

УДК 612.76: 616.718-001.5-003.83-089.227.84

ИЗУЧЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ДИСТРАКЦИОННОГО РЕГЕНЕРАТА

Введенский П.С.

ФГБУ ННИИТО Минздрава России, Нижний Новгород, e-mail: petr_v@mail.ru

Цель настоящей работы – анализ достижений в области изучения жесткости костного регенерата при лечении переломов длинных трубчатых костей и удлинении конечностей с использованием метода внешней фиксации на основании публикаций по данной тематике за период 1962–2013 гг. В работе дан исторический экскурс в развитие методологии и технической базы исследований с использованием аппаратов внешней фиксации. Показано, что точное воспроизведение пространственных взаимоотношений всех элементов системы «аппарат-сегмент» с их реальными размерами с использованием достижений в области моделирования и разработки программного обеспечения позволит оценивать напряженное состояние системы в каждый конкретный момент. Последнее важно не только для изучения жесткости формирующегося регенерата, его вязко-эластических характеристик на различных этапах лечения, наиболее полного описания биомеханической системы «аппарат-сегмент», но и для вскрытия глубинных закономерностей distraction osteogenesis. В практическом плане это позволит врачу определять и поддерживать оптимальный уровень напряженного состояния системы «аппарат-сегмент», регулировать опорно-нагрузочный режим конечности в аппарате у каждого конкретного больного, что приведет к значительному уменьшению числа осложнений в процессе лечения, его сроков.

Ключевые слова: distraction osteogenesis, биомеханика внешней фиксации, жесткость костного регенерата

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF DISTRACTION REGENERATE

Vvedenskiy P.S.

*Nizhny Novgorod Research Institute of Traumatology and Orthopaedics,
Nizhny Novgorod, e-mail: petr_v@mail.ru*

The purpose of this research is to analyze achievements in studies of bone regenerate rigidity in treatment of long bone fractures and limb elongation using an external fixation method, on the basis of respective publications over a period of 1962–2013. The research gives a historic insight into development of methodology and technical aids of research with the use of external devices. It is showed that exact reproduction of space interrelation of all elements of “device-segment” system with their real dimensions using achievements in simulation and software development, will make it possible to evaluate stress condition of the system at any given moment. This is important not only for studying the rigidity of the regenerate being formed and its viscosity and elasticity on various treatment stages, to facilitate the most complete description of «device-segment» biomechanical system but to reveal in-depth regularities of distraction osteogenesis. In practical sense it will enable surgeon to determine and maintain the optimal value of stress condition of the biomechanical system and manage the weight-bearing regime of limb with external fixator for each patient.

Keywords: distraction osteogenesis, external fixation biomechanics, bone regenerate rigidity

Открытие Г.А. Илизаровым свойства тканей отвечать на дозированное растяжение ростом и регенерацией (эффект Илизарова) произвело революционный переворот в подходе к лечению большой части больных с травмами и ортопедическими заболеваниями [6], что послужило основой целого направления в травматологии и ортопедии – компрессионно-дистракционного метода или метода Илизарова. Благодаря этому кардинально повысилась эффективность лечения сложных переломов, стало возможным управление новообразованием больших объемов костной ткани с целью удлинения и реконструкции конечностей. Метод Илизарова непрерывно совершенствуется: создаются новые аппараты внешней фиксации, разрабатываются разнообразные способы лечения травм и различной ортопедической патологии.

Успех лечения пациентов с использованием компрессионно-дистракционного

метода, как показал Илизаров Г.А., зависит от выполнения основных условий: стабильная фиксация костных фрагментов в аппарате, точное управление ими в процессе репозиции при переломах и устранении деформации, выполнение малотравматичной кортикотомии, правильно дозированная дистракция/компрессия, восстановление и поддержание функции конечности с начала фиксации в аппарате [26, 27].

Лечение пациентов с использованием аппаратов внешней фиксации – длительный и трудоемкий процесс, требующий постоянного наблюдения за состоянием аппарата, грамотного управления им. Несмотря на постоянное развитие метода и совершенствование аппаратов внешней фиксации, количество осложнений, многие из которых связаны с недооценкой активности остеогенеза, остается большим. До сих пор встречаются случаи замедленной консолидации, развития несращения костных

фрагментов с формированием ложных суставов при лечении переломов, нередко возникают рефрактуры, переломы distractionного регенерата или его деформации при преждевременном снятии аппарата внешней фиксации [4, 24].

