

3. Ультразвуковые преобразователи для неразрушающего контроля / под общ. ред. И. Н. Ермолова. М.: Машиностроение, 1986. 280 с.

4. Домаркас В. И., Кажис Р.-И. Ю. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи. Вильнюс: Минтис, 1974. 256 с.

5. Wolfgang Sachse, Nelson N. Hsu. Chap. 4: Ultrasonic Transducers for Materials Testing and Their Characterization Physical Acoustics / ed. by Warren P. Mason and R. N. Thurston. 1979. Vol. 14. P. 277–406.

6. Ultrasonic Instruments and Devices II – Reference for Modern Instrumentation, Techniques, and Technology. Chap. 2: Fabrication and characterization of transducers / ed. by R. N. Thurston, Allan D. Pierce and Emmanuel P. Papadakis, Emmanuel P. Papadakis, Clyde G. Oakley,

Alan R. Selfridge, Bruce Maxfield // Physical Acoustics. 1999. Vol. 24. P. 43–134.

7. Milan D. Radmanovich, Dragan D. Mancic. Designing and modeling of the power ultrasonic transducers. A series of extraordinary and unique books recommended by MPI. University of Nis: Faculty of Electronics, 2004. 198 p.

8. Коновалов С. И., Кузьменко А. Г. Особенности импульсных режимов работы электроакустических пьезоэлектрических преобразователей. СПб.: Политехника, 2014. 294 с.

9. Коновалов С. И., Кузьменко А. Г. К вопросу о частотах резонанса и антирезонанса пластинчатого пьезокерамического преобразователя // Дефектоскопия. 2017. № 11. С. 50–54.

S. I. Konovalov, A. G. Kuz'menko
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

DETERMINATION OF RESONANCE AND ANTIRESONANCE FREQUENCIES FOR PLATE-TYPE TRANSDUCERS MADE OF PIEZOCERAMICS, ON THE BASE OF ITS INPUT ELECTRIC IMPEDANCE FREQUENCY RESPONSE

In this work a piezoceramic plate loaded with water medium at one side and unloaded at opposite side is considered. On the base of frequency response calculations of input electric impedance, resonance and antiresonance frequencies are determined. The meaning of these terms is discussed. The results of calculations of the values of the said frequencies are presented for several values of electromechanical coupling factor squared. It is pointed out the possibility of another approach to determination of resonance and antiresonance frequencies in dependence on physical quantity which is determining in the use of the transducer. In this work such quantity is the input electrical impedance determining the total current through the transducer. Another possible approach consists in consideration of mechanical quantity – vibrational speed on the working face (at the output of the transducer), that in the analogous scheme is the «current» through the radiation impedance. Some comparative results are presented for both approaches. It is noted that the results have differences, but these differences are small enough.

Input electric impedance, piezoelectric plate, resonance frequency, antiresonance frequency, electromechanical coupling factor, water medium

УДК 681.2.089

А. В. Царёва
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Алгоритмы измерительных систем для исследования фазовой структуры походки человека

Описан алгоритм идентификации фаз шага, на основании которого реализован виртуальный инструмент в среде графического программирования. Показаны гистограммы распределения сигналов от датчиков, в соответствии с которыми создан виртуальный инструмент, реализованный на основании правила квартилей. Определен момент наименее устойчивого положения человека при ходьбе. Данный алгоритм идентификации фаз необходим при сравнительном анализе «портретов» шагов человека с заболеваниями опорно-двигательного аппарата и человека, не имеющего патологий двигательных функций. Создан виртуальный инструмент для реализации фильтрации сигналов в соответствии с алгоритмом фильтра Калмана. По результатам экспериментов выведена формула для масштабирующего преобразования, в которой используются измерения, полученные в статическом режиме, что позволяет нормировать сигнал линейного ускорения по соответствующей оси с учетом расположения датчика и соответствующих ориентаций осей.

Кинематика движений, медицинская диагностика, фазы шага, алгоритмы обработки перемещений

В настоящий момент в медицинской диагностике опорно-двигательного аппарата не существует адекватных средств измерений состояния

двигательной системы пациента. При диагностике заболеваний опорно-двигательного аппарата важной проблемой является выявление динамики

развития нарушений и в соответствии с этим определение эффективного пути лечения человека с нарушением двигательных функций.

