

Измерение силовых параметров для исследования походки человека

Т.С. Хуссейн^{1,2a}, А.И. Изюмов^{2b}

¹ Министерство образования, главное управление образования, Аль-Анбар, Ирак

² Донской государственный технический университет, пл. Гагарина, 1, Ростов-на-Дону, Россия

^a tsh19801980@gmail.com, ^b Andrei-igorevich1994@yandex.ru

^a <https://orcid.org/0000-0003-1325-0888>, ^b <https://orcid.org/0000-0001-9054-448X>

Статья поступила 27.03.2023, принята 03.05.2023

Исследование посвящено разработке датчика, который предоставляет важную информацию о динамическом движении нижних конечностей. Для этого для пяти испытуемых были проанализированы изменения в соответствии с обнаруженной фазой походки человека. Чтобы приступить к изготовлению датчика обуви на основе силы реакции на грунт (Ground Reaction Force — GRF), которая генерируется при ходьбе, были выбраны тип, количество и расположение датчиков. На основе изображения центра давления (Center of Pressure — COP) был разработан алгоритм, способный определять фазу походки с помощью трех датчиков. vGRF (vertical Ground Reaction Force) и COP пяти испытуемых выражаются средним значением и стандартным отклонением в соответствии с циклом ходьбы. Четыре фазы походки включают 1) начальный контакт — НК; 2) середину фазы опоры — СФО; 3) окончание фазы опоры — ОФО; 4) качание. При этом цикл обнаружения выражается как среднее значение. Были проведены экспериментальная работа по оценке изготовленного датчика обуви и алгоритма определения фазы походки, а также сравнение с датчиком F-Socket. Согласно измерениям изготовленного датчика, средние значения составляют: СФО — 9,49±2,76 %; ОФО — 29,46±4,95 %; качания — 62,50±1,60 %; результат измерения давления — 255.629 кПа. По данным устройства F-Socket, средние значения находятся в следующих пределах: СФО — 10±1,74 %; ОФО — 30,43±2,32 %; качание — 60,69±1,74 %; давление — 259.618 кПа. Таким образом, тестирования показало, что результаты, полученные с помощью разработанного датчика обуви, близки к показаниям устройства F-Socket. Это говорит о высокой точности показаний предлагаемого датчика давления при его простой конструкции и низкой стоимости.

Ключевые слова: обнаружение фаз походки; центр давления; силы реакции на грунт GRF.

Measurement of force parameters for the study of human gait

T.S. Hussein^{1,2a}, A.I. Izyumov^{2b}

¹ Ministry of Education, General Directorate of Education; Al-Anbar, Iraq

² Don State Technical University; 1, Gagarin Sq., Rostov-on-Don, Russia

^a tsh19801980@gmail.com, ^b Andrei-igorevich1994@yandex.ru

^a <https://orcid.org/0000-0003-1325-0888>, ^b <https://orcid.org/0000-0001-9054-448X>

Received 27.03.2023, accepted 03.05.2023

The study focuses on the fabrication of shoe sensors (MSS) that provides important information about the dynamic movement of the lower limbs. In this study the kinematic model of human lower limbs is analyzed to know the changes detection during human gait phase, that occurs when walking, based on the GRF (Ground Reaction Force). The sensors number, sensor type and sensors location are chosen to proceed on the MSS device. An algorithm is developed based on COP (Center of Pressure) that is able to detect the gait phase with three sensors. The standard deviation and mean for COP_y and vGRF (vertical Ground Reaction Force) are expressed based on the walking of the five subjects. Taking into account 4 gait phase's initial contact IC (1), mid-stance MS (2), terminal stance TS (3), and swing (4), the detection of the gait cycle is expressed as average. An experimental work is conducted to estimate the manufactured shoe sensor device and the detection of the gait phase algorithm and compare it to an F-Socket sensor device (FSS). The results of the fabrication of MSS device are (MS — showed the mean value of, 9.49 ± 2.76%, TS — showed the mean value of 29.46 ± 4.95% and the swing showed the mean value of, 62.50 ± 1.60%) and the pressure result (255.629 KPa) while the result of the (FSS) device are (MS — showed the mean value of 10.98 ± 1.74%, TS — showed the mean value of 30.43 ± 2.32%, and the swing showed the mean value of 60.69 ± 1.74%) and the pressure result (259.618 KPa) respectively. Thus, the test results show that the results obtained from the (MSS) device are close to the readings obtained by using the (FSS) device. This shows the accuracy of the readings of the (MSS) device in this study despite the fact that it has a simple design and it is inexpensive.

Keywords: gait phase detection; center of pressure; ground reaction force GRF.

