

## РАСШИРЯЕМЫЙ САМОБЛОКИРУЮЩИЙСЯ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫЙ СТЕРЖЕНЬ ОСТЕОСИНТЕЗА

© 2016

**М.М. Кристал**, доктор физико-математических наук, профессор  
*Тольяттинский государственный университет, Тольятти (Россия)*  
**Г.П. Котельников**, академик РАН, доктор медицинских наук, профессор  
*Самарский государственный медицинский университет, Самара (Россия)*  
**О.Н. Проценко**, кандидат медицинских наук  
*Городская клиническая больница № 5, Тольятти (Россия)*  
**О.В. Бойченко**, кандидат технических наук, доцент  
**П.А. Огин**, аспирант  
*Тольяттинский государственный университет, Тольятти (Россия)*

**Ключевые слова:** имплантаты медицинского назначения; остеосинтез; блокируемый остеосинтез; интрамедуллярный расширяемый стержень.

**Аннотация:** Применение расширяемых стержней при проведении интрамедуллярного остеосинтеза способствует минимизации оперативного вмешательства, обеспечивает высокий уровень процедуры и минимальное время реабилитации пациента. В практике используется расширяемый стержень Fixion (Израиль). Стержень представляет собой трубку круглого сечения, к которой приварены направляющий и ниппельный наконечники и четыре ребра жесткости. Риск повреждения направляющего наконечника из-за особенности конструкции, высокая вероятность повреждения мягких тканей кости ввиду сложной кинематики движения ребер в процессе эксплуатации стержня, высокая отпускная цена ограничивают применение этого стержня. Создание конструкции, исключающей указанные недостатки, актуально для современной медицины.

Работа описывает разработанный в Тольяттинском государственном университете совместно с Самарским государственным медицинским университетом и клинической больницей № 5 города Тольятти интрамедуллярный расширяемый стержень.

Стержень представляет собой трубку треугольного сечения, к которой приварены три ребра жесткости, направляющий и ниппельный наконечники. Перед установкой в интрамедуллярный (костномозговой) канал стержень сжимается. В процессе установки, при подаче во внутреннюю полость стержня раствора NaCl под давлением, он расширяется до рабочего состояния. Формируется жесткая биомеханическая система за счет упора внешних (контактных) поверхностей ребер относительно ответных поверхностей кости.

Разработанный нами стержень защищен патентами и имеет ряд преимуществ, определяемых конструкцией и подтвержденных экспериментально. В том числе масса разработанного стержня меньше аналога того же типоразмера в среднем на 10–15 %. Поступательное движение ребер в процессе расширения стержня способствует минимальной травматизации костномозговой ткани. Исключен риск повреждения направляющего наконечника за счет цельного исполнения. Уменьшение количества ребер привело к уменьшению длины сварных швов и существенному снижению себестоимости стержня.

### ВВЕДЕНИЕ

С увеличением ритма жизни, особенно в больших городах, растет и травматизм населения. Среди наиболее распространенных травм костно-мышечной системы человека первое место занимают переломы трубчатых костей [1]. Закрытые диафизарные (расположенные в средней части) переломы длинных трубчатых костей происходят, как правило, в результате высокоэнергетических травм и часто встречаются у молодых, активных, трудоспособных людей. Задача создания современных средств лечения таких переломов, обеспечивающих значительное сокращение времени возврата человека к трудовой активности и повышение качества жизни в процессе лечения и после него, является высоко актуальной.

Зачастую для полной реабилитации пациента после перелома трубчатой кости требуется от 2 до 6 месяцев [2]. Большую часть периода реабилитации нормальное функционирование травмированной конечности ограничено. Для активных людей этот период зачастую связан с экономическими потерями ввиду ограничения работоспособности.

По сравнению с другими методами фиксации, такими как гипсовая повязка, внешняя фиксация и наkostный остеосинтез, интрамедуллярный остеосинтез имеет биомеханические преимущества, обусловленные расположением имплантата соосно кости. Основными этапами закрытого интрамедуллярного остеосинтеза являются: предоперационное планирование (выбор типа и размера имплантата), подготовка пациента, вскрытие костномозгового канала, репозиция перелома, рассверливание костномозгового канала (в случае необходимости), введение и блокирование имплантата [3].

