

4. Еманов А.А., Дюрягина О.В., Чибиров Г.М., Стогов М.В., Солдатов Ю.П. Влияние электромагнитных волн терагерцового диапазона на параартикулярные ткани локтевого сустава после моделирования остеоартроза (экспериментальное исследование) // Современные проблемы науки и образования. 2015. № 3. С. 194.
5. Богомолова Н.В., Дулатов Р.М., Киреев С.И. Комплексное экспериментальное и клиническое исследование эффективности КВЧ-терапии на частотах оксида азота в восстановительном лечении пациентов с переломами костей // Вестник новых медицинских технологий. 2010. № 1. С. 107-110.
6. Лулева С.Н., Ткачук Е.А., Стогов М.В. Биохимические показатели в оценке репаративного остеогенеза у пациентов с различными типами скелетной травмы // Гений ортопедии. 2010. № 1. С. 112-115.
7. Стогов М.В. Оценка метаболического статуса организма при скелетной травме // Гений ортопедии. 2009. № 3. С. 103-106.
8. Вьюшина А.В., Вайдо А.И., Герасимова И.А., Ширяева Н.П., Флерова М.А. Различия в процессах перекисного окисления белков у беременных крыс, селективных по порогу возбудимости нервной системы // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 2002. № 3. С. 292-294.
9. Bitter T., Muir H.M. A modified uronic acid carbazole reactions // Anal. Biochem. 1962. Vol. 4. № 4. PP. 330-334.

Елена Анатольевна Киреева,
канд. биол. наук, ст. научный сотрудник,
лаборатория биохимии,
Андрей Александрович Еманов,
канд. ветеринарных наук, ст. научный сотрудник,
лаборатория реконструктивного эндопротезирования,
Александр Леонидович Шастов,
врач травматолог-ортопед, мл. научный сотрудник,
лаборатория гнойной остеологии
и замещения дефектов,
Наталья Владимировна Тушина,
канд. биол. наук, научный сотрудник,
лаборатория биохимии,
Дмитрий Юрьевич Борзунов,
д-р мед. наук, зам. директора по научной работе,
ФГБУ «Российский научный центр
«Восстановительная травматология
и ортопедия» им. акад. Г.А. Илизарова»
Минздрава России,
г. Курган,
e-mail: ea_tkachuk@mail.ru

Ф.Ю. Блынский, К.С. Бразовский

Система автоматизированной дистракции с электрической стимуляцией процесса костеобразования

Аннотация

Разработан прототип системы программно-управляемой дистракции с электрической стимуляцией образования костной мозоли. Предложена электрическая принципиальная схема устройства. Реализован метод измерения дистракционных усилий с использованием индуктивного датчика. Представлено описание программного приложения для дистанционного управления процессом удлинения конечности и визуализации графической зависимости натяжения костной ткани от периода дистракции.

Введение

Компрессионно-дистракционный остеосинтез является хирургической процедурой, направленной на дозированное удлинение верхних или нижних конечностей тела человека, закрепленных в узлах и опорах аппарата внешней фиксации [1]. Основная цель дистракции/компрессии костной ткани заключается в устранении врожденных (укорочение или деформация конечностей) или приобретенных (последствия травм) патологий костно-мышечной системы.

Согласно статистике, приведенной в работе [2], количество врожденных аномалий развития скелета у детей увеличилось с 1966 года на 41,8 %, а число приобретенных заболеваний опорно-двигательного аппарата возросло на 53,6 %. Таким образом, направление исследований, связанное с разработкой и совершенствованием методов и технических средств для дистракции костной ткани человека, остается актуальным. В клинической практике нашли применение как механические, так и автоматизированные системы удлинения костной ткани.

К механическим методам следует отнести: эндодистрактор Блискунова [3], внутрикостный кинетический дистрактор «Orthofix» [4], аппарат Вагнера [5], аппарат внешней фиксации «Taylor» [6], аппарат Илизарова [1].

Преимущество автоматизированных систем заключается в возможности установки очень маленького приращения натяжения (высокая дробность дистракции), что позволяет приблизиться к биологически непрерывному эволюционно сформировавшемуся росту конечности [7] и снижает до потенциального минимума болезненность процедуры удлинения. Исследования, проведенные в работе [8], показывают, что при

непрерывной дистракции интенсивность образования костного регенерата выше, чем при низкой дробности дистракции (например, один раз в сутки).

