

## Реологические свойства distractionного регенерата большеберцовой кости

Т.И. Долганова, В.А. Щуров, Д.В. Долганов, А.М. Аранович, С.О. Мурадисинов

Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» имени академика Г.А. Илизарова»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Курган

### *Rheological characteristics of tibial regenerated bone*

T.I. Dolganova, V.A. Shchurov, D.V. Dolganov, A.M. Aranovich, S.O. Muradisinov

FSBI RISC "RTO" of the RF Ministry of Health, Kurgan

**Цель.** Оценка деформативных свойств регенерата при ступенчато возрастающей и убывающей осевой нагрузке. **Материалы и методы.** В ФГБУ «РНЦ "ВТО" им. акад. Г.А.Илизарова» разработана прижизненная оценка жесткости фиксации костных отломков в аппарате Илизарова, которая основана на определении изменения расстояния между спицами, выходящими из кости, при осевой нагрузке на конечность. У больных с приобретенным (24 человека) и врожденным (21 человек) укорочением голени на этапе фиксации оценивались деформативные свойства регенерата при ступенчато возрастающей и убывающей осевой нагрузке на конечность с шагом по 5 кг за 10 секунд. Для характеристики жесткости системы «аппарат-сегмент» использовали показатель деформативности костного регенерата (E), рассчитываемый как величина взаимного смещения спиц, проходящих через проксимальные и дистальные костные отломки, при дозированной нагрузке в 15 кг, отнесенной к высоте distractionного регенерата (размерность величины мкм/мм×15кг). Величина деформативности (E) костного регенерата определяется темпом distraction и величиной удлинения кости. **Результаты.** Уменьшение относительной деформативности и остаточной деформации регенерата на этапе фиксации отражает повышение жесткости регенерата в системе «аппарат-сегмент». У пациентов с врожденной этиологией заболевания первые 2-3 недели фиксации являются «периодом риска» возникновения деформаций костного регенерата. У пациентов с приобретенной этиологией заболевания такой «период риска» отсутствует. Исследование деформативных свойств регенерата с использованием ходьбы как функциональной пробы является количественным критерием адекватности нагрузки и жесткости системы «аппарат-сегмент». Результат пробы расценивается как положительный, если остаточная деформация уменьшается после ходьбы. Можно говорить о повышении предела текучести и рекомендовать больным увеличение осевой нагрузки на конечность. Результат пробы расценивается как отрицательный, если остаточная деформация увеличивается после ходьбы – рекомендуется уменьшать осевую нагрузку на конечность или повышать жесткость системы «аппарат-сегмент». **Заключение.** Исследование деформативных свойств регенерата является дополнительной методикой оценки distractionных регенератов.

**Ключевые слова:** distractionный регенерат, жесткость системы «аппарат-сегмент», деформативность регенерата, функциональные пробы.

**Purpose.** To evaluate the deformable characteristics of the regenerated bone for stepwise increasing and decreasing axial load. **Materials and Methods.** The authors developed the intravital assessment of bone fragmental fixation stiffness in the Ilizarov fixator at FSBI RISC "RTO"; the assessment is based on determining the changes in the distance between the wires coming out of bone for limb axial loading. The deformable characteristics of the regenerated bone for limb stepwise increasing and decreasing axial loading with 5 kg-increment each for 10 seconds were evaluated in patients with acquired (n=24) and congenital (n=21) shortening of the leg at the stage of fixation. The index of regenerated bone deformability (E) was used in order to characterize fixator-segment system stiffness; the index was calculated as the value of mutual displacement of the wires inserted through proximal and distal bone fragments at the graduated load of 15 kg with respect to the height of the distraction regenerated bone (the value dimensional representation -  $\mu\text{m}/\text{mm} \times 15 \text{ kg}$ ). The deformability value (E) of the regenerated bone is determined by the rate of distraction and by the amount of bone lengthening. **Results.** A decrease in the relative deformability and residual deformation of the regenerated bone at the stage of fixation reflects an increase of the regenerated bone stiffness in fixator-segment system. The period within first 2-3 weeks of fixation is the "period of risk" of the regenerated bone deformity development in patients with the disease congenital etiology. As for patients with the disease acquired etiology, there is no such "period of risk" in them. The investigation of the regenerated bone deformable characteristics using walking as a functional test is a quantitative criterion of the adequacy of fixator-segment system load and stiffness. The test result is considered as positive if residual deformity decreases after walking. One can speak of the yield strength raising and recommend limb axial load increasing for patients. The test result is considered as negative if residual deformity increases after walking – it is recommended to decrease axial load of the limb or to increase fixator-segment system stiffness. **Conclusion.** Studying the regenerated bone deformable characteristics is an additional technique to evaluate distraction regenerated bones.

**Keywords:** distraction regenerated bone, stiffness of fixator-segment system, deformability of regenerated bone, functional tests.

