

УДК 681.518.3

DOI: 10.22213/2413-1172-2023-2-16-25

Измерение силовых параметров для исследования походки человека

Т. С. Хуссейн, аспирант, Донской государственной технической университет, Ростов-на-Дону, Россия
А. И. Изюмов, кандидат технических наук, доцент, Донской государственной технической университет, Ростов-на-Дону, Россия

Исследование посвящено изготовлению датчика обуви, который предоставляет важную информацию о динамическом движении нижних конечностей. Для пяти испытуемых проанализированы изменения в соответствии с фазой походки человека. Для изготовления датчика обуви на основе силы реакции на грунт, которая генерируется при ходьбе, был выбран тип датчика, их количество и расположение. Разработан алгоритм, определения фазы походки человека с помощью трех датчиков. $vGRF$ и COP , пяти испытуемых выражаются средним значением и стандартным отклонением в соответствии с циклом ходьбы. Четыре фазы походки включают: начальный контакт, середину фазы опоры, окончание фазы опоры, качание; при этом цикл обнаружения выражается как среднее значение. Проведена экспериментальная работа по оценке изготовленного датчика обуви и алгоритма определения фазы походки, а также сравнению с датчиком F-Socket. Результаты изготовленного датчика: середина фазы опоры – среднее значение $9,49 \pm 2,76$ %; окончание фазы опоры – среднее значение $29,46 \pm 4,95$ %; среднее значение качания $62,50 \pm 1,60$ %; результат измерения давления – $255,629$ кПа. Результаты устройства F-Socket: середина фазы опоры – среднее значение $10 \pm 1,74$ %; окончание фазы опоры – среднее значение $30,43 \pm 2,32$ %; среднее значение качания $60,69 \pm 1,74$ %; результат давления – $259,618$ кПа. Тестирование показало, что результаты, полученные с помощью разработанного датчика обуви, близки к показаниям, полученным с помощью устройства F-Socket, что говорит о точности показаний датчика давления в исследовании, несмотря на то, что он имеет простую конструкцию и невысокую стоимость.

Ключевые слова: фазы походки человека, датчик давления, силы реакции на грунт.

Введение

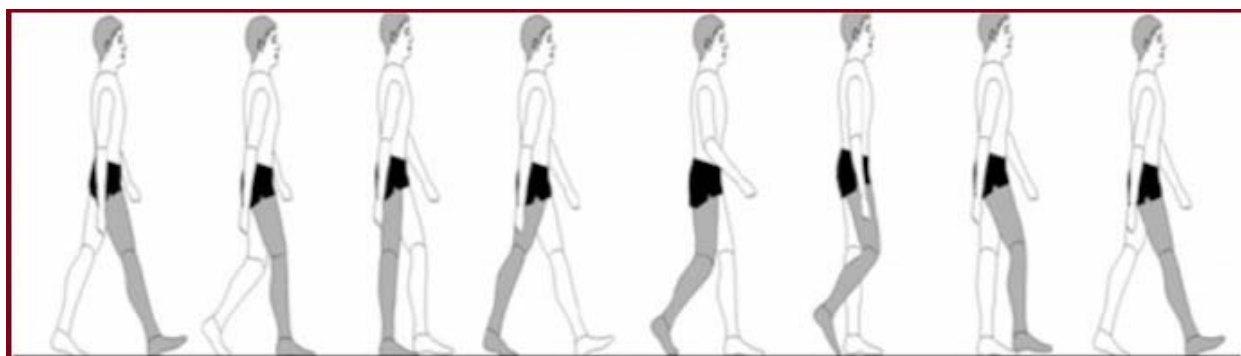
Анализ походки является важным исследованием локомоции человека для распознавания нормальных или патологических моделей ходьбы, и его результаты имеют множество применений в медицинских программах [1–3] и спортивных тренировках [4, 5]. Например, с помощью детального анализа характеристик походки терапевты могут количественно оценить прогресс реабилитации пациентов после операции, а соответствующее лечение и обучение можно настроить индивидуально [6–10]. В прошлом было проведено несколько исследовательских работ по устройствам для анализа походки человека, например, [11, 12], в том числе предложена мобильная система анализа походки с трехосевым акселерометром и гироскопом [13]; представлена система на основе датчика, чувствительного к силе нажатия (FSR) для анализа походки [14–16]. Поскольку использование нескольких датчиков разных типов может улучшить обнаружение патологий и повысить точность определенной фазы походки, были объединены датчик на основе силы реакции на грунт (GRF) и датчик намерения движения.

Цель исследования – разработка сенсорной системы для определения фазы походки человека при динамической модели экзоскелета нижних конечностей. Кроме того, в сенсорной системе разработать алгоритм определения фазы походки на основе центра давления (COP).

