

## **Приспособительные стереотипы опорных реакций стоп у больных с коксартрозом после эндопротезирования тазобедренного сустава**

**Т.И. Долганова, Е.А. Волокитина, Н.В. Сазонова, О.К. Чегуров, Д.В. Долганов, Н.И. Буторина**

### ***The adaptive stereotypes of feet support reactions in patients with coxarthrosis after performing endoprosthetics of the hip***

**T.I. Dolganova, E.A. Volokitina, N.V. Sazonova, O.K. Chegurov, D.V. Dolganov, N.I. Butorina**

Федеральное государственное учреждение

«Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова Росмедтехнологий», г. Курган (и.о. генерального директора — д.м.н., профессор А.Т. Худяев)

Проведено исследование подографии у 40 пациентов с двусторонним коксартрозом III стадии до лечения и в течение 6-18 месяцев после операции эндопротезирования тазобедренного сустава. Выделено три типа приспособительных опорных реакций стоп при ходьбе без дополнительных средств опоры. **I тип:** отсутствует асимметрия временных параметров цикла шага; асимметрия нагрузки на стопу в статике и в динамике не превышает 10 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости сохраняет четкий типичный рисунок «бабочки». **II тип:** асимметрия временных параметров цикла шага не более 20 %; двухопорный период шага увеличен на обеих конечностях; асимметрия нагрузки на стопу в статике и в динамике увеличена до 30 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости имеет асимметричный рисунок «бабочки». **III тип:** асимметрия временных параметров цикла шага превышает 20 %; соотношение задний/передний толчок меньше 1,0; асимметрия нагрузки на стопу в статике и в динамике увеличена до 50 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости не образует рисунок «бабочки».

**Ключевые слова:** подография, эндопротезирование.

Podography study has been performed in 40 patients with bilateral coxarthrosis of III stage before treatment and within 6-18 months after endoprosthetic surgery of the hip. Three forms of the adaptive stereotype of feet support reactions for walking without additional supporting means have been singled out. **I type:** there is no asymmetry of step cycle temporal parameters; the asymmetry of foot loading statically and dynamically doesn't exceed 10 %; the path of pressure general centre on a horizontal plane keeps having a clear typical butterfly-like pattern. **II type:** the asymmetry of step cycle temporal parameters is not more than 20 %; the double-support period of step is increased for both limbs; the asymmetry of foot loading statically and dynamically is increased up to 30 %; the path of pressure general centre on a horizontal plane has an asymmetric butterfly-like pattern. **III type:** the asymmetry of step cycle temporal parameters exceeds 20 %; front/back push ratio is less than 1.0; the asymmetry of foot loading statically and dynamically is increased up to 50 %; the path of pressure general centre on a horizontal plane has no butterfly-like pattern.

**Keywords:** podography, endoprosthetics.

По мере прогрессирования коксартроза и развития деформации головки бедра меняется походка больного: темп ходьбы замедляется, и все фазы шага увеличиваются, что позволяет уменьшить боль в пораженном суставе при опоре на ногу. В результате нагрузка на мышцы ног снижается, уменьшается мышечная масса (атрофия мышц) не только ноги с пораженным суставом, но и здоровой конечности [5] и асимметрия расчетных показателей цикла шага коррелирует со степенью увеличения двигательной нагрузки [3].

По данным литературы, биомеханическое исследование параметров движения в тазобедренном суставе при коксартрозе III-IV стадии у лиц молодого возраста показали, что при одностороннем поражении ограничение функции сустава компенсируется избыточной амплитудой движения противоположного здорового сустава при посредни-

ческой роли таза и функциональных возможностях поясничного отдела позвоночника [2]. Регистрируется компенсаторная реакция: рост опорного контура за счет увеличения вариабельности шага на интактной конечности, что способствует повышению устойчивости при ходьбе.

