

© Коллектив авторов, 2010

ОПОРНЫЕ РЕАКЦИИ СТОП ПРИ ХОДЬБЕ У ПАЦИЕНТОВ С ПЕРЕЛОМАМИ КОСТЕЙ ТАЗА В ПРОЦЕССЕ ЛЕЧЕНИЯ МЕТОДОМ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

Т.И. Долганова, И.И. Мартель, В.В. Шведов, Д.В. Долганов

ФГУН РНЦ «Восстановительная травматология и ортопедия им. акад. Г.А. Илизарова», Курган

Проведена количественная оценка опорной реакции стоп (компьютерный комплекс «DiaSled-Скан», С.-Петербург) при ходьбе у 6 пациентов с повреждениями таза, лечившихся методом чрескостного остеосинтеза аппаратом Илизарова. Показано, что в условиях стабильной фиксации аппаратом Илизарова костей таза при ходьбе без дополнительных средств опоры пальцевая зона стопы используется как дополнительная балансирующая. Обобщающим показателем приспособительных изменений при ходьбе следует считать уменьшение амплитуды переднего и заднего толчков, что компенсируется увеличением временных параметров цикла шага и его вариабельностью. В период до 1 года (срок наблюдения) сохраняется компенсаторное увеличение до 40% вариабельности опорных реакций шага на менее пораженной стороне.

Ключевые слова: подография, повреждения таза, остеосинтез аппаратом Илизарова.

Weight-Bearing Feet Reactions at Walking in Patients with Pelvic Bone Fractures during Treatment by Transosseous Osteosynthesis

T.I. Dolganova, I.I. Martel, V.V. Shvedov, D.V. Dolganov

Quantitative assessment of weight-bearing feet reaction at walking (computer complex «DiaSled-Scan», St.Petersberg) was performed in 6 patients with pelvic bone fractures treated by transosseous osteosynthesis using Ilizarov device. In stable fixation of pelvic bones by the device the forefoot was used as additional balance when walking without assistive devices. The decrease in anterior and posterior push range which is compensated by the increase in time during one cycle of gait and its' variability should be considered as a summarizing index of adaptive changes of gait. Compensatory increase up to 40% of stance phase variability on the less involved side is preserved by 1 year after surgery.

Key words: podography, pelvic injuries, osteosynthesis by Ilizarov device.

Уникальность соединения нижних конечностей с тазом и — посредством поясничного отдела позвоночника — с остальной частью туловища состоит в том, что при недостаточности функции одного из тазобедренных суставов возможна компенсация ее за счет другого тазобедренного сустава. Однако необходимым условием для этого является подвижность поясничного отдела позвоночника. При посреднической роли таза и компенсаторной роли поясничного отдела позвоночника один тазобедренный сустав может выполнять функцию обоих. Поясничный отдел позвоночника позволяет осуществлять движения за блокированный тазобедренный сустав, не вовлекая в это верхнюю часть туловища [1, 4].

При переломах костей таза остеосинтез аппаратом Илизарова в зависимости от решаемых задач производится как с фиксацией тазобедренного сустава, так и без нее. При этом ограничиваются движения в поясничном отделе позвоночника. При фиксации тазобедренного сустава конечность занимает положение сгибания и приведения. Такая установка объясняется анатомическими осо-

бенностями тазобедренного сустава и функциональными нагрузками в этой области. Отводящие мышцы бедра, являясь филогенетически более поздними, в наибольшей степени страдают от отсутствия движений, что приводит к сдвигу баланса между абдукторами и аддукторами в пользу последних и к неадекватному мышечному ответу на участие этих мышц в любой работе [2]. Отмечено, что сниженная ротация тазобедренного сустава влечет за собой сниженный рост ЭМГ-активности *m. adductor longus* [5, 7]. Конечный клинический результат будет зависеть от угла сгибания в тазобедренном суставе, состояния контралатерального тазобедренного сустава, поясничного отдела позвоночника и окружающих его мышц. Угол сгибания в тазобедренном суставе до 15° может быть легко компенсирован разгибанием в поясничном отделе позвоночника [8].

