

РОЗДІЛ

# 3

## БИОМЕХАНИЧНІ, ІНФОРМАЦІЙНО-КОМУНІКАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА КОНСТРУКТОРСЬКІ РОЗРОБКИ У ФІЗИЧНОМУ ВИХОВАННІ ТА СПОРТІ

УДК531/ 539:61

Бегун П.И., Кривохижина О.В., Лебедева Е.А.,  
Толкачев П.И., Сергеев Т.В., Щепилина О.В.

### ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ ОРГАНОВ И СТРУКТУР ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ОРГАНИЗМА ПРИ РЕАБИЛИТАЦИИ И РЕКОНСТРУКЦИИ

*Для эффективной помощи и реабилитации спортсменов с различными нарушениями костей и костно-связочного аппарата рассмотрены две методики. Методика исследования состояния регенерата на базе клинических компьютерных исследований, инженерных компьютерных программ, экспериментальных исследований усилий, возникающих в структурах костей и мышц. Методика целенаправленного изменения положения тела человека, зафиксированного на механургическом столе в компьютеризированной системе ориентации организма человека.*

**Ключевые слова:** спортсмены, реабилитация, позвоночник, бедренная кость.

Множество проблем в ортопедии и травматологии, связанных с восстановлением травмированных структур опорно-двигательного аппарата, свидетельствуют о недостатке необходимой информации о состоянии этих структур при реабилитации и реконструкции.

Заболевание позвоночника – актуальная проблема неврологии, реабилитологии и спортивной медицины. Дегенеративные изменения в позвоночнике представляют собой естественный процесс износа его структур. Около 85% людей хотя бы раз в жизни испытывали боли в спине. Особенно травмам подвержены спортсмены.

Дегенерация позвоночника – естественный износ его структур. Остеохондроз захватывает все структуры позвоночника. В основе этого процесса лежит нарушение обмена веществ. При остеохондрозе дистрофический процесс происходит в межпозвонковых дисках и гиалиновых хрящах, примыкающих к дискам. Нарушаются мелкие суставы позвоночника. Изменяется структура костных образований позвонков. В них перестраивается костообразующий процесс. Организм приспосабливается для противостояния патологии – по краям позвонков дополнительно разрастается костная ткань. Происходит отложение солей. Этот процесс, спасая организм от боли, приводит к снижению подвижности отдела позвоночника [1].

Современные средства визуализации позволяют констатировать изменения в отдельных позвонках, паравертебральных тканях и всем позвоночнике при патологии на различных стадиях заболевания и этапах лечения, однако для прогнозирования заболевания и развития осложнений необходим биомеханический анализ состояния структур позвоночника.

Различают два основных направления в лечении пациентов с патологиями позвоночника: без © Бегун П.И., Кривохижина О.В., Лебедева Е.А., Толкачев П.И., Сергеев Т.В., Щепилина О.В., 2015 К операциям прибегают только в крайних мерах, и

всегда хочется обойтись более щадящими методами. Существует цель найти аналог операциям без хирургических вмешательств. На сегодняшний день этим занимаются мануальные терапевты [1].

