

- plate fixation and fusion. Spine (Phila Pa 1976). 2005; 30 (13): E375–81.
20. Hu Y., Dong W.X., Kepler C.K., Yuan Z.S., Sun X.Y., Zhang J., Xie H. A novel anterior odontoid screw plate for C1–C3 internal fixation. Spine (Phila Pa 1976). 2016; 41 (2): E64–72.
 21. Jeanneret B., Magerl F., Stanic M. Thrombosis of the vertebral artery – a rare complication following traumatic spondylolisthesis of the second cervical vertebra. Spine (Phila Pa 1976). 1986; 11 (2): 179–82.
 22. Song G.S., Theodore N., Dickman C.A., Sonntag V.K.H. Unilateral posterior atlanto-axial transarticular screw fixation. J. Neurosurg. 1997; 87: 851–855.
 23. Dickman C.A., Foley K., Sonntag V.K.H., Smith M.M. Cannulated screws for odontoid screw fixation and atlanto-axial transarticular screw fixation: technical note. J. Neurosurg. 1995; 83: 1095–1100.
 24. Cotler J.M., Simpson J.M., Howard S.A., Silveri C.P. Surgery of spinal trauma. Philadelphia; 2000.

Сведения об авторах: Кулешов А.А. — доктор мед. наук, рук. центра вертебрологии ЦИТО; Шкарубо А.Н. — доктор мед. наук, вед. науч. сотр. 8-го отделения НИИ им. Н.Н. Бурденко; Гаврюшенко Н.С. — доктор техн. наук, профессор, зав. испытательной лаборатории ЦИТО; Громов И.С. — врач травматолог-ортопед центра вертебрологии ЦИТО; Ветрилэ М.С. — канд. мед. наук, старший науч. сотр. центра вертебрологии ЦИТО; Фомин Л.В. — науч. сотр. испытательной лаборатории ЦИТО; Маршаков В.В. — врач травматолог-ортопед центра вертебрологии ЦИТО.
Для контактов: Громов Илья Сергеевич. 127299, Москва, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО. Тел.: +7 (926) 359–52–29. E-mail: gro-moff1987@mail.ru.

© Коллектив авторов, 2016

СТАБИЛИЗАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ГВОЗДЯ С ПЛАСТИЧЕСКОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ FIXION ПРИ ФИКСАЦИИ МОДЕЛИРОВАННЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

А.Д. Ямковой, Н.С. Гаврюшенко, В.И. Зоря

ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина» Департамента здравоохранения г. Москвы;
 ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»
 Минздрава России, ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет
 им. А.И. Евдокимова» Минздрава России, Москва, РФ

На восьми трупных препаратах человека (два плечевого сегмента, по три сегмента бедра и голени) были смоделированы переломы типа А по классификации АО, для фиксации которых использовали гвоздь с пластической деформацией Fixion. В испытательной лаборатории ЦИТО с помощью универсальной машины определена величина силы, приводящей к смещению костных фрагментов. На основании полученных результатов даны рекомендации по возможной нагрузке в раннем послеоперационном периоде.

Ключевые слова: гвоздь Fixion, «кость в пластмассе», стабильность фиксации, статическая нагрузка, смещение отломков.

Stabilizing Potential of Fixion Nail with Plastic Deformation for Fixation of Simulated Diaphyseal Bone Fractures (Experimental Study)

A.D. Yamkovo, N.S. Gavruyshenko, V.I. Zorya

Municipal Clinical Hospital named after S.P. Botkin, Central Institute of Traumatology
 and Orthopaedics named after N.N. Priorov, A.I. Evdokimov Moscow State Medical & Dental
 University, Moscow, Russia

Type A fractures by AO classification were simulated on eight human cadaveric specimens (2 shoulder segments, 3 femur and 3 crus segments). Fixion nails with plastic deformation were used for fixation. The magnitude of force resulting in bone fragments displacement was determined using universal machine at CITO test laboratory. On the basis of the obtained results the recommendations on the potential load in early postoperative period were given.

Key words: Fixion nail, «bone in plastic», stability of fixation, static load, displacement of fragments.

Введение. Главной задачей лечения переломов является восстановление первоначальной функции за счет анатомической репозиции и стабильной фиксации, позволяющих обеспечить ранние активные движения в смежных суставах с частичной или полной нагрузкой на конечность [1]. Наиболее подходящие механические условия для сращения перелома, т.е. для восстановления биомеханических свойств кости и функциональных возможностей

поврежденного сегмента, обеспечивает остеосинтез [2]. Однако после фиксации перелома неизбежно возникает вопрос: с какого момента и в каком объеме следует начинать давать нагрузку на пораженный сегмент? В целом величина нагрузки остается на усмотрение врача, движения в суставах разрешаются после исчезновения боли [4]. В проведенном нами исследовании в ходе лечения переломов бедра и голени с применением гвоздя Fixion осевая

нагрузка осуществлялась со 2-го дня и составляла 30 % [3].

