

УДК 616.71-001.5-089.84-611.982

ВИРТУАЛЬНЫЙ РАСЧЁТ ПАРАМЕТРОВ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОЙ КОНСТРУКЦИИ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА МЕЖ- И ПОДВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

¹Кауц О.А., ¹Барабаш А.П., ²Иванов Д.В., ¹Барабаш Ю.А., ¹Гражданов К.А., ¹Русанов А.Г.

¹ФГБУ «СарНИИТО» Минздрава России, отдел инновационных проектов в травматологии
и ортопедии, Саратов, e-mail: Oandreevich2009@yandex.ru;

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, e-mail: ivanovdv@gmail.com

Работа посвящена виртуальной оценке параметров предложенного интрамедуллярного стержня для остеосинтеза вертельных переломов бедренной кости (патент РФ № 146659) и его сравнению со стержнем PFN-A. Для объективного доказательства эффективности разработанного интрамедуллярного стержня была построена трехмерная модель стержня в системе автоматизированного проектирования SolidWorks и произведено изучение жёсткости и стабильности фиксации перелома в зависимости от разных типов нагрузок: осевой (700 Н), поперечной (100 Н) и скручивающей (10 Н) при межвертельном и подвертельном переломе бедренной кости (тип 32-1А). Скорректирован угол наклона блокирующего элемента, угол наклона проксимального отдела интрамедуллярного стержня и диаметр винта-шила, что повысило прочность интрамедуллярного стержня. При исследовании стабильности системы «кость-фиксатор» выявлено, что при рассчитанных нагрузках разработанный интрамедуллярный стержень имеет достаточную жесткость и стабильность фиксации переломов проксимальной трети бедренной кости.

Ключевые слова: интрамедуллярный стержень, остеосинтез, перелом, вертельный перелом, PFN-A, бедренная кость, моделирование

VIRTUAL CALCULATION OF INTRAMEDULLARY NAIL FOR OSTEOSYNTHESIS INTER- AND SUBTROCHANTERIC FEMORAL FRACTURES

¹Kauts O.A., ¹Barabash A.P., ²Ivanov D.V., ¹Barabash Yu.A., ¹Grazhdanov K.A., ¹Rusanov A.G.

¹Federal Government-Financed Institution «Saratov Research Institute
of Traumatology and Orthopaedics» of Ministry of Public Health of the Russian Federation,
Saratov, e-mail: Oandreevich2009@yandex.ru;

²National Research Saratov State University n.a. N.G. Chernyshevsky, Saratov, e-mail: ivanovdv@gmail.com

The work is devoted to the estimation of parameters of the proposed virtual intramedullary nail for osteosynthesis of trochanteric fractures of the femur (RF patent №146659) and its comparison with intramedullary nail PFN-A. For an objective evidence of the effectiveness of the developed intramedullary nail it was built three-dimensional model of the rod in the system of computer-aided design SolidWorks and made the study of rigidity and stability of fracture fixation, depending on the different types of loads: axial (700 N), transverse (100 N) and torque (10 N) at intertrochanteric and subtrochanteric fractures of the femur (type 32-1A). Adjusted angle of the blocking element, the angle of the proximal part of the intramedullary nail and the diameter of the screw-awl, which increased the strength of the intramedullary nail. In the study of the stability of «bone-lock» system revealed that the calculated loads developed by intramedullary nail has sufficient rigidity and stability of fixation of fractures of the proximal third of the femur.

Keywords: intramedullary nail fixation, osteosynthesis, fracture, PFN-A, femur, trochanteric fractures, modeling

Высокий интерес к вопросу лечения переломов проксимального отдела бедренной кости обусловлен, прежде всего, тем, что по данным разных авторов, частота их в настоящее время составляет от 9% до 45% в структуре всех повреждений опорно-двигательной системы и от 20 до 38% от всех переломов бедра [2, 7]. Частота их встречаемости после 60-ти лет достигает 72%, что связано с остеопоротическими изменениями костей скелета, истончением их кортикального слоя, приводящими к хрупкости кости и переломам даже при незначительной травме [5].

