
Случай из практики

УДК 617.581:004.94

ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ВЫБОРА МЕТОДА ОПЕРАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ПЕРЕЛОМА ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ

О. Н. Ямщиков¹, кандидат медицинских наук,
С. А. Емельянов^{1*},
Д. А. Марков², кандидат медицинских наук,
Д. В. Балаев²,
Т. И. Савельева²

¹ ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный университет имени Г. Р. Державина», 392000, Россия, г. Тамбов, ул. Интернациональная, д. 33

² ГБОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет им. В. И. Разумовского» Минздрава России, 410000, Россия, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112

РЕЗЮМЕ Приводится описание клинического случая, в котором применен программно-информационный комплекс при выборе металлоконструкции для остеосинтеза бедренной кости. После операции функциональные и анатомические результаты оценены как хорошие; осложнений, связанных с нестабильностью металлоконструкции, не выявлено. Данный пример отражает полное соответствие данных компьютерного моделирования результатам оперативного лечения переломов бедренных костей.

Ключевые слова: бедренная кость, остеосинтез, компьютерное моделирование, предоперационное планирование.

* Ответственный за переписку (corresponding author): ser_a@mail.ru

Лечение переломов бедренных костей остается одним из наиболее актуальных направлений в травматологии вследствие частоты, тяжести травм, а также их высокой медико-социальной значимости, так как переломы проксимального отдела бедренной кости составляют 17–24% всех переломов костей скелета.

Переломы бедренной кости сопровождаются массивной травмой окружающих тканей, кровопотерей, высоким риском осложнений. Сроки консолидации таких переломов – одни из самых

длительных, а частота неудовлетворительных результатов лечения достигает 12%. Эти особенности подталкивают к поиску оптимальных методов лечения переломов данной локализации.

На сегодняшний день используются различные имплантаты для остеосинтеза переломов вертельно-подвертельной зоны. Основными являются система динамического бедренного (мышцелкового) винта и интрамедуллярные фиксаторы [1, 2, 4]. Многообразие предлагаемых для остеосинтеза конструкций зачастую вызывает затруднения у

O. N. Yamshchikov, S. A. Emelyanov, D. A. Balaev, T. I. Savelyeva

THE SELECTION OF OPERATIVE TREATMENT TECHNIQUE FOR FEMUR PROXIMAL ZONE FRACTURE: THE POSSIBILITIES OF COMPUTER SIMULATION

ABSTRACT The treatment for femur proximal zone fractures is one of the complicated and actual trends in traumatology. There are many techniques and metal constructions for femur fractures treatment. The authors describe a clinical case of selection and usage of metal construction for femur osteosynthesis by computer simulation of osteosuture. Good therapeutic results were obtained after the operative intervention. The authors made the conclusion about full conformity of the computer simulation results and the result obtained.

Key words: femur, osteosynthesis, computer simulation, preoperative planning.

травматолога [4, 5], поскольку при недостаточно точном подборе металлоконструкции возможны осложнения в послеоперационном периоде, связанные с нестабильностью имплантата, миграцией и переломом металлофиксаторов, вторичным смещением отломков. Они могут приводить к замедленной консолидации перелома, формированию ложных суставов, увеличению сроков лечения и нетрудоспособности. Неправильный подбор металлоконструкции вызывает проблемы и во время операции, так как требуется замена подготовленной конструкции на другую, что удлиняет операцию, усиливает её травматичность [5].

На результаты лечения переломов бедренных костей влияет множество факторов: вид перелома, общее состояние организма пациента, состоятельность остеосинтеза и т. д. Очень важным фактором при остеосинтезе является прочность фиксации. Именно поэтому все большее распространение получают методики компьютерного моделирования, значительно облегчающие проведение хирургических вмешательств и улучшающие исход лечения [3, 5, 6]. Создан программно-информационный комплекс, позволяющий на этапе предоперационного планирования провести компьютерное моделирование остеосинтеза бедренной кости и подобрать оптимальную металлоконструкцию для конкретного пациента. В процессе моделирования операционного процесса оцениваются качества остеосинтеза при применении различных металлофиксаторов в зависимости от характера конкретного перелома, а также пола и возраста пациента. Подбор подходящих виртуальных моделей возможен благодаря наличию виртуальной базы данных моделей бедренных костей и остеофиксаторов¹ [5].

