

УДК 616.728.2-77-052-072.7

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННЫХ СУСТАВОВ

И.Ю. Ежов, Н.Н. Рукина, А.М. Трифонов, ФГУ «Нижегородский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Федерального агентства по высокотехнологичной медицинской помощи»

Ежов Игорь Юрьевич – e-mail: info@nniito.sci-nnov.ru

С помощью программно-аппаратного комплекса «F-scan» американской компании Tekscan Inc. проведено сравнение количественных характеристик походки и распределения нагрузок на отделы стоп у различных групп больных до операции и после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Через 10–15 дней после операции более высокие биомеханические показатели получены в группе пациентов с двумя тотальными эндопротезами, чем в группе с одним эндопротезом, что говорит о целесообразности оперативного лечения второго пораженного тазобедренного сустава в ранние сроки после протезирования первого.

Ключевые слова: подография, компьютерный анализ, эндопротезирование тазобедренного сустава.

With the help of hardware and software «F-scan» of the American company Tekscan Inc., A comparison of the quantitative characteristics of gait and the distribution of loads on the forefoot for different groups of patients before and after total hip replacement. In the period 10-15 days after surgery higher biomechanical parameters obtained in the group with two total endoprosthesis than in the group with one of an endoprosthesis, which indicates the feasibility of surgical treatment of the second affected hip in the early period after prosthesis of the first.

Key words: podography, computer analysis, hip replacement.

Введение. Дегенеративно-дистрофические заболевания тазобедренного сустава занимают ведущее место среди аналогичных поражений других суставов. Их характеризуют прогрессирующее течение, выраженный болевой синдром, резкое нарушение функции конечности, являющиеся наиболее частой причиной снижения трудоспособности и инва-

лидации больных ортопедического профиля [1, 2, 3, 4, 5].

Чаще всего страдает самый крупный сустав – тазобедренный [6, 7]. Тяжесть дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренных суставов обусловлена и тем, что у 50–80% больных поражены оба сустава. Преимущественно страдают лица от 20 до 50 лет, которые составляют более

80% больных социально активных возрастных групп. Эти изменения усиливают болевой синдром, ограничивают подвижность в соответствующих звеньях опорно-двигательной системы и вторично влияют на ухудшение биомеханики ходьбы и стояния [8, 9, 10, 11, 12, 13].

Степень нарушения ходьбы зависит не только от выраженности патологических изменений в более страдающем тазобедренном суставе, но и от состояния контрлатеральной конечности. Изменения биомеханических параметров ходьбы по мере прогрессирования коксартроза соответствуют динамике клинической оценки, при этом величина нагрузки на больную ногу снижается и становится неравномерной [14].

Цель исследования – количественная оценка характеристик походки и распределения нагрузок на отделы стоп у больных коксартрозом до и после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава.

Методы исследования

Для выработки правильной тактики лечения больных с дегенеративно-дистрофической патологией тазобедренного сустава и объективизации его эффективности необходима количественная оценка функционального состояния опорно-двигательной системы. Наиболее объективные показатели дает подография.

Подография (греч. *pus, podos* стопа, нога + *graphō* писать, изображать) – метод регистрации длительности отдельных периодов шага: длительность фаз цикла – периодов опоры, переноса, двойной и одиночной опоры.

Для выполнения подографии необходимы дорожка с металлическим покрытием и обувь, снабженная металлическими пластинами – электрическими контактами. Обычно используют две пластины: пяточную и носочную. Авторы используют различные устройства для подографии с применением контактных дорожек [15, 16, 17].

Современные приборы, предназначенные для регистрации временных характеристик шага, как правило, используют контактные технологии, полупроводниковые резисторы с большой площадью, стельки с сенсорными зонами толщиной 4 мм, которые можно вкладывать в обувь. В последнее время были разработаны компьютеризированные комплексы «МБН-БИОМЕХАНИКА» (Россия), «F-scan» (США) и другие [18, 19, 20, 21, 22, 23], позволяющие быстро зарегистрировать и обработать большое количество параметров, характеризующих качество ходьбы. Эти методики комплексно оценивают особенности походки больных с патологией тазобедренного сустава.