В настоящее время при лечении переломов данной локализации используются

3 основных вида остеосинтеза: чрескостный, накостный и интрамедуллярный остеосинтез с блокированием. Каждый вид остеосинтеза имеет как преимущества, так и недостатки перед другими. Оптимальный выбор вида остеосинтеза и типа фиксатора определяет не только исходы лечения пациентов, но и качество их жизни, а также способствует снижению летальности в период после травмы [9]. Многие авторы считают высокоэффективным методом лечения переломов чрескостный остеосинтез, указывая при этом на ряд существенных его преимуществ. Основными преимуществами чрескостного остеосинтеза считается малоинвазивность, простота оперативного вме-

шательства, а также возможность использования у лиц с тяжелой сопутствующей патологией, в том числе у людей пожилого и старческого возраста [1]. Авторами предлагаются самые различные компоновки аппаратов внешней фиксации [10, 6]. Недостатками метода является трудности репозиции перелома, частое воспаление вокруг чрескостных элементов, необходимость тщательного ухода за аппаратом.

Использование накостной фиксации позволяет добиться хорошей репозиции отломков и надёжной фиксации перелома на весь период сращения. Однако его использование рекомендовано преимущественно при стабильных вертельных переломах бедренной кости, а также отсутствии тяжёлой соматической патологии у пациента [4]. Из недостатков накостного остеосинтеза выделяют достаточно высокую его травматичность, риск возникновения глубоких нагноений, необходимость повторного оперативного вмешательства для удаления металлоконструкции.

В настоящее время наибольшую популярность среди хирургов приобрёл интрамедуллярный остеосинтез с блокированием. Известны различные конструкции интрамедуллярных устройств (авторские свидетельства SU № 662082, № 405543, 1595494, патент RU № 2289351), а также интрамедуллярных устройств, широко используемых в нашей стране, выпускаемых зарубежными производителями (PFN, PFN-A, Gamma Nail, Affixus). Все они имеют схожую конструкцию, включающую протяженный цилиндрический корпус и блокирующие элементы фиксации. Среди преимуществ выделяют малоинвазивность метода, возможность осуществления остеосинтеза закрыто, применения при многооскольчатых переломах подвертельной области, при застарелых переломах и псевдоартрозах, высокую прочность фиксации, обеспечивающую раннюю мобильность пациентов. Операциями выбора, по мнению многих авторов, независимо от возраста и состояния пациента, являются остеосинтез с использованием накостного фиксатора DHS (динамический бедренный винт) и интрамедуллярных фиксаторов (PFN, PFN-A, Gamma Nail, Affixus и др.). Выбор способа фиксации перелома зачастую обусловлен опытом хирурга, тенденциями в клинике и экономическими соображениями.

Несмотря на использование активной хирургической тактики, неудовлетворительные исходы лечения наблюдаются у 16-40,1% больных [8]. Улучшение исходов лечения больных, повышение социальной адаптации и качества их жизни является основной задачей стоящей перед хирургами.

В современной литературе имеются сообщения об использовании метода компьютерного моделирования переломов и изучения прочностных характеристик металлофиксаторов [3]. Решение проблемы видится нам в совершенствовании конструкций для остеосинтеза, с виртуальным прогнозированием их прочностных и фиксирующих характеристик, использовании малоинвазивных методик, сокращении времени операции за счёт упрощения и уменьшения её этапов, а при наличии застарелых или несросшихся переломов использование методов стимуляции остеогенеза.

Цель исследования

Улучшение исходов лечения пациентов с околосуставными переломами проксимального отдела бедренной кости за счёт создания блокированного интрамедуллярного фиксатора (патент РФ № 146659) с использованием виртуального расчёта параметров конструкции и подтверждения её надёжности.

Материалы и методы исследования

Проведено исследование напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксатор для двух типов фиксаторов при разных типах нагружений. Для сравнения с разработанным интрамедуллярным стержнем для остеосинтеза переломов верхней трети бедренной кости использован стержень PFN-A. Задачами предлагаемого интрамедуллярного устройства было следующее:

1. Избежать неудобства укладки пациента и трудоёмкости репозиции перелома.
2. Упростить подходы к введению стержня, исключить внутрисуставное введение блокирующих элементов, уменьшить число этапов оперативного вмешательства и тем самым сократить время пребывания пациента на операционном столе.