Введение. Анализ походки является важным исследованием локомоции человека для распознавания нормальных или патологических моделей ходьбы, и его

результаты имеют множество применений в медицинских программах и спортивных тренировках [1; 2]. Например, с помощью детального анализа характери-

стик походки терапевты могут количественно оценить прогресс реабилитации пациентов после операции, а соответствующее лечение и обучение можно настроить в соответствии с индивидуальным статусом [3]. В прошлом было проведено несколько исследовательских работ по носимым устройствам для анализа походки человека [4]. Предложена мобильная система анализа походки с трехосевым акселерометром и гироскопом [5]. Представлена система на основе чувствительного к силе нажатия датчика (*Force-Sensing Resistor* — FSR) для анализа походки [6]. С целью сохранить точность и разработать дешевый датчик по сравнению с разработанными в предыдущих исследованиях авторами была предпринята попытка объединить различные датчики, включая прибор на основе GRF (*Ground Reaction Force* — сила реакции на грунт) и датчик намерения движения, поскольку использование нескольких датчиков разных типов может улучшить обнаружение и повысить точность определенной фазы походки.

Цель исследования заключается в разработке недорогого датчика, способного определять фазы ходьбы в

реальном времени без ограничений подвижности. Разработанный датчик упрощает и уменьшает объем данных за счет применения небольшого количества сенсоров. Кроме того, в сенсорной системе был разработан алгоритм определения фазы походки на основе COP (*Center of Pressure* — центр давления).

Анализ походки человека. Походка человека — одно из самых фундаментальных движений тела, образующих уникальный, но, в тоже время, повторяющийся образец походки. На основе таких образцов можно определить фазу походки, разделив условия контакта ступней с землей. Фазу ходьбы можно разделить на фазу опоры и фазу переноса. Фаза опоры относится к точке, в которой стопа касается земли, и составляет примерно 60 % фазы нормальной походки. Фаза двойной опоры относится к периоду, когда обе ступни касаются земли, и занимает примерно 25 % фазы опоры. Фаза переноса относится к периоду, когда ступни отрываются от земли, и занимает примерно 40 % фазы ходьбы [7]. Конкретная классификация фазы опоры может быть выражена фазами ходьбы, как показано на рис. 1.



Рис. 1. Схема цикла походки человека

Фаза опоры, %. Это период времени для одной ноги во время ходьбы, начинающийся от пятки стопы, касающейся земли, до отрыва носка стопы от земли:

$$\text{Фаза опоры} = \frac{\text{отрыв носка-контакт пятки}}{\text{цикла походки}} \times 100 \% . \quad (1)$$

Начальный контакт (НК): пятка/ступня касается земли. Это занимает 0~2 % всей фазы ходьбы.

Нагрузка (НР): вес поглощается. Это занимает от 0 до 10 % всей фазы ходьбы.

Средина фазы опоры (СФО): вес тела переносится на противоположную ногу, занимает 10–30 % всей фазы ходьбы.

Окончание фазы опоры (ОФО): ступня/пятка приподняты, занимает 30–50 % всей фазы ходьбы.

Предварительная фаза (ПФ): подготовка к преобразованию в замах и отрыв от опорной ноги, занимает 50–60 % всей фазы ходьбы.

Фаза переноса, %. Фаза переноса стопы делится на правую и левую ноги. Коэффициент фазы переноса в одном цикле походки определяется следующей формулой:

$$\text{Фаза переноса} = \frac{\text{контакт пятки-отрыв носка}}{\text{цикла походки}} \times 100 \% . \quad (2)$$

Характеристики ходьбы также можно проанализировать, взглянув на силу реакции земли (GRF), которая относится к величине силы, создаваемой при контакте с землей. GRF можно анализировать по трем осям: вертикальная сила реакции земли (vGRF), медиально-латеральная GRF и передне-задняя GRF. В исследованиях походки часто используют vGRF, потому что его легко измерить, и он показывает четкие характеристики при анализе в соответствии с фазой походки. Как показано на рис. 2, vGRF имеет место, когда пятка выдвинута вперед во время ходьбы, и демонстрирует уникальные характеристики паттерна в трех точках. На пятку нагружается большое давление во время НК до СФО, которое затем постепенно снижается по мере ходьбы с формированием максимальной площади контакта непосредственно перед СФО. Плюсневые кости начинают контактировать в СФО, и во время ОФО на них оказывается большое давление для ускорения вперед. Во время ОФО давление концентрируется на большом пальце ноги из-за резкого подошвенного сгибания в голеностопном суставе. COP относится к моменту, когда сила движения vGRF становится равной нулю. Путь движения COP соединяет центр давления, полученный в каждой точке касания ступней с землей. Анализ траектории движения

COP при ходьбе выявляет чувство равновесия и двигательные привычки человека [8].

Материалы и метод. Система определения фазы походки, разработанная в этом исследовании, может быть разделена на сенсорную часть, которая измеряет

давление стопы на землю, управляющую часть, которая получает сигналы и определяет фазу походки, и коммуникационную часть, которая передает/принимает данные. Общие компоненты устройства показаны на рис. 3.