Эндопротезирование тазобедренного сустава является эффективным и часто единственным способом оперативного лечения для восстановления утраченной функции конечности. Разнообразные модели эндопротезов, используемые для этой цели, дают возможность после оперативного вмешательства вернуть больным нормальную походку. Но в то же время в литературе, по данным инструментальных методов исследования биомеханики походки, отмечают, что при хороших результатах лечения естественный темп ходьбы больного остается сниженным в течение

ряда лет после операции, нагрузка на оперированную конечность при ходьбе и сила мышц уменьшены. Длительность переноса стопы, вычисленная в процентах к длительности шага, у больных была существенно больше на стороне эндопротезов, чем на непротезированной стороне. Неравномерность нагружения ног при ходьбе у больных, перенесших операцию эндопротезирования тазобедренного сустава, связана с дефицитом сенсорного оснащения вокруг искусственного сустава, это, в свою очередь, ведет к перегрузке неоперированной ноги и способствует

развитию коксартроза в ней [6]. Больные нуждаются в адаптации к изменившимся условиям опоры и передвижения. Имплантированный искусственный сустав представляет собой "новый орган" и его полноценное интегрирование в кинематическую цепь оперированной конечности зависит от двигательной реабилитации не только тазобедренного сустава, но и всего опорно-двигательного аппарата.

**Цель:** оценка опорной реакции стоп по данным подографии у пациентов с коксартрозом III стадии после эндопротезирования.

#### ОБЪЕМ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Проведено исследование подографии у 40 пациентов 34-79 лет (мужчин – 17 чел, женщин – 23 чел.) с двусторонним коксартрозом III стадии до лечения и в течение 6-18 месяцев после операции. Всем пациентам было выполнено эндопротезирование тазобедренных суставов по общеметодическим принципам. Во время операции тотального эндопротезирования тазобедренного сустава достигается правильная установка конечности. Развороту конечности наружу способствует резекция компонентов болезненного артрозного сустава и интраоперационная имплантация чашки и ножки эндопротеза под физиологичными углами. После операции происходит восстановление правильного баланса всех групп мышц. Разворот стопы наружу позволяет сделать перекат стопы более эффективным.

Для контроля подограмм использованы данные обследования 25 женщин и 25 мужчин в возрасте от 20 до 45 лет, у которых отсутствовали жалобы на опорно-двигательный аппарат

нижних конечностей, и при регистрации подографии не выявлены нарушения плавности графиков суммарной нагрузки на стопы [4].

Оценка статических и динамических параметров ходьбы производилась с помощью комплекса "ДиаСлед-Скан", г. С-Петербург. Регистрация подограммы проведена при произвольном темпе ходьбы 10 метров. При расчете асимметрии показателей до операции учитывалась сторона с более выраженным болевым симптомом, после эндопротезирования – сторона, на которой проведена операция, при двустороннем эндопротезировании – сторона, где эндопротез был поставлен позже.

Статистическая обработка результатов проведена с использованием методов вариационной статистики с определением параметрического t-критерия по Стьюденту. Использовались стандартные программы Microsoft Excel. В работе приводится средняя арифметическая (M), ошибка средней (m) и число наблюдений (n), равное числу обследованных.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЯ

До лечения (перед эндопротезированием) у пациентов с III стадией коксартроза регистрируется асимметрия нагружения стоп с преобладанием нагрузки на сторону с менее выраженным болевым синдромом, т.е. щадится более пораженная конечность. На подограммах отмечается увеличение длительности цикла шага за счет снижения темпа ходьбы более, чем на 20 % относительно нормы [4].

Вследствие сниженного темпа ходьбы, на подограмме в 80 % наблюдений демпферный провал отсутствовал (рис. 1). График опорной реакции стоп носил «одногорбый» характер. В 20 % наблюдений регистрировался сглаженный демпферный провал, его величина была менее 10 % независимо от стороны выраженности болевого синдрома, что интерпретировалось как ограничение опорной реакции конечности за счет уменьшения амплитуды движений в суставах, снижена либо отсутствует рессорная функ-

ция нижней конечности [5]. При III стадии коксартроза регистрируется увеличение двухопорного периода длительности шага на обеих конечностях, но значительное (до 16-20 % от длительности цикла шага) на стороне выраженного болевого синдрома, что отражает снижение способности сохранения устойчивого баланса тела при ходьбе, и пациент вынужден пользоваться дополнительными средствами опоры.

Снижение временных показателей цикла шага сочетается с уменьшением и силовых параметров шага: снижен передний (на 10-15 %) и задний толчок (на 40-50 %), больше на стороне выраженного болевого синдрома.