Анализ походки человека

Походка человека – одно из самых фундаментальных движений тела, образующих уникальный, но в то же 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 [17].

Конкретная классификация фазы опоры может быть выражена фазами ходьбы, как показано на рисунке 1.



Опора на пятку		Отрыв ноги			Опора на пятку		
Начальный контакт	Нагрузка	Середина фазы опоры	Окончание фазы опоры	Предварительная фаза	Начало фазы переноса	Середина фазы переноса	Окончание
Фазы ходьбы, %	12	31	50	62	75	87	100
Фаза опоры				Фаза переноса			

Рис. 1. Схема цикла походки человека

Fig. 1. Scheme of the human gait cycle

Фаза опоры (%)

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

$$\text{Фаза опоры} = \frac{\text{время отрыва носка} - \text{время контакта пятки}}{\text{время цикла походки}} \cdot 100\% \tag{1}$$

Начальный контакт (НК): пятка/ступня касается земли, это занимает ≈ 0...2 % всей фазы ходьбы;

нагрузка (Нр): вес поглощается, это занимает ≈ 0...10 % всей фазы ходьбы;

середина фазы опоры (СФО): вес тела переносится на противоположную ногу, фаза занимает ≈ 10...30 %;

окончание фазы опоры (ОФО): ступня/пятка приподняты, фаза 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 ногу и левую ногу, следующая формула определяет коэффициент фазы переноса в одном цикле походки:

$$\text{Фаза переноса} = \frac{\text{время контакта пятки} - \text{время отрыва носка}}{\text{время цикла походки}} \cdot 100\% \tag{2}$$

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 переднезадняя GRF. В исследованиях походки часто используется vGRF, потому что ее легко измерить, и она показывает четкие характеристики при анализе в соответствии с фазой походки. Как показано на рисунке 1, 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 середины фазы опоры, которое затем постепенно снижается по ходу ходьбы с формированием максимальной площади контакта непосредственно перед серединой фазы опоры. Плюсовые кости начинают контактировать в середине фазы опоры, и во время окончания фазы опоры на плюсовые кости оказывается большое давление для ускорения вперед. Во время окончания фазы опоры 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 [18].

Система определения фазы походки, разработанная в настоящем 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.

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 таблице 1 [19].

Выделялись следующие свойства при выборе датчика: изменяющееся сопротивление в зависимости от давления и малая стоимость. В качестве альтернативы рассматривается емкостный датчик, в котором емкость конденсатора изменяется в зависимости от давления, имеющий превосходную линейность, воспроизводимость и точность по сравнению с двумя другими дат-

чиками. 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 (FSR), и датчиком FlexiForce (FFS) была выбрана модель FFSA401 из-за ее хорошей 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 окончания фазы опоры. Кратковременно создается давление в области большого пальца стопы. Точные местоположения каждой области были выбраны на основе исследования [20], как показано на рисунке 2.

Таблица 1. Сравнение датчиков силы/давления

Table 1. Comparison of force/pressure sensors

Тип датчика	Чувствительная зона, мм	Диапазон ввода, Н	Повторяемость, %	Ошибка линейности, %	Цена
FSR	10	10...110	$\pm 2... \pm 5$	± 10	Низкая
FFS	25,4	0...110	$\pm 2,5$	± 3	Низкая

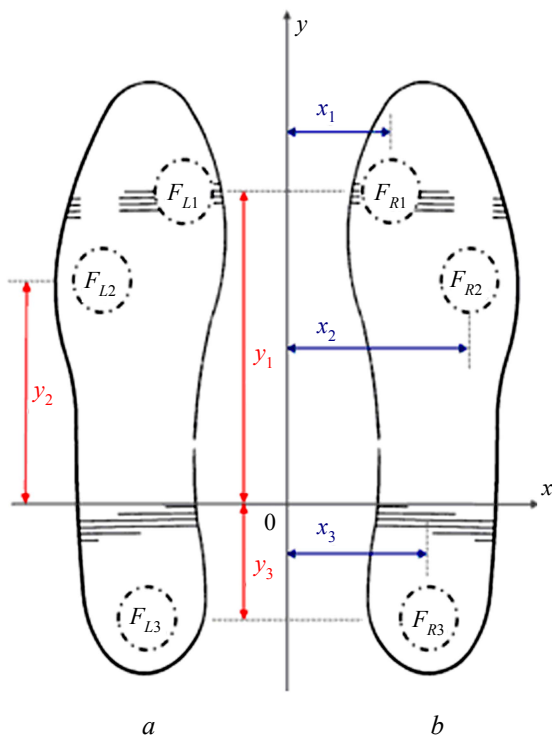


Рис. 2. Схема устройства датчика обуви и расстояния между датчиками FFS: *a* – левая ступня; *b* – правая ступня

Fig. 2. Scheme of the shoe sensor and the distance between the FFS sensors: *a* - left foot; *b* - right foot

Сенсорная система

Для исследования сенсорная система была изготовлена с использованием беспроводной связи. Для простоты использования управляющая часть и передатчик беспроводной связи были спроектированы на одной плате. 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 (рис. 3).