Для изучения пространственно-временных характеристик походки пациентов мы использовали подографию. Толчковые функции нижних конечностей оценивались при помощи программно-аппаратного комплекса «F-scan» американской компании Tekscan Inc., регистрирующего изменения давления, производимого больным при ходьбе на стельки, снабженные барорецепторами (рис. 1).

Сенсорные стельки являются уникальной разработкой американской компании Tekscan Inc. При толщине всего в

0,15 мм они позволяют регистрировать приходящееся на них усилие с высокой точностью и частотой. Величина отдельного сенсора в стельке всего 5х5 мм, стельки легко режутся ножницами для придания им формы в соответствии со стопой обследуемого (рис. 2).



РИС. 1.
Сенсорная стелька (из информационных материалов).

РИС. 2.
Внешний вид исследования (из информационных материалов).

Методика обследования

Изучение ходьбы без дополнительной опоры осуществляется следующим образом: обследуемый надевает обувь с сенсорными стельками, проходит 8–10 метров обычной походкой, соблюдая одинаковый темп. Информация о давлении различных участков стопы на стельки во время ходьбы обрабатывается с помощью компьютера по специальному алгоритму. Вычисляются периоды опоры и переноса каждой конечности, коэффициент ритмичности ходьбы (рис. 3).

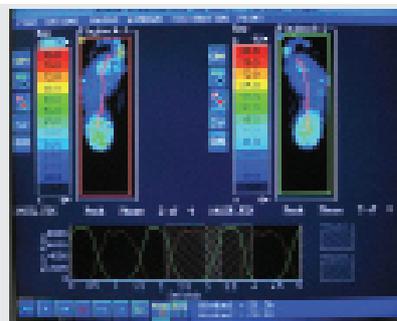


РИС. 3.
Распределение давления стоп на опорную поверхность при ходьбе. Графическое изображение циклов шага.



РИС. 4.
Исследование опорных функций различных отделов стоп.

Для исследования опорных функций различных отделов стопы обследуемый без обуви встает на стельки в стандартной ортоградной позе (рис. 4). На дисплей транслируется наглядная графическая картина взаимодействия стопы с опорной поверхностью. Оценивается распределение производимого давления на ее различные отделы в процентах и перемещение горизонтальной проекции общего центра масс (рис. 5).

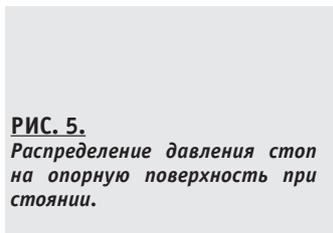


РИС. 5.
Распределение давления стоп на опорную поверхность при стоянии.

При оценке опороспособности нижних конечностей обследуемый встает в удобной позе, с опорой каждой ноги на отдельные весы: ноги на ширине плеч, ступни развернуты под углом 30°, руки по швам, голова расположена прямо, взгляд направлен горизонтально (стандартная ортоградная поза). Нагружение на каждую ногу регистрируется с помощью весов в килограммах.

Показатели ходьбы и опорности стоп в норме

В различных источниках литературы приводятся показатели опороспособности конечностей в норме, процентного распределения нагрузки на различные отделы стоп, расположения горизонтальной проекции центра масс [24, 25, 26], объема движения отделов позвоночника [27, 28]. Однако эти данные очень вариабельны. Поэтому для дальнейшей работы нами проведено самостоятельное изучение вышеуказанных показателей в норме с использованием стандартных методик [29].

Нами были обследованы 29 клинически здоровых человек (15 мужчин, 14 женщин), в том числе 22 сотрудника Нижегородского НИИ травматологии и ортопедии и 7 студентов Нижегородской медицинской академии. Границы возраста обследованных составили от 19 до 49 лет.