В настоящее время в медицинской практике интрамедуллярного остеосинтеза при лечении переломов трубчатых костей используют интрамедуллярные гвозди с поперечным сечением в виде клеверного листа или V-образным поперечным сечением [4], медуллярные штифты, а также различные устройства, используемые для фиксации бедренных костей взрослых пациентов [5–7].

К числу наиболее выраженных недостатков таких имплантатов относятся высокие динамические нагрузки на отломки кости и их повреждаемость при установке

массивных фиксирующих штифтов, обусловленные необходимостью рассверливания интрамедуллярного канала, повышенная вероятность возникновения ротационных смещений отломков кости, большая трудоемкость и длительность (до нескольких часов) операции, значительные кровопотери пациента, значительные дозы облучения рентгена пациента и персонала ввиду необходимости установки дополнительных фиксирующих элементов (в частности, винтов) и др. Применение блокирующих винтов исключает возможность ротационных смещений, однако увеличивает степень повреждения костных и мягких тканей. Все это повышает травматизм в период операционного вмешательства и срок консолидации кости из-за избыточного повреждения сосудистой сети, увеличения давления в полости интрамедуллярного канала, что, в свою очередь, приводит к необходимости дополнительных операций (удаление блокирующих винтов). Попадание жира и продуктов рассверливания в кровеносное русло повышает вероятность возникновения сердечно-сосудистых и легочных отклонений.

В последнее время в практике закрытого интрамедуллярного остеосинтеза все чаще применяется конструкция интрамедуллярного расширяемого стержня Fixion (Израиль) [8–16]. Отличительной особенностью конструкции стержня Fixion является возможность в процессе установки адаптироваться к форме интрамедуллярного канала кости. Сформированная за счет стержня биомеханическая система отличается высокой жесткостью и ротационной стабильностью. По большинству медицинских показателей (время операции, объем кровопотерь пациента, доза облучения рентгена пациента и персонала, срок реабилитации пациента) стержень Fixion выигрывает у стандартных интрамедуллярных штифтов и гвоздей. Однако широкое применение данного стержня в медицинской практике в нашей стране ограничивается его высокой отпускной ценой. Поэтому разработка отечественного аналога стержня Fixion, по техническим показателям ему не уступающего, а по стоимости сопоставимого стандартным интрамедуллярным штифтам и гвоздям, является актуальной задачей.

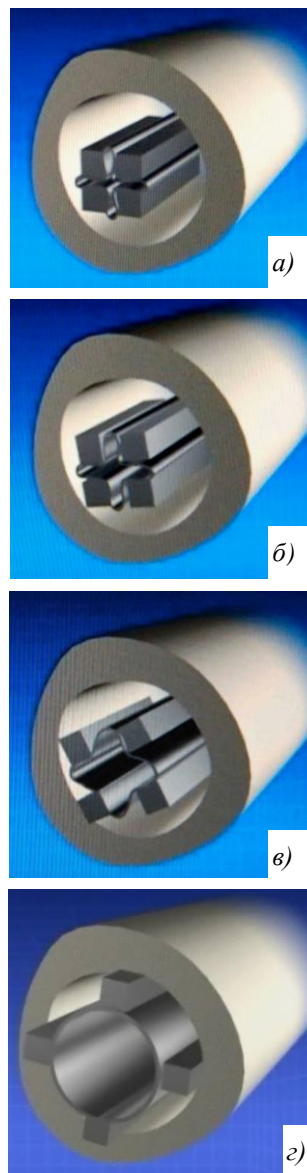
Целью работы явилась разработка линейки интрамедуллярных расширяемых стержней, в которых были бы учтены и минимизированы недостатки известных систем фиксации, а также учтены современные тенденции развития лечения переломов трубчатых костей.

#### РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ СТЕРЖНЯ

При разработке конструкции стержня был проведен анализ стержня Fixion. Конструкция стержня Fixion представляет собой полую трубку круглого сечения, к которой приварены методом лазерной сварки 4 ребра жесткости, а также направляющий и ниппельный наконечники. Для увеличения технического эффекта стержень перед установкой в интрамедуллярный канал сжимается. За счет использования специального обратного клапана такая конструкция при подаче гидравлического давления способна увеличиваться до 1,5 раза в диаметре (в сравнении со сжатым вариантом) и надежно блокировать костные отломки в процессе репозиции (см. рис. 1).

Однако данная конструкция расширяемого стержня обладает следующими выявленными недостатками. Направляющий наконечник стержня имеет переменную толщину, что обусловлено технологией выдавливания

при его изготовлении: минимальная толщина стенки – 0,5 мм, максимальная – 1 мм. Такая конструкция наконечника обладает пониженной жесткостью, что при установке стержня в интрамедуллярный канал в некоторых случаях приводит к сминанию направляющего наконечника. Это препятствует дальнейшей установке стержня.



**Рис. 1.** Стержень Fixion в различных состояниях внутри интрамедуллярного канала: в исходном сжатом (а), промежуточных при расширении (б, в) и в рабочем расширенном (г) состояниях

Для стержня Fixion характерна сложная кинематика движения ребер (см. рис. 1) – в процессе перехода стержня из нерасширенного состояния в расширенное ребра совершают вращательно-поступательное движение, раскручиваясь по спирали в направлении стенок кости, в результате чего наблюдается избыточное разрушение костного мозга.

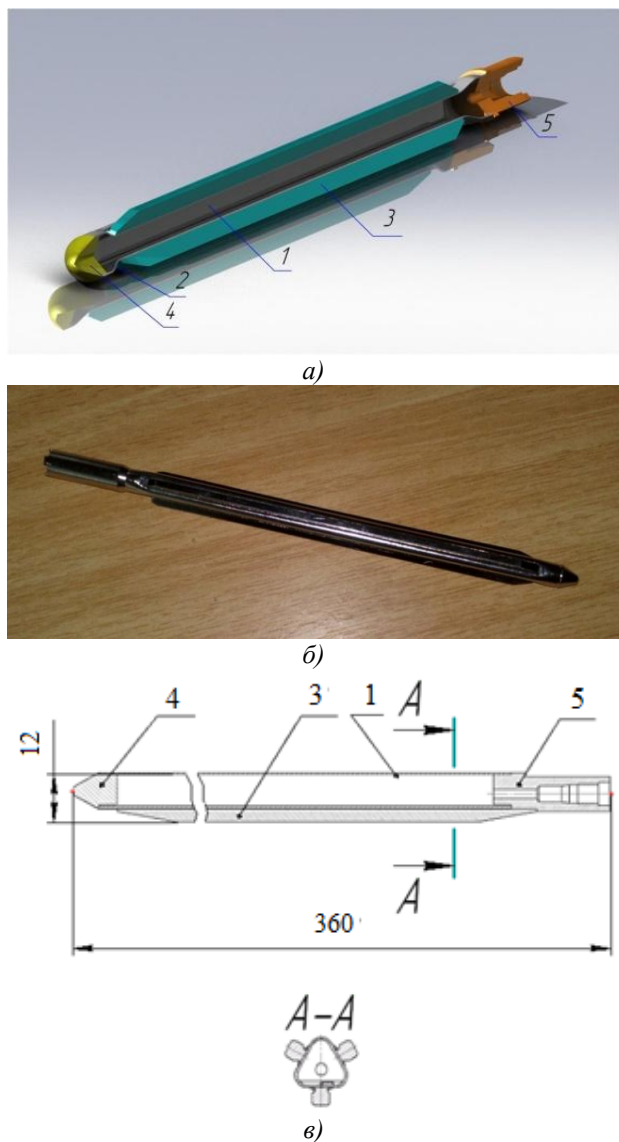
Существует повышенная вероятность образования костных пролежней из-за высокого давления на поверхность

костномозгового канала восьми заостренных кромок ребер стержня Fixion.

