

Измерение давления и анализ ортеза голеностопного сустава для человека с переломом лодыжки

Т. С. Хуссейн¹, А.И. Изюмов²

*¹Министерство образования, главное управление образования, Аль-Анбар, Ирак
²Донской государственный технический университет, Ростов-на-Дону*

Аннотация: В исследовании рассматривается процесс изготовления двух типов Ортезов на голеностопный сустав (ankle-foot orthosis - AFO): регулируемого шарнира и модифицированного статического. В производстве используются полипропилен и сталь. В процессе изготовления используется вакуумное формование. Тест ортеза голеностопного сустава проводится у пациента с переломом голеностопного сустава в результате спортивной травмы. Беговая дорожка и F-Socket используются на втором этапе исследования для анализа походки. Кроме того, результаты цикла ходьбы, куда входят: сила реакции на землю (GRF), центр давления, распределение давления, длина шага и анализ следа, использовались для демонстрации существенной разницы между здоровыми субъектами и субъектами с патологиями, которые носили AFO. Проведено измерение интерференции, силы и давления между ногами с областями контакта AFO для всех субъектов.

Ключевые слова: ортез, ankle-foot orthosis, протезирование, нижние конечности, процедура изготовления, субъект с патологиями, субъект без патологий.

Введение

Ортез — это внешнее устройство, которое поддерживает и защищает части тела, а также используется для облегчения или ограничения движений пациента. Цель исследования [1] состоит в том, чтобы сравнить функциональное восстановление обычного ПК и ВБ после операции из-за переломов лодыжки.

Ортез надевается снаружи для улучшения функциональных возможностей нервной системы, опорно-двигательного аппарата и структурных качеств, то есть для того, чтобы помочь конечности или части тела лучше функционировать, дополняя или поддерживая функцию

конечности [2]. Ортез на голеностопный сустав (ankle-foot orthosis - AFO) - это устройство, которое крепится к нижней части тела для улучшения функции ходьбы за счет контроля движения конечности, уменьшая боль посредством переноса нагрузки на другие области [3].

В статье [4] предложена возможность индивидуализированного AFO с помощью методов 3D-печати и программного обеспечения для автоматизированного проектирования.

В исследовании [5] выявлено увеличенное распространение и тяжесть переломов лодыжки за последние три-четыре десятилетия, особенно среди активных и пожилых людей. Цели исследования [6] состоит в улучшении движения ноги, уменьшении боли за счет переноса приложенной нагрузки на другие области и обеспечении поддержки за счет стабилизации походки.

В статье [7] рассматриваемый дизайн включает в себя более жесткие материалы для изготовления, увеличивающие потенциал накопления энергии и ограничивающие движение лодыжки. Исследование [8] моделирует и прогнозирует нелинейное поведение нестыковой пластики AFO. Целью исследования [9] является разработка и изготовление регулируемого заднего ортеза с пластинчатой пружиной (PLS) для голеностопного ортеза (AFO), а также проведение испытаний на механическую статическую нагрузку для регулируемого PLS AFO и традиционного гибкого AFO. Для разработки руководства по проектированию и выяснения структурных характеристик полипропилена AFO, в исследовательской работе [10] представлен дизайн и статический анализ пассивного AFO, предназначенный для стопы человека.

Экспериментальная работа. Тематическое исследование.

Были собраны кинематические данные двух молодых человек (с патологиями и без патологий). Данные первого исследуемого: 27 лет, 170 см и 70 кг, второго: 25 лет, 168 см и 63 кг. Оба носили два разных типа ортеза (AFO) на нижней левой конечности.

Голеностопный сустав состоит из трех костей, меньшей кости в голени (малоберцовая кость), берцовой кости (большеберцовой кости) и маленькой кости, которая находится между пяточной костью, малоберцовой костью и большеберцовой костью или лодыжкой (рисунок 1а). Врачи часто классифицируют переломы в зависимости от расположения перелома. Когда происходит перелом, обычно есть два сустава (рисунок 1б): голеностопный сустав, который соединяет лодыжку, малоберцовую кость, большеберцовую кость, и синдактильный сустав, который соединяет малоберцовую кость и большеберцовую кость удерживая вместе связками. Однако для стабилизации голеностопного сустава требуется несколько ремней [2].

