

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2016.4.06
УДК 612.15:616.71-003.93-089.227.84



ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЗРЕЛОСТИ КОНТАКТНОГО И ДИСТРАКЦИОННОГО РЕГЕНЕРАТА КОСТЕЙ ГОЛЕНИ И ПЛЕЧА

В.А. Щуров

Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» им. академика Г.А. Илизарова Минздрава Российской Федерации, Россия, 640014, Курган, ул. Марии Ульяновой, 6, e-mail: shchurovland@mail.ru

Аннотация. Оценка зрелости костного регенерата производилась по темпу снижения скорости его кровоснабжения при функциональной нагрузке на конечность и по величине этой нагрузки, при которой происходило ускорение кровотока, связанное с достижением в тканях среднединамического давления просвета артерии. При лечении по методу Илизарова взрослых пациентов с закрытыми переломами костей плеча ($n = 20$) микроподвижность отломков при аксиальной нагрузке на конечность 10 кгс составила 219 ± 39 мкм, при переломах костей голени ($n = 30$) – 71 ± 18 мкм, после удлинения голени ($n = 15$) – 54 ± 14 мкм. В процессе фиксации переносимость больными нагрузки на плечо возрастала с 5 до 15 кгс. В течение последующих периодов лечения микроподвижность костных фрагментов уменьшалась при уплотнении костной перестройки. Уровень уплотнения был выше на плечевой кости и ниже после удлинения конечностей у взрослых пациентов первой группы. Порог переносимости нагрузки определялся в соответствии с появлением чувства дискомфорта у пациента и увеличением скорости кровотока. У пациентов с переломом большеберцовых костей порог переносимости возрастал во время лечения с 20 до 40 кгс. В конце периода фиксации после удлинения конечности микроподвижность возрастала с 10 до 30–40 кгс. Выявлены принципиальные различия в динамике микроподвижности отломков кости и переносимости функциональной нагрузки при повреждениях плеча и голени.

Ключевые слова: кровоснабжение регенерата, функциональная нагрузка, метод Илизарова, переломы костей, удлинение конечности.

ВВЕДЕНИЕ

Кровеносные сосуды являются наиболее уязвимыми образованиями на подвергающихся частым механическим воздействиям конечностях. Система защиты сосудов предполагает их расположение на поверхности костей между мышцами, минуя опорные поверхности и зоны растяжения около суставов. На стопе микроциркуляторное русло защищено благодаря распределению давления по контактной площади за счет септации подкожной клетчатки [10, 14]. Кровоток по сосудам мышц прерывается в момент их сокращения, но потери компенсируются в условиях усиления венозного оттока [1].

В костях артерии защищены системой гаверсовых и фолькмановских каналов. Предполагается, что в костном регенерате конечностей, подвергающемся воздействию функциональной нагрузки в процессе лечения, также должна существовать система защиты сосудистого русла, совершенствующаяся на протяжении лечения больных.

Этот вопрос имеет и теоретическое значение. На протяжении второй половины прошлого столетия среди травматологов велись споры о роли компрессии в ускорении регенерации поврежденной кости [3, 6, 11]. Было очевидно, что в условиях компрессии повышается жесткость фиксации костных отломков, но одновременно усиливается резорбция их концов. Функциональная нагрузка должна способствовать улучшению устойчивости тканей к гипоксии, в том числе за счет улучшения васкуляризации [7, 8]. Наиболее детально исследовано влияние физической тренировки на сердечную мышцу, чему посвящены обзоры литературы [12, 13]. Аксиально направленная функциональная нагрузка исключена при лечении переломов плечевой кости, которые, тем не менее, срастаются в те же сроки (54 дня), что и переломы костей голени [2]. Целью настоящего исследования было предложить новый способ оценки функциональной зрелости костного регенерата на основании динамики формирования реологических свойств и кровоснабжения контактного и дистракционного регенерата при лечении по Илизарову больных с заболеваниями и повреждениями костей голени и плеча.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Необходимо было разработать метод оценки демпфирующих свойств тканей костного регенерата при аксиальной функциональной нагрузке конечности. В качестве индикатора использовался доплеровский сигнал скорости кровотока в артериях регенерата. С помощью датчика с несущей частотой 8 МГц компьютеризированного диагностического комплекса «Ангиодин-2КМ» производственного объединения «БИОСС» (Россия) регистрировалась скорость кровотока в зоне регенерации по передне-внутренней поверхности большеберцовой кости или по наружной поверхности плечевой кости при ступенчато возрастающем функциональном нагружении плеча или голени (рис. 1). Кровоток в мягких тканях над костью исключался, поскольку индикация прекращалась при малейшем надавливании датчиком на ткани. Дополнительно осуществлялась визуализация артерий с помощью метода сонографии (прибор «Logiq P5»).

