

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ УПРУГО-НАПРЯЖЕННОГО СПИЦЕВИНТОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

© Ковалев П.В., Дубровин Г.М., Дорошев М.Е.

Кафедра травматологии и ортопедии Курского государственного медицинского университета, Курск

E-mail: [peter.kovalyov@yandex.ru](mailto:peter.kovalyov@yandex.ru)

В статье аргументировано обоснование применения нового малотравматичного метода хирургического лечения переломов шейки бедренной кости. Метод основан на применении нового упруго-напряженного спицевинтового фиксатора, который состоит из стандартных спиц диаметром 2 мм, кортикальных винтов и фиксирующей шайбы оригинальной конструкции. С помощью шайбы, фиксированной на компактной части кости кортикальным винтом, все компоненты имплантата объединяются в единую упруго-напряженную систему, что обеспечивает достаточную прочность фиксации фрагментов. После операции нет необходимости в жесткой иммобилизации, что дает возможность совершать активные и пассивные движения в тазобедренном суставе без осевой нагрузки на ногу. Применение нового фиксатора обеспечит стабильность фиксации, уменьшит контакт имплантата с костью, не требуя травматичной отслойки мягких тканей от костных фрагментов, и позволит рано активизировать больного.

**Ключевые слова:** спицевинтовой фиксатор, упруго-напряженный остеосинтез, биомеханическое обоснование, перелом шейки бедренной кости, тазобедренный сустав.

## BIOMECHANICAL GROUNDS FOR APPLYING THE ELASTIC-TENSE PINSCREW OSTEOSYNTHESIS FOR FEMORAL NECK FRACTURES

*Kovalev P.V., Dubrovin G.M., Doroshev M.E.*

**Department of Traumatology and Orthopedics of Kursk State Medical University, Kursk**

In the article we give a reason of using the new less traumatic method of surgical management of femoral neck fractures. The technique is based on putting into practice a new elastic-tense pinscrew implant, which consists of standard wires 2 mm in diameter, cortical screws, and the holdfast of the original design. With the help of the holdfast all components are integrated in the united elastic-tense system. It provides the sufficient durability of fixing the fragments. There is no need for immobilisation after the surgery, so it gives the possibility to move hip joint without axial tension. The application of the new fixator provides fixation stability, reduces the contact between the implant and the bone without traumatic detachment of soft tissues. Thus, the method will allow making a patient more active.

**Keywords:** pinscrew implant, elastic-tense osteosynthesis method, biomechanical grounds femoral neck fractures, coxofemoral joint.

Проблема лечения переломов шейки бедренной кости остается актуальной до настоящего времени. Частота переломов шейки бедренной кости составляет 17-24% в структуре всех травм опорно-двигательного аппарата и 46-54% от всех переломов бедра, являясь наряду с переломами вертельной области наиболее распространенными видами переломов этой области [4]. В настоящее время наблюдается прогрессивный рост числа переломов шейки бедренной кости. К 2050 году количество данных переломов может составить 6,3 миллиона [5]. Увеличение продолжительности жизни населения развитых стран увеличивает количество пациентов пожилого и старческого возраста. Формирование постменопаузального и инволютивного остеопороза обуславливает увеличение частоты переломов шейки бедренной кости (более 38% от всех переломов) у пациентов старше 65 лет [4].

Оперативное лечение переломов шейки бедренной кости позволило значительно

сократить летальность больных. Являясь методом выбора, хирургическое лечение нередко остается единственным шансом сохранить пациенту жизнь, восстановить утраченную трудоспособность и способность к самообслуживанию [7].

Целью работы явилось сравнительное биомеханическое исследование фиксации переломов шейки бедра упруго-напряженным спицевинтовым фиксатором и традиционными металлоконструкциями для остеосинтеза.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для лечения переломов шейки бедренной кости предложен новый способ фиксации. Фиксация происходила следующим образом. По оси шейки бедра и в ее центр устанавливается направляющая спица. По направляющей спице устанавливается круглая наkostная шайба с компрессирующим винтом. Винт устанавливается для центрирования шайбы на направляющей спице. Через

отверстия, которые расположены по окружности шайбы, по ходу шейки бедра вводятся четыре V-образные спицы диаметром 2 мм необходимой длины. По окончании введения всех спиц канюлированной отверткой выкручивается компрессирующий винт из центрального отверстия на костной шайбы. Выполняется дополнительная импакция шайбы и спиц в костную ткань стандартным импактором. Далее поверх шайбы со спицами устанавливается прижимная шайба. Компрессирующий винт вводится через центральные отверстия прижимной и на костной шайб. Взаимная компрессия между шайбами фиксирует все компоненты имплантата между собой, разжимая при этом V-образные спицы в области их изгиба. После такой компрессии создается дополнительное напряжение спиц, усиливающее прочность фиксации отломков (рис. 1).