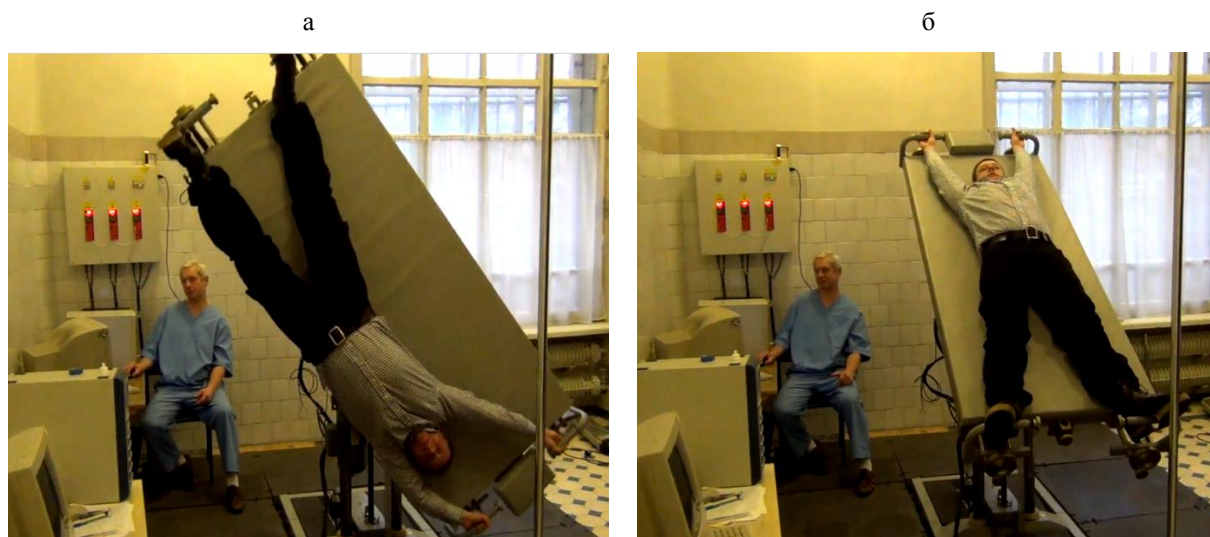
Эффект такого действия может быть усилен целенаправленным изменением положения тела, определённой последовательностью мануального воздействия и регламентом проводимых процедур [2]. Это связано с тем, что изменение положения тела оказывает выраженное действие на весь организм. При этом локально, для отдельных органов, эти реакции могут специально формироваться, оказывая различное действие. Для исследования и моделирования этих возможностей с целью оказания эффективной помощи и реабилитации больных спортсменов с различными нарушениями костно-связочного аппарата биотехническая система (рис. 1) обеспечивает следующие условия: 1) динамическое изменение положения пациента под различными углами и с разной скоростью; 2) управление положением ложа с возможностью применения специальной программы ориентирования в зависимости от вида и тяжести нарушений; 3) безопасную фиксацию относительно ложа; 4) регистрацию и анализ показателей функционального человека (ЭКГ, ЧСС, дыхания и др.). Эти условия в основном реализованы в прототипе компьютеризированной системы для пассивной динамической ориентации организма человека [4].

Исследование состояния регенерата костей нижних конечностей [5 – 9] выполнено в рамках разрабатываемой биотехнической системы "Реабилитация пациента после перелома трубчатых костей нижних конечностей".

Методика исследования состояния регенерата построена на базе: 1. Клинических компьютерных исследований: магниторезонансной томографии (МРТ) или компьютерной томографии (КТ) 2. Программы Mimics, позволяющей по КТ и МРТ, используя разную рентгеновскую плотность элементов биологических объектов, строить геометрические модели органов и структур человеческого организма; 3. Программы SolidWorks, позволяющей по построенным в программе Mimics оболочкам структур костей строить геометрические твердотельные модели; 3. Программа CosmosWorks Designer, позволяющая проводить динамические и усталостные исследования объектов; 4. Экспериментальных исследований усилий, возникающих при различных движениях в структурах костей ([www.orthoload.com](http://www.orthoload.com)) и мышц [10]; 5. Установленных эмпирических соотношений между рентгеновской плотностью структур костей, выраженной в числах Хаунсвилда и их модулем нормальной упругости [11]; 6. ГОСТов на имплантаты для хирургии (ГОСТ Р ИСО 7206-4-2005).

Рассмотрим возможности системы на примерах исследования состояния структур двух трубчатых костей в процессе реабилитации пациента после перелома кости: 1) бедренной при различных движениях; 2) большеберцовой при ходьбе двойным шагом.

На рис. 2 приведена рентгенограмма остеосинтеза бедренной кости двумя канюлированными винтами.



**Рис. 1. Механургический стол: а – испытуемый висит вниз головой; б – испытуемый висит на столе**

При построении модели бедренной кости введены следующие допущения: 1. Кость схематизирована двумя однородными изотропными слоями: кортикальным и спонгиозным; 2. Имплантат

выполнен из однородного материала по техническим характеристикам производителя; 3. Регенерируемый участок в разломе шейки бедренной кости так же однороден и изотропен; его механические свойства изменяются на каждом этапе реконструирования костной мозоли; 4. Материалы кортикального, спонгиозного слоев и регенерируемого участка удовлетворяют условиям сплошности; 5. В материалах отсутствуют начальные напряжения; 6. Мышечные усилия схематизированы векторными суммами сил, приложенными к местам крепления сухожилиями мышц к костной ткани [6]. 7. Поверхностные нагрузки, прикладываемые к головке бедренной кости при различных движениях, в соответствии с результатами экспериментальных исследований, заменены составляющими сосредоточенной силы, приложенной в центре головки кости.