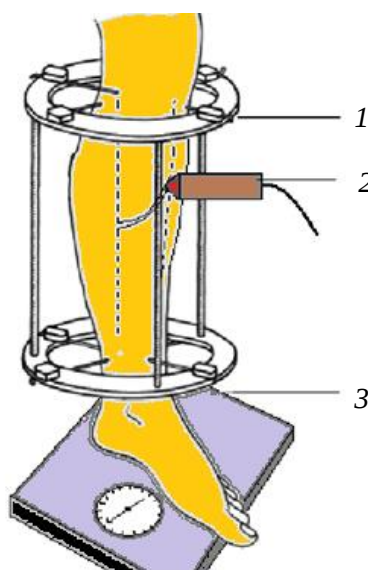


Рис. 1. Схема установки конечности и датчика: 1 – аппарат внешней фиксации; 2 – высокочастотный ультразвуковой датчик; 3 – напольные весы

Описанный принцип оценки демпфирующих свойств мягких тканей использовался для оценки их биомеханических свойств на опорной поверхности стопы [10]. Однако осуществлять датчиком боковое давление на область регенерата представлялось невозможным из-за отсутствия противоупора и несоответствия размеров регенерата и зоны прилагаемого воздействия.

При аксиальном дозированном увеличении функциональной нагрузки на конечность скорость кровотока в регенерате неуклонно снижалась. На графике снижения этого показателя закономерно появлялся временный подъем (рис. 2). Такой подъем связан с увеличением линейной скорости кровотока при уменьшении просвета артерии, когда давление в окружающих тканях достигает уровня среднего артериального. Механизм прироста пульсовых волн при повышении тканевого давления ранее был подробно описан в работе [5].

У всех пациентов определялась микроподвижность отломков плечевой или большеберцовой костей при дозированном, ступенчато возрастающем по 5 или 10 кгс аксиальном нагружении соответствующей конечности [9]. При использовании тензостанции и вольтметра В7-73/1 регистрировался сигнал тензодатчика, позволяющий определить изменение расстояния между спицами, выходящими из кости выше и ниже зоны перелома или остеотомии.

Обследовано три группы больных. Первую составили 20 пациентов с закрытыми диафизарными переломами плечевой кости. Возраст больных – от 26 до 66 лет (40 ± 3), срок фиксации кости аппаратом Илизарова в момент обследования – от 3 до 94 дней (22 ± 6). Вторую группу составили 30 больных зрелого возраста с закрытыми диафизарными переломами костей голени в условиях лечения по методу Илизарову, третью – 25 больных с врожденными или приобретенными нарушениями продольного роста одной из нижних конечностей в возрасте от 3 до 36 лет ($21,5 \pm 2,1$) на разных этапах оперативного уравнивания длины конечностей по Илизарову в среднем на $4,5 \pm 0,5$ см.

При обработке материалов исследований использованы стандартные статистические программы, позволяющие применить параметрические методы исследования, с анализом показателей достоверности различий независимых выборок по Стьюденту, заложенные в пакете *Microsoft Office Excel 2010*. Средние величины даны в сочетании со средним квадратическим отклонением. На графиках приведены величины достоверности результатов (при полиномиальной аппроксимации дан индекс детерминации R^2 , а при линейной – коэффициент корреляции r).