Алгоритм определения фазы походки

Пороговый метод широко используется для обнаружения фазы походки, но 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 настоящем исследовании была 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, и несколько значений датчика могут быть вычислены с использованием только двух критериев – COP_x и COP_y . Обнаружение фазы походки возможно путем разделения пути движения центра давления COP. Вообще говоря, COP можно вычислить с помощью уравнения, которое измеряет vGRF силовой пластины или системы измерения давления в обуви:

$$COP_x = \frac{\sum_{i=0}^{clos-1} i \times \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij}}{\sum_{i=0}^{clos-1} \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij}}; \tag{3}$$

$$COP_y = \frac{\sum_{i=0}^{clos-1} \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij}}{\sum_{i=0}^{clos-1} \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij}}.$$

Уравнение (3) показывает, что зонд состоит из точных датчиков, которые получают COP, где F обозначает vGRF; i, j – положение датчика; R – правая и L – левая ступни. Результаты обозначаются как значения положения по осям X и Y .



Рис. 3. Блок-схема системы для датчика FFSA401

Fig. 3. System block diagram for a sensor FFSA401

Уравнение (3) с расположением датчика, определенным в разделе «Датчик и выбор положения», можно изменить, как в уравнениях (4) и (5):

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

$$\sum_1^3 F_{Ri}(t) + \sum_1^3 F_{Li}(t) \neq 0;$$

$$COP_{Ry} = \frac{\sum_1^3 y_i F_{Ri}(t)}{\sum_1^3 F_{Ri}(t)}, \quad \sum_1^3 y_i F_{Ri}(t) \neq 0; \tag{5}$$

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

В уравнениях (4) и (5) i указывает на датчик, прикрепленный к пятке и двум плюсневым костям, как на рисунке 5; $F_{Ri}(t)$ и $F_{Li}(t)$ – значения vGRF, которые поступают на датчик во время ходьбы; x_i и y_i – расстояния между плюсневыми костями и датчиками. Что касается значений vGRF, которые поступают через три датчика, COP можно получить из уравнений (4) и (5).

Как показано на рисунке 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, 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 , которые рассчитываются в режиме реального времени и представляются на основе координат датчика.

Экспериментальная работа

Разработанный алгоритм обнаружения фазы походки был применен к изготовленному датчику обуви. Как показано на рисунке 5, для оценки алгоритма была проанализирована коммерческая система измерения в обуви с устройством датчика F-Socket для сравнения и проверки работоспособности. Датчик F-Socket был разработан Tekscan для анализа походки человека.

