

Исследование кинематического портрета нижних конечностей

А. В. Царева¹, П. Г. Журбило², Д. Р. Гостева³

Кафедра Информационно-измерительных Систем и Технологий
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

¹caanyuta@yandex.ru, ²polinazhurbilo@gmail.com, ³dasha13111997@gmail.com

Аннотация. В докладе описан алгоритм формирования кинематического портрета движения нижних конечностей. Приведены результаты применения алгоритма для анализа сигналов линейных ускорений движения нижних конечностей группы людей без заболеваний нервной системы и без отклонений в функционировании опорно-двигательного аппарата, и группы людей, страдающих подобными заболеваниями. Выявлены отличия в полученных кинематических портретах движения нижних конечностей группы испытуемых с нарушениями в работе опорно-двигательного аппарата и с заболеваниями нервной системы от кинематического «портрета» человека, не подверженного данным заболеваниям. Представленный в статье алгоритм в дальнейшем будет использован в совокупности с алгоритмом обработки фаз шага для комплексного анализа кинематики движений нижних конечностей пациентов в период реабилитации.

Ключевые слова: кинематика движений; опорно-двигательный аппарат; медицинская реабилитация; фазы шага

I. ВВЕДЕНИЕ

При реабилитации пациентов с нарушениями в функционировании опорно-двигательного аппарата и с заболеваниями нервной системы в направлении лечебной физкультуры применяются разработанные комплексы упражнений. Однако, в некоторых случаях отработанные методики занятий не дают результативности в короткие сроки, так как в среднем пациент находится в больнице в течение 10 дней. Поэтому полезен мониторинг кинематики движений пациента по мере применения комплексов упражнений, а также необходим контроль за состоянием человека в домашних условиях для продолжения результативной реабилитации. Во многих случаях после перенесенной операции или травмы, как только человек оказывается в домашних условиях, то он может перестать заниматься или выполнять комплекс упражнений неправильно, что может даже пагубно сказаться на его здоровье и вырабатываемой заново привычке ходить.

В настоящий момент разрабатываемая распределенная измерительная система является проводной, построенной на двенадцатиразрядном аналого-цифровом преобразователе, 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 [1]. Ориентации осей для датчиков, расположенных на правой и левой ноге: ось Y датчика направлена горизонтально, параллельно направлению движения (сагиттальной оси тела человека), ось X датчика направлена вертикально, ось Z направлена горизонтально, параллельно фронтальной оси, характеризует боковые отклонения стопы.

II. АЛГОРИТМ РЕАЛИЗАЦИИ КИНЕМАТИЧЕСКОГО ПОРТРЕТА

Для измерительной системы созданы алгоритмы идентификации фаз шага [1] и расчета длительностей фаз [2]. Приведенные алгоритмы позволяют дать количественную оценку кинематике движений пациента, сравнив ее с оценкой фаз шага человека не страдающего заболеваниями опорно-двигательного аппарата или нервной системы. Также алгоритмы помогают сравнивать рассогласованность движений правой и левой ноги, что позволяет установить изменение походки вследствие патологии одной из нижних конечностей (хромота). С целью качественного анализа сигналов, полученных с помощью измерительной системы, разработан алгоритм получения кинематического портрета, а также реализован виртуальный инструмент в среде графического программирования.

Блок-схема алгоритма кинематического портрета представлена ниже на рис. 1, где i – номер итерации цикла for; N – количество элементов в массиве; $right$ – длина шага правой ноги; $left$ – длина шага левой ноги; R_X , R_Y , R_Z – массивы измеренных значений для датчика, расположенного на правой ноге, по осям X, Y, Z соответственно; L_X , L_Y , L_Z – массивы измеренных значений для датчика, расположенного на левой ноге, по осям X, Y, Z соответственно; $j[R_X]$, $j[R_Y]$, $j[R_Z]$, $j[L_X]$, $j[L_Y]$, $j[L_Z]$ – номера ячеек в массивах R_X , R_Y , R_Z , L_X , L_Y , L_Z соответственно; $K[R_X]$, $K[R_Y]$, $K[R_Z]$, $K[L_X]$, $K[L_Y]$, $K[L_Z]$ – обновленные массивы R_X , R_Y , R_Z , L_X , L_Y , L_Z соответственно; $N(K[R_X])$, $N(K[R_Y])$, $N(K[R_Z])$, $N(K[L_X])$, $N(K[L_Y])$, $N(K[L_Z])$.