При разработке оригинальной отечественной конструкции стержня данные недостатки были учтены.

### РЕЗУЛЬТАТЫ РАЗРАБОТКИ И ОБСУЖДЕНИЕ

Общий вид разработанного стержня показан на рис. 2.



**Рис. 2.** Разработанный стержень:

- а) продольное сечение 3D-модели;
- б) общий вид стержня; в) сборочный чертеж
- 1 – элемент расширения; 2 – трубка стержня;
- 3 – ребро стержня; 4 – направляющий наконечник;
- 5 – пневматический наконечник

Стержень для фиксации положения и формы трубчатых костей содержит элемент расширения 1 (см. рис. 2 а, 2 в), расположенный вдоль продольной оси стержня, а также направляющий 4 и пневматический 5 наконечники, расположенные соответственно на проксимальном и дистальном концах стержня, в исходном состоянии элемент расширения имеет поперечное сечение, приближенное к треугольному профилю с вогну-

тыми вовнутрь сторонами. При этом диаметр окружности, описанной вокруг ребер жесткости 3, больше или равен диаметру окружности, описанной вокруг элемента расширения 1. Это состояние стержня является исходным. Место сопряжения направляющего и пневматического наконечников с элементом расширения имеет форму, приближенную к треугольному профилю. Элемент расширения 1 выполнен с возможностью наполнения его внутренней полости жидкостью и увеличения его поперечного сечения в радиальном направлении.

Все элементы стержня изготовлены из биосовместимой стали марки 12Х18Н10Т, возможной к применению при изготовлении изделий для медицинской практики [17]. Изготовленный стержень проходит процедуру полировки в специальной установке для электролитно-плазменного полирования деталей [18].

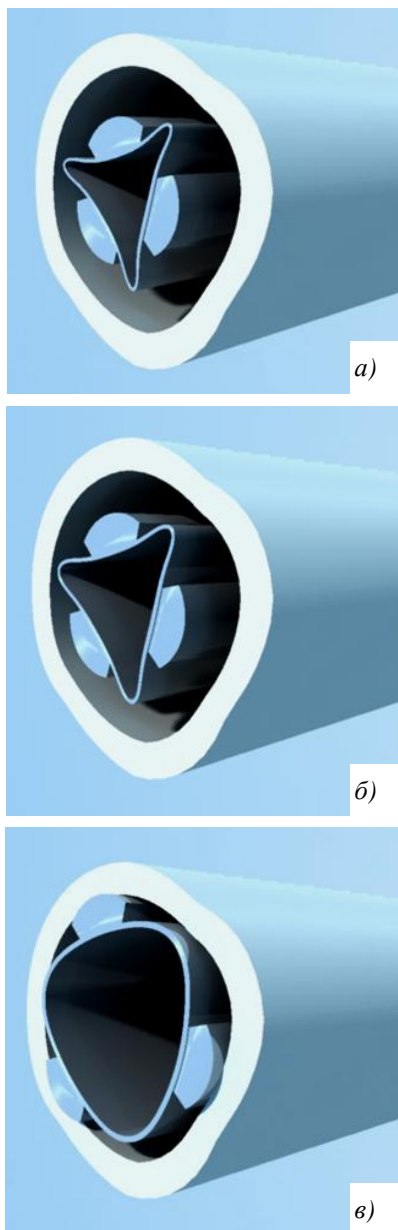
Технический результат от использования такой конструкции заключается в обеспечении имплантации стержня без значительных повреждений во внутрикостной полости, а также в упрощении конструкции при повышении жесткости в исходном состоянии и обеспечении хорошей стабилизации и фиксации положения и формы сломанных трубчатых костей. Также технический результат заключается в снижении риска инфекции.