Таблица 1. Сравнение датчиков силы/давления

Тип датчика	Чувствительная зона, мм	Диапазон ввода, Н	Повторяемость, %	Ошибка линейности, %	Цена
FSR	10	10–110	$\pm 2 \sim \pm 5$	± 10	Низкая
FFS	25.4	0–110	± 2.5	± 3	Низкая

Датчик и выбор положения. Датчик для измерения GRF был выбран после сравнения и анализа характеристик трех различных датчиков давления применимых к типу стельки, как показано в табл. 1 [9]. Выделялись следующие свойства: изменяющееся сопротивление в зависимости от давления и малая стоимость. В качестве альтернативы рассматривается емкостный датчик, в котором емкость конденсатора изменяется в зависимости от давления. Также он имеет превосходную линейность, воспроизводимость и точность по сравнению с двумя другими датчиками. Однако емкостные датчики сложно изготовить, и большинство из них поступает в серийное производство по очень высоким ценам. Таким образом, между легкодоступным датчиком, чувствительным к силе нажатия (*Force-Sensing Resistor* — FSR), и датчиком *FlexiForce* (*Flexi-Force Sensor* — FFS) была выбрана модель FFS A401 из-за ее превосходной линейности и большой площади срабатывания. На основании анализа vGRF выбранное положение датчиков было на пятке, первом плюснефаланговом суставе и четвертом плюснефаланговом суставе. Пятка — это область, где происходит первоначальный контакт с землей, и поэтому она является неотъемлемой частью обнаружения НК, тогда как плюсовые кости — это области, где значение vGRF возникает до ОФО. Кратковременно создается давление на ПФ в области большого пальца стопы. Точные местоположения каждой области были выбраны на основе «Исследования по категоризации форм стопы» [10], как показано на рис. 2.

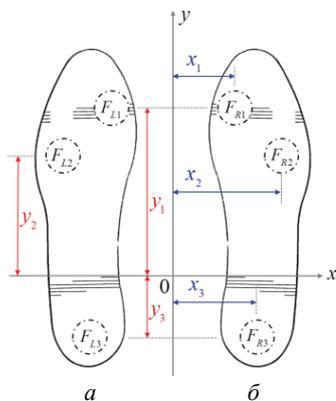


Рис. 2. Схема устройства датчика обуви и расстояния между датчиками FFS: а — левая ступня; б — правая ступня

Архитектура контроллера. В этом исследовании сенсорная система была изготовлена с использованием

беспроводной связи, для простоты использования при оснащении нижних конечностей управляющая часть и передатчик беспроводной связи были спроектированы на плате типа «все в одном». Микропроцессорный контроллер dsPIC33xx управляющей части производит выборку выходного сигнала аналогового датчика для преобразования аналоговых данных в цифровые, а затем к этим данным применяется алгоритм определения фазы походки в режиме реального времени. Что касается беспроводной связи, то модуль *Bluetooth* был выбран для быстрой передачи данных. Передатчик получает данные от управляющей части для передачи в приемник каждые 5 мс. Приемник преобразует данные от передатчика в сеть контроллера коммуникации, что позволяет легко формировать различные сенсорные сети, чтобы их можно было передавать в нижнюю конечность, как показано на рис. 3.



Рис. 3. Компоненты датчика обуви

Алгоритм определения фазы походки. В то время как пороговый метод широко используется для обнаружения фазы походки, у него есть недостаток, заключающийся в том, что пороговое значение для каждого датчика необходимо определять экспериментально. Поэтому количество найденных пороговых значений увеличивается по мере увеличения количества датчиков. Чтобы компенсировать этот недостаток, в нашем исследовании предпринята попытка определить фазу походки путем вычисления значения vGRF, измеренного тремя датчиками, в качестве COP. Преимущество определения фазы походки с помощью COP заключается в том, что он имеет меньше пороговых значений, поскольку несколько значений датчика, измеренных на подошве, могут быть вычислены с использованием только двух значений, COP_x и COP_y . Обнаружение фазы походки возможно путем разделения пути движения центра давления COP. Вообще говоря, COP можно вычислить с помощью уравнения (3), которое измеряет

vGRF силовой пластины или системы измерения давления в обуви:

$$COP_x = \frac{\sum_{i=0}^{c\text{los}-1} i \times \sum_{j=0}^{R\text{ows}-1} F_{ij}}{\sum_{i=0}^{c\text{los}-1} \sum_{j=0}^{R\text{ows}-1} F_{ij}}$$

$$COP_y = \frac{\sum_{i=0}^{c\text{los}-1} i \times \sum_{j=0}^{R\text{ows}-1} F_{ij}}{\sum_{i=0}^{c\text{los}-1} \sum_{j=0}^{R\text{ows}-1} F_{ij}} \quad (3)$$