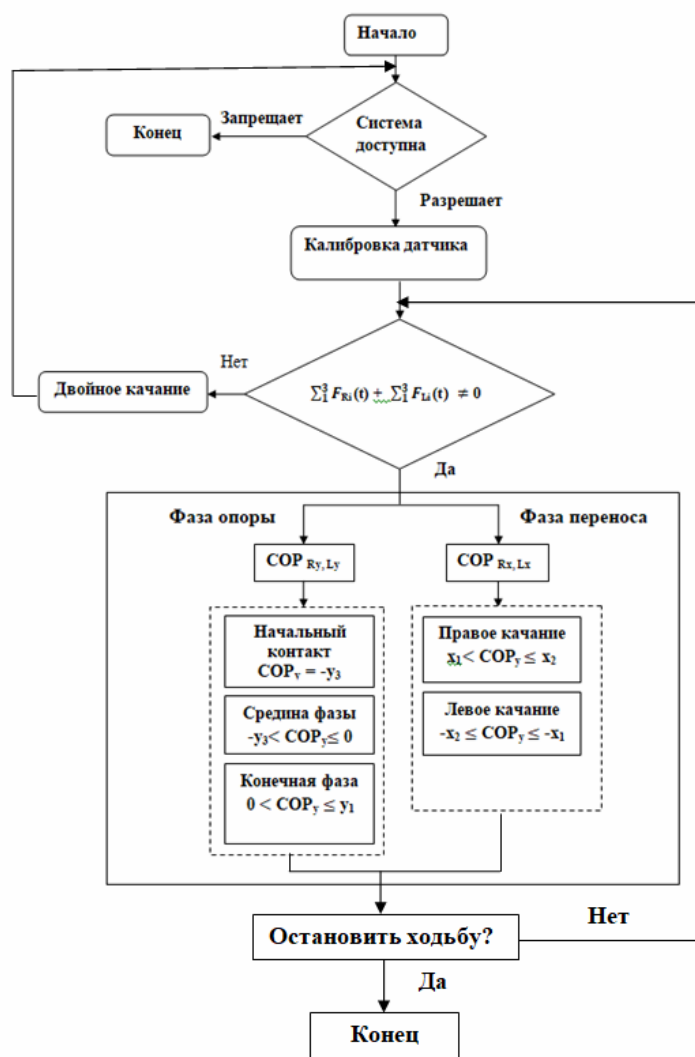


Рис. 4. Алгоритм обнаружения фазы походки

Fig. 4. Algorithm of gait phase detection



Рис. 5. Испытуемый носит оба датчика

Fig. 5. Subject wears both sensors

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 таблице 2.

Таблица 2. Информация об испытуемых

Table 2. Information about the subjects

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

Все испытуемые были здоровы и не имели нарушений походки. Для точности для всех 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 настоящего исследования, и устройство F-Socket вставлялись в обувь; испытуемые шли по беговой дорожке со скоростью 2,5 км/ч в течение 2 минут. Для изготовленного датчика использовался контроллер на базе лаборатории с типом связи контроллерной сети и CRI-O – исполняемая среда для систем оркестрации контейнеров, которая собирала данные каждые 5 мс. Что касается F-Socket, данные были сохранены в эксклюзивной программе путем по-

лучения сигнала от CRI-O каждые 5 мс для одновременного сохранения через разработанное устройство.

Результаты и обсуждение

В настоящем исследовании 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 таблице 3 и на рисунке 6.

Таблица 3. Результаты обнаружения фазы походки

Table 3. Results of gait phase detection

Датчик F-Socket FSS					
Испытуемые	Начальный контакт НК % (1)	Середина фазы опоры СФО % (2)	Окончание фазы опоры ОФО % (3)	Качание % (4)	Давление, кПа
1	–	12 ± 0,81	28,4 ± 1,9	61 ± 1,13	259,618
2	–	10,7 ± 1,4	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					
Испытуемые	Начальный контакт НК % (1)	Середина фазы опоры СФО % (2)	Окончание фазы опоры ОФО % (3)	Качание % (4)	Давление, кПа
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	

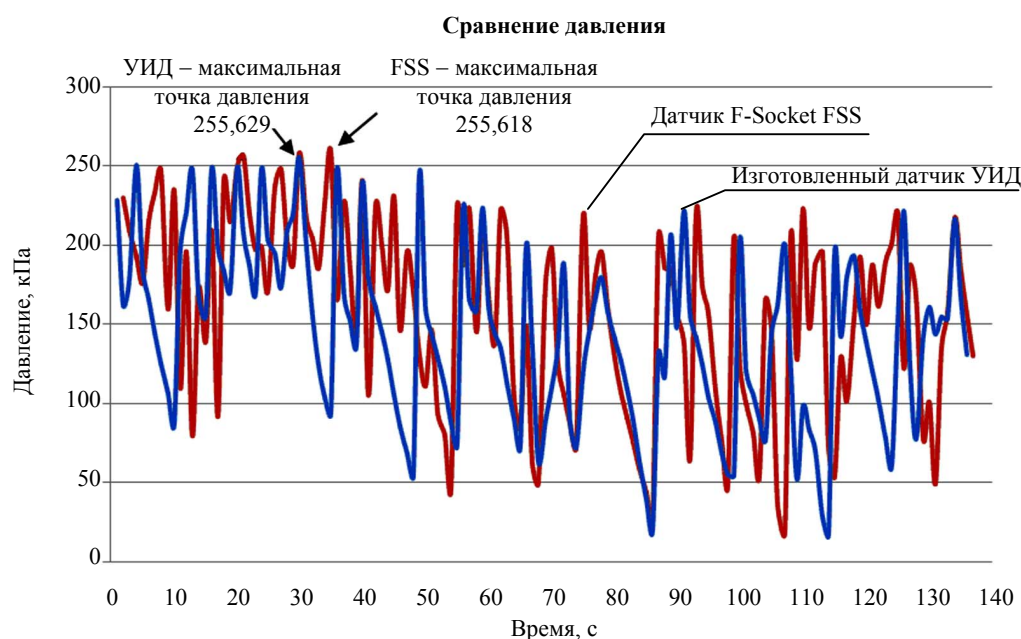


Рис. 6. Давление между левой ступней и обувью

Fig. 6. Pressure between the left foot and the shoe

На рисунке 7, *a, b* 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: НК1, СФО2, ОФО3 и качание 4, при этом цикл обнаружения выражается как среднее значение.

