

## Оценка параметров походки человека на основе акселерометрических данных

### Аннотация

Разработана методика исследования параметров биомеханики походки человека, позволяющая выполнять экспресс-оценку состояния опорно-двигательного аппарата по данным длительного акселерометрического мониторинга. Предложено использовать коэффициенты корреляции акселерометрических сигналов шага одного человека, выполненного в различном темпе для обучения нейронной сети с целью выделения шагов среди данных суточных акселерограмм. Полученные результаты экспресс-оценки позволили выявить наличие в параметрах походки человека характерных признаков двигательной патологии.

### Введение

Походка человека – сложный процесс функционального взаимодействия большого числа элементов опорно-двигательного аппарата и нервных центров. При наличии функциональных нарушений происходит изменение свойственного человеку шаблона движений и формируется новый патологический стереотип походки. Следовательно, путем изучения особенностей походки и их изменения обеспечивается возможность диагностики развития заболеваний опорно-двигательного аппарата и нервных центров, а также возможность выполнения функциональной диагностики индивидуальных норм походки человека и изучения их динамики во времени.

Наряду с существующими методами исследования параметров биомеханики походки человека [1] акселерометрия является одним из наиболее информативных методов оценки функционального состояния опорно-двигательной системы, при реализации которого зачастую используется клиническая откалиброванная аппаратура, включающая в себя набор датчиков-акселерометров, систему анализа и интерпретации регистрируемых данных [2]. Развитие портативных устройств и датчиков здоровья, оснащенных акселерометрами, позволяет ускорить процесс перехода к персонализированной медицинской диагностике опорно-двигательного аппарата.

Основной задачей в данном случае выступает обеспечение требуемой достоверности и точности дистанционных измерений, выполняемых без участия медицинского работника [3]. Тогда анализ показателей датчиков, встроенных в персональные устройства связи и мониторинга, усложняется перемещением датчиков в процессе движения человека относительно места измерения (неполное прилегание). Таким образом, все перемещения датчиков могут быть хаотичными и постоянными (периодическими) [4].

Требуемая достоверность акселерометрических измерений посредством носящих устройств мониторинга может быть достигнута за счет разработки интеллектуальных алгоритмов обработки данных, обеспечивающих:

- выделение и исключение из анализа артефактов сигнала акселерометра, связанных с ложным перемещением датчиков;
- выделение и классификацию движений, имеющих динамический диапазон времени совершения;
- обучение и формирование индивидуальных шаблонов походки.

В связи с этим целью исследования является разработка алгоритма обработки акселерометрических данных, позволяющих производить оценку параметров походки человека вследствие выделения и классификации движений, а также сравне-

