

© Группа авторов, 2008

Опорная и опорно-динамическая функция нижних конечностей у больных с переломами костей голени

В.А. Щуров, С.И. Швед, И.В. Щуров, Н.В. Сазонова

The weight-bearing function of lower limbs and dynamic weight-bearing one in patients with leg bone fractures

V.A. Shchurov, S.I. Shved, I.V. Shchurov, N.V. Sazonova

Федеральное государственное учреждение

«Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова Росмедтехнологий», г. Курган
(генеральный директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

Обследованы три группы мужчин. В первую вошли 35 больных 23–47 лет с закрытыми переломами костей голени, обследованные на протяжении периода фиксации. В качестве контрольных обследованы группа практически здоровых людей (96 чел.) в возрасте от 10 до 70 лет и группа легкоатлетов 18–24 лет (14 чел.). Оценка статических и динамических параметров ходьбы производилась с помощью комплекса "ДиаСлед-Скан". Обнаружено, что по мере лечения у больных увеличивается скорость локомоций, сокращается время переноса конечностей, возрастают нагрузка на поврежденную конечность, вариативность колебаний общего центра давления от ширины и длины стопы при ходьбе и общего центра давления в статике.

Ключевые слова: чрескостный остеосинтез, лечение переломов, биомеханика ходьбы.

Three groups of men were studied. The first and second groups included 35 patients at the age of 23–47 years with closed fractures of leg bones, examined throughout the period of fixation. The group of practically normal subjects ($n = 96$) at the age of 18–70 years was examined as a control one, as well as that of track-and-field athletes at the age of 18–24 years ($n = 14$). The evaluation of walking static and dynamic parameters was made with the help of "DiaSled-Scan" complex. It has been found, that as far as treatment of patients is performed the velocity of locomotions increases, the time of limb carrying decreases, the loading of the limb injured increases, as well as the variantness of pressure general centre fluctuations in respect to foot width and length during walking and pressure general centre statically.

Keywords: transosseous osteosynthesis, treatment of fractures, walking biomechanics.

Одной из отличительных особенностей применения метода Илизарова при лечении больных с переломами костей голени является возможность осуществлять локомоцию с частичной или полной опорой на поврежденную конечность [1, 2]. При этом в течение первых недель лечения больные используют дополнительные средства опоры. Структура нагружения различных отделов стопы при такой ходьбе остается практически неисследованной.

Ходьба человека характеризуется рядом принципиальных особенностей: синергией, минимальным отклонением движения центра масс от равномерного и прямолинейного, сведением к минимуму энерготрат за счет параметрической оптимизации конфигурации ходьбы [3]. Кроме того, существует алгоритм стабилизации ходьбы за счет квазипериодичности, оптимальной длины и частоты шага [3]. При ходьбе в среднем темпе работа мышечных сил подстраивается к собственной частоте колебаний нижней конечности [5, 6]. При применении аппарата

внешней фиксации эти механизмы нарушаются, что приводит к уменьшению темпа ходьбы и росту энерготрат.

Момент максимума вертикального давления Н.А. Бернштейн назвал передним толчком. Момент заднего толчка всегда совпадает с максимумом продольных усилий, продвигающих тело вперед. Между моментами переднего и заднего толчка ноги возникает демпферный провал, соответствующий минимуму вертикального давления. В этот момент общий центр тяжести поднимается выше всего и давление на опору, направленное вперед, сменяется давлением, направленным назад, то есть торможение сменяется отталкиванием [5, 7].

Настоящее исследование выполнено с целью определения особенностей опорной и опорно-динамической функции нижних конечностей у больных с травмами костей конечностей после перелома в условиях лечения с помощью метода чрескостного остеосинтеза.

ОБЪЕМ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Обследованы три группы мужчин. В первую вошли 35 больных 23–47 лет с закрытыми пере-

ломами костей голени, обследованных на протяжении периода фиксации. Контрольную группу

составили 96 обследуемых без травм конечности в возрасте от 10 до 70 лет и третью – 14 легкоатлетов 1-3 разряда 18-24 лет. Оценка статических и динамических параметров ходьбы производилась с помощью комплекса "ДиаСлед-Скан", содержащего системный блок, коммутатор и электронные стельки различных размеров, помещаемые в обувь обследуемых. Обследуемые надевали специальную обувь без каблука с вложенными электронными стельками. Первое исследование производилось в позе «стоя». Далее регистрация параметров повторялась при ходьбе в произвольном темпе. Проходимая дистанция составляла 10 метров.