Уравнение (3) показывает, как зонд состоит из точных датчиков, которые получают COP, где F обозначает vGRF; i, j — положение датчика; R — правая и L — левая ступня. Результаты обозначаются как значения положения по осям X и Y. Уравнение (3) с расположением датчика, определенным в уравнении (4) (рис. 2):

$$COP_x = \frac{\sum_1^3 x_i F_{Ri}(t) - \sum_1^3 x_i F_{Li}(t)}{\sum_1^3 F_{Ri}(t) + \sum_1^3 F_{Li}(t)}, \quad \sum_1^3 F_{Ri}(t) + \sum_1^3 F_{Li}(t) \neq 0 \quad (4)$$

$$COP_{Ry} = \frac{\sum_1^3 y_i F_{Ri}(t)}{\sum_1^3 F_{Ri}(t)}, \quad \sum_1^3 y_i F_{Ri}(t) \neq 0$$

$$COP_{Ly} = \frac{\sum_1^3 y_i F_{Li}(t)}{\sum_1^3 F_{Li}(t)}, \quad \sum_1^3 y_i F_{Li}(t) \neq 0 \quad (5)$$

В уравнениях (4) и (5) i указывает на датчик, прикрепленный к пятке и двум плюсневым костям, как на рис. 5. $F_{Ri}(t)$ и $F_{Li}(t)$ — значения vGRF, которые поступают на датчик во время ходьбы, а x_i и y_i — расстояния между плюсневыми костями и датчиками. Что касается значений vGRF, которые поступают через три датчика, то COP может получить их из уравнений (4) и (5). Как показано на рис. 4, алгоритм обнаружения фазы походки определяется на основе пути COP. Калибровка выполняется после ношения датчика стельки. Здесь давление между обувью и ступнями может различаться в зависимости от типа обуви, которую носит каждый пользователь, и весьма вероятно, что давление на левую и правую ступни может различаться. Следовательно, необходимо провести калибровку, чтобы поместить COP в исходное положение. После первоначальной реализации калибровки COP_x , COP_y рассчитываются в режиме реального времени и представляются на основе координат датчика.

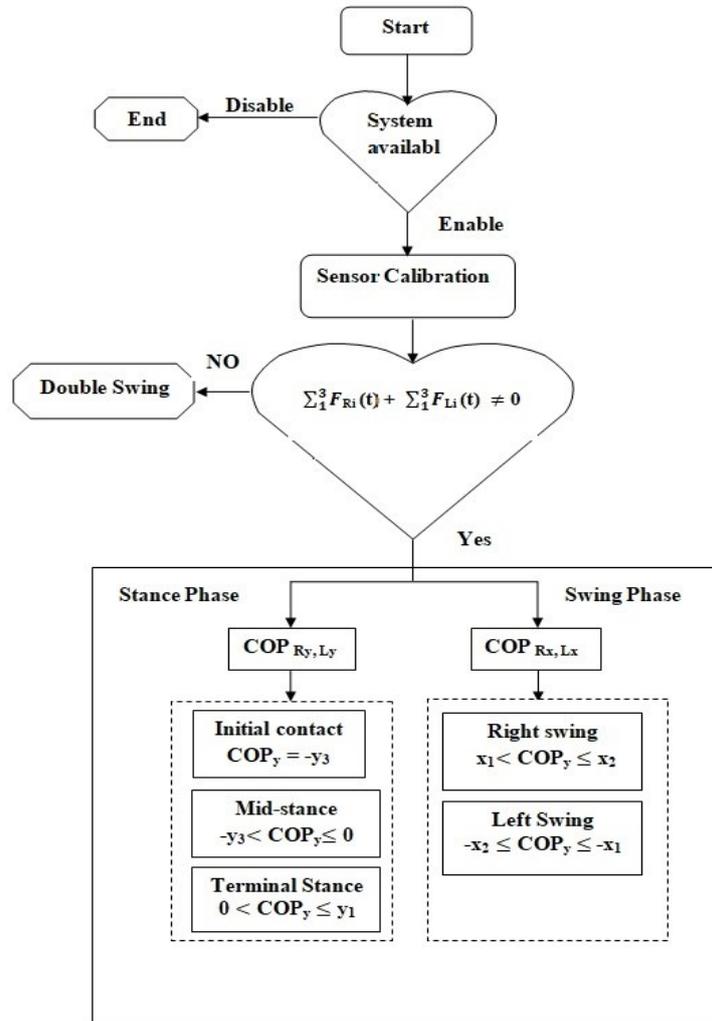


Рис. 4. Алгоритм обнаружения фазы походки

Экспериментальная работа. Разработанный алгоритм обнаружения фазы походки был применен к изго-

товленному датчику обуви. Как показано на рис. 5, для оценки алгоритма была проанализирована коммерче-