В практической ортопедии для контроля активности distractionного остеогенеза, как правило, используется рентгенография, реже ультрасонография, еще реже биохимические исследования крови. Уровень минерализации оценивают с помощью количественной компьютерной томографии (QCT), однофотонной абсорбциометрии (SPA), двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (DEXA) [29]. Указанные методы позволяют оценить осевые соотношения костных фрагментов, величину удлинения, структурность формирующегося регенерата и степень его минерализации. Они позволяют произвести косвенную, весьма приблизительную оценку итога длительного лечения – восстановления функции опороспособности, знаменующей возможность безопасного снятия аппарата внешней фиксации. Поэтому на протяжении последних десятилетий активно продолжают биомеханические исследования по непосредственному изучению жесткости формирующейся костной мозоли, поиску наиболее оптимальных методик контроля за развитием механической прочности костной ткани при лечении переломов длинных трубчатых костей, удлинении конечностей.

Цель настоящей работы – анализ достижений в области изучения жесткости костного регенерата при лечении переломов длинных трубчатых костей и удлинении конечностей с использованием метода внешней фиксации на основании публикаций по данной тематике за период 1962–2013 гг.

С началом использования компрессионно-distractionных аппаратов исследователей стал интересовать вопрос о контроле в клинической практике процессов уплотнения и упрочнения регенерата, влияния нагрузок на регенерат. Ряд отечественных авторов [1, 2, 7, 8, 13, 14] с целью изучения динамики нарастания жесткости регенерата исследовали перемещение костных фрагментов при осевых нагрузках в аппарате, измеряя прогиб спиц с помощью различных датчиков перемещений, помещенных между смежными к области костного регенерата спицами. Ими показано, что по мере сращения костных фрагментов при переломах повышалась жесткость костной мозоли, уменьшался прогиб спиц, а следовательно, и деформация регенерата при осевых нагрузках на конечность. Однако данные методики позволяли оценить только

косвенный показатель жесткости регенерата (отношение текущего значения перемещения спиц к величине деформации в первые дни после операции), трудоемки, имели большую ошибку измерений, обусловленную многими допущениями. В частности, перемещения костных фрагментов признавались равными поперечному прогибу спиц во время осевой нагрузки, который во многом зависел от их натяжения, расстояния от места вхождения в кость. Данный показатель относительного перемещения косвенно характеризует механические свойства регенерата и не соответствует его истинной жесткости. С развитием измерительной и вычислительной техники исследователи перешли к непосредственному измерению жесткости регенерата. Одним из первых аппаратно-компьютерный комплекс для изучения жесткости регенерата в области перелома большеберцовой кости использовал J.L. Cunningham в 1987 году [36]. Он с помощью тензодатчиков, вмонтированных в конструкцию монологического аппарата внешней фиксации, регистрировал деформацию регенерата при дозированных осевых, изгибающих нагрузках на сегмент, фиксированный аппаратом. Известная жесткость самой конструкции аппарата позволяла рассчитать его жесткость как части единой системы «аппарат-сегмент».

В большинстве случаев при репозиции костных фрагментов достигается их противопоставление и взаимный упор, поэтому опорные пробы с осевой нагрузкой с целью изучения жесткости сращения оказываются малоинформативными и для определения прочности сращения костных фрагментов при переломах оценивают жесткость регенерата на изгиб. На большом клиническом материале [18, 19, 30, 31, 39] показано, что достижение жесткости на изгиб величины в 15 Нм/град свидетельствует о достаточном прочном сращении костных фрагментов, позволяющем снять аппарат внешней фиксации и разрешить полную опорную нагрузку на конечность. R.H. Wade с соавторами [39] подчеркивает необходимость изучения жесткости на изгиб обязательно в двух плоскостях, так как разница значений жесткости может достигать 9 Нм/град (меньшие значения жесткости на изгиб отмечаются при исследовании в сагиттальной плоскости). При принятии решения о монтаже аппарата авторы рекомендуют ориентироваться на меньшее значение, полученное в исследовании. P.J. Ogrodnik с соавторами предлагают снимать аппарат, когда показатели жесткости превысят значение 15 Нм/град в обеих плоскостях – фронтальной и сагиттальной [32]. Проведенные

исследования доказали, что жесткость на изгиб является достоверным критерием оценки прочности сращения переломов длинных трубчатых костей. Компанией Orthofix был разработан и применяется в практике прибор Orthometr для исследования жесткости сращения переломов [21], позволяющий достаточно точно измерять жесткость регенерата на изгиб. Однако отрицательной стороной данной технологии является то, что для выполнения исследования необходимо демонтировать аппарат, при этом дестабилизируется зона сращения, возникает риск деформации конечности, перелома регенерата. В настоящее время ведутся разработки по совершенствованию технологии, поиски возможности автоматизации измерения жесткости регенерата, проведения исследования без сгибания стабильности системы «аппарат-сегмент» [22, 32].