Для изучения прочности фиксатора перелома шейки бедренной кости было создано три группы моделей по 16 образцов в каждой (табл. 1).

Созданные модели были исследованы в испытательной лаборатории при Центральном институте травматологии и ортопедии имени

Н.Н. Приорова (г. Москва) под руководством доктора технических наук, профессора Н.С. Гаврюшенко.

Для исследовательской работы использовалась универсальная испытательная машина "ZWICK-1464", заводской номер 87941, изготовлена в августе 1982 года, мощностью 5 тонн, с датчиками силы от 0 до 50 кН. Погрешность измерения результатов составляет 1%.

Все модели бедренных костей изготавливались по стандартизованным фабричным технологиям из прочной пластмассы. Далее пилой моделировался перелом шейки бедренной кости. Отломки фиксировались по вышеописанным методам. Схема механических стендовых испытаний моделей была одинакова для всех групп (рис. 2). Модель фиксировалась в патроне испытательной машины. Испытывалось поведение фиксатора при усилии, направленном на сдвиг и изгиб (случай А), а также на тракционное усилие вдоль шейки бедренной кости, приложенное к самому фиксатору (случай Б – усилие направлено на извлечение фиксатора из кости).

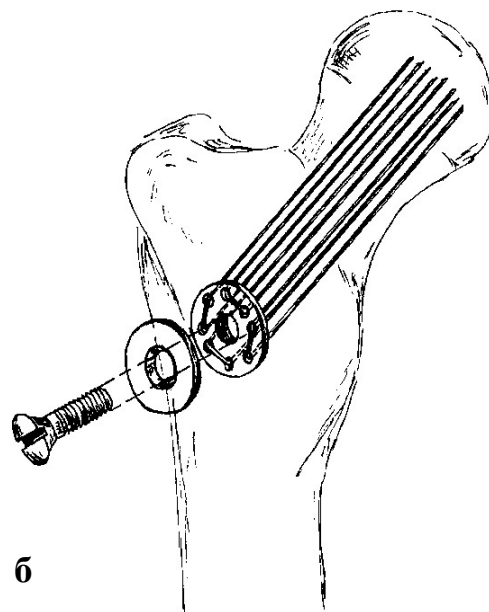
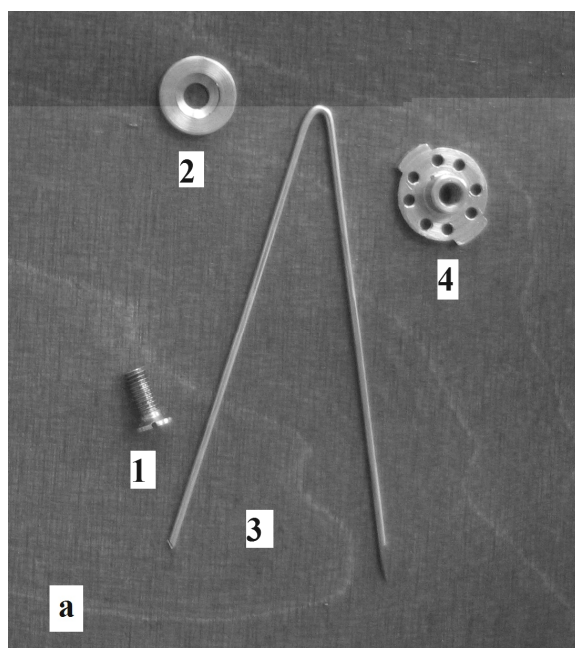
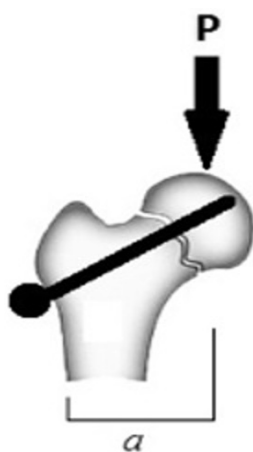


Рис. 1. Спицевинтовой фиксатор для остеосинтеза шейки бедренной кости: а – компоненты фиксатора: 1 – канюлированный компрессирующий винт; 2 – прижимная шайба; 3 – V-образная спица; 4 – на костная шайба; б – общий вид фиксатора шейки бедренной кости.