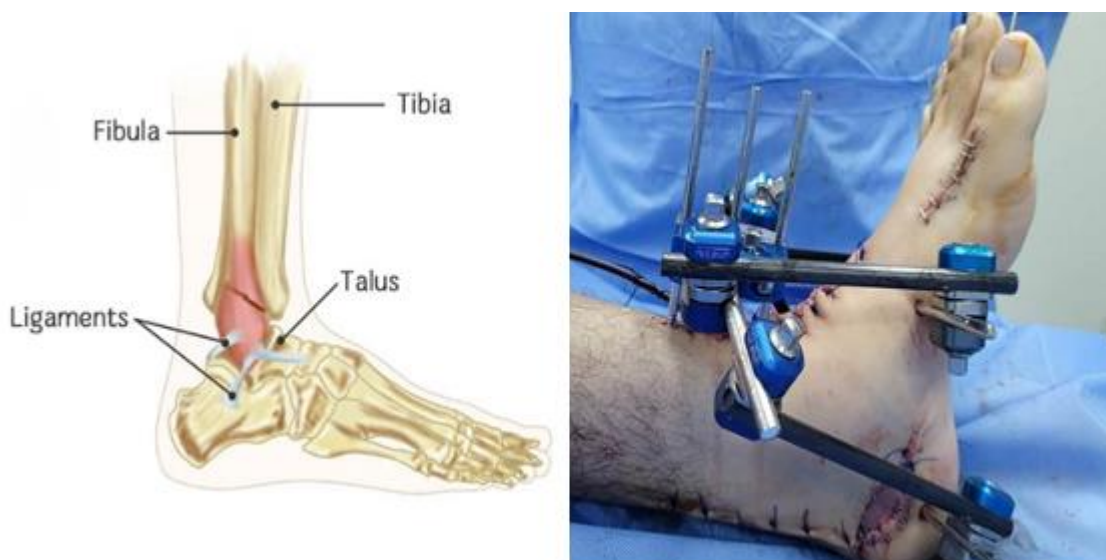


Рис. 1. – Справа - рентгеновское изображение исследуемого перелома. Слева - анатомическая картина.

Используемые материалы

Для построения моделей в этом исследовании необходимы следующие материалы:

- Белый перлоновый чулок (Ottobock health care 623T3) для покрытия Джемсона.
- Полипропилен.
- Используются стальные петли.

Тестирование моделей АГО.

Это тестирование состоит из двух частей: первый тест представляет собой тест цикла ходьбы на беговой дорожке с использованием динамического анализа походки, а во втором тесте используется система F-socket для измерения давления.

Испытание силы реакции на землю и цикла ходьбы.

Цикл походки был протестирован с использованием беговой дорожки с силовой пластиной (Zebris, FDM-T) в Колледже спортивного образования Университета Вавилона. Собранные данные о правой ноге, которая была здоровой, сравнивались с левой ногой, которая была повреждена. На рисунке 2 показано устройство беговой дорожки с силовой пластиной. Как для левой, так и для правой ноги сила реакции на землю (ground reaction force - GRF) показала разницу в характере походки. Также измерялось распределение давления под подошвой, когда пациент надевает обувь на обе ноги.



Рис. 2. - Субъект с патологиями, носящий AFO на левой ноге

Испытание давлением на границе раздела.

Во время ношения AFO субъектом с патологиями, измерялась сила и давление переменной нагрузки между областью икры и ноги. Для данного типа динамической нагрузки предпочтителен датчик типа Mat-Scan, как показано на рисунке 3. Давление на границе раздела измерялось с помощью подключенного к компьютеру устройства, которое записывало выходной сигнал датчика. На рисунке 4 показано, как происходил процесс сбора данных с разных типов AFO.