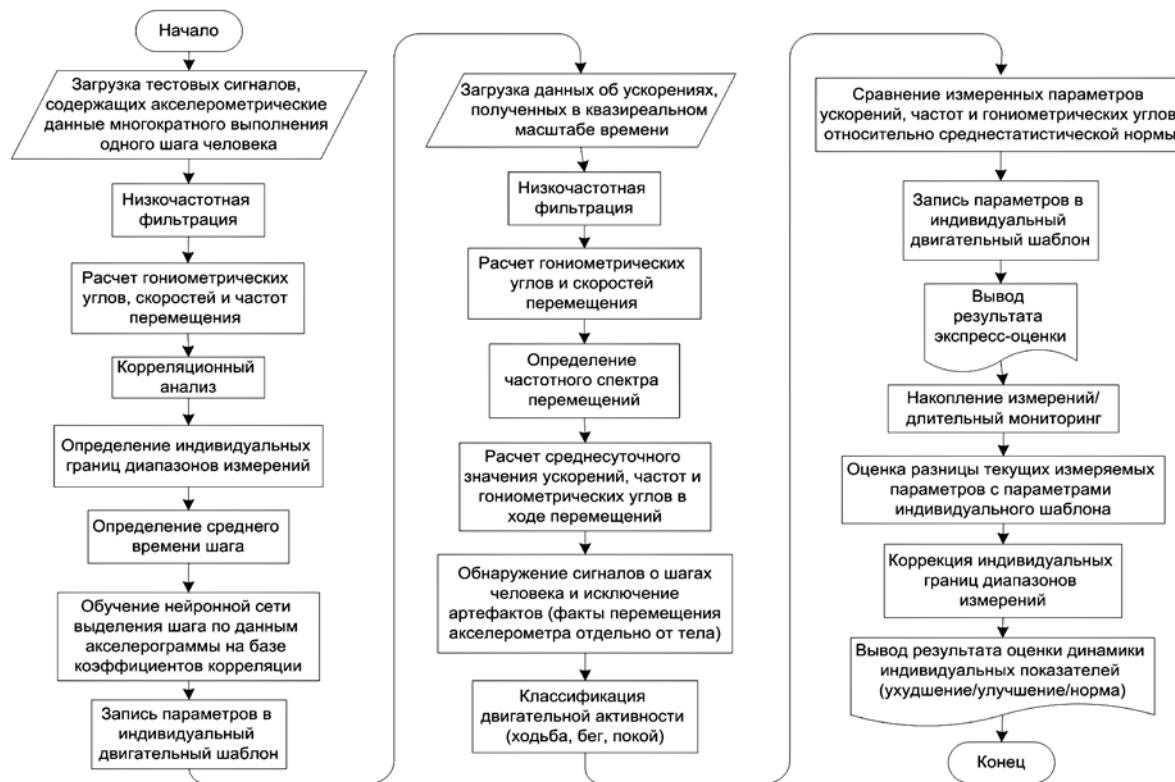


Рис. 1. Алгоритм оценки параметров биомеханики походки человека

ния динамики численных значений параметров походки с параметрами индивидуального шаблона движений человека.

## Материалы и методы

Для исследований параметров биомеханики походки были использованы данные акселерометра, встроенного в мобильный телефон добровольцев, который размещался в кармане одежды, плотно прилегающей к телу. Свобода перемещений мобильного телефона относительно тела человека ведет к ошибкам обнаружения и формирования двигательного шаблона. В связи с этим был использован дополнительный беспроводной акселерометр, размещенный в кармане брюк пациента, плотно прилегающих к телу. Для определения численных значений суставных углов нижних конечностей беспроводные акселерометры были также размещены на оси сгибания коленных суставов.

Для исследований было привлечено 5 лиц женского пола и 5 лиц мужского пола в возрасте от 19 до 21 года. Методика измерений включает в себя многократное выполнение одного шага, выполняемого в медленном, нормальном и быстрым темпе каждым добровольцем, многократное прохождение дистанции длиной 10 м обычной походкой, а также суточный мониторинг. Для оценки параметров биомеханики походки по данным акселерометров была разработана методика, записанная для общей наглядности в виде алгоритма, блок-схема которого представлена на *рис. 1*.

Согласно методике, первоначально необходимо сформировать и загрузить набор тестовых сигналов, содержащих акселерометрические данные многократного выполнения одного шага человека в различном скоростном режиме. Так как в сигналах акселерометров присутствуют аддитивные помехи, проявляющиеся в виде шумов вследствие высокой чувствительности инерционной массы датчика [5], для анализа данных требуется предварительная обработка.

Оптимальным решением является использование низкочастотного фильтра с частотой среза 50 Гц, чтобы убрать наводки в сигнале, не свойственные частотам двигательной активности человека [6]. Далее применяется быстрое вейвлет-преобразование Добеши (DWT). Применение вейвлет-преобразования к анализу акселерометрических сигналов осуществлялось на основе алгоритма определения коэффициентов аппроксимации и коэффициентов детализации [7].

После первичной обработки данных происходит вычисление угловых параметров движений [8] и их корреляционный анализ. Полученные корреляционные коэффициенты в дальнейшем используются для обучения нейросетевого классификатора движений, что позволяет среди акселерометрических данных о суточной активности человека выделить и классифицировать сигналы походки, состоящие из циклического выполнения шагов. Также определяются индивидуальные границы диапазонов измерений и среднего времени шага, заносимые в индивидуальный шаблон конкретного человека.

На втором этапе происходит обработка данных с акселерометрами в квазиреальном масштабе времени. На основе обработанных данных вычисляются частотные, скоростные и угловые параметры походки. Далее в акселерограммах суточной активности человека происходит обнаружение сигналов о шагах и исключение артефактов (факты перемещения акселерометра отдельно от тела). Классификация видов движений (бег, ходьба, покой) происходит на основе нейросетевой обработки.

Для решения задачи классификации была выбрана двухслойная сеть прямого распространения. Количество нейронов во входном и выходном слоях совпадает с размерностями входа и выхода нейронной сети и соответственно равно 8 и 2. Количество нейронов в скрытом слое, равное 4, было подобрано экспериментально в соответствии с особенностями классифицируемых сигналов. Для обучения применялась модификация алгоритма обратного распространения ошибки, а в качестве функции активации нейронов использовалась функция  $\tanh$ , обеспечивающая наиболее быстрое обучение.