ская система измерения в обуви с устройством датчика *F-Socket* для сравнения и проверки работоспособности. Датчик *F-Socket* был разработан *Tekscan* для анализа походки человека. Этот продукт типа стельки способен к точечному точному измерению распределения давления на подошву. Кроме того, он позволяет проводить различные виды анализа ходьбы после измерения. В эксперименте использовались пять испытуемых, информация о них приведена в табл. 2. Все испытуемые были здоровы и не имели нарушений походки. Для точности для всех испытуемых была приготовлена обувь из одинакового материала и формы, а размеры датчиков стельки были подготовлены в соответствии с размером стопы. В ходе эксперимента датчик обуви, разработанный для данного исследования, и устройство *F-Socket* вставлялись в обувь. Испытуемые шли по беговой дорожке со скоростью 2,5 км/ч в течение 2 мин. Что касается изготовленного датчика, то для него использовались контроллер на базе *LabVIEW* с типом связи контроллерной сети и *CRI-O*-исполняемая среда для систем оркестрации контейнеров, которые собирали данные каждые 5 мс. Что касается *F-Socket*, то данные были сохранены в эксклюзивной программе путем получения сигнала от *CRI-O* каждые 5 мс для одновременного сохранения через разработанное устройство.

Таблица 2. Информация об испытуемых

Испытуемые	Возраст, лет	Вес, кг
1	30	61
2	31	88
3	28	78
4	33	65
5	32	60

Результаты и обсуждение. В этом испытании давление между левой ступней и обувью измеряется с помощью двух устройств: датчиком *F-Socket* и датчиком обуви. Результаты показали, что максимальное значение давления составляет 259.618 кПа для *F-Socket*, в то время как максимальное значение давления для разработанного датчика обуви составляет 255.629 кПа, как показано в табл. 3 и на рис. 6. На рис. 7 показаны результаты эксперимента на беговой дорожке с датчиком *F-Socket* и изготовленным датчиком обуви. $vGRF$ и COP_y пяти испытуемых выражаются средним значением и стандартным отклонением в соответствии с циклом ходьбы. Четыре фазы походки включают НК (1), СФО (2), ОФО (3) и качание (4), при этом цикл обнаружения выражается как среднее значение.

На рис. 8, а представлены результаты устройства *F-Socket*. СФО показывает среднее значение — $10,98 \pm 1,74$ %; ОФО — среднее значение $30,43 \pm 2,23$ %, и среднее значение качания — $60,69 \pm 1,74$ %. Эти результаты аналогичны нормальной фазе ходьбы человека: СФО

10~30 %, ОФО 30~50 % и качание 60~100 %, как описано в разделе «Анализ походки человека».

На рис. 8, б, где представлены результаты изготовленного устройства, СФО показывает среднее значение $9,49 \pm 2,76$ %, ОФО — $29,46 \pm 4,95$ %, среднее значение качания — $62,50 \pm 1,60$ %. В табл. 3 показаны экспериментальные результаты каждого испытуемого. По сравнению с устройством датчика *F-Socket*, цикл походки показал в среднем $1,12 \pm 1,3$ % ошибок для СФО, в среднем $1,02 \pm 2,36$ % ошибок для ОФО и в среднем $0,85 \pm 0,4$ % ошибок для качания. Результат показал небольшую ошибку, но можно говорить о том, что отклонение довольно велико. По-видимому, это результат того факта, что эксперимент проводился на беговой дорожке с постоянной скоростью ходьбы, что приводило к несколько неестественной походке, а также потому, что характеристики походки у каждого человека были разными. Однако, поскольку он оценивается с небольшой погрешностью в пределах описанного диапазона, изготовленное устройство датчика давления можно считать полезным и пригодным для испытаний на нижних конечностях человека.



Рис. 5. Испытуемый носит оба датчика

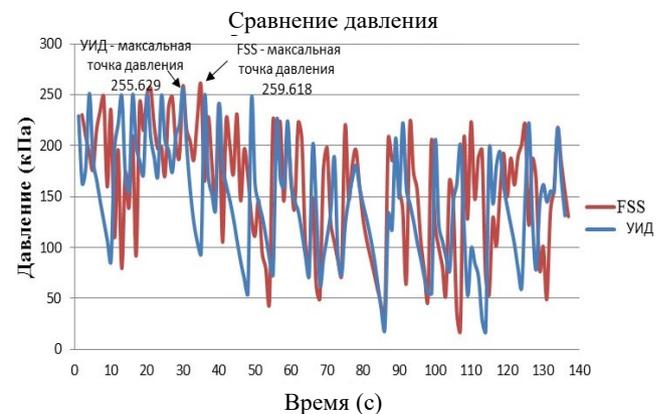


Рис. 6. Давление между левой ступней и обувью, где красный — FSS; синий — изготовленный датчик ИУД