На рисунке 8, *a* 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 $\approx 10...30 \%$, ОФО $\approx 30...50 \%$ и качание $\approx 60...100 \%$ (как описано в пункте «Анализ походки человека»).

На рисунке 8, *b*, где представлены результаты изготовленного устройства, СФО показывает среднее значение $9,49 \pm 2,76 \%$, ОФО – $29,46 \pm 4,95 \%$ и среднее значение качания $62,50 \pm 1,60 \%$.

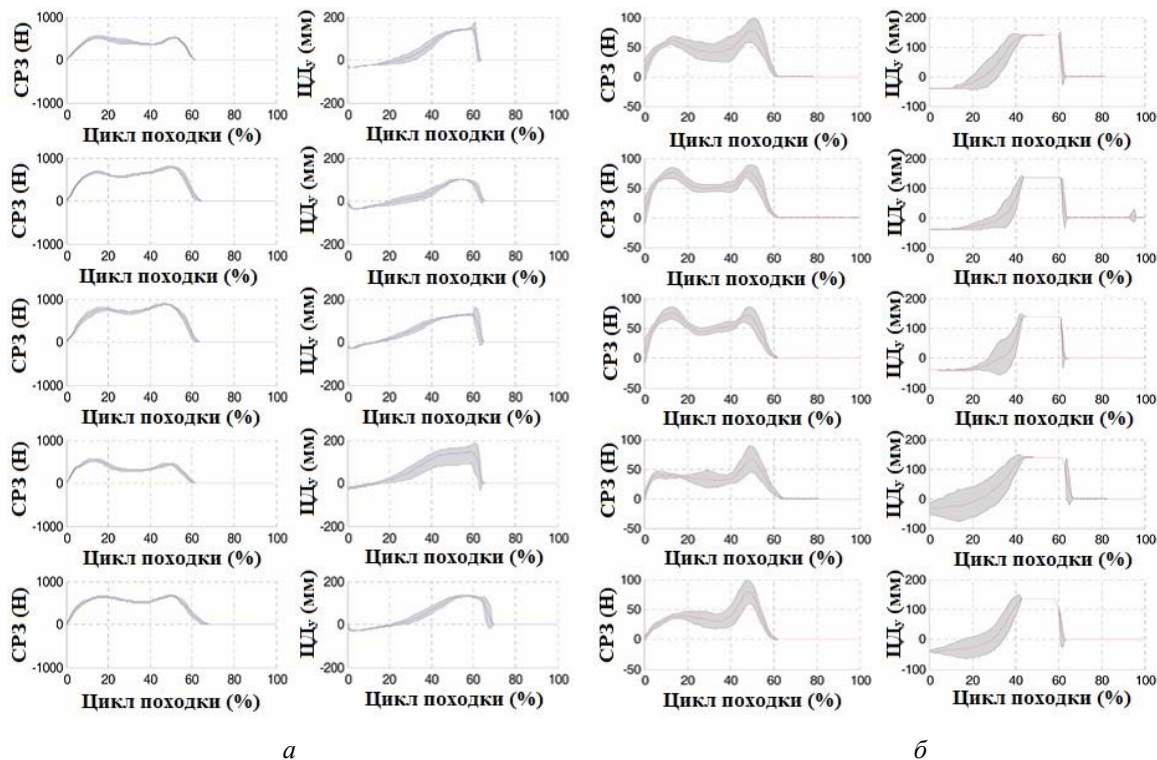


Рис. 7. Экспериментальные результаты во время ходьбы датчика F-Socket (*a*) и датчика обуви (*b*)
 Fig. 7. Experimental results during walking with F-Socket sensor (*a*) and shoe sensor (*b*)

