

УДК 616.718.5-001.5-089.22(045)

## Клинико-экспериментальное исследование микроподвижности отломков большеберцовой кости в условиях стержневой наружной фиксации

Г. В. Бэц<sup>1</sup>, И. Г. Бэц<sup>2</sup>, И. В. Стойко<sup>1</sup>

<sup>1</sup> КУОЗ «Харьковская городская многопрофильная больница № 18». Украина

<sup>2</sup> ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

*Research the mobility of bone fragments after the fracture and its impact on reparative regeneration is essential and urgent. Physical parameters (amplitude, direction of displacement), transposition of fragments that stimulate regeneration and, conversely, destroy regenerate should be emphasized out of the undetermined data. It is also necessary to clarify the dependence of these parameters on the location, injury characteristics and bone regeneration stage, is always mobility leads to the formation of callus and its absence to the initial fusion, or should be fragments nobility taken into consideration during implant developing. Objective: To investigate the mobility of tibial fracture fragments under the conditions of external single-rod fixation in the clinical situation. Methods: unilateral external fixation support, which provides the possibility of tibial longitudinal fixation of stiffness adjusting is developed. For clinical studies specific stand developed, allowing self-loaded by patients of damaged leg until the pain symptoms. Using special device load segment and mutual longitudinal displacement of fragments recorded. Results: for the first 6 weeks amplitude displacement of tibial bone fragments decreased from  $(2.3 \pm 0.2)$  to  $(0.8 \pm 0.2)$  mm. The shift occurred under the influence of the axial load of  $(210 \pm 15)$  to  $(751 \pm 15)$  N. After 6 weeks fixator stiffness and increased bone regenerate resistance prevented regenerate functional training and restructuring. Conclusions: Pain occurring in the area of the fracture may be the marginal criterion of breaking load. The necessary (stimulatory) and acceptable (regenerate nondestroying) amplitudes of bone fragments displacement are specific to each location and type of fracture, under conditions of regeneration stage and fixation. Key words: fractures, tibia, external fixation, fragment mobility, load, amplitude, regeneration.*

*Дослідження взаємної рухомості кісткових відламків після перелому та її вплив на репаративну регенерацію є вкрай важливим та актуальним. Із невирішених питань слід виділити фізичні параметри (амплітуду, напрямки зміщення) переміщень відламків, які стимулюють регенерацію та, навпаки, руйнують регенерат. Необхідно також з'ясувати залежність цих параметрів від локалізації, характеру ушкодження кістки та стадії регенерації; чи завжди рухомість призводить до утворення кісткової мозолі, а її відсутність до первинного зрощення; чи необхідно під час конструювання фіксаторів передбачити можливість рухомості відламків. Мета: дослідити взаємну рухомість відламків великогомілкової кістки за умов односторонньої позавогнищевої стержневої фіксації в клінічних умовах. Методи: сконструйована зовнішня опора одностороннього фіксатора, що передбачає можливість регуляції поздовжньої жорсткості фіксації відламків великогомілкової кістки. Для клінічних досліджень розроблено спеціальний стенд, в якому пацієнти самотійно навантажували ушкоджену гомілку до моменту виникнення болю. При цьому за допомогою спеціальних пристроїв реєстрували навантаження на сегмент та взаємні поздовжні переміщення відламків. Результати: протягом перших 6 тижнів амплітуда зміщення відламків великогомілкової кістки зменшилася від  $(2,3 \pm 0,2)$  до  $(0,8 \pm 0,2)$  мм. Зміщення відбувалися під впливом осьового навантаження від  $(210 \pm 15)$  до  $(751 \pm 15)$  Н. На стадії 6 тижнів опір фіксатора та збільшений опір регенерату перешкождали функціональному тренуванню та перебудові. Висновки: біль, який виникає в зоні перелому, може бути критерієм граничного руйнівного навантаження. Амплітуди необхідних (стимулювальних) та допустимих (які не руйнують регенерат) переміщень відламків кісток є специфічними для кожної локалізації та виду перелому, стадії регенерації та умов фіксації. Ключові слова: переломи, великогомілкова кістка, зовнішня фіксація, рухливість відламків, навантаження, амплітуда, регенерація.*

**Ключевые слова:** переломы, большеберцовая кость, наружная фиксация, подвижности отломков, нагрузка, амплитуда, регенерация