В литературе наиболее часто упоминаются следующие автоматизированные аппараты: автоматизированный компрессионно-дистракционный аппарат [9], аппарат автоматизированной дистракции АД-1 [10], спице-стержневой аппарат для удлинения бедра с автономным автоматическим управлением каждым узлом перемещения [11].

Несмотря на преимущества автоматизированной дистракции при удлинении деформированных конечностей, существующие системы имеют ряд недостатков, которые заключаются в отсутствии учета индивидуальных параметров пациентов (пол, вес, возраст), невозможности автономного управления процессом удлинения и контроля основных параметров дистракции, отсутствии стимуляции процесса костеобразования, отсутствии обратной связи в системе аппарат-организм. В настоящее время устройства с подобными характеристиками серийно не выпускаются и недоступны для клинического применения.

В настоящей статье представлена реализация системы программно управляемой дистракции с электрической стимуляцией процесса костеобразования, позволяющая на практике исследовать новые методики удлинения костной ткани и коррекции формы конечности человека.

Материалы и методы

Для получения объективных данных о ходе дистракционного процесса необходимо введение модуля биологической обратной связи, обеспечивающего контроль состояния удли-

няемой конечности. В исследовании [11] отмечается, что динамическое наблюдение за distractionными усилиями является хорошим элементом в цепи биологической обратной связи в процессе удлинения. Авторы [1] показывают, что натяжение костной ткани, закрепленной между опорами аппарата внешней фиксации, соответствует величине натяжения резьбовых стержней данного аппарата. Были разработаны методики, в основе которых лежит размещение измерительного элемента между верхней и нижней кольцевыми опорами системы Илизарова. Использование механических модулей для оценки усилия, прикладываемого к удлиняемой конечности (кольцевые, пружинные динамометры [12], [13], позволяющие нивелировать влияние изгибающего момента, датчики на основе пневматического манометра [14]), предполагает постоянный врачебный контроль показаний прибора. Кроме того, шкала измерения индикаторов ограничена сравнительно узким диапазоном усилий (1...100 Н при пределе допускаемой основной погрешности показаний ± 1 Н [15]) и отсутствует возможность автоматической регуляции темпа distraction в зависимости от показаний прибора [16]. Применение тензометрических датчиков усложняется необходимостью температурной компенсации измерительного модуля; естественная деформация спиц опоры аппарата внешней фиксации выдвигает необходимость расчета дополнительных поправочных коэффициентов [17] для обеспечения объективности регистрации натяжения костной ткани.

Предлагается использовать индуктивный датчик расстояния, в основе работы которого лежит изменение индуктивности катушки с ферритовым сердечником (рис. 1а) при силовом воздействии на стальную скобу (рис. 1б), к которой прикрепляется измерительный модуль. Для данного датчика характер-

на высокая чувствительность при малой величине зазора между ферритовыми вставками [$L = f(\sqrt{r})$, где L – индуктивность катушки; r – ширина зазора между ферритовыми вставками]. Диапазон измерения данного датчика определяется максимальной величиной зазора и может быть установлен в зависимости от величины distractionных усилий, воздействующих на конечность пациента.

Ускорение образования костного регенерата в разрабатываемой системе обеспечивается за счет воздействия импульсным током величиной 25 мкА с частотой следования импульсов 10...20 Гц и экспозицией 0,18 Кл/сут. Исследования, проведенные в работе [18], показывают, что при данном стимулирующем воздействии активизация регенерации костной ткани наблюдается на всех стадиях distractionного процесса, но наиболее выражена в период дифференцировки и минерализации новообразующейся костной ткани.

Структурная схема системы программно-управляемой distraction с электрической стимуляцией образования костного регенерата представлена на рис. 2.

Каждый узел перемещения 1 (УП) соединен с модулем сбора и обработки данных 2 (МСиОД), который связан с модулем интерфейса ввода-вывода 3 (МИВВ), соединенным с ЭВМ 4. Один из выходов МСиОД подключен к модулю электрической стимуляции 5 (МЭС), который через электроды соединен с костной тканью 6.