При моделировании предполагалось, что имплантаты изготовлены из нержавеющей стали с модулем Юнга $1.93 \cdot 10^{11}$ Па и коэффициентом Пуассона 0.33. Разброс модулей упругости костной ткани достаточно велик. Это объясняется различием в методах исследования, способом подготовки образцов и т.п. Тем не менее, большинство исследователей приходят к выводу, что модуль упругости трабекулярной кости на 20-30% ниже модуля упругости кортикальной кости. Механические параметры трабекулярного и кортикального слоев были взяты из литературы. Считалось, что материалы фиксаторов и костной ткани являлись изотропными идеально-упругими. Такое предположение оправдано и используется другими авторами, когда проводится сравнительный анализ различных имплантатов с точки зрения механики. При расчетах учитывались большие деформации, которые могут возникать как в костной ткани, так и в фиксаторах, то есть, постановка задачи включала геометрическую нелинейность.

Численные расчеты проводились в системе Ansys (ANSYS, Inc.) 15.0 с использованием среды Workbench. Решались статические задачи о нагружении систем кость-фиксатор тремя типами нагрузок, прикладываемых к головке кости. Дистальный конец кости жестко закреплялся. При постановке и решении

задач о взаимодействии костных отломков и фиксаторов между ними учитывалось контактное взаимодействие без трения. Резьба винтов не моделировалась. Между блокирующими винтами и костными отломками задавался контакт типа «bonded», исключающий их взаимное перемещение и скольжение.

Трёхмерная модель стержня с проксимальным блокирующим винтом-шилом (патент РФ № 146659) была построена на основе чертежей и текстового описания в системе автоматизированного проектирования SolidWorks. Основные размеры стержня, его внешний вид показаны на рис. 1, А, Б. Длина стержня составила 170 мм, диаметр в дистальном отделе 9 мм, диаметр проксимального торца равнялся 16 мм. Также построена модель интрамедуллярного стержня PFN-A. Изображение стержня PFN-A из официального буклета производителя стержней представлено на рис. 1, В, Г.

На рис. 1 В синим цветом показана область применимости данного стержня. Этот стержень применим для остеосинтеза следующих типов переломов по классификации АО: чрезвертельные переломы (31-A1 и A2-31), межвертельные переломы (31-A3), высокие подвертельные переломы (32-A1).

Результаты исследования и их обсуждение

Произведён расчет статических задач теории упругости, описывающих контакт-

ное взаимодействие систем кость-фиксатор при трех видах нагрузок: осевая (700 Н), поперечная (100 Н) и скручивающая (10 Н·м) при подвертельном переломе (тип 32-1А).

Приведем результаты для напряженно-деформированного состояния системы кость-стержень PFN-A при трех исследованных нагрузках (рис. 2, А). Перемещения бедренной кости в случае установки стержня PFN-A нами были приняты в качестве «эталона» или «стандарта». Поля перемещений для исследуемого стержня с проксимальным винтом-шилком показаны на рис. 2, Б.

При сравнении максимального перемещения костных отломков для двух типов стержней и каждого вида нагрузки, можно отметить, что стабильность перелома для осевой и поперечной нагрузок в случае установки стержня с винтом-шилком не хуже, чем в случае установки стержня PFN-A. В случае скручивающего момента максимальные перемещения головки бедра для нового стержня составляют 1 мм против 0.4 мм для стержня PFN-A. Тем не менее, эти значения являются допустимыми.