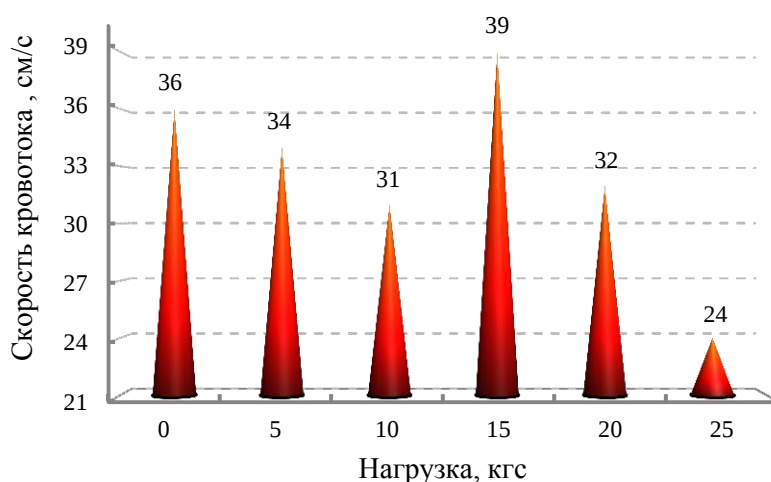


Рис. 2. Пример динамики скорости кровотока в артериях регенерата при увеличении функциональной нагрузки на плечо в период фиксации (2–3 нед.)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Микроподвижность костных отломков в период фиксации у больных первой и второй групп изменялась идентично, возрастая в первые две недели после травмы и остеосинтеза вследствие резорбции концов отломков (рис. 3). При переломах плеча в первые две недели она составила 219 ± 39 мкм/10 кгс, при переломах большеберцовой кости – 71 ± 18 мкм/10 кгс. В последующий период лечения микроподвижность костных отломков в обеих группах неуклонно снижалась вследствие компактизации костного регенерата. Через шесть недель фиксации микроподвижность отломков плечевой кости была такой же, как костей голени. Одной из причин различий в динамике реологических свойств костного регенерата у больных в начале периода фиксации могли быть особенности конструкции аппарата Илизарова при лечении травм плеча (в верхней и нижней трети плеча использовались не кольца, а полукольца). Тем не менее столь существенные различия в динамике показателей позволяют утверждать, что биомеханические свойства костного регенерата плеча существенно отличаются от свойств регенерата большеберцовой кости.

У больных с задержкой естественного продольного роста голени во время ее оперативного удлинения микроподвижность костных фрагментов увеличивалась до 50 мкм/10 кгс, но в течение периода нейтральной фиксации неуклонно уменьшалась по мере компактизации дистракционного регенерата (рис. 4).

Скорость кровоснабжения костного регенерата в значительной степени зависела от жесткости фиксации костных отломков. Наибольшие показатели скорости кровотока выявлены при показателе микроподвижности 30–50 мкм/10 кгс. По мере дальнейшего увеличения микроподвижности отломков скорость кровотока во всех группах больных снижалась (рис. 5, 6).

У больных с переломом плечевой кости линейная скорость кровотока в артериях регенерата наиболее высокая в первые недели после травмы и статистически значимо снижалась в последующие сроки лечения (табл.). У больных с переломами костей голени скорость кровотока возрастала постепенно, и дольше сохранялись ее повышенные значения. У больных третьей группы в процессе оперативного удлинения голени показатель скорости кровотока ниже в среднем на 40 %.

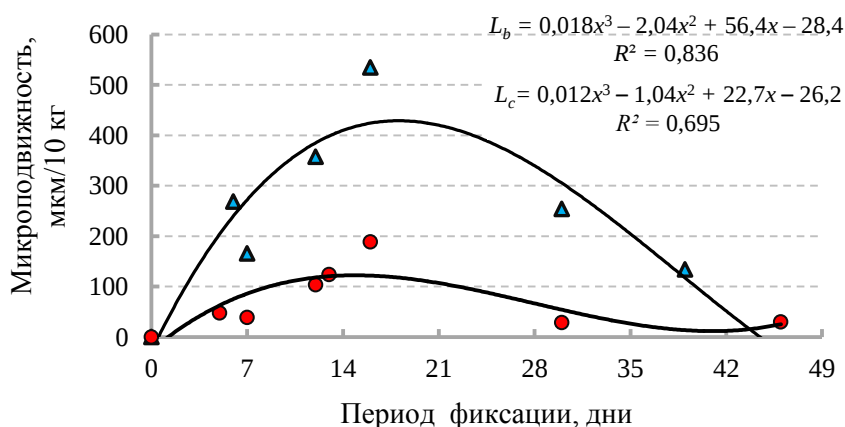


Рис. 3. Динамика микроподвижности костных отломков при лечении больных с переломами костей плеча (верхний график) и голени (нижний график)

