



УДК 531/539: 61

О. В. Щепилина, П. И. Бегун

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Методика биомеханических исследований состояния системы «бедренная кость – регенерат – имплантат» при реабилитации

Приведены методика и результаты исследований напряженно-деформированного состояния (НДС) в системе «бедренная кость – регенерат – имплантат» при остеосинтезе после перелома шейки бедренной кости. Рассматриваемая система испытывает динамические нагрузки, величина и характер которых зависят от вида движений ноги пациента в процессе реабилитации.

Бедренная кость, имплантат, регенерат, динамические нагрузки, реабилитация

В настоящее время не разработана методика оценки допускаемых движений пациента и возможных при этом нагрузок в процессе реабилитации после перелома шейки бедренной кости. Биомеханические исследования бедренной кости с установленными устройствами фиксации ее отломков проводятся в основном при статическом и циклическом нагружении [1]–[3]. При этом не учитывается влияние на НДС: 1) характера изменения нагрузки на головку бедренной кости при различных движениях пациента; 2) прилагаемых к кости мышечных усилий, изменяющихся в процессе движения; 3) механических свойств костных тканей конкретного пациента и костной мозоли на различных стадиях регенерации.

Постановка задачи. Для проведения динамического анализа системы «бедренная кость – регенерат – имплантат» необходимо разработать алгоритм и методику расчета НДС при остеосинтезе после перелома шейки бедренной кости с учетом механических свойств регенерата на каждом этапе ремоделирования и мышечной активности при различных движениях больной ноги.

При построении модели введены следующие допущения:

1) бедренная кость схематизирована двумя однородными изотропными слоями: кортикальным и спонгиозным [4];

2) регенерируемый участок в разломе шейки бедренной кости также однороден и изотропен; его механические свойства изменяются на каждом этапе реконструирования костной мозоли;

3) материалы кортикального и спонгиозного слоев и регенерируемого участка удовлетворяют условиям сплошности;

4) в материалах отсутствуют начальные напряжения;

5) поверхностные нагрузки, прикладываемые к головке бедренной кости при различных движениях, заменены составляющими сосредоточенной силы, приложенной в центре головки кости.

Эти составляющие ориентированы по направлению осей декартовой системы координат x , y , z (рис. 1, а). Их зависимости от времени при различных движениях пациента вводятся по данным экспериментальных исследований, приведенных в [5]. Например, на рис. 1, б приведены зависимости параметров BW_i , $i = x, y, z$, характеризующих отношения этих усилий, возникающих при «двойном шаге» к весу пациента от времени [5].

Построение компьютерной модели. Геометрическая модель травмированной бедренной кости строится по данным компьютерной томографии в программе Mimics [6]. Программа Mimics содержит набор необходимых средств для сегментации при обработке изображений на 2D-видах и инструмент редактирования 3D-объектов. Области кортикального и спонгиозного слоев бедренной кости сегментируются по заданному для каждого из них диапазону рентгеновской плотности в числах Хаунсфилда (HU). Диапазон кортикального слоя 1100–1500, а спонгиозного слоя –

