

В.П. Живаев, В.С. Прокопенко, С.В. Прокопенко

## АНАЛИЗАТОР КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ЛАЗЕРНОГО ДАЛЬНОМЕРА

### Аннотация

Описывается устройство, построенное на основе лазерного дальномера для определения кинематических параметров ходьбы человека. Устройство может быть использовано для диагностики и контроля процесса реабилитации больных, перенесших инсульт, а также в других областях для оценки состояния двигательной системы человека.

В современной неврологии и нейрофизиологии чрезвычайно актуальным является создание методов регистрации и компьютерного анализа движений человека в норме и при патологии [1]. Существующие методы регистрации, как правило, трудоемки или чрезвычайно затратны. Регистрация и анализ отдельных параметров движений необходимы в диагностике, при экспертизе, при выборе программ реабилитации неврологических заболеваний, создающих мировую проблему по частоте встречаемости и выходу на инвалидность. В клинической практике оценки составляющих ходьбы используются, как правило, субъективные методы: функциональные шкалы, тесты, опросники и, наиболее часто, метод мотоскопии, заключающийся в визуальной оценке походки, качества выполнения движений [2]. К инструментальным методикам исследования ходьбы относится трехмерный видеоанализ, который позволяет с высокой точностью диагностировать нарушения функции ходьбы и является эталоном среди известных методов. Однако комплекс видеоанализа имеет высокую стоимость, требует специального помещения и наличия высококвалифицированного персонала. Существует также анализ движений человека с помощью акселерометрических датчиков, подометрический, гониометрический и импегнационный методы оценки ходьбы. Каждый из перечисленных способов имеет свои достоинства и недостатки [3].

Задачей настоящей работы являлась разработка простого в использовании, недорогого и несложного диагностического устройства [4], позволяющего дистанционным образом оперативно получать информацию о важных маркерных показателях, помогающих отслеживать наличие существенных изменений в походке, а именно:

- статистическом распределении длины шага  $l$  (при аппроксимации нормальным распределением – среднего и дисперсии);
- статистическом распределении длительности шага  $t_{ш}$  для правой и левой ног (при аппроксимации нормальным распределением – среднего и дисперсии);
- временной «асимметрии» длительности шага правой и левой ног;
- средней скорости  $\bar{v}$  движения («темпа ходьбы»  $N$ ).

Длина шага  $l$  – расстояние между точкой опоры пятки одной ноги и центром опоры пятки контралатеральной ноги (длины шагов левой и правой ног одинаковы). Длительность шага  $t_{ш} = t_{до} + t_n$ , где  $t_{до}$  – время двойной опоры;  $t_n$  – время переноса ноги. Длительность шага левой и правой ног может быть неодинаковой. Для оценки различия длительности шага правой и левой ног вводим коэффициент временной «асимметрии» длительности шага

$$K = \frac{t_{шл} - t_{шп}}{t_{шл} + t_{шп}},$$

где  $t_{шл}$  – средняя длительность шага левой и  $t_{шп}$  – правой ног. Средняя скорость  $\bar{v}$  выражается в метрах в секунду, «темп ходьбы» ( $N$ ), т. е. количество шагов, совершаемых за одну минуту, – в шагах в минуту.

Устройство (рис. 1) работает следующим образом. Испытуемый приближается или удаляется по прямой от лазерного дальномера по металлической дорожке 1. На ноги испытуемого надевают не создающие неудобств при ходьбе легкие «бахилы», к подошвам которых прикреплены тонкие металлические пластины 2 (датчики касания). На теле испытуемого закрепляют источник питания 3, генератор прямоугольных импульсов 4 (одновибратор) для инфракрасного излучателя 5 и светорассеивающую мишень 6.

Перед проведением измерений дальномер устанавливается таким образом, чтобы луч его лазера находился в горизонтальной плоскости и был направлен на светорассеивающую мишень на уровне центра тяжести испытуемого (около 10 см выше пояса).

При ходьбе с постановкой обеих ног на металлическую дорожку 1 электрическая цепь замыкается и закрепленный на испытуемом инфракрасный излучатель 5 испускает инфракрасный импульс длительностью 10 мкс. Инфракрасный световой импульс принимается фотоприемником инфракрасных импульсов 8, и электронный блок 7 по фронту принятого импульса включает лазерный дальномер 9 для измерения расстояния (по прямой) от лазерного дальномера 9 до светорассеивающей мишени 6. Полученное значение расстояния сразу же передается по любому совместимому с используемым оборудованием интерфейсу, например Bluetooth

или RS-232, в персональный компьютер 10. Данные по измерению расстояния записываются в электронные таблицы Excel и сохраняются в виде таблицы расстояний от испытуемого до дальномера. Одновременно с этим программно считываются показания системных часов компьютера, соответствующие моменту измерения расстояния, и также записываются в электронные таблицы Excel.

Таким образом, в результате проведения измерений формируются два массива данных: расстояния  $L_i$  от дальномера до испытуемого, измеренные в моменты касания датчиками дорожки, и показания  $T_i$  системных часов в моменты записи значений расстояния в соответствующие ячейки массива.