Указанные допущения учитывались при проведении нелинейного динамического анализа, в котором решались задачи исследования костной структуры, регенерата и имплантата под воздействием различных механических нагрузок. При этом рассматривались как теоретические проблемы (построение геометрических моделей, учет изменение физических свойств материалов), так и практические, связанные с корректировкой технологии реабилитации больных после перелома шейки бедра.

В качестве исходных данных использованы результаты томографического исследования бедренной кости (50 послойных снимков с шагом сканирования 1 мм). После последовательных операций: кадрирование, создание и редактирование маски, преобразования сетки поверхностьная модель была импортирована из программы Mimics в программу SolidWorks. На рис. 3, а представлены этапы построения трехмерной модели в программе Mimics (две проекции), а на рис. 3, б геометрическая модель бедренной кости в программе SolidWorks (1 – фиксирующие винты и 2 – разлом в шейки бедра).

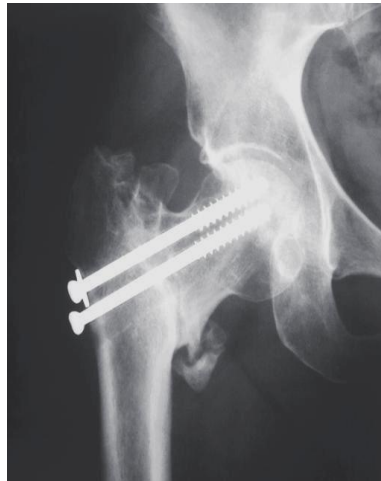


Рис. 2

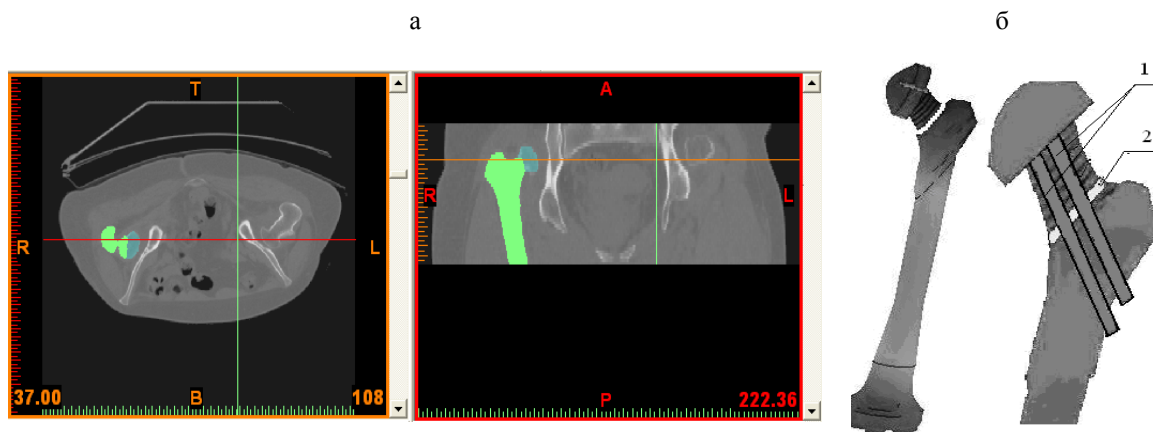


Рис. 3

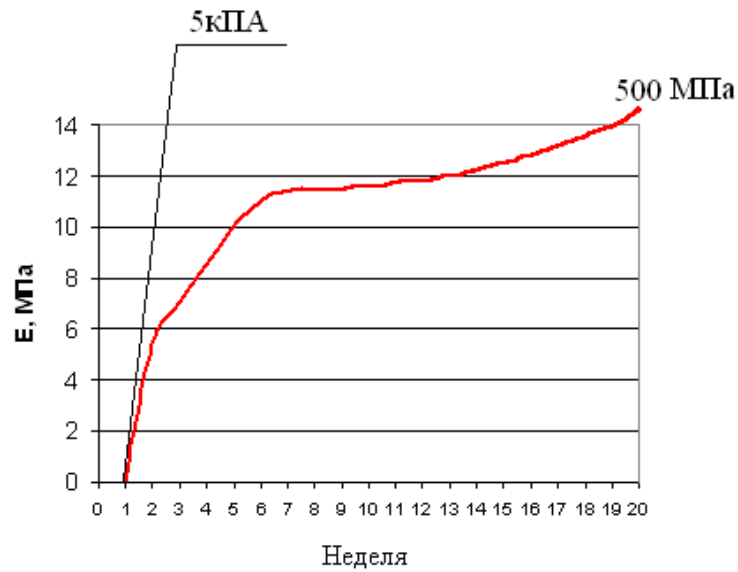


Рис. 4

Процесс формирования костного регенерата на месте образования занимает длительное время (около 20 недель). Зависимость величины модуля нормальной упругости костного регенерата от времени ремоделирования представлен на рис. 4.