При III стадии поражения сустава увеличение варибельности шага преобладает на стороне выраженного болевого синдрома, что является одним из критериев срыва компенсаторных возможностей при ходьбе на данной стадии заболевания, переход патологического процесса на ка-

чественно иной, неблагоприятный уровень [7].

При качественном анализе подографии у пациентов с коксартрозами диагностическую значимость имеет траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости. При коксартрозе III стадии точка восьмеркообразного перекреста

общего центра давления (ОЦД) на горизонтальной плоскости четко не выражена, типичный рисунок «бабочки» отсутствует (рис. 1).

Анализ данных подографии после операции эндопротезирования позволил выделить три типа опорных реакций стоп при ходьбе (табл. 1).

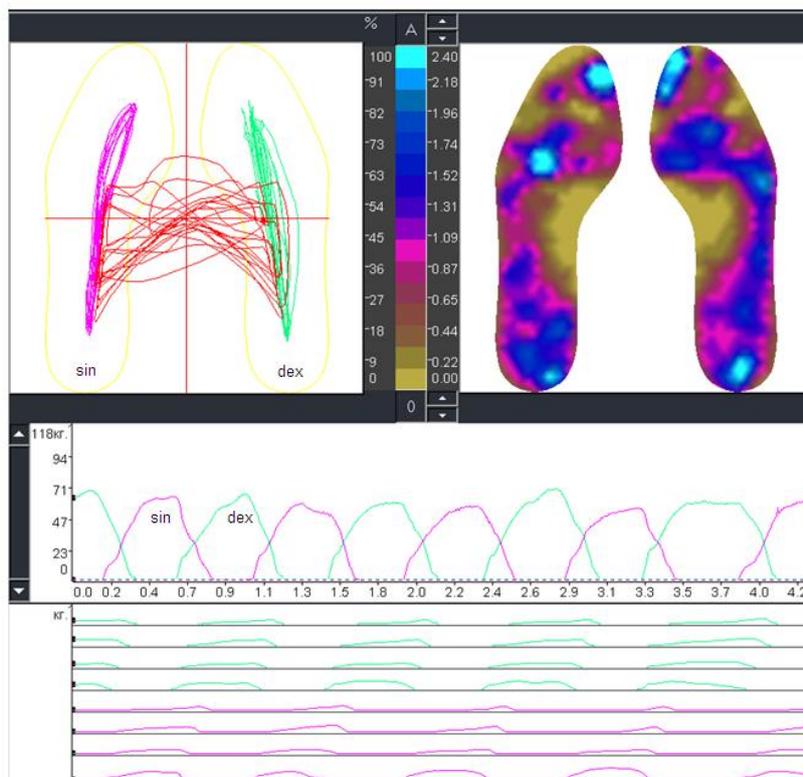


Рис. 1. Подограмма пациента Т, 65 лет. Ds: двусторонний коксартроз III стадии, до операции. Точка восьмеркообразного перекреста общего центра давления на плоскости системы координат не дифференцируется. Плавность графика суммарной нагрузки на правой, левой стопах изменена – отсутствует демпферный провал. Увеличение двухопорного периода длительности шага на обеих конечностях. Справа – увеличение вариабельности шага

Таблица 1  
Асимметрия основных расчетных показателей графиков суммарной нагрузки на стопы у больных до и после эндопротезирования тазобедренного сустава