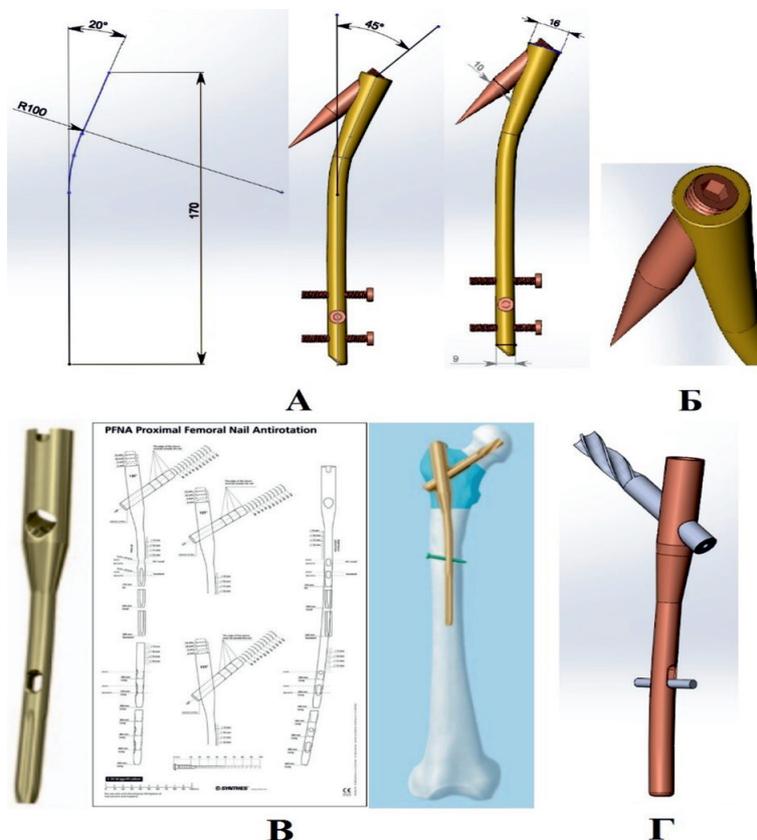


Рис. 1. А – линейные размеры и углы модели предлагаемого стержня;
Б – трехмерное изображение проксимальной части модели стержня;
В – изображение стержня PFN-A; Г – построенная трехмерная модель стержня PFN-A

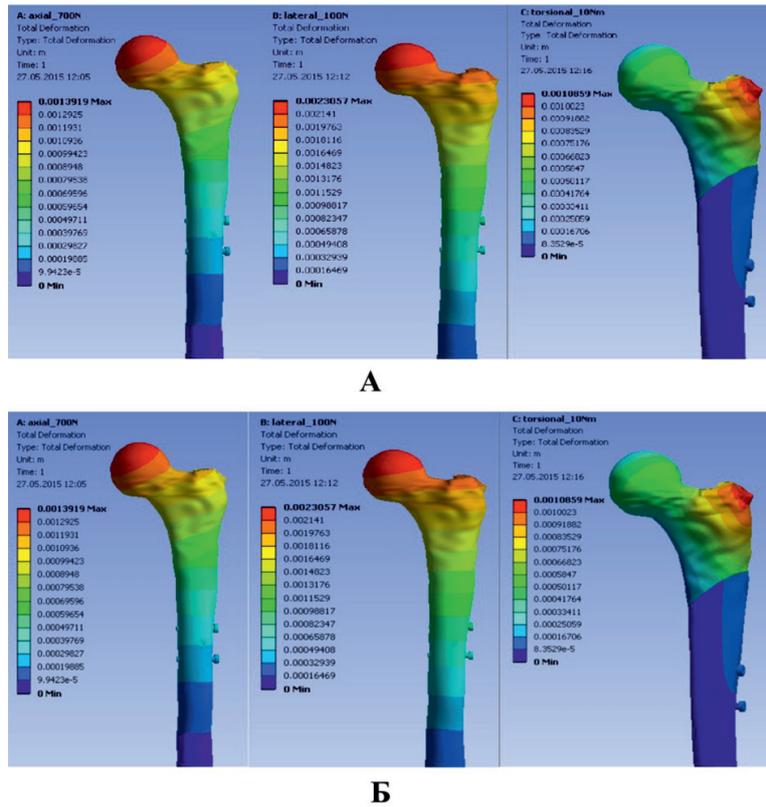


Рис. 2. А – Поля перемещений для стержня PFN-A трех рассмотренных нагрузок (слева-направо: осевая, поперечная сила и скручивающий момент); Б – Поля перемещений для стержня с винтом-шилом трех рассмотренных нагрузок