Рис. 5 иллюстрирует последовательность получения значений динамической нагрузки (1 – имплантат; 2 – тензодатчик; 3 – индуктивный датчик; 4 – приемник; 5 – компьютер). Пациенту устанавливается специальный имплантат 1, внутри которого установлен чувствительный тензодатчик 2, а на внешней стороне бедра закреплен индуктивный датчик. Полученные данные передаются на приемник 4 и через usb-контроллер на компьютер 5. Параллельно производится видеосъемка эксперимента.

Каждый из этапов реабилитации характеризуется различными нагрузками: на первом этапе упражнения выполняются в положении лежа и сидя с помощью инструктора, чтобы активировать обменные процессы, восстановить кровоток в поврежденных тканях и проверить ротацию бедренной кости; на втором пациент учится ходить с различными видами опоры; на третьем этапе подключаются активные движения с перемещением по лестницы, ходьбе по плоской поверхности и занятия на тренажерах.

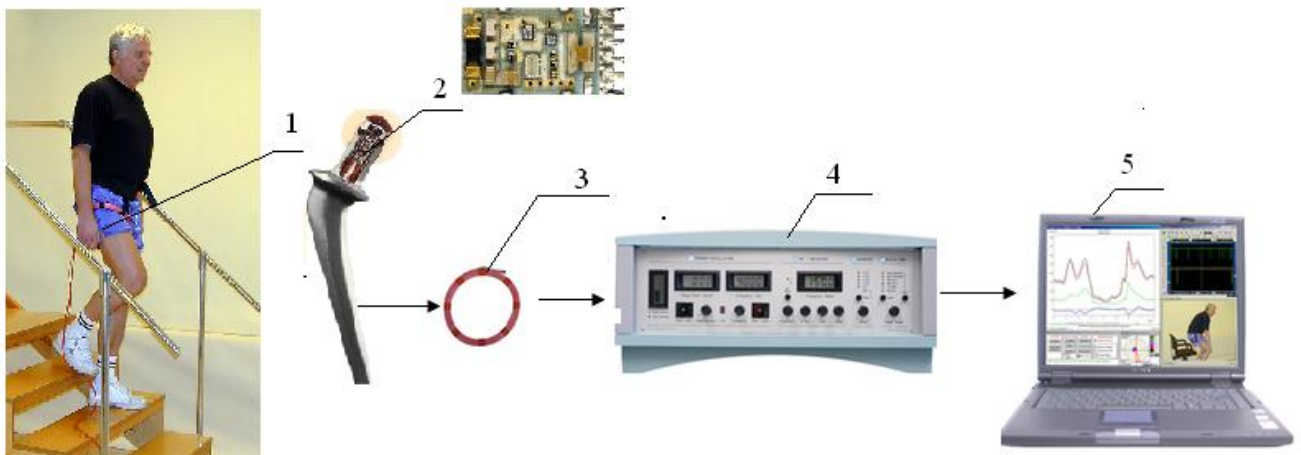


Рис. 5

С учетом изменения динамической нагрузки на каждом этапе ремоделирования регенерата были получены эпюры напряжения (рис. 6, а), эпюры перемещения (рис. 6, б) и эпюры деформации (рис. 6, в).