Целью нашей работы было оценить реакцию опоры стопы при ходьбе у пациентов с переломами костей таза в процессе лечения и после лечения методом чрескостного остеосинтеза с помощью аппарата Илизарова.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В исследование включены 6 пациентов с повреждениями таза, лечившихся методом чрескостного остеосинтеза с использованием аппарата Илизарова. У 2 больных с учетом внутрисуставного характера перелома тазовой кости был произведен остеосинтез с фиксацией тазобедренного сустава для снятия нагрузок с суставных поверхностей, у 4 пациентов выполнены репозиция и стабильная фиксация отломков тазовых костей. Реакции опоры стопы в статике и динамике оценивали с помощью методики подографии на компьютерном комплексе «ДиаСлед-Скан» (С.-Петербург). Исследования проводились в положении пациента стоя и при привычном темпе ходьбы на дистанцию 10 м с расчетом основных параметров шагового цикла [3].

РЕЗУЛЬТАТЫ

В условиях лечения переломов костей таза методом чрескостного остеосинтеза обычно через 1 мес фиксации пациенты могут ходить без дополнительных средств опоры. Одним из критериев возможности изменения или отмены дополнительных средств опоры являются данные подографии. При ходьбе без дополнительных средств опоры у пациентов снижается темп ходьбы и за счет недостаточной амплитуды движений в тазобедренном суставе уменьшается длина шага. При этом соотношение времени двухопорного и одноопорного периодов шага и периода переката через стопу соответствует процентному соотношению этих параметров во всем цикле шага у здоровых [2, 6]. Обобщающим показателем приспособительных изменений при ходьбе следует считать уменьшение амплитуды переднего и заднего толчков, т.е. уменьшение амплитуды составляющих главного вектора опорных реакций [4].

Клинический осмотр пациентов показал, что в условиях стабильной фиксации костей таза аппаратом Илизарова при ходьбе без дополнительных средств опоры имеет место компенсаторный наклон туловища вперед. Соответственно, на подограммах точка перекреста траектории проекции общего центра давления (ОЦД) в горизонтальной плоскости смещена кпереди. Траектория центра

давления является производной характеристикой от изменения распределения давления под стопой во времени и косвенно характеризует перемещение ОЦД при ходьбе.

При смещении ОЦД к краю контура поверхности опоры баланс становится неустойчивым и пальцевая зона используется как балансировочная; регистрируются максимальные значения локальной нагрузки при ходьбе на область пальцев, площадь проекции девиаций траектории ОЦД увеличивается в 2–3 раза относительно нормы. При выраженном наклоне туловища вперед реализуется разгибательный механизм компенсации — перемещение ОЦД в правильное положение за счет разгибательной установки голеностопного сустава. Достоинство этого механизма в том, что при его реализации не требуется дополнительных затрат мышечной энергии [4]. Амплитуда активных движений в коленном суставе снижена, в голеностопном суставе сохраняется прежний баланс между мышцами-сгибателями и разгибателями при несколько меньшей исходной длине *m. triceps surae*. Но туловище остается наклоненным вперед, и точка перекреста траектории проекции ОЦД в горизонтальной плоскости смещена кпереди.

Клинический пример 1. Больной Ч., 15 лет, находился на лечении по поводу перелома лонных костей и нестабильности таза в переднем отделе. При поступлении был выполнен остеосинтез таза аппаратом Илизарова с репозицией отломков и стабильной фиксацией тазовых костей. После операции проводилось функциональное лечение, вставать и ходить с легкой нагрузкой пациент начал на 2-е сутки. К 3 нед фиксации нагрузка увеличена до полной. В этот период проведена подография. Выявлено, что в статике асимметрия нагружения стоп составляет 3,7% D>S.

Исследование походки без дополнительных средств опоры (рис. 1, табл. 1). По данным подографии, точка перекреста траектории проекции ОЦД в горизонтальной плоскости смещена кпереди. При ходьбе асимметрия нагружения стоп составляет 7,7% при равномерном увеличении справа и слева показателя «вариабельность шага» до 17%. Продолжительность переката через стопу D=S. Рессорная функция конечности не нарушена. Учитывая более медленный темп ходьбы, регистрируем относительное увеличение длительности периода переката через стопу и уменьшение двухопорного и одноопорного периода шага по сравнению с нормой. Асимметрия силы переднего толчка — 24,6% D>S — компенсирована противоположной асимметрией силы заднего толчка —