В экспериментальных работах по изучению динамики нарастания жесткости регенерата, изменения его вязко-эластических свойств при лечении переломов с использованием метода внешней фиксации [15, 16, 25] подтверждена нелинейность нарастания жесткости регенерата, двухфазность этого процесса. В первой фазе регенерат в большей степени обладает вязкостью и способностью к пластическим деформациям. Во вторую фазу регенерат приобретает большую эластичность и упругость, способность аккумулировать энергию внешнего механического воздействия, что связано с естественной морфо-функциональной перестройкой формирующейся костной мозоли. Длительность фаз и их соотношение зависят от множества факторов, в большей степени от биомеханики системы «аппарат-сегмент».

Оценка механической жесткости дистракционного регенерата при удлинении конечности представляет более сложную задачу. Это обусловлено в первую очередь значительной длительностью самого процесса новообразования большого объема костной массы, привнесения в этот процесс множества факторов, определяющих активность дистракционного остеогенеза. Если сращение переломов представляет собой, образно выражаясь, с точки зрения механики, статический процесс, то удлинение конечности – динамический, так как в процессе дистракции происходит постепенное дозируемое разведение костных фрагментов. В первом случае область регенерата локализуется в точке контакта костных фрагментов, во втором – имеет значительную протяженность, отсутствует взаимный упор фрагментов. Поэтому если при изучении жесткости регенерата при сращении перело-

мов наиболее целесообразно использовать пробы на изгиб, то при удлинении конечности – опорные пробы с осевой нагрузкой на дистракционный регенерат. При удлинении конечности от 3 до 10 см дистракционные усилия, по данным Введенского С.П., Попкова А.В., Younger A.S., могут достигать величин до 800 Н [3, 9, 40], поэтому при исследовании жесткости на изгиб напряжение мышц будет значительно увеличивать регистрируемое усилие, а рассчитываемый момент сил не будет отражать истинную жесткость регенерата. Целесообразность изучения именно осевой жесткости дистракционного регенерата обусловлена дальнейшим определением необходимой и достаточной тренирующей опорной нагрузки как во время дистракции, так и в период фиксации. Теоретическое обоснование методики определения жесткости дистракционного регенерата приведено в монографии Шевцова В.И., Немкова В.А., Скляра Л.В. «Аппарат Илизарова. Биомеханика» [12]. Авторами был разработан и сконструирован «очувствленный» аппарат Илизарова, в котором устанавливались датчики натяжения всех спиц, закрепленных в кольцах аппарата, и датчики сил компрессии-дистракции в соединительные стержни между кольцами. Зная показатели жесткости спиц на прогиб при различной степени их натяжения, геометрию системы «аппарат-кость», значения сил натяжения спиц и сил, возникающих между опорами аппарата, можно рассчитать жесткость фиксации свободных образцов костных фрагментов при осевых нагружениях. Таким образом, считывая показания датчиков натяжения всех спиц аппарата, датчиков силы дистракционных стержней с помощью последующего пересчета определяется зависимость осевого смещения костных фрагментов от приложенного усилия. При расположении упругого тела между костными фрагментами и приложении осевого компрессирующего усилия к ним часть данного усилия будет передаваться через упругое тело, часть будет «шунтироваться» аппаратом внешней фиксации. Изменение показаний датчиков натяжения спиц и датчиков дистракционных стержней при переходе системы «аппарат-сегмент» без нагрузки в состояние осевого нагружения позволяет рассчитать величину продольного смещения фрагментов, величину усилия, передаваемого упругим телом, иными словами, определить жесткость упругого тела, в нашем случае – дистракционного регенерата при выполнении опорных проб. В ходе экспериментальной апробации методики были подтверждены теоретические расчеты. Ошибка между

расчетными и экспериментальными данными составила 4,4%. К сожалению, данная методика не была использована в клинике для изучения жесткости дистракционных регенератов при удлинении конечностей. Вероятно, в клинических условиях большие трудности представляло снятие показаний с не менее чем с 11 датчиков, вмонтированных в аппарат, трех датчиков динамометрической платформы и их математическая обработка. Кроме того, очень сложно точно воспроизвести геометрию системы «аппарат-сегмент» в конкретной компоновке у пациента, участвующего в исследовании, что обуславливает большую погрешность в измерениях.

Подобный «очувствленный» аппарат Илизарова был разработан Голубевым Г.Ш. [4] и использовался для изучения напряженного состояния «аппарат-сегмент» в клинике при лечении переломов и удлинении конечностей, однако опорные пробы с определением жесткости дистракционного регенерата не проводились. Заслугой автора является то, что он рассматривал систему «аппарат-сегмент» и усилия, развиваемые в ней, в трехмерной системе координат, связанной с самим аппаратом.