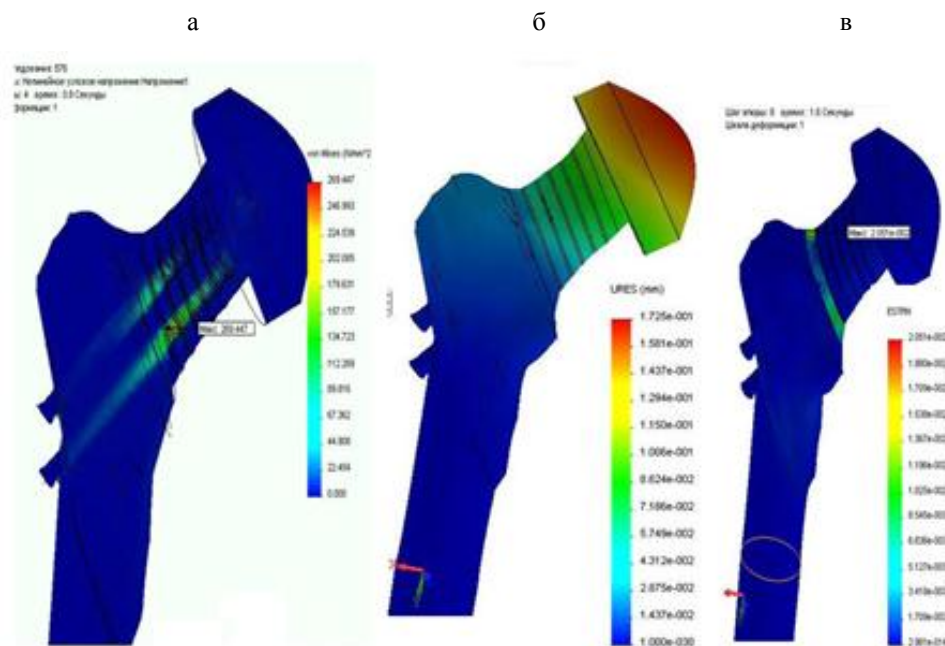


Рис. 6

На рис. 7 представлены графики зависимости деформаций от времени нагружения бедренной кости на первом этапе при  $E_{per}=5,4$  кПа (1 – допустимая деформация, 2 – деформация при отведении бедра в сторону, 3 – деформация при подъеме бедра на 30 град).

На втором этапе реабилитации больного основная цель максимально активировать больного и поставить его на ноги. Для этого рассмотрены случаи без опоры на больную ногу и с частичной нагрузкой на нее.

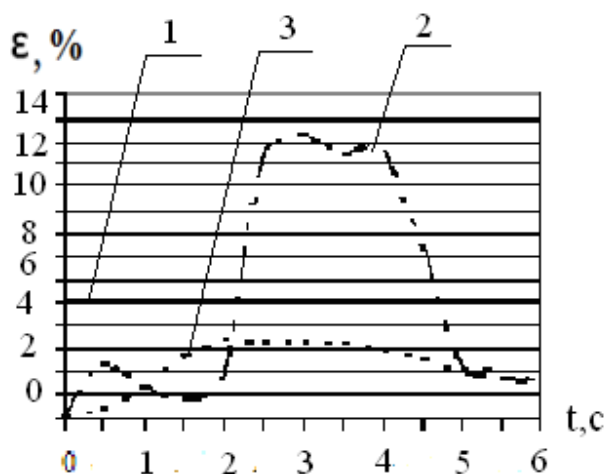


Рис. 7. Графики зависимости деформаций от времени нагружения бедренной кости на первом этапе при  $E_{per}=5,4$  кПа

На рис. 8 представлены графики зависимости деформаций от времени нагружения бедренной кости, возникающие на втором этапе  $E_{per}=7,6$  МПа (1 – деформация при ходьбе с опорой только на здоровую ногу, 2 – деформация при ходьбе с опорой на "носок", 3 – допустимая деформация).

