

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КРИТЕРИЙ ОЦЕНКИ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ ХОДЬБЫ

В.В. Троценко, А.А. Жилыев, С.В. Иванников

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва

Предложен интегральный критерий оценки патологической ходьбы, основанный на различии формы динамограмм вертикальных составляющих реакции опоры при ходьбе в норме и при поражении нижних конечностей. Применение данного критерия в клинической практике позволяет с помощью минимального числа информативных параметров (по одному для каждой конечности) проводить интегральную оценку функции ходьбы при различных видах патологии нижних конечностей. Предложенный критерий может являться универсальным при оценке результатов лечения и реабилитации и использоваться как в научно-исследовательских, так и в лечебных учреждениях травматолого-ортопедического профиля.

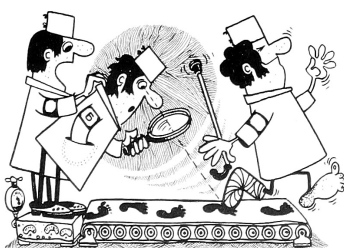
Integrate criterion for the evaluation of pathological gait based on the distinction of the pattern dynamograms of vertical components of weight bearing reaction at walking in norm and in injured lower extremities is suggested. In patients with different pathology of lower extremities the application of this criterion in clinical practice allows to perform the integral evaluation of gait using the minimum of informative biomechanical parameters. Suggested criterion could serve as an universal index for the evaluations of treatment and rehabilitation results and may be used in research and clinical practice.

Объективный анализ функционального состояния нижних конечностей, позволяющий оценивать конечный результат работы врача — исход болезни, является одной из актуальных задач современной травматологии, ортопедии, протезирования. Эффективность проведенного лечения больного или реабилитации инвалида должна определяться прежде всего степенью функциональных возможностей опорно-двигательного аппарата. Наиболее адекватным диагностическим тестом для интегральной оценки функционального состояния нижних конечностей является ходьба человека. При исследовании ходьбы используется ряд информативных биомеханических параметров, позволяющих количественно сопоставить ходьбу конкретного больного с нормой. Однако при этом применяется большое число методик, часто с использованием нестандартных технических средств, что практически лишает возможности сравнивать результаты, получаемые в разных научных подразделениях. Интегральный критерий, который позволял бы объективно определять функциональное состояние нижних конечностей и оценивать результаты лечения и реабилитации по единой методике для лечебных и научно-исследовательских учреждений травматолого-ортопедического профиля, не разработан [1].

Нами проведен анализ патологической ходьбы на основе сравнения формы вертикальной составляющей реакции опоры с нормой.

При выборе этого показателя мы исходили из того, что он позволяет наиболее полно судить об общих особенностях функционирования опорно-двигательного аппарата в норме и при патологии, о соотношении используемых при ходьбе мышечных, гравитационных и инерционных сил [5]. Форма вертикальной реакции опоры весьма характерна для нормальной ходьбы и стабильно повторяется у всех испытуемых, изменяются только величины пиков реакции опоры в зависимости от массы тела и темпа ходьбы испытуемых. Несмотря на то что динамические параметры традиционно занимают центральное место в биомеханических исследованиях ходьбы, единого критерия оценки функции ходьбы по изменению относительно нормы вертикальной составляющей реакции опоры в настоящее время не существует.

Анализу динамических характеристик нормальной ходьбы посвящено достаточно много работ [2–4, 6–9]. Основным результатом этих исследований можно считать получение средних величин переднего и заднего толчков. В ряде работ определялось также положение пиков вертикальной реакции опоры относительно длительности периода опоры конечности (за начало которого принимался момент касания пятки поверхности опоры). При травмах и заболеваниях нижних конечностей двувершинная форма вертикальной составляющей реакции опоры сохраняется, но меняется соотношение между величинами толчков. Как следствие этого изменяется наклон фронтов реакции опоры и, соот-



ответственно, вся форма вертикальной составляющей. Поэтому сравнительный анализ нормальной и патологической ходьбы только по изменению взаимного расположения пиков вертикальной реакции опоры дает далеко не полное представление об изменении формы реакции опоры при поражении опорно-двигательного аппарата. Кроме того, в литературе отсутствуют данные о динамических параметрах ходьбы в возрастном аспекте, в связи с чем при анализе ходьбы больного не представляется возможным использовать для сравнения параметры нормальной ходьбы соответствующей возрастной группы.

Целью нашего исследования была разработка биомеханического критерия, позволяющего интегрально оценивать функциональное состояние нижних конечностей на основе сравнения формы вертикальной реакции опоры больного с нормой.