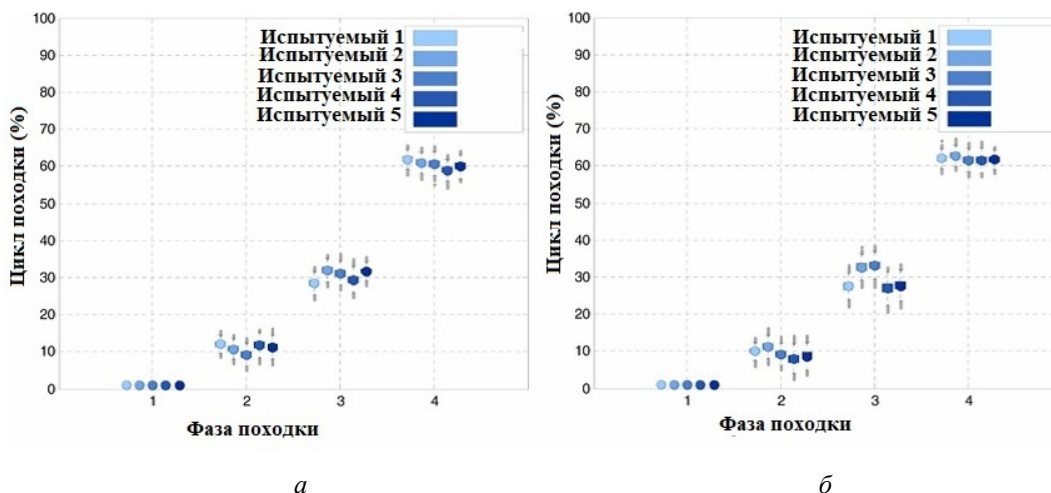


Рис. 8. Результаты обнаружения фазы походки для датчика F-Socket (*a*) и датчика обуви (*b*)
 Fig. 8. Results of gait phase detection for F-Socket sensor (*a*) and shoe sensor (*b*)

В таблице 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, $1,02 \pm 2,36$ % – для ОФО и в среднем $0,85 \pm 0,4$ % – для качания.

Результат показал небольшую ошибку, но можно говорить о том, что отклонение довольно велико. По-видимому, повлиял тот факт, что эксперимент проводился на беговой дорожке с постоянной скоростью ходьбы, что приводило к несколько неестественной походке, а также то, что характеристики походки у каждого человека были разными. Таким образом, изготовленное устройство датчика давления можно считать полезным и пригодным для испытаний на нижних конечностях человека.

Выводы

1. Результаты эксперимента показали, что максимальное значение давления для F-Socket составляет 259,618 кПа, в то время как максимальное значение для датчика обуви – 255,629 кПа.

2. Результаты измерения для четырех фаз ходьбы с использованием устройства датчика F-Socket: СФО показывает среднее значение $10,98 \pm 1,74$ %, ОФО – $30,43 \pm 2,32$ % и среднее значение качания $60,69 \pm 1,74$ %; результаты измерения с использованием изготовленного датчика для обуви: среднее значение СФО $9,49 \pm 2,76$ %, ОФО – $29,46 \pm 4,95$ % и качание – $62,50 \pm 1,60$ % 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 об относительно небольшой ошибке.

4. 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.

Библиографические ссылки

1. *Mazzetta I., Zampogna A., Suppa A.* (2019) Wearable sensors system for an improved analysis of freezing of gait in Parkinson's disease using electromyography and inertial signals. *Sensors*, 2019, vol. 19, no. 4, 948 p. DOI: 10.3390/s19040948

2. *Fujiwara S., Sato S., Sugawara A.* (2020) The coefficient of variation of step time can overestimate gait abnormality. *Sensors*, 2020, vol. 20, no. 3, p. 577. DOI: 10.3390/s20030577

3. *López-López L., Navarro-Flores E., Losa-Iglesias* (2022) Impact of chronic foot pain related quality of life: a retrospective case-control study. *Pain Physician*, 2022, vol. 26, no. 6, pp. E851-E856.

4. *Ikuta Y., Nakasa T., Fujishita H.* (2022) An association between excessive valgus hindfoot alignment and postural stability during single-leg standing in adolescent athletes. *Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2022, vol. 14, no. 1. DOI: 10.1186/s13102-022-00457-7

5. *Ippisch R., Jelusic A., Bertram J.* (2022) Mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders. *Gait&Posture*, 2022, vol. 97, pp. 80-85. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.256

6. Потенциальные преимущества и ограничения использования роботизированных экзоскелетов у пациентов, перенесших позвоночно-спинномозговую травму / Н. Н. Карякин, А. Н. Белова, В. О. Сушин, Г. Е. Шейко, Ю. А. Израелян, Н. Ю. Литвинова // *Вестник восстановительной медицины*. 2020. № 2 (96). С. 68–78.

7. *Смирнова Л. М., Юлдашев З. М.* Измерительно-информационные системы для протезно-ортопедической отрасли // *Биотехносфера*. 2012. № 2 (20). С. 17–23.

8. *Дашевский И. Н., Никитин С. Е.* Биомеханика разгрузки нижних конечностей при протезировании // *Российский журнал биомеханики*. 2016. № 20 (2). С. 134–149.

9. *Мухаммедова М. О.* рекомендации по выбору типа обуви в зависимости от риска развития синдрома диабетической стопы // *Вестник науки*. 2022. № 4 (49). С. 122–129.

10. Функциональная электростимуляция при восстановлении ходьбы после инсульта. Обзор научной литературы / Е. А. Гурьянова, В. В. Ковальчук, О. А. Тихоплав, Ф. Г. Литвак // *Физическая и реабилитационная медицина*. 2020. № 2 (3). С. 244–262.