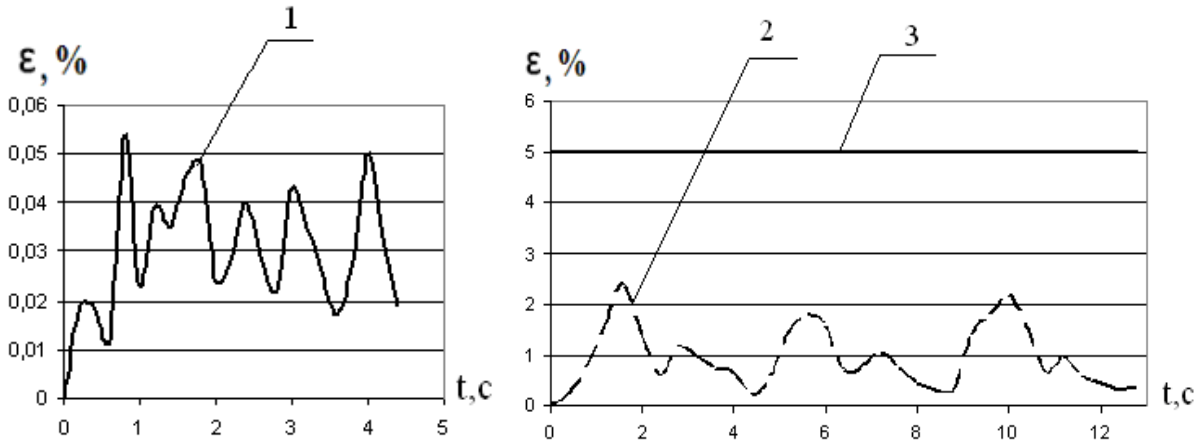


Рис. 8. Графики зависимости деформаций от времени нагружения бедренной кости при  $E_{per}=7,6$  МПа

На рис. 9 показаны зависимости изменения деформации от времени нагружения для трех вариантов при  $E_{per}=7,6$  МПа (1 – опора на обе ноги, 2 – опора на здоровую ногу, 3 – опора на больную ногу, 4 – допустимая деформация).

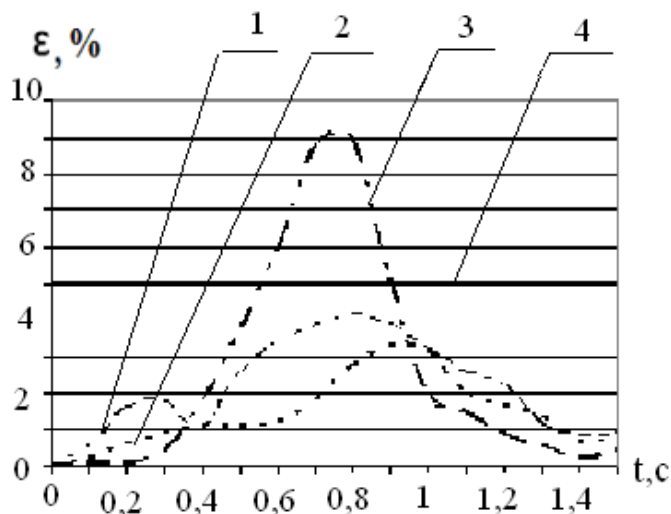


Рис. 9

Костно-мышечная система бедренной кости играет важную роль в стабилизации имплантата в послеоперационный период. Бедренную кость окружает 23 мышцы, каждая из которых оказывает свое воздействие при движении пациента. Координаты точек прикрепления мышц к бедренной кости взяты из работы [10].

Результаты проведенных сравнительных исследований НДС бедренной кости с учетом действия мышц и без них при самостоятельной ходьбе пациента при помощи двух костылей при  $E_{per} = 11,4$  МПа представлены на рис. 10 (1 – деформация при ходьбе без учета мышц; 2 – деформация при ходьбе с учетом мышц; 3 – допустимая деформация).

Проведены исследования возможности самостоятельной ходьбы пациента спустя три недели после операции на бедренной кости с установкой имплантата с учетом различного состояния отдельных групп мышц. На рис. 11, а представлен график зависимости деформации регенерата (модуль нормальной упругости 6,62 МПа) от времени двойного шага при восьмидесяти процентной мышечной атрофии четырехглавой мышцы бедра (1), мышц антагонистов-синергистов (2) и без атрофии мышц (3).