Для предупреждения деформации distractionного регенерата в процессе лечения учитываются многие факторы: сроки фиксации, величины удлинения конечности, конституция больного, его возраст и двигательная активность [7]. Важнейшей предпосылкой благоприятного исхода лечения является создание комплекса оптимальных биомеханических условий для формирования distractionного регенерата кости. В эксперименте разработаны физико-математические модели зоны стыка костных отломков, зафиксированных с помощью аппарата Илизарова, с выводом аналитической формулы для осевой жесткости костного регенерата в системе «спицы – кольцо – костный реге-

нерат», где прогиб спицы на конкретном участке равен деформации регенерата на этом участке. Показан возможный аналитический расчет текущей осевой жесткости костного регенерата, не проникая напрямую в зону стыка костных отломков. [1, 8, 10].

В практической ортопедии для контроля активности distractionного остеогенеза широко используется ультразвунография регенерата [2, 4]. Имеются работы, отражающие степень зрелости distractionного регенерата методами R-графии и МРТ [5]. Полная динамическая нагрузка на конечность допустима при достижении distractionным регенератом прочности порядка 41-55 % от здоровой кости [3]. Прижизненно истинную

деформацию костного регенерата при осевой нагрузке на конечность можно определить с помощью ультразвукового сканирования в условиях проведения нагрузочной пробы и отсутствии смещения кости относительно регистрирующей установки или датчика, но лишь в тех случаях, когда её величина в несколько раз превышает разрешающую способность установки. Однако на практике при проведении осевой нагрузки на конечность в несколько десятков килограммов сложно точно воспроизвести изображение концов обоих отломков. Не прекращается поиск биомеханических методов оценки жесткости костного регенерата, предназначенных, прежде всего, для обследования больных с переломами костей [15]. Известно устройство, разработанное компанией Orthoflex. Прибор Orthometr применяется для исследования жесткости регенерата, образовавшегося после диафизарного перелома костей [14], позволяет оценивать податливость регенерата на изгиб, что можно сделать только после демонтажа аппарата внешней фиксации. Для оценки податливости дистракционного аппарата приемлемыми являются лишь аксиально направ-

ленные функциональные нагрузки (осевые нагрузки).

В ФГБУ «ВТО» им. акад. Г.А.Илизарова разработана прижизненная оценка жесткости фиксации костных отломков в аппарате Илизарова, которая основана на определении изменения расстояния между спицами, выходящими из кости, при осевой нагрузке на конечность [11, 12]. Установлены корреляционные взаимосвязи микроподвижности отломков с высотой регенерата и его оптической плотностью [13]. Деформативность костного регенерата определяется его размерами, чем больше высота регенерата, тем больше показатель деформативности. Следовательно, деформативность определяет не только так называемая «зона роста» регенерата (зона просветления на рентгенограммах), но и вся его масса [6]. Оценка и регулирование деформативности регенерата при нагрузке возможна только в сочетании «нагрузка (компрессия) – жесткость (микроподвижность) – деформация регенерата».

**Цель исследования.** Оценка деформативных свойств регенерата при ступенчато возрастающей и убывающей осевой нагрузке.

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проведен сравнительный анализ динамики реологических свойств дистракционного регенерата большеберцовой кости в группах больных.

I группа – больные с приобретенным укорочением голени (24 человека, средний возраст  $26,4 \pm 1,9$  года). Величина удлинения составила 3-10 см ( $4,7 \pm 0,3$  см), длительность периода дистракции 34-195 дней ( $65,5 \pm 5,04$ ), продолжительность фиксации с учетом высоты регенерата (индекс фиксации) составил  $18,2 \pm 2,2$  дн./см.

II группа – с больные с врожденным укорочением голени (21 человек, средний возраст  $12,8 \pm 2,1$  года). Величина удлинения составила 3-16 см ( $7,9 \pm 4,0$  см), длительность периода дистракции 31-202 дней ( $69,8 \pm 8,14$ ), индекс фиксации –  $25,8 \pm 3,4$  дн./см.

Исследование проводили в конце периода дистракции и в процессе фиксации с интервалом 2-4 недели. Для динамического контроля биомеханического состояния дистракционного регенерата использован способ тензометрического определения изменения расстояния между спицами для дистракционного регенерата, имеющий разрешающую способность 5 мкм. Оценивались деформативные свойства регенерата при ступенчато возрастающей и убывающей осевой нагрузке на конечность с шагом по 5 кг за 10 секунд. Для характеристики жесткости системы «аппарат-сегмент» использовали показатель деформативности

костного регенерата (E), рассчитываемый как величина взаимного смещения спиц, проходящих через проксимальные и дистальные костные отломки, при дозированной нагрузке в 15 кг, отнесенной к высоте дистракционного регенерата (размерность величины  $\text{мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ ). Целесообразность введения относительного показателя обоснована тем, что при проведении пробы с нагрузкой взаимное смещение спиц в период дистракции возрастает пропорционально увеличению высоты дистракционного регенерата. Чем больше высота регенерата, тем больше показатель деформативности. Прилагаемую силу нагрузки оценивали по индикатору напольных весов. Изменения расстояния между спицами определяли с помощью тензометрического устройства с предварительно подпружиненным датчиком. Регистрация показателей осуществлялась с помощью осциллографа Б7-73/1 (Беларусь). Характеристики тензометрического датчика проверяли с помощью микрометра [12].