В литературе удалось найти единственную публикацию о выполненном в клинических условиях исследовании по изучению жесткости дистракционного регенерата [28]. Работа Aarness G.T. с соавторами заключалась в проведении опорных проб пациентам, которым выполнялось удлинение голени с использованием аппарата Илизарова. На время проведения исследования обычные дистракционные стержни заменялись на соединительные штанги с вмонтированными датчиками усилий. При приложении к сегменту опорного усилия, величина которого регистрировалась с помощью напольных цифровых весов, одновременно снимались показания датчиков дистракционных усилий. Автор рассчитывал показатель отношения величины усилия, воспринимаемого аппаратом к величине опорного усилия на конечность, который косвенно характеризует жесткость дистракционного регенерата. Безопасным для демонтажа аппарата в плане возникновения рефрактур, деформации регенерата, автор считает величину этого показателя в 10% и менее. Не имея возможности определить жесткость фиксации костных фрагментов аппаратом в клинических условиях, автор не ставил своей целью определение истинных значений жесткости регенерата. Используя полученные графики зависимости показателя отношения сил в аппарате к опорному усилию от времени, наимень-

ший и наибольший показатели жесткости аппарата Илизарова (40 Н/мм и 115 Н/мм соответственно), автор теоретически рассчитал возможную динамику показателя осевой жесткости регенерата, диапазон которого варьировался от 0 до 10000 Н/м к моменту снятия аппарата. Активность формирования регенерата в значительной степени зависит от жесткости фиксации костных фрагментов, обеспечивающей тот или иной уровень их микроподвижности. Поэтому моделирование динамики жесткости регенерата в случае неизвестной жесткости фиксации аппарата является не вполне корректным. Кроме того, использованная методика измерения усилий имеет большую погрешность измерений, обусловленную неизбежным возникновением горизонтальной составляющей реакции опоры, развитием изгибающих моментов в дистракционных стержнях, в датчиках силы, что заметно искажает их показания.

По мнению Waanders N.A. и других исследователей, до настоящего времени глубинный механизм преобразования осуществляемого механического воздействия – дистракции в биологический ответ – новообразования костной ткани до конца не раскрыт [23]. В то же время вполне очевидно, что основным фактором, обеспечивающим активное течение дистракционного остеогенеза, является поддержание оптимальных показателей биомеханической системы «аппарат-сегмент». К этим показателям относятся в первую очередь жесткость фиксации костных фрагментов, определяющая уровень микроподвижности между ними, а также темп и ритм дистракции. Недостаточная стабильность фиксации обеспечивает избыточную подвижность костных фрагментов, что нарушает процесс регенерации костной ткани вплоть до его полной остановки. Особую важность имеет уровень жесткости фиксации при осуществлении функционального опорного режима конечности в процессе лечения переломов и удлинения нижних конечностей в аппарате внешней фиксации. Функциональная нагрузка конечности в процессе остеогенеза улучшает трофические процессы в тканях, препятствует развитию миогенных контрактур, выраженного остеопороза костных фрагментов, дозированные циклические нагрузки на регенерат оказывают стимулирующее воздействие на его формирование [5, 23, 34]. В экспериментальных работах показано, что деформация дистракционного регенерата при циклических нагрузках в пределах 14-15% от его длины не нарушает активность его формирования при удлинении конечности [20, 23].

В практическом плане важно контролировать и дозировать опорно-функциональный режим конечности в некотором оптимальном диапазоне. Однако в настоящее время нет приемлемых методик определения напряженного состояния системы «аппарат-сегмент», а следовательно, и дозирования функционального опорного режима в практической ортопедии. Проблема в настоящее время состоит в том, что практически невозможно измерить жесткость фиксации костных фрагментов в уникальной компоновке системы «аппарат-сегмент» в каждом конкретном случае. Это обусловлено тем, что очень сложно точно воспроизвести геометрию этой системы: количество опор аппарата и их расположение относительно костных фрагментов, количество элементов чрескостной фиксации (спиц, стержней Шанца), их расположение относительно опор аппарата и костных фрагментов, степень натяжения спиц.

В настоящее время продолжают теоретические разработки в построении более совершенной физической модели нагружения distractionного регенерата [10, 11]. С.А. Русаков совершенствует методику построения математической модели «аппарат-сегмент» с целью изучения жесткости distractionного регенерата в аппарате Илизарова, используя метод опорных проб. Однако реализация этой теоретической модели на практике опять же сдерживается невозможностью точного определения пространственной геометрии системы «аппарат-сегмент» в клинических условиях.