Цель настоящего исследования: определить величину силы, приводящую к смещению костных фрагментов на моделях переломов, фиксированных гвоздем Fixion, и дать рекомендации по возможной нагрузке в раннем послеоперационном периоде.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проведено 8 экспериментов на 8 трупных препаратах (два препарата плечевого сегмента, по три препарата бедра и голени). Препараты, техника подготовки которых подробно описаны в работе [5], были заготовлены в лаборатории ЦИТО и упакованы для хранения в пластмассу.

Исследования выполняли в испытательной лаборатории ЦИТО с помощью универсальной машины LFV-10-T50 фирмы «Walter+bai ag» (Швейцария). В ходе эксперимента на каждом препарате был моделирован перелом типа А по классификации АО. Переломы этого типа чаще всего встречались в нашем исследовании [3]. В эксперименте была точно известна длина дистальной части костномозгового канала, которая составляла 50, 60 и 70 мм.

Первый этап. После определения длины костномозгового канала выполняли разметку линий предполагаемого перелома и с помощью осциллирующей пилы наносили перелом, соответствующий типу А по классификации АО.

Второй этап. Соблюдая технологию остеосинтеза, в костномозговой канал имплантировали гвоздь с пластической деформацией Fixion. Гвоздь Fixion представляет собой расширяющийся, герметичный, ребристый стержень из нержавеющей стали цилиндрической формы без блокировочных отверстий. Вводимый в медуллярный канал, он меняет свою форму в соответствии с индивидуальными особенностями, кривизной канала кости, адаптируясь к его размерам в проксимальной, истимальной и дистальной частях. Способность имплантата к пластической деформации, полному замещению всего медуллярного канала (в результате приобретения формы «песочных часов») позволяет назвать гвоздь Fixion «протезом медуллярного канала» [6, 7]. Для контроля плотности заполнения костномозгового канала было выполнено рентгенологическое исследование нескольких препаратов. Между костными отломками создавали диастаз, равный 10 мм (рис. 1). Работа универсальной машины LFV-10-T50 возможна по двум направлениям — сжатие либо разрыв; в нашей работе мы использовали контролируемое сжатие костных фрагментов.

Третий этап. Препараты поочередно были фиксированы зажимами (рис. 2, а) в универсальной машине. Нагрузку (сжатие) давали до возникновения смещения костного сегмента относительно гвоздя (рис. 2, б). Результаты испытаний с целью последующей обработки фиксировали на электронном и бумажном носителях.

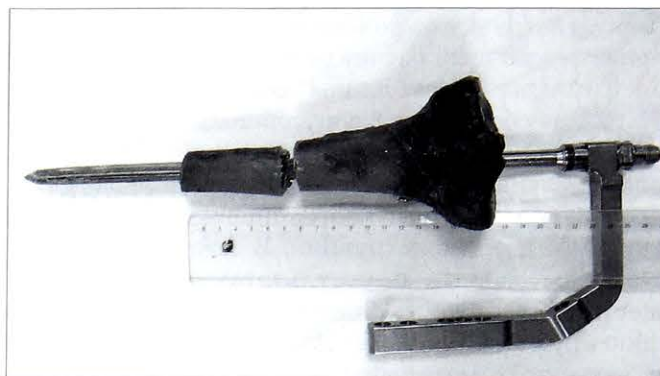


Рис. 1. Внешний вид препарата после имплантации фиксатора с пластической деформацией Fixion в условиях диастаза между отломками.

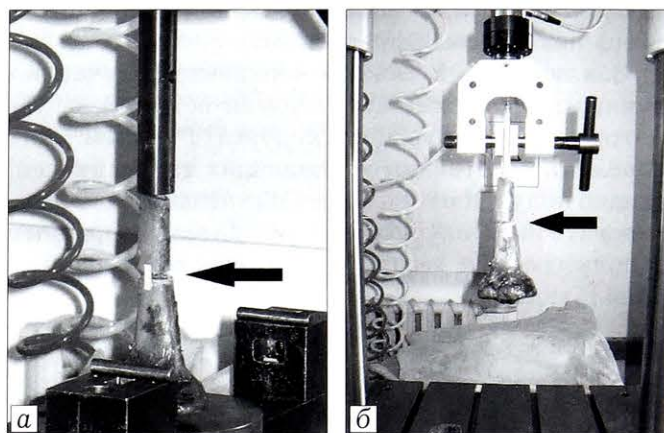


Рис. 2. Вид препарата на этапе начала эксперимента (а) и после устранения диастаза между отломками (б).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты экспериментов со статической нагрузкой сжатия различных сегментов с моделированным переломом типа А, фиксированных гвоздем Fixion, представлены в таблице.