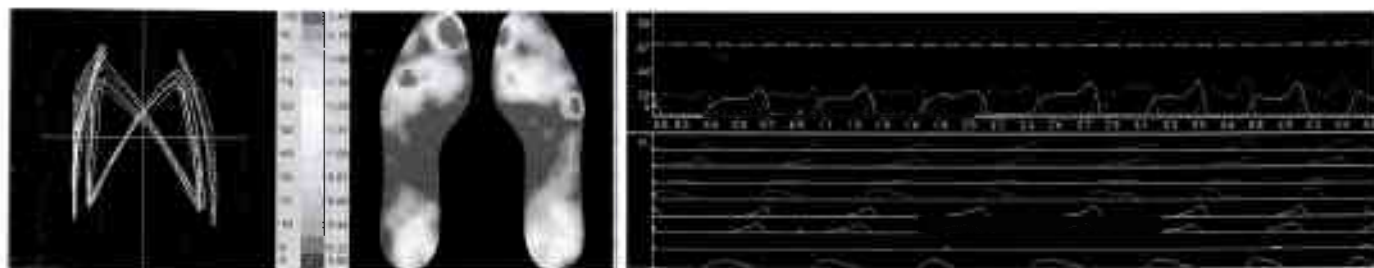


Рис. 1. Подограмма больного Ч. 15 лет. Диагноз: перелом лонных и седалищных костей с нарушением целостности тазового кольца. 3 нед после операции чрескостного остеосинтеза. Ходьба в аппарате без дополнительных средств опоры. Здесь и на рис. 2: режим записи — отдельные кадры, максимальное давление.

Табл. 1. Основные расчетные показатели графиков суммарной нагрузки на стопы больного Ч. через 3 нед после операции, ходьба в аппарате без дополнительных средств опоры

Показатели	Норма	Больной Ч.	
		правая нога	левая нога
Длительность цикла шага, с	0,63±0,04	0,65	0,63
Период переката через стопу, с	0,36±0,016 (57%)	0,39 (60,0%)	0,39 (61,9%)
Период переноса конечности над опорой, с	0,27±0,018 (42,8%)	0,26 (40,0%)	0,24 (38,1%)
Двухопорный период шага, с	0,095±0,01 (15,0%)	0,08 (12,3%)	0,07 (11,1%)
Одноопорный период шага, с	0,27±0,018 (42,8%)	0,24 (38,1%)	0,26 (40,0%)
Время регистрации переднего толчка, с	0,073±0,015 (11,6%)	0,09 (13,8%)	0,12 (19,0%)
Время регистрации заднего толчка, с	0,29±0,014 (46,0%)	0,31 (47,7%)	0,32 (50,8%)
Время регистрации демпферного провала, с	0,15±0,016 (23,8%)	0,20 (30,7%)	0,16 (25,4%)
Главный минимум нагрузки, % от массы тела	42,1±1,92	28,5	23,1
Передний толчок, % от массы тела	51,9±2,78	43,5	32,8
Задний толчок, % от массы тела	76,4±7,56	50,4	57,7
Соотношение задний/передний толчок	1,47±0,15	1,16	1,75
Вариабельность траектории ОЦД, % от ширины стопы	15,61±1,56	17,0	17,0
Длина траектории ОЦД, % от длины стопы	60,3±3,89	67,0	67,0
Максимальные значения локальной нагрузки в динамике, кг/см ²			
в области пятки	2,15±0,09	1,47	1,38
в области продольного свода	0,19±0,06	0,56	0,38
в области плюсневых костей	2,99±0,11	2,34	2,99
в области пальцев	0,6±0,03	2,77	2,99
Средняя максимальная нагрузка при ходьбе, кг/см ²	1,48±0,34	1,78	1,94

Примечание 1. Запись проведена при произвольном темпе ходьбы: в норме ≈3,5 км/ч, у пациента ≈2,0 км/ч.
Примечание 2. В скобках указан процент от показателя «длительность цикла шага».

12,6% S>D. Симметричность ходьбы сохранена. Плавность графиков суммарной нагрузки на правой и левой стопах в большинстве циклов ходьбы сохранена. На участке демпферного провала справа и слева регистрируется дополнительная волна непостоянного характера, интерпретируемой как избыточное сгибание в тазобедренном суставе [4].