Рассчитывалось давление на различные точки стопы при стоянии и при ходьбе. Во время ходьбы определялись длительность периода переката через стопу, периода переноса конечности над опорой, двуопорный период шага, время достижения пика переднего и заднего толчков, демпферного провала. Определялась величина пиков переднего и заднего толчка, демпферного провала. Оценивалась максимальная нагрузка ($\text{кг}/\text{см}^2$) на отделы стопы, продольные и поперечные девиации шага.

Статистическая обработка полученных данных проведена с помощью пакета анализа компьютерной программы «Excel».

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

При ходьбе в произвольном темпе (в среднем 3 км/час) длительность цикла шага у обследуемых контрольной группы составляет в среднем $0,74 \pm 0,06$ с. Она мало изменяется с возрастом, но у легкоатлетов сравнительно меньше (рис. 1). При этом период переката через стопу равняется 59 %, а период переноса – 42 % от длительности цикла шага.

У травматологических больных при использовании дополнительных средств опоры длительность шага в полтора раза больше ($p \leq 0,001$). К концу периода фиксации она не отличается от показателей здоровых сверстников. При этом в первые недели после травмы длительность переката через стопу увеличена на 68 % ($p \leq 0,01$), период переноса конечности над опорой – на 39 % ($p \leq 0,05$) (рис. 2), двуопорный период шага – в 3 раза, время регистрации переднего и заднего толчка – соответственно на 87 % и 56 % ($p \leq 0,01$).

В процессе лечения больных в полтора раза возрастает сила переднего и заднего толчка травмированной конечности. Соотношение силы заднего и переднего толчка снижено на обеих конечностях (рис. 3). Превалирование силы заднего толчка, обеспечивающего поступательное движение тела вперед, становится существенно выше лишь на интактной конечности в конце периода фиксации. Относительно невысокие показатели этого соотношения у спортсменов объясняются тем, что для их двигатель-

ного стереотипа характерна большая скорость передвижения. При анализе показателей ходьбы в ускоренном темпе у спортсменов выявлено увеличение соотношения силы толчков до 1,45 и выше.



Рис. 1. Длительность периода шага у больных в процессе лечения и у обследуемых контрольных групп

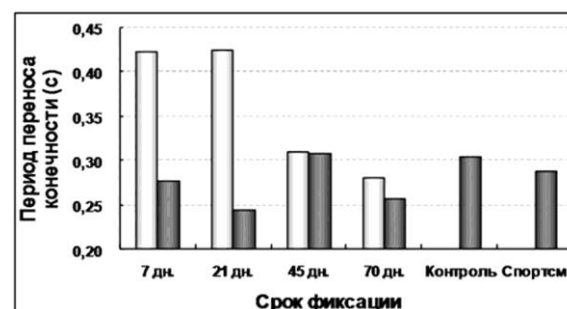


Рис. 2. Длительность периода переноса больной (светлые столбики) и интактной конечности у больных с травмой голени и у обследуемых контрольных групп

Таблица 1

Основные расчетные показатели графиков длительности появления пиков нагрузки на стопу при ходьбе ($M \pm m$)

Группы обследуемых и сроки лечения	Передний толчок (сек)		Демпферный провал (сек)		Задний толчок (сек)	
	Больная	Интakтная	Больная	Интakтная	Больная	Интakтная
14	0,28 $\pm$ 0,04	0,27 $\pm$ 0,04	0,23 $\pm$ 0,09	0,23 $\pm$ 0,09	0,50 $\pm$ 0,06	0,62 $\pm$ 0,06
21	0,25 $\pm$ 0,04	0,29 $\pm$ 0,03	0,13 $\pm$ 0,05	0,20 $\pm$ 0,06	0,50 $\pm$ 0,07	0,60 $\pm$ 0,06
45	0,24 $\pm$ 0,02	0,19 $\pm$ 0,03	0,25 $\pm$ 0,06	0,27 $\pm$ 0,04	0,42 $\pm$ 0,04	0,43 $\pm$ 0,02
70	0,14 $\pm$ 0,02	0,11 $\pm$ 0,01	0,09 $\pm$ 0,05	0,14 $\pm$ 0,04	0,34 $\pm$ 0,02	0,36 $\pm$ 0,02
Контрольн.	-	0,15 $\pm$ 0,004	-	0,19 $\pm$ 0,014	-	0,32 $\pm$ 0,007
Спортсмены	-	0,08 $\pm$ 0,001	-	0,18 $\pm$ 0,014	-	0,31 $\pm$ 0,016