Распределение нагрузки на различные отделы стоп изучалось при помощи программно-аппаратного комплекса «F-scan» (США). Пациент в стандартной ортоградной позе без обуви встает на сенсорные стельки. Производится регистрация распределения давления на различные отделы стоп во время стояния. В наших исследованиях эти параметры составили: на передний отдел – 39,6±3,1%, на задний – 60,4±3,1% от давления на всю стопу.

Кроме того, изучалось расположение в норме горизонтальной проекции общего центра масс. В наших исследованиях этот параметр составил 20–80 мм кпереди от линии голеностопных суставов.

Информация о давлении различных участков стопы на стельки во время ходьбы обрабатывалась с помощью компьютера по специальному алгоритму. Вычислялись периоды опоры и переноса каждой конечности, коэффициент ритмичности ходьбы (таблица 1).

Как видно из таблицы, наши результаты в группе здоровых лиц в возрасте от 19 до 49 лет близки к опубликованным; зависимости этих показателей от пола и возраста мы не выявили.

Результаты обработаны общепринятыми методами вариационной статистики для относительных величин с вычислением средней ошибки с помощью пакета прикладных программ Microsoft Excel.

Основные результаты. Нами обследованы 49 человек с посттравматическим деформирующим артрозом тазобедренных суставов III степени (мужчин – 27, женщин – 22), которым впоследствии было выполнено эндопротезирование тазобедренного сустава. Применялись тотальные эндопротезы тазобедренных суставов «Biomet», «Mathys», «Zimmer». Из всех больных 18 обследованы в послеопераци-

онном периоде после одностороннего эндопротезирования тазобедренного сустава и 8 – после двустороннего эндопротезирования.

ТАБЛИЦА 1.
Распределение нагрузки на нижние конечности, пространственно-временные характеристики ходьбы в норме

Изучаемый параметр	Гурфинкель В.С. с соавт. (1965 г.)	Скворцов Д.В. (2000 г.)	Собственные результаты
Горизонтальная проекция общего центра масс	28–86 мм	40–50 мм	20–80 мм
	кпереди от линии голеностопных суставов	кпереди от линии голеностопных суставов	кпереди от линии голеностопных суставов
Нагружение каждой ноги (от общего веса)	50±3-6%	50±7,3%	50±5,7%
Ходьба: период опоры (от цикла шага)	–	61±6,6%	61,5±3,4%
Ходьба: период переноса (от цикла шага)	–	39±3,8%	37,6±2,0%
Коэффициент ритмичности ходьбы	–	0,97±0,01	0,98±0,02

До операции все пациенты пользовались дополнительными средствами опоры (93% – трость, 7% – костыли). При стоянии нагрузка на «больную» конечность (от общего веса) составило 16,62±7,52%. При этом горизонтальная проекция центра масс «больной» конечности во всех случаях была смещена к середине или к переднему отделу стопы. Коэффициент ритмичности ходьбы был 0,58±0,02, период опоры «больной» ноги составлял 50±2,1%, период переноса – 50±1,6% (от цикла шага).

Исследования после операции осуществлялись с использованием больными двух костылей.

Среди больных, которым выполнено эндопротезирование, менее выраженные положительные функциональные результаты получены у больных с двусторонним коксартрозом II–III, III–III стадий, которым тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава выполнено только с одной стороны. Коэффициент ритмичности ходьбы стал 0,76±0,06, период опоры оперированной ноги составлял 55±4,1%, период переноса – 45±2,4% (от цикла шага). Нагружение оперированной конечности при стоянии возросло до 30,2±6,7% (p<0,01). Горизонтальная проекция центра масс оперированной конечности во всех случаях была в области пятки или несколько смещена к середине стопы.