Асимметрия показателей (%)	Норма	До лечения	1 тип n=12	2 тип n=22	3 тип n=6
Длительность цикла шага	2,78±0,55	2,14±0,60	1,16±0,58	16,7±2,12*	20,7±4,12*
Период переката через стопу	2,04±0,59	7,23±1,37*	3,11±1,06	11,05±1,61*	24,7±3,11*
Период переноса конечности над опорой	3,65±0,52	9,8±1,53*	3,3±1,22	17,0±2,64*	9,0±1,71*
Двухопорный период шага	8,7±2,73	27,7±2,61*	4,8±0,96	5,91,43	21,4±3,81*
Одноопорный период шага	3,65±0,52	9,8±1,53*	3,3±1,22	17,0±2,64*	9,0±1,71*
Время регистрации переднего толчка	10,2±1,24	24,4±2,32*	16,6±3,43*	13,2±2,10	22,0±4,36*
Время регистрации заднего толчка	3,73±0,82	9,77±0,76*	7,71±2,18*	9,66±1,41*	27,5±4,41*
Время регистрации демпферного провала	11,8±2,32	23,6±4,40* (или отсутствует)	11,8±1,92	4,3±0,72 (или отсутствует)	отсутствует
Главный минимум нагрузки	21,0±4,87	22,3±3,43 (или отсутствует)	19,7±4,26	5,3±0,43 (или отсутствует)	отсутствует
Передний толчок	9,1±1,56	12,5±1,63	9,81±1,84	12,7±2,90	15,5±4,20
Задний толчок	14,8±3,36	17,5±1,63	9,1±1,35	14,9±3,30	18,0±5,32
Соотношение задний/передний толчок	12,6±4,28	24,4±1,38*	14,0±2,81	6,9±1,07	27,7±1,07*
Вариабельность траектории ЦД	13,9±2,43	26,9±4,07*	13,9±2,24	9,0±0,86	21,4±2,86*
Длина траектории ЦД	4,2±0,92	13,2±2,58*	5,5±1,26	6,5±0,58	7,3±1,22*
Площадь траектории ЦД (усл.ед.)	19,66±1,92	9,42±0,85*	32,3±10,28*	8,01±1,78*	10,5±3,57*
Нагрузка на стопы в статике	9,5±1,77	19,9±2,32*	2,63±0,94	13,4±2,14	22,4±5,11*
Нагрузка на стопы в динамике	4,3±0,8	14,9±3,26*	5,3±1,26	16,3±2,93*	32,6±3,92*

Примечание. \* – показана достоверность, P<0,05 относительно значений нормы.

**I тип опорных реакций стоп.** Регистрируется в 30 % наблюдений у пациентов, которым выполнено одностороннее эндопротезирование тазобедренного сустава (рис. 2). Их возраст не превышал 65 лет ( $57,6 \pm 3,42$  года) и срок после операции был более 6 месяцев ( $1,79 \pm 0,30$  года).

Для этого типа характерно уменьшение длительности цикла шага за счет увеличения темпа ходьбы. Асимметрия временных и силовых показателей цикла шага не превышает допустимые значения нормы (см. табл. 1). После операции увеличились силовые параметры шага – на 12-20 % передний толчок, на 40-50 % – задний толчок. Увеличена на 20-30 % длина траектории центра давления, т.е. большая поверхность стопы участвует в цикле шага, лучше рессорная функция стопы. Траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости сохраняет четкий типичный рисунок «бабочки». Площадь траектории центра давления на горизонтальной плоскости увеличена в 1,5 раза, т.е. отсутствует компенсаторная реакция «фиксирования тазобедренного сустава» в ожидании боли при движении.

По качественным характеристикам графика суммарной нагрузки на стопы в I типе опорных реакций можно выделить два подтипа.

**Ia подтип** – плавность графика суммарной нагрузки на стопы не изменена как на оперированной, так и на не оперированной конечностях, соответствуя походке в норме. Регистрируется в 25 % наблюдений среди пациентов с I типом опорных реакций стоп.

**Iб подтип.** Регистрируется в 75 % наблюдений среди пациентов с I типом опорных реакций стоп. Плавность графика суммарной нагрузки на стопах изменена, причем на интактной конечности больше, чем на оперированной. После одностороннего эндопротезирования при сохраненной функции второго сустава, ограничение функции оперированного сустава компенсируется за счет интактной конечности, что проявляется различными компенсаторными реакциями, регистрируемыми на подограмме. Это изменения плавности по восходящей кривой переднего толчка по типу нарушения амортизационного подгибания коленного сустава (28 % наблюдений на интактной конечности); отсутствует демпферный провал (в 25 % наблюдений на конечности после эндопротезирования и в 40 % случаев на интактной конечности) – ограничена опорная реакция конечностей, снижена рессорная функция; на участке демпферного провала регистрируется дополнительная волна различной степени выраженности. В 14 % случаев на оперированной конечности имеются нарушения плавности по нисходящей кривой заднего толчка по типу дополнительного толчка пальцами стопы – компенсаторная реакция использования пальцевой зоны как дополнительной балансирующей [7].