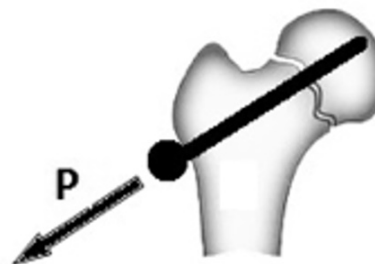
Таблица 1

Группы моделей и способы фиксации отломков

Группа	Способ остеосинтеза	Количество образцов
1	V-образные спицы	16
2	Спицевинтовой фиксатор	16
3	Канюлированные винты	16



Случай А



Случай Б

Рис. 2. Схемы испытаний фиксаторов: случай А – на сдвиг/изгиб; случай Б – растяжение;  $a$  – вылет консоли – 60 мм.

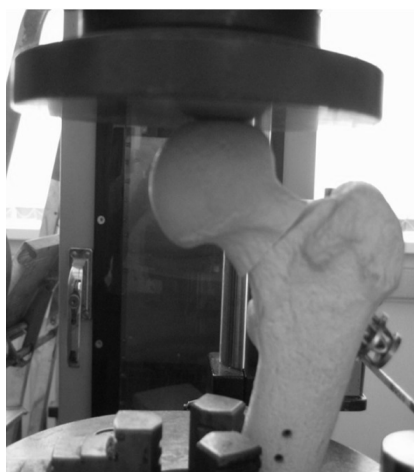


Рис. 3. Фиксация модели проксимального отдела бедренной кости в патроне при изучении деформации сдвига и изгиба (случай А).

При изучении поведения фиксатора в случае А модель фиксировалась в патроне испытательной машины в вертикальном положении и проводилось вертикальное сжатие. Центром воздействия являлась головка бедренной кости (рис. 3). Вылет консоли  $a$  составил 60 мм.

При изучении поведения фиксатора в случае Б модель фиксировалась в патроне испытательной машины в горизонтальном положении (рис. 4). Точками фиксации были наконечник фиксатора и головка бедренной кости. Выполнялось вертикальное растяжение вдоль оси бедренной шейки. Учитывался экспериментальный предел прочности при растяжении ( $F_u$ ).

При испытании моделей изучалась деформация сдвига и изгиба. После фиксации модели и приложения смещающей силы испытательная машина автоматически регистрировала данные на стандартной карте с помощью самописца. Карта по оси «Х» отражала данные по смещению фрагментов в миллиметрах, а по оси «У» – величина смещающей силы в ньютонах.

На модель воздействовали до тех пор, пока деформирующая сила не превышала предел прочности материала. Используя данные испытаний и специальные формулы, производили расчет потенциальной энергии упругого деформирования ( $U$ ) и работы, совершаемой внешним усилием при разрушении металлоконструкции ( $W$ ):

$$U = W = \frac{F \cdot \Delta L}{2}, \quad (1)$$

где  $U$  – потенциальная энергия упругой деформации (Дж);  $W$  – работа внешних сил (Дж);

$F$  – величина воздействующей силы (Н);  $\Delta L$  – абсолютная деформация тела (м);  $\Delta L = L_e$ ;

$$W = F \cdot a \cdot \sin \alpha, \quad (2)$$

где  $W$  – работа, совершаемая при деформации конструкции (Дж);  $F$  – сила, действующая на участок кости (Н) (векторная величина,  $F = P$ ); при этом  $F = F_u$ ;  $a$  – вылет консоли (мм);  $\alpha$  – угол (в радианах) смещения костного отломка после начала воздействия силы.

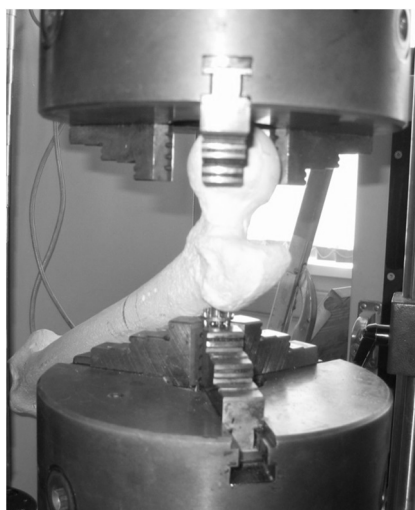


Рис. 4. Фиксация модели проксимального отдела бедренной кости в патроне при тракционном извлечении фиксатора (случай Б).