Статистическая обработка данных производилась с помощью пакета анализа данных Microsoft EXCEL-2000. Для обработки цифрового материала использовался корреляционный анализ и описательная статистика. Анализируемые количественные характеристики представлялись в тексте в виде  $M \pm m$  (средняя арифметическая  $\pm$  ошибка средней).

#### РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

К концу дистракции максимальная нагрузка на оперированную конечность при обследовании составляла около 50 % массы тела, больные передвигались с опорой на костыли, приступая на оперированную конечность. На протяжении периода дистракции, когда жесткость системы «аппарат-сегмент» определяется в основном фиксирующими свойствами аппарата и натяжением спиц, показатель деформативности в области регенерата линейно возрастает. По данным наших обследований, величина деформативности (E) регенерата не зависела от этиологии заболевания

и. К концу дистракции показатель «E» меньше в тех случаях, когда темп дистракции был ниже. Так, при среднем темпе дистракции 1 мм в сутки за 4 приема ( $0,25 \text{ мм} \times 4$ ) величина деформативности к концу этого периода составила  $57,3 \pm 13,1 \text{ мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ , при темпе дистракции  $0,75 \text{ мм}$  в сутки за 3 приема ( $0,25 \text{ мм} \times 3$ ) –  $39,5 \pm 7,05 \text{ мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ , при темпе дистракции  $0,5 \text{ мм}$  в сутки за 2 приема ( $0,25 \text{ мм} \times 2$ ) –  $17,6 \pm 4,61 \text{ мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ .

После достижения необходимого удлинения фиксации конечности аппаратом продолжалась до хорошо

выраженной консолидации отломков, и в первые две недели этого периода тракционные усилия аппарата уменьшались более чем в 2 раза. При этом, если в период distraction жесткость системы «аппарат-сегмент» зависела от многих факторов аппаратной комплектации и натяжения спиц [7], то в процессе фиксации индивидуальная динамика показателей деформативности (при неизменной аппаратной комплектации) оказывалась целиком и полностью в зависимости только от реологических свойств костного регенерата (табл. 1).

Поскольку темпы созревания distractionного регенерата в значительной степени зависят от этиологии укорочения, то и особенности его созревания в период фиксации должны были проявиться в динамике его деформативности. У пациентов с приобретенным укорочением в течение первой недели фиксации величины относительной деформативности костного регенерата уменьшались на 40-60 % до значений 15-25 мкм/мм×15 кг, но через неделю вновь увеличивались на 15-40 %, и стабилизировалась на этих значениях до 2 месяцев фиксации. В последующем величины относительной деформативности регенерата продолжали снижаться и к 6 месяцам фиксации составили 0-5 мкм/мм×15 кг. Следовательно, к этому сроку фиксации при высоте регенерата 6 см и осевой нагрузке на конечность 15 кг его абсолютные величины составляют порядка 15-20 мкм.

У пациентов с врожденной этиологией укорочения в течение первой недели фиксации величины относительной деформативности костного регенерата уменьшались только на 20-30 %, но к двум неделям фиксации, в отличие от пациентов первой группы, прирост этого показателя составил уже 300-400 %. Период стабилизации значений также оказался более длительным (до 4 месяцев), и к 6 месяцам фиксации величины относительной дефор-

мативности регенерата составили 10-25 мкм/мм×15 кг. Т.е. при высоте регенерата 6 см и статической нагрузке на конечность 15 кг абсолютные значения деформативности составляют 45-100 мкм (рис. 1).

Через 2-3 недели фиксации у пациентов с приобретенной этиологией заболевания значения относительной деформативности ниже, чем к концу distraction. У пациентов с врожденной этиологией заболевания, напротив, выше в 2-2,5 раза по сравнению с концом distraction. Полученные данные выявляют «период риска» возникновения деформаций костного регенерата у пациентов с врожденной этиологией – это первые 2-3 недели фиксации, когда биомеханические свойства регенерата недостаточны для поддержания жесткости системы «аппарат-сегмент», и требуется ограничение осевой нагрузки на конечность либо повышение стабильности остеосинтеза костных фрагментов за счет дополнительного натягивания спиц в аппарате.

Такая динамика деформативности регенерата типична и при обследовании других групп больных. Например, при лечении оскольчатых переломов голени такое снижение жесткости фиксации наблюдается через 1 месяц от начала фиксации, и окончание фиксации аппаратом допустимо при микроподвижности отломков до 30 мкм [13].