Система программно-управляемой distraction с электрической стимуляцией процесса костеобразования работает следующим образом: после размещения аппарата Илизарова на поврежденной конечности при помощи электромеханического модуля 9 (ЭлМ) задается начальное усилие (его величина и направление зависят от индивидуальных особенностей паци-

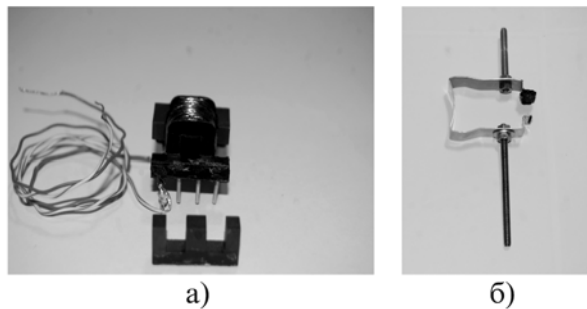


Рис. 1. Элементы датчика измерения distractionных усилий:

а) катушка индуктивности с ферритовым сердечником; б) стальная скоба для трансформации механических воздействий

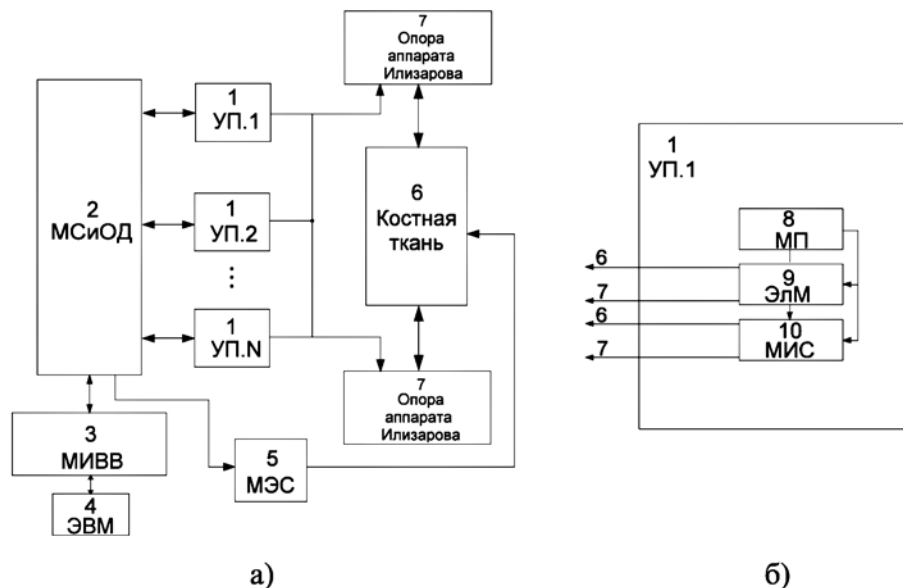


Рис. 2. Структурная схема системы программно-управляемой distraction с электрической стимуляцией процесса костеобразования (а) и модули, входящие в состав каждого узла перемещения системы (б): УП – узел перемещения; МСиОД – модуль сбора и обработки данных; МИВВ – модуль интерфейса ввода-вывода; МЭС – модуль электрической стимуляции; МИС – модуль измерения силы; ЭлМ – электромеханический модуль; МП – модуль питания

ента, а также от вида патологии). Измерительная часть модуля измерения силы 10 (МИС) располагается на резьбовых опорах аппарата Илизарова для регистрации силы, приложенной к костной ткани. Электрическое питание осуществляется модулем питания 3 (МП), который представляет собой малогабаритный аккумулятор. Аппаратное управление distractionным процессом реализуется при помощи МСиОД. В нем содержится исходный алгоритм стратегии остеорепаляции конечности, который редактируется в соответствии с данными, поступающими с МИС. В зависимости от хода distractionного процесса и скорости образования костной мозоли задается интенсивность электрической стимуляции роста конечности. Стимуляция и съем сигнала обратной связи идут с обеих (верхней и нижней) опор аппарата Илизарова. Electroдами являются изолированные от опор спицы аппарата Илизарова. Стимулирующий ток проходит только через поврежденный участок конечности. Информация о текущем состоянии костной ткани по интерфейсу ввода-вывода поступает на ЭВМ и записывается в личную карточку пациента, находящуюся в базе данных пациентов лечебного учреждения. При помощи пользовательского интерфейса осуществляется корректировка алгоритма процесса удлинения конечности путем изменения тем-

па и ритма distraction. Помимо этого, отображается динамика изменения состояния удлиняемой конечности с одновременной индикацией значения усилия, приложенного к костной ткани, в реальный момент времени. Создание пользовательского интерфейса осуществлялось при помощи кросс-платформенного инструментария для проектирования ПО Qt 4.8.4, на основе которого разработано приложение BDC v.1.0.1.