При использовании предлагаемой конструкции обеспечивается минимизация повреждений костного мозга при переходе стержня в расширенное состояние и при обратном сужении, снижаются повреждения кости за счет уменьшения максимальной величины давления на поверхность внутрикостного канала, что обусловлено выполнением поперечного сечения элемента расширения, приближенным к треугольному профилю. Предлагаемая конструкция стержня позволяет выполнить его с минимальными размерами, что также снижает травматизм внутрикостной полости при имплантации стержня и снижает риск попадания инфекции в организм человека. При этом конструкция стержня максимально упрощена и технологична при производстве.

Использование стержня осуществляется следующим образом. Перед установкой стержень находится в исходном (сжатом) состоянии. Таким образом, при введении его в интрамедуллярный канал костные ткани практически не повреждаются, поскольку контакт идет по трем точкам скругленных наружных поверхностей ребер 3. Стержень проводят через костномозговой канал проксимального или дистального отломков и устанавливают его в разрушенной части кости, после чего выполняют подачу жидкости (физиологического раствора) в элемент расширения 1 стержня, контролируя давление жидкости. При прекращении увеличения давления жидкости подачу последней прекращают. В результате поперечное сечение элемента расширения увеличивается в радиальном направлении до рабочего состояния. Рис. 3 иллюстрирует поперечное сечение стержня при переходе от исходного (сжатого) до рабочего (расширенного) состояния.

При подаче жидкости в стержень обеспечивается равномерное давление, оказываемое через внешние поверхности ребер 3 элемента расширения 1 на ответные контактные поверхности кости за счет равномерного и постепенного увеличения поперечного размера элемента расширения. При этом стержень принимает

форму в соответствии с внутренним диаметром интрамедуллярного канала. Крепление стержня внутри кости осуществляют за счет увеличения поперечного размера элемента расширения 1 стержня в соответствии с внутренним диаметром интрамедуллярного канала и плотного контакта наружной поверхности ребер стержня с ответной контактной поверхностью кости.



**Рис. 3.** Поперечные сечения разработанного стержня в исходном сжатом (а), промежуточном при расширении (б) и в рабочем расширенном (в) состояниях

Таким образом, достигается прочная и жесткая фиксация основных костных отломков. Стержень может быть использован в травматологии, хирургии и для других медицинских целей (например, для упрочнения кости при остеопорозе). На стержень и его элементы получены патенты РФ на изобретение и полезную модель [19–21].

## РЕЗУЛЬТАТЫ СРАВНИТЕЛЬНОГО АНАЛИЗА ТЕХНИКО-КОНСТРУКТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ ПРЕДЛАГАЕМОГО СТЕРЖНЯ И СТЕРЖНЯ FIXION

1. Предлагаемый стержень длиной 360 мм типоразмера 12/19 мм весит 125,9 г. Зарубежный аналог Fixion того же типоразмера весит 143,1 г. То есть предлагаемый вариант стержня на 12 % легче аналога.

2. Направляющий наконечник предлагаемого варианта расширяемого стержня выполнен цельным, в отличие от импортного аналога стержня Fixion, у которого наконечник выполнен с полостью внутри и толщиной стенки 0,5 мм. Это в процессе установки в костномозговой канал позволяет минимизировать нарушение его геометрии и производить установку стержня без дополнительных процедур.

3. Геометрия предлагаемого стержня позволяет минимизировать травматизм костномозговой ткани в процессе установки за счет более простой кинематики движения ребер. При введении в рабочую полость стержня физиологического раствора NaCl ребра стержня совершают поступательное движение. Для стержня Fixion характерна сложная кинематика движения ребер – в процессе перехода стержня из нерасширенного состояния в расширенное ребра совершают вращательно-поступательное движение, раскручиваясь по спирали в направлении стенок кости, в результате чего наблюдается избыточное разрушение костного мозга.

4. Существует повышенная вероятность образования костных пролежней из-за высокого давления на поверхность костномозгового канала восьми заостренных кромок ребер стержня Fixion. Геометрия предлагаемого стержня и кинематика движения его ребер позволяют существенно снизить риск образования костных пролежней за счет равномерного давления наружной поверхности ребер стержня на ответную контактную поверхность кости.