Кроме оценки деформативности регенерата дополнительную диагностическую ценность представляет определение остаточной деформации регенерата при проведении записи с дозированной осевой нагрузкой и разгрузкой конечности. Эти показатели позволяют выявить степень пластичности регенерата, существенно уменьшающейся по мере его дифференцировки. Для них характерна релаксация при постоянной деформации, гистерезис при циклической нагрузке и разгрузке, ползучесть при постоянном напряжении.

Таблица 1

Индивидуальная динамика деформативности distractionного регенерата при неизменной аппаратной комплектации у больной Б., 29 лет. Посттравматический дефект костей голени. Distractionный регенерат 8 см

Показатели	Срок фиксации				
	4 дня	14 дней	30 дней	45 дней	60 дней
Относительная деформативность (мкм/мм×15 кг)	33,7	14	20,6	13,1	9,4
Остаточная деформация (мкм)	70	30	30	20	10

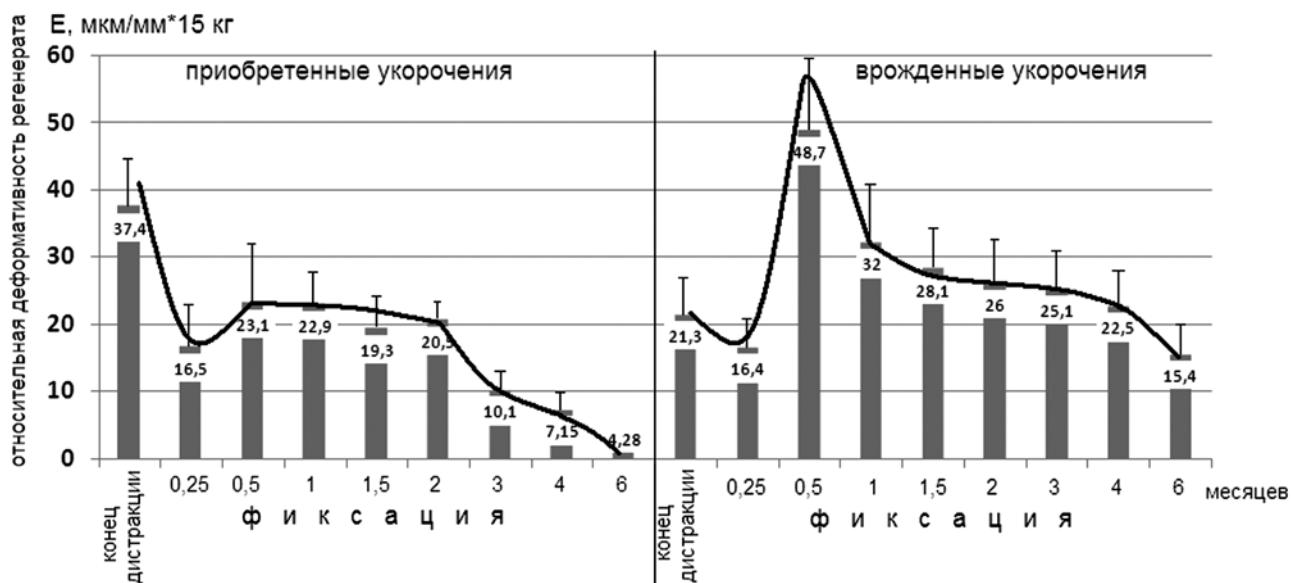


Рис. 1. Динамика показателя относительной деформативности костного регенерата у пациентов с приобретенной и врожденной этиологией укорочения голени

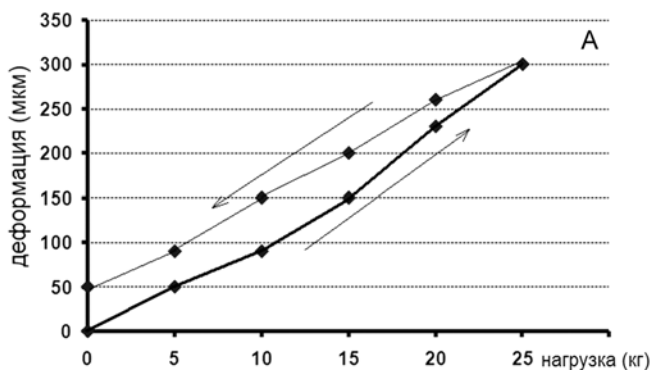
Исследование системы «аппарат-сегмент» в период дистракции, когда задаваемая жесткость аппарата высокая и спицы максимально натянуты, не выявляет остаточной деформации, а диаграмма «нагрузки-деформации» подчиняется закону Гука. В условиях фиксации, когда постепенно снижается натяжение спиц, начинает выявляться остаточная деформация. Явление гистерезиса дистракционного регенерата выявляется благодаря различию угла наклона кривых на графике при обследовании больных с дозированной нагрузкой и разгрузкой (рис. 2). Получаемая диаграмма чередования нагрузки-разгрузки является характерной для так называемых пластических материалов, т.е. материалов, способных получать значительные остаточные деформации (d), не разрушаясь [9]. Если при осевой нагрузке на конечность не был превышен предел упругости регенерата, то при ее отмене все деформации полностью исчезают. Если регенерат был нагружен до достижения большего предела упругости, то на графике кривая деформации при разгрузке будет располагаться параллельно графику нагружения. При этом, если регенерат нагружать повторно, то остаточные деформации будут иметь меньшую величину, чем при первичном однократном нагружении, и тогда можно говорить о повышении предела текучести [9] и рекомендовать больным увеличение динамической нагрузки на конечность. На этом эффекте основано «воспитание регенерата» и повышение прочности костного регенерата при ходьбе [7].