Исследование кинематики движений должно способствовать диагностике заболеваний, связанных с деятельностью нервной системы или патологией опорно-двигательного аппарата [1].

При исследовании данной проблемы проанализированы применяемые при проектировании информационно-измерительных систем критерии эффективности и требования к системам для исследования кинематики движения человека и его конечностей. Для получения достоверных результатов, характеризующих движения человека и его конечностей, необходимы средства измерений, не нарушающие структуры двигательных действий, осуществляемых в естественных условиях. Также измерительная система мониторинга движения должна обеспечивать необходимую статическую и динамическую точность. Датчики и другие компоненты системы (вычислительные и интерфейсные) не должны ощутимым образом отягощать пациента или сковывать его движения. Следовательно, показатели, которые определяют качество системы: масса датчика, его объем, линейные размеры (длина, ширина, высота). На качество системы влияют следующие параметры: масса датчика, объем датчика, длина, ширина и высота датчика, статическая погрешность, динамическая погрешность. В качестве динамической погрешности рассматриваются: время получения результата или группы результатов, погрешность сдвига по времени получения результата или погрешность датирования (погрешность измерения физической величины, накопившаяся за время сдвига). Также следует включить в состав параметров, влияющих на качество системы электрическую энергию, потребляемую датчиком, кото-

рая косвенно влияет на его массу, так как при сохранении требования по длительности автономной работы можно уменьшить емкость, следовательно, и массу аккумулятора [2].

В [3] авторы выделяют три активные фазы (рис. 1, 2): 1 – первая фаза колебания (переноса), 2 – вторая фаза колебания (переноса), 3 – постановка каблука.

На рисунках представлены модели графиков ускорений в рамках одного шага по вертикальной оси (рис. 1) и горизонтальной (рис. 2). По оси X – время, по оси Y – ускорение, выраженные в относительных единицах. При проведении экспериментов на реальном объекте выявлены существенные отличия измеренного сигнала от модельного. Наличие колебаний в каждой характерной фазе: постановка каблука, фаза переноса, – усложнило реализацию алгоритма деления фаз, так как достаточно трудно выделить в разбросе шумовых составляющих информативный компонент: начало отрыва каблука, конец фазы постановки каблука. Также в данной модели отсутствует фаза отрыва каблука.

Результаты измерений получены с помощью измерительной системы, построенной на двенадцатиразрядном аналого-цифровом преобразователе (АЦП), имеющем максимальную частоту дискретизации 46 кГц и погрешность 0.1 %. Реализованный макет включает в себя также два датчика (трехосевые акселерометры с диапазоном измерений 6g) и малогабаритный персональный компьютер. Датчики, соединенные с помощью кабеля с АЦП, закрепляются на обуви – внешней стороне каждого каблука. Внешний вид измерительного преобразователя представлен на рис. 3.

После серии экспериментов разработан алгоритм вычисления коэффициента для нормирования графика ускорения, а также для реализации масштабирующего преобразователя, позволяю-