5. Конструкция предлагаемого стержня предполагает наличие трех ребер, в отличие от четырех для стержня Fixion. При изготовлении стержня общая длина сварных швов уменьшается на 25–30 %. Это позволяет существенно снизить его себестоимость в сравнении со стержнем Fixion при изготовлении стержней одного типоразмера.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кривова А.В., Родионова С.С. Динамика частоты переломов проксимального отдела бедра среди населения города Твери за период с 1994 по 2004 г. // Остеопороз и остеопатии. 2007. № 1. С. 2–5.
2. Давыдкин Н.Ф. Применение физиотерапии при комплексном лечении переломов трубчатых костей // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2013. № 3. С. 27–34.
3. Ситник А.А. Интрамедуллярный блокируемый остеосинтез длинных трубчатых костей. Общая техника выполнения, результаты и перспективы // Медицинский журнал. 2008. № 1. С. 121–124.
4. Вердинг Г., Шнайдер В. Гвоздь для фиксации положения и формы сломанных длинных костей: патент РФ № 2180813 от 27.03.2002.
5. Жеребной М.А., Жеребной С.М. Устройство конструкции Жеребного для остеосинтеза фрагментов



- трубчатых костей: а. с. СССР № 1757653 от 30.08.1992.
6. Монфардини А. Интрамедуллярный штифт для остеосинтеза вертельных переломов бедренной кости: патент РФ № 2289351 от 20.12.2006.
  7. ГОСТ ISO 14602–2012. Неактивные хирургические имплантаты. Имплантаты для остеосинтеза. Технические требования. М.: Стандартиформ, 2013. 14 с.
  8. Hayati Ö., Zekeriya Ö., Okay B., Tansel Ü. Complication following intramedullary fixation with a Fixion nail in a patient with osteogenesis imperfect. A case report // *Acta Orthopædica Belgica*. 2005. Vol. 71. № 2. P. 227–229.
  9. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Интрамедуллярная система фиксации Fixion в лечении переломов, ложных суставов длинных костей // *Гений ортопедии*. 2010. № 2. С. 44–49.
  10. Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J. Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation // *Archives of Materials Science and Engineering*. 2010. Vol. 41. P. 45–52.
  11. Zoccali C., Di Francesco A., Ranalletta A., Flamini S. Clinical and radiological midterm results from using the Fixion expandable intramedullary nail in transverse and short oblique fractures of femur and tibia // *Jornal Orthopaed Traumatol*. 2008. Vol. 9. № 3. P. 123–128.
  12. Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А., Барабаш А.А., Норкин А.И. Способ лечения длительно срастающихся переломов и ложных суставов длинных костей: патент РФ № 2375006 от 10.12.2009.
  13. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Способ интрамедуллярной фиксации отломков с широким диаметром костномозгового канала длинной кости: патент РФ № 2402298 от 27.10.2010.
  14. Zhen T., Yu C., Xiao Z., Hai B., Zong P., Qi R. Femoral Midshaft Fractures: Expandable Versus Locked Nailing // *Feature article*. 2015. Vol. 38. № 4. P. 314–318.
  15. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The fixion proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study // *Journal of Biomechanics*. 2005. Vol. 38. № 1. P. 63–68.
  16. Stegemann J. Zur operativen Versorgung von per- bis subtrochanteren Femurfrakturen am Beispiel des Fixion PF-Nagels und des Classic-Nagels: Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von. Hamburg, 2005. 67 p.
  17. Котельников Г.П., Проценко О.Н., Волова Л.Т., Ларцев Ю.В., Зуев-Ратников С.Д., Долгушкин Д.А., Татаренко И.Е., Шорин И.С., Кудашев Д.С. Анализ биосовместимости материалов для изготовления расширяющегося самоблокирующегося интрамедуллярного стержня с помощью культуры остеогенных фибробластоподобных клеток // *Фундаментальные исследования*. 2015. № 2-23. С. 5120–5123.
  18. Воленко А.П., Бойченко О.В., Чиркунова Н.В. Электролитно-плазменная обработка металлических изделий // *Вектор науки Тольяттинского государственного университета*. 2012. № 4. С. 144–147.
  19. Бойченко О.В., Проценко О.Н., Криштал М.М. Стержень для фиксации положения и формы трубчатых костей: патент РФ № 100717 от 27.12.2010.
  20. Криштал М.М., Проценко О.Н., Бойченко О.В., Котельников Г.П. Стержень для фиксации положения и формы трубчатых костей: патент РФ № 2452426 от 10.06.2012.
  21. Бойченко О.В., Проценко О.Н., Криштал М.М. Золотник: патент РФ № 119996 от 10.09.2012.