Таблица 1
Максимальные перемещения костных отломков, мм

| Вид нагрузки | Стержень с винтом-шилом | Стержень PFN-A |
|--------------|-------------------------|----------------|
| Осевая | 1.4 | 1.3 |
| Поперечная | 2.3 | 2.3 |
| Скручивающая | 1.1 | 0.4 |

Таблица 2
Максимальные эффективные напряжения в стержнях, МПа

| Вид нагрузки | Стержень с винтом-шилом | Стержень PFN-A |
|--------------|-------------------------|----------------|
| Осевая | 295 | 181 |
| Поперечная | 443 | 58 |
| Скручивающая | 557 | 400 |

Далее были проанализированы эффективные напряжения, возникающие в исследованных стержнях (рис. 3).

При анализе напряжений можно отметить, что для обоих стержней наибольшие напряжения обнаруживаются на блокирующих винтах, а также в теле стержня.

Напряжения в стержне PFN-A оказались несколько ниже, чем в исследуемом стержне.

Учитывая полученные результаты, первоначальная трехмерная модель стержня с проксимальным блокирующим винтом-шилом (патент № 146659) была перестроена в системе автоматизированного проектирования SolidWorks. По сравнению с первоначальной моделью был изменен угол наклона винта-шила, а также его диаметр. На рис. 4 показана модель стержня с измененными параметрами.

Угол наклона к вертикали проксимального отдела стержня равен 28°. Ранее этот угол составлял 20°. Угол наклона винта-шила в новой модели составляет 40°, ранее он был равен 45°. Диаметр винта-шила в новой модели уменьшен до 5 мм. Таким образом, была повышена прочность проксимального отдела стержня. Другие основные размеры стержня остались без изменений.

При исследовании расчета жесткости фиксации новым стержнем с винтом шилом перелома типа 32-A1 вид нагруженный остался прежним.

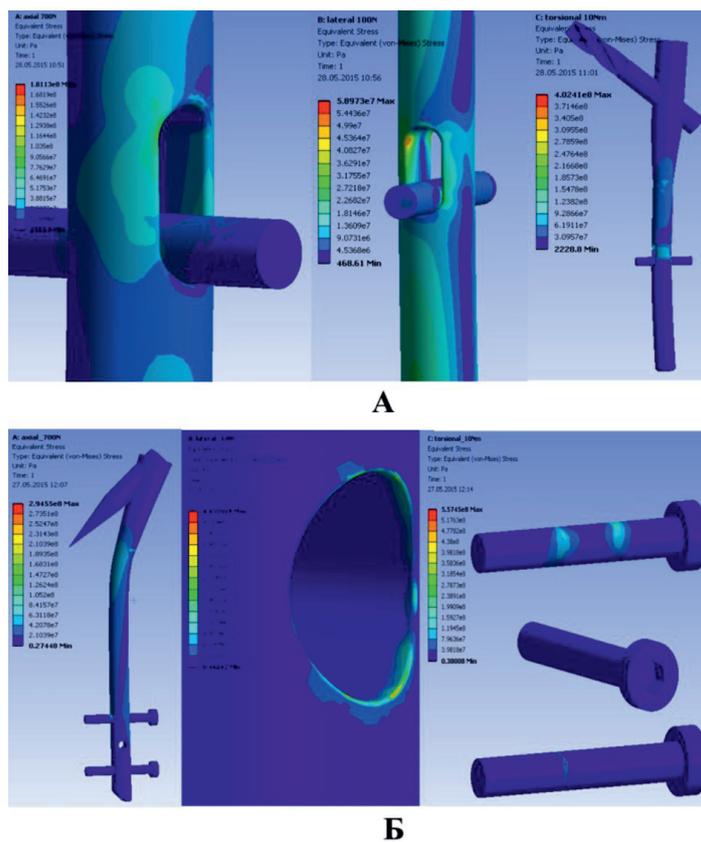


Рис. 3. А – Эффективные напряжения в стержне PFN-A; Б – Эффективные напряжения в стержне с проксимальным винтом-шиллом (слева-направо: осевая сила, поперечная сила, скручивающий момент)