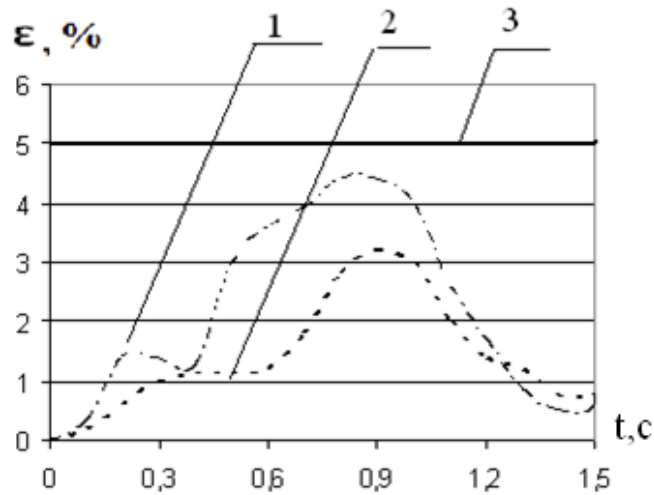


Рис. 10

Для сопоставления результатов расчета с экспериментальными данными [12] построена модель части большеберцовой кости, соответствующая используемой при эксперименте части большеберцовой кости 55-летнего человека, зафиксированной в блоке эпоксидной смолы для обеспечения жесткой фиксации к подвижной части вибростенда. Построенная модель учитывает имитируемый в экспериментальном образце перелом участка суставной поверхности с последующей фиксацией внешними проксимальными фиксирующими элементами.

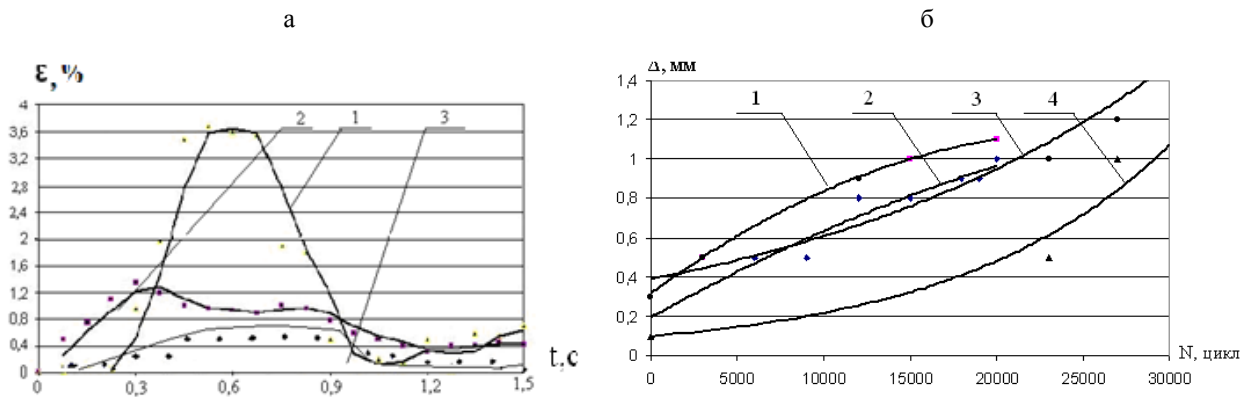


Рис. 11

На модели осуществлялось динамическое воздействие, равной весу тела человека (700 Н) с частотой колебаний 5 Гц, что с учетом имеющихся технических возможностей моделировало ходьбу человека в течение 30000 циклов. На рис. 11, б приведены зависимости деформации регенерата от числа циклов при теоретическом (1,3) и экспериментальном исследованиях (2,4) для разных типов имплантата.

Результаты расчета согласуются с экспериментальными данными.

Таким образом, метод, разработанный для биотехнической системы "Реабилитация пациента после перелома трубчатых костей нижних конечностей", позволяет проводить исследование состояния регенерата при различных режимах реабилитации пациента с переломами трубчатых костей нижних конечностей.