В последнее время в практической ортопедии получили распространение аппараты внешней фиксации, конструктивно основанные на платформе Гоха–Стюарта [17, 33, 35]. Эти аппараты, имея гексаподную конструкцию, позволяют выполнять коррекцию положения костных фрагментов одновременно в трех плоскостях с шестью степенями свободы. При этом не требуется столь трудоемкий перемонтаж фиксаторов при выполнении поэтапной коррекции различных компонентов деформации, как это происходило при использовании аппарата Илизарова. Полный анализ деформации и расчет ее одноэтапного устранения выполняется с помощью компьютерных программ, необходимых для работы с аппаратом [37]. Данная конструкция также имеет принципиальное преимущество в плане измерения distractionных усилий, расчета моментов сил, возникающих в аппарате. Дело в том, что в шести distractionных стяжках аппарата (стратах) при его любых конфигурациях возникают усилия, направленные строго по их оси. Поэтому

датчики, внедренные в них, ввиду отсутствия тангенциальных составляющих усилия будут регистрировать величину силы с наименьшей погрешностью. С помощью программного обеспечения производится расчет результирующего усилия в аппарате, его направление. Впервые исследования сил и их моментов, возникающих в аппарате при лечении переломов голени с использованием гексаподного аппарата, выполнил К. Seide в 2004 году [38]. В работе описывается методология и результаты изучения распределения сил между аппаратом и зоной костной мозоли при опорных пробах у 9 больных при лечении переломов и после выполнения корригирующих остеотомий. Та же компоновка аппарата позволяет выполнить измерения жесткости регенерата на изгиб и кручение. Автор убедительно показывает, что измерительный комплекс на основе аппарата гексаподной конструкции является наиболее точным и универсальным инструментом для проведения биомеханических исследований. Однако у данной методики, как признает сам автор, присутствует то же ограничение – невозможность определения осевой жесткости регенерата по той же причине – невозможности воспроизведения уникальной геометрии системы «аппарат-сегмент» в клинических условиях.

В настоящее время совершенствуются методы трехмерного моделирования системы «аппарат-сегмент» на основе рентгенографических изображений. Если программное обеспечение позволит точно воспроизводить пространственные взаимоотношения всех элементов системы «аппарат-сегмент» с их реальными размерами, то станет возможным изучение ее напряженного состояния в каждый конкретный момент. Представится возможность определения и контроля жесткости фиксации костных фрагментов и поддержание ее в оптимальном диапазоне. Станет возможным изучение жесткости формирующегося регенерата, его вязко-эластических характеристик на различных этапах лечения, что позволит определять и поддерживать оптимальный опорно-нагрузочный режим конечности в аппарате у каждого конкретного больного.

Иными словами, продолжение исследований в обозначенном направлении является, безусловно, перспективным, будет способствовать вскрытию глубинных закономерностей distractionного остеогенеза и возможностью осознанного управления биомеханической системой «аппарат-сегмент» при лечении пациентов с использованием метода внешней фиксации.