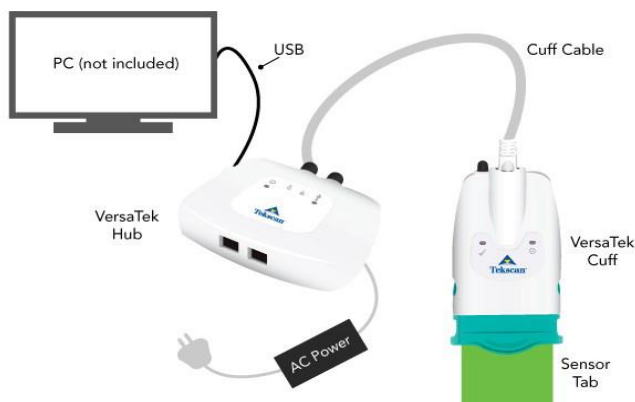


Рис. 3. - Система давления F-socket

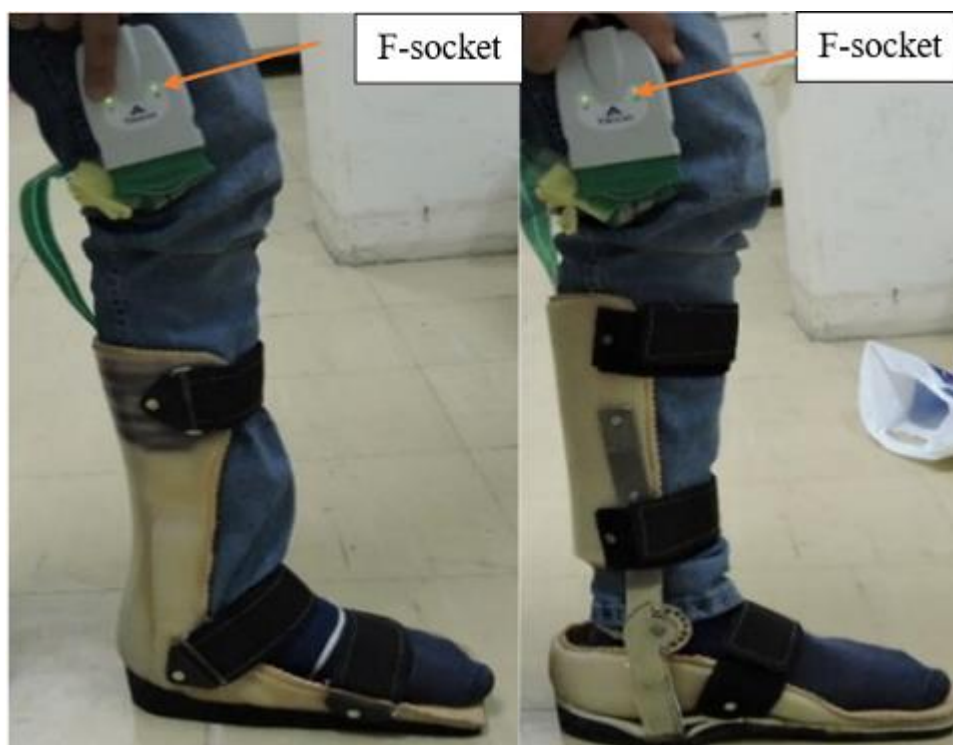


Рис. 4. - Устройство с F-socket на левой ноге. Слева - модель AFO модифицированной статики, справа - модель AFO с регулируемым шарниром

Тест GRF и цикл походки.

Для выявления ключевых различий между параметрами левой и правой ноги результаты тестирования цикла походки были сопоставлены между тремя случаями: без патологий (рисунок 5 и 6), с патологиями при использовании регулируемого шарнирного AFO (рисунок 7 и 8) и с патологиями при использовании модифицированного статического AFO (рисунок 9 и 10),

Испытание силы реакции на землю (GRF) для трех испытуемых:

1. Субъект с отсутствием патологий.