На этапе дистракции, когда жесткость системы «аппарат-сегмент» в значительной степени определялась дистракционными усилиями аппарата, остаточная деформация после нагрузки в 20 кг отсутствует или не превышает 25 мкм. На этапе фиксации, когда жесткость системы «аппарат-сегмент» начинает определяться в

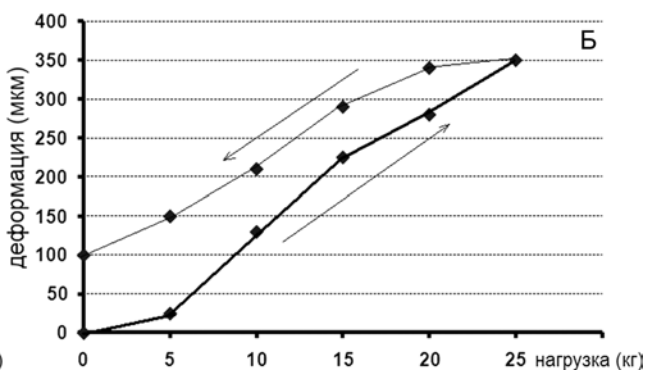
основном биомеханическими свойствами костного регенерата, между относительной деформативностью регенерата и остаточной деформацией регенерата имеется положительная корреляционная взаимосвязь ( $r=0,554$ ,  $n=45$ ,  $p\leq 0,05$ ) независимо от этиологии заболевания: у пациентов с приобретенной этиологией укорочения  $r=0,442$  ( $n=24$ ,  $p\leq 0,05$ ); у пациентов с врожденной этиологией укорочения  $r=0,504$  ( $n=21$ ,  $p\leq 0,05$ ). Уменьшение относительной деформативности и остаточной деформации регенерата отражает повышение жесткости регенерата в системе «аппарат-сегмент» на этапе фиксации.

Клиническим критерием предела нагружения является физиологический параметр переносимости нагрузки (возникновение болевого синдрома). Если формирующаяся костная структура не может обеспечить защиту кровеносного русла от возрастающего в регенерате давления перекрытия, сопоставимого с существующим в артериолах кровяным давлением (50 мм рт. ст.), то превышение этого давления будет приводить к нарушению микроциркуляции в регенерате и, как следствие, к ишемическому повреждению тканей и возникновению болевого синдрома [12].

Исследование деформативных свойств регенерата с использованием нагрузки на конечность при ходьбе как функциональной пробы является количественным критерием адекватности нагрузки и жесткости системы «аппарат-сегмент». Проведены исследования деформативных свойств регенерата у пациентов до и после ходьбы на участке в 100 м в привычном для них темпе и нагрузке на оперированную конечность. На рисунках 3, 4 показаны примеры гистерезиса дистракционного регенерата с положительной и отрицательной пробой, полученные у пациентов до и после пробы с ходьбой.



Больной Ю., 24 года. Посттравматическое укорочение левой голени. Дистракционный регенерат 8 см, фиксация 2 недели. Остаточная деформация 50 мкм, относительная деформативность  $E=28,1$  мкм/мм $\times 15$  кг



Больная Е., 12 лет. Врожденное укорочение левой голени. Дистракционный регенерат 5 см, фиксация 2 недели. Остаточная деформация 100 мкм, относительная деформативность  $E=67,5$  мкм/мм $\times 15$  кг

Рис. 2. Пример явления гистерезиса дистракционного регенерата у пациентов с приобретенной этиологией укорочения голени (А) и врожденной этиологией укорочения голени (Б)