Клинический пример 2. Больной С., 38 лет, находился на лечении по поводу переломов тела подвздошной кости, лонной и седалищной костей справа и костей предплечья справа. При поступлении одновременно произведен остеосинтез костей таза и предплечья аппаратами Илизарова. С учетом внутрисуставного характера перелома тазовой кости остеосинтез выполнен с фикса-

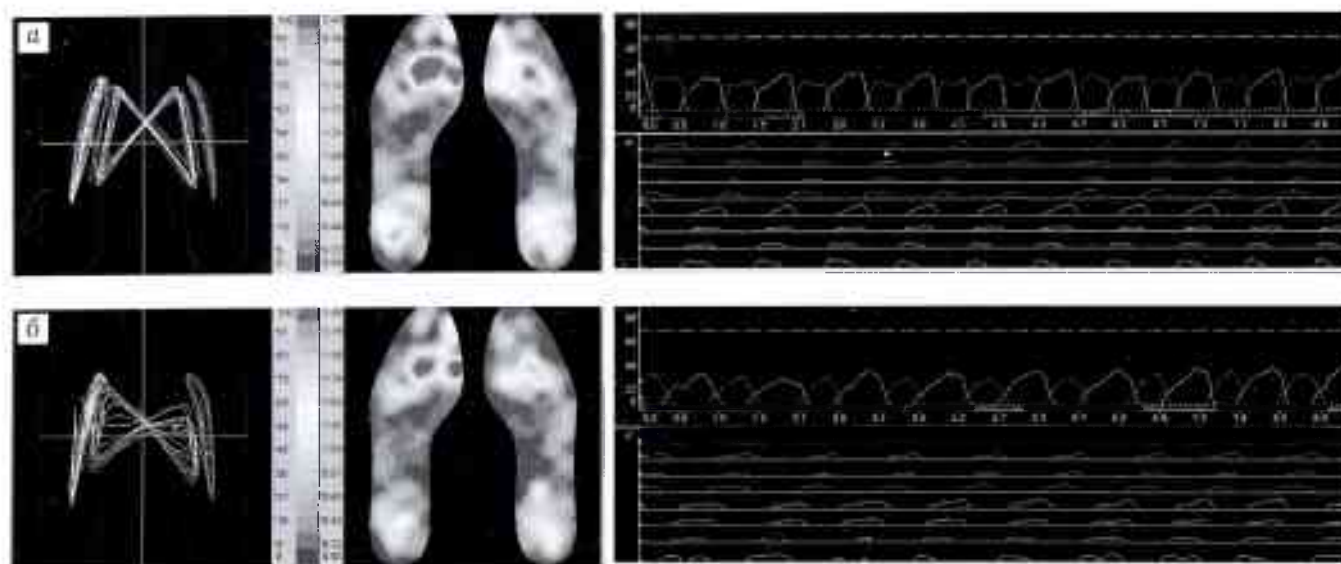


Рис. 2. Подограммы больного С. 38 лет. Диагноз: закрытый перелом дна вертлужной впадины, перелом лонной и седалищной костей справа, костей предплечья справа. Остеосинтез аппаратом Илизарова костей таза с фиксацией правого тазобедренного сустава, остеосинтез костей предплечья аппаратом Илизарова. 33 дня после операции.
а — ходьба с одним костылем (слева); б — ходьба без дополнительных средств опоры.

цией тазобедренного сустава для снятия нагрузок с суставных поверхностей. Активизация больного начата на следующий день после операции. Фиксация тазобедренного сустава продолжалась 33 дня, к этому сроку больной ходил без дополнительных средств опоры с полной нагрузкой на обе нижние конечности, но использовал трость или костыль для «подстраховки» при ходьбе на длинное расстояние (выход в город).

При исследовании в статике асимметрия нагружения стоп составляет 19,3% D>S. Исследование опорных реакций стоп проведено при ходьбе с дополнительным средством опоры и без него (рис. 2, табл. 2).

При ходьбе с дополнительным средством опоры — костылем с левой стороны на костыль приходится 12% массы тела. Точка перекреста траектории проекции ОЦД в горизонтальной плоскости смещена кпереди. Асимметрия нагружения незначительно отличается от статической асимметрии нагружения, составляя 16,9% за счет опоропредпочтения левой стопы. Компенсаторно вариabельность шага справа на 3% больше, чем слева (физиологическая асимметрия до 5%). Продолжительность переката через стопу D=S (физиологическая асимметрия до 5%). Асимметрия силы переднего толчка 5,4% D>S

(в норме до 15%). Асимметрия силы заднего толчка 32,8% S>D (в норме до 15%). Справа уменьшена сила заднего толчка — снижено максимальное разгибание в коленном и тазобедренном суставах [2]. Плавность графика суммарной нагрузки на правой стопе изменена, сглажен демпферный провал — ограничена опорная реакция конечностей за счет уменьшения разгибания в проксимальных суставах, снижена рессорная функция нижней конечности [2, 4] (рис. 2, а).