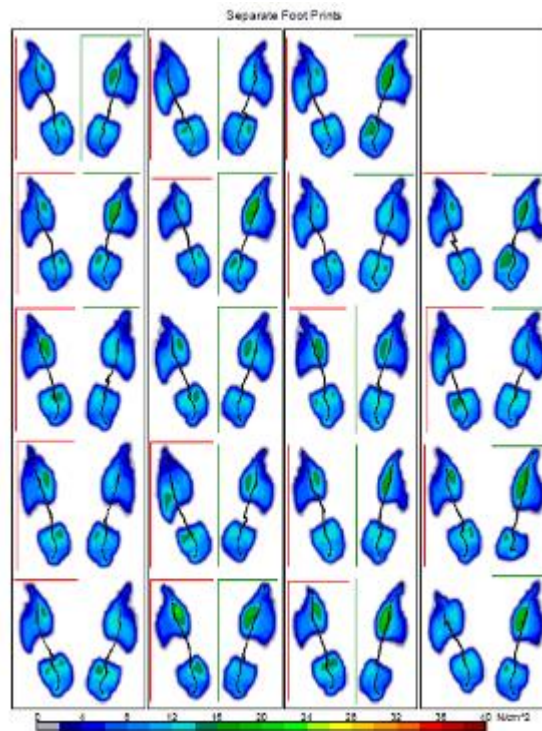


Рис. 5. - Отпечатки ног без патологий

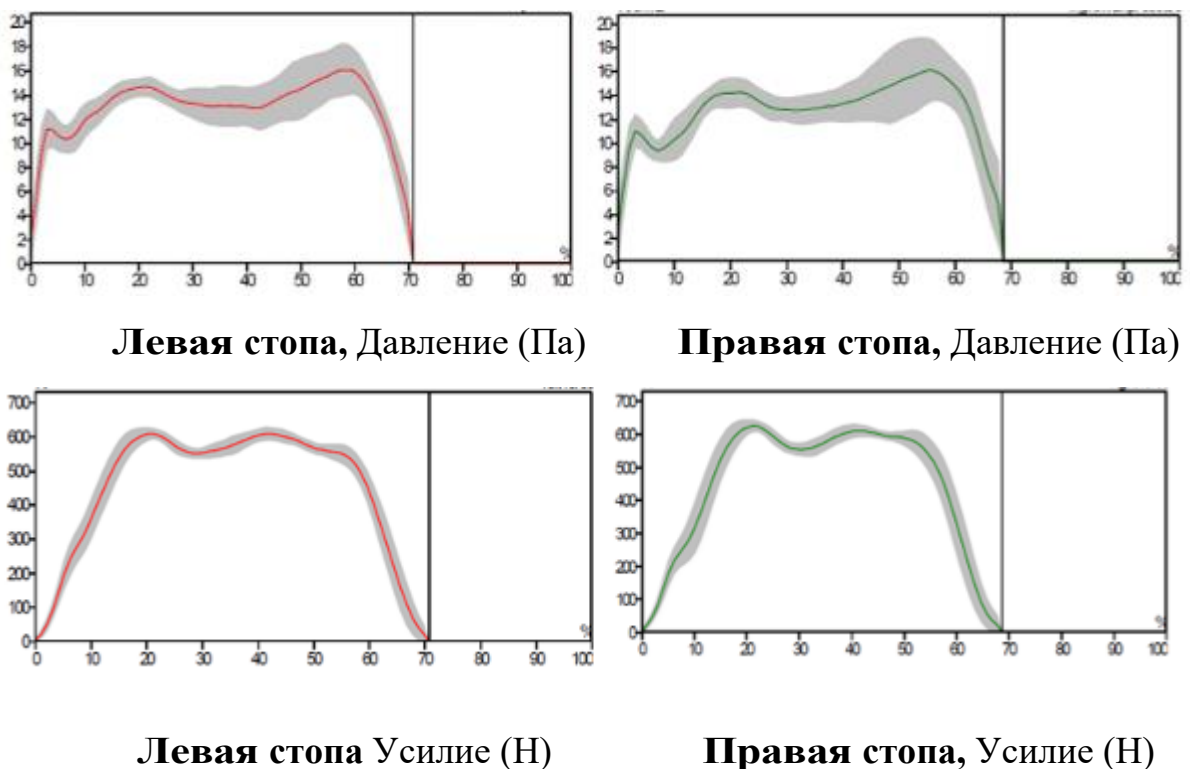


Рис. 6. - Распределение максимального давления и силы на левой и правой стопе без патологий.