$N(K[L_Z])$ – количество элементов в обновленных массивах $R_X, R_Y, R_Z, L_X, L_Y, L_Z$ соответственно; t – номер итерации для перебора массивов; $RXt, RYt, RZt, LXt, LYt, LZt$ – массивы значений одного шага для правой (R) и левой (L) ноги по осям X, Y, Z соответственно.

Согласно алгоритму реализованный виртуальный инструмент работает в интерактивном режиме (с участием человека), так как при обработке результатов измерений кинематики движений испытуемых с заболеваниями опорно-двигательного аппарата или нервной системы, добиться четкой картины не удастся, необходима визуальная оценка полученного сигнала оператором и подбор наилучшего совмещения сигналов.

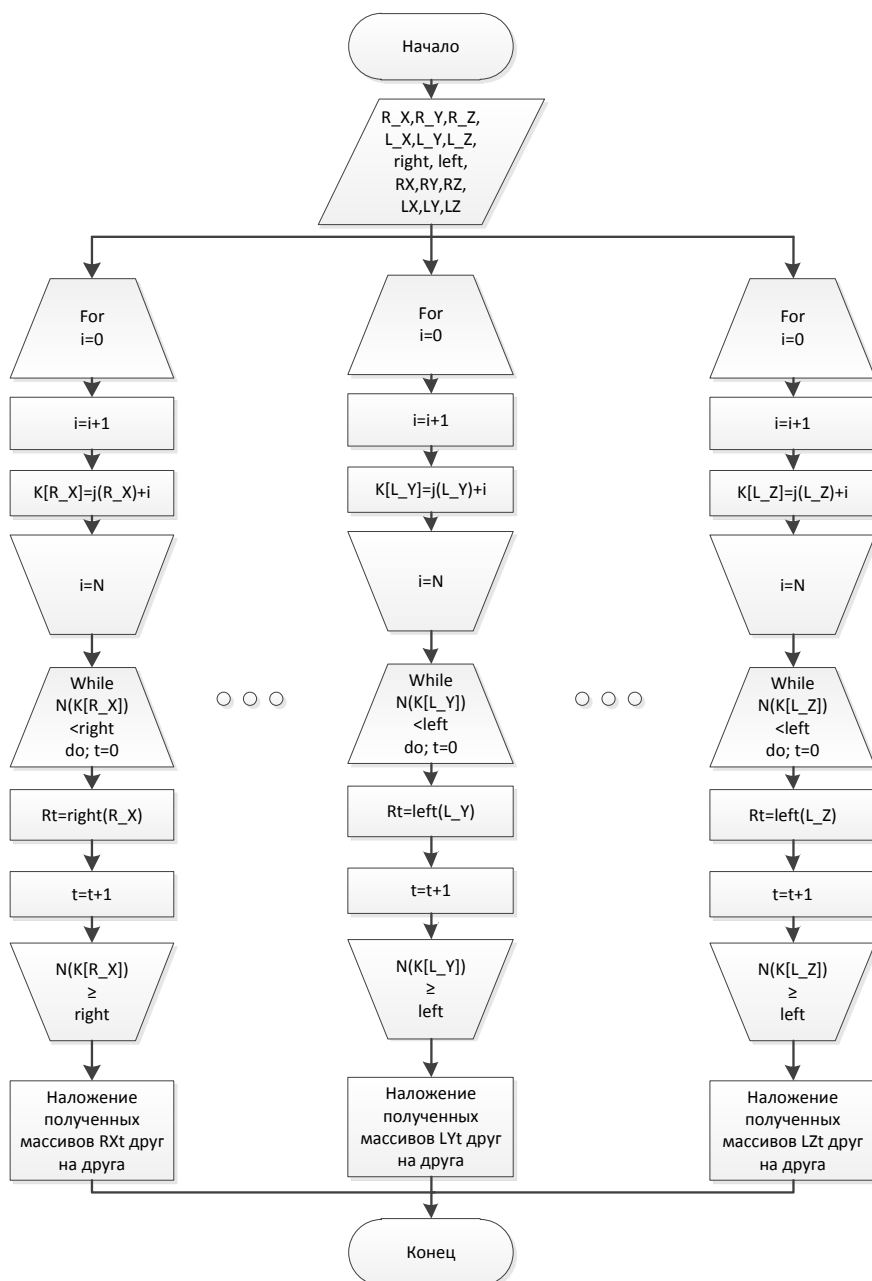


Рис. 1. Блок-схема алгоритма кинематического портрета

В будущем предполагается модернизировать данный виртуальный инструмент до автоматического состояния, так как после проведения серий экспериментов и набора статистики станет понятно какое амплитудное значение

или какая фаза шага наиболее информативна в зависимости от заболевания и пути реабилитации пациента.

III. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ РАБОТЫ АЛГОРИТМА

Эксперименты с использованием описанного выше алгоритма были проведены на группе людей, страдающих заболеваниями нервной системы и имеющих отклонения в работе опорно-двигательного аппарата, и на группе здоровых людей (без патологий в приведенных направлениях). На рис. 2, 3, 4 представлены