Представляем клинический случай из собственной практики применения программно-информационного комплекса при выборе метода лечения пациентки с переломом бедренной кости.

Пациентка Б., 25 лет, поступила в травматологическое отделение городской больницы г. Котловска спустя 3 часа после получения травмы: упала с ледяной горы высотой более 3 метров. Диагностирован закрытый чрезвертельно-подвертельный перелом правой бедренной кости со смещением отломков по длине и ширине. Сопутствующей хронической патологии нет.

Проведено рентгенографическое исследование (рис. 1). Снимки в двух стандартных проекциях

позволяют определить картину костных повреждений с детализацией, достаточной для подготовки оперативного вмешательства. Кроме данных объективного исследования, учитывали общее состояние больной, возраст, пол, состояние опорно-двигательной системы в целом и другие факторы, включая возможности лечебного учреждения в обеспечении хирургического пособия.

Моделирование данной операции было произведено на макете программно-информационного комплекса в соответствии с разработанными методикой и программой испытаний.

Использовалась виртуальная база данных бедренных костей, в которой собраны модели кости в зависимости от пола, возраста, конституции пациента. Для работы с программно-информационным комплексом на рабочем компьютере врача запустили браузер Microsoft Internet Explorer 8.0. Ввели адрес сервера баз данных `ws100a-05.main.sgu.ru` и подключились к нему. Произвели авторизацию на сервере баз данных. Выбрали в файловом хранилище файл 3D-модели бедренной кости. Далее в окне с базами данных перешли в антропометрическую базу данных бедренных костей и подобрали модель с нужными антропометрическими данными, образец № 7. Выбрали в файловом хранилище файл 3D-модели необходимого металлофиксатора и импортировали его на компьютер врача. Выбрана система динамического мышечного винта с длиной пластины 230 мм, 15 отверстиями, 8 винтами, шеечным винтом 8,5 мм. С помощью программы Salome Version 5.1.3 смоделировали перелом бедренной кости в соответствии с данными рентгенографии, совместили 3D-изображения отломков бедренной кости и металлофиксатора. Провели авторизацию и успешно подключились к серверу высокопроизводительных вычислений. С помощью программы WinSCP 4.2.7 передали 3D-модель «кость – фиксатор» с наложенной на нее расчетной сеткой с рабочего компьютера врача на сервер высокопроизводительных вычислений. С помощью модуля задания механических свойств модели в систему конечноэлементных расчетов Elmer 6.0 введены полученные морфометрические данные для 3D-модели «кость – фиксатор» с наложенной расчетной сеткой. Получена модель системы кость – фиксатор с наложенной расчетной сеткой и введенными морфометрическими данными. Файл с результатами моделирования травматологических и операционных процессов сохранили на сервере высокопроизводительных вычислений. В системе конечноэлементных расчетов Elmer 6.0 запустили модуль визуализации результатов расчетов и проведения виртуальных хирургических операций. Получили окно, показы-

¹ Благодарим сотрудников Поволжского регионального центра научных и информационных технологий и руководителя проекта Соловьева Владимира Михайловича за предоставленный макет программно-информационного комплекса для травматологии и ортопедии.



Рис. 1. Рентгенограмма больной Б. до операции



Рис. 2. Рентгенограмма больной Б. после операции

вающее результаты моделирования травматологических и операционных процессов на сервере высокопроизводительных вычислений.

Аналогично провели исследование, где в качестве металлофиксатора использовали пластину с угловой стабильностью 200 мм, 12 отверстиями, 8 винтами и интрамедуллярный штифт с вальгусной кривизной 4–6 градусов, длиной 230 мм, деротационным и шеечным винтом 8,5 мм, двумя дистальными блокирующими винтами 50 мм.

При расчетах напряжений и полей смещений использовали нагрузку силой, соответствующей опоре на конечность в вертикальном положении до 50% веса тела (нагрузка на конечность в момент активизации больной через 2 месяца после операции) и нагрузке при сгибании в положении сидя без опоры на конечность (вес конечности ниже уровня перелома).

Сначала провели виртуальное испытание модели с системой мышечкового бедренного винта. При рассмотрении случая нагрузки модели в вертикальном положении (32 кг) на скриншотах получили визуализацию результатов расчета по параметру смещения и эквивалентному напряжению Мизеса. Результаты показывают практически полное отсутствие смещения костных отломков в зоне перелома. Затем анализировали случай нагрузки модели в положении сидя без опоры на

стопу (8 кг). На скриншотах также получили визуализацию результатов расчета по параметру смещения и эквивалентному напряжению Мизеса. По результатам анализа величины напряжений в межотломковом пространстве сделан вывод о состоятельности виртуальной фиксации отломков, так как эти напряжения очень малы и не препятствуют возникновению костного регенерата.

В случае испытания модели с пластиной при нагрузке модели в вертикальном положении (32 кг) результаты показали наличие смещения костных отломков в зоне перелома более 3 мм, что может препятствовать регенерации и привести к миграции пластины. Проанализировав случай нагрузки модели в положении сидя без опоры на стопу (8 кг), сделали вывод о большей величине напряжений в межотломковом пространстве по сравнению с фиксацией системой мышечкового винта, однако эти напряжения также малы и не препятствуют возникновению костного регенерата.

При испытании модели с интрамедуллярным штифтом при нагрузке модели в вертикальном положении выявлено наличие смещения костных отломков в зоне перелома более 4 мм, при нагрузке модели в положении сидя без опоры на стопу величина напряжений в межотломковом пространстве сопоставима с таковой при фикса-

ции пластиной и не препятствует возникновению костного регенерата.

Таким образом, для проведения операции у данной пациентки выбрана система бедренного мыщелкового винта, так как ее применение можно считать оптимальным.

После предоперационной подготовки на 5-е сутки после травмы проведена открытая репозиция, остеосинтез правой бедренной кости системой динамического мыщелкового винта.

Послеоперационный период протекал без осложнений. На контрольной рентгенограмме положение отломков и металлоконструкции было удовлетворительным. Активизация пациентки на 3-и сутки

после операции – ходьба с помощью костылей без нагрузки на прооперированную конечность. Укорочения конечности не зафиксировано. Спустя 1 месяц после травмы разрешена дозированная нагрузка на конечность в размере 50% массы тела. Период реабилитации протекал без особенностей. Полная нагрузка на конечность разрешена спустя 3 месяца после операции. На этом сроке функциональные и анатомические результаты оценены как хорошие; осложнений, связанных с нестабильностью металлоконструкции, не выявлено.

Данный пример отражает полное соответствие данных компьютерного моделирования результатам оперативного лечения переломов бедренных костей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анкин, Л. Н. Травматология (Европейские стандарты) / Л. Н. Анкин, Н. Л. Анкин. – М., 2005. – С. 372–373.
2. Карев, Д. Б. Опыт реабилитации пациентов с переломами бедренной кости / Д. Б. Карев, Б. А. Карев, С. И. Болтрукевич // Новости хирургии. – 2009. – № 17 (2). – С. 58–64.
3. Трехмерное моделирование строения человека и оперативных вмешательств с помощью системы DUCT5 [Электронный ресурс] / С. Симбирцев [и др.] // САПР и графика. – 2000. – № 1. – Режим доступа: <http://www.sapr.ru/article.aspx?id=6950&iid=272> (дата обращения 27.10.2015).
4. Фролов, А. В. Остеосинтез вертельных и подвертельных переломов бедренной кости на современном этапе / А. В. Фролов, Н. В. Загородний, А. Ю. Семенистый // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. – 2008. – № 2. – С. 98–100.
5. Макет программно-информационного комплекса для травматологии и ортопедии / О. Н. Ямщиков [и др.] // Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. – 2011. – Т. 16, вып. 1. – С. 336–338.
6. Caon, M. Automating the segmentation of medical images for the production of voxel tomographic computational models / M. Caon, J. Mohyla // Australas Phys. Eng. Set Med. – 2001. – № 24. – P. 166–172.