

Дизайн и анализ ортеза голеностопного сустава пластикового и металлопластикового типа

Т. С. Хуссейн¹, А.И. Изюмов²

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

²Донской государственный технический университет, Ростов-на-Дону

Аннотация: В данном исследовании представлены две различные конструкции ортеза голеностопного сустава (ankle-foot orthosis - AFO): регулируемая шарнирная и модифицированная статическая, модели из полипропилена и стали. Тест ортеза голеностопного сустава проводится у пациента с переломом голеностопного сустава в результате спортивной травмы. Продемонстрирован анализ моделей AFO для расчета напряжения по фон Мизесу и запаса прочности по усталости. Измерение интерференции, силы и давления между зоной контакта AFO и стопой для всех испытуемых проводилось с помощью датчика F-Socket, который использовался для измерения силы, приложенной к голеностопному суставу, для численного анализа с помощью ANSYS V.R15. Где видно, что наибольшая концентрация нагрузки приходится на голеностопный сустав. Напряжения и запас прочности в регулируемом шарнире AFO 418,9 Мпа и 2,4 соответственно. В то время как в модифицированном статическом AFO напряжение и запас прочности достигли 192,8 Мпа и 0,447 соответственно.

Ключевые слова: усилие, давление, голеностопный сустав, подвижный сустав, модифицированная статика, ankle-foot orthosis.

Введение

Ортез — это приспособление, которое надевается на определенную часть тела для исправления деформаций, облегчения симптомов заболевания или улучшения функции.

Целью исследования [1] - обзор имеющихся данных о программах реабилитации после оперативного лечения больных с разрывами и разрывами малоберцовых сухожилий. Цель исследования [2] состояла в том, чтобы проанализировать, приводят ли переломы голеностопного сустава ORIF с использованием стандартной полутрубчатой пластины или новой системы полиаксиальных фиксирующих пластин к лучшему клиническому исходу. Цель систематического [3] обзора - это определить возможность

проектирования, производства и доставки индивидуальных 3D-печатных AFO путем оценки биомеханических результатов, механических свойств и соответствия 3D-печати по сравнению с традиционными AFO. В данном исследовании [4] сравнивали кинематику голеностопного сустава и подошвенное давление при DAO, стандартном двойном вертикальном ортезе на голеностопный сустав (DUAFO) и контроле без ортеза (CON) у здоровых взрослых во время ходьбы. В исследовании [5] изучалось влияние жесткости ортеза на биомеханику бега у пациентов с поражением нижних конечностей. Целью исследования [6] - изучение эффективности шарнирного ортеза голеностопного сустава с пневматическим демпфером Hydra в отношении кинетических, кинематических и пространственно-временных параметров у пациентов с отвисанием стопы. В данном исследовании [7] изучались механические свойства AFO, в частности, структурная жесткость, вращательное движение и прогиб стойки, чтобы определить конструктивные характеристики, улучшающие функциональные результаты. В книге [8] рассматриваются все аспекты науки, техники, дизайна, свойств, проектирования, обработки, применения, непрерывного развития и использования стали и полипропилена. Целью данного исследования [9] была разработка и изготовление регулируемого голеностопного бандажа (AFO) с задними листовыми рессорами (PLS) и проведение испытаний на механическую статическую нагрузку для регулируемого PLS AFO и традиционного гибкого AFO. В статье [10] представлена конструкция и статический анализ пассивного AFO, подходящего для стопы человека. Статический анализ был выполнен на AFO, изготовленном из двух разных материалов (полипропилена и полиэтилена высокой плотности (HDPE)) и разной толщины (3 мм и 4 мм).

Экспериментальная работа.

Тест проводился на молодом человеке со сломанной лодыжкой в результате спортивной травмы. Данные пациента: 28 лет, вес 70 кг, рост 170 см. Чтобы определить величину давления между голеностопным ортезом и ортезом стопы, когда пациент носит АФО, данные давления и силы измеряются и рассчитываются с использованием системы F-Socket, как показано на рисунке 1.



Рис. 1 - Устройство F-socket с двумя моделями, где слева - модель АФО модифицированной статики, справа - модель АФО с регулируемым шарниром.

Сила реакции земли и анализ походки.