Результаты и обсуждения

На рис. 3 представлена схема электрическая принципиальная разработанной биотехнической системы. В качестве МСиОД использован микроконтроллер STM32F407 (DD1). Он осуществляет управление двумя драйверами двигателей DA1 и DA2, выполненных на микросхемах L298N. Каждый из драйверов управляет двумя двигателями постоянного тока (M1-M4), создающими усилие, прикладываемое к костной ткани (ЭлМ). Модуль измерения индуктивности катушки датчика усилия выполнен по схеме генератора Колпитца. При изменении индуктивности катушки L1 изменяется частота выходного сигнала генератора. Микроконтроллер осуществляет подсчет изменения частоты и отправляет эти данные на ПК по интерфейсу USART. Модуль электрической стимуляции вы-

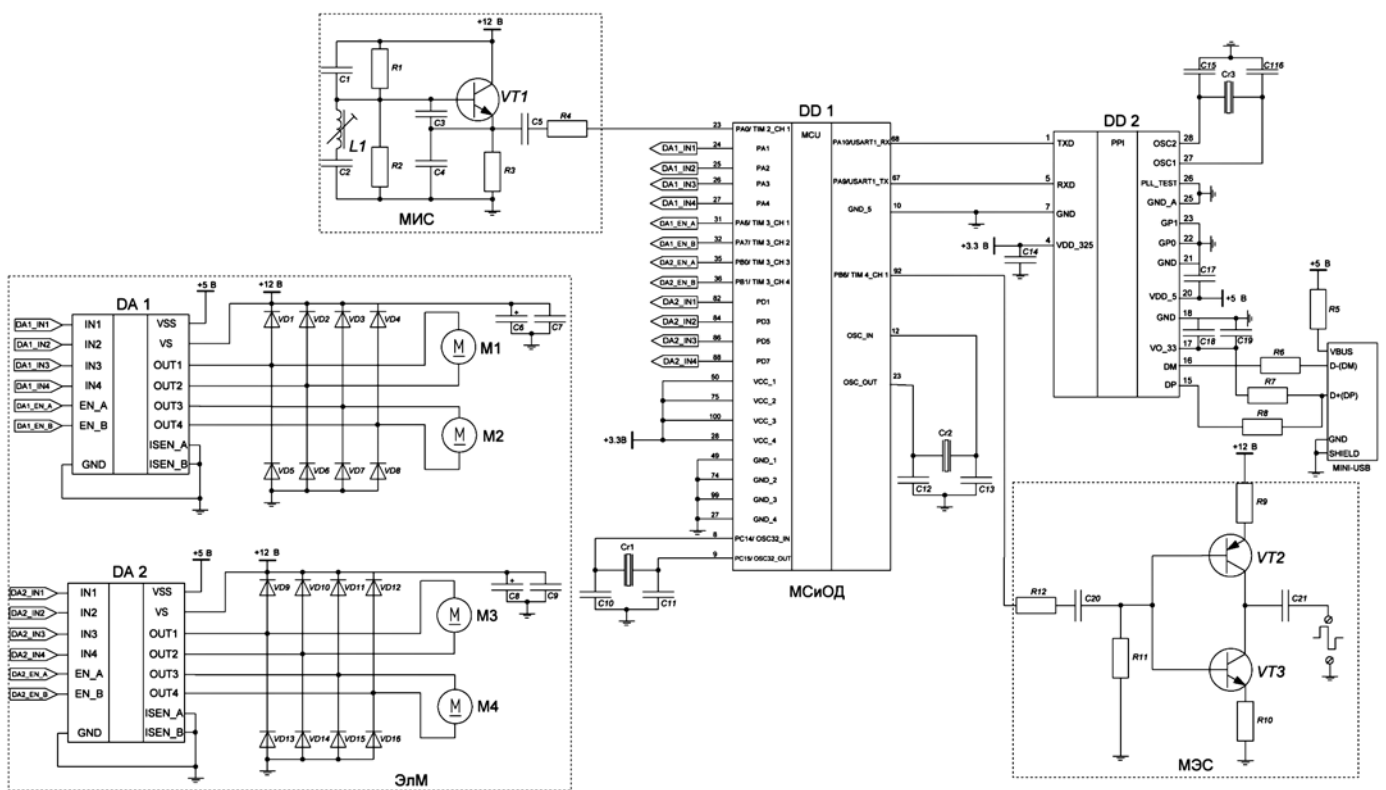


Рис. 3. Схема электрическая принципиальная системы программно-управляемой остеорепаляции с электрической стимуляцией процесса костеобразования

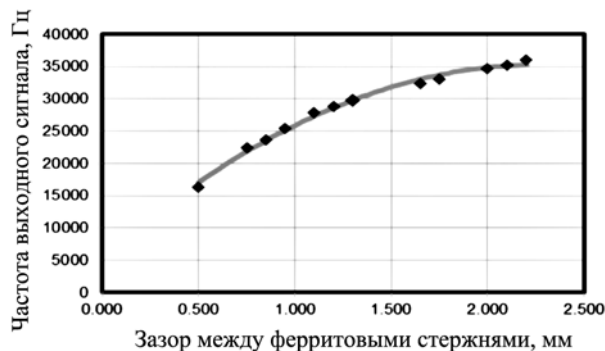


Рис. 4. Калибровочная кривая модуля измерения силы

полнен по схеме двухтактного каскада на двух биполярных транзисторах (VT2, VT3). Выходным сигналом модуля является импульсный ток 25 мкА, 20 Гц.