Исследование ходьбы проводилось на биомеханической установке, в состав которой входят две многокомпонентные платформы «Кистлер», скоммутированные с персональным компьютером. Пакет прикладных программ позволяет получить следующие параметры: 1) реакция опоры нижних конечностей, 2) амплитуда толчков реакции опоры, 3) время опоры конечностей в ходьбе, 4) ритм ходьбы, 5) темп ходьбы. Ходьбу исследовали в привычном для испытуемого темпе. Во время ходьбы обследуемый наступал одной ногой на одну платформу, другой — на другую. Число проходов по платформам составляло не менее 10. Вертикальная составляющая реакции опоры выражается в виде суммарной нагрузки на ногу. Нагрузка на обе конечности за время двойного шага принимается за 100%. Доля нагрузки на одну и на другую ногу может быть либо одинаковой, либо разной, но в сумме они составляют 100%.

Предлагаемый нами критерий основан на сравнении формы графиков вертикальных составляющих реакции опоры больных с формой графиков здоровых испытуемых, т.е. сравнение осуществляется по площади, ограниченной графиками соответствующих вертикальных составляющих реакции опоры и нулевой линией. Для корректного решения данной задачи необходимо соблюдение ряда условий. Во-первых, динамические параметры ходьбы больного следует сравнивать с параметрами здоровых испытуемых той же возрастной группы и того же пола. Во-вторых, при сравнительном анализе динамических параметров важно использовать только те шаги здоровых испытуемых и обследуемых больных, при которых длительность периодов опоры конечностей будет совпадать.

Для изучения изменения амплитуд толчков реакции опоры в зависимости от возраста испытуемых нами было проведено исследование ходьбы у группы практически здоровых мужчин в возрасте от 20 до 54 лет (71 человек).

Из представленной таблицы следует, что с возрастом происходит уменьшение амплитуд реакции опоры, соответствующих переднему и заднему толчкам. Нарушение этой тенденции связано с различиями среднего по группам темпа ходьбы испытуемых. Полученные данные свидетельствуют о необходимости учитывать возраст испытуемых при сравнении динамических параметров нормальной и патологической ходьбы.

На рис. 1 в качестве примера представлены вертикальные составляющие реакции опоры для группы здоровых испытуемых в возрасте 25–26 лет (усредненные данные — 76 шагов 10 испытуемых) и одного из испытуемых этой же группы в возрасте 26 лет. Динамические параметры ходьбы конкретного испытуемого, естественно, несколько отличаются от средних по

Зависимость амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры (в % к весу тела) от возраста испытуемых ($M \pm m$)

Возрастная группа, годы	Число испытуемых	Средний темп ходьбы, шаг/мин	Левая нога				Правая нога			
			вертикальная составляющая		продольная составляющая		вертикальная составляющая		продольная составляющая	
			ПТ	ЗТ	ПТ	ЗТ	ПТ	ЗТ	ПТ	ЗТ
20–24	9	106,1±6,6	123,6±5,7	115,0±8,4	15,9±2,2	15,4±1,6	117,4±6,9	111,3±7,1	11,5±1,7	12,5±1,0
25–29	14	104,7±4,8	120,6±5,5	113,4±5,7	14,6±2,3	14,0±2,1	114,9±8,4	109,7±5,7	11,2±2,3	12,3±1,6
30–34	12	101,3±7,3	115,8±7,3	112,5±5,4	12,9±2,4	13,5±2,5	110,2±7,1	109,4±4,5	10,2±1,9	11,2±1,7
35–39	10	100,4±6,9	109,5±7,2	108,5±5,6	11,7±2,6	13,6±2,8	107,9±7,7	107,1±6,0	9,8±2,0	11,0±2,1
40–44	9	103,0±5,4	108,9±5,9	108,2±5,4	11,3±1,8	12,2±1,5	108,1±3,7	109,3±5,4	10,1±2,4	11,3±1,8
45–49	9	105,3±6,5	111,7±7,4	110,8±6,4	11,0±1,8	12,2±1,4	111,0±6,8	110,2±6,5	10,9±1,4	11,1±1,3
50–54	8	102,9±5,9	110,7±6,4	110,5±4,8	11,0±1,5	12,2±1,4	111,5±5,8	108,8±3,3	9,6±1,3	9,2±1,3

Обозначения: ПТ — передний, ЗТ — задний толчок.