## REFERENCES

1. Krivova A.V., Rodionova S.S. The dynamics of frequency of proximal femur fractures among the population of the city of Tver for the period from 1994 till 2004. *Osteoporoz i osteopatii*, 2007, no. 1, pp. 2–5.
2. Davydkin N.F. The application of physiotherapy for the combined treatment of long bone fractures. *Fizioterapiya, balneologiya i reabilitatsiya*, 2013, no. 3, pp. 27–34.
3. Sitnik A.A. Intramedullary locking osteosynthesis of long bones. General practice, the results and the prospects. *Meditinsky zhurnal*, 2008, no. 1, pp. 121–124.
4. Verding G., Shnyder V. *Gvozd' dlya fiksatsii polozheniya i formy slomannykh dlinnykh kostey* [The nail for positioning and form fixation of fractured long bones]. Patent RF, no. 2180813, 2002.
5. Zhrebnoy M.A., Zhrebnoy S.M. *Ustroystvo konstruktii Zhrebnoy dlya osteosinteza fragmentov trubchatykh kostey* [The design of Zhrebnoy apparatus for osteosynthesis of the pipe bone fragments]. Author's certificate USSR, no. 1757653, 1992.
6. Monfardini A. *Intramedullyarny shtift dlya osteosinteza vertikalnykh perelomov bedrennoy kosti* [Intramedullary nail for osteosynthesis of femoral bone trochanteric fractures]. Patent RF, no. 2289351, 2006.
7. GOST ISO 14602–2012. Non-active surgical implants. Implants for osteosynthesis. Particular requirements. Moscow, Standartinform Publ., 2013. 14 p. (In Russian).
8. Hayati Ö., Zekeriya Ö., Okay B., Tansel Ü. Complication following intramedullary fixation with a Fixion nail in a patient with osteogenesis imperfect. A case report. *Acta Orthopædica Belgica*, 2005, vol. 71, no. 2, pp. 227–229.
9. Barabash A.P., Barabash Yu.A. Fixion intramedullary fixation system in treatment of fractures, pseudoarthroses of long bones. *Geniy ortopedii*, 2010, no. 2, pp. 44–49.
10. Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J. Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation. *Archives of Materials Science and Engineering*, 2010, vol. 41, pp. 45–52.
11. Zoccali C., Di Francesco A., Ranalletta A., Flamini S. Clinical and radiological midterm results from using the Fixion expandable intramedullary nail in transverse and short oblique fractures of femur and tibia. *Jornal Orthopaed Traumatol*, 2008, vol. 9, no. 3, pp. 123–128.
12. Barabash A.P., Norkin I.A., Barabash Yu.A., Barabash A.A., Norkin A.I. *Sposob lecheniya dlitelno srastayushchikhsya perelomov i lozhnykh sustavov dlinnykh kostey* [The method of treatment of durably healing fractures and false joints of long bones]. Patent RF, no. 2375006, 2009.
13. Barabash A.P., Barabash Yu.A. *Sposob intramedullyarnoy fiksatsii otlomkov s shirokim diametrom kostnomozgovogo kanala dlinnoy kosti* [The method of intramedullary fixation of long pipe fragments with wide diameter of marrowy canal]. Patent RF, no. 2402298, 2010.