## Введение

На протяжении последних десятилетий в специальной литературе достаточно часто встречаются исследования, касающиеся вопросов взаимной подвижности отломков костей и ее влияния на процесс сращения перелома. Повышенный интерес к этим вопросам связан с работами представителей школы Г. А. Илизарова и его последователей [1]. Появилось множество новых терминов (стабильный и стабильно-функциональный остеосинтез, абсолютная и относительная фиксация, упругий (эластичный) остеосинтез, воспитание (тренировка) регенерата и т. д.). При этом декларировалась необходимость небольшой, микроподвижности отломков костей относительно друг друга, как стимулятора-раздражителя костной регенерации [2]. Это положение входило в противоречие с ранними представлениями о сущности регенерации кости, когда оптимальным условием считалась взаимная неподвижность отломков. Накопленный клинический опыт указывает на то, что при сохраняющейся подвижности отломков сращение происходит с формированием костной мозоли, при «абсолютной стабильности» — без нее, по типу первичного сращения (остеоально). Была заманчивой перспектива управления процессом репаративной регенерации путем регуляции жесткости фиксации. Более того, появились технологии, предусматривающие изменение жесткости фиксации отломков в процессе лечения перелома (динамизация).

Однако, несмотря на то, что перечисленные выше положения общеизвестны и постепенно приобрели характер аксиом, множество вопросов в этой проблеме не решены, а упомянутые выше «аксиомы» иногда опровергаются клинической практикой. Из нерешенных вопросов можно выделить следующие:

1. Что реально представляет собой по физическим параметрам (амплитуда, направление смещений) так называемая микроподвижность отломков (она же остаточная, небольшая, стимулирующая, тренирующая регенерат)?

2. Зависит ли эта необходимая (или допустимая) подвижность от вида перелома, его локализации и стадии регенерации?

3. Что является пограничным критерием между стимулирующими и разрушающими смещениями отломков?

4. Всегда ли подвижность приводит к образованию костной мозоли, а ее отсутствие к первичному сращению?

5. Необходимо ли при конструировании фиксаторов предусматривать возможности взаимной подвижности отломков костей и регуляции жесткости их фиксации, или необходимые (оптимальные) условия регенерации могут быть достигнуты изменениями функциональной нагрузки?

Эти и многие другие вопросы биомеханики лечебной иммобилизации не могут считаться окончательно решенными сегодня, поскольку находятся на уровне эмпирических понятий, основанных по большей части на клинических наблюдениях, порой трактуемых произвольно.

Перечисленные вопросы являются очень сложными и многокомпонентными, чтобы решить их в рамках одной работы. Однако они весьма актуальны.

*Цель работы:* исследование взаимной подвижности отломков большеберцовой кости при односторонней стержневой наружной фиксации (СНФ) в клинических условиях.

## Материал и методы

Для испытаний был разработан стенд, представляющий собой винтовое устройство, используемое как для создания осевой нагрузки на модели (рис. 1, а), так и в клинических условиях (рис. 1, б).

Выполняя данную работу, мы понимали, что СНФ с обычной жесткой недемпферированной наружной опорой (цилиндрическая балка, диаметром 10 мм) также могут создавать условия для микроперемещений отломков, что необходимо учитывать, используя опоры с демпфером. Поэтому сначала мы изучили жесткость фиксации костных отломков при помощи 6 конструкций

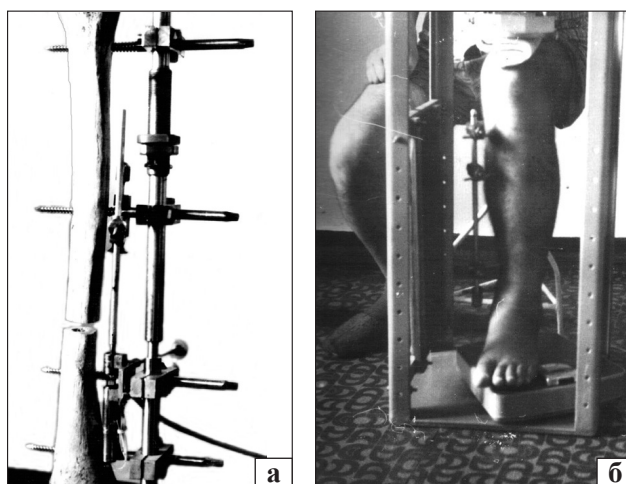


Рис. 1. Фото стендовых испытаний СНФ с демпферированной наружной опорой на модели (а) и в клинических условиях (б)

фиксаторов, в результате чего получили графики зависимости взаимных перемещений отломков от продольной осевой нагрузки (фиксирующие характеристики СНФ) [7].