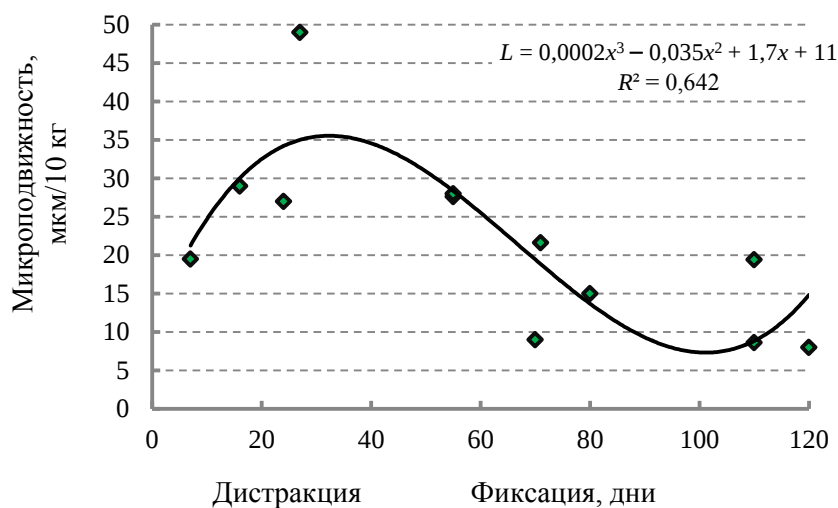


Рис. 4. Динамика микроподвижности костных отломков при оперативном удлинении голени

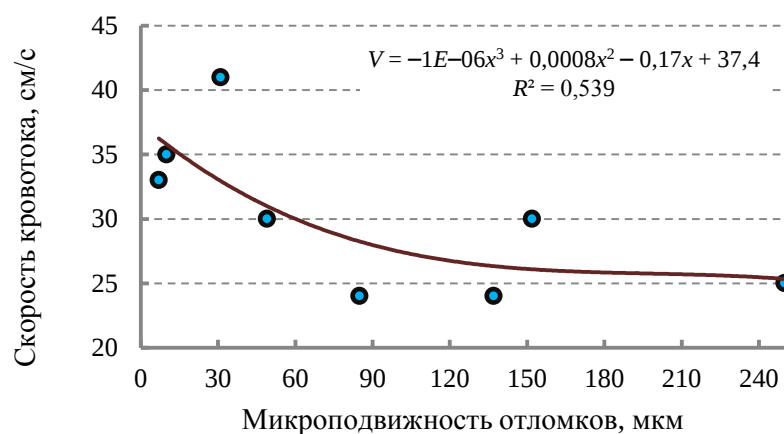


Рис. 5. Зависимость скорости кровотока в артериях регенерата от величины микроподвижности отломков у больных первой группы