Далее в модуле сравнения в соответствии с классами движений происходит оценка отклонения изменяемых параметров походки человека относительно статистической нормы и, в случае их выхода за пределы диапазона нормы, осуществляется экспресс-оценка нарушений, градация степени которых зависит от численных значений отклонения.

На заключительном этапе происходят длительный мониторинг и оценка динамики индивидуальных показателей походки, а также дополнительная коррекция границ индивидуальной нормы, которая осуществляется с привлечением экспертизы оценки. Коррекция индивидуальных границ диапазонов перемещений необходима, так как на показатели физической активности человека влияет множество факторов (сезонные изменения, суточная активность, общее физическое состояние и др.). Следовательно, индивидуальная граница нормы перемещений может быть динамической и ее изменение может не свидетельствовать о начале развития нарушений.

## Результаты исследования

Для корреляционного анализа акселерометрических сигналов использовались данные об угловых перемещениях при выполнении одного шага человека в быстром и медленном темпе. Для сравнения сигналов были рассчитаны корреляционные коэффициенты, приведенные в *табл. 1* и *2*.

Таблица 1

**Коэффициенты корреляции для четырех сигналов, полученных в ходе выполнения человеком одного шага в быстром темпе**

Номер сигнала	1	2	3	4
Номер сигнала				
1	1,0000	0,7012	0,9165	0,6495
2	0,7012	1,0000	0,4883	0,1988
3	0,9165	0,4883	1,0000	0,8556
4	0,6495	0,1988	0,8556	1,0000

Таблица 2

**Коэффициенты корреляции для четырех сигналов, полученных в ходе выполнения человеком одного шага в медленном темпе**

Номер сигнала	1	2	3	4
Номер сигнала				
1	1,0000	0,9732	0,7745	0,6585
2	0,7745	1,0000	0,7859	0,7278
3	0,9165	0,7859	1,0000	0,9323
4	1,0000	0,9732	0,7745	0,6585

Корреляционный анализ был проведен для данных о выполнении одного шага в быстром и медленном темпе для всех испытуемых. Полученные значения корреляционных коэффициентов были использованы в качестве весовых коэффициентов для обучения нейронной сети обнаружения и классификации движений в ходе анализа суточных акселерометрических данных походки человека.

Для тестирования нейросети использовались данные суточного акселерометрического мониторинга двигательной активности 10 испытуемых в течение 7 дней. Полученные результаты нейросетевого обнаружения и классификации движений человека по данным суточного акселерометрического мониторинга приведены в *табл. 3*.

В ходе эксперимента были определены значения суточного отклонения угла коленного сустава испытуемых (*рис. 2*).

Для оценки частотных параметров походки испытуемых был проведен вейвлет-анализ, результат которого для 12-часового мониторинга походки представлен на рис. 3.

В результате сравнения измеренных параметров ускорений, частот и гониометрических углов относительно среднестатистической нормы была проведена экспресс-оценка параметров походки и определена вероятность наличия двигательных нарушений у испытуемых, приведенная в табл. 4.

### Заключение

Как видно из рис. 3, суточное отклонение угла коленного сустава левой ноги при ходьбе у испытуемого 1 значительно отличается от суточного отклонения угла коленного сустава испытуемого 2. Это обусловлено тем, что испытуемый 1 неза-

долго до проведения исследования перенес травму коленного сустава, что также подтверждают результаты экспресс-анализа (табл. 4). В результате на графиках наблюдаются значительные диапазоны отклонения, проявляющиеся в исходном сигнале акселерометров в виде высокоамплитудных колебаний.

Отличительные особенности частотных параметров спектра перемещений испытуемого 1 относительно частотных параметров спектра перемещений испытуемого 2 также хорошо видны и на вейвлет-диаграммах (рис. 3). В случае анализа спектра перемещений испытуемого 1, ранее перенесшего травму коленного сустава, следует, что доминирующие частоты походки лежат в диапазоне от 0 до 2 Гц. Однако также наблюдаются дополнительные частоты в диапазоне от 4 до 5 Гц, обусловленные дополнительными колебаниями в ходе выполнения