В процессе исследований мы фиксировали два основных параметра — величину продольной осевой нагрузки и перемещение отломков. Продольную нагрузку контролировали при помощи напольных весов. Параллельно данные дублировались при помощи безинерционного емкостного датчика, установленного на весах, и регистрирующей аппаратуры. Для регистрации перемещений отломков в экспериментальных и клинических условиях использовали емкостный безинерционный датчик с приводом, которые жестко укреплялись на ближайших к перелому резьбовых стержнях на минимально возможном расстоянии от него. Сигнал датчика через усилитель подавали на регистрирующее устройство [7]. Полученные данные проверяли и дублировали измерением расстояния между ближайшими к перелому стержнями при помощи штангенциркуля без нагрузки и под нагрузкой на модель (или сегмент).

В клинических условиях третьим критерием регистрации перемещений отломков была рентгенография голени с нагрузкой и без нее. При этом держатель кассеты с рентгеновской пленкой был устроен таким образом, что перед кассетой располагалась сетка из тонкой проволоки с размером ячейки 1 мм, что в последующем облегчало рентгенометрию.

Клинические исследования проведены на 15 добровольцах, подписавших информированное согласие на предложенную технологию лечения и участие в исследовании. Это были соматически здоровые мужчины в возрасте от 31 до 43 лет, с косо-винтообразными переломами большеберцовой кости на границе средней и нижней трети и переломами малоберцовой кости в верхней трети. Травмы были получены при падении на плоскость с высоты роста. Всех пациентов прооперировали в первые 3 сут после травмы — выполнили закрытую репозицию отломков и остеосинтез большеберцовой кости при помощи СНФ с демпфированными опорами, с использованием стержней диаметром 6 мм с конической резьбой.

При отсутствии каких-либо ближайших послеоперационных осложнений (воспаление тканей в зоне установки стержней) через 3 сут после операции пациентов обучали ходьбе с костылями с дозированной (доболевой) нагрузкой на поврежденную голень.

На 7–8 сут после операции проводили первое исследование микроподвижности отломков большеберцовой кости при доболевой нагрузке на голень. При этом двое пациентов отказались от участия в исследовании по причине психоэмоциональной лабильности.

## Результаты и их обсуждение

Мы разработали [3] концептуальную модель, учитывающую факторы влияния на амплитуду взаимных перемещений костных отломков в условиях остеосинтеза при помощи средств СНФ при продольных осевых нагрузках на сегмент.

Особое значение мы придаем болевому синдрому, возникающему при осевых нагрузках на сегмент. В предлагаемой концепции возникновение боли при нарастающей нагрузке определяет момент предельно допустимой неразрушающей деформации регенерата, за которым при увеличении нагрузки может наступить разрушение. Безусловно, такое утверждение может вызвать ряд правомерных вопросов и возражений, например: индивидуальность порога болевой чувствительности, слабая иннервация регенерата как молодого малодифференцированного образования, напряжения в системе «фиксатор–сегмент» как причина боли при нагрузке.

Однако даже с учетом упомянутых контраргументов мы не нашли иного, более адекватного и естественного фактора, способного ограничить функциональную нагрузку на поврежденный сегмент в неразрушающих пределах.

Факторы, влияющие на взаимные перемещения отломков костей, отражены на схеме реализации продольной осевой нагрузки (рис. 2).



Рис. 2. Схема взаимодействия факторов влияния на амплитуду взаимных перемещений костных фрагментов в условиях наружной фиксации при продольных осевых нагрузках на сегмент

Принимая во внимание значение других видов смещения и учитывая сложность регистрации их одновременно, мы рассматривали только смещения отломков по длине.

Взаимные продольные перемещения отломков костей, стабилизированных СНФ, могут возникать под влиянием мышечной тяги (ретракции) и продольных осевых функциональных нагрузок. Поскольку продольная мышечная тяга — фактор относительно постоянный и нейтрализуется фиксатором, то его действие отдельно не учитывается.