По результатам проведенных исследований можно сделать следующие выводы: 1) необходимо учитывать зависимости деформации от модуля упругости регенерата при составлении программы реабилитации особенно на начальных этапах реабилитации, когда костная структура не восстановилась после повреждения и кровеносные сосуды подвергаются большим деформациям; 2) отведение бедра в сторону на первом этапе регенерации и ходьба с опорой на большую ногу противопоказаны больным с перелом шейки бедра, перенесшим остеосинтез; 3) на втором этапе реабилитации пациент может ходить на костылях без опоры на большую ногу и с частичной опорой на "носок"; 4) перераспределение нагрузки за счет усовершенствования средств реабилитации и дополнительной поддержки медицинского персонала дает возможность ходить пациенту с опорой на обе ноги уже на втором этапе реабилитации; 5) изменение характера нагрузки позволяет в три раза снизить деформации, возникающие в регенерате.

## Использованные источники

1. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие / П.И. Бегун. – СПб. : Политехника, 2011. – 464 с.
2. Толкачев П.И. Компьютеризированная система пассивно-динамической ориентации организма человека для постуральной коррекции гемодинамики / П.И. Толкачев, Н.Б. Суворов, Т.В. Сергеев // Труды 10 международного междисциплинарного конгресса "Нейронаука для медицины и психологии" – М.: МАКС, 2014. – С. 336-337.
3. Щепилина О.В. Методика биомеханических исследований состояния системы "бедренная кость – регенерат – имплантат" при реабилитации / О.В. Щепилина, П.И. Бегун // Известия СПбГЭТУ "ЛЭТИ". – 2014. – № 8. – С. 77-81.
4. Stolk J. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction/ J. Stolk, N. Verdonchot // Journal of Biomechanics. – 2001. – № 34. – P. 917–926.
5. Rho J.Y. et.al. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Medical Engineering anPhysics. – 1995. – Vol. 17. – No.5. – PP. 347-355
6. Воронкевич И.А. Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости / И.А. Воронкевич // Травматология и ортопедия. – 2013. – № 3 (69). – С. 57-63.

*Begun P., Krivohizhina O., Lebedeva E.,  
Tolkachev P., Sergeev T., Shchepilina O.*

## THE RESEARCH OF THE CONDITION OF BODIES AND STRUCTURES OF THE HUMAN BODY AT REHABILITATION AND RECONSTRUCTION

*For the effective help and rehabilitation of athletes with various violations of bones and the bone-copular device two techniques are considered.*

*Technique of research of a condition of a regenerat on the basis of clinical computer trials, engineering computer programs, pilot studies of the efforts arising in structures of bones and muscles. Research of a condition of a regenerat of bones of the lower extremities is executed in the framework of the developed biotechnical system "Rehabilitation of the Patient after a Fracture of Tubular Bones of the Lower Extremities". The technique of research of a condition of a regenerat is constructed on base: 1. Clinical computer trials: magnetic resonance tomography (MRT) or computer tomography (CT) 2. The Mimics program allowing to build geometrical models of bodies and structures of a human body on KT and MPT; 3. The SolidWorks program allowing to build geometrical solid-state models on the covers of structures of bones constructed in the Mimics program; 3. The CosmosWorks Designer program allowing to conduct dynamic and fatigue researches of objects; 4. Pilot studies of the efforts arising at various movements in structures of bones ([www.orthoload.com](http://www.orthoload.com)) and muscles; 5. The established empirical ratios between the x-ray density of structures of bones expressed in Haunsvild's numbers and their module of normal elasticity; 6. State standard specifications on implants for surgery (GOST P ISO 7206-4-2005).*

*The developed method allows to conduct research of a condition of a regenerat at various modes of rehabilitation of the patient with fractures of tubular bones of the lower extremities.*

*Technique of purposeful change of position of a body of the person recorded on a mekhanurgicheskyy table in the computerized system of orientation of a human body. Change of position of a body has the expressed effect on all human organism. Thus locally, for separate bodies, these reactions can specially be formed, having various effect. The effect action can be strengthened by certain sequence of regulations of the carried-out procedures, purposeful change of position of a body and manual influence.*

**Key words:** *athletes, rehabilitation, backbone, femur.*

*Стаття надійшла до редакції 09.09.2015 р.*