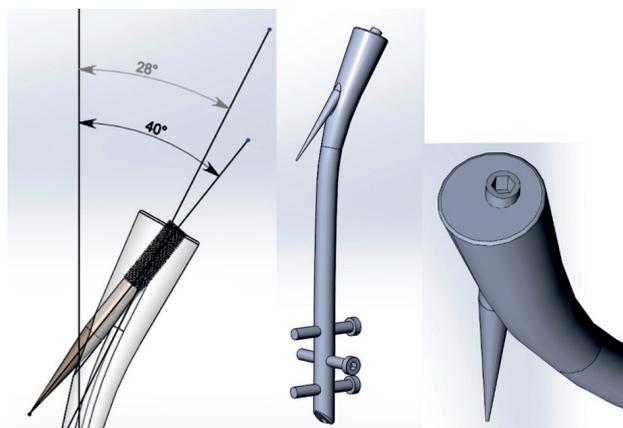


Рис. 4. Новая модель интрамедуллярного стержня с винтом-шиллом

Таблица 3

Максимальные перемещения костных отломков (мм) в зависимости от вида нагружения при переломе типа 32-A1

| Вид нагрузки | Стержень с винтом-шиллом | Новый стержень с винтом-шиллом | Стержень PFN-A |
|--------------|--------------------------|--------------------------------|----------------|
| Осевая | 1.4 | 1.3 | 1.3 |
| Поперечная | 2.3 | 2.3 | 2.3 |
| Скручивающая | 1.1 | 0.7 | 0.4 |

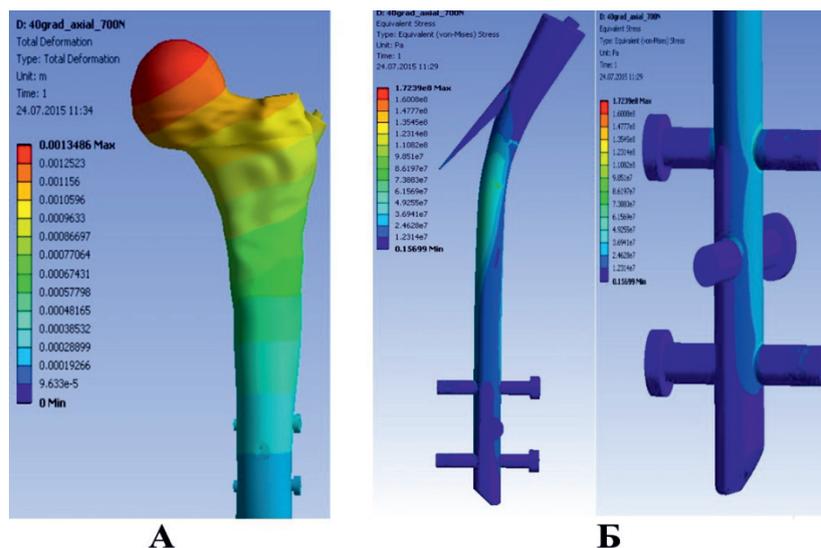


Рис. 5. Фиксатор с проксимальным винтом-шилом нового образца (осевая нагрузка 700 Н). А – Перемещения бедренной кости; Б – Эффективные напряжения

Таблица 4

Максимальные эффективные напряжения в стержнях (МПа) в зависимости от вида нагружения

| Вид нагрузки | Стержень с винтом-шилом | Новый стержень с винтом-шилом | Стержень PFN-A |
|--------------|-------------------------|-------------------------------|----------------|
| Осевая | 295 | 172 | 181 |
| Поперечная | 443 | 152 | 58 |
| Скручивающая | 557 | 354 | 400 |

Были изучены и занесены в таблицу максимальные значения перемещения головки бедра для всех трех исследованных стержней представлены в табл. 3.