Смещение отломков при нагрузке находится в обратной зависимости от жесткости фиксации.

Существенное влияние может оказывать конфигурация линии перелома: поперечные переломы с полным торцевым упором отломков исключают продольные смещения. Косые и винтообразные переломы в зависимости от ориентации плоскости перелома создают условия частичного торцевого упора, многооскольчатые переломы вовсе не имеют торцевого упора. Эти обстоятельства при равных условиях фиксации и нагрузки могут оказывать существенное влияние на величину перемещений отломков.

Кроме того, одним из факторов влияния на величину перемещений отломков является остаточное сопротивление мягкотканного футляра, которое зависит от степени повреждения мышц и надкостницы в зоне перелома. По этому признаку разработана классификация переломов голени по степени их фиксированности [4]. Таким образом, в ближайшем периоде после травмы, когда еще отсутствует регенерат, способный оказывать сколько-нибудь заметное сопротивление смещающим нагрузкам, несущая способность системы «сегмент–аппарат» складывается из остаточного сопротивления сегмента (сопротивление торцевого упора и мягкотканного футляра) и сопротивления аппарата СНФ.

Пациенты с переломами голени, которым была рекомендована осевая нагрузка до появления боли, со временем увеличивали нагрузку на сегмент. При этом ограничивающий нагрузку болевой фактор постепенно смещался к ее более высоким значениям нагрузки, вплоть до отсутствия боли при нагрузке весом тела.

Увеличение продольной осевой доболевой нагрузки мы объясняли возникновением и нарастанием сопротивления регенерата. Исчезновение боли при нагрузке весом тела может обозначать, что микродеформации регенерата из-за его возросшего сопротивления и сопротивления аппарата происходят не на полную неразрушающую

(стимулирующую) амплитуду. Это означает, что процесс сращения отломков вошел в фазу, когда сопротивление фиксатора мешает реализации продольной осевой нагрузки как стимулирующего фактора.

Логически оправданным решением может быть снижение жесткости фиксации до момента возникновения боли при нагрузке весом тела. Дальнейшая перестройка регенерата должна вновь привести к исчезновению боли и необходимости снижения жесткости фиксации, вплоть до полной «релаксации» продольного сопротивления аппарата, что может определять объективную необходимость его демонтажа.

Из изложенных положений следует необходимость разработки стержневых наружных фиксаторов, конструктивно предусматривающих возможность регуляции жесткости взаимного обездвиживания костных отломков.

Существуют конструкции спицевых аппаратов, содержащих во внешних опорах демпферы (на основе пружин, резины, гидравлических устройств) и предусматривающих регулируемое изменение длины под влиянием продольной нагрузки [5, 6].

Мы разработали наружную опору стержневого аппарата, позволяющую регулировать взаимные перемещения отломков не только по амплитуде, но и по продольным осевым нагрузкам, при которых такие перемещения возникнут (рис. 3).

Опора состоит из штока 1 и трубки 2. Трубка снабжена прорезями 3 и наружной резьбовой частью 4. После введения штока 1 в трубку 2 их взаимосвязь осуществляется посредством шпонки 5. Трубка 2 снабжена толкателем 6, вводимым в нее по внутренней резьбе. Между штоком 1 и толкателем 6 расположен амортизатор 7 (например, пружина или цилиндр силиконовой резины). Наружная резьбовая часть 4 трубки 2 снабжена гайками 8 и 9, расположенными по обе стороны шпонки 5. Поступательное движение толкателя 6 по внутренней резьбе трубки 2 приводит к сжатию амортизатора 7, степень которого зависит от силы закручивания толкателя 6, чем определяется величина продольного усилия, необходимого для перемещения штока 1 относительно трубки 2. Амплитуда этого перемещения может регулироваться расположением гаек 8 и 9 относительно шпонки 5.

