

Автоматизация контроля давления между ортезом и стопой

Т. С. Хуссейн¹, А.И. Изюмов²

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

²Донской государственной технической университет, Ростов-на-Дону

Аннотация: Интервенционное Давление (ИД) между ортезом и стопой в данном исследовании было измерено с помощью разработанного сенсорного устройства. При использовании ортезных устройств для коррекции отклонения стопы или конечности он часто используется для оценки важности и положения корректирующих сил. Составляющими сенсорное устройство являются: коврик для датчика силы размером 43,5 x 43,5 мм, ЖК-дисплей, соединительные провода и микроконтроллер Ардуино. Система, разработанная в этом исследовании, описывается как легкая, удобная в перемещении, недорогая по сравнению с другими устройствами. В этом исследовании изготовлен и запрограммирован датчик для измерения давления между ортезом и стопой в трех областях, а также приведено сравнение его с датчиком F-Socket. Экспериментальный тест был проведен на пациенте, который страдал нестабильностью правой ноги в голеностопном суставе. В задней, боковой и медиальной областях интервенционное давление между голенью и ортезом рассчитывалось двумя способами. В 1-м методе используется изготовленный в этом исследовании датчик (СЧР - Сило Чувствительный Резистор), в то время как во 2-м методе используется датчик F-Socket. Результаты испытаний показали, что показания давления, полученные от изготовленного устройства, близки к результатам, полученным при использовании устройства F-Socket. Это показывает точность показаний изготовленной системы, которые могут быть использованы для тестирования, а также в процессе установки прокладок в нужном месте внутри ортеза для исправления деформации или для предоставления ценных сведений об изготовлении, изменении и установке гнезда протеза несмотря на то, что он имеет простую конструкцию и стоит дешевле, чем устройство F-Socket.

Ключевые слова: ортез, ардуино, сило чувствительный резистор, интервенционное давление.

Введение.

Протезирование конечностей - это протезирование, в котором заменяются недостающие части тела, утраченные в результате болезни или несчастного случая. Ортезы - это устройства, которые крепятся к телу с целью

стабилизации или иммобилизации определенной части тела, предотвращения деформации, защиты от травм или помощи в работе.

В рассматриваемой статье [1] представлено изобретение обуви для измерения распределения подошвенного давления для анализа походки. В данном исследовании [2] описываются методология и инструменты для улучшения конструкции протеза нижней конечности путем измерения давления в области контакта культи с альвеолярным отростком. В статье [3] представлены ранние попытки создания регулируемых вставок, которые состояли из крошечных массивов сенсорных надувных приводов давления, которые могли расширяться в ответ на изменения объема. В этой работе [4] описывается протезный силиконовый лайнер с ВБР (волоконной брэгговской решеткой), который обеспечивает амортизацию культи и может легко и практично определять поверхностное давление внутри гнезда протеза нижней конечности.

Рекомендации по проектированию высокочувствительного пьезорезистивного датчика давления с достаточно высоким выходным сигналом, чтобы его можно было обнаружить с помощью простых и доступных схем, чтобы обеспечить пригодность для носки приведены в этом исследовании [5].

Приведена разработка системы сбора данных в статье [6], а также описано влияние обуви на стопу человека и цикл походки. В исследовании [7] использовался датчик FSR системы QA, используемый для измерения силы между иммобилизирующим устройством и кожей пациента. В данной статье [8] исследователи описывают пару чувствительных к давлению стелек на основе оптоэлектронных датчиков для оценки временных показателей походки в реальном времени.

В предыдущих статьях [9-10] были продемонстрированы разработка и тестирование ортеза с использованием датчика F-Socket.

Сило Чувствительный Резистор (СЧР).

СЧР - это недорогой и простой в использовании датчик, который определяет физическое тепло, давление и вес. Как показано на рисунке 1, площадь сенсора составляет 43,5 x 43,5 мм, толщина 1,25 мм. СЧР состоит из резисторов, которые изменяют значение своего сопротивления в зависимости от того, как часто они сжимаются. Эти устройства относительно недороги и просты в эксплуатации.

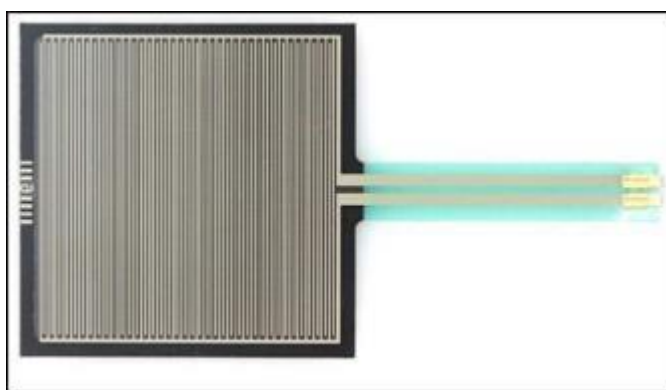


Рис. 1 - Датчик СЧР

Материалы и методы.

СЧР обнаруживает любое сжатие и используется для расчета давления или силы, прикладываемой к ноге, которую датчик затем преобразует в напряжение. Калибровочная диаграмма используется для расчета значения давления путем понимания значения каждого напряжения. Как показано на рисунке 3, в данной работе два основных слоя имеет датчик СЧР 406.

Проводящий полимер представляет собой первый слой, а пленочный датчик - второй слой. Частицы субмикронного размера, образующие чувствительный слой, являются электрическими структурами (проводящими или непроводящими). Сопротивление проводящего полимера изменяется путем приложения давления к поверхности полимера, одна клемма СЧР подключается к V_{cc} , а вторая к земле через подтягивающий резистор R_{PDR} . Изменяющееся сопротивление СЧР равно R_{FSR} , а заданное сопротивление

равно $RPDR$. Комбинация $RFSR$ и $RPDR$ обеспечивает аналоговое выходное напряжение V_o , которое затем используется как V_{CC} на аналоговом входном каскаде. Выводы SDA , STL , GND и V_{CC} на ЖК-дисплее I2C были одновременно подключены к микроконтроллеру Ардуино. Данные будут отображаться на ЖК-дисплее, как показано на рисунке 2.

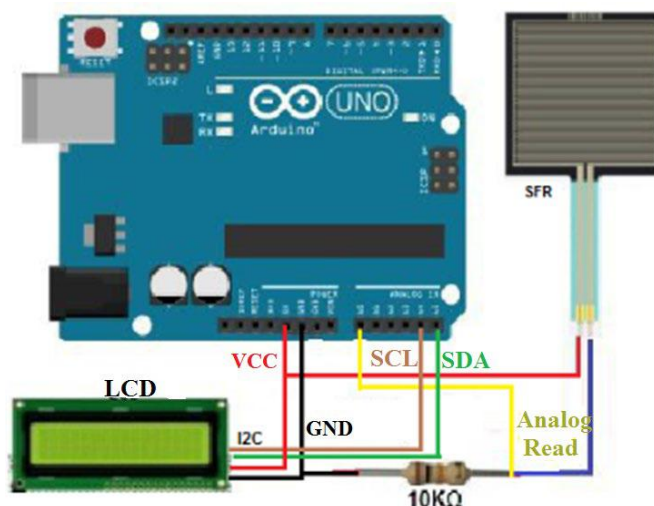


Рис. 2 - Система измерения давления, соединенная с компонентами.

Проводимость тока определяется сопротивлением между пленочным датчиком и проводящим полимером. Элементы активных точек добавляются к токопроводящему полимеру при приложении давления к поверхности СЧР, обеспечивая высокую защищенную площадь для проводимости тока. Это означает, что приложенное высокое давление создавало каналы с высоким контактом, снижая сопротивление СЧР. Напряжение аналогового выхода можно рассчитать с помощью следующего уравнения.

$$V_o = \frac{R_{PDR}}{R_{PDR} + R_{FSR}} V_{CC}$$

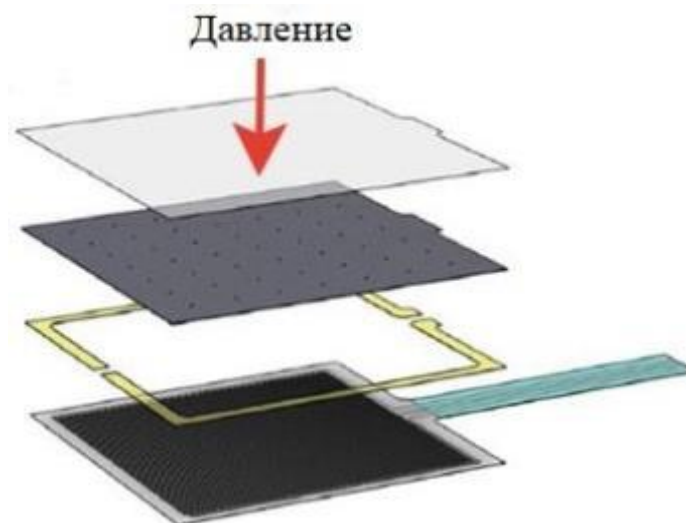


Рис. 3 - Слои датчика СЧР.

Прибор был откалиброван, найдена калибровочная кривая зависимости выходного напряжения от приложенного давления и эта зависимость заложена в Ардуино. На экране дисплея отображается уже давление в кПа.

Экспериментальная работа.

Как показано на рисунке 5, устройство измерения давления состоит из источника питания, СЧР 406, микроконтроллера Ардуино и ЖК-дисплея. Сопротивление преобразуется в напряжение с помощью модифицированного делителя напряжения с использованием схемы переключения. Данные модуля сбора данных получают последовательные данные от микроконтроллера Ардуино, которые он отображает как давление в кПа на ЖК-мониторе. Тест проводился с пациентом, страдающим медиолатеральной нестабильностью голеностопного сустава. Пациент носит бандаж на лодыжке для лечения деформации. Датчик F-Socket использовался для измерения давления между ортезом и стопы пациента в первом эксперименте, а изготовленный в этом исследовании датчик (СЧР) для измерения давления между ортезом и стопой пациента во втором. Как показано на рисунках 6 и 7, для измерения давления в трех областях (медиальной, задней и латеральной) используются два метода, и результаты методов сравнивались, чтобы

убедиться, что СЧР, изготовленный в этом исследовании, работает правильно.

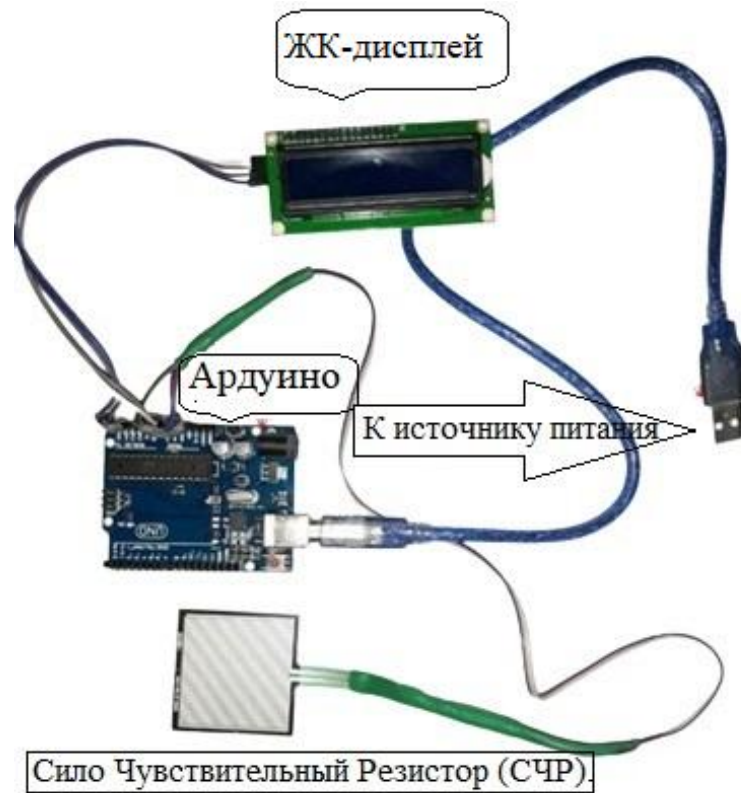


Рис. 5 - Аппаратная конструкция системы измерения давления.
Метод измерения изготовленного устройства (СЧР).

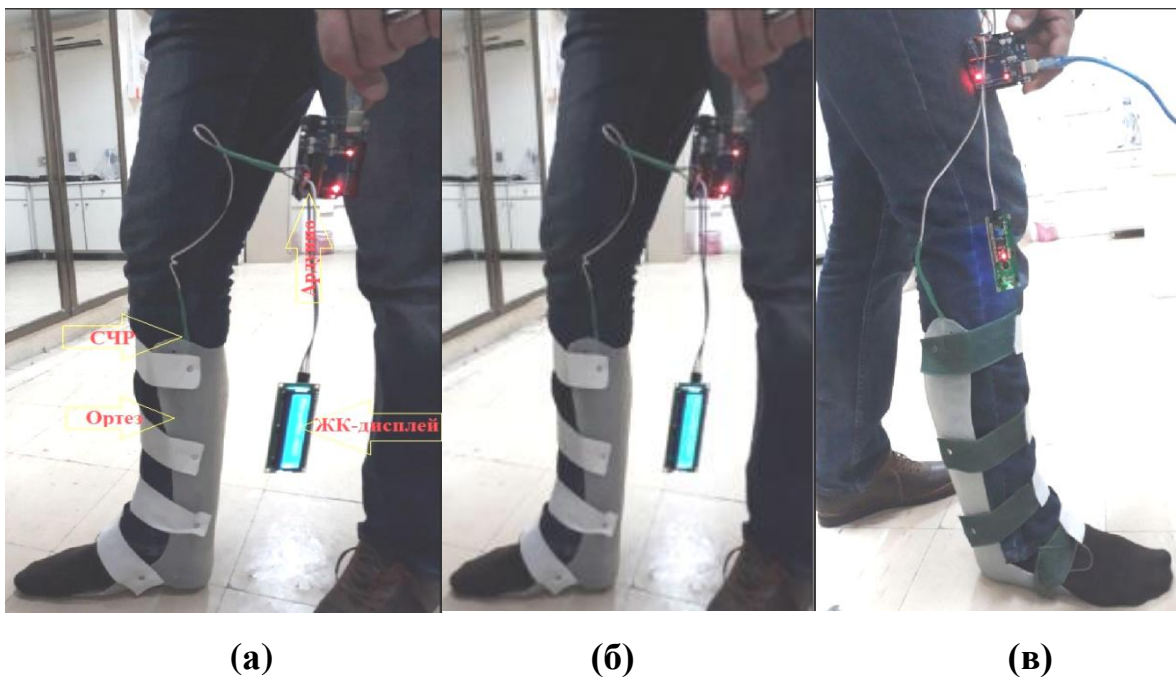


Рис. 6 - Измерение давления на границе раздела, (а) в задней, (б) медиальной и (в) латеральной области с помощью изготовленного устройства СЧР.

Метод измерения устройства F-Socket.

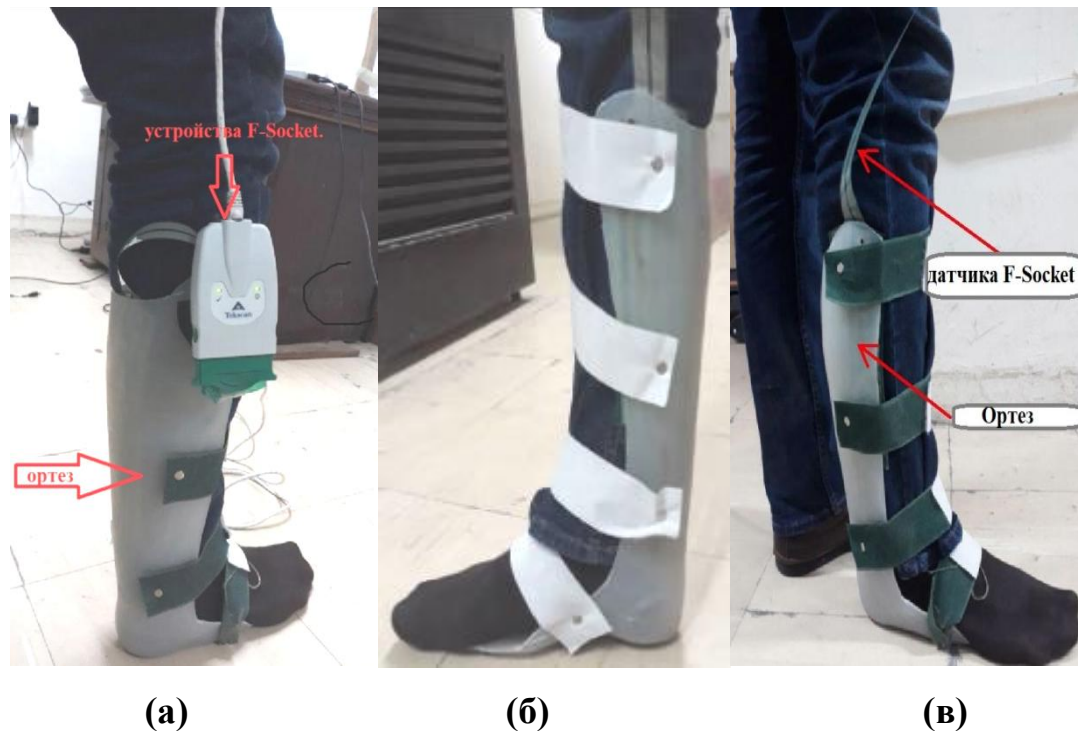


Рис. 7 - Измерение давления на границе раздела, (а) в задней, (б) медиальной и (в) латеральной области с помощью устройства F-Socket.

Результаты

После завершения практической части анализа было обнаружено, что результаты расчета давления между ортезом и стопой пациента составили 109, 173 и 146 кПа в задней, латеральной и медиальной областях соответственно при использовании СЧР, как показано на рисунках 8-10 и в таблице 1. А результаты давления с использованием устройства F-Socket составили 113, 164 и 139 кПа в задней, латеральной и медиальной областях соответственно, как показано на рисунках 11-13 и Таблице 1. Близкие друг к другу значения разных устройств в одной той же области показали, что датчик, изготовленный в этом исследовании, имеет высокую надежность при

измерении давления, а метод калибровки датчика эффективен для достижения хороших результатов, несмотря на низкую стоимость и простоту.

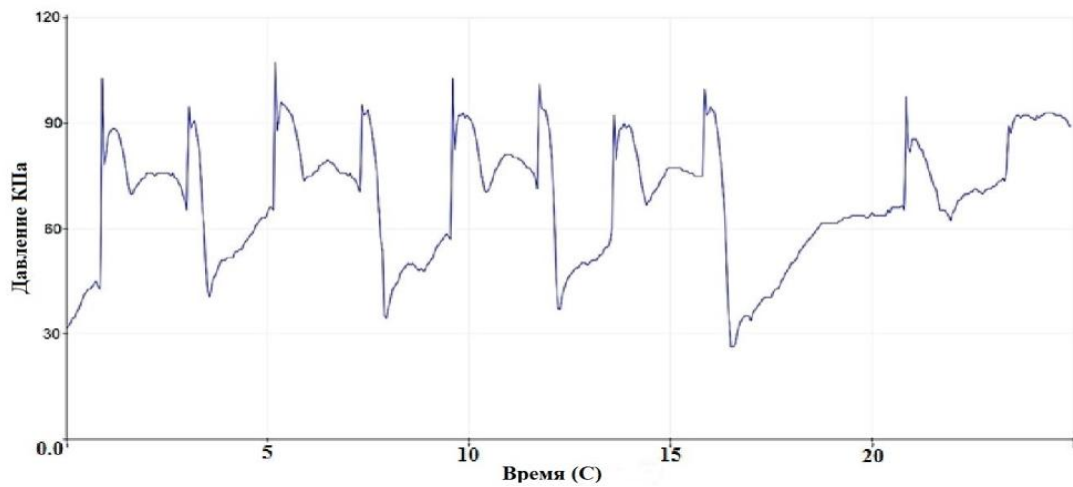


Рис. 8 - Давление на границе раздела со временем в задней области ортеза с помощью изготовленного устройства СЧР.

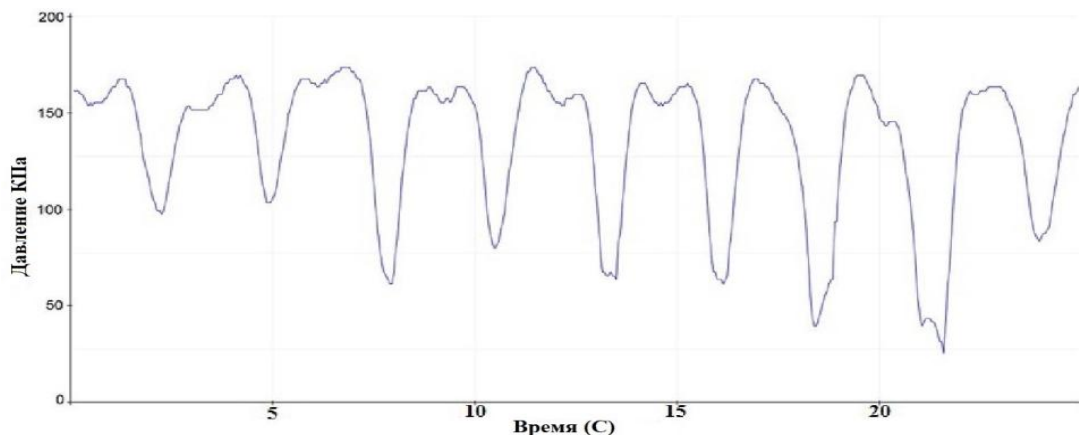


Рис. 9 - Давление на границе раздела со временем в латеральной области ортеза с использованием изготовленного устройства СЧР.

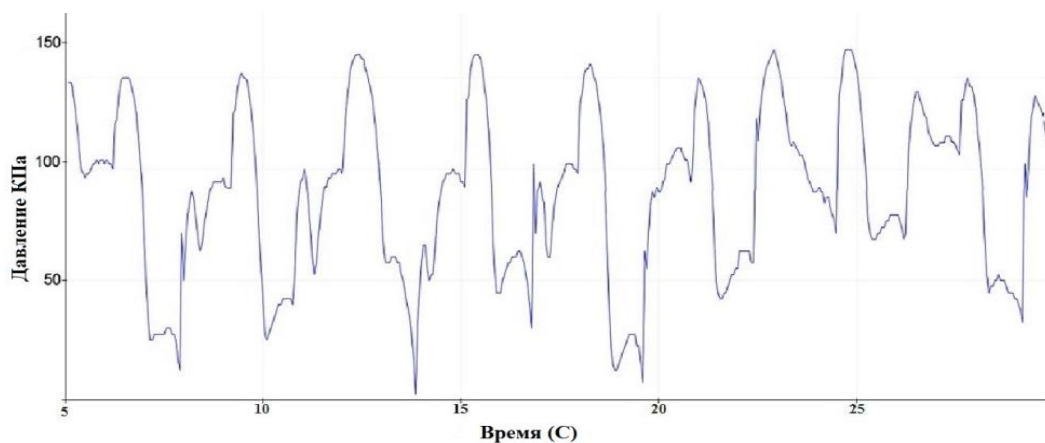


Рис. 10 - Давление на границе раздела со временем в медиальной области ортеза с помощью изготовленного устройства СЧО.

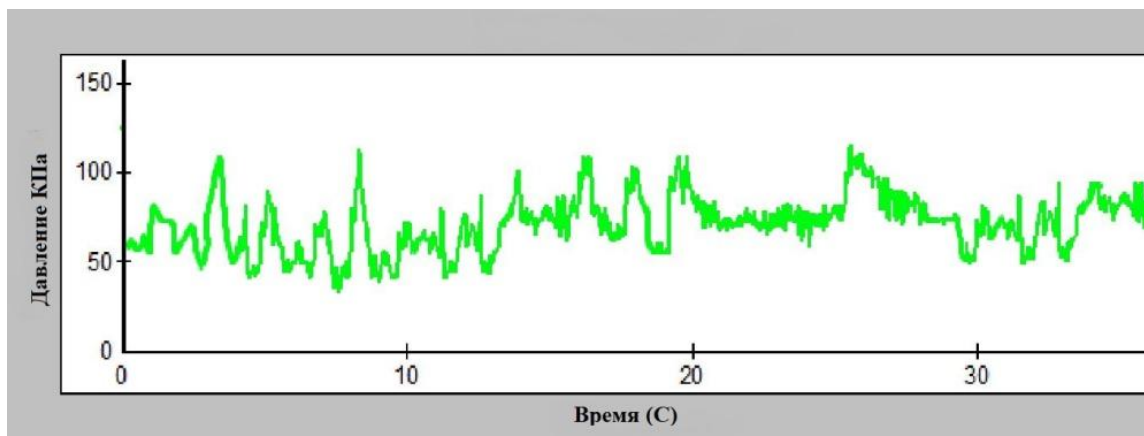


Рис. 11 - Давление на границе раздела со временем в задней области ортеза с помощью устройства F-socket.

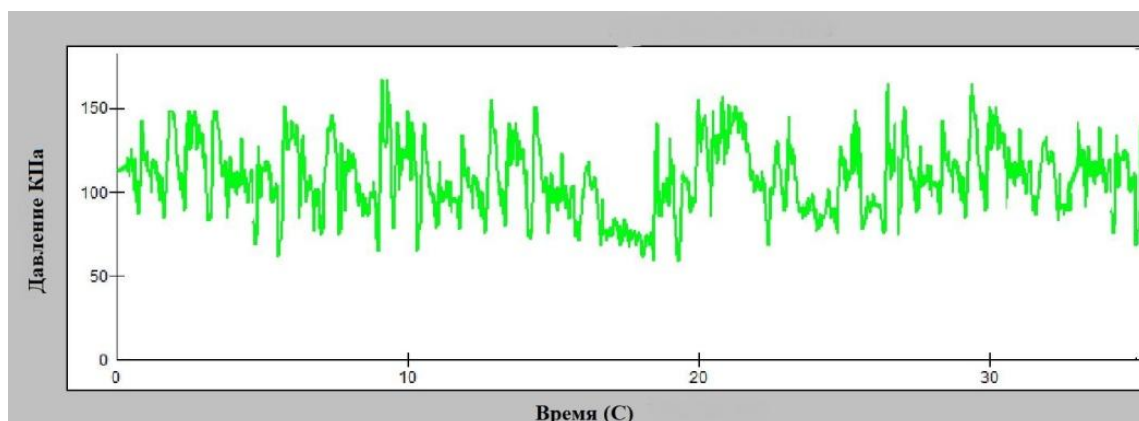


Рис. 12 - Давление на границе раздела со временем в латеральной области ортеза с помощью устройства F-socket.

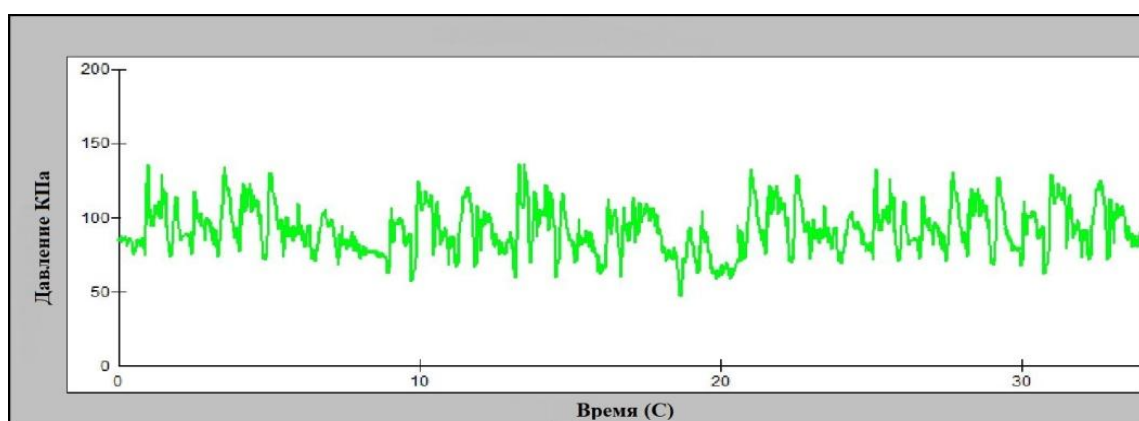


Рис. 13 - Давление на границе раздела со временем в медиальной области ортеза с помощью устройства F-socket.