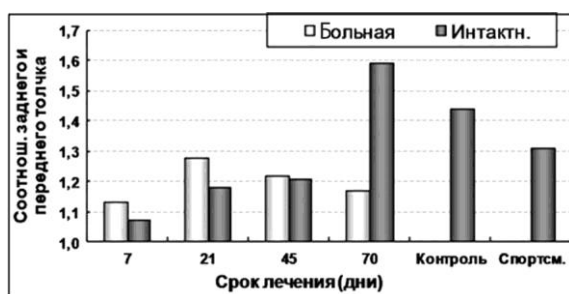


Рис. 3. Соотношение величин заднего и переднего толчка у больных и обследуемых контрольных групп

Щадящий режим функционального нагружения пораженной конечности и использование дополнительных средств опоры приводит к тому, что при нагружении травмированной конечности не выявляется демпферный провал. Этот провал может быть не выражен и при ходьбе без дополнительных средств опоры (рис. 4). Следует заметить, что с увеличением возраста обследуемых величина демпферного провала становится больше, что свидетельствует о снижении рессорных свойств элементов опорно-двигательной системы (рис. 5). Время наступления этого провала сокращается (рис. 6).

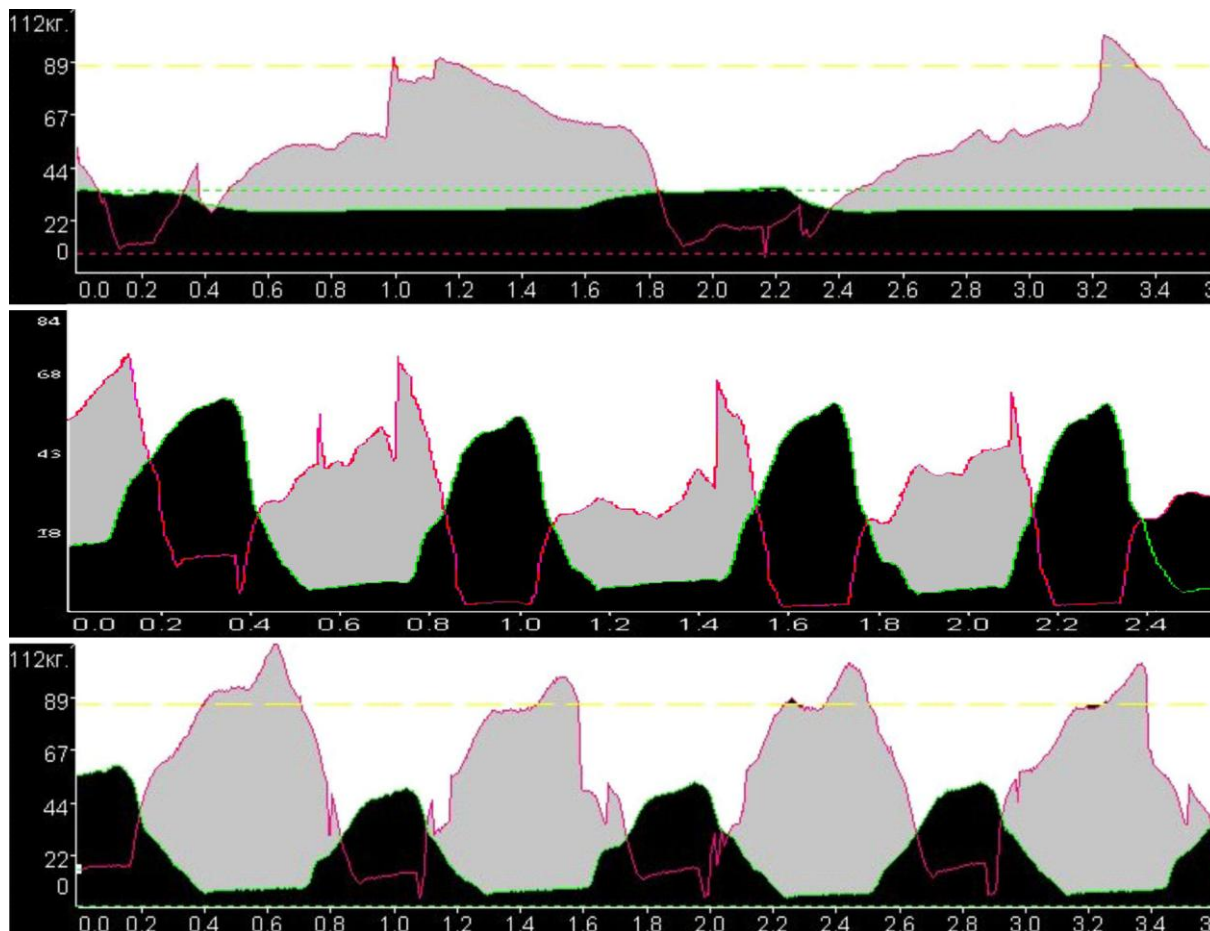


Рис. 4. Графики нагружения поврежденной (черная заливка) и интактной (серая заливка) конечностей 6-го Ж., 26 лет, с закрытым винтообразным переломом костей левой голени через 15, 49 и 65 дней после остеосинтеза

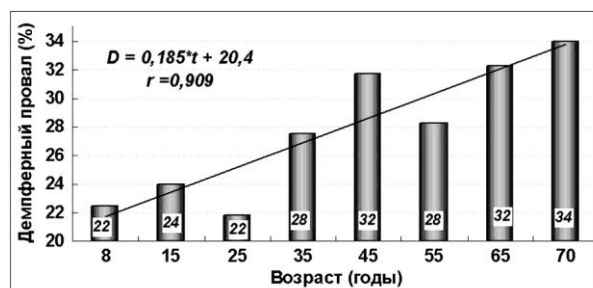


Рис. 5. Возрастная динамика величины демпферного провала у обследуемых контрольной группы

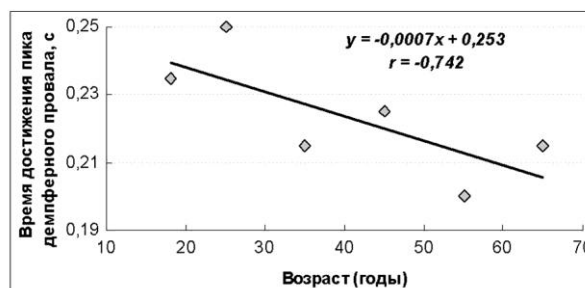


Рис. 6. Возрастная динамика времени достижения пика демпферного провала у обследуемых контрольной группы

Усредненное значение максимальной нагрузки на различные отделы стопы у больных в статике в первые недели на 20-30 % больше, чем при ходьбе, когда используются дополнительные средства опоры. Однако в дальнейшем динамическая нагрузка становится