**II тип опорных реакций стоп.** Регистрируется в 70 % наблюдений у пациентов, которым выполнено одностороннее и в 30 % двустороннее эндопротезирование тазобедренного сустава. Их возраст не превышал 65 лет ( $57,9 \pm 2,42$  лет) и срок после операции был более 6 месяцев ( $1,38 \pm 0,20$  года) (рис. 3).

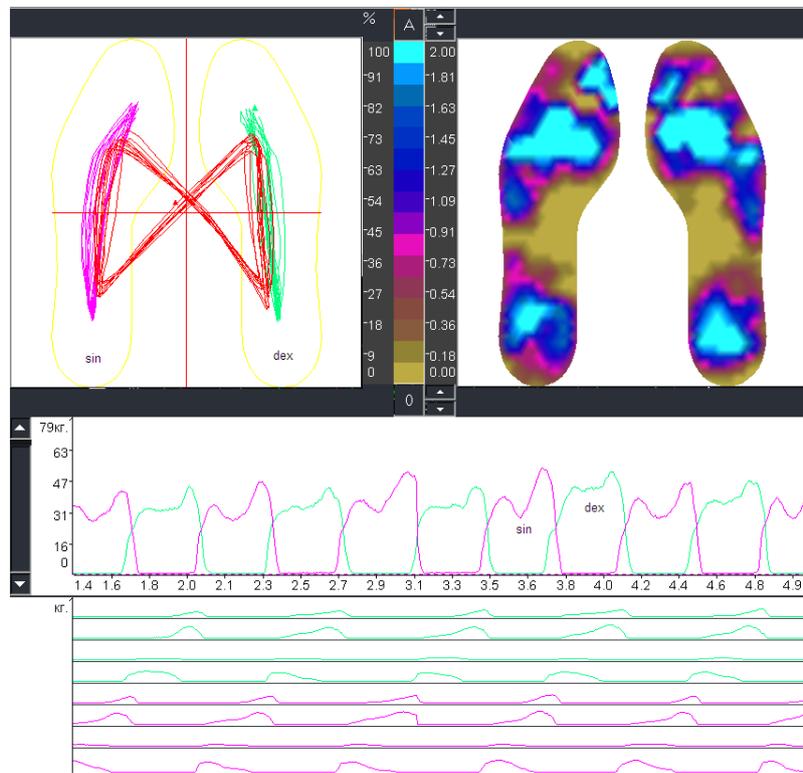


Рис. 2. Подограмма пациента С, 50 лет. Ds: правосторонний коксартроз III стадии. Через 10 мес. после эндопротезирования правого т/б сустава. Симметричность ходьбы не нарушена, график суммарной нагрузки на правой и левой стопах не изменен