При ходьбе без дополнительных средств опоры (рис. 2, б): дополнительная опора на конечность с фиксированным тазобедренным суставом вызывает компенсаторные изменения со стороны контралатеральной конечности. Понижается устойчивость при ходьбе (увеличивается длительность одноопорной и двухопорной фаз цикла шага), асимметрия нагружения конечностей возрастает до 30,0% (D<S). Имеет место снижение силовых параметров цикла шага, что компенсируется увеличением временных параметров ходьбы и вариabельностью шага справа, слева. Появление дополнительных волн справа на участке демпферного провала интерпретируется как избыточное сгибание в коленном и тазобедренном суставах [4]. После лечения плавность графика суммарной

Табл. 2. Основные расчетные показатели графиков суммарной нагрузки на стопы больного С. через 33 дня после операции

Показатели	Ходьба с одним костылем (слева)			Ходьба без дополнительных средств опоры		
	правая нога	левая нога	асимметрия	правая нога	левая нога	асимметрия
Длительность цикла шага, с	0,93	0,93	0%	1,05	1,10	4,5%
Период переката через стопу, с	0,55 (59,1%)	0,62 (66,6%)	11,6%	0,65 (61,9%)	0,78 (70,9%)	16,6%
Период переноса конечности над опорой, с	0,38 (40,8%)	0,31 (33,3%)	18,4%	0,40 (38,1%)	0,32 (29,1%)	20,0%
Двухопорный период шага, с	0,14 (15,1%)	0,09 (9,6%)	35,7%	0,20 (19,0%)	0,13 (14,3%)	35,0%
Одноопорный период шага, с	0,31 (33,3%)	0,38 (40,8%)	18,4%	0,32 (29,1%)	0,40 (38,1%)	20,0%
Передний толчок, % от массы тела (N>50%)	42,8	40,5	5,4%	35,0	27,6	21,1%
Задний толчок, % от массы тела (N>75%)	41,0	0,61	32,8%	24,3	39,1	37,8%
Соотношение задний/передний толчок (N>1,20)	0,95	1,52	—	0,69	1,41	—
Главный минимум нагрузки, % от массы тела (N<45%)	36,1	38,5	—	—	—	—
Время регистрации переднего толчка, с	0,14	0,09	—	0,25	0,20	—
Время регистрации заднего толчка, с	0,44	0,36	—	0,54	0,54	—
Время регистрации демпферного провала, с	0,28	0,10	—	—	—	—
Вариabельность траектории ОЦД, % от ширины стопы (N = до 15%)	0,13	16	—	16	19	—
Длина траектории ОЦД, % от длины стопы (N>60%)	46	48	—	48	50	—
Максимальные значения локальной нагрузки в динамике, кг/см ²						
в области пятки	1,59	1,78	—	1,25	1,57	—
в области продольного свода	0,72	0,57	—	0,62	0,42	—
в области плюсневых костей	2,29	2,99	—	1,74	2,99	—
в области пальцев	1,07	1,51	—	0,90	1,44	—
Средняя максимальная нагрузка при ходьбе, кг/см ²	1,42	1,71	16,9%	1,13	1,61	30,0%

Примечание 1. Запись проведена при произвольном темпе ходьбы: в норме = 3,5 км/ч, у пациента = 2,0 км/ч.
Примечание 2. В скобках указан процент от показателя «длительность цикла шага».

нагрузки справа и слева сохранена. Асимметрия силы переднего и заднего толчков не превышает 15%, что соответствует норме. В срок наблюдения до 1 года сохраняются компенсаторные механизмы, регулирующие двигательный стереотип ходьбы и соответствующие правила «поддержания опорного оптимума»: сохранение опорных характеристик на пораженной стороне за счет увеличения до 40% вариабельности опорных реакций шага на здоровой.

Заключение. Анализ опорных реакций стопы при ходьбе показал, что в условиях стабильной фиксации костей таза аппаратом Илизарова при ходьбе без дополнительных средств опоры пальцевая зона стопы используется как дополнительная балансировочная. Регистрируется уменьшение амплитуды переднего и заднего толчков, что компенсируется увеличением временных параметров цикла шага и его вариабельностью справа, слева. В период до 1 года (срок наблюдения) сохраняется увеличение до 40% вариабельности опорных реакций шага на менее пораженной стороне.