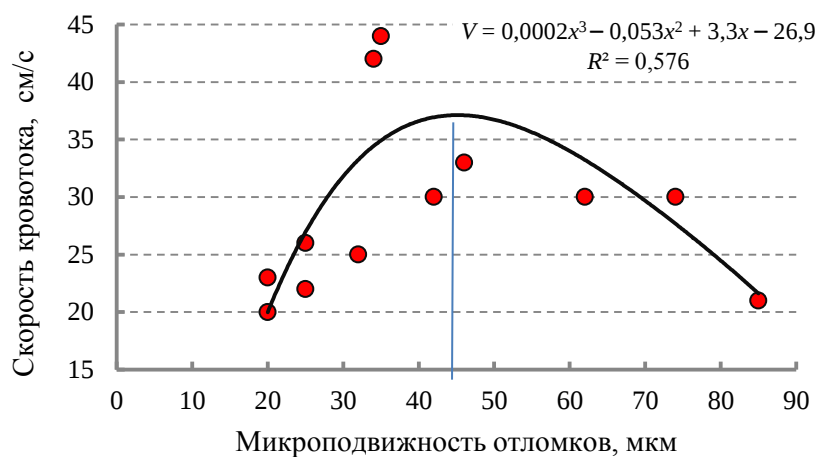


Рис. 6. Зависимость скорости кровотока в регенерате от микроподвижности костных отломков у больных третьей группы

Линейная скорость кровотока в артериях костного регенерата ($M \pm m$)

Группа	Число наблюдений	Микроподвижность отломков, мкм/10 кгс		Скорость кровотока, см/с	
		1–2 недели	3–4 недели	1–2 недели	3–10 недель
1-я	20	204 ± 45	84 ± 22*	42,6 ± 6,6	25,1 ± 2,0*
2-я	30	103 ± 25	81 ± 13	40,9 ± 6,5	33,8 ± 5,1
3-я (дистракция)	10	78 ± 27	–	28,2 ± 4,5	–
3-я (фиксация)	15	–	54 ± 14	–	26,3 ± 2,9

Примечание: * – $p \leq 0,05$.

У больных первой группы в первую неделю после травмы и остеосинтеза скорость кровотока возрастала при функциональной нагрузке на конечность 5 кгс, а в конце периода фиксации – при нагрузке 15 кгс (см. рис. 2). Дальнейшее увеличение нагрузки, превышающее пороговое, когда происходило ускорение кровотока, сопровождалось появлением у больных ощущения дискомфорта и боли и сопровождалось снижением скорости регионарного кровотока.

У больных с травмой голени в первую неделю после остеосинтеза скорость кровотока при повышении нагрузки на конечность на каждые 10 кгс снижалась на 3,9 см/с ($V = -3,9P + 35,9$; $R^2 = 0,916$). Уже через неделю периода фиксации выявился прирост показателя при нагрузке 40 кгс (рис. 7).

У больных третьей группы в период дистракции функциональная нагрузка приводила к неуклонному снижению скорости кровотока с темпом 4,1 см/с ($R^2 = 0,861$). В первые 30 дней периода фиксации выявился прирост показателя скорости кровотока при нагрузке 10 кгс (рис. 8). В последующие сроки периода фиксации показатель практически не реагировал на возрастающую функциональную нагрузку на конечность, а его прирост обнаруживался лишь при нагрузках сопоставимых с массой тела детей.

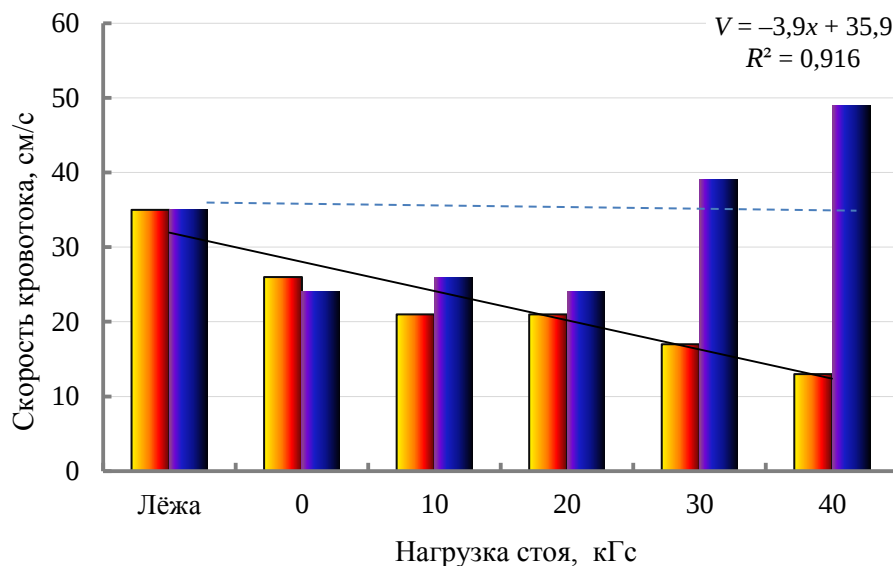


Рис. 7. Динамика скорости кровотока в регенерате при травме голени через 1 и 3 недели после остеосинтеза (левый столбец – первая неделя, правый столбец – вторая неделя)