Таблица 3

**Вероятности корректного распознавания движений по данным суточного акселерометрического мониторинга для испытуемых**

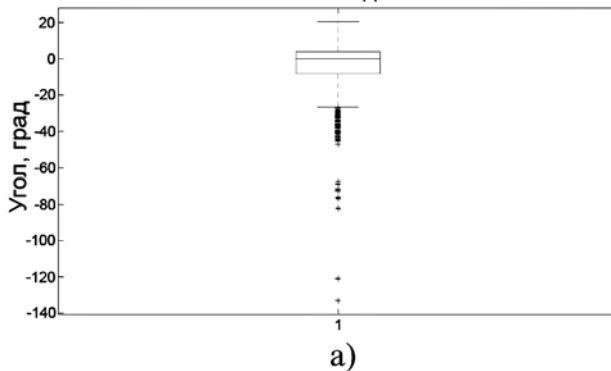
Тип движения	Вероятность корректного распознавания движений по данным суточного акселерометрического мониторинга для 10 испытуемых									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Покой	0,912	0,906	0,957	0,983	0,877	0,929	0,931	0,897	0,943	0,897
Ходьба	0,910	0,857	0,844	0,937	0,840	0,914	0,896	0,867	0,861	0,899
Бег	0,857	0,927	0,919	0,923	0,844	0,877	0,895	0,815	0,876	0,932

Таблица 4

**Результаты экспресс-анализа**

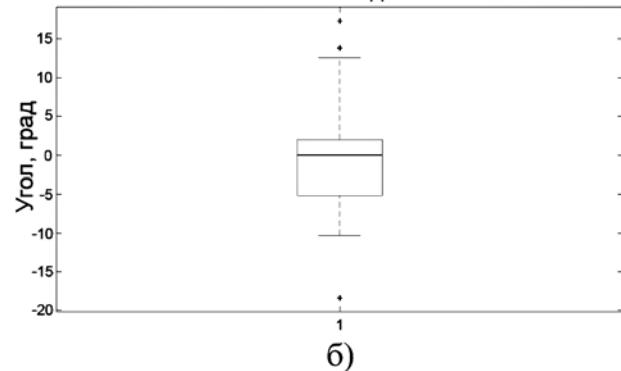
Номер испытуемого	Вероятность наличия нарушений	Номер испытуемого	Вероятность наличия нарушений
1	0,759	6	0,127
2	0,192	7	0,072
3	0,328	8	0,083
4	0,154	9	0,142
5	0,073	10	0,096

**Значения отклонений для левой ноги**



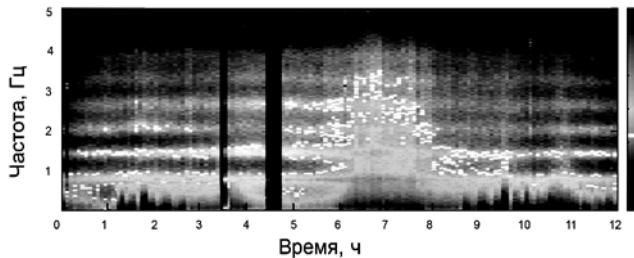
а)

**Значения отклонений для левой ноги**

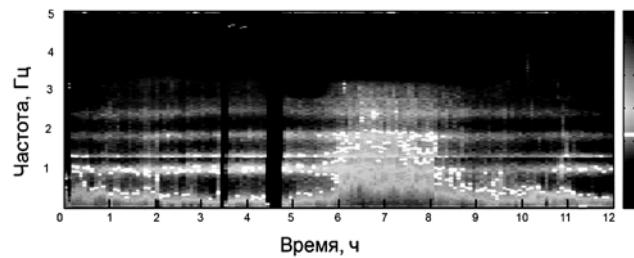


б)

Рис. 2. Суточное отклонение угла коленного сустава левой ноги при ходьбе: а) для испытуемого 1; б) для испытуемого 2



а)



б)

Рис. 3. Вейвлет-преобразование акселерометрических параметров походки: а) для испытуемого 1; б) для испытуемого 2

движений (при ходьбе). Данная особенность не наблюдается на частотном спектре перемещений испытуемого 2.

Практические результаты подтверждают, что результаты экспресс-оценки позволяют выявить наличие в параметрах походки человека характерных признаков двигательной патологии. Построение индивидуальных шаблонов походки по данным длительного мониторинга и оценка динамики двигательных показателей за длительный период времени в дальнейшем позволит не только обнаруживать двигательную патологию, но и судить о ее динамике и особенностях проявления в повседневной деятельности.