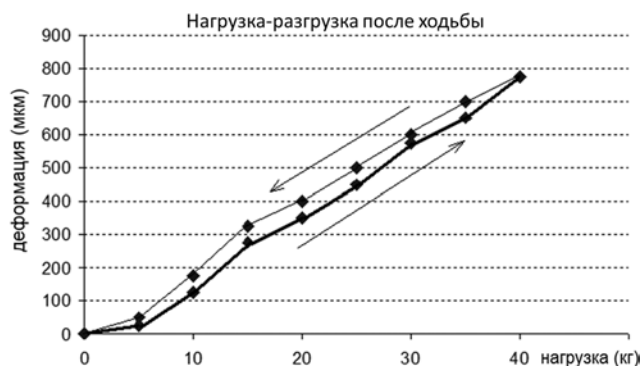
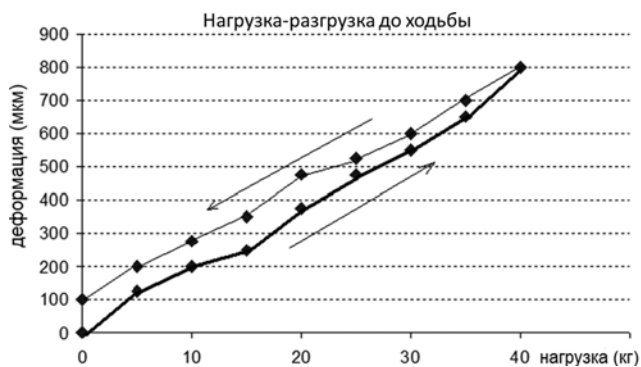


Рис. 3. Пример 1. Высота регенерата большеберцовой кости 7 см. Фиксация 80 дней. До ходьбы  $E=55,7$  мкм/мм $\times 15$  кг. Остаточная деформация – 100 мкм. После ходьбы  $E=57,8$  мкм/мм $\times 15$  кг. Остаточная деформация – 10 мкм. Проба положительная – рекомендуется увеличивать осевую нагрузку на конечность при ходьбе

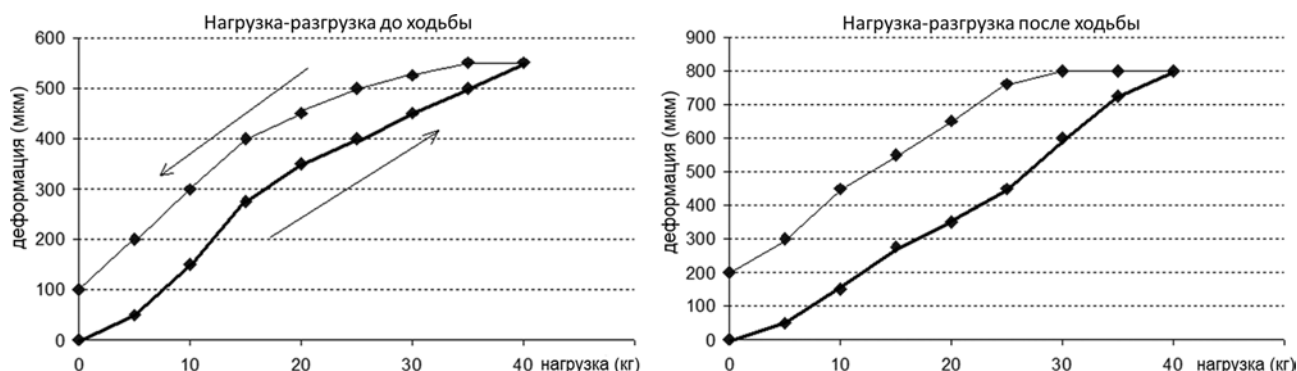


Рис. 4. Пример 2. Регенерат 6 см, фиксация 60 дней. До ходьбы  $E = 70,0 \text{ мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ . Остаточная деформация – 200 мкм. После ходьбы  $E = 70,0 \text{ мкм/мм} \times 15 \text{ кг}$ . Остаточная деформация – 200 мкм. Проба отрицательная – рекомендуется уменьшить осевую нагрузку на конечности или повысить жесткость системы «аппарат-конечность»

Таким образом:

– остаточная деформация уменьшается после ходьбы. Можно говорить о повышении предела текучести и рекомендовать больным увеличение осевой нагрузки на конечность. Результат пробы расценивается как по-

ложительный.

– остаточная деформация увеличивается после ходьбы – проба отрицательная, рекомендуется уменьшать осевую нагрузку на конечность или повышать жесткость системы «аппарат-сегмент».

### ВЫВОДЫ

1. На этапах дистракции жесткость системы «аппарат-сегмент» определяется фиксирующими свойствами аппаратной комплектации и натяжением спиц. При неизменной аппаратной комплектации величина относительной деформативности ( $E$ ) регенерата определяется темпом дистракции и не зависит от этиологии заболевания. Более низким темпам дистракции сопутствуют более низкие величины относительного показателя деформативности.

2. В условиях неизменной аппаратной комплектации системы «аппарат – сегмент» (этап фиксации) динамика относительной и остаточной деформации дистракционного регенерата отражает изменения в его реологических свойствах.

3. У пациентов с врожденной этиологией заболевания первые 2-3 недели фиксации являются «периодом риска» возникновения деформаций костного регенерата, когда биомеханические свойства регенерата не достаточны для поддержания жесткости системы «аппа-

рат-сегмент» и требуется ограничение осевой нагрузки на конечность, либо повышение жесткости в аппаратной комплектации. У пациентов с приобретенной этиологией заболевания такой «период риска» отсутствует.