Таблица 3. Результаты обнаружения фазы походки

Датчик F-Socket FSS					
Испытуемые	Начальный контакт НК (1)	Средина фазы опоры СФО (2)	Окончание фазы опоры ОФО (3)	Качание (4)	Давление, <i>кПа</i>
1	–	12±0.81	28.4±1.9	61±1.13	259.618
2	–	1.4 10.7±	31±2.15	62.72±1.4	
3	–	9.24±1.7	31.74±2.85	60.73±2.35	
4	–	11.73±2.6	29.3±3.3	59±1.40	
5	–	11.24±2.2	31.74±0.95	60±2.43	
Изготовленный датчик обуви ИУД					
1	–	10.2±0.81	27.4±3.9	61±1.13	255.629
2	–	11.30±2.1	31.9±3.60	62.72±1.4	
3	–	9.24±1.7	32.74±3.85	62.3±2.05	
4	–	8±5.34	27.3±8.13	61.5±2.50	
5	–	8.73±3.85	28±5.30	70±0.93	

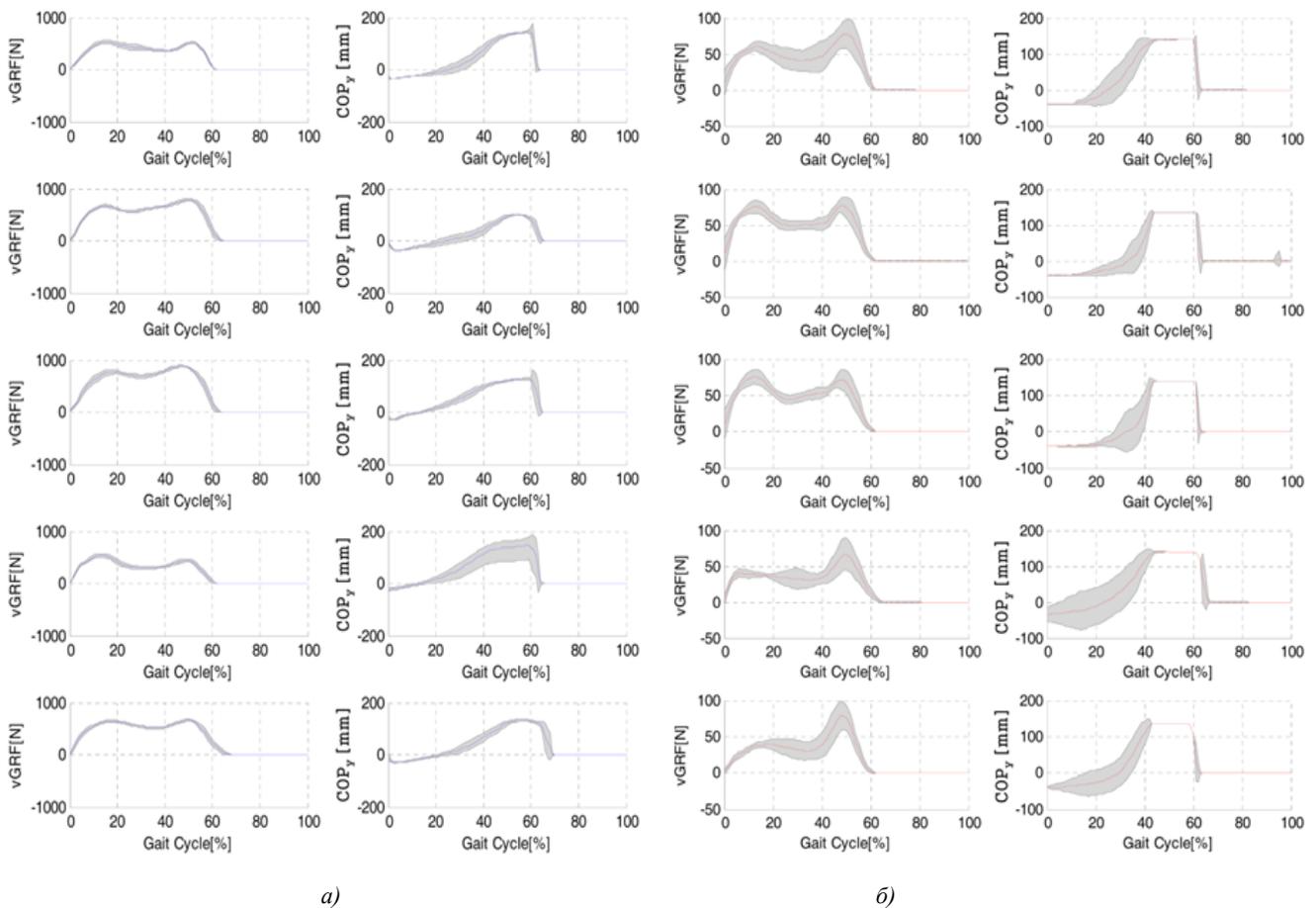


Рис. 7. Экспериментальные результаты во время ходьбы датчика F-Socket (а) и изготовленного датчика обуви (б)