Для сопоставления выходного сигнала МИС с величиной дистракционного усилия была произведена калибровка датчика. Микрометром измеряли зазор между ферритовыми стержнями катушки и одновременно регистрировали частоту выходного сигнала МИС. Для каждого значения зазора были измерены значения частоты сигнала, затем вычислялось стандартное отклонение частоты.

По результатам измерений была построена калибровочная кривая (рис. 4).

Стандартное отклонение частоты не превышало 4 Гц.

На основе полученных данных составлена формула (1), показывающая зависимость зазора между ферритовыми вставками (x) от частоты выходного сигнала (f):

$$x(f) = f^2 - 0,0001f + 1,4464. \quad (1)$$

Формула (1) является основой расчета усилия, прикладываемого к костной ткани. Данная формула подставляется в приложение BDC v.1.0.1., в котором осуществляется программный расчет величины зазора между ферритами. Текущее

усилие на модуле измерения силы рассчитывается по закону Гука:

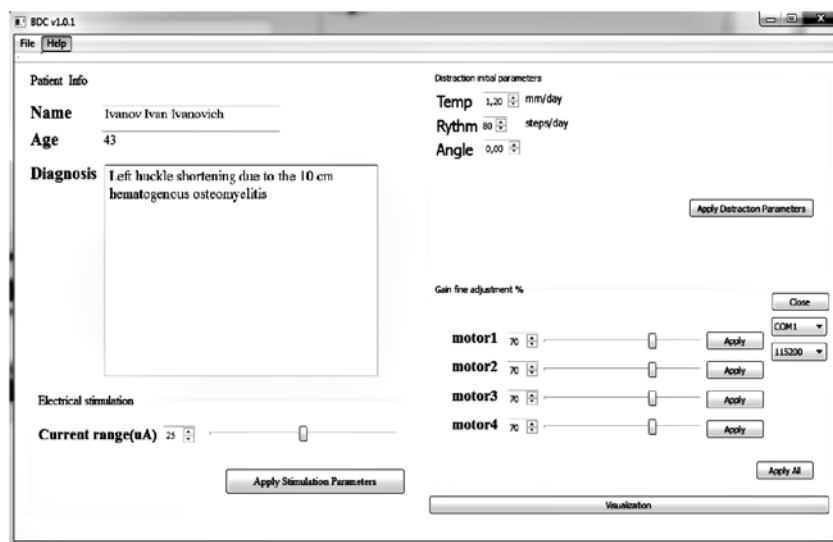
$$F = -kx, \quad (2)$$

где x – рассчитанное значение зазора; k – коэффициент упругости стальной силоизмерительной скобы. Относительная погрешность измерения не превышает 0,03 %.