Таблица 2

Основные упругие характеристики фиксаторов шейки бедренной кости ( $M \pm s$ )

Номер группы	Название фиксатора	Нагрузка предела упругости, Fe (Н)	Упругая деформация, Le (мм)	Потенциальная энергия, U (Дж)
1	V-образные спицы	$340 \pm 68^{*2,3}$	$1,8 \pm 0,36$	$0,31 \pm 0,06^{*2,3}$
2	Спицевинтовой фиксатор	$704 \pm 140,8^{*1}$	$6 \pm 1,2$	$2,11 \pm 0,44^{*1}$
3	Канюлированные винты	$816 \pm 163,2^{*1}$	$5,8 \pm 1,16$	$2,37 \pm 0,48^{*1}$

Примечание: \* –  $p < 0,05$  при сравнении указанного значения с остальными значениями согласно критерию Ньюмена-Кейлса, цифра рядом со звездочкой указывает на группу, по отношению к которой различия достоверны.

Вылет консоли определен условиями эксперимента и фактически равен расстоянию от места фиксации модели в рабочей части испытательной машины до точки приложения усилия.

Статистическую обработку проводили с использованием программ Statistica for Windows 6.0, Биостатистика для Windows 4.03. Параметры распределения признаков указывались в виде: среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение ( $X \pm s$ );  $n$  – объем выборки. Статистическая значимость результатов экспериментов оценивалась с использованием дисперсионного анализа,  $t$ -критерия Стьюдента с поправкой Бонферрони. На основании значений описанных выше критериев значимости оценивали вероятность ( $p$ ) справедливости нулевой гипотезы [2].

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

При анализе таблиц с данными, полученными при разрушении моделей, нами были оценены нагрузки предела упругости и предела прочности. Оценены потенциальная энергия и работа, затрачиваемая на изменение первоначальной формы модели. Были изучены свойства

металлоконструкций, используемых для остеосинтеза переломов шейки бедренной кости как при поперечных нагрузках на металлоконструкциях, так и при нагрузке, необходимой для удаления металлоконструкции из шейки бедра вдоль ее оси.

Механические характеристики упругости являются важным свойством для металлоконструкций, используемых при остеосинтезе внутрисуставных переломов, так как обеспечивают стабильность остеосинтеза даже при совершении движений в суставе в ранние сроки после операции [8].

При изучении области упругих деформаций диаграмм разрушения фиксаторов, используемых для остеосинтеза переломов шейки бедренной кости, было установлено, что нагрузка предела упругости и соответствующая ему деформация конструкции у предложенного нами спицевинтового фиксатора была достоверно выше, чем у V-образных спиц –  $704 \pm 140,8$  против  $340 \pm 68$  Н,  $p < 0,05$ . В то же время по данным характеристикам спицевинтовой фиксатор статистически незначительно уступал канюлированным винтам на 112 Н при  $p > 0,05$  (см. табл. 2).

Подобные результаты мы получили при анализе потенциальной энергии упругого деформирования (см. табл. 2). Эти данные позво-

Таблица 3

Характеристика предела прочности и работы при деформации фиксаторов шейки бедренной кости ( $M \pm s$ )

Номер группы	Название фиксатора	Предел прочности, $F_u$ (Н)	Деформация, $L_u$ (мм)	Работа, $W$ (Дж)
1	V-образные спицы	$700 \pm 140^{*3}$	$10 \pm 2$	$7,03 \pm 1,4^{*3}$
2	Спицевинтовой фиксатор	$720,0 \pm 144^{*3}$	$9,3 \pm 1,9$	$6,72 \pm 1,36^{*3}$
3	Канюлированные винты	$1120 \pm 224^{*1,2}$	$9,7 \pm 2$	$10,9 \pm 2,2^{*1,2}$

Примечание: \* –  $p < 0,05$  при сравнении указанного значения с остальными значениями согласно критерию Ньюмена-Кейлса, цифра рядом со звездочкой указывает на группу, по отношению к которой различия достоверны.