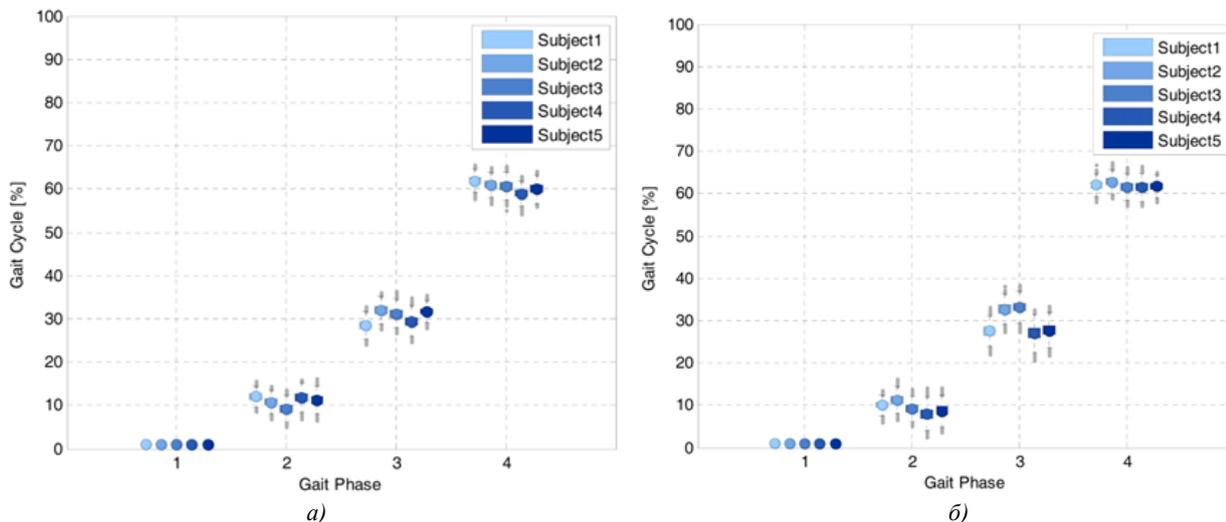


Рис. 8. Результаты обнаружения фазы походки для датчика F-Socket (а) и для изготовленного датчика обуви (б)

Заключение

1. Результаты эксперимента показали: максимальное значение давления для *F-Socket* составляет 259.618 кПа, в то время как максимальное значение для датчика обуви — 255.629 кПа.

2. Результаты показали: измерения для четырех фаз ходьбы НК (1), СФО (2), ОФО (3) и качание (4) с использованием устройства датчика *F-Socket*: СФО показывает среднее значение $10,98 \pm 1,74$ %, ОФО — среднее значение $30,43 \pm 2,32$ % и среднее значение качания $60,69 \pm 1,74$ %. Изготовленный датчик обуви: СФО показывает среднее значение $9,49 \pm 2,76$ %, ОФО — среднее значение $29,46 \pm 4,95$ %, качание — среднее значение $62,50 \pm 1,60$ % в одних и тех же фазах ходьбы соответственно.

3. Результаты изготовленного в ходе исследования датчика обуви в сравнении с датчиком устройства *F-Socket*. Цикл походки показал среднюю ошибку для ОФО $1,12 \pm 1,3$ %, для ОФО — $1,02 \pm 2,36$ % и среднюю ошибку — $0,85 \pm 0,4$ % для качания, что говорит о присутствии относительно небольшой ошибки. Результаты отображают точность показаний датчика обуви в этом исследовании. Разработанный датчик имеет простую конструкцию, которую можно использовать для разного тестирования, а также в процессе размещения повязки в нужном месте внутри обуви или ортеза для исправления деформации или получения ценной информации об изготовлении и установке в гнезде протеза.