Более выраженные (по сравнению с предыдущей группой) положительные функциональные результаты получены у больных с двусторонним коксартрозом или асептическим некрозом головки бедренной кости III стадии, которым было выполнено тотальное эндопротезирование второго тазобедренного сустава. Коэффициент ритмичности ходьбы стал 0,81±0,13, период опоры оперированной ноги составил 58±2,1%, период переноса – 42±1,8% (от цикла шага).

Значительно увеличилась возможность нагружения оперированной конечности – с $16,62 \pm 7,52\%$ до $32,2 \pm 3,7\%$ ($p < 0,01$), что составило $40,0 \pm 2,3\%$ от общего веса. Горизонтальная проекция центра масс оперированной конечности во всех случаях была в области пятки. Динамика изменения этих показателей представлена в таблице 2.

ТАБЛИЦА 2.

Распределение нагрузки на нижние конечности, пространственно-временные характеристики ходьбы на 10–15-й день после эндопротезирования тазобедренного сустава

Изучаемый параметр	До операции	После протезирования первого сустава	После протезирования второго сустава	Норма
	n=49	n=18	n=8	
Нагружение «больной» конечности (% от общего веса)	$16,62 \pm 7,52$	$30,2 \pm 6,7$	$32,2 \pm 3,7$	$50 \pm 5,7$
Ходьба: период опоры (% от цикла шага)	$50 \pm 2,1$	$55 \pm 4,1$	$58 \pm 2,1$	$61,5 \pm 3,4$
Ходьба: период переноса (% от цикла шага)	$50 \pm 1,6$	$45 \pm 2,4$	$42 \pm 1,8$	$37,6 \pm 2,0$
Коэффициент ритмичности ходьбы	$0,58 \pm 0,02$	$0,76 \pm 0,06$	$0,81 \pm 0,13$	$0,98 \pm 0,02$

Обсуждение

Эндопротезирование больных с заболеваниями тазобедренного сустава является эффективным методом лечения, который в 96,4% наблюдений обеспечивал положительный результат. Сравнивая результаты эндопротезирования разных групп, можно отметить, что они не равнозначны. При двустороннем коксартрозе эндопротезирование одного тазобедренного сустава несомненно улучшает функциональные возможности больного: возрастает опорность ($p < 0,046$), нормализуется распределение нагрузок по отделам стопы оперированной конечности (снижение на передний отдел, $p < 0,032$, увеличение на задний, $p < 0,029$). Временные показатели цикла шага незначительно отличаются от таковых до операции, имеется тенденция возрастания коэффициента ритмичности ходьбы ($p < 0,094$). Однако вторая конечность (неоперированная) остается «больной». В данном случае вырабатывается новый сложный двигательный стереотип, и поэтому в целом функциональные результаты оперативного вмешательства выражены недостаточно.

Через 10–15 дней после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава наиболее высокие биомеханические показатели получены в группе с двумя тотальными эндопротезами: существенно возрастает коэффициент опорности при стоянии ($p < 0,0001$), временные показатели цикла шага значительно отличаются от таковых до операции – нормализуются показатели опоры ($p < 0,017$) и переноса ($p < 0,009$), возрастает коэффициент максимальной силы толчка ($p < 0,005$) оперированной конечности, что говорит о целесообразности оперативного лечения второго поражен-

ного тазобедренного сустава в ранние сроки после протезирования первого.