Список литературы

1. Анисимов А.И. Клинико-экспериментальное исследование связей остеогенеза с некоторыми гемодинамическими и электрическими факторами: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – Л., 1979. – 21 с.
2. Анисимов А.И., Воронова М.Т. Ненашев Д.В. Динамика биомеханических свойств большеберцовой кости в процессе сращения диафизарных переломов // Консервативное лечение повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата. – Ярославль, 1985. – С. 3–4.
3. Введенский С.П. Клинико-биомеханическое обоснование и дифференцированное применение методов удлинения нижней конечности: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М., 1983. – 29 с.
4. Голубев Г.Ш. Компьютерное управление аппаратом Илизарова в клинических условиях. – Ростов н/Д: Изд-во СКНЦ ВШ, 1997 – 239 с.
5. Горбачева Л.Ю. Влияние функциональной нагрузки поврежденной конечности на восстановление сократительной способности мышц и репаративную регенерацию кости: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Тюмень, 2002. – 20 с.
6. Илизаров Г.А. Общебиологическое свойство тканей отвечать на дозированное растяжение ростом и регенерацией (эффект Илизарова) // Диплом СССР № 355. – 1989. Бюл. 33.
7. Карпцов В.И. Объективные методы контроля в процессе лечения переломов костей голени при внеочаговом компрессионном остеосинтезе. Автореф. Дис. Канд. Мед. наук. – Л., 1978. – 13 с.
8. Поляк Н.А., Купешляк-Юзефович Г.М. Аппаратура и методика измерения усилий сжатия и продольной деформации кости при компрессионном артродезе // Вопросы восстановительной хирургии, травматологии и ортопедии. – Свердловск, 1962. – Т. 8. – С. 24–32.
9. Попков А.В. Дистракционные усилия при удлинении нижних конечностей // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1990. – № 10. – С. 69–73.
10. Русаков С.А. Построение физической модели нагружения костного регенерата в процессе черескостного остеосинтеза. // Известия Волгоград. гос. техн. ун-та. – 2012. – Т. 6, № 6. – С. 82–85.
11. Русаков С.А., Муха Ю.П. Методика определения осевой жесткости костного регенерата // Современные проблемы науки и образования: электрон. науч. журн. – 2013. – № 2. – URL: <http://www.science-education.ru/108-9144>.
12. Шевцов В.И., Немков В.А., Складар Л.В. Аппарат Илизарова. Биомеханика. – Курган, 1995. – 165 с.
13. Щуров В.А., Кудрин Б.И. Методика прижизненной оценки биомеханических свойств костного регенерата: тез. докл. Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. – Т. 2. – Рига, 1983. – С. 198–199.
14. Щуров В.А., Кудрин Б.И., Шейн А.П. Методика измерения осевой микроподвижности костных фрагментов голени в условиях компрессионно-дистракционного остеосинтеза // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1981. – № 5. – С. 52–53.
15. An external fixation method and device to study fracture healing in rats / H. Mark [et al.] // Acta Orthop Scand. – 2003. – Vol. 74, № 4. – P. 476–482.
16. Clinical implications of stiffness and strength changes in fracture healing / M.J. Chehade [et al.] // J Bone Joint Surg Br. – 1997. – Vol. 79-B, № 1. – P. 9–12.
17. Clinical value of the Taylor Spatial Frame: a comparison with the Iizarov and Orthofix fixators / D. Dammerer [et al.] // J Child Orthop. – 2011. – Vol.5, № 5. – P. 343–349.
18. Comparison of a manual and motorized stiffness meter to quantify bone regeneration in distraction osteogenesis / F. Thorey [et al.] // Technol. Health Care. – 2009. – Vol. 17, № 5-6. – P. 369–375. doi: 10.3233/THC-2009-0556.
19. Cunningham J.L., Kenwright J., Kershaw C.J. Biomechanical measurement of fracture healing // J. Med Eng Technol. – 1990. – Vol.14, № 3. – P. 92–101.
20. Deformation across the zone of callotasis during loading. radiostereometric analysis in a patient with achondroplasia / H. Steen [et al.] // J Orthop Res. – 2001. – Vol. 19, № 2. – P. 265–268.
21. Eastaugh-Waring S.J., Hardy J.R., Cunningham J.L. Fracture stiffness measurement using the orthometer: reproducibility and sources of error // Clin Biomech (Bristol, Avon). – 2000. – Vol.15, № 2. – P. 140–142.
22. Evaluation of the fracture site mechanical properties in vivo by monitoring the motion of a dynamic pin clamp during simulated walking / I. Ohnishi[et al.] // Clin Biomech (Bristol, Avon). – 2002. – Vol. 17, № 9–10. – P. 687–697.
23. Evaluation of the mechanical environment during distraction osteogenesis. / Waanders NA [et al.] // Clin Orthop Relat Res. – 1998. – № 349. – P. 225–234.
24. Hasler C.C., Kreig A.H. Current concepys of leg lengthening. // J. Child Orthopaedics. – 2012. – Vol. 6, № 2. – P. 89–104.
25. Hente R., Cordey J., Perren S.M. In vivo measurement of bending stiffness in fracture healing // Biomed. Eng. Online. – 2003. – Vol. 28, № 2. –P. 8.
26. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1989. – № 238. – P. 249–281.
27. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction // Clin Orthop Relat Res. – 1989. – № 239. – P. 263–285.
28. In vivo assessment of regenerate axial stiffness in distraction osteogenesis / G.T. Aarnes [et al.] // J. Orthop Res. – 2005. – Vol. 23, № 2. – P. 494–498.
29. Markel M.D., Chao E.Y. Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties // Clin Orthop Relat Res. – 1993. – № 293. – P. 37–45.
30. Measuring stiffness can define healing of tibial fractures. / J.B. Richardson [et al.] // J Bone Joint Surg. – 1994. – Vol.76, № 3. – P. 389–394.
31. Mechanical properties of callus in human tibial fractures: a preliminary investigation / C.I. Moorcroft [et al.] // Clin Biomech (Bristol, Avon). – 2001. – Vol. 16, № 9. – P. 776–782.
32. Ogrodnik P.J., Moorcroft C.I., Thomas P.B. Measuring multi-dimensional, time-dependent mechanical properties of a human tibial fracture using an automated system. // Proc. Inst. Mech. Eng. H. – 2007. – Vol. 221, № 6. – P. 641–652.
33. Pediatric and adolescent applications of the Taylor Spatial Frame. / M. Paloski [et al.] // Orthopedics. – 2012. – Vol. 35, № 6. – P. 518–527.
34. Physiologic Weight-Bearing Increases New Vessel Formation During Distraction Osteogenesis: A micro-Tomographic Imaging Study / D.C. Moore [et al.] // J Orthop. Res. – 2003. – Vol. 21, № 3. – P. 489–496.
35. Seide K., Wolter D., Kortmann H.R. Fracture reduction and deformity correction with the hexapod Ilizarov fixator. // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1999. – № 363. – P. 186–195.
36. The measurement of stiffness of fractures treated with external fixation. / J.L. Cunningham [et al.] // J. Eng Med. – 1987. – Vol.16, № 4. – P. 229–232.
37. Theory and software of the hexapod external fixator. / K. Seide [et al.] // Biomed Tech (Berl). – 2002. – Vol.47, № 12. – P. 326–333.
38. Three-dimensional load measurements in an external fixator. / K.Seide [et al.] // J Biomech. – 2004. – Vol.37, № 9. – P. 1361–1369.
39. Wade R.H., Moorcroft C.I., Thomas P.B. Fracture stiffness as a guide to the management of tibial fractures // J Bone Joint Surg. – 2001. – Vol. 83, № 4. – P. 533–535.