2. Субъект с патологиями, носящий AFO с регулируемым шарниром.

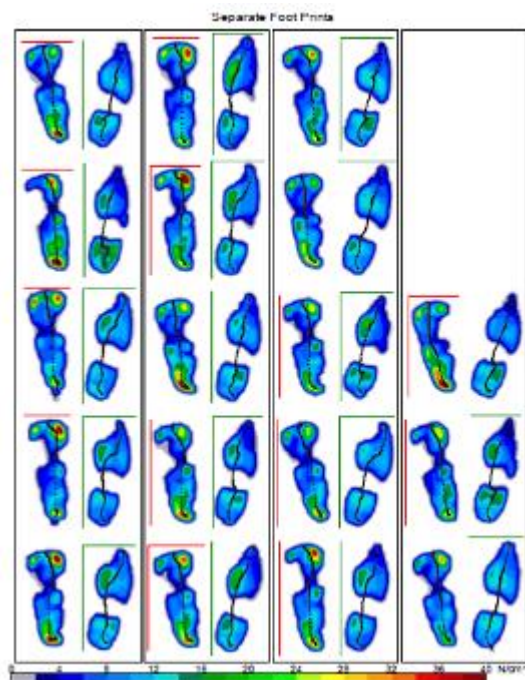


Рис. 7. - Отпечатки ног, патологии, регулируемые шарнирном AFO

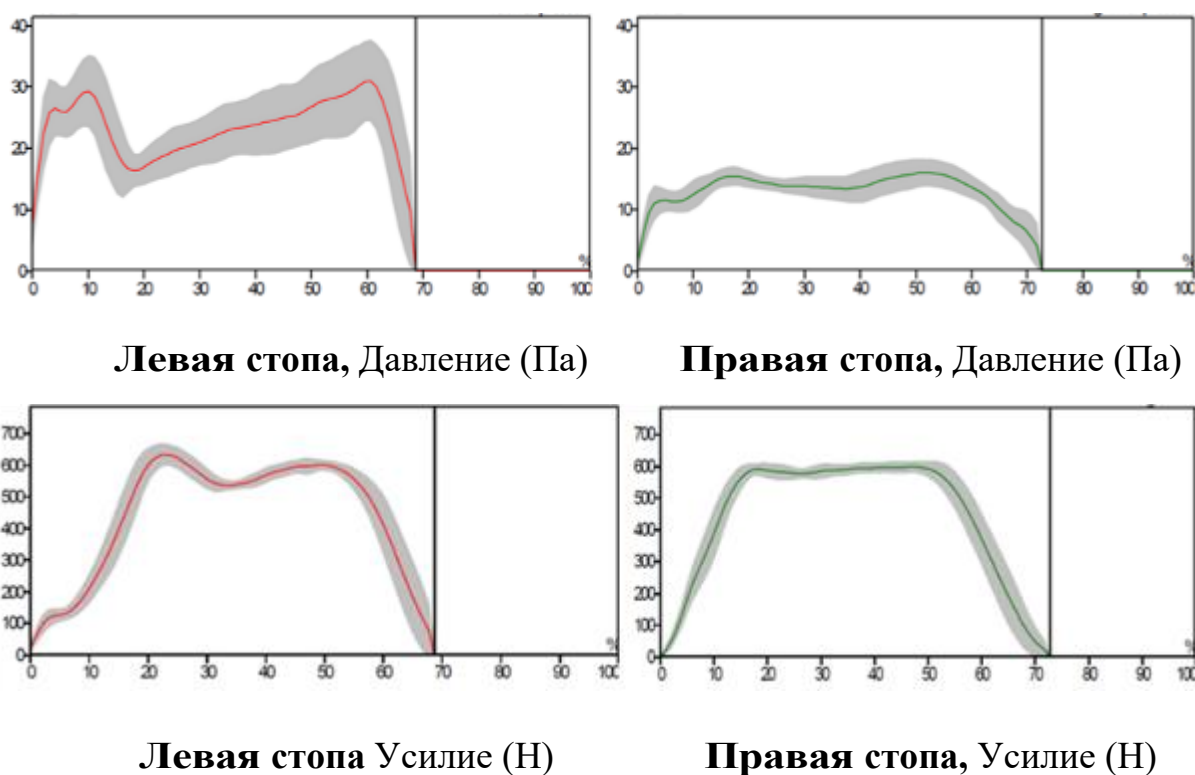


Рис. 8. - Распределение максимального давления и силы на левой и правой стопе, патологии, регулируемый шарнирном AFO.

3. Субъект с патологиями, носящий модифицированный статический АФО.

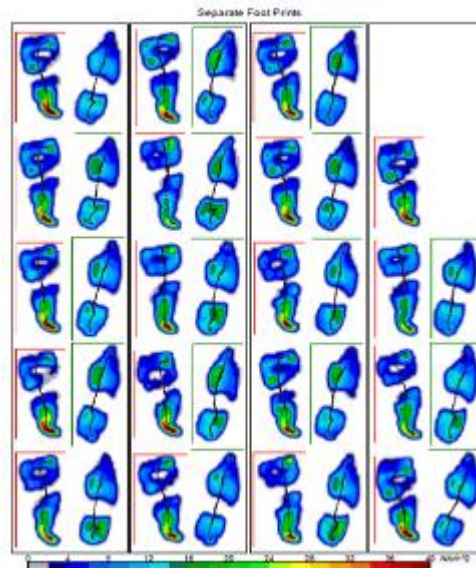
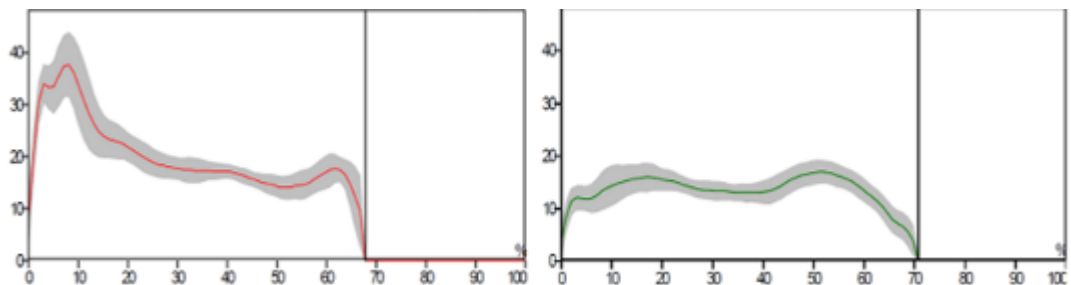
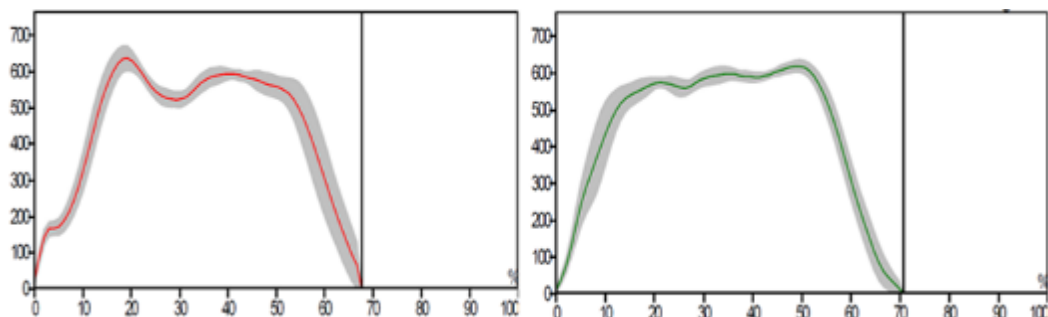


Рис. 9. - Отпечатки ног, патологии, использование модифицированного статического АФО



Левая стопа, Давление (Па)

Правая стопа, Давление (Па)



Левая стопа, Усилие (Н)

Правая стопа, Усилие (Н)

Рис. 10. - Распределение максимального давления и силы на левой и правой стопе, патологии, использование модифицированного статического АФО.

Испытательное значение давления и силы на границе раздела

В процессе контакта субъекта и АГО в области икр оценивается давление только во время цикла ходьбы. Данные были стандартизированы, чтобы охватить весь цикл походки (100%). Давление пациентов на принятие своего веса у разных людей разное.

В данном исследовании было проведено измерение давления и сила взаимодействия между голенью и ногой внутри ортеза для субъекта с патологиями, для человека, страдающего переломом лодыжки из-за спортивной травмы. Максимальное давление и усилие для модифицированной статической и регулируемой шарнирной модели составляли (240,32, 277 кПа и 79,8, 111,2 Н) соответственно, как показано на рисунках 11 и 12.

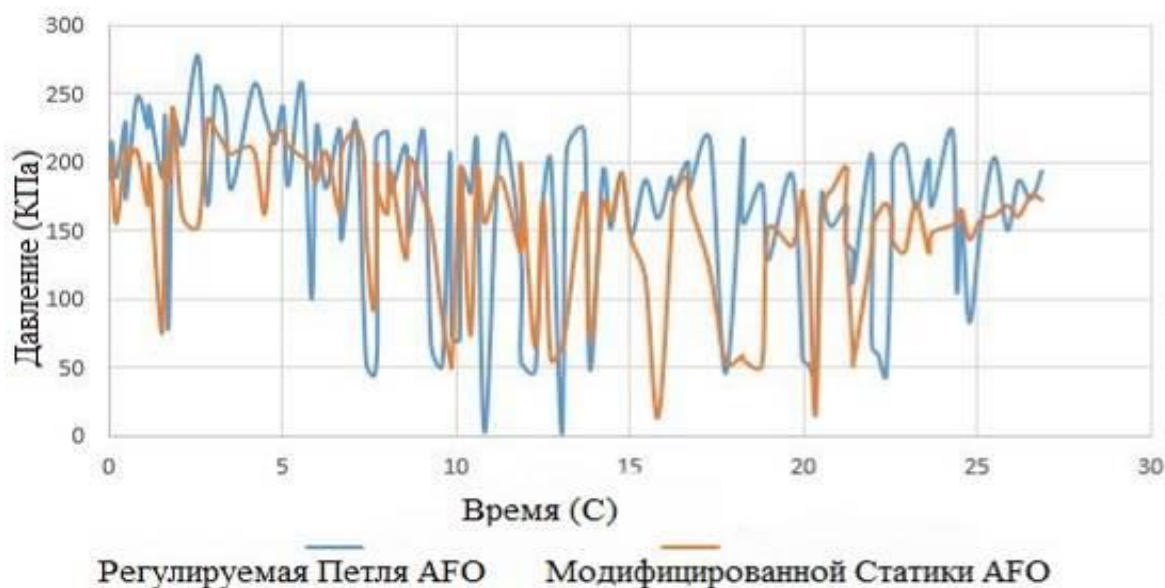


Рис. 11. Давление левой ноги

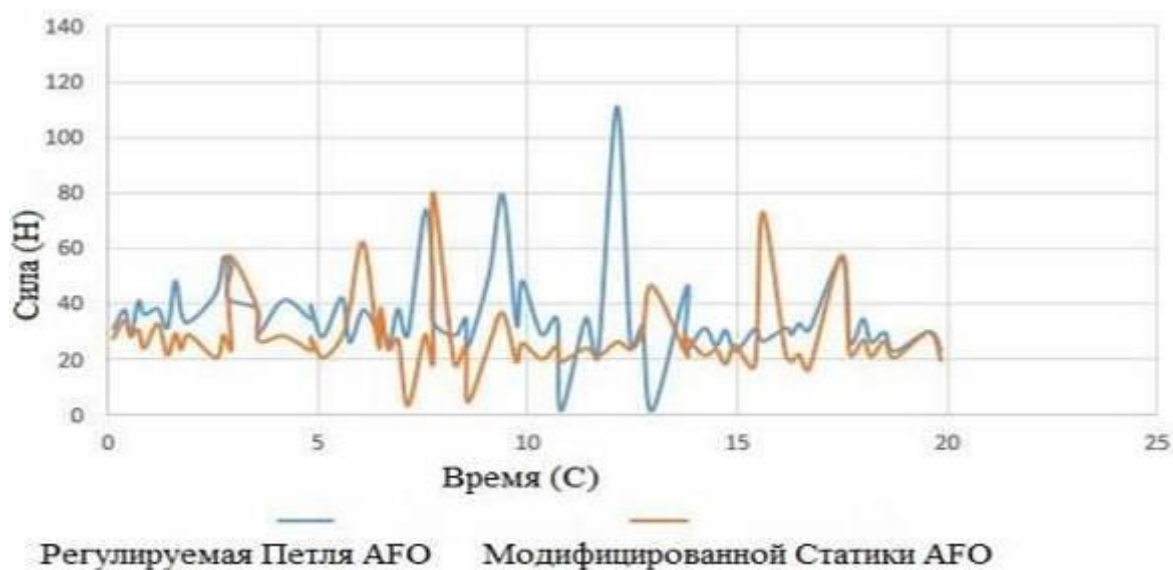


Рис. 12. - Сила взаимодействия левой ноги

Заключение

Результаты показали, что:

1. Основная цель исследования – улучшить механические характеристики и долговечность ортеза на голеностопном суставе. Кроме того, создан экономичный ортез, прототип которого стоил не более 25\$.

2. Метод измерения давления и силы с использованием датчика F-socket, является подходящим методом для чередования нагрузок между ногой пациента и ортезом.

3. Максимальное давление и усилие для модифицированной статической модели и регулируемой шарнирной модели составляют 240.32 Кпа и 277 Кпа соответственно.

4. Модифицированная статическая модель дает хорошие результаты по сравнению с регулируемой шарнирной моделью с точки зрения удобства, веса и внешнего вида.

Литература (Reference)

1. Amaha K., Arimoto T., Saito M., Tasaki A., Tsuji S. Asia-Pacific journal of sports medicine, arthroscopy, rehabilitation and technology 7 (2017). 10-14 p.
2. Raikin S. M., Parks B. G., Noll K. H., Schon L. C. Foot & ankle international 22.3 (2001). 214-219 p.
3. The Royal Children's Hospital Melbourne, research section, AFO URL: rch.org.au/orthotic/info_for_parents/anklefoot_orthoses_afos/.
4. Cha Y. H., Lee K. H., Ryu H. J., Il W. J., Seo A., Kim D., Kim J.K. Applied bionics and biomechanics, 2017. URL: doi.org/10.1155/2017/9610468.
5. Osama E., Smith T. J., Ferguson A., Daniel C. F., Wapner K. Foot & Ankle Orthopedics 3.3 (2018). URL: doi.org/10.1177/2473011418780700.
6. Maria N. F. Design of Ankle Foot Orthoses using Subject Specific Biomechanical Data and Optimization Tools, Universidad de Lisboa. December 2014. 75 p.
7. Amanda M. Mechanical Characterization of Carbon Fiber and Thermoplastic Ankle Foot Orthoses. 2015. 87 p.
8. Truong T. T., Nguyen T. K. Science and Technology Development Journal 24.SI1 2021. 25-31 p.
9. Khaing M. S., Samala M., Guerra G., Wisessint A. 2021 13th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON). IEEE, 2021 1-4 p.
10. Gautam Y. G., Jain M L, Gehlot V. Journal of Manufacturing Engineering 16.3. 2021: 87-91 p.