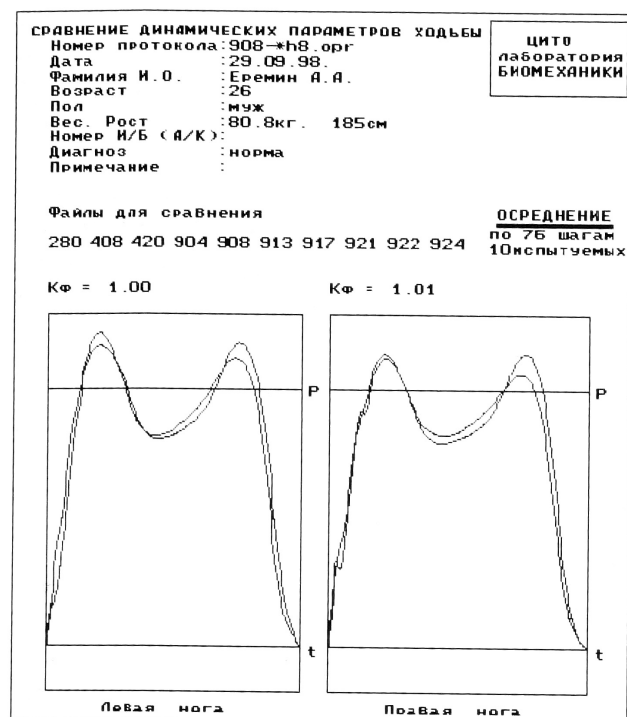


Рис. 1. Вертикальные реакции опоры одного из группы здоровых испытуемых и усредненная для всей группы.

группе, в частности имеется незначительная разница в высоте амплитуд вертикальной составляющей реакции опоры при переднем и заднем толчках. Однако по форме вертикаль-

ной составляющей (по площади между нулевой линией и графиком вертикальной составляющей) различия невелики.

Наиболее существенным препятствием при сравнительном анализе динамических параметров нормальной и патологической ходьбы является несовпадение темпа ходьбы разных людей, который определяется антропометрическими характеристиками человека, а у больного зависит еще и от тяжести заболевания или травмы. Соответственно этому различается продолжительность периодов опоры конечностей у разных испытуемых. Для сравнительной оценки динамики ходьбы конкретного больного с нормой из всей совокупности биомеханической информации подбирается информация о ходьбе здоровых испытуемых с близкими значениями среднего темпа ходьбы. Поскольку длительность периодов опоры конечностей при ходьбе имеет некоторую вариативность, для выявления отличий ходьбы конкретного больного от нормы подбираются только те шаги здоровых испытуемых, при которых диапазоны изменения длительности периодов опоры конечностей совпадают с таковыми у больного. Именно по этим шагам и производится осреднение всех динамограмм вертикальной составляющей реакции опоры здорового испытуемого (рис. 2).

Следующим этапом сравнительного анализа нормальной и патологической ходьбы является совмещение вертикальных составляющих одноименных конечностей и нахождение степени различия между ними через коэффициент различия формы реакций опоры (Кф), равный отношению площадей, ограниченных нормальной (полученной путем осреднения информации по группе здоровых испытуемых соответствующего возраста и пола) и анализируемой (данного больного) вертикальными составляющими опорных реакций. Естественно, чем больший объем информации о ходьбе в норме используется для сравнительного анализа патологической ходьбы, тем достовернее будет результат сравнения. Поэтому важно проводить сбор информации по возможно большему числу шагов каждого здорового испытуемого.

В качестве примера оценим отклонение от нормы динамических параметров ходьбы больного К. — мужчины в возрасте 25 лет с эндопротезом тазобедренного сустава, установленным после перелома шейки левого бедра (рис. 3). Диапазон изменения длительности периодов опоры конечностей данного больного, определенный по результатам исследования 10 двойных шагов, составляет 0,71–0,83 с (средние значения для левой и правой ноги соответственно $0,74 \pm 0,05$ и $0,75 \pm 0,06$ с). Для сравнительного анализа из всех

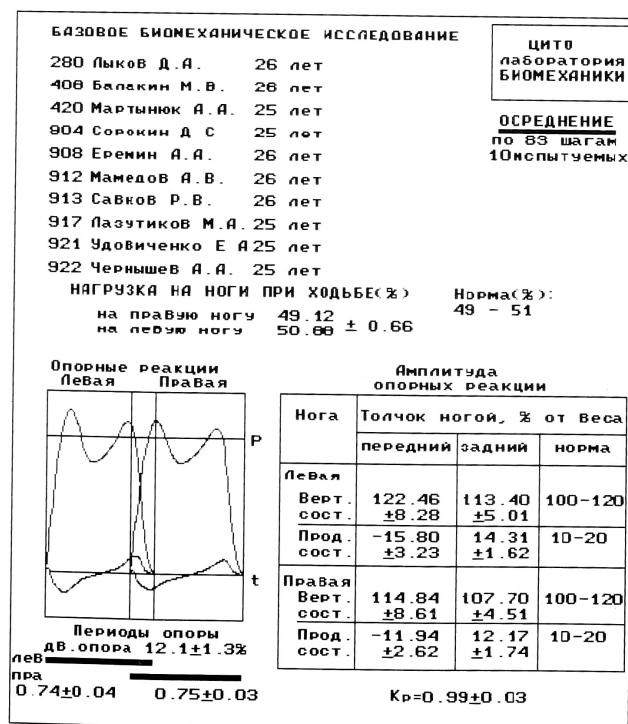


Рис. 2. Осреднение биомеханических параметров ходьбы по группе здоровых испытуемых с заданной длительностью периодов опоры конечностей (Кр — коэффициент ритмичности ходьбы).