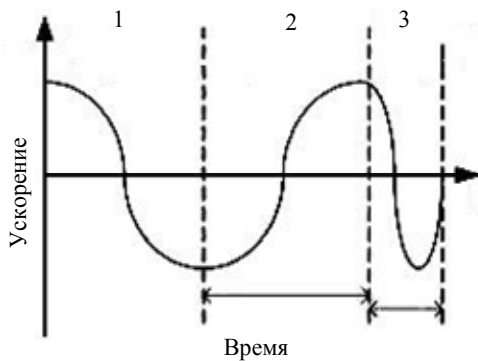


Рис. 1

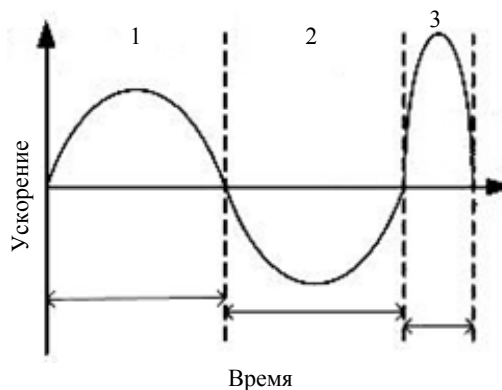


Рис. 2

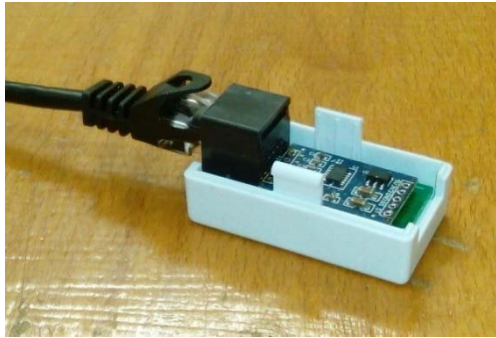


Рис. 3

щего получать значения измерений в единицах линейного ускорения [м/с²]. Для нормирования сигнала ускорения используются значения калибровки в статическом режиме для текущего расположения датчика. Масштабирующее преобразование осуществляется с использованием следующего выражения:

$$y = \frac{2(x_i - M(x_{0...N}))}{K_{\text{пр/лев}}} g,$$

где y – выходное значение ускорения, м/с²; x_i – значение из массива, поступающего на вход виртуального инструмента; $M(x_{0...N})$ – среднее из N значений массива (калибровочные значения в статическом режиме); $K_{\text{пр/лев}}$ – коэффициент для правой или левой ноги либо по оси X , либо по оси Y , либо по оси Z , полученный в ходе экспериментов в статическом режиме в крайних положениях вектора ускорения для осей X , Y , Z соответственно; $g = 9.8$ м/с² – ускорение свободного падения.

В зависимости от того, в каком положении закреплен датчик, направление осей может быть обратным (например, ось X должна быть направлена вверх, а из-за конструктивных особенностей и особенностей размещения датчика на обуви оси могут находиться в перевернутом положении). Таким образом, появляется необходимость в инвертировании сигнала. Для этого после преобразования значения напряжения в ускорение сигнал может быть инвертирован введением соответствующего коэффициента в интерактивном режиме.

Для преобразованных данных ускорения выполняется идентификация фаз шага с помощью следующего разработанного алгоритма. Блок-схема алгоритма идентификации фаз представлена на рис. 4, где A – входной массив; h – коэффициент для