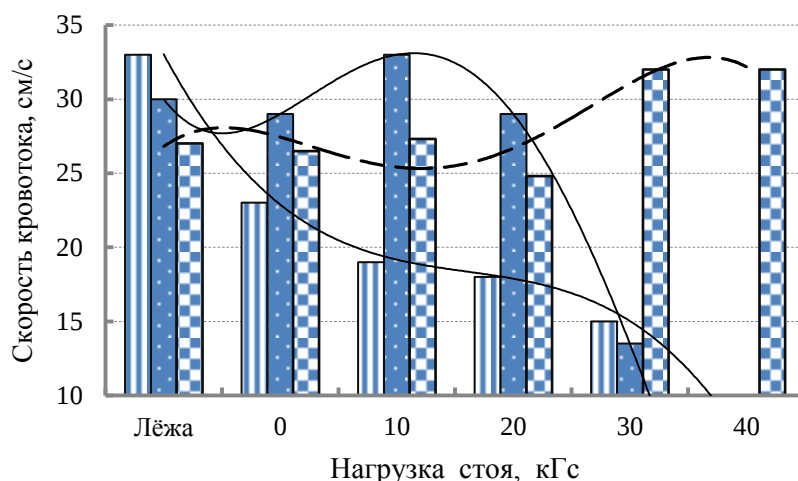


Рис. 8. Влияние нагрузки на скорость кровотока в регенерате в периоды дистракции и при среднем сроке фиксации. Левый столбец – дистракция, средний столбец – фиксация 15 дней, правый столбец – фиксация 60 дней

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

Структурные особенности регенерата костей, их взаимосвязь с кровоснабжением изучены у животных [4]. Однако эти исследования не дают ответа на вопрос о функциональных возможностях регенерата костей верхних и нижних конечностей у человека. У людей верхние конечности не предназначены для выполнения опорной функции, что не может не накладывать свой отпечаток на динамику регенераторного процесса поврежденного плеча. Оказалось, что в условиях применения метода Илизарова у больных первой группы значительно больше податливость костного регенерата при проведении пробы с функциональной нагрузкой. Скорость кровотока после перелома возрастает в этой группе больных в первые дни после травмы значительно больше, чем после травмы большеберцовой кости и чем у больных с отставанием конечности в продольных размерах на протяжении периода их лечения.

Появление метода лечения по Илизарову переломов костей конечностей позволило производить точную репозицию и надежную фиксацию костных отломков. В результате случаи несращения отломков стали единичными. При хорошей васкуляризации зоны перелома несращение отломков возможно вследствие технических ошибок, когда допускаются угловая деформация или соскальзывание концов отломков кости при функциональной нагрузке на конечность. По-видимому, в таких случаях возникает несостоятельность системы защиты сосудистого русла.

Эта защита может быть менее выражена на плече, где порог сдавления артерий выявляется при нагрузке менее 15 кгс. По динамике этого порога у больных разных групп в процессе лечения можно судить о допустимой функциональной нагрузке травмированной голени, а также о продолжительности периода фиксации удлинённого сегмента конечности.