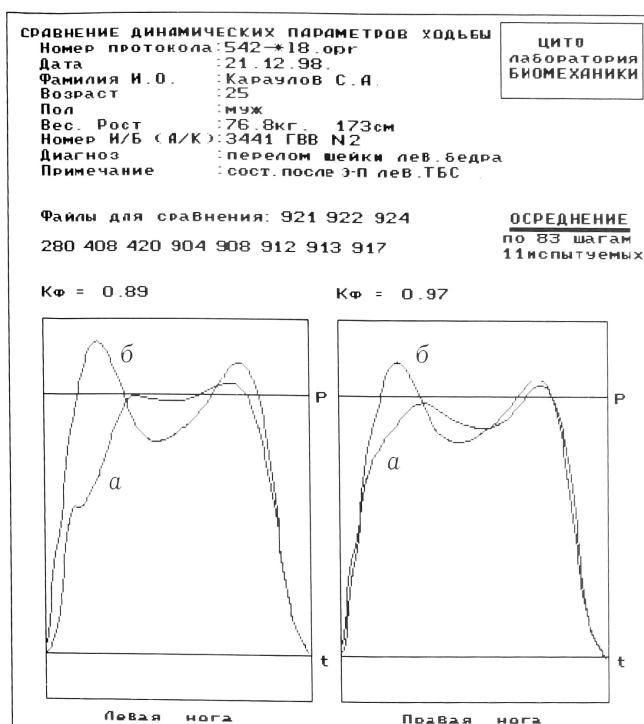


Рис. 3. Сравнение динамических параметров ходьбы больного с эндопротезом левого тазобедренного сустава (а) с нормой (б).

исследований нормальной ходьбы испытуемых в возрасте 25-26 лет выберем только те шаги, при которых длительность периодов опоры конечностей находится в указанном диапазоне. Согласно собранной информации, для анализа ходьбы данного больного может быть использовано 87 шагов 11 здоровых испытуемых. Специально разработанная программа позволяет определить средние значения биомеханических параметров ходьбы (одновременно происходит осреднение графиков реакции опоры) по выбранным шагам группы испытуемых (см. рис. 3).

Предложенный Кф отражает степень отличия динамических параметров ходьбы больного от нормы по каждой из конечностей. Как известно, ходьба здорового человека характеризуется оптимальным сочетанием внешних (гравитационных и инерционных) и внутренних (мышечных) сил, действующих на него при ходьбе, и, как следствие этого, минимальными затрата-

ми мышечной энергии при движении. Можно предположить, что отличие значения Кф от 1,0 характеризует (при равенстве темпов ходьбы больного и среднего по группе здоровых испытуемых) дополнительные по сравнению с нормой затраты мышечной энергии при ходьбе данного больного. Функциональные возможности оперированной конечности больного значительно снижены относительно нормы вследствие несостоятельности эндопротеза.

Таким образом, использование предложенного критерия позволяет на основе минимального числа информативных параметров (по одному для каждой конечности) проводить интегральную оценку патологической ходьбы при различных поражениях нижних конечностей. По мере накопления биомеханической информации о ходьбе здоровых людей достоверность интегральной оценки будет возрастать за счет использования при сравнительном анализе информации, полученной в результате осреднения динамических параметров по значительному числу циклов ходьбы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Беленький В.Е. //Биомеханические исследования в травматологии и ортопедии. — М., 1988. — С. 3-7.
2. Гриценко Г.П., Якобсон Я.С., Беленький В.Е. //Протезирование и протезостроение. М., 1978. — Вып. 46. — С. 35-40.
3. Гриценко Г.П., Витензон А.С. //Протезирование и протезостроение. — М., 1990. — Вып. 89. — С. 66-77.
4. Комплексный биомеханический и физиологический анализ ходьбы в норме и на протезах бедра и голени: Метод. рекомендации. — М., 1992.
5. Саранцев А.В., Лисица И.Б. //Биомеханические исследования в травматологии и ортопедии. — М., 1988. — С. 8-12.
6. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. — М., 1982.
7. Chao E.Y., Langhman R.K., Schneider E., Stauffen R.N. //J. Biomech. — 1983. — Vol. 16, N 3. — P. 219-233.
8. Jaeger R.J., Vanitchachavan P. //J. Biomech. — 1992. — Vol. 25, N 10. — P. 1233-1236.
9. Martin P.E., Marsh A.P. //J. Biomech. — 1992. — Vol. 25, N 10. — P. 1237-1239.