Литература

- Mazzetta I., Zampogna A., Suppa A. Wearable sensors system for an improved analysis of freezing of gait in Parkinson's disease using electromyography and inertial signals. *Sensors*, 2019. V. 19. № 4. P. 948.
- Fujiwara S., Sato S., Sugawara A. The coefficient of variation of step time can overestimate gait abnormality // *Sensors*. 2020. V. 20. № 3. P. 577.
- López-López L., Navarro-Flores E., Losa-Iglesias. Impact of chronic foot pain related quality of life: a retrospective case-control study. *Pain Physician*. 2022. V. 26. № 6. P. E851-E856.
- Ikuta Y., Nakasa T., Fujishita H. An association between excessive valgus hindfoot alignment and postural stability during single-leg standing in adolescent athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2022. V. 14. № 1.
- Ippisch R., Jelusic A., Bertram J. mVEGAS-mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders. *Gait & Posture*, 2022. V. 97. P. 80-85.
- Bergenthal M., Krafczyk N., Peleska J. libsmtest An Open Source Library for FSM-Based Testing. *Testing Software and Systems: 33rd IFIP WG 6.1 International Conference, ICTSS 2021, London, UK, November 10-12, 2021. Proceedings*. Springer International Publishing, 2022.
- Perry J., Burnfield J.M. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, SLACK Incorporated, 1992.
- Li B., Xiang Q., Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking // *Journal of Leather Science and Engineering*. 2020. № 2. P. 1-10.
- Stefanou T., Chance G., Assaf T. Wearable tactile sensor brace for motion intent recognition in upper-limb rehabilitation. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Biorob*, 2018. P. 148-155.
- Hertel J., Gay M.R., Denegar C.R. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types // *Journal of athletic training*. 2002. V. 37. № 2. P. 129.
- Hussein T.S., Izyumov A.I. Design and analysis of plastic and metal-plastic ankle orthosis // *Engineering journal of Don. E-journal*. 2022. V. 89. № 5. P. 794-805.
- Krausz N.E., Hargrove L.J. A survey of teleceptive sensing for wearable assistive robotic devices. *Sensors*. 2019. V. 19. № 23. P. 5238.
- Hussein T.S., Izyumov A. I. Unique Step towards Generation of Electricity by Amputees Persons // *International Research Journal of Engineering and Technology*. 2022. V. 9. № 5. P. 694-700.
- Henrikson K.M., Weathersby E.J., Larsen B.G. An inductive sensing system to measure in-socket residual limb displacements for people using lower-limb prostheses. *Sensors*. 2018. V. 18. № 11. P. 3840.
- Hussein T.S., Izyumov A.I. Pressure measurement and analysis of ankle orthosis for a person with an ankle fracture // *Engineering journal of Don. E-journal*. 2022. V. 88. № 4. P. 590-601.

References

1. Mazzetta I., Zampogna A., Suppa A. Wearable sensors system for an improved analysis of freezing of gait in Parkinson's disease using electromyography and inertial signals. *Sensors*, 2019. V. 19. № 4. P. 948.
2. Fujiwara S., Sato S., Sugawara A. The coefficient of variation of step time can overestimate gait abnormality // *Sensors*. 2020. V. 20. № 3. P. 577.
3. López-López L., Navarro-Flores E., Losa-Iglesias. Impact of chronic foot pain related quality of life: a retrospective case-control study. *Pain Physician*. 2022. V. 26. № 6. P. E851-E856.
4. Ikuta Y., Nakasa T., Fujishita H. An association between excessive valgus hindfoot alignment and postural stability during single-leg standing in adolescent athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2022. V. 14. № 1.
5. Ippisch R., Jelusic A., Bertram J. mVEGAS-mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders. *Gait & Posture*, 2022. V. 97. P. 80-85.
6. Bergenthal M., Krafczyk N., Peleska J. libfsmtest An Open Source Library for FSM-Based Testing. *Testing Software and Systems: 33rd IFIP WG 6.1 International Conference, ICTSS 2021, London, UK, November 10-12, 2021. Proceedings*. Springer International Publishing, 2022.
7. Perry J., Burnfield J.M. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, SLACK Incorporated, 1992.
8. Li B., Xiang Q., Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking // *Journal of Leather Science and Engineering*. 2020. № 2. P. 1-10.
9. Stefanou T., Chance G., Assaf T. Wearable tactile sensor brace for motion intent recognition in upper-limb rehabilitation. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Biorob*, 2018. P. 148-155.
10. Hertel J., Gay M.R., Denegar C.R. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types // *Journal of athletic training*. 2002. V. 37. № 2. P. 129.
11. Hussejn T.S., Izyumov A.I. Design and analysis of plastic and metal-plastic ankle orthosis // *Engineering journal of Don. E-journal*. 2022. V. 89. № 5. P. 794-805.
12. Krausz N.E., Hargrove L.J. A survey of teleceptive sensing for wearable assistive robotic devices. *Sensors*. 2019. V. 19. № 23. P. 5238.
13. Hussein T.S., Izyumov A. I. Unique Step towards Generation of Electricity by Amputees Persons // *International Research Journal of Engineering and Technology*. 2022. V. 9. № 5. P. 694-700.
14. Henrikson K.M., Weathersby E.J., Larsen B.G. An inductive sensing system to measure in-socket residual limb displacements for people using lower-limb prostheses. *Sensors*. 2018. V. 18. № 11. P. 3840.
15. Hussejn T.S., Izyumov A.I. Pressure measurement and analysis of ankle orthosis for a person with an ankle fracture // *Engineering journal of Don. E-journal*. 2022. V. 88. № 4. P. 590-601.