относительно больше (табл. 2). Нагрузка на опорную поверхность стопы интактной конечности у больных наибольшая при ходьбе. По мере лечения динамическая нагрузка на обе конечности продолжает возрастать. У здоровых людей динамическая нагрузка на 35-80 % больше статической. При этом у спортсменов в статике максимальная нагрузка на отделы стопы выше, чем у неспортсменов, по-видимому, за счет более высокой упругости тканей подошвенной поверхности стопы [8].

Коэффициент асимметрии нагружения конечностей у больных в первые недели лечения при стоянии меньше, чем при ходьбе (соответственно 37 % и 55 %). У обследуемых кон-

трольных групп этот коэффициент относительно меньше при ходьбе (в норме соответственно 5 и 2 % и у спортсменов – 14 и 7 %).

Следует также обратить внимание на снижение у больных при ходьбе вариативности проекции центра давления стопы поврежденной конечности относительно ширины и длины стопы (рис. 7). Площадь траектории общего центра давления в статике по мере лечения увеличивается (рис. 8). Эти показатели свидетельствуют о том, что в процессе лечения происходит совершенствование регуляции позы при стоянии и центра массы тела при ходьбе.

Таким образом, исследование биомеханических параметров нагружения конечностей при стоянии и ходьбе позволяет не только объективизировать динамику улучшения функции локomotorного аппарата при лечении больных по Илизарову, но и выявить механизмы компенсации нарушения функций поврежденной конечности.