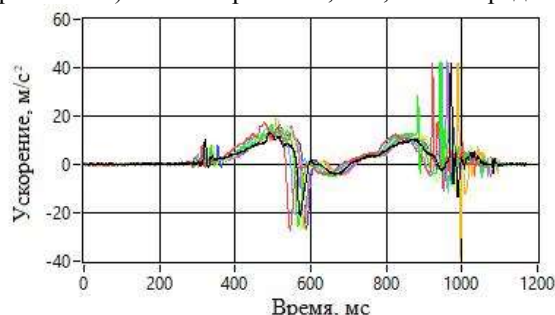


Рис. 2. График линейных ускорений по оси X для здорового человека

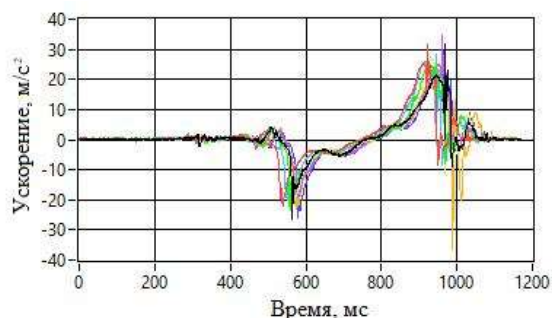


Рис. 3. График линейных ускорений по оси Y для здорового человека

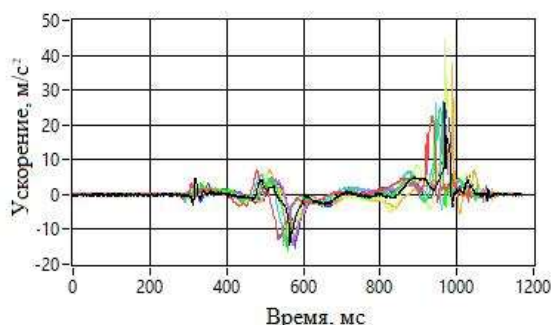


Рис. 4. График линейных ускорений по оси Z для здорового человека

На рис. 2, 3, 4 видно, что совмещенные сигналы шагов совпадают по амплитудному значению для каждой оси и по длительности практически одинаковы, что говорит о малом разбросе значений длительностей фаз. Этот факт подтвержден применением разработанного ранее программно-алгоритмического пакета идентификации фаз и расчета их длительностей. Отсюда можно сделать вывод, что человек двигался равномерно.

На рис. 5, 6, 7 представлены кинематические портреты человека, страдающего заболеванием опорно-двигательного аппарата, по осям X, Y, Z соответственно.

кинематические портреты здорового человека по осям X, Y, Z соответственно для правой ноги. По мнению источников [3, 4] ось Z неинформативна, поэтому в большинстве работ ее опускают, однако в ходе экспериментов выяснилось, что по данной оси сигнал по форме аналогичен сигналу по оси Y, но имеет меньшее амплитудное значение.