11. *Bergenthal M., Krafczyk N., Peleska J.* (2022) An Open Source Library for FSM-Based Testing. *Testing Software and Systems: International Conference, London, UK, Springer International Publishing*, 2022. DOI: 10.1007/978-3-031-04673-51

12. *Хуссейн Т. С., Изюмов А. И.* Микропроцессорная система измерения давления между ортезомистопой // *Системы. Методы. Технологии*. 2023. № 1 (57). С. 80–86. DOI: 10.18324/2077-5415-2023-1-80-86

13. *Renganathan G., Kurita Y., Ćuković S., Das S.* (2022) Foot biomechanics with emphasis on the plantar pressure sensing. *Advances in Product Design and Design Methods for Healthcare*, 2022, pp. 115-141. DOI: 10.1007/978-981-16-9455-4_7

14. *Хуссейн Т. С., Изюмов А. И.* Измерение давления и анализ ортеза голеностопного сустава для человека с переломом лодыжки // *Инженерный вестник Дона*. 2022. № 4 (88). С. 590–601.

15. *Thalman C.M., Hertzell T., Lee H.* (2020) Toward a soft robotic ankle-foot orthosis (sr-afo) exosuit for hu-

man locomotion. IEEE International Conference on Soft Robotics, 2020, pp. 801-807. DOI: 10.1109/RoboSoft48309.2020.9116050

16. Hussein T.S., Izyumov A. (2022) A Unique Step towards Generation of Electricity by Amputees Persons. International Research Journal of Engineering and Technology, 2022, vol. 9, no. 5, pp. 694-700.

17. Perry J., Burnfield J. M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function, SLACK Incorporated, 1992.

18. Li B., Xiang Q., Zhang X. (2020) The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. Journal of Leather Science and Engineering, 2020, vol. 2, pp. 1-10. DOI: 10.1186/s42825-019-0016-6

19. Stefanou T., Chance G., Assaf T. (2018) Wearable tactile sensor brace for motion intent recognition in upper-limb rehabilitation. IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Biorob, 2018, pp. 148-155. DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487721

20. Hertel J., Gay M.R., Denegar C.R. (2020) Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. Journal of athletic training, 2020, vol. 37, no. 2, 129 p.

References

1. Mazzetta I., Zampogna A., Suppa A. (2019) Wearable sensors system for an improved analysis of freezing of gait in Parkinson's disease using electromyography and inertial signals. *Sensors*, 2019, vol. 19, no. 4, 948 p. DOI: 10.3390/s19040948

2. Fujiwara S., Sato S., Sugawara A. (2020) The coefficient of variation of step time can overestimate gait abnormality. *Sensors*, 2020, vol. 20, no. 3, p. 577. DOI: 10.3390/s20030577

3. López-López L., Navarro-Flores E., Losa-Iglesias (2022) Impact of chronic foot pain related quality of life: a retrospective case-control study. *Pain Physician*, 2022, vol. 26, no. 6, pp. E851-E856.

4. Ikuta Y., Nakasa T., Fujishita H. (2022) An association between excessive valgus hindfoot alignment and postural stability during single-leg standing in adolescent athletes. *Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2022, vol. 14, no. 1. DOI: 10.1186/s13102-022-00457-7

5. Ippisch R., Jelusic A., Bertram J. (2022) Mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders. *Gait&Posture*, 2022, vol. 97, pp. 80-85. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.256

6. Karyakin N.N., Belova A.N., Sushin V.O., Sheiko G.E., Israelyan Yu.A., Litvinova N.Yu. (2020) [Potential advantages and limitations of the use of robotic exoskeletons in patients with spinal cord injury: state of the art]. *Herald of Restorative Medicine*, 2020, vol. 2 (96), pp.68-78 (in Russ).

7. Smirnova, L.M., Yuldashev, Z.M. (2012) [Measuring and information systems for the prosthetic and orthopedic industry]. *Biotechnosphere*, 2012, no. 2(20), pp. 17-23 (in Russ).

8. Dashevsky I.N., Nikitin S.E. (2016) [Biomechanics of unloading the lower limbs during orthotics]. *Russian Journal of Biomechanics*, 2016, no. 20(2), pp. 134-149 (in Russ).

9. Mukhammedova M.O. (2022) [Recommendations for choosing the type of footwear depending on the risk of developing diabetic foot syndrome]. *Herald of Science*, 2022, no. 4(49), pp. 122-129 (in Russ).

10. Gurianova E.A., Kovalchuk V.V., Tikhoplav O.A., Litvak F.G. (2020) [Functional electrical stimulation in the recovery of walking after a stroke. Review of scientific literature]. *Physical and Rehabilitation Medicine, Medical Rehabilitation*, 2020, no. 2(3), pp. 244-262 (in Russ).