4. Исследование деформативных свойств регенерата является дополнительной методикой оценки дистракционных регенератов. Проведение функциональной пробы (ходьбы с частичной нагрузкой на оперированную конечность) является количественным критерием адекватности нагрузки и жесткости системы «аппарат-сегмент». Результат пробы расценивается как положительный, если остаточная деформация уменьшается после ходьбы, и можно рекомендовать больным увеличение осевой нагрузки на конечность. Результат пробы расценивается как отрицательный, если остаточная деформация увеличивается после ходьбы – рекомендуется уменьшать осевую нагрузку на конечность или повышать жесткость аппаратной фиксации.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Введенский П.С. Изучение механических свойств дистракционного регенерата // *Фундаментальные исследования*. 2013. № 9 (6). С. 1172-1178.
2. Возможности ультразвукового метода исследования в оценке зрелости дистракционного регенерата при удлинении длинных костей нижних конечностей / Н.А. Еськин, А.И. Дорохин, С.Г. Приписнова, А.В. Дамбиницаев // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2011. № 12. С. 65-72.
3. Клинические аспекты современной лучевой диагностики в травматологии и ортопедии / Г.В. Дьячкова, Ю.Л. Митина, К.А. Дьячков, Д.А. Алекберов, А.Н. Бакарджиева, Р.В. Степанов, Е.В. Скрипкин, Ю.М. Александров, А.В. Акуленко // *Гений ортопедии*. 2011. № 2. С. 91-97.
4. Менщикова Т.И., Аранович А.М. Особенности структурного состояния костного регенерата у больных ахондроплазией и с врожденной варусной деформацией голени (ультразвуковое исследование) // *Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. 2013. № 1. С. 68-72.
5. МРТ-семиотика дистракционного регенерата / К.А. Дьячков, М.А. Корабельников, Г.В. Дьячкова, А.М. Аранович, О.В. Климов // *Мед. визуализация*. 2011. № 5. С. 99-103.
6. Оценка влияния жесткости фиксации отломков большеберцовой кости при остеосинтезе по Илизарову на кровоснабжение голени / В.И. Шевцов, В.А. Щуров, В.М. Шигарев, Д.В. Долганов // *Травматология и ортопедия России*. 1994. № 2. С. 87.
7. Попков А.В., Осипенко А.А. Регенерация тканей при удлинении конечностей. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 240 с.
8. Русаков С.А., Муха Ю.П. Методика определения осевой жесткости костного регенерата // *Совр. пробл. науки и образования*. 2013. № 2. С. 240.
9. Степин П.А. Сопротивление материалов. М.: Интеграл-Пресс, 1997. 320 с.
10. Шевцов В.И., Немков В.А., Скляр Л.В. Аппарат Илизарова. Биомеханика. Курган : Периодика, 1995. 165 с.
11. Щуров В.А., Кудрин Б.И., Шейн А.П. Метод измерения осевой микроподвижности костных фрагментов голени в условиях компрессионного остеосинтеза // *Ортопедия, травматология и протезирование*. 1981. № 5. С. 52-53.
12. Щуров В.А. Упругая податливость и кровоснабжение дистракционного регенерата // *Рос. журн. биомеханики*. 2014. Т. 18, № 4. С. 471-478.
13. Щуров В.А., Щуров И.В. Лечение переломов костей голени по Илизарову. Биомеханические, биологические и медицинские аспекты. Saarbrücken: Lap Lambert. Akademik Publishing, 2012. 176 с.
14. 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, No 2. P. 140-142.
15. 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, No 6. P. 641-652.