Данные, записанные в таблице, с помощью специальной программы подвергаются математической обработке, результаты которой документируются в виде отчета (диагностической карты). Это дает возможность наблюдать за динамикой процесса изменения кинематических параметров ходьбы во времени.

Длина  $l_k = L_{i+1} - L_i$  и длительность  $t_k = T_{i+1} - T_i$  шага при математической обработке определяются как разность значений однотипных соседних ячеек таблицы. На основе данных, полученных при измерениях, и последующей математической обработки можно построить следующие зависимости:

- расстояния  $L_i$  от лазера до испытуемого от номера отсчета  $i$  (от 1 до  $n$ );
- длины шага  $l_k = L_{i+1} - L_i$  от номера шага  $k$  (от 1 до  $n - 1$  – общий график);
- длительности шага  $t_k = T_{i+1} - T_i$  от номера шага (общий график и для каждой ноги в отдельности);
- длины шага  $l_k$  от его длительности  $t_k$  («фазовый портрет» ходьбы);
- гистограммы распределения длины и длительности шага (общий график, выборка для правой и левой ног).

На основе статистической обработки данных могут быть получены принятые в подометрии диагностически значимые характеристики ходьбы:

- средняя длина и среднее квадратичное отклонение шага;

- средняя длительность и среднее квадратичное отклонение шага (общая, для правой и левой ног);
- средняя скорость (темп) движения;
- коэффициент временной «асимметрии».

На рис. 2 представлены некоторые результаты, полученные в ходе клинических испытаний устройства.

«Фазовый портрет» ходьбы (диаграмма связи длины шага с его длительностью) для каждого человека индивидуален. В «идеальном» случае (когда длины и длительности при ходьбе стабильны) «фазовый портрет» представляет собой точку. Предполагаемое положение этой точки на диаграмме можно рассчитать в рамках модели «физического маятника», основываясь на данных антропометрии. На практике даже у здоровых людей «фазовый портрет» – это множество точек, правда, локализованных в довольно ограниченной области. При патологии эта область увеличивается, расплывается и деформируется, а при асимметрии – вообще разделяется на две.

Основные технические характеристики анализатора кинематических параметров ходьбы человека:

- абсолютная погрешность измерения:
  - длины шага, мм:  $\pm 3$ ;
  - длительности шага, мс:  $\pm 2$ ;
- диапазон измеряемых расстояний, м: 0,25...32;
- размеры дорожки для ходьбы, м:
  - ширина: 65;
  - длина: 25;
- масса дорожки, кг: 13;
- максимальный регистрируемый темп ходьбы, шаг/мин:
  - на базе дальномера «Leica Disto Plus»: 85;
  - на базе дальномера «Dimetix DLS B15»: 150.

Анализатор кинематических параметров ходьбы человека в основном предназначен для диагностики больных, перенесших инсульт. Дополнив устройство датчиком ритма ходьбы, его можно использовать для целей реабилитации.

Достоинствами устройства являются:

- высокая точность измерений;
- легкость сборки и мобильность;
- простота проведения измерений;