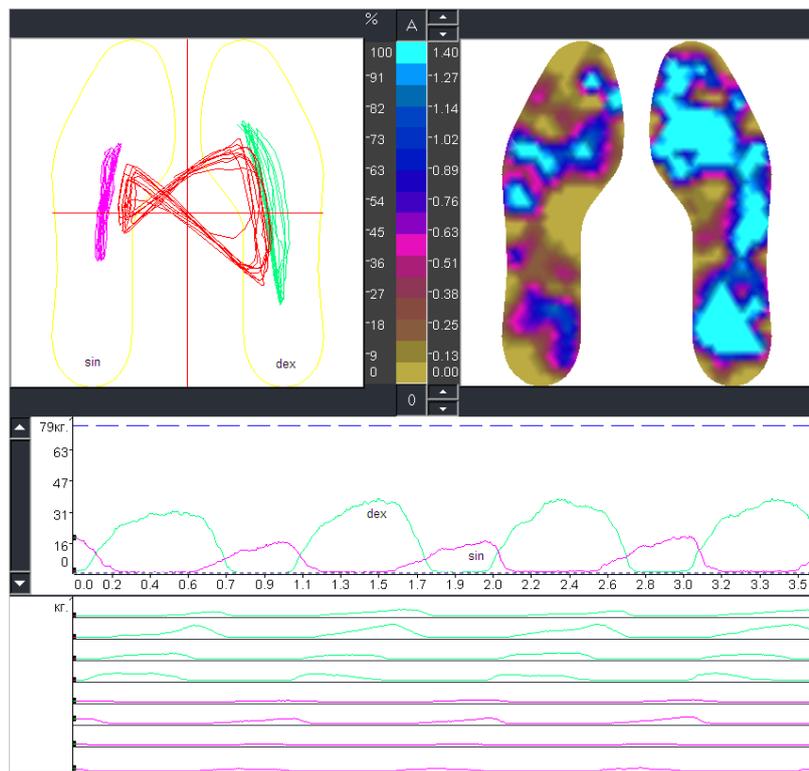


Рис. 3. Подограмма пациента И., 58 лет. Ds: левосторонний коксартроз III стадии. Через 2 года после эндопротезирования левого т/б сустава. Выражена асимметрия ходьбы с преимущественным нагружением правой стопы. График суммарной нагрузки на правой, левой стопах изменен – отсутствует демпферный провал, на участке демпферного провала дополнительная волна

По данным подограммы, при этом типе опорных реакций стоп отсутствует динамика изменений темпа ходьбы (см. табл. 1). Выражена асимметрия временных параметров цикла шага. Увеличен двухопорный период шага как на оперированной, так и на интактной конечности, снижена устойчивость при ходьбе, и при длительной ходьбе они используют дополнительные средства опоры (трость). Имеется положительная динамика силовых параметров шага: на 20-25 % увеличение переднего толчка, на 40-50 % – увеличение заднего толчка. Длина траектории центра давления увеличена незначительно, в среднем на 10 %, но площадь траектории центра давления на горизонтальной плоскости в 2 раза меньше нормы, т.е. сохраняется компенсаторная реакция «фиксирования тазобедренного сустава» в ожидании боли при движении. В 4 раза относительно нормы увеличена асимметрия нагружения стоп при ходьбе. Преобладает ограничение нагрузки на оперированную конечность, в случае с двусторонним эндопротезированием – с ограничением степени нагружения позже оперированной конечности.

У всех пациентов на оперированной и интактной конечностях плавность графика суммарной нагрузки на стопах изменена. В 93 % на конечности после эндопротезирования и в 85 % на интактной конечности отсутствует демпферный провал, в 70 % наблюдений на обеих конечностях

на участке демпферного провала регистрируется дополнительная волна различной степени выраженности, в 50 % наблюдений регистрируются нарушения плавности по восходящей кривой переднего толчка по типу нарушения амортизационного подгибания коленного сустава.

Траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости имеет асимметричный рисунок «бабочки», точка восьмеркообразного перекреста ОЦД четко выражена, но смещена в сторону оперированной конечности (при одностороннем эндопротезировании) или на сторону позже проведенной операции.

**III тип опорных реакций стоп.** Регистрируется в 70 % наблюдений у пациентов, которым выполнено двустороннее эндопротезирование тазобедренного сустава (рис. 4). Их возраст старше 65 лет ( $74,0 \pm 0,42$  года) и срок после операции более 6 месяцев после повторного эндопротезирования ( $1,75 \pm 0,44$  года).

Для этого типа опорных реакций характерно хорошее восстановление опорной функции конечности при стоянии, но имеется асимметрия нагружения стоп в статике, увеличенная в 2,5 раза относительно «до лечения» с ограничением на позже оперированную конечность. Площадь траектории центра давления не увеличена, т.е. сохранена компенсаторная реакция «фиксирования тазобедренного сустава» в ожидании боли при движении.