Следует вывод о том, что по мере формирования костного регенерата сосуды становятся менее уязвимыми при действии прилагаемой извне нагрузки. Формирование более надежной защиты в виде гаверсовых и фолькмановских каналов произойдет только в зрелой кости, но у регенерата есть свои способы компенсации: большая суммарная площадь поперечного сечения за счет эндостальных и периостальных

наслоений, а также возможность демпфирования локальных напряжений. Следовательно, система защиты сосудистого русла начинает формироваться в первые недели после травмы, более совершенная на нижних конечностях, отличается при контактном и дистракционном костном регенерате, определяет способность переносить все большие функциональные нагрузки на конечность.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аринчин Н.Н. Периферические «сердца» человека. – М.: Наука и техника, 1988. – 64 с.
2. Илизаров Г.А., Девятков А.А. Возможности чрескостного остеосинтеза при лечении переломов костей // Лечение переломов и их последствий методом чрескостного остеосинтеза: материалы всерос. науч. конф. – Курган, 1979. – С. 4–8.
3. Илизаров Г.А., Мархашов А.М. Кровоснабжение позвоночника и влияние на его форму изменений трофики и нагрузки. – Челябинск: Южно-Уральское книжное издательство, 1981. – 213 с.
4. Лаврищева Г.И., Карпов С.П., Бачу И.С. Регенерация и кровоснабжение кости. – Кишинев: Штиинца, 1981. – 168 с.
5. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. – М.: Медицина, 1974. – 307 с.
6. Стецула В.И., Веклич В.В. Основы управляемого чрескостного остеосинтеза. – М.: Медицина, 2003. – 221 с.
7. Щуров В.А. Диаметр артерий и масса кровоснабжаемых тканей // Детская и подростковая реабилитация. – 2009. – № 1. – С. 29–31.
8. Щуров В.А., Кучин Р.В. Влияние изменения массы кровоснабжаемых тканей и систематических тренировок на состояние артерий конечностей // Физиология человека. – 2001. – Т. 27, № 1. – С. 3–8.
9. Щуров В.А. Податливость и кровоснабжение дистракционного регенерата // Российский журнал биомеханики. – 2014. – № 4. – С. 471–478.
10. Щуров В.А., Сазонова Н.В., Щуров И.В. Способ оценки биомеханических свойств мягких тканей опорной поверхности стопы // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 4 (42). – С. 47–52.
11. Basset C.A.Z. Current concepts of bone formation // J. Bone Jt. Surg. – 1962. – Vol. 44-a, № 6. – P. 1217–1244.
12. Galla L., Armani A., Iellamo F., Consoli C., Molinari F., Caminiti G., Volterrani M., Rosano G.M. Effect of short-term exercise training on serum factors involved in ventricular remodeling in chronic heart failure patients // International Journal of Cardiology. – 2012. – Vol. 155, № 3. – P. 409–413.
13. Gielen S., Schuler G., Adams V. Cardiovascular effect of exercise training // Circulation. – 2010. – Vol. 12, № 10 (129). – P. 1221–1239.
14. Sarrafian S.K. Anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, and functional. – Philadelphia: J.B. Lippincott company, 1993. – P. 616.

DETERMINATION OF THE FUNCTIONAL MATURITY OF CONTACT AND DISTRACTION REGENERATE OF TIBIAL AND HUMERUS BONES

V.A. Schurov (Kurgan, Russia)

Evaluation of bone regenerate maturity was performed according to the rate of velocity reduction of regenerate blood supply at functional load on the extremity and according to the intensity of this load when blood flow was accelerated during this load and was related to reduction of mean dynamical artery opening. In treatment of adult patients with closed humerus fractures by Ilizarov method ($n = 20$), micromotion of fragments in axial extremity load 10 kgf was 219 ± 39 microns, in tibial bones fractures ($n = 30$) – 71 ± 18 microns, after tibial lengthening ($n = 15$) – 54 ± 14 microns. During further treatment periods, micromotion

of bone fragments was decreased while compaction of bone regenerate. Rate of compaction was higher on humerus and was lower after extremity lengthening in adult patients of 1st group. During fixation, patients tolerance to load on humerus was increased from 5 to 15 kgf. Tolerance threshold of load was determined by sense of discomfort appearance at patient's regenerate area and by increase of blood velocity. In patients with tibial bones fractures, this tolerance threshold was increased during treatment from 20 to 40 kgf, after extremity lengthening – from 10 to 30–40 kgf. Fundamental differences in the dynamics of micromotion bone and endurability of functional load in injuries of the shoulder and lower leg were identified.

Key words: regenerate blood supply, functional load, Ilizarov method, bones fractures, extremity lengthening.

Получено 8 декабря 2016