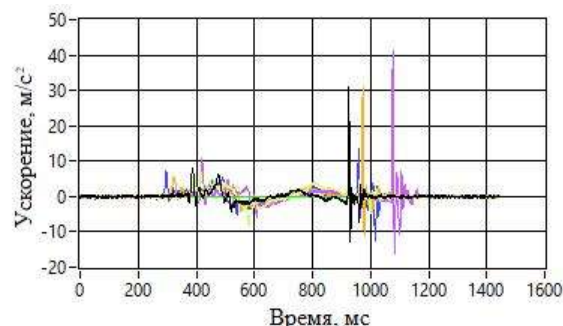


Рис. 5. График линейных ускорений по оси X для человека с патологией

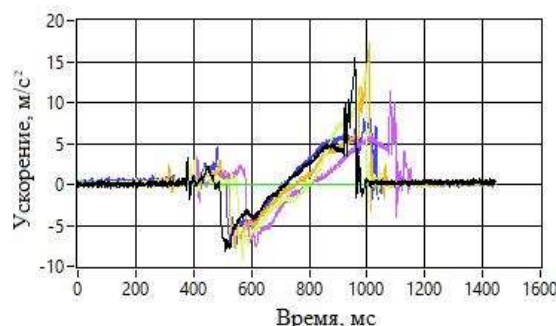


Рис. 6. График линейных ускорений по оси Y для человека с патологией

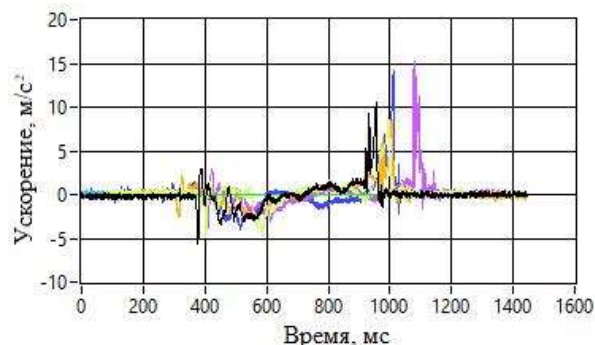


Рис. 7. График линейных ускорений по оси Z для человека с патологией

Опираясь на проведенные эксперименты с испытуемыми, имеющими заболеваниями опорно-двигательного аппарата и нервной системы, можно сделать вывод, что для людей с патологиями ось Z будет информативна, так как во многих случаях в послеоперационный период человеку сложно удержать равновесие вследствие ряда причин, связанных как с операцией или полученной травмой, так и с психологическим аспектом.

По представленным портретам (рис. 5, 6, 7) в сравнении с кинематическими портретами здорового человека можно сделать следующий вывод: амплитуда по оси X, характеризующая поднятие ноги, мала в сравнении с кинематическим портретом здорового человека (возможно «шарканье»); отсутствует плавность переноса по оси Y – резкий шаг (отсутствует правильный перекал стопы с пятки на носок), что связано с трудностью передвижения; по оси Z амплитуда соизмерима с амплитудами осей X и Y, однако, четкая форма сигнала отсутствует – шаг неуверенный.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный алгоритм позволяет качественно оценивать кинематические портреты групп людей с заболеваниями нервной системы или с отклонениями в функционировании опорно-двигательного аппарата в период реабилитации. Выявлена информативность оси Z для людей с заболеваниями или отклонениями в работе нервной системы или опорно-двигательного аппарата.

В настоящее время проводятся эксперименты с группами испытуемых в период реабилитации на базе РНХИ им. проф. А.Л. Поленова с целью контроля изменений кинематики движений после применения комплекса упражнений.

В ближайшее время планируется осуществить передачу данных через Bluetooth модуль, что поможет решить проблему габаритов измерительной системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Царёва А.В. Алгоритмы измерительных систем для исследования фазовой структуры походки человека // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2018. №2. 61-66 с.
- [2] Anna V. Tsareva, Oleg A. Mikus, Sergei A. Kuk // Systems Design For Movement Kinematics Research. Determination Of Parameters For Describing Linear Movements Of The Lower Limbs // 2018 IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (2018EIConRus) SPb, LETI January 29 - February 01 2018.
- [3] Сковцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Издательство НПП «Стимул», Иваново, 1996. 344 с.
- [4] Капанджи А.И., Нижняя конечность. Функциональная анатомия. Издательство: Эксмо, 2010. 352 с.