SYSTEMS DESIGN FOR MOVEMENT KINEMATICS RESEARCH. DETERMINATION OF PARAMETERS FOR DESCRIBING LINEAR MOVEMENTS OF THE LOWER LIMBS

AnnaV. Tsareva1, Oleg A.Mikus2,

Sergei A.Kuk

#Faculty of Information Measurement and Biotechnical System; \*Department of Information Measurement Systems and technologies

Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"

St. Petersburg, Russia

[1caanyuta@yandex.ru](mailto:1caanyuta@yandex.ru), [2sadalphamiks@gmail.com](mailto:2sadalphamiks@gmail.com)

***Abstract****: The report describes algorithms for calculating the durations of phases, determining the peak values ​​in each phase, realized on the basis of the step phase program results. The algorithms results of the operation for the processing of experimental data are presented. The interval size of passive and active phases for the double step is presented as a percentage, and the moment of the least stable position of the body is determined. The presented algorithms in the article will be used in the future to identify diseases or abnormalities in the work of the locomotor system.*

Keywords: измерительный канал, кинематика движений, медицинская диагностика, алгоритмы обработки

IВВЕДЕНИЕ

Исследование параметров движения человека всегда представляло интерес, в первую очередь, для применения в задачах персональной навигации. Разрабатываемые аппаратные средства и алгоритмы нацелены на использование в области медицинской диагностики. При нарушении работы опорно-двигательного аппарата, а также функций нервной системы особую актуальность представляют средства измерений, позволяющие выявить заболевания на ранних стадиях, а также контролировать процесс реабилитации, что позволит корректировать путь восстановления организма. Одним из основных требований к разрабатываемой системе является сохранение двигательных процессов испытуемого[1].В реализованной системе алгоритмы должны выявлять информативные составляющие параметров движения.

На первых этапах работы была реализована система для исследования кинематики нижних конечностей, состоящая из двух микромеханических датчиков (акселерометров), расположенных на внешних сторонах правого и левого каблука, АЦП, и переносного ПК.В настоящее время рассматриваются следующие информативные параметры движения с учетом расположения датчиков: длительности фаз шага, амплитудные значения в каждой фазе. В рамках данного доклада рассматриваются алгоритмы определения фаз и их длительностей, а также приведены некоторые полученные результаты.

IIИДЕНТИФИКАЦИЯ ФАЗ ШАГА

Одной из задач при выявлении информативных параметров является идентификация фаз шага. Авторы публикаций [2, 3 ,4] подходили к вопросу отождествления фаз по-разному в зависимости от области исследования.

При реализации алгоритма идентификации фаз опора сделана на статью[4], где были выделены следующие фазы: фаза переноса 1, фаза переноса 2, постановка каблука. Выбор именно такого разделения фаз сделан для удобства реализации алгоритма по определению пиковых значений в каждой фазе.

Для преобразования единиц измерения напряжения (В) в единицы измерения линейного ускорения (м/с2) реализован виртуальный инструмент в среде графического программирования по выведенной в ходе экспериментов формуле (1):

 (1)

где*xi*– значение из массива, поступающего на вход виртуального инструмента; M(*x(0…N)*) – среднее из N значений массива (значения при статике – калибровочные); *Kправ/лев* – коэффициент для левой или правой ноги либо по оси *X*, либо по оси *Y*, либо по оси *Z*, полученный в ходе экспериментов при статике в крайних положениях вектора ускорения для осей *X*, *Y*, *Z* соответственно; *g* – ускорение свободного падения, значение которого равно 9.8 м/с2; *y* – выходное значение ускорения (м/с2).

Блок-схема алгоритма идентификации фаз шага представлена на рисунке 1. Алгоритм реализован также в среде графического программирования. Программа реализована в качестве отдельного виртуального инструмента.



Рисунок 1 – Блок-схема идентификации фаз шага

где А – входной массив полученных значений ускорений;h, l–коэффициенты, задающие верхнюю и нижнюю границы допустимого значения шума (оцениваемые величины); N – размер массива A; ai– элемент массива A.

Таким образом, были определены фазы, представленные на рисунке 2.

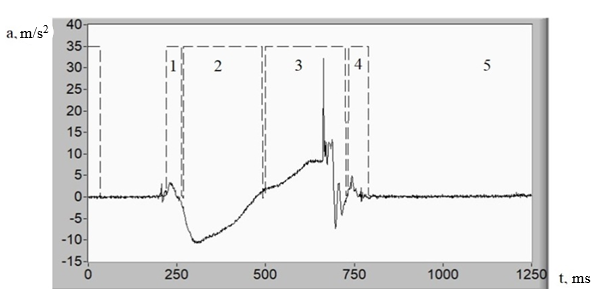


Рисунок 2 – Идентифицированные фазы шага с помощью алгоритма

Представленные на рисунке фазы определяют следующие моменты движения: 1 – отрыв каблука; 2 – перенос ноги1, 3 – перенос ноги 2, 4 фаза – фаза постановки каблука и 5 – фаза покоя (при двойном шаге). Фаза покоя по алгоритму отдельно не выделяется, это длительность между активными фазами (шагами одной ноги).Общую фазу переноса необходимо было разбить на две части для удобства дальнейшего использования алгоритма при определении пиков. По мнению автора [2] в тот момент, где происходит разделение фаз переноса ноги (на рисунке 2 это фазы 2 и 3), напротив опорной ноги на одной прямой оказывается нога, находящаяся в фазе переноса.