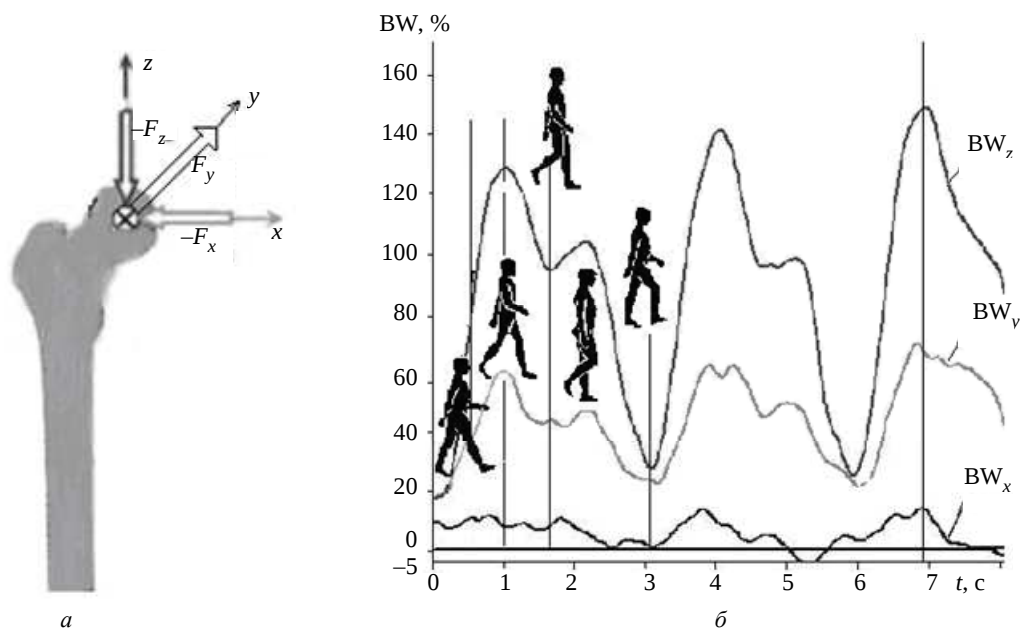


Рис. 1

80–350. Изображения 3D-частей бедренной кости экспортируются в программную среду Solid Works, в которой проводится дополнительное построение устройства фиксации, ее отломков и регенерата. На рис. 2 приведены элементы системы «кость – регенерат – имплантат», построенные в программе Solid Works (1 – регенерат, 2 – кортикальная ткань, 3 – спонгиозная ткань, 4 – имплантат).

Механические свойства кортикального и спонгиозного слоев вводятся по соотношениям между модулем нормальной упругости, плотностью материала и коэффициентом абсорбции костной ткани в единицах Хаунсфилда [7].

Модуль упругости костного регенерата задается в соответствии с временем регенерации (см. таблицу) [8].

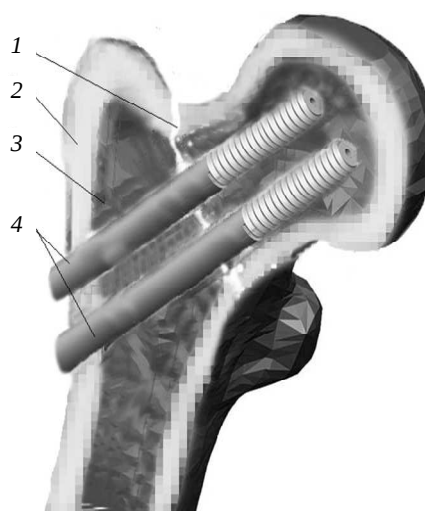


Рис. 2

Расчет напряжений, перемещений и деформаций выполняется в программе Cosmos, конвертируемой с программой Solid Works. В программе Cosmos в рамках механики трехмерного тела конечно-элементная модель строится из линейных тетраэдральных элементов. Их конфигурация обеспечивает линейное изменение составляющих перемещений в пределах конечных элементов и определение их в направлении исходной системы координат. Деформации и напряжения – константы в этих пределах. Погрешность расчета зависит от плотности сетки – размеров конечных элементов. Сетка уплотняется в местах существенного изменения геометрических и механических характеристик сопрягаемых элементов конструкций.

Приведенные в [9] результаты исследований зависимости мышечных усилий от времени при различных движениях пациента позволяют оценить влияние различной степени атрофии той или иной мышцы на напряженно-деформированное состояние системы «бедренная кость – регенерат – имплантат».

№	Период, время	E , МПа
1	до 3 недель	0.0056
2	8–10 недель	7.4
3	14–15 недель	11.4
4	после 20 недель	100

Результаты исследований. В ходе исследований НДС в системе «бедренная кость – регенерат – имплантат» при различных движениях на разных стадиях регенерации использованы данные КТ пациента – мужчины, 52 лет (левая