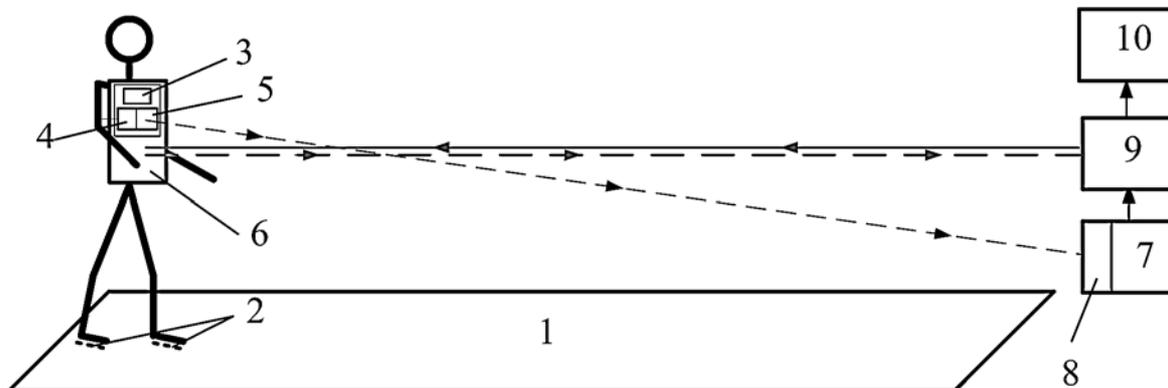


Рис. 1. Блок-схема анализатора кинематических параметров ходьбы человека

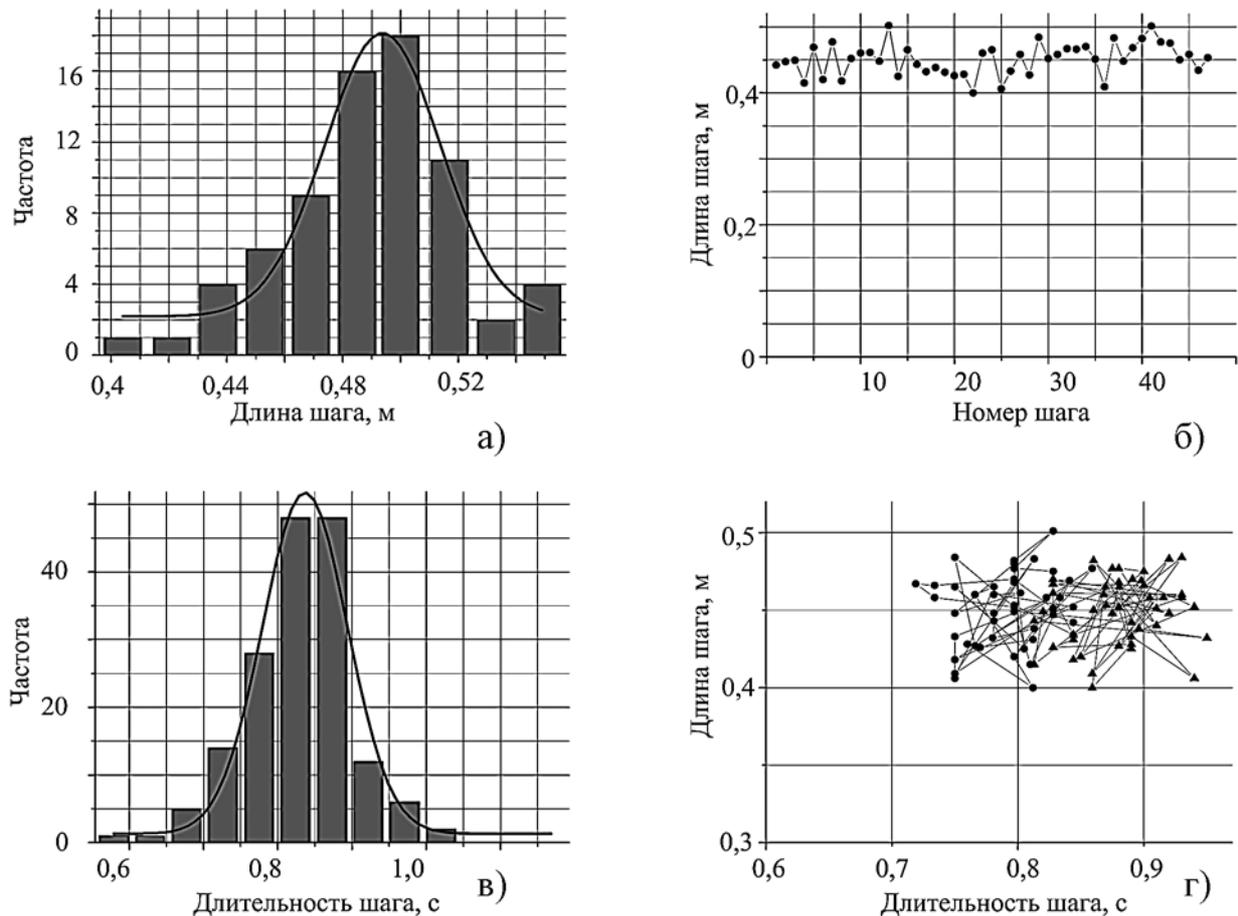


Рис. 2. Гистограммы распределения длины (а) и длительности (в) шага с аппроксимацией нормальным распределением; зависимость длины шага от его номера (б), «фазовый портрет» ходьбы при наличии временной «асимметрии» движения (г)

- оперативность обработки и документирования результатов измерений;
- возможность работы в автономном режиме от аккумуляторных источников питания.

#### Список литературы:

1. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – М.: Т.М. Андреева, 2007. 640 с.
2. Tyson S.F., Hanley M., Chillala J. et al. Balance disability after stroke // Phys. Ther. 2006. Vol. 86. PP. 30-38.
3. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation // J. Neuroeng. Rehabil. 2006. Vol. 3. № 4. P. 10.
4. Живаев В.П., Прокопенко В.С., Прокопенко С.В. и др. Анализатор кинематических параметров ходьбы человека / Патент № RU 91837 U1. Бюл. 2010. № 7.

Василий Петрович Живаев,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
кафедра технологии и предпринимательства,  
Владимир Семенович Прокопенко,  
канд. педагог. наук, доцент,  
кафедра общей физики,  
ГОУ ВПО «Красноярский государственный  
педагогический институт им. В.П. Астафьева»,  
Семен Владимирович Прокопенко,  
д-р мед. наук,  
зав. кафедрой нервных болезней  
традиционной медицины с курсом ПО,  
научный руководитель центра  
нейрореабилитации СКЦ ФМБА России,  
ГОУ ВПО «Красноярский государственный  
медицинский университет  
им. профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого»,  
г. Красноярск,  
e-mail: bpzbpz@mail.ru