Таблица 1: показывает значение давления на границе раздела в трех областях с помощью СЧР и F-socket.

| Тип устройства | Область Тестирования | Давление (кПа) |
|--------------------------------|----------------------|----------------|
| Изготовленное устройство (СЧР) | Задний | 109 |
| | Латеральная | 173 |
| | Медиальный | 146 |
| Устройства F-Socket | Задний | 113 |
| | Латеральный | 164 |
| | Медиальный | 139 |

Заключение

Результаты показали, что:

1. Показания измерений для изготовленного устройства составили 109 кПа, 173 кПа и 146 кПа, а устройства F-Socket 113 кПа, 164 кПа, 139 кПа. Результаты отображают, что показания давления изготовленного устройства близки к показаниям давления, полученным устройством F-Socket. Это означает, что изготовленный датчик давления, учитывая его дешевизну и простоту компонентов, имеет хорошие характеристики по сравнению с датчиком F-Socket.

2. Изготовленное устройство для измерения давления, используемое в этом исследовании, имеет множество характеристик, включая простую конструкцию, небольшое количество компонентов, низкую стоимость, малый вес и простоту настройки, не требующую лабораторной подготовки или настройки, и может быть удобно использовано исследователями или исследователями, клинически с использованием ортотестов для диагностики зон распределения давления в ортезе или протезе. Измеренное давление не нужно отображать на ноутбуке или компьютере с этим устройством, так как есть возможность просматривать результаты с помощью ЖК-дисплея, подключенного к датчику.

Литература (References)

1. De Rossi S. M. M., Lenzi T., Vitiello N., Donati M., Persichetti A., Giovacchini F., Vecchi F., Carrozza M. C. Development of an in-shoe pressure-sensitive device for gait analysis. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011, p. 5637-5640. URL: doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091364.
2. Colombo G., Comotti C., Redaelli D. F., Regazzoni D., Rizzi C., Vitali A. A method to improve prosthesis leg design based on pressure analysis at the socket-residual limb interface. In International Design Engineering Technical Conferences

and Computers and Information in Engineering Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2016, p. 4385-4395.

3. Carrigan, W., Nothnagle, C., Savant, P., Gao, F., Wijesundara, M. B. Pneumatic actuator inserts for interface pressure mapping and fit improvement in lower extremity prosthetics. In 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 2016, p. 574-579. URL: doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523687.

4. Al-Fakih E. A., Arifin N. B., Pirouzi G., Adikan F. R. M., Shasmin H. N., Osman N. A. A. Optical fiber Bragg grating-instrumented silicone liner for interface pressure measurement within prosthetic sockets of lower-limb amputees. Journal of biomedical optics, Vol 22(8), 2017 URL: doi.org/10.1117/1.JBO.22.8.087001.

5. Jafarizadeh B., Chowdhury A. H., Khakpour I., Pala N., Wang, C. Design Rules for a Wearable Micro-Fabricated Piezoresistive Pressure Sensor. Research Square journal, 2022 URL: doi.org/10.21203/rs.3.rs-1242414/v1.

6. Sarkar S., Singh B. K., Mandal N., Behera S. S. A Fsr Based Data Acquisition System to Study the Interaction of Different Footwear with Different Foot-Regions. In 2018 2nd International Conference on Electronics, Materials Engineering & Nano-Technology (IEMENTech), 2018, p. 1-7. URL: doi.org/10.1109/IEMENTECH.2018.8465235.

7. Cho M. S., Kim T. H., Kang S. H., Kim D. S., Kim K. H., Shin D. S., Kim S. A noble technique a using force-sensing resistor for immobilization-device quality assurance: A feasibility study. Journal of the Korean Physical Society, Vol 68.6, 2016, p. 803-809.

8. Martini E., Fiumalbi T., Dell'Agnello F., Ivanić Z., Munih M., Vitiello N., Crea S. Pressure-Sensitive Insoles for Real-Time Gait-Related Applications Sensors, Vol 20.5, 2020, p. 1448.



9. Hussejn, T. S., Izyumov A.I. Inzhenernyj vestnik Dona, 2022, №4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2022/7577.
10. Hussejn, T. S., Izyumov A.I. Inzhenernyj vestnik Dona, 2022, №5. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n5y2022/7627.