14. Zhen T., Yu C., Xiao Z., Hai B., Zong P., Qi R. Femoral Midshaft Fractures: Expandable Versus Locked Nailing. *Feature article*, 2015, vol. 38, no. 4, pp. 314–318.
15. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. *Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 38, no. 1, pp. 63–68.
16. Stegemann J. *Zur operativen Versorgung von per- bis subtrochanteren Femurfrakturen am Beispiel des Fixion PF-Nagels und des Classic-Nagels*. Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von. Hamburg, 2005. 67 p.
17. Kotelnikov G.P., Protsenko O.N., Volova L.T., Lartsev Y.V., Zuev-Ratnikov S.D., Dolgushkin D.A., Tatarenko I.E., Shorin I.S., Kudashev D.S. Analysis of biocompatible materials for manufacturing expands self-locking intramedullary nail through the osteogenic fibroblast-like cell culture. *Fundamentalnye issledovaniya*, 2015, no. 2-23, pp. 5120–5123.
18. Volenko A.P., Boychenko O.V., Chirkunova N.V. Electrolyte-plasma treatment of metals. *Vektor nauki Tolyatinskogo gosudarstvennogo universiteta*, 2012, no. 4, pp. 144–147.
19. Boychenko O.V., Protsenko O.N., Krishtal M.M. *Sterzhen' dlya fiksatsii polozheniya i formy trubchatykh kostey* [The rod for position and form fixation of pipe bones]. Patent RF, no. 100717, 2010.
20. Krishtal M.M., Protsenko O.N., Boychenko O.V., Kotelnikov G.P. *Sterzhen' dlya fiksatsii polozheniya i formy trubchatykh kostey* [The rod for position and form fixation of pipe bones]. Patent RF, no. 2452426, 2012.
21. Boychenko O.V., Protsenko O.N., Krishtal M.M. *Zolomik* [Valve]. Patent RF, no. 119996, 2012.

### EXTENSIBLE SELF-LOCKING INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS ROD

© 2016

**M.M. Krishtal**, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor  
*Togliatti State University, Togliatti (Russia)*

**G.P. Kotelnikov**, academician of the Russian Academy of Sciences, Doctor of Sciences (Medicine), Professor  
*Samara State Medical University, Samara (Russia)*

**O.N. Protsenko**, PhD (Medicine)  
*Municipal clinical hospital № 5, Togliatti (Russia)*

**O.V. Boychenko**, PhD (Engineering), Associate Professor

**P.A. Ogin**, postgraduate student  
*Togliatti State University, Togliatti (Russia)*

**Keywords:** implants for medical purpose; osteosynthesis; locking osteosynthesis; intramedullary extensible rod.

**Abstract:** The application of extensible rods while carrying out the intramedullary osteosynthesis minimizes surgical intervention and secures high level of operation and minimum time for the patient's rehabilitation. Nowadays, medical practice uses the extensible Fixion rod (Israel), which is a circular tube with a guiding and a nipple handpieces and four strengthening ribs. The risk of guiding handpiece damage caused by the peculiarities of its structure, high probability of the bone soft tissue traumas due to the complex kinematics of the ribs movement during the rod usage and high ex-works price limit the application of this rod. Creation of the design eliminating all the above disadvantages is relevant for modern medical industry.

The paper describes the extensible intramedullary rod developed in Togliatti State University in cooperation with Samara State Medical University and the Clinical Hospital №5 of the city of Togliatti.

The rod is a trigonous tube with three welded on strengthening ribs, guiding and nipple handpieces. Before emplacement into the intramedullary (marrowy) canal, the rod is constricted. During the emplacement process, when NaCl solution is being delivered to the rod intracavity under pressure, the rod expands up to its operative condition. A rigid biomechanical system is being formed due to the support of external (contact) surfaces of the ribs as to the mating surfaces of the bone.

The developed rod is secured by the patents and has a number of advantages determined by the structure and proved experimentally. The weight of this rod is on an average 10-15% less than its analogue of the same typical size. The progressive motion of the ribs during the rod expansion process promotes intramedullary tissue minimum traumatization of intramedullary tissue. The risk of guiding handpiece damage is eliminated due to its integral design. The reduction of the number of ribs has caused the reduction of welding seams length and the considerable reduction of the rod production cost.