40. Younger A.S., Mackenzie W.G., Morrison J.B. Femoral forces during limb lengthening in children // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1994. – № 301. – P. 55–63.

References

1. Anisimov A.I. *Kliniko-jekspirimental'noe issledovanie svyazey osteogeneza s nekoto-rymi gemodinamicheskimi i jelektricheskimi faktorami* [Clinical and experimental study of correlations of osteogenesis and some hemodynamic and electric factors]: Avtoref. dis. d-ra med. nauk. Leningrad, 1979. 21 p.
2. Anisimov A.I., Voronova M.T., Nenashev D.V. *Dinamika biomehanicheskikh svojstv bol'shebercovej kosti v processe srashhenija e diafizarnyh perelomov. Konservativnoe lechenie povrezhdenij i zabolevanij oporno-dvigatel'nogo aparata.* [Dynamics of tibia biomechanical properties in process of diaphyseal fracture consolidation. Non-surgical treatment of damages and diseases of the locomotor system]. Yaroslavl. 1985. P. 3-4.
3. Vvedenskiy S.P. *Kliniko-biomehanicheskoe obosnovanie i differencirovannoe pri-menenie metodov udlinenija nizhnej konechnosti:* avtoref. dis. d-ra med. nauk. [Clinical and biomechanical substantiation and the differentiated application of limb lengthening methods] Moscow, 1983. 29 p.
4. Golubev G.Sh. *Komp'yuternoe upravlenie apparatom Ilizarova v klinicheskikh uslovi-jah.* [Computer assisted management of Ilizarov device in clinical conditions] Rostov na Donu: Izd-vo SKNC VSh, 1997 239 p.
5. Gorbacheva L. Ju. *Vlijanie funkcional'noj nagruzki povrezhdennoj konechnosti na vos-stanovlenie sokratitel'noj sposobnosti myshc i reparativnuju regeneraciju kosti:* [Influence of functional loading of the damaged extremity on contractile ability of muscles and reparative regeneration of bone] Avtoref. dis. kand. med. nauk. Tyumen, 2002. 20 p.
6. Ilizarov G.A. *Obshhebiologicheskoe svojstvo tkanej otvechat' na dozirovannoe rastjazhe-nie rostom i regeneraciej (jeffekt Ilizarova).* [General biological property of tissues to respond to dosed stretching with growth and regeneration (Ilizarov effect)] Diplom USSR N 355. 1989. Bjul.33.
7. Karpov V.I. *Ob'ektivnye metody kontrolja v processe lechenija perelomov kostej go-leni pri vneochagovom kompressionnom osteosinteze.* [Objective methods of control in the treatment of tibial fractures with external compression osteosynthesis] Avtoref. dis. kand. med. nauk. Leningrad, 1978. 13 p.
8. Poljak N.A., Kupeshljak-Juzefovich G.M. *Voprosy voss-ta-novitel'noj hirurgii, travmatologii i ortopedii.* Sverdlovsk, 1962. T. 8. pp. 24–32.
9. Popkov A.V. *Ortopediya, travmatologija i protezirovaniye.* 1990. no. 10. pp. 69–73.
10. Rusakov S.A. *Izvestija Volgograd. gos. tehn. un-ta.* 2012. T. 6, no. 6. pp. 82–85.
11. Rusakov S.A., Muha Ju.pp. *Sovremennye problemy nauki i obrazovanija.* no. 2. 2013. available at: <http://www.science-education.ru/108-9144>
12. Shevcov V.I., Nemkov V.A., Skljjar L.V. *Apparat Ilizarova. Biomehanika.* [Ilizarov frame. Biomechanics] Kurgan, 1995. 165 p.
13. Shhurov V.A., Kudrin B.I. *Tezisy dokladov Vsesojuznoj konferencii po problemam biomehaniki* [Theses of reports of All-Union conference on biomechanics problems] T. 2. Riga, 1983. pp. 198–199.
14. Shhurov V.A., Kudrin B.I., Shejn A.pp. *Ortopediya, travmatologija i protezirovaniye.* 1981. – no. 5. pp. 52–53.
15. Mark H., Bergholm J., Nilsson A., Rydevik B., Strömberg L. *Acta Orthop Scand.* 2003. Vol.74, no. 4. pp. 476–482.