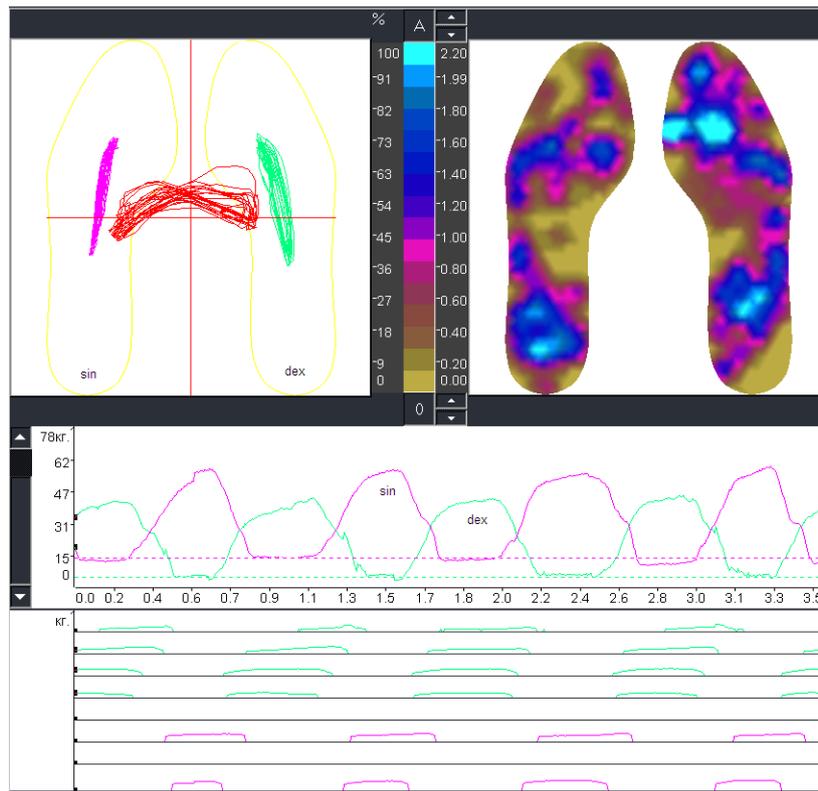


Рис. 4. Подограмма пациента С, 74 лет. Ds: двусторонний коксартроз III стадии. Через 2,5 года после эндопротезирования левого т/б сустава и через 2 года после эндопротезирования правого т/б сустава. Точка восьмеркообразного перекреста ОЦД на плоскости системы координат не дифференцируется. Плавность графика суммарной нагрузки на правой и левой стопах изменена

После операции у них резко снижен темп ходьбы, длительность цикла шага увеличивается на 20-40 %. Выражена асимметрия всех временных показателей цикла шага (табл. 1). Значительно увеличен двуопорный период шага (до 25 % от цикла шага), причем больше на ранее оперированной конечности. Все пациенты при ходьбе на любые расстояния используют дополнительные средства опоры (трость). При III типе опорных реакций также регистрируется положительная динамика силовых параметров цикла шага, но показатель соотношения задней/передний толчок меньше 1,0 – то есть имеет место преобладание сгибательной позиции нижних конечностей в опорной фазе, уменьшение моментов мышечных сил, формирующих задний толчок, происходит быстрое нагружение конечности и медленное разгрузку, что говорит об отсутствии динамической функции конечности, способности отталкиваться от поверхности опоры, сообщать телу ускорение, которое необходимо для движения тела вперед. Конечность используется только для статической, опорной функции. Перемещение тела в пространстве осуществляется за счет поворотов таза [6].

У всех пациентов на обеих конечностях плавность графика суммарной нагрузки на стопах изменена. В 100 % наблюдений на оперированной и неоперированной конечностях отсутствует демпферный провал, и на его участке

регистрируется дополнительная волна различной степени выраженности. Траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости не образует четкий рисунок «бабочки». Резко снижена длительность периода переката стопы, длина траектории центра давления уменьшена на 20-30 %. Выражена асимметрия в динамике с ограничением нагрузки на позже оперированную конечность.

Клинически пациенты с I и II типами опорных реакций сохранили практически полный объем движений оперированной ноги. Сила ягодичных мышц была вполне удовлетворительной: пациенты могли присаживаться на корточки и самостоятельно вставать. Однако их подограммы не всегда соответствовали норме. В опубликованных работах других авторов отмечается, что ходьба пациента с искусственным тазобедренным суставом не является ходьбой здорового человека. При ходьбе объем движений в суставе уменьшается в среднем на 5-10°. Недостаточное сгибание конечности в переносной период шага компенсируется изменениями движений позвоночника и таза. При сгибании ноги таз наклоняется назад. Уменьшение основной вспышки активности на ЭМГ отражается как на кинематике, так и на устойчивости оперированной конечности в опорный период шага, уменьшается коэффициент ритмичности ходьбы [6].