Таблица 2

Средние значения максимальной нагрузки на стопу ($M \pm m$)

Группы обследуемых	n	Статическая нагрузка на стопу ($\text{кг}/\text{см}^2$)		Нагрузка на стопу при ходьбе ($\text{кг}/\text{см}^2$)	
		Больная	Интakтная	Больная	Интakтная
2-14 дней	8	$0,78 \pm 0,27$	$1,17 \pm 0,22$	$0,65 \pm 0,19$	$1,69 \pm 0,19$
15-29 дней	10	$0,86 \pm 0,22$	$1,37 \pm 0,15$	$0,65 \pm 0,13$	$1,53 \pm 0,08$
30-59 дней	8	$1,52 \pm 0,09$	$1,22 \pm 0,13$	$1,46 \pm 0,13$	$1,95 \pm 0,08$
60-79 дней	7	$1,01 \pm 0,22$	$1,03 \pm 0,04$	$1,14 \pm 0,13$	$2,00 \pm 0,11$
Контрольная	24	-	$0,89 \pm 0,02$	-	$1,60 \pm 0,03$
Спортсмены	26	-	$1,26 \pm 0,15$	-	$1,70 \pm 0,15$

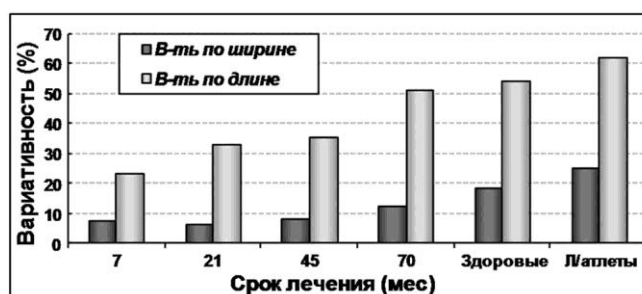


Рис. 7. Вариативность проекции центра давления при ходьбе (в процентах от длины и ширины стопы)

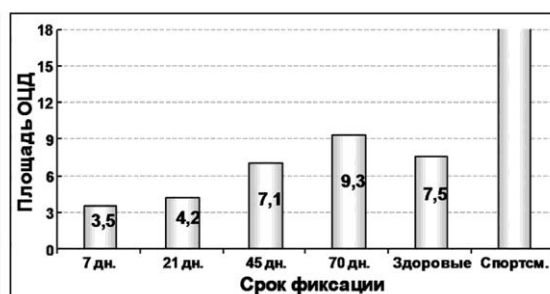


Рис. 8. Площадь траектории общего центра давления при стоянии

ЛИТЕРАТУРА

1. Кудрин, Б. И. Влияние уровня перелома большеберцовой кости на восстановление функции конечности в условиях фиксации отломков аппаратом Илизарова / Б. И. Кудрин, В. А. Щуров // Вестн. хирургии. - 1982. - Т. 128, № 3. - С. 110-113.
2. Щуров, В. А. Оценка опорной функции стопы при лечении по Илизарову больных с переломами костей голени / В. А. Щуров, Л. Ю. Горбачева // III Всерос. конф. по биомеханике, посвящ. 100-летию со дня рождения Н. А. Бернштейна : тез. докл. : в 2-х т. - Н. Новгород, 1996. - Т. 2. - С. 202-203.
3. Белецкий, В. В. Управление ходьбой и динамика двуногих систем / В. В. Белецкий, Т. С. Кирсанова, П. С. Чудинов // Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций : тр. Риж. НИИТО. - Рига, 1975. - С. 627-631.
4. Inman, V. T. Human Walking / V. T. Inman, H. J. Ralston, F. Todd. - Williams & Wilkins, 1981. - 154 p.
5. Бернштейн, Н. А. Исследование по биомеханике локомоций / Н. А. Бернштейн. - М. : Л., 1935. - 244 с.
6. Витензон, А. С. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц / А. С. Витензон, К. А. Петрушанская, Д. В. Скворцов. - М., 2005. - 312 с.
7. Витензон, А. С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека / А. С. Витензон. - М. : Зеркало-М, 1998. - 271 с.
8. Щуров, В. А. Метод исследования биомеханических свойств мягких тканей опорной поверхности стопы / В. А. Щуров // Ортопед., травматол. - 1986. - № 3. - С. 32-34.

Рукопись поступила 31.01.08.