Таблица 4

Механические характеристики фиксаторов шейки бедренной кости при их тракционном извлечении ( $M \pm s$ )

Номер группы	Название фиксатора	Упругие характеристики		Прочностные характеристики	
		Предел упругости, $F_e$ (Н)	Деформация, $L_e$ (мм)	Предел прочности, $F_u$ (Н)	Деформация, $L_u$ (мм)
1	V-образные спицы	$84 \pm 16,8$	$3,4 \pm 0,68$	$96 \pm 19$	$8 \pm 1,6$
2	Спицевинтовой фиксатор	$100 \pm 20$	$0,1 \pm 0,02$	$232 \pm 46$	$0,2 \pm 0,04$

ляют сделать вывод о превосходстве механических характеристик спицевинтового фиксатора над V-образными спицами и сравнительной их однородности при сравнении с канюлированными винтами.

На основе полученных в эксперименте диаграмм разрушения различных фиксаторов шейки бедренной кости нами был произведен анализ нагрузки предела прочности ( $F_u$ ). Также была вычислена работа ( $W$ ), совершаемая при их деформации. Работа деформирующей силы является интегральной характеристикой конструкции [1, 3, 6]. Расчет этого показателя, позволяет оценить величину энергии, необходимую для потери конструкциями несущей способности. Результаты испытаний представлены в табл. 3.

Предел прочности спицевинтового фиксатора, а значит и максимальное внешнее усилие, которое способен он выдержать до начала разрушения, статистически не отличался от V-образных спиц ( $p > 0,05$ ). Канюлированные винты достоверно превосходят остальные фиксаторы по значению предела прочности ( $p < 0,05$ ) (см. табл. 3). Подобное соотношение мы получили и при анализе работы ( $W$ ), необходимой для разрушения металлоконструкций (см. табл. 3).

Можно сделать вывод, что конструктивная особенность спицевинтового фиксатора оказывает влияние прежде всего на его упругие характеристики (в сравнении с V-образными спицами), при этом прочность самой конструкции значительно не меняется.

Изучение внешних усилий, необходимых для тракционного извлечения фиксаторов шейки бедренной кости, позволяет оценить тенденцию к

миграции данных фиксаторов. Были получены результаты, которые показали, что спицевинтовой фиксатор достоверно ( $p < 0,05$ ) превосходит V-образные спицы по механическим характеристикам тракционного извлечения фиксатора (см. табл. 4).

Таким образом, упругие характеристики спицевинтового фиксатора, сопоставимые с канюлированными винтами, прочностные характеристики, не уступающие V-образным спицам, а также более прочная, чем у V-образных спиц, фиксация в материале модели перелома позволяют рассматривать напряженный спицевинтовой фиксатор как одну из надежных конструкций, фиксирующих перелом шейки бедренной кости, для применения в условиях динамических внешних нагрузок. Это является экспериментальным обоснованием адекватности применения данного фиксатора для металлоостеосинтеза переломов этой локализации.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Белинов Н.В. Металлоостеосинтез переломов шейки бедренной кости накостно-чрескостным фиксатором // Гений ортопедии, 2015. – № 2. – С. 13-16.
2. Гланц С. Медико-биологическая статистика / пер. с англ. – М.: Практика, 1998. – 459 с.
3. Гончаренко В.А., Лейкин М.Г. Иомеханическое обоснование металлоостеосинтеза спицами при переломах шейки бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование, 1981. – № 12. – С. 42-44.
4. Кавалерский Г.М., Силин Л.Л., Донченко С.В., Костюков В.В. Дифференцированный подход к лечению переломов шейки бедренной кости у

- больных пожилого и старческого возраста // Медицинская помощь, 2005. – № 1. – С. 27-30.
5. Новиков В.Е. Пневмонии в пожилом и старческом возрасте // Клин. Геронтология, 1995. – № 1. – С. 9-13.
  6. Марков А.А., Кузнецов И.В., Сергеев К.С. Хирургическое лечение переломов шейки бедра // Медицинская наука и образование Урала, 2007. – Т. 8, № 6. – С. 28-30.
  7. Rogmark C., Carlsson A., Johnell O., Sembo I. Costs of internal fixation and arthroplasty for displaced femoral neck fractures: a randomized study of 68 patients // Acta Orthop Scand. – 2003. – Vol. 74, N 3. – P. 293-308.
  8. Woltmann A., Fischer W., Kujath P., Muller G., Bruch H.P. Mortality in proximal femur fractures in elderly people // Unfallchirurgie. – 2004. – Vol. 20. – P. 211-215.