11. Bergenthal M., Krafczyk N., Peleska J. (2022) An Open Source Library for FSM-Based Testing. Testing Software and Systems: International Conference, London, UK, Springer International Publishing, 2022. DOI: 10.1007/978-3-031-04673-51

12. Hussein T.S., Izyumov A.I. (2023) [Microprocessor system for measuring pressure between orthosis and foot]. *Systems Methods Technologies*, 2023, no. 1(57), pp. 80-86. DOI: 10.18324/2077-5415-2023-1-80-86 (in Russ).

13. Renganathan G., Kurita Y., Ćuković S., Das S. (2022) Foot biomechanics with emphasis on the plantar pressure sensing. *Advances in Product Design and Design Methods for Healthcare*, 2022, pp. 115-141. DOI: 10.1007/978-981-16-9455-4_7

14. Hussein T.S., Izyumov A. (2022) [Pressure measurement and analysis of an ankle orthosis for a person with an ankle fracture]. *Engineering journal of Don. E-journal*, 2022, vol. 89, no. 5, pp. 794-805 (in Russ).

15. Thalman C.M., Hertzell T., Lee H. (2020) Toward a soft robotic ankle-foot orthosis (sr-af) exosuit for human locomotion. IEEE International Conference on Soft Robotics, 2020, pp. 801-807. DOI: 10.1109/RoboSoft48309.2020.9116050

16. Hussein T.S., Izyumov A. (2022) A Unique Step towards Generation of Electricity by Amputees Persons. *International Research Journal of Engineering and Technology*, 2022, vol. 9, no. 5, pp. 694-700.

17. Perry J., Burnfield J.M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function, SLACK Incorporated, 1992.

18. Li B., Xiang Q., Zhang X. (2020) The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. *Journal of Leather Science and Engineering*, 2020, vol. 2, pp. 1-10. DOI: 10.1186/s42825-019-0016-6

19. Stefanou T., Chance G., Assaf T. (2018) Wearable tactile sensor brace for motion intent recognition in upper-limb rehabilitation. IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Biorob, 2018, pp. 148-155. DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487721

20. Hertel J., Gay M.R., Denegar C.R. (2020) Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. Journal of athletic training, 2020, vol. 37, no. 2, 129 p.

Measurement of Force Parameters for the Human Gait Study

T.S. Hussein, Postgraduate, Don State Technical University, Rostov-on-Don, Russia

A.I. Izyumov, PhD in Engineering, Associate Professor, Don State Technical University, Rostov-on-Don, Russia

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 was analyzed to know and detect the changes during human gait phase, that occurs when walking, based on the GRF. The sensors number, sensor type and location of sensors was chosen to proceed on the MSS device. The algorithm was developed based on COP that is able to detect the gait phase by means of three sensors. The standard deviation and mean for COPy and vGRF values are expressed on the basis of walk of the five testees. It includes 4 gait phases: initial contact IC (1), mid-stance MS (2), terminal stance TS (3), and swing (4), the gait cycle detection is expressed as an average value. The experimental work is conducted to estimate the manufactured shoe sensor device and to detect the gait phase algorithm and compare it to an F-Socket sensor device (FSS). The results of the MSS device fabrication were (MS - mean value was $9.49 \pm 2.76\%$, TS - mean value was $29.46 \pm 4.95\%$ and the swing mean value was $62.50 \pm 1.60\%$) and the pressure result (255.629 KPa) while the result of the (FSS) device were (MS - mean value was $10.98 \pm 1.74\%$, TS - mean value was $30.43 \pm 2.32\%$, and the swing mean value was $60.69 \pm 1.74\%$) and the pressure result (259.618 KPa) respectively, the test results showed that the results obtained from the (MSS) device are close to the readings obtained by using the (FSS) device, this shows the (MSS) device accuracy of this study despite the fact that it has simple design and inexpensive.

Keywords: gait phases, pressure sensor, ground reaction forces GRF.

Получено 30.03.2023

Образец цитирования

Хуссейн Т. С., Изюмов А. И. Измерение силовых параметров для исследования походки человека // Вестник ИжГТУ имени М. Т. Калашникова. 2023. Т. 26, № 2. С. 16–25. DOI: 10.22213/2413-1172-2023-2-16-25.

For Citation

Hussein T.S., Izyumov A.I. (2023) [Measurement of Force Parameters for the Human Gait Study]. *Vestnik IzhGTU imeni M.T. Kalashnikova*, 2023, vol. 26, no. 2, pp. 16-25 (in Russ.). DOI: 10.22213/2413-1172-2023-2-16-25.