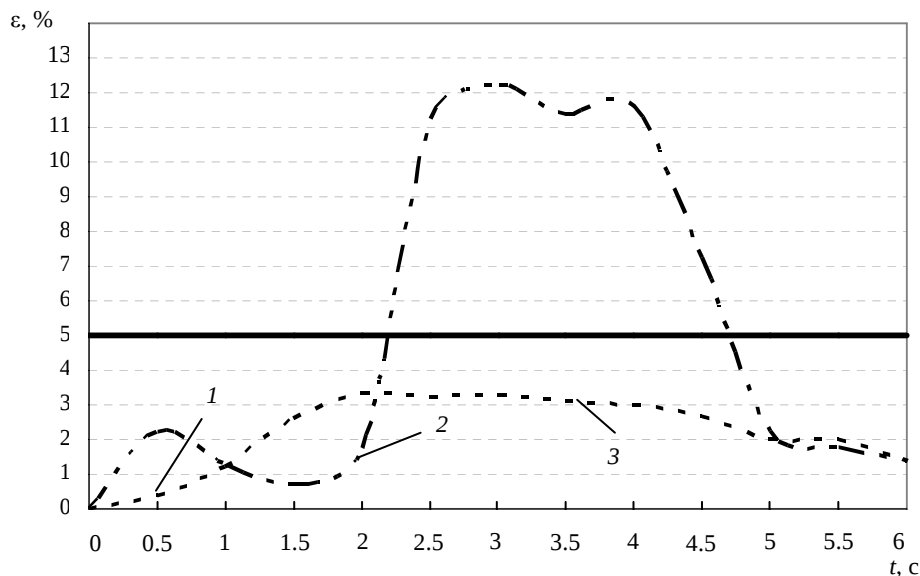
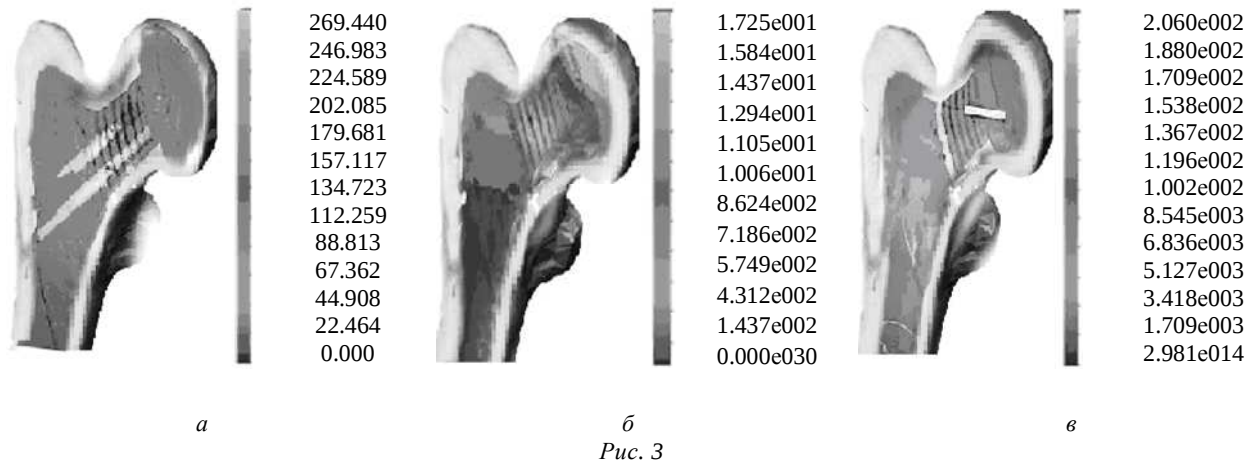


Рис. 4

нога – перелом бедренной кости, правая нога – норма). Определенные по компьютерным томограммам модули нормальной упругости кортикального и спонгиозного слоев бедренной кости соответственно равны $1.5 \cdot 10^8$ и $1.2 \cdot 10^7$ Па. В качестве примера проведенных расчетов на рис. 4 приведены эпюры напряжений (рис. 4, а), перемещений (рис. 4, б) и деформаций (рис. 4, в) в системе «бедренная кость – регенерат – имплантат» на первом этапе реабилитации, при отведении бедра в сторону в положении сидя (модуль упругости регенерата 5.4 кПа).

На рис. 4 приведены зависимости деформаций (ϵ , %) в регенерате от времени нагружения бедренной кости на первом этапе реабилитации при двух движениях: 1 – отведении бедра в сторону, 2 – подъеме бедра на 30° и 3 – допустимой деформации.

На втором этапе реабилитации нагрузки на поврежденную конечность выполняются с постепенным увеличением величины и времени воздействия. На рис. 5 приведены зависимости де-

формаций от времени нагружения бедренной кости на этом этапе реабилитации (модуль упругости регенерата 7.6 МПа): 1) при ходьбе с опорой только на здоровую ногу и при опоре на треть стопы больной ноги (рис. 5, а: 1 – деформация при опоре на здоровую ногу, 2 – деформация при ходьбе с опорой на треть стопы); 2) при ходьбе на двух ногах с разными вариантами поддержки (рис. 5, б: 3 – допустимая деформация, 4 – опора на обе ноги с двумя костылями, 5 – опора на костыль со стороны здоровой ноги, 6 – опора на костыль со стороны больной ноги).