#### Список литературы:

1. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. – Иваново: Издательство НПЦ-«Стимул», 1996. 344 с.
2. Логинов С.И. Возможности оценки физической активности человека с помощью датчиков движения акселерометров (литературный обзор) // ВНМТ. 2007. № 1. С. 149-151
3. Логинов С.И. Физическая активность: методы оценки и коррекции. – Сургут, 2005. 344 с.
4. Еськов В.М. Синергетика в клинической кибернетике. Ч. 1. Теоретические основы системного синтеза и исследований хаоса в биомедицинских системах. – Самара: Офорт, 2006. 233 с.
5. Grecheneva A.V., Doroфеев N.V., Kuzichkin O.R. Compensation of the accelerometer errors in solving the problem of kinematic control of dynamic objects / Proceedings of the 2016 International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing (ICIEAM-2016).
6. Баймешов А.С., Курпилянская А.И. Классификация видов движения человека на основе частоты ускорения тела с использованием данных акселерометра // Альманах современной науки и образования. 2013. № 2 (69). С. 23-26.
7. Казанцева А.Г., Лавров Д.Н. Распознавание личности по походке на основе wavelet-параметризации показаний акселерометров // МСиМ. 2011. № 2 (23). С. 31-37
8. Греченева А.В., Кузичкин О.Р., Константинов И.С. Алгоритмическое обеспечение системы диагностики опорно-двигательного аппарата на базе акселерометрических гoniометров // Информационные системы и технологии. 2016. № 6 (98). С. 62-69.

Николай Викторович Дорофеев,  
д-р техн., доцент, зав. кафедрой,  
Анастасия Владимировна Греченева,  
канд. техн. наук, доцент,  
Владислав Сергеевич Бужинский,  
магистрант,  
кафедра «Управление и контроль  
в технических системах»,  
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный  
университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,  
г. Владимир,  
e-mail: grechenevaav@yandex.ru

С.В. Белов, С.В. Гудков, Ю.К. Данилейко, А.Б. Егоров,  
В.И. Луканин, В.А. Сидоров, В.Б. Цветков

## Устройство для биологической активации водных растворов при помощи плазмы тлеющего разряда в водяных парах

Памяти Бориса Ивановича Леонова посвящается

#### Аннотация

Представлен экспериментальный образец оригинального устройства для получения биологически активированных водных растворов при помощи неравновесной (электролитной) плазмы высокочастотного тлеющего разряда в водяных парах при атмосферном давлении. Описаны схема устройства и ее функциональные особенности. Приведены результаты исследовательских испытаний устройства, в том числе указаны интервалы значений основных электрохимических параметров активированного раствора. Сделан вывод о том, что активация при помощи электролитной плазмы тлеющего разряда является малозатратной и может быть реализована компактным устройством в лабораторных и полевых условиях.

#### Введение

В середине 70-х годов прошлого столетия было установлено, что при воздействии электрических полей наблюдается биологическая активация слабо минерализованной воды за счет происходящих в ней электрохимических процессов. В результате этих процессов вода переходит в метастабильное состояние, которое характеризуется изменением физико-химических параметров, в том числе окислительно-восстановительного потенциала (ОВП), связанного с активностью различных ионов в воде, электропроводности, pH и других параметров и свойств. После прекращения внешнего электрофизического воздействия аномальные параметры и свойства воды постепенно достигают равновесных значений [1]-[3]. Протекание постоянного электрического тока через водный раствор создает избыток электронов в области катода и их удаление в области анода. Этот процесс, в свою очередь, сопровождается серией электрохимических реакций, связанной с перезарядкой ионов

на катоде и аноде, что приводит к изменению параметров воды как раствора. Получают такую воду при помощи диафрагменного проточного электрохимического реактора, включающего в свой состав специальную мембрану (диафрагму), разделяющую воду на анилит и католит. После электрохимической обработки вода в катодной области приобретает щелочную реакцию, ее ОВП снижается и может достигать отрицательных значений. Изменяются физические и электрохимические параметры, концентрация растворенных газов и свободного объема воды. В анодной области кислотность воды увеличивается, ОВП возрастает, поверхностное натяжение уменьшается, электропроводность увеличивается, возрастает количество растворенного кислорода и хлора, а концентрация водорода и азота уменьшается [4], [5]. В зависимости от количества прошедшего через электролит электрического заряда электрохимические параметры активированных растворов, полученных при помощи диафрагменного электрохимического реактора, могут принимать разные предельные значения [4]. Ано-