Также проанализированы наибольшие значения эффективных напряжений в системе «кость-фиксатор» для трех исследованных стержней внесены в табл. 4.

При анализе цифровых данных, полученных в результате компьютерного трёхмерного моделирования и исследования стабильности систем «кость-фиксатор» выявлено, что все три интрамедуллярных стержня показали схожую жесткость и стабильность при рассчитанных нагрузках. При этом новый стержень с проксимальным винтом-шиллом по значениям перемещений оказался ближе к стержню PFN-A, выбранному в качестве «эталона».

Анализ эффективного напряжения в стержнях выявил, что новый стержень с винтом-шиллом показал себя лучше, чем его прежняя модель. Напряжения в нем оказались ниже для всех трех нагрузок по сравнению с первоначальной моделью данного стержня, изученной на первом этапе исследова-

ния. С биомеханической точки зрения такая обновленная конструкция выглядит предпочтительнее. Учитывая виртуальные характеристики двух моделей по патенту РФ № 146659 слабым местом оказалось ротационное нагружение. Это учтено и в следующей модели шило-стержень было изменено на винт-шило (патент РФ № 158571).

Выводы

1. При создании конструкций для остеосинтеза переломов костей перед воплощением в их в физическую форму и применением в практике, теоретически изложенные в патентах преимущества новых устройств, должны проходить этап виртуального моделирования с использованием специализированных программных продуктов для изучения их стабильности и уточнения значений всех расчётных параметров.

2. Следование такому алгоритму позволило нам подтвердить эффективность предлагаемого интрамедуллярного устройства и рассчитать наиболее оптимальный угол наклона блокирующего элемента – винта-шила (40° вместо 45°), скорректировать

угол наклона проксимального отдела интрамедуллярного стержня до 28° . Диаметр винта-шила в новой модели равен 5 мм против 10 мм в предыдущей модели, что повысило прочность проксимального отдела стержня.

Список литературы

1. Барабаш А.П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела бедренной кости при чрескостной фиксации. / А.П. Барабаш, А.Г. Русанов, О.А. Кауц // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2009. – № 3. – С. 399–403.
2. Загородний Н.В., Жармухамбетов Е.А. Хирургическое лечение вертельных переломов бедренной кости // Рос. мед. журнал. – 2006. – № 2. – С. 18–19.
3. Интрамедуллярный стержень нового типа для остеосинтеза диафизарных переломов бедра / Д.В. Иванов, А.П. Барабаш, Ю.А. Барабаш // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 1. – С. 52–64.
4. Лечение больных пожилого и старческого возраста с вертельными переломами проксимального отдела бедренной кости / А.Г. Русанов, А.П. Барабаш, О.А. Кауц [и др.]. // Медицинский альманах. – 2012. – № 5 (24). – С. 157–160.
5. Лечение переломов проксимального отдела бедренной кости на фоне остеопороза / А.Ф. Лазарев, Э.И. Солод, А.О. Рагозин, М.Г. Какабадзе // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2004. – № 1. – С. 27–31.
6. 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., Длясин Н.Г. (РФ); Заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО Росмедтехнологий». – № 2002102479/14; заявл. 28.01.02; опубл. 20.02.04. Бюл. № 3.
7. Современное состояние проблемы лечения больных с внесуставными переломами проксимального отдела бедренной кости (обзор литературы) / Р.М. Тихилов, А.Ю. Кочин, А.Н. Мироненко [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2009. – № 4 (54). – С. 113.
8. Сравнительный анализ различных методов лечения больных с переломами вертельной области бедренной кости / В.М. Шаповалов [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2006. – № 2 (40). – С. 326.
9. Хирургическое лечение переломов проксимального отдела бедренной кости у людей пожилого и старческого возраста / А.П. Барабаш [и др.]. Саратов: Приволж. кн. изд-во, 2006. – 271 с.: ил.
10. Чрескостный остеосинтез при переломах вертельной области бедренной кости / С.П. Миронов, А.И. Гордиченко, О.Н. Усков., Г.В. Сорокин // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2002. – № 4. – С. 13–17.