Анализ походки предоставляет исследователям и клиницистам важную информацию о способности пациента ходить. Цикл походки делится на две фазы: фазу опоры, которая начинается от начального контакта пятки до отрыва пятки, и фазу переноса, которая начинается от отрыва носка до ипсилатерального контакта пятки. На фазу опоры приходится примерно 60 % всего цикла ходьбы, а на фазу переноса — около 40 %. Фаза стойки делится на несколько подфаз, включая фазу взятия веса, фазу средней стойки и фазу

отталкивания [5]. Фаза свинга также может быть разделена на две части: ранний свинг и поздний свинг.

Числовой анализ.

Из-за быстрого развития памяти большой емкости, быстрых вычислений и цифровых компьютеров в инженерных и научных приложениях широко используется анализ конечных элементов (finite element method - FEM). FEM считается одним из наиболее важных численных подходов из-за его возможностей, которые включают сложные геометрические ограничения и нелинейные характеристики материала. Влияние усталостных характеристик на характеристики конструкции было продемонстрировано с помощью анализа конечных элементов в программном обеспечении ANSYS Workbench V.R15 для изучения поведения общей деформации, поведения напряжения, коэффициента безопасности и единичной деформации [5]. Общий анализ разбит на три этапа с использованием программы ANSYS:

- Создание геометрии модели
- Получение решения для примененных предельных условий нагрузки.
- Обзор результатов.

Построение геометрии.

Модель голеностопного ортеза, рассматриваемого в данном исследовании выбран из пластмасса-металла. Программный метод моделирования пластмассы-металла ANSYS Workbench будет использоваться в качестве примера для демонстрации основных процессов ANSYS, таких как моделирование, создание сетки и приложение нагрузки. Как показано на рисунке 2, модели AFO были созданы с использованием программного обеспечения CAD (Solidwork, V. R2020).

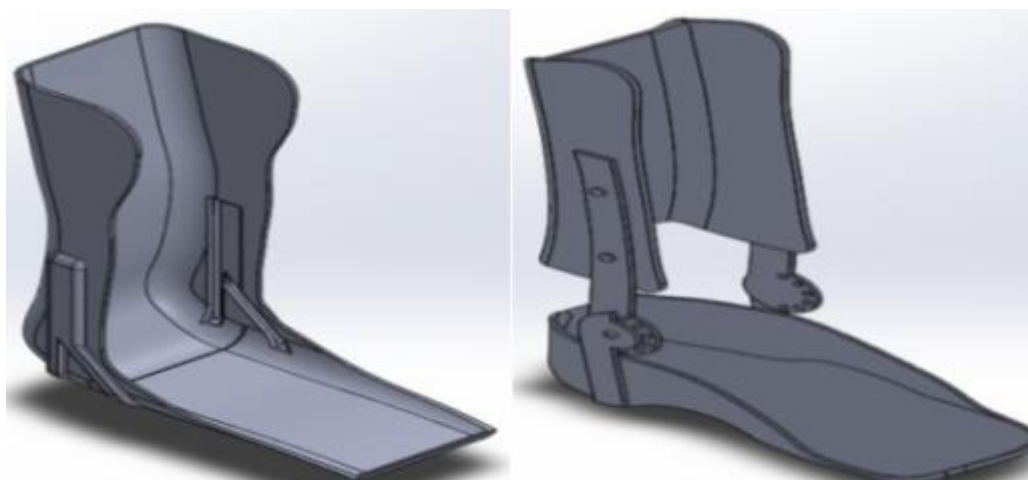


Рис. 2 - Два типа модели AFO, созданные с помощью программного обеспечения Solidwork. Слева - модель AFO модифицированной статики, справа - модель AFO с регулируемым шарниром.

Расчет геометрии

На рисунке 3 показаны модели ортезов голеностопного сустава (AFO), созданные с помощью программного обеспечения ANSYS, V. R15. Эти модели были разработаны в программе Solidwork, в соответствии с оригинальной 3D-модели, с использованием двух основных материалов, как показано на рисунке 4 и в таблице 1.