В [2]автор делает заключение о том, что пик в начале шага (1 фаза) является индивидуальным показателем, а именно данное явление указывает на наличие остеоартроза (дистрофическое заболевание суставов, обусловленное поражением суставного хряща[5]). При проведении экспериментов с группой испытуемых только у единиц было зафиксировано наличие данного пика.

IIIАЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТЕЙ ФАЗ

Следующим шагом при анализе параметров движения нижних конечностей стала реализация алгоритма определения длительностей фаз. Блок-схема алгоритма для определения длительностей фаз представлена на рисунке 3. Алгоритм реализован в среде графического программирования.



Рисунок 3 – Блок-схема алгоритма вычисления длительностей фаз

На вход алгоритма поступает массив со значениями фаз *A*и значение амплитуды фаз *k* (амплитуда фазы задается в алгоритме идентификации фаз). В цикле амплитуда фазы сравнивается со значением, введенным оператором на лицевой панели, амплитуды активных фаз. Значение выбирается такое, при котором амплитуда фазы визуально отлична от амплитуды сигнала, в данном случае при обработке сигналов выбрана амплитуда35 м/с2.Длительность фаз рассчитывается следующим образом: если следующее значение амплитуды равно 35 м/с2, то считается количество этих значений до тех пор, пока амплитуда не станет равна 0 (амплитуда пассивной фазы), тогда считается количество 0 до тех пор, пока амплитуда снова не станет равна 35 м/с2. В итоге, на выходе образуются два двумерных массива: количество значений с амплитудой равной 35м/с2 и соответствующее значение номера итерации, с которого начался отсчет; количество значений с амплитудой равной 0 и соответствующее значение номера итерации, с которого начался отсчет. Таким образом, на выходе мы имеем массивы с длительностями фаз и зафиксированным моментом времени начала текущей фазы.

IVРЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ АЛГОРИТМА ПО ОПРЕДЕЛЕНИЮ ФАЗ ШАГА

Были проведены эксперименты с условно здоровым человеком при скорости 3.6 км/ч и при скорости 5.4 км/ч. Результаты обработки полученных измерений по вычислению длительностей фаз согласно алгоритму, описанному выше, приведены в таблицах 1 и 2 для левой и правой ноги.

Таблица 1 –ходьба со скоростью 3.6 км/ч условно здорового человека

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Phase 1, ms | Phase 2, ms | Phase 3, ms | Phase 2 + Phase 3, ms | Phase 4, ms | Phase 5, ms |
| **Left leg** | | | | | | |
| Mean value, ms | - | 308.8 | 241.8 | 550.5 | 78.9 | 425.5 |
| Standard deviation, ms | - | 27.3 | 38.3 | 53.9 | 12.3 | 95.4 |
| **Right leg** | | | | | | |
| Mean value, ms | - | 297.5 | 185.1 | 482.6 | 51.9 | 632.8 |
| Standard deviation, ms | - | 28.6 | 20.1 | 17.5 | 14.9 | 50.3 |

Таблица 2 –ходьба со скоростью 5.4 км/ч условно здорового человека

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Phase 1, ms | Phase 2, ms | Phase 3, ms | Phase 2 + Phase 3, ms | Phase 4, ms | Phase 5, ms |
| **Left leg** | | | | | | |
| Mean value, ms | - | 337.0 | 180.8 | 517.8 | 55.9 | 346.4 |
| Standard deviation, ms | - | 18.8 | 22.6 | 27.7 | 14.3 | 42.7 |
| **Right leg** | | | | | | |
| Mean value, ms | - | 294.5 | 173.4 | 467.9 | 34.4 | 386.5 |
| Standard deviation, ms | - | 25.1 | 35.6 | 19.7 | 14.4 | 75.2 |

Как видно по результатам в таблице общая фаза переноса (Phase 2 + Phase 3) при увеличении скорости ходьбы уменьшается, как и фаза покоя (Phase 5), что свидетельствует об увеличении скорости. Стандартное отклонение в таблице 2 для общей фазы переноса и фазы покоя больше, чем в таблице 1, так как скорость в таблице 2 была неравномерна (скорость увеличивалась от 3.6 км/ч до 5.4 км/ч). Также стоит отметить, что у испытуемого время общей фазы переноса больше для левой ноги, что является следствием того факта, что длина шага одной ноги больше другой. Данное явление описано в [2], где отмечено, что в повседневной жизни человек использует визуальные ориентиры для «калибровки» своего направления.

V ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанные алгоритмы позволили выявить наличие дополнительной фазы при отрыве каблука, подтвердить факт различий длины шага для левой и правой ноги.

В дальнейшем планируется обработка измерительной информации испытуемых страдающих заболеваниями опорно-двигательного аппарата, а также с нарушениями в функционировании нервной системы. Эти эксперименты позволят установить ключевые различия в параметрах идентификации движений нижних конечностей здоровых испытуемых и испытуемых, имеющих отклонения в работе опорно-двигательного аппарата или нервной системы. Полученные данные при проведении экспериментов позволят составить базу с параметрами движений в зависимости от заболевания. Такая информация будет полезна при реализации алгоритма для идентификации развития болезни на начальном этапе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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, LETI 1 – 3 February 2017.
2. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки // Издательство НПЦ - “Стимул”, Иваново, 1996. - 344 с.
3. Купанджи А.И., Нижняя конечность. Функциональная анатомия // Издательство: Эксмо, 2010. – 352 с.
4. Jeong Won Kim, Han Jin Jang, Dong-Hwan Hwang, Chansik Park. A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System // Journal of Global Positioning Systems.- 2004.- P. 273-279.
5. Большая медицинская энциклопедия. Том 17 // редактор Петровский Б./ Издательство: Советская энциклопедия, 1981. - 512 с.