16. Chehade M.J., Pohl A.P., Percy M.J., no. awana no. J. *J Bone Joint Surg Br.* 1997. Vol.79-B, no. 1. pp. 9-12.
17. Dammerer D., Kirschbichler K., Donnan L., Kaufmann G., Krismar M., Biedermann R. *J Child Orthop.* 2011. Vol.5, no. 5. pp. 343-349.
18. Thorey F., Floerkemeier T., Wellmann M., Windhagen H. *Technol. Health Care.* 2009. Vol.17, no. 5-6. P 369–375. doi: 10.3233/THC-2009-0556.
19. Cunningham J.L., Kenwright J., Kershaw C.J. *J.Med Eng Technol.* 1990. Vol.14, no. 3. pp. 92–101.
20. Steen H., Kristiansen L.P., Finnanger A.M., Kärrholm J., Reikeras O. *J Orthop Res.* 2001. Vol.19, no. 2. pp. 265–268.
21. Eastaugh-Waring S.J., Hardy J.R., Cunningham J.L. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000. Vol.15, no. 2. pp. 140-142.
22. Ohnishi I., Nakamura K., Okazaki H., Sato W., Kurokawa T. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002/ Vol. 17, no. 9–10. pp. 687–697.
23. Waanders N.A., Richards M., Steen H., Kuhn J.L., Goldstein S.A., Goulet JA. *Clin Orthop Relat Res.* 1998. no. 349. pp. 225–234.
24. Hasler C.C., Kreig A.H. *J. Child Orthopaedics.* 2012. Vol. 6, no. 2. pp. 89–104.
25. Hente R., Cordey J., Perren S.M. *Biomed. Eng. Online.* 2003. Vol. 28, no. 2. pp. 8.
26. Ilizarov GA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989. no. 238. pp. 249–281.
27. Ilizarov G.A. *Clin Orthop Relat Res.* 1989. no. 239. pp. 263–285.
28. Aarnes G.T., Steen H., Ludvigsen P., Waanders N.A., Huiskes R., Goldstein S.A. *J. Orthop Res.* 2005. Vol.23, no. 2. pp. 494–498.
29. Markel M.D., Chao E.Y. *Clin Orthop Relat Res.* 1993. no. 293. pp. 37-45.
30. Richardson J.B., Cunningham J.L., Goodship A.E., O'Connor B.T., Kenwright J. *J Bone Joint Surg.* 1994. Vol.76, no. 3. pp. 389–394.
31. Moorcroft C.I., Ogronnik P.J., Thomas P.B., Wade R.H. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001. Vol.16, no. 9. pp. 776–782.
32. Ogronnik P.J., Moorcroft C.I., Thomas P.B. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2007. Vol.221, no. 6. pp. 641–652.
33. Paloski M., Taylor B.C., Iobst C., Pugh K.J. *Orthopedics.* 2012. Vol. 35, no. 6. pp. 518–527.
34. Moore D.C., LeBlanc C.W., Müller R. Crisco J.J., Ehrlich M.G. *J Orthop. Res.* 2003. Vol. 21, no. 3. pp. 489–496.
35. Seide K., Wolter D., Kortmann H.R. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1999. no. 363. pp. 186–195.
36. Cunningham J.L., Evans M., Harris J.D., Kenwright J. *J. Eng Med.* 1987. Vol.16, no. 4. pp. 229–232.
37. Seide K., Wolnack J., Weinrich no. , Jürgens C. *Biomed Tech (Berl).* 2002. Vol.47, no. 12. pp. 326–333.
38. Seide K., Weinrich N, Wenzl M.E., Wolter D., Jürgens C. *J Biomech.* 2004. Vol.37, no. 9. pp. 1361–1369.
39. Wade R.H., Moorcroft C.I., Thomas P.B. *J Bone Joint Surg.* 2001. Vol. 83, no. 4. pp. 533–535.
40. Younger A.S., Mackenzie W.G., Morrison J.B. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1994. no. 301. pp. 55–63.

Рецензенты:

Алейников А.В., д.м.н., профессор, руководитель Нижегородского регионального травматологического центра, ГБУЗ «Нижегородская областная клиническая больница имени Н.А. Семашко», г. Нижний Новгород;
 Королев С.Б., д.м.н., профессор, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии, ГБОУ ВПО «Нижегородская медицинская академия» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Нижний Новгород.

Работа поступила в редакцию 05.12.2013.