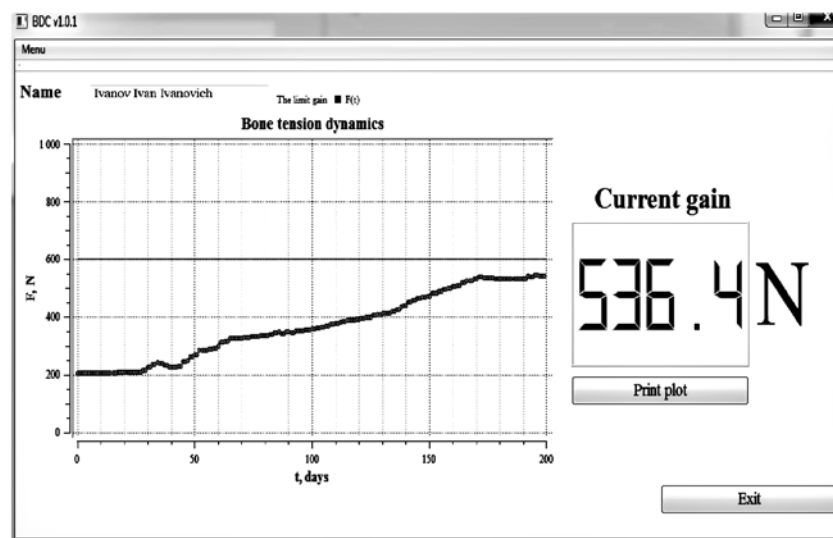
На рис. 5а представлено главное окно приложения BDC v.1.0.1., в котором содержится основная информация о пациенте, окна установки темпа и ритма дистракции, а также кнопки регулирования усилия, создаваемого электромеханическим модулем, и управления величиной стимулирующего тока, воздействующего на костную ткань. При нажатии на кнопку «Visualization» открывается окно (рис. 5б), в котором отображаются текущее значение дистракционного усилия и динамика его изменения в течение всего процесса удлинения.

Заключение

Разработанная система программно-управляемой дистракции с электрической стимуляцией процесса костеобразования позволяет реализовать методики автономного управления процессом удлинения и коррекции формы конечности. Примене-



а)



б)

Рис. 5. Приложение BDC v.1.0.1. для автономного управления процессом дистракции костной ткани (а) и визуализации усилия (б), прикладываемого к удлиняемой конечности

ние модуля измерения силы позволит повысить точность регистрации дистракционных усилий, прикладываемых к удлиняемой конечности. Интерфейс пользователя повысит информативность процесса и предоставит медицинскому персоналу возможность автономного управления дистракцией конечности.

Список литературы:

1. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. – М.: Медицина, 1998. С. 130.
2. Шевцов В.И., Попков А.В. Круглосуточное удлинение конечностей в автоматическом режиме // Электронный журнал «Регенеративная хирургия». 2003. № 1.
3. Ткач А.В., Мартынюк О.В., Аникин А.Е. Особенности репаративной регенерации костной ткани при удлинении бедра аппаратами Блискунова // Вестник ортопедии, травматологии и протезирования. 2004. № 1. С. 42-45.
4. ISKD® (Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor) [электронный ресурс] / <http://web.orthofix.com/Products/Pages/ISKD.aspx?catid=21>. Дата обращения: 28.05.2015. Режим доступа: свободный.
5. Wagner H. // Clin. Orthop. Rel. Res. 1978. № 136. PP. 125-142.
6. Taylor spatial frame [электронный ресурс] / <http://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/taylor-spatial-frame-external-fixation-for-foot-a/>. Дата обращения: 28.05.2015. Режим доступа: свободный.
7. Илизаров Г.А., Катаев И.А., Шрейнер А.А. и др. Возможности автоматического управления процессом дистракции / Тез. докл. Всесоюз. конф. «Лечение ортопед.-травматол. больных в стационаре и поликлинике». – Курган, 1982. Ч. 2. С. 21-23.
8. Djasim U.M., Mathot B.J., Wolvius E.B., Van Neck J.W., van der Wal K.G.H. Histomorphometric comparison between continuous and discontinuous distraction osteogenesis // Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2009. Vol. 37. PP. 398-404.
9. Pursley J.A., Holloway J.M. (Indian), Wakefield T.L. (Anchorage). Automatic compression-distraction-torsion method and apparatus / Патент 4,973,331, МКИ А 61 F 5/04. № 320,586; заявлено: 8.03.1989; опубл. 27.11.1990. НКИ 606/53,54,55,56. 35 с.
10. Урьев Г.А. и др. Аппарат автоматической дистракции / А. с. № 3951. 21.12.2006 г.
11. Попков А.В., Попков Д.А. Дистракционный остеосинтез: перспективы развития // Гений ортопедии. 2006. № 4. С. 30-37.
12. Введенский С.П., Ермаков В.А., Датчикова Л.К. Динамика дистракционных усилий при удлинении голени и бедра / Сб. науч. трудов. «Восстановительное лечение при травмах и ортопедических заболеваниях». – Л., 1978. С. 105-110.
13. Шевченко Г.И., Гребенюк Л.А., Исмаилов Г.Р. Устройство для измерения дистракционных усилий при лечении больных с синдактилией пальцев кисти и стопы // Гений ортопедии. 1999. № 1. С. 82-84.
14. Pfluger G., Wolner Ch., Thoa H. et al. Objektivierung des Gesamtwiderstandes bei der Beinverlängerung // Orthop. Prax. 1976. Н. 2. S. 160-164.
15. ГОСТ 13837-79. Динамометры общего назначения. Технические условия.
16. Бlynский Ф.Ю., Сульдин М.П. Система контроля дистракционных усилий в процессе автоматизированного удлинения конечности [электронный ресурс] // Вестник науки Сибири. 2013. № 3 (9). С. 18-22 / <http://sjs.tpu.ru/journal/article/view/739>.
17. Шуц Б.С. Комплексная диагностика параметров нагружения конечности на аппаратах внешней фиксации / Автореф. канд. техн. наук. – Томск: Томский политехн. ун-т, 2002. 25 с.
18. Глузук С.Ф., Пеккер Я.С. Автономные электростимуляторы: конструирование и применение. – Томск: Изд-во ТПУ, 2004. 367 с.

Федор Юрьевич Бlynский,
аспирант,

кафедра промышленной и медицинской электроники,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
Томский политехнический университет»,
Константин Станиславович Бразовский,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра медицинской и биологической кибернетики,
ГБОУ ВПО «Сибирский государственный
медицинский университет Министерства
здравоохранения Российской Федерации»,
г. Томск,
e-mail: blynskiyf@tpu.ru

А.А. Попович, В.Ш. Суфияров, И.А. Полозов, Е.В. Борисов, Д.В. Масайло,
П.Н. Вopilовский, А.А. Шаронов, Р.М. Тихилов, А.В. Цыбин, А.Н. Коваленко, С.С. Билык

Применение аддитивных технологий для изготовления индивидуальных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава из титановых сплавов

Аннотация

Аддитивные технологии, в частности селективное лазерное плавление (СЛП), позволяют изготавливать изделия сложной формы с использованием различных металлических материалов. Изготовление индивидуальных компонентов эндопротезов крупных суставов с применением цифровых технологий, а именно компьютерной томографии, трехмерного сканирования, трехмерной печати, и последующее изготовление протеза из титанового сплава с помощью СЛП позволяет учесть анатомические особенности больных, персонализировать импланты и тем самым улучшить результаты эндопротезирования. В настоящей статье показана возможность изготовления индивидуального компонента эндопротеза тазобедренного сустава с использованием порошка титанового сплава ВТ6 по данным компьютерной томографии пациента.

Введение

Тотальное эндопротезирование в настоящее время является одной из наиболее успешных методик хирургического лечения пациентов с травмами и заболеваниями тазобедренного сустава, показывающих хорошие долгосрочные результаты. В связи со старением популяции и повышением частоты развития артрозов у пожилых пациентов потребность в эндопротезировании растет в мировом масштабе [1]. Кроме того, за по-

следние двадцать лет возрастной диапазон данной группы больных расширился и в настоящее время включает в себя лиц молодого возраста. В соответствии с данными регистров эндопротезирования, примерно 40 000 первичных артропластик выполняется ежегодно в странах Северной Европы, в то же время более миллиона операций в год проводится по всему миру, и в последующие два десятилетия ожидается увеличение данного количества вдвое [2].