На рис. 6 представлены зависимости деформаций от времени нагружения бедренной кости при падении на лестнице (модуль упругости регенерата соответственно: 1 – 7.6 МПа, 2 – 11.4 МПа; 3 – допустимая деформация).

Предложенная методика и приведенные результаты исследований НДС в системе «бедренная кость – регенерат – имплантат» позволяют сделать некоторые выводы.

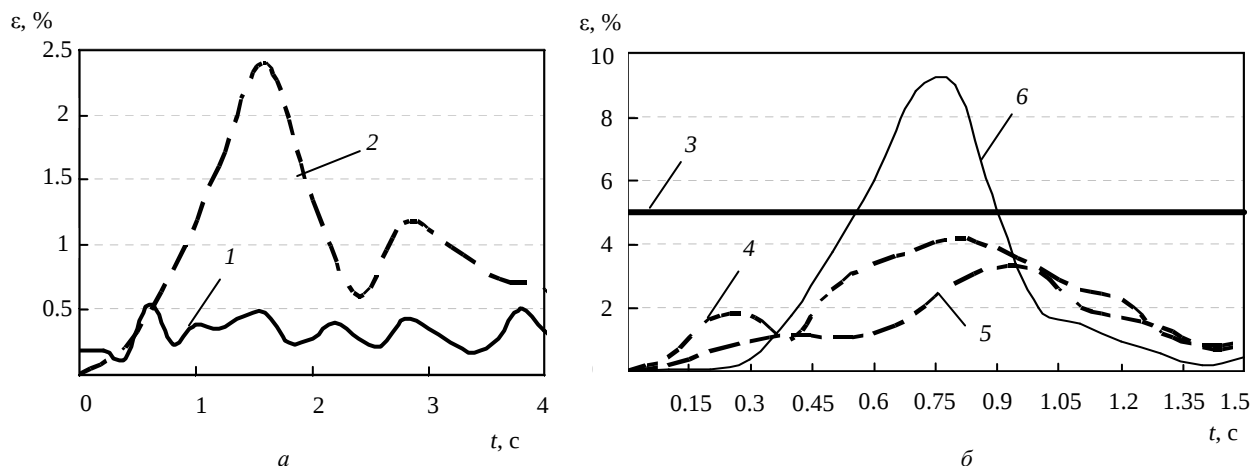


Рис. 5

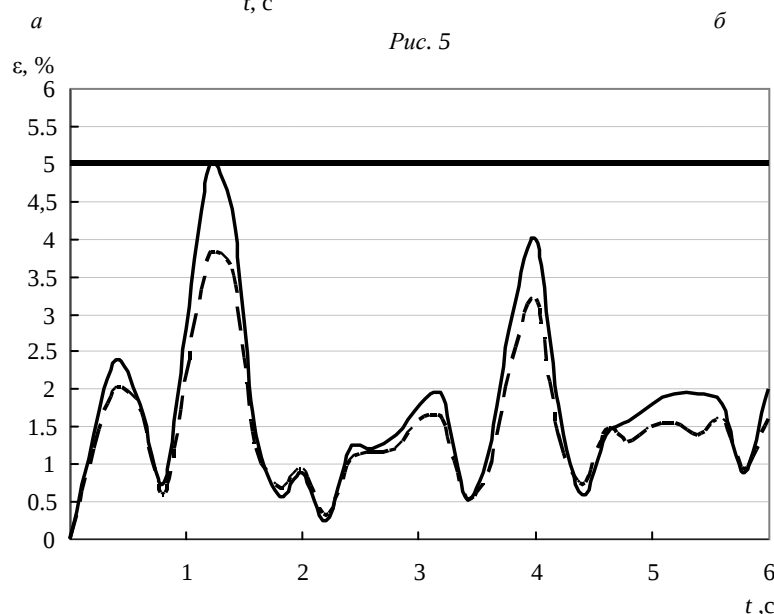


Рис. 6

Рассматриваемая система испытывает динамические нагрузки, уровень и характер которых зависят от вида движения при реабилитации. Разработанная методика предусматривает: 1) построение геометрической модели бедренной кости по данным компьютерной томографии в программе Mimics; 2) построение геометрической модели имплантата и регенерата в программе Solid Works; 3) учет внешних сил, зависящих от мас-

