФ); Заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО Росмедтехнологий». № 2002102479/14; заявл. 28.01.02; опубл. 20.02.04, Бюл. № 3.
8. Бронштейн И.Н., Семдяев К.А. Справочник по математике для инженеров и учащихся ВТУЗов. М.: Наука, 1980, 723 стр.

УДК616.71-007.234-036.2-084(470.44)(045)

Обзор

#### ОСТЕОПОРОЗ В САРАТОВСКОЙ ОБЛАСТИ: РАСПРОСТРАНЕННОСТЬ И ПРОФИЛАКТИКА

**Г.А. Блувштейн** – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава, заведующий кафедрой факультетской хирургии и онкологии, профессор, доктор медицинских наук; **Н.В. Чупахин** – ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Росздрава, ассистент кафедры факультетской хирургии и онкологии, кандидат медицинских наук; **В.А. Шуль-**