Полученные данные позволили определить величину силы, необходимой для смещения 10 мм сегмента, фиксированного гвоздем с пластической деформацией Fixion. В препаратах плечевого сегмента она составляет 15 Н (60 мм=90 Н, 10 мм=х, х=10:90:60=15), голени — 20 Н, бедра — 86 Н. Используя эти показатели, мы установили величину нагрузки на оперированный сегмент, что является актуальным для переломов нижней конечности. Принимая на 1 Н величину нагрузки, ориентировочно равную 0,1 кг, можно рассчитать предпола-

Результаты исследований

Сегмент	Длина костномозгового канала, мм		
	50	60	70
12А	—	—	105 Н
12А	—	90 Н	—
32А	430 Н	—	—
32А	—	516 Н	—
32А	—	—	602 Н
42А	100 Н	—	—
42А	—	120 Н	—
42А	—	—	140 Н

гаемую нагрузку на конечность при ходьбе. В итоге ориентировочный расчет величины нагрузки после операции на 10 мм длины дистальной фиксации для бедра составляет 8,6 кг, для голени — 2 кг.

Процесс создания фиксаторов, используемых для остеосинтеза, требует проведения испытаний, посвященных, в частности, оценке прочностных характеристик конструкций. В литературе представлены данные о результатах испытаний на жесткость и гибкость фиксаторов бедра. Изучались фиксирующие возможности интрамедуллярных и на костных металлоконструкций на различных уровнях бедренной кости [8, 9]. В ходе проведенного нами экспериментального исследования на моделях переломов, фиксированных гвоздем Fixion, удалось определить величину силы, приводящей к смещению костных фрагментов.

Закключение. В каждом конкретном случае величина предполагаемой нагрузки остается на усмотрение оперирующего хирурга с учетом типа перелома и состояния окружающих мягких тканей, однако полученные нами данные позволят оптимизировать нагрузку на конечности после операции с использованием гвоздя с пластической деформацией Fixion.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. М.: Книга-Плюс; 2002 [Ankin L.N., Ankin N.L. Practical traumatology. European standards for diagnosis and treatment. Moscow: Kniga-Plus; 2002 (in Russian)].
2. Соколов В.А., Бялик Е.И. Тактика оперативного лечения закрытых переломов длинных костей конечностей у пострадавших с политравмой в раннем периоде. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2003; 3: 3–9 [Sokolov V.A., Byalik E.I. Tactics of operative treatment for closed long bone fractures in patients with polytrauma in early period. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2003; 3: 3–9 (in Russian)].
3. Ямковой А.Д., Зоря В.И. Применение интрамедуллярного остеосинтеза системой Fixion при лечении диафизарных переломов длинных костей. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2014; 3: 34–9 [Yamkovo A.D., Zorya V.I. Intramedullary osteosynthesis by fixion system at treatment of long bones diaphyseal fractures. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2014; 3: 34–9 (in Russian)].
4. Барабаш А.П., Каплунов А.Г., Барабаш Ю.А., Норкин И.А., Каплунов О.А. Ложные суставы длинных костей (технологии лечения, исходы). Саратов: издательство Саратовского ГМУ; 2010 [Barabash A.P., Kaplunov A.G., Barabash Yu.A., Norkin I.A., Kaplunov O.A. Long bones pseudarthrosis (treatment techniques, outcomes). Saratov: izdatel'stvo Saratovskogo GМУ; 2010 (in Russian)].
5. Имамалиев А.С., Павлов М.Н., Аскеров Л.Д. Кость в пластмассе. Баку: Элм; 1974 [Imamaliyev A.S., Pavlov M.N., Askerov L.D. Bone in plastic. Baku: Elm; 1974 (in Russian)].
6. Galasso O., Mariconda M., Romano M. Expandable intramedullary nailing and platelet rich plasma to treat long bone non-unions. J. Traumatol. 2008; 9 (3): 129–34.
7. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Интрамедуллярная система фиксации Fixion в лечении переломов, ложных суставов длинных костей. Геней ортопедии. 2010; 2: 44–9 [Barabash A.P., Barabash Yu.A. Fixion intramedullary fixation system in treatment of fractures, pseudarthroses of long bones. Geniy ortopedii. 2010; 2: 44–9 (in Russian)].
8. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The Fixion proximal femur nailing system. Biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. J. Biomech. 2005; 38: 63–8.
9. Реквава Г.Р., Гаврюшенко Н.С., Лазарев А.Ф., Кузьменков К.А. Стабилизирующие возможности современных погружных металлоконструкций для остеосинтеза метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости (экспериментальное исследование). Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2011; 2: 11–9 [Rekvava G.R., Gavruyshenko N.S., Lazarev A.F., Kuz'menkov K.A. Stabilizing potential of modern internal metal constructions for osteosynthesis of metadiaphysal and diaphysal femur fractures (experimental study). Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2011; 2: 11–9 (in Russian)].

Сведения об авторах: Ямковой А.Д. — врач травматолог-ортопед ГКБ им С.П. Боткина; Гаврюшенко Н.С. — профессор, доктор техн. наук, зав. испытательной лабораторией ЦИТО; Зоря В.И. — доктор мед. наук, профессор, зав. кафедрой травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии МГМСУ.

Для контактов: Ямковой Андрей Дмитриевич. 125284, Москва, 2-й Боткинский пр-д, д. 5, ГКБ им С.П. Боткина. Тел.: +7 (903) 794-55-51. E-mail: A56651@yandex.ru.