Сведения об авторах: Долганова Т.И. — доктор мед. наук, ведущий науч. сотр. отдела физиологии «РНИЦ «ВТО» им. Г.А. Илизарова»; Мартель И.И. — доктор мед. наук, зам. ген. директора «РНИЦ «ВТО» им. Г.А. Илизарова» по научно-клинической работе; Шведов В.В. — и.о. зав. отделением открытой травмы; Долганов Д.В. — канд. биол. наук, старший науч. сотр. отдела физиологии.

Для контактов: Долганова Тамара Игоревна. 640014, г. Курган, ул. М. Ульяновой, дом 6, «РНИЦ «ВТО» им. Г.А. Илизарова». Тел.: (3522) 45-27-36, 45-42-86. Факс: (3522) 45-40-60. E-mail: rijk532007@rambler.ru

© Коллектив авторов, 2010

ДИАГНОСТИКА АРТРОЗА ПО МОРФОЛОГИЧЕСКОЙ КАРТИНЕ СИНОВИАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ

С.Н. Шатохина, В.В. Зар, В.П. Волошин, В.Н. Шабалин

ГУ «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского»;
ФГУ «Российский геронтологический научно-клинический центр Росздрав», Москва

Авторами впервые изучены особенности морфологической картины и распределение химических элементов в дегидратированной синовиальной жидкости здоровых людей и больных артрозом. Установлено, что основным маркер артроза в морфологической картине синовиальной жидкости — веретенообразные структуры в промежуточной зоне ее фаций. Содержание фосфора в дегидратированной синовиальной жидкости у больных артрозом оказалось в 4 раза, а кальция — в 7 раз выше, чем у здоровых (по артрозу) людей, что свидетельствовало о деструкции костно-хрящевой ткани сустава и накоплении продуктов деградации, которые нейтрализуются солями кальция и фосфора.

Ключевые слова: артроз, синовиальная жидкость, самоорганизация, морфологический анализ, дегидратация, элементный состав.

Diagnosis of Arthrosis by Morphologic Picture of Synovial Fluid

S.N. Shatokhina, V.V. Zar, V.P. Voloshin, V.N. Shabalin

Authors have studied the peculiarities of morphologic picture and distribution of chemical elements in dehydrated synovial fluid of normal individuals and patients with arthrosis. It has been determined that in the morphologic picture of synovial fluid the basic arthrosis marker is presented by spindle structures within the intermediate facies zone. It has been shown that in dehydrated synovial fluid P content was 4 times and Ca content — 7 times higher in patients with arthrosis as compared with healthy individuals. That was an evidence of the articular osteo-cartilagenous tissue destruction and accumulation of degradation products which were neutralized by calcites and phosphates.

Key words: synovial fluid, arthrosis, self-organization, morphologic analysis, dehydration, element content.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бернштейн П.А. Исследования по биомеханике локомоций. — М.-Л., 1935.
2. Витезон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. — М., 1998.
3. Витезон А.С., Петрушанская К.А. К фазовому анализу ходьбы и некоторых ритмических движений человека // Рос. журн. биомеханики. — 2005. — Т. 9, N 1. — С. 19-35.
4. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. — Иваново, 1996.
5. Шевцов В.И., Атамский И.А., Долганова Т.И., Долганов Д.В. Оценка функционального состояния нижних конечностей у больных с анкилозом тазобедренного сустава // Гений ортопедии. — 2000. — N 3. — С. 48-52.
6. Шевцов В.И. и др. Особенности биомеханических параметров ходьбы у спортсменов различной специализации // Рос. журн. биомеханики. — 2007. — Т. 11, N 2. — С. 41-49.
7. Kiss R.M., Knoll Z. A motion analysis of the lower extremity during gait with special regard to the EMG activity of M. adductor longus // Facta Univ. Ser. Phys. Educ. Sport. — 2002. — N 9. P. 1-10.
8. Perry J. Gait analysis normal and pathological function. — SLACK Incorporated, 1992.

Метаболические процессы, протекающие в костной и хрящевой ткани в физиологических и пато-

логических условиях, находят отражение в доступных для клинического анализа биологических