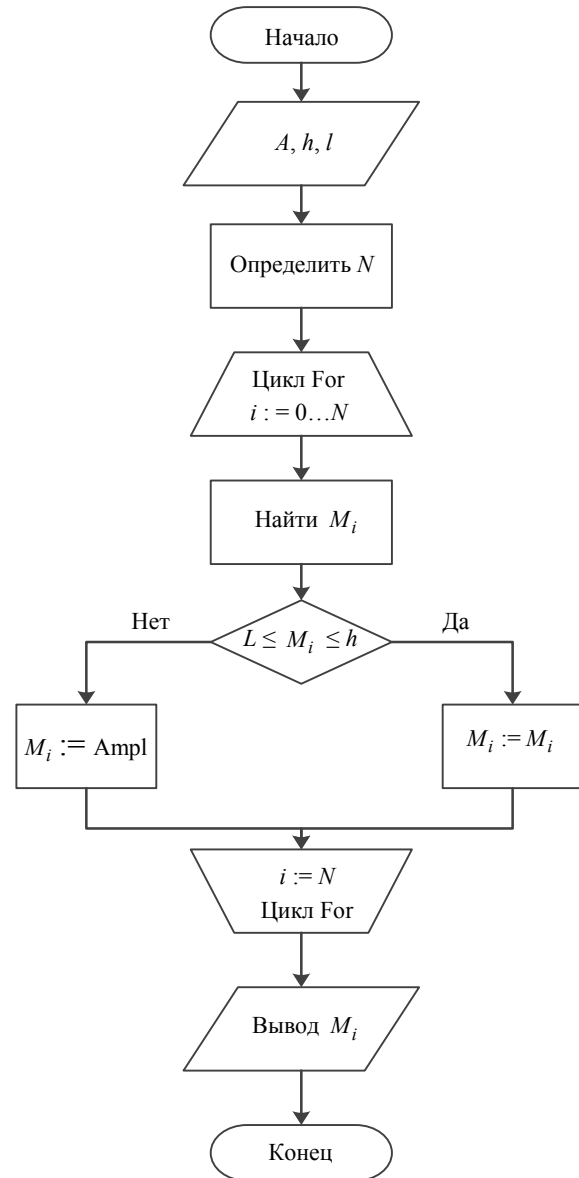


Рис. 4

расчета верхней границы допустимого значения шума; l – коэффициент для расчета нижней границы допустимого значения шума; N – размер массива A ; M_i – элемент массива с индексом i ; $Ampl$ – амплитуда фаз, задаваемая в интерактивном режиме.

Блок-схема (рис. 4) включает в себя цикл, где количество итераций определяется размером массива, подаваемого на вход разработанного компонента. Для алгоритма идентификации фаз h и l создан виртуальный инструмент, опирающийся на правило квантилей, так как при исследовании шумовой составляющей обнаружено, что закон распределения шумовой составляющей отличается от нормального закона распределения:

$$Q_H = x_{Q_H} + h \frac{\frac{1}{4} \sum v_i - S_{Q_H-1}}{v_{Q_H}},$$

$$Q_B = x_{Q_B} + h \frac{\frac{3}{4} \sum v_i - S_{Q_B-1}}{v_{Q_B}},$$

где x_{Q_H} – нижняя граница интервала, содержащего нижнюю квантиль; x_{Q_B} – нижняя граница интервала, содержащего верхнюю квантиль; h – длина интервала; S_{Q_H-1} – накопленная частота интервала, предшествующего интервалу, содержащему нижнюю квантиль; S_{Q_B-1} – накопленная частота интервала, предшествующего интервалу, содержащему верхнюю квантиль; v_{Q_H} , v_{Q_B} – частота интервала, содержащего нижнюю и верхнюю квантили соответственно.

Гистограммы распределения представлены в таблице для осей X , Y , Z для двух датчиков соответственно.

При идентификации фаз по осям X , Y , Z возникла проблема однозначного определения конечного и начального моментов фазы, так как шумовая составляющая создает дополнительные колебания относительно среднего значения. Таким образом, необходимо было реализовать фильтрацию сигнала для удаления шумовой составляющей в процессе идентификации фаз, для чего используется упрощенный фильтр Калмана. Преимуществом данного фильтра является то, что он решает задачу во временной области, а не в частотной. Пренебрегая расчетом управляющего воздействия и рассматривая случай одной переменной, можно видеть, что матрицы в алгоритме фильтра Калмана вырождаются в скалярные значения:

$$a_i = M_i k + (1 - k) M_{i-1},$$

Ось	Гистограмма распределения датчика № 1	Гистограмма распределения датчика № 2
X		
Y		
Z		

где a_i – результирующее значение текущего вычисления; k – коэффициент стабилизации (далее в статье данный компонент фигурирует, как коэффициент сглаживания); M_i – исходное значение текущего измерения; M_{i-1} – результирующее значение предыдущего вычисления.

С помощью виртуальных инструментов, описанных ранее, были обработаны результаты экспериментов с макетом измерительных каналов, основанных на микромеханических акселерометрах, со следующими параметрами:

- коэффициент сглаживания $k = 0.05$ (вводится в интерактивном режиме для реализации работы фильтра Калмана);

- амплитуда выделенных фаз по оси Y также вводится в интерактивном режиме; для эксперимента, результаты которого представлены далее, для удобства визуального восприятия данное значение амплитуды задано как 35 м/с^2 ;

- ориентация осей для датчика № 1: X – вверх, Y – вперед, Z – влево относительно оси Y ;

- ориентация осей для датчика № 2: X – вниз, Y – вперед, Z – вправо относительно оси Y .

Далее приведены графики двойного шага для осей Y (рис. 5) и X (рис. 6). В ходе экспериментов было установлено, что ось Z мало информативна, поэтому данная ось не рассматривается.