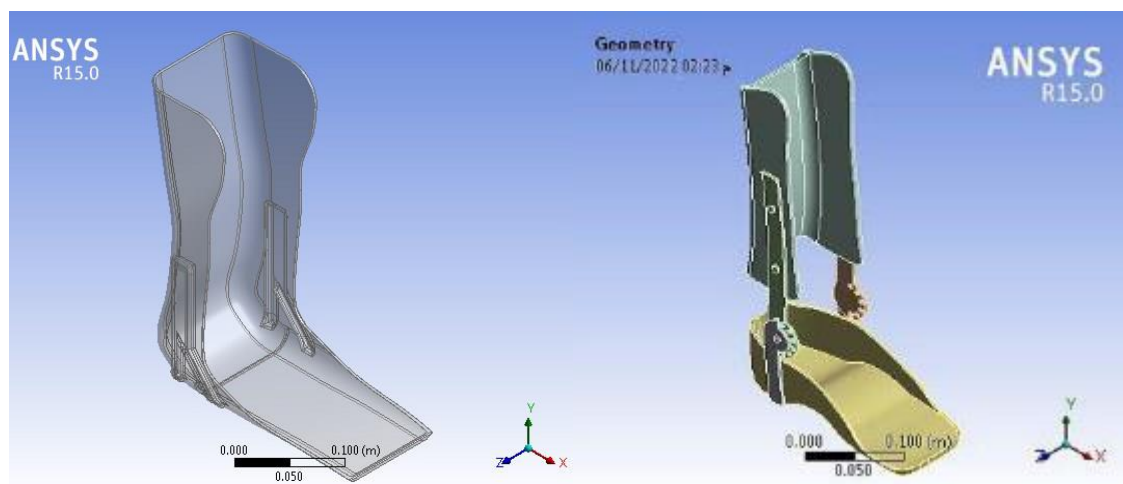


Рис. 3 - Два типа модели AFO, созданные с помощью программного обеспечения ANSYS. Слева - модель AFO модифицированной статики, справа - модель AFO с регулируемым шарниром.

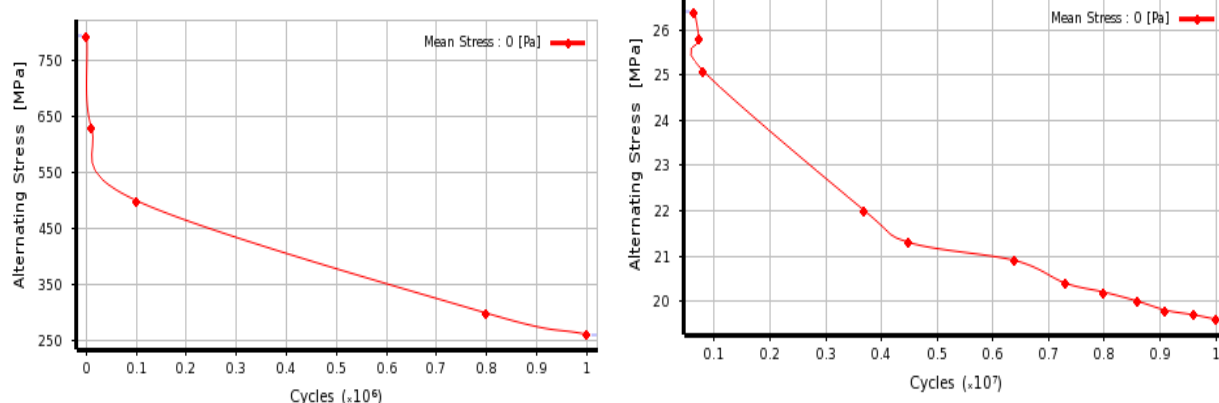


Рис. 4 - Кривая S-N, где слева - нержавеющая сталь, справа - полипропилен.

Таблица № 1.

Механические свойства материалов из стали и полипропилена [7,8].

Материалы	Модуль Юнга (ГПа)	Предел текучести (МПа)	Предельное напряжение (МПа)
Нержавеющая сталь	192	792	820
Полипропилен	1.24	27.30	37.30

Типы элементов и сетка.

При трехмерном моделировании твердотельных конструкций используется кирпичный элемент типа 8. Элемент состоит из восьми узлов, каждый из которых имеет три степени свободы. Как показано на рисунке 5, процедