

УДК 531/534: [57+61]

ПРЕДОПЕРАЦИОННАЯ ДИАГНОСТИКА МОДУЛЬНОЙ ТРАНСФОРМАЦИИ ПРИ ЧРЕСКОСТНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

З.Т. Измайлова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Россия, 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5, e-mail: zaira_minimax@mail.ru

Аннотация. Для предоперационной диагностики модульной трансформации при чрескостном остеосинтезе бедренной кости используется компьютерное моделирование. Оно позволяет проводить исследования и вычисления, так как проведение реального эксперимента затруднено вследствие финансовых и физических препятствий. Построение компьютерных моделей и последующий анализ позволяют оценить допускаемые нагрузки во время чрескостного остеосинтеза бедренной кости при ходьбе, сгибании–разгибании бедра, одноопорном и двуопорном стоянии. Анализ моделей чрескостного остеосинтеза при различных переломах бедренной кости, построенных на основе рентгеновских снимков в программе *SolidWorks*, позволяет оценить влияние мышечных усилий и модульной трансформации на процесс регенерации кости.

Ключевые слова: чрескостный остеосинтез, компьютерное моделирование, напряженно-деформированное состояние, модульная трансформация.

ВВЕДЕНИЕ

Чрескостный остеосинтез широко используется при переломах и патологиях опорно-двигательного аппарата. Несмотря на всю универсальность, он не лишен недостатков. Ежегодно в институтах травматологии и ортопедии работают над поиском новых способов наложения аппаратов и устранением существующих недостатков. Совершенствованием чрескостного остеосинтеза занимаются не только в институтах травматологии и ортопедии, но и в лабораториях с инженерным уклоном. В последние годы для этих целей активно используется компьютерное моделирование, которое является одним из эффективных методов изучения сложных биомеханических систем.

Для оптимального остеосинтеза необходима рациональная конструкция внешней фиксации, применение которой гарантирует возможность сохранения непрерывности межфрагментарного контакта до полного сращения кости в послеоперационном периоде. Отсутствие такой рациональной конструкции и средств, позволяющих оценить влияние мышечных усилий на стадии регенерации костных отломков, является существенной проблемой, решение которой позволит улучшить качество оказываемой медицинской услуги [1].

Цель

В данной работе представлена предоперационная диагностика модульной трансформации при чрескостном остеосинтезе костей конечностей. Модульная трансформация аппарата внешней фиксации – это поэтапное удаление спиц и внешних опор для уменьшения жесткости фиксации костных фрагментов в соответствии с ростом несущей способности костного регенерата, что положительно сказывается на его функциональной перестройке. Для решения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- 1) построить биомеханическую модель бедренной кости;
- 2) построить компьютерную модель чрескостного остеосинтеза при переломе бедренной кости с учетом мышечных усилий;
- 3) исследовать напряженно-деформированное состояние при мышечных усилиях и модульной трансформации.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

При моделировании чрескостного остеосинтеза бедренной кости на каждом из уровней (рис. 1), определенных согласно унифицированному методу обозначения чрескостного остеосинтеза, изучены геометрические параметры и механические характеристики бедра и мышц, окружающих бедро [2]. Исследования рентгенограмм пациентов с переломами бедра показали, что на II уровне форма бедренной кости в поперечном сечении близка к прямоугольной, на III и VI – к неправильному овалу, на IV и V – к треугольнику. Ширина бедренной кости в прямой проекции со второго по шестой уровень лежит в диапазоне от 21 до 41 см, в боковой проекции в диапазоне от 20 до 35 см. Поскольку бедренная кость в проксимальной и дистальной областях имеет специфическую конусовидно-расширяющуюся форму, уровни 0, I, VII, VIII и IX рассмотрены особым образом.

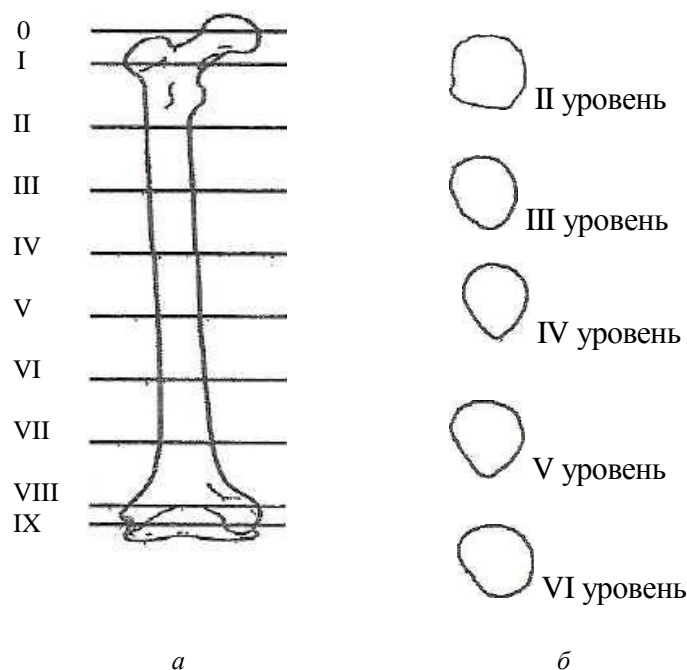


Рис. 1. Схемы уровней бедренной кости (а) и форм уровней (б)

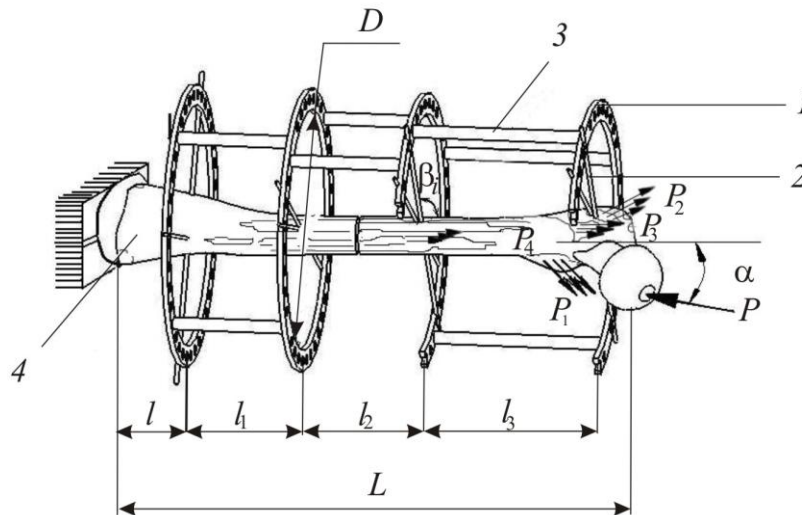


Рис. 2. Схема биомеханической модели бедренной кости: 1 – опорные кольца; 2 – спицы, 3 – стержни, 4 – костный отломок

Биомеханическая модель (рис. 2) построена при следующих допущениях:

- 1) материалы костей, соединительных элементов, спиц, стержней и колец однородны и изотропны;
- 2) среда сплошная, начальные напряжения в биологических структурах и во всех элементах конструкции аппарата, кроме спиц, отсутствуют;
- 3) начальное натяжение спиц P_c ;
- 4) бедренная кость жестко закреплена по дистальной поверхности;
- 5) к головке бедренной кости приложена сосредоточенная сила P под углом α к оси кости;
- 6) мышечные нагрузки P_i приложены в зоне прикрепления мышц к бедренной кости под углами α_i к ее оси.

Приняты следующие обозначения: L – длина бедренной кости; t – ширина бедренной кости со второго по шестой уровень; D – внутренний диаметр колец; l – расстояние от места закрепления кости до первого кольца (слева); l_i – расстояние между кольцами; d_c – диаметр спиц; $d_{ст}$ – диаметр стержней; n – количество спиц в кольце; β_i – углы между спицами и горизонтальной плоскостью; E_k, ν_k – модуль упругости и коэффициент Пуассона кости соответственно; E, ν – модуль нормальной упругости и коэффициент Пуассона кольца, спиц и стержня соответственно.

Для построения компьютерных моделей используется программа *SolidWorks* – одна из самых популярных в России систем параметрического, твердотельного и поверхностного моделирования. Она обладает богатыми возможностями создания деталей и сборок. Компьютерная модель чрескостного остеосинтеза при переломах бедренной кости (рис. 3) построена при следующих геометрических параметрах: $L = 430$ мм; $l_1 = 88$ мм; $l_2 = 88$ мм; $l_3 = 132$ мм; $t_2 = 27$ мм; $t_3 = 27,72$ мм; $t_4 = 27$ мм; $t_5 = 28,55$ мм; $t_6 = 34,6$ мм; $D = 180$ мм; $d_c = 1,8$ мм; $d_{ст} = 8$ мм; $n = 2$; углы $\alpha = 30^\circ$ и $\alpha_1 = 25^\circ$.

Биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния бедренной кости произведен в программе *COSMOSWorks* методом конечных элементов. Для достижения необходимой точности при минимальных затратах времени на вычисления перемещений модель разбита на 70 000 тетраэдральных конечных элементов (рис. 4).

Исследования напряженно-деформированного состояния проведены в случае переломов проксимальной, средней и дистальной трети бедренной кости, а также при одноопорном, двуопорном стоянии, приведении–отведении и сгибании–разгибании бедра.

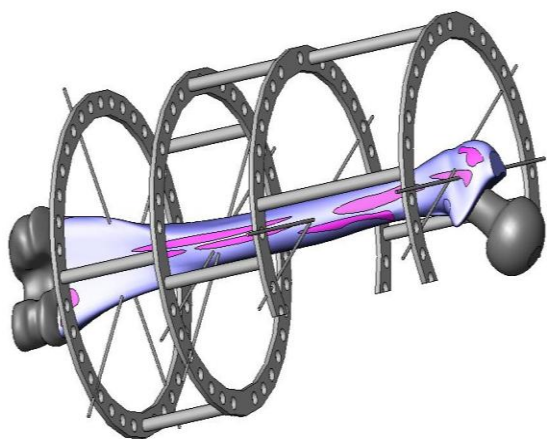


Рис. 3. Геометрическая модель чрескостного остеосинтеза при переломах бедренной кости

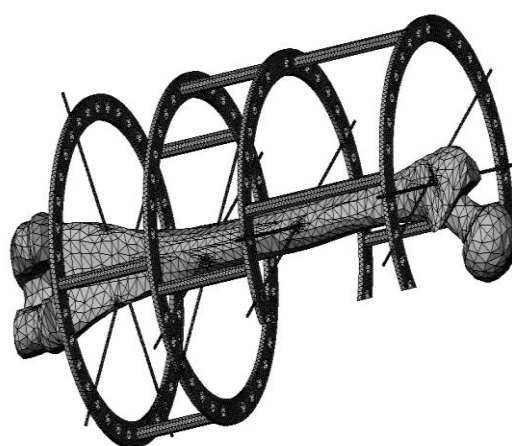
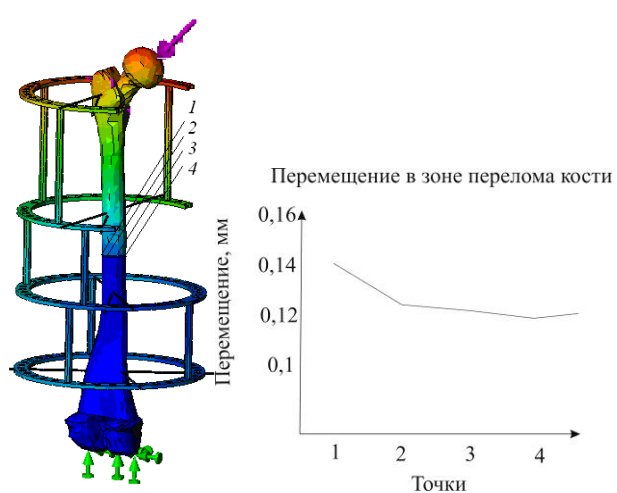
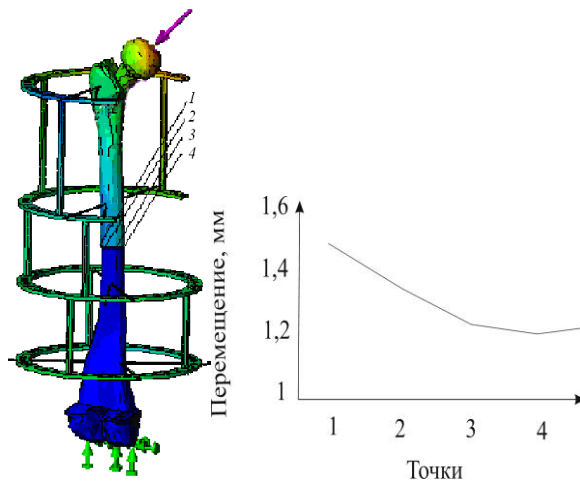


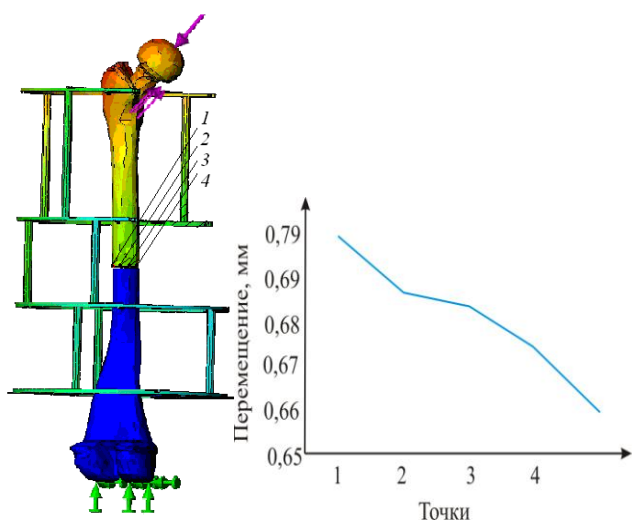
Рис. 4. Конечно-элементная модель чрескостного остеосинтеза при переломах бедренной кости



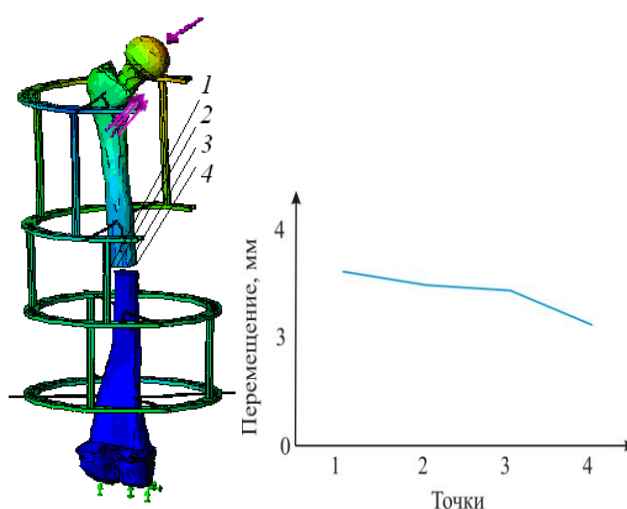
a



б



в



г

Рис. 5. Эпюры перемещений при переломе средней трети бедренной кости: *a* – двуопорное, *б* – одноопорное стояние, *в* – при мышечной нагрузке 100 Н, *г* – при мышечной нагрузке 300 Н

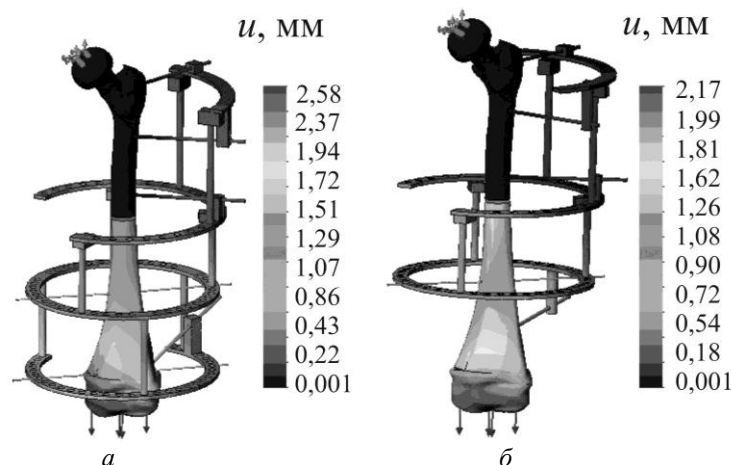


Рис. 6. Эпюра перемещений при комбинированном чрескостном остеосинтезе: *а* – до модульной трансформации, *б* – после модульной трансформации

Нагрузки на бедренную кость варьируются как по величине, так и по направлению в весьма широких пределах. В зависимости от места расположения или перемещений центра тяжести надсуставной части тела, а также от наклона и тяги ягодичных мышц общая равнодействующая колеблется в пределах от 0 до 4,5*G* (*G* – вес тела без опорной конечности). Перемещение костных отломков при двуопорном стоянии без учета мышечных усилий составляет 0,14 мм, в то время как при одноопорном стоянии – 1,6 мм, что превышает допустимую норму (рис. 5, *а, б*).

При мышечной нагрузке 100 Н, создаваемой подвздошно-поясничной мышцей, максимальное перемещение костных отломков относительно друг друга составляет 0,7 мм. Увеличение мышечной нагрузки до 300 Н приводит к смещению костных отломков на величину 3,6 мм (рис. 5, *в, г*). Это может привести к неправильному срастанию костных отломков.

Исследование продольной жесткости комбинированного остеосинтеза при переломе средней трети бедренной кости до модульной трансформации показали (рис. 6, *а*), что смещение костных отломков относительно друг друга 1 мм и более наступает при нагрузке 50 Н. По мере формирования костного регенерата, при переломе средней трети бедренной кости, производят модульную трансформацию, то есть демонтируют внешнюю опору и спицу на восьмом уровне (рис. 6, *б*). После проведения модульной трансформации критическое смещение наступает при 18 Н, так как жесткость фиксации костных отломков уменьшается, что способствует увеличению нагрузки на регенерат, стимулирует его рост и минерализацию.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Построены модели и проведен анализ напряженно-деформированного состояния при переломах проксимальной, средней и дистальной трети бедренной кости. Построенные модели позволяют оценить жесткость различных компоновок внешней фиксации и выбрать оптимальную для данного типа перелома; проводить исследования влияния мышечных нагрузок и модульной трансформации, а также учитывать изменение механических свойств элементов (костные отломки, спицы, стержни, кольца), входящих в модель.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бейдик, О.В. Остеосинтез спицевыми и спицестержневыми аппаратами внешней фиксации / О.В. Бейдик, Г.П. Котельников, Н.В. Островский. – Самара: Перспектива, 2002. – 208 с.
2. Соломин, Л.Н. Травматология и ортопедия. Чрескостный остеосинтез: рук. для врачей / Л.Н. Соломин. – СПб.: Гиппократ, 2004. – Т. 1, гл. 5. – С. 336–388.

PREOPERATIVE DIAGNOSTICS OF MODULAR TRANSFORMATION IN THE CASE OF THE THIGH BONE TRANSOSSEOUS OSTEOSYNTHESIS

Z.T. Izmailova (St.-Petersburg, Russia)

For preoperative diagnostics of the thigh bone modular transformation, the computer modelling of the transosseous osteosynthesis is used because it makes possible to carry out research and make calculations as the real experiment is difficult to perform due to financial and physical obstacles. Creation of computer models and their following analysis allows us to estimate permissible loading within the thigh bone transosseous osteosynthesis during a walking, a hip flexion, and extension, a single- and double-support standing. Analysis of transosseous osteosynthesis models in the case of different femoral fractures developed on the basis of X-ray images in *SolidWorks* software allows estimating the influence of muscle forces and modular transformation on the bone regeneration process.

Key words: transosseous osteosynthesis, computer modelling, stress–strain state, modular transformation.

Получено 30 марта 2009