На рис. 5, 6 штриховой линией отображены фазы шага, сплошной линией – сигнал линейного ускорения по соответствующей оси.

На рис. 5, 6 идентифицированы следующие фазы: 1 – фаза отрыва каблука; 2 – фаза переноса 1 (перенос ноги до момента, когда нога в фазе переноса будет находиться на одной оси относительно поперечного сечения с опорной ногой); 3 – фаза переноса 2; 4 – постановка каблука; 5 – фаза покоя (нога перешла в состояние опоры). Фаза покоя согласно алгоритму отдельно не выделяется, здесь это длительность между активными фазами предыдущего и последующего переносов.

По оси Y наблюдается незначительное отклонение от среднего значения шумовой составляющей в состоянии покоя. Данный момент является фактом начала отрыва каблука, при этом по графику оси X (вертикальная ориентация) ускорение нарастает, что подтверждает начало фазы отрыва каблука.

При начале движения по результатам приведенного эксперимента наблюдается некоторый пик в фазе отрыва каблука по горизонтальной

ориентации оси (рис. 5). В ходе некоторого набора экспериментальных данных выявлено, что данный всплеск является одним из индивидуальных показателей походки объекта, его особенностей. Так, например, Д. В. Скворцов [4] полагает, что данный всплеск по горизонтальной оси в направлении движения соответствует людям, имеющим такое заболевание, как остеоартроз. Данный факт требует серии экспериментов с соответствующей группой людей.

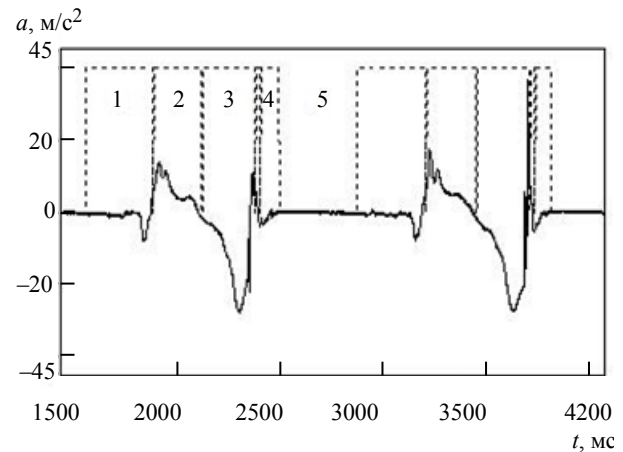


Рис. 5

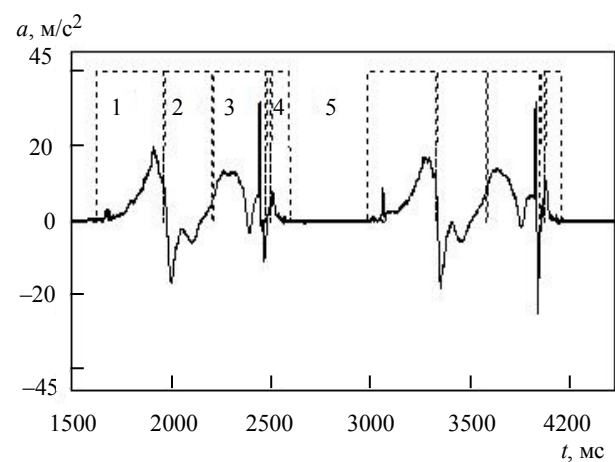


Рис. 6

На рис. 7 по результатам экспериментов приведена гистограмма по соотношению длительностей активных фаз шага по отношению к пассивной фазе (стопа в состоянии покоя служит опорой при переносе другой ноги) для правой и левой ног.