ЛИТЕРАТУРА

- Ежов Ю.И. Реконструктивно-восстановительные операции при дегенеративно-дистрофических заболеваниях тазобедренного сустава: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М. 1989. 30 с.
- Мителева З.М. Клинико-биомеханическое обоснование хирургической профилактики и лечения диспластического коксартроза: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Киев. 1990. 40 с.
- Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава. //Н.В.Корнилов, А.В.Войтович, В.М.Машков и др. СПб.: «ЛИТО Синтез». 1997. С. 33–61.
- Куликовский Б.Т., Лиев А.А. Роль мышц тазового пояса и нижних конечностей в генезе коксартроза. //Биомеханика и новые концепции физкультурного образования и системы спортивной подготовки. Нальчик. 1999. С. 156–158.
- Cho K.J., Rah U.W. Study of the lumbar curvature with various factors of pelvis inclination. Change of radiographic lumbar curvature according to hip joint flexion. //Yonsei-Med. J. 1995. № 2. P. 153–160.
- Дрейер А.Л. Деформирующий артроз тазобедренного сустава: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Л. 1971. 40 с.
- Гурьев В.Н. Двусторонний коксартроз и его оперативное лечение. Таллин: Валгус. 1975. 276 с.
- Глазырин Д.И., Мякотина Л.И. Комплексное биомеханическое исследование функционального состояния позвоночника в статике и ходьбе. //Тр. первой обл. конф. по изобретательству и рационализации в травматологии и ортопедии. Свердловск. 1973. С. 67–68.
- Дзяк А. Крестцовые боли. М.: Медицина. 1981. С. 48–71.
- Гершевич В.И. Клинико-функциональные критерии нарушения статико-динамической функции больных коксартрозом в оценке их трудоспособности: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Л. 1989. 24 с.
- Polster J. Biomechanics of the hip joint. //Radiologie. 1990. V. 30. № 3. P. 135–140.
- Paguet N., Malouin F., Richards Cl. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. //Spine. 1994. V. 19. № 5. P. 596–603.
- Correlation of spinal with the severity of chronic lower back pain / Kang S.W., Lee W.N., Moon J.H., Chun S.I. //Yonsei-Med.-J. 1995. V. 36. № 1. P. 37–44.
- Мицкевич В.А., Жиляев А.А. Оценка функции ходьбы у больных коксартрозом до и после операции эндопротезирования тазобедренного сустава. //VI Съезд травматологов и ортопедов России: тез. докл. Н. Новгород. 1997. 843 с.
- Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне. 1975. 365 с.
- Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М. 1982. 35 с.
- Мителева З.М., Павленко С.И. Стабилографические исследования больных поясничным остеохондрозом с выраженным болевым синдромом. //IX съезд травматологов-ортопедов Украины: тез. докл. Запорожье. 1983. С. 123–124.
- Аграновский С.Г., Мурашко С.К. Ортопедический компьютерный комплекс с тактильными стельками на основе «электронной кожи». //Биомеханика на защите жизни и здоровья человека: I всерос. конф. -ярмарка: тез. докл. Н.Новгород. 1992. Т. 2. С. 5–6.
- Quantitative gait evaluation of hip diseases using principal component analysis. / Yamamoto S., Suto Y., Kawamura H. et al. //J. Biomech. 1983. V. 16. № 9. P. 717–726.
- Winter D.A. Biomechanics and motor control of human movement. Chichester; Toronto; Singapore: John Wiley & Sons. Inc. N.Y. 1990. 277 p.
- Podoloff R.M., Benjamin M. A pressure mapping system for gait analysis. //Sensor. May. 1991. 201 p.
- A preliminary analysis of the feited-foam dressing for the management of diabetic foot ulcerations using F-scan technology /Guirini J., Barry D., Chrzan J. et al. //Proceedings of the III. Emed user meeting. Flagstaff. AZ. 1992. P. 119–127.
- Young C.R. The F-scan system of foot pressure analysis. //Clin. in Pediatr. Med. Surg. 1993. V. 10. № 3. P. 142–151.
- Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. М.: Наука. 1965. 256 с.
- Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. М.: МБН. 1996. 344 с.
- Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. М.: МБН. 2000. 190 с.
- Гамбурцев В.А. Гониометрия человеческого тела. М.: Медицина. 1973. 200 с.
- Маркс В.О. Ортопедическая диагностика: (руководство-справочник). Минск: Наука и техника. 1978. 510 с.
- Рукина Н.Н. Биомеханические аспекты функционального состояния позвоночника у больных с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренного сустава: автореф. дис. ...канд.мед.наук. М. 2002. 22 с.