сы ноги и мышечных усилий, при различных движениях пациента на разных стадиях реабилитации; 4) учет механических свойств кортикальной и спонгиозной костных тканей бедренной кости конкретного пациента; 5) учет механических свойств регенерата на различных стадиях ремоделирования; 6) исследование НДС в системе «бедренная кость – регенерат – имплантат» в программе Cosmos.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич А. Ю., Акулич Ю. В., Денисов А. С. Экспериментальное определение разрушающих касательных напряжений трабекулярной костной ткани головки бедра человека // Рос. журн. биомеханики. 2010. Т. 15, № 4 (50). С. 7–14.
2. Безгодков Ю. А., Садыков Н. Р. Особенности биомеханической оценки состояния локомоторной системы у больных с поражением крупных суставов нижних конечностей // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматол. орт. России, 6–8 июня 2006, Самара. Т. 1. С. 480–481.
3. Верховод А. Ю., Иванов Д. В. Применение метода конечных элементов для сравнительной оценки стабильности остеосинтеза оскольчатых диафизарных переломов костей голени блокируемыми интрамедуллярными стержнями и аппаратами наружной фиксации // Современные проблемы науки и образования. 2012. № 4. С. 236–243.
4. Бегун П. И., Рубашова Д. А., Щепилина О. В. Метод исследования структур человеческого организма при использовании клинических данных и пакетов при-

кладных программ MIMICS и SOLIDWORK // VI Поляховские чтения: избр. тр. СПб., 2012. С. 307–309.

5. Loading of Orthopaedic Implants URL: <http://www.orthoload.com/> (дата обращения: 15.03.2014).

6. Shchepilina O. V., Begun P. I. Dynamic research of system «thighbone-bone graft-implant» of the rehabilitation period. URL: http://www.rusnauka.com/5_SWMN_2014/Medecine/7_159363.doc.htm/ (дата обращения: 15.05.2014).

7. Воронкевич И. А. Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и

эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости // Травматология и ортопедия. 2013. № 3 (69). С. 57–63.

8. Gardner T. N., Mishra S. The biomechanical environment of a bone fracture and its influence upon the morphology of healing // Medical Engineering & Physics. 2003. № 25 (6). P. 455–464.

9. Navrat T., Vrbka M. Strain-stress analysis of pathological hip joint after osteotomy // J. of Biomechanics. 2008. № 5. P. 345–354.

O. V. Shchepilina, P. I. Begun

Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

METHODOLOGY BIOMECHANICAL RESEARCH OF «THighbone-BONE GRAFT-IMPLANT» IN REHABILITATION

The article presents the methodology and results of studies of the strain stressed state (SSS) in the «thighbone-bone graft-implant». The osteosynthesis after hip fracture. System is experiencing dynamic loads, the magnitude and nature of which depend on the patient's leg movements in the rehabilitation process.

Femur, implant, bone-graft, dynamic loads, rehabilitation

УДК 543.33

А. Г. Казанцева, И. С. Захаров, Д. Ч. Касима

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Исследование возможности определения содержания тяжелых металлов в воде с использованием индигокармина

Исследуется возможность создания оптического метода определения содержания тяжелых металлов в воде с использованием индигокармина спектрофотометрическим методом. Анализируются особенности определения катионов и факторы, влияющие на результаты анализа. Полученные результаты будут использованы для разработки метода биотестирования токсичности водных сред в индикаторной среде.

Тяжелые металлы, индигокармин, контроль, спектр, метод, прибор

Экологический контроль водных сред предполагает дополнение аналитических методов биологическими, наиболее распространенным видом которых является микробиотестирование, т. е. биотехнология, использующая организмы малых размеров и малые объемы пробы [1]. К ним относится биотестовый метод, основанный на тест-реакции динамики гальванотаксиса инфузорий [2]. Объединение в одном контуре биотехнической системы аналитического и биологического контроля снизил бы временные и материальные затраты на

проведение исследований. Сложность их объединения заключается в том, что для биотестирования используется преимущественно визуальный метод наблюдения, для аналитического – аппаратная регистрация.

В [3] приведен аналитический метод для выявления концентрации жизненно важных металлов спектрофотометрическим методом в среде с добавлением индигокармина. Индигокармин (индиго-5,5'-дисульфокислота) – это краситель интенсивного синего цвета органического происхожде-