REFERENCES

1. Vvedenskii P.S. Izuchenie mekhanicheskikh svoystv distraktsionnogo regenerata [Studying distraction regenerated bone mechanical properties] // Fundamental'nye Issledovaniia. 2013. N 9 (6). S. 1172-1178.
2. Vozможности ultrazvukovogo metoda issledovaniia v otsenke zrelosti distraktsionnogo regenerata pri udlinenii dlinnykh kostei nizhnikh konechnostei [The possibilities of ultrasound technique in evaluating the distraction regenerated bone maturity when lengthening the lower limb long bones] / N.A Es'kin, A.I. Dorokhin, S.G. Pripisnova, A.V Dambinimayev // Biomeditsinskaya Radioelektronika. 2011. N 12. S. 65-72.
3. Klinicheskie aspekty sovremennoi luchevoi diagnostiki v travmatologii i ortopedii [Clinical aspects of current radial diagnostics in traumatology and orthopaedics] / G.V. Diachkova, Yu.L. Mitina, K.A. Diachkov, D.A. Alekberov, A.N. Bakardzhiyeva, R.V. Stepanov, E.V. Skripkin, Yu.M. Aleksandrov, A.V. Akulenko // Genij Ortop. 2011. N 2. S. 91-97.
4. Menshchikova T.I., Aranovich A.M. Osobennosti strukturnogo sostoianiia kostnogo regenerata u bol'nykh akhondroplaziei i s vrozhdennoi varusnoi deformatsiei goleni (ul'trazvukovoe issledovanie) [Special features of the regenerated bone structural condition in patients with achondroplasia and in those with congenital varus of the leg (An ultrasound study)] // Vestn. Travmatologii i Ortopedii im. N.N. Priorova. 2013. N 1. S. 68-72.
5. MRT-semiotika distraktsionnogo regenerata [MRI-semiotics of the distraction regenerated bone] / K.A. D'iachkov, M.A. Korabel'nikov, G.V. D'iachkova, A.M. Aranovich, O.V. Klimov // Med. Vizualizatsiia. 2011. N 5. S. 99-103.
6. Otsenka vliianiia zhestkosti fiksatsii otlomkov bol'shebertsovoi kosti pri osteosinteze po Ilizarovu na krovosnabzhenie goleni [Evaluation of the impact of tibial fragment fixation rigidity on the leg blood supply when performing osteosynthesis according to Ilizarov] / V.I. Shevtsov, V.A. Shchurov, V.M. Shigarev, D.V. Dolganov // Travmatologiya i Ortopediia Rossii. 1994. N 2. S. 87.
7. Popkov A.V., Osipenko A.A. Regeneratsiia tkanei pri udlinenii konechnostei [Tissue regeneration during limb lengthening]. M.: GEOTAR-Media, 2008. 240 s.
8. Rusakov S.A., Mukha Iu.P. Metodika opredeleniia osevoi zhestkosti kostnogo regenerata [A technique for determining the regenerated bone axial rigidity] // Sovr. Probl. Nauki i Obrazovaniia. 2013. N 2. S. 240.
9. Stepin P.A. Soprotivlenie materialov [Resistance of materials]. M.: Integral-Press, 1997. 320 s.
10. Shevtsov V.I., Nemkov V.A., Skliar L.V. Apparat Ilizarova. Biomekhanika [The Ilizarov fixator. Biomechanics]. Kurgan: Periodika, 1995. 165 s.
11. Shchurov V.A., Kudrin B.I., Shein A.P. Metod izmereniia osevoi mikropodvizhnosti kostnykh fragmentov goleni v usloviakh kompressionnogo osteosinteza [A technique for measuring the axial micro-mobility of the leg bone fragments under compression osteosynthesis] // Ortopediia, Travmatologiya i Protezirovaniye. 1981. N 5. S. 52-53.
12. Shchurov V.A. Uprugaia podatlivost' i krovosnabzhenie distraktsionnogo regenerata [The elastic compliance and blood supply of the distraction regenerated bone] // Ros. Zhurn. Biomekhaniki. 2014. T. 18, N 4. S. 471-478.
13. Shchurov V.A., Shchurov I.V. Lechenie perelomov kostei goleni po Ilizarovu. Biomekhanicheskie, biologicheskie i meditsinskie aspekty [Treatment of the leg bone fractures according to Ilizarov. Biomechanical, biological and medical aspects]. Saarbrücken: Lap Lambert. Academic Publishing, 2012. 176 p.
14. 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, No 2. P. 140-142.
15. 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, No 6. P. 641-652.

Рукопись поступила 18.08.2015.

**Сведения об авторах:**

1. Долганова Тамара Игоревна – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» Минздрава России, ведущий научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей, д. м. н.
2. Щуров Владимир Алексеевич – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган, главный научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей, д. м. н., профессор.
3. Долганов Дмитрий Владимирович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» Минздрава России, старший научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей, к. б. н.
4. Аранович Анна Майоровна – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган, главный научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей, заведующая травматолого-ортопедическим отделением № 17, д. м. н., профессор.
5. Мурадисинов Сергей Османович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган, заведующий травматолого-ортопедическим отделением № 18, к. м. н.

**Information about the authors**

1. Dolganova Tamara Igorevna – FSBI "Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and Orthopaedics" (FSBI RISC "RTO") of the RF Ministry of Health, Laboratory of Deformity Correction and Limb Lengthening, a leading researcher, Doctor of Medical Sciences.
2. Shchurov Vladimir Alekseevich – FSBI RISC "RTO" of the RF Ministry of Health, Kurgan, Laboratory of Deformity Correction and Limb Lengthening, a chief researcher, Doctor of Medical Sciences, Professor.
3. Dolganov Dmitrii Vladimirovich – FSBI RISC "RTO" of the RF Ministry of Health, Kurgan, Laboratory of Deformity Correction and Limb Lengthening, a senior researcher, Candidate of Biological Sciences.
4. Aranovich Anna Maiorovna – FSBI RISC "RTO" of the RF Ministry of Health, Laboratory of Deformity Correction and Limb Lengthening, a chief researcher, Head of Department of Traumatology and Orthopaedics No 17, Doctor of Medical Sciences, Professor.
5. Muradisinov Sergei Osmanovich – FSBI RISC "RTO" of the RF Ministry of Health, Kurgan, Head of Department of Traumatology and Orthopaedics No 18, Candidate of Medical Sciences.