Анализ длительностей фаз показал, что пассивная фаза составляет 40–50 % от активных фаз двойного шага (шаг левой ноги и шаг правой ноги). Данный факт объясняется наличием такого факта, как фаза наименее устойчивого положения человека [5], возникающая за счет того, что предыдущий шаг еще не окончен (не перешел в

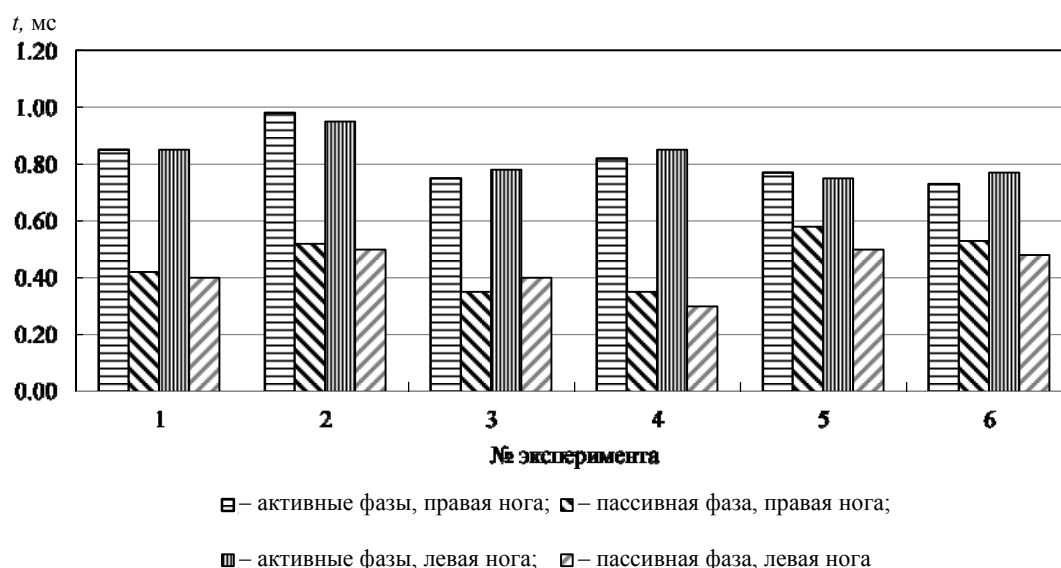


Рис. 7

состояние пассивной фазы – опорное положение данной стопы), а следующий, выполняемый другой ногой, уже начался. В процентном соотношении фаза наименее устойчивого положения занимает приблизительно 13 % от длительности двойного шага.

Таким образом, разработан алгоритм и виртуальный инструмент для идентификации фаз шага.

Показано отношение активных фаз к пассивным фазам, а также в процентном соотношении к длительности двойного шага выявлен момент наименее устойчивого положения испытуемого.

Полученные результаты будут использованы для формирования диагностических признаков.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шалаев Н. А., Бегун П. И., Боронахин А. М. Система персональной навигации // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2013. № 10. С. 73–80.
2. Systems Design for Movement Kinematics Research. Efficiency Criteria / V. Alekseev, P. Korolev, V. Olar, A. Tsareva // 2017 IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (2017ElConRus). SPb, 1–3 Febr. 2017. P. 251–253. DOI: 10.1109/ElConRus.2017.7910541.
3. A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System / Jeong WonKim, Han Jin Jang, Dong-Hwan Hwang, Chansik Park // J. of Global Positioning Systems. 2004. Vol. 3, № 1–2. P. 273–279.
4. Скворцов Д. В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Иваново: Изд-во НПЦ «Стимул», 1996. 344 с.
5. Капанджи А. И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия. М.: Эксмо, 2010. 352 с.

A. V. Tsareva

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

MEASUREMENT SYSTEMS ALGORITHMS FOR THE PHASE STRUCTURE INVESTIGATION OF THE PERSON GAIT

The described algorithm for the identification of the step phases, on the basis of which implemented the virtual tool in graphical programming environment. Shows a histogram of the signals distribution from sensors, in accordance with which the created virtual instrument, implemented on the basis of the quartiles rule. Identified the least stable position while walking. This algorithm identify the phases necessary in the comparative analysis of human steps «portraits» diseases of the musculoskeletal system and the person not having abnormalities of motor function. Created a virtual instrument for the implementation of signal filtering in accordance with the Kalman filter algorithm. The results of the experiments, the formula for the scaling transformation, which uses measurements taken in the static mode, which allows to normalize the signal of linear acceleration on the corresponding axis with respect to the location of the sensor and the respective orientations of the axes.

Movements kinematics, medical diagnosis, phase of the step, processing algorithms displacements