Клинические исследования микроподвижности проводились с использованием стенда (рис. 1, б). Пациент в положении сидя помещал стопу на напольные весы и через мягкую прокладку

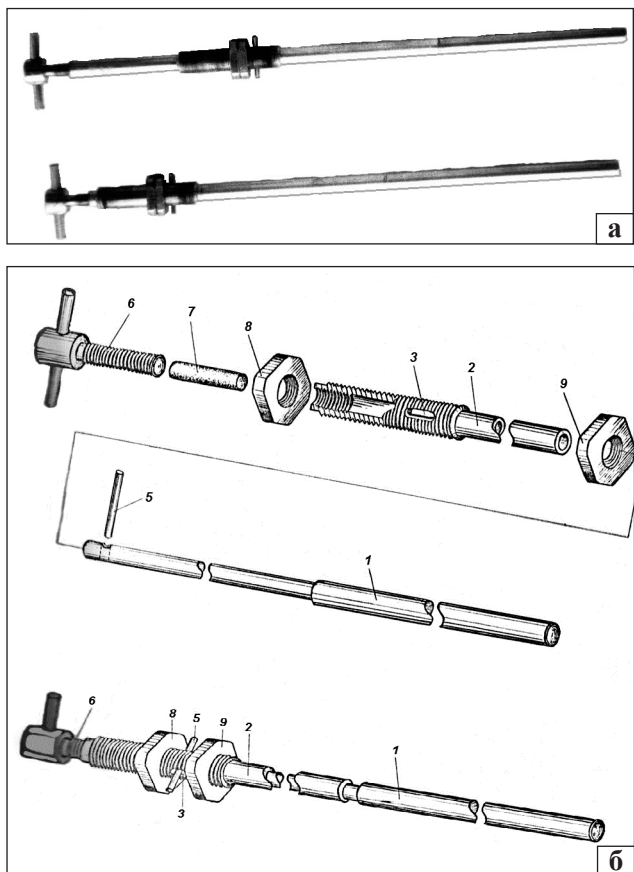


Рис. 3. Внешний вид (а) и схема (б) наружной опоры стержневого аппарата с регулируемым демпфером

на согнутом колене при помощи винтового устройства самостоятельно наращивал осевую нагрузку на голень, до момента появления боли в области перелома. Величину нагрузки и взаимные перемещения отломков фиксировали по описанной выше технологии. В последующем исследовании повторяли с интервалом в 1 неделю.

В результате проведенных исследований получены данные о динамике изменений амплитуды взаимных продольных перемещений отломков большеберцовой кости (рис. 4, б) и продольной осевой доболевой нагрузки (рис. 4, а) в зависимости от сроков лечения. Представленные графики получены путем статистической обработки результатов исследований 13 пациентов с применением непараметрического критерия Вилкинсона-Манна-Уитни. При этом статистически достоверных различий не выявлено ( $p < 0,05$ ).

Как видно из графиков, в течение 2-й и 3-й недели фиксации отломков большеберцовой кости в стержневом аппарате односторонней фиксации предельная осевая доболевая нагрузка нарастала относительно медленно — от  $(210 \pm 15)$  до  $(325 \pm 15)$  Н. При этом амплитуда перемещения

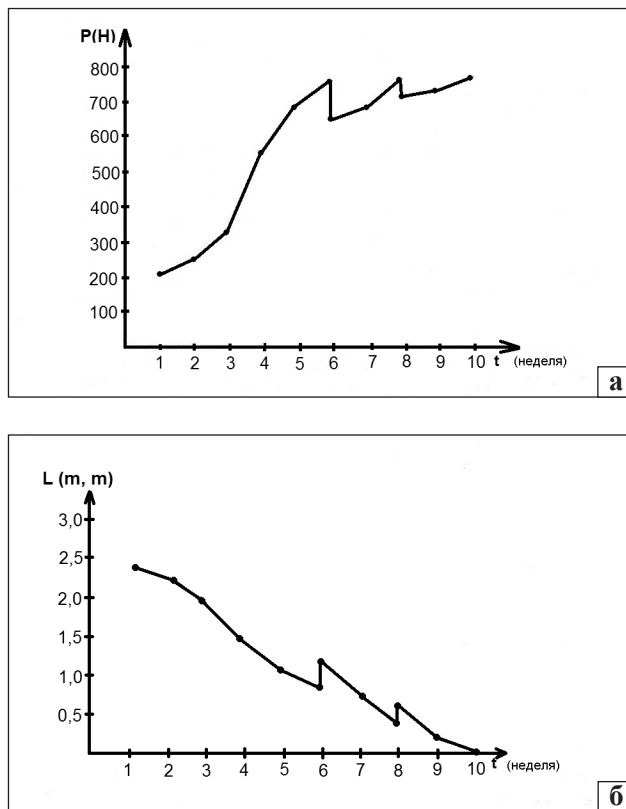


Рис. 4. Динамика изменений продольной осевой доболевой нагрузки (Р, Н) (а) и амплитуды продольных перемещений отломков большеберцовой кости (мм) (б) в зависимости от сроков лечения

отломков костей уменьшалась от  $(2,3 \pm 0,2)$  мм до  $(2,0 \pm 0,1)$  мм.

На протяжении 4–6-й недели амплитуда продольных смещений отломков уменьшалась от  $(2,0 \pm 1)$  до  $(0,8 \pm 0,2)$  мм, а доболевая осевая нагрузка возрастала от  $(325 \pm 12)$  до  $(751 \pm 15)$  Н, приближаясь или равняясь нагрузке весом тела пациента. Из этого следует, что в дальнейшем осевая нагрузка полным весом тела не приведет к микродеформациям и тренировке регенерата. Логичным решением было снизить продольное осевое сопротивление фиксатора, что достигнуто следующим образом.

На испытательном стенде при осевой нагрузке на голень весом тела пациента (что уже не вызывало боли) на наружной опоре фиксатора медленно вывинчивался толкатель б. При этом под влиянием нагрузки наружная опора проседала, уменьшаясь по длине. При появлении боли прекращали вывинчивать толкатель б.

В последующем пациент ходил с костылями с доболевой нагрузкой. Как правило, в течение 2 недель (от 6 до 8-й) боль при нагрузке весом тела снова исчезала и манипуляцию по уменьше-

нию продольной жесткости фиксатора повторяли. В срок 10 недель боль при нагрузке снова исчезала, а фиксатор уже не оказывал продольного осевого сопротивления.

На графиках (рис. 4) видно, как в результате описанных выше манипуляций в сроки 6 и 8 недель снижалась доболевая нагрузка и увеличивалась амплитуда смещений отломков. На данном этапе лечения после двукратного снижения жесткости с учетом других (клинико-рентгенологических) критериев мы демонтировали стержневой аппарат. Дальнейшую тактику лечения пациентов мы не описываем, поскольку это не является целью данной работы.

При обсуждении результатов целесообразно обратиться к работам О. В. Бейдика и А. В. Ткачевой [8, 9], которые считали, что в условиях наружной фиксации взаимные смещения отломков большеберцовой кости в пределах 3 мм и 2° ротации не оказывают разрушающего действия на регенерат (доказательная база авторами не приводится).

Авторы технологий АО [10] рассматривают механизм воздействия механических факторов на сращение перелома в рамках теории растяжения Регген, согласно которой смещение (растяжение) при приложении разной силы — это изменение длины относительно ее первоначального значения. Оно не имеет единиц измерения и выражается в процентах. Исследователи предлагают график типичной динамики изменений межфрагментарных смещений на протяжении 15 недель с момента перелома большеберцовой кости (без указания типа и локализации перелома, способа фиксации отломков).

В проведенном исследовании мы максимально сузили и конкретизировали задачу исследования, ограничив ее видом и локализацией перелома (стабильные косо-винтообразные переломы большеберцовой кости на границе средней и нижней трети), а также определенным видом фиксации (односторонние аппараты внешней фиксации с известными фиксирующими свойствами). Такой подход позволил получить конкретные цифровые данные, характеризующие динамику восстановления несущей способности срастающейся кости. Полученные результаты помогли ответить на часть вопросов, поставленных в начале этой статьи. Предлагаем считать сформулированные ниже выводы адекватными и корректными только для условий данной клинико-экспериментальной работы.

## Выводы

Боль, возникающая в месте перелома, может служить критерием предельной неразрушающей нагрузки на регенерат.

Амплитуды необходимых (стимулирующих) и допустимых (не разрушающих регенерат) смещений костных отломков являются специфичными для каждой локализации и вида перелома, стадии регенерации и условий фиксации.

В данном исследовании в течение первых 6 недель лечения амплитуда смещений отломков большеберцовой кости уменьшилась от  $(2,3 \pm 0,2)$  до  $(0,8 \pm 0,2)$  мм. Эти смещения происходили под влиянием продольной осевой доболевой нагрузки на голень, нараставшей в тот же период времени от  $(210 \pm 15)$  до  $(751 \pm 15)$  Н.