Причина этого – недостаточно четко скоорди-

нированная работа мышц, окружающих искусственный сустав. Нарушена обратная связь. О взаимном положении суставных концов сигнализируют также рецепторы суставной сумки, поэтому если при установке протеза сохраняется хотя бы часть тканей суставной сумки, тогда практически

отсутствует хромота после протезирования [3].

Одним из путей решения этой проблемы может быть дополнительная стимуляция мышц во время ходьбы. Электростимуляцию проводят непосредственно во время ходьбы, и происходит искусственная коррекция походки [1].

#### ВЫВОД

Анализ опорных реакций стоп по данным подографии после эндопротезирования тазобедренного сустава позволил выделить три типа опорных реакций стоп при ходьбе.

**I тип** : ходьба без дополнительных средств опоры – отсутствует асимметрия временных параметров цикла шага; соотношение задний/передний толчок больше 1,3; асимметрия максимальной нагрузки на стопу в статике и в динамике не превышает 10 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости сохраняет четкий типичный рисунок «бабочки».

**II тип** : ходьба без дополнительных средств опоры – асимметрия временных параметров цикла шага не более 20 %; двухопорный период шага увеличен на обеих конечностях (до 15 % цикла шага) и больше на оперированной стороне; соотношение задний/передний толчок 1,1-1,3; асимметрия максимальной нагрузки на сто-

пу в статике и в динамике увеличена до 30 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости имеет асимметричный рисунок «бабочки».

**III тип** : ходьба с использованием дополнительных средств опоры (костыли) – асимметрия временных параметров цикла шага превышает 20 %; двухопорный период шага увеличен на обеих конечностях (до 25 % цикла шага); соотношение задний/передний толчок меньше 1,0; асимметрия максимальной нагрузки на стопу в статике в динамике увеличена до 50 %; траектория общего центра давления на горизонтальной плоскости не образует четкий рисунок «бабочки».

Показатели подограмм в сочетании с клинической оценкой результатов эндопротезирования на поликлиническом этапе реабилитации являются одним из критериев назначения электростимуляции мышц при ходьбе.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Витензон А. С., Петрушанская К. А., Скворцов Д. В. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц. М., 2005. 284 с.
2. Зоря В. И., Альхайдар Х. М., Зарайский А. С. Деформирующий артроз тазобедренного сустава III-IV стадии у лиц молодого возраста // Здоровоохранение и мед. технологии. 2007. № 4. С. 10-12.
3. Мицкевич В. А., Жилиев А. А. Биомеханика ходьбы до и после эндопротезирования тазобедренных суставов по поводу коксартроза // Эндопротезирование крупных суставов : симпозиум с междунар. участием. М., 2000. С. 69-72.
4. Некоторые количественные показатели биомеханических параметров походки у здоровых обследуемых / Д. В. Долганов [и др.] // Вестн. новых мед. технологий. 2008. № 3 (Тематич. вып. «Проблемы хирургического лечения опухолей»). С. 123.
5. Сазонова Н. В., Щуров В. А., Долганова Т. И. Диагностические критерии подографии и динамометрии у пациентов с остеоартрозами // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. 2007. № 6. С. 119-122.
6. Скворцов Д. В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами : анализ походки, стабилметрия. М., 2007. 640 с.
7. Скворцов Д. В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Иваново, 1996. 344 с.

Рукопись поступила 18.12.06.

#### Сведения об авторах:

1. Долганова Тамара Игоревна – ведущий научный сотрудник научного клинико-экспериментального отдела физиологии, д.м.н.;
2. Волокитина Елена Александровна – зам. генерального директора по научной работе, д.м.н.;
3. Сазонова Наталья Владимировна – зам. главного врача по поликлинической работе, к.м.н.;
4. Чегуров Олег Константинович – ведущий научный сотрудник лаборатории новых технологий в ортопедии, д.м.н.;
5. Долганов Дмитрий Владимирович – старший научный сотрудник научного клинико-экспериментального отдела физиологии, к.м.н.;
6. Буторина Наталья Ивановна – лаборант-исследователь научного клинико-экспериментального отдела физиологии.