На определенной стадии лечения (6 недель), когда сопротивление фиксатора и возросшее сопротивление регенерата препятствуют дальнейшей функциональной тренировке и перестройке, логичным решением является снижение жесткости фиксации. Возможно, вариантом дальнейшей тактики может быть демонтаж фиксатора и переход на функциональное ортезирование.

На основе полученных новых знаний уточнена и дополнена тактика лечения пациентов с переломами голени, проведена ее клиническая апробация, расширены представления о биологических последствиях взаимодействия в системе «фиксатор–кость».

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

## Список литературы

1. Управляемый нестабильный остеосинтез при лечении переломов длинных трубчатых костей. Т. 1 / А. А. Аксолонов, В. Н. Устьянцев, А. Г. Ярков, А. В. Бондаренко // Аппараты и методы внешней фиксации в травматологии и ортопедии. — Рига, 1985. — С. 123–125.
2. Калнберз В. К. Основные особенности биомеханики спицевого аппарата внешней фиксации костей / В. К. Калнберз, И. А. Янсон: тез. докл. международной конф. [«Достижения биомеханики в медицине»]. — Рига, 1986. — Т. 3. — С. 475–480.
3. Бэц Г. В. К вопросу о влиянии жесткости внешней фиксации костных отломков на формирование и перестройку регенерата (концептуальная модель) / Г. В. Бэц, С. А. Островерх, В. Г. Бэц // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2001. — № 4. — С. 91–92.
4. Попсуйшапка А. К. Функциональное лечение диафизарных переломов костей конечностей (клиническое и экспериментальное обоснование): дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22 / А. К. Попсуйшапка. — Харьков, 1991. — 271 с.
5. Калнберз В. К. Компрессионный аппарат напряженной и жесткой системы: методические рекомендации / В. К. Калнберз. — 2-е доп. изд. — Рига, 1981. — 68 с.
6. Калнберз В. К. Некоторые возможности улучшения результатов лечения больных с диафизарными переломами

- голені / В. К. Калнберз, А. К. Муйжулис, П. Я. Новиков // Ортопедия и травматология. — 1983. — № 11. — С. 18–21.
7. Бэц Г. В. Изучение жесткости фиксации костных отломков внеочаговыми стержневыми устройствами / Г. В. Бэц, С. А. Островерх, В. Г. Бэц // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2002. — № 4. — С. 90–92.
8. Ткачева А. В. Биомеханическое исследование жесткости внешней фиксации при лечении переломов длинных костей с помощью аппарата чрескостного остеосинтеза / А. В. Ткачева, О. В. Бейдик // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. — 2006. — № 8–9. — С. 100–104.
9. Ткачева А. В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой кости: автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук / А. В. Ткачева. — Саратов, 2006. — 18 с.
10. Рюди Т. П. АО — принципы лечения переломов. В 2 т. Т. 1 / Т. П. Рюди, Р. Э. Бакли, К. Г. Моран. — 2-е изд., перераб. и доп. — Вассамедиа, 2013. — С. 20–21.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016354-60>

Статья поступила в редакцию 13.04.2016

## CLINICAL AND EXPERIMENTAL STUDY OF MICRO-MOBILITY OF FRAGMENTS OF THE TIBIA UNDER EXTERNAL FIXATION ROD

G. V. Bets <sup>1</sup>, I. G. Bets <sup>2</sup>, I. V. Stoyko <sup>1</sup><sup>1</sup> CHI «Kharkiv city hospital № 18». Ukraine<sup>2</sup> SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv✉ Iryna Bets, PhD: [betsirina1984@gmail.com](mailto:betsirina1984@gmail.com)

### ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

**ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
проводить післядипломну підготовку фахівців на курсах інформації та стажування  
з актуальних питань ортопедії та травматології  
(ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013)**

#### Курси для середнього медичного персоналу:

| №  | Назва                                                                                             | Керівники                                       |
|----|---------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| 1. | Функціональні та фізіотерапевтичні методи лікування хворих з ортопедо-травматологічною патологією | Проф. Маколінець В. І.<br>К.м.н. Стауде В. А.   |
| 2. | Гіпсово-ортопедична техніка та лікування хворих з ортопедо-травматологічною патологією            | Д.м.н. Мателенок Є. М.<br>Д.м.н. Мезенцев А. О. |
| 3. | Лікувальний масаж                                                                                 | К.м.н. Стауде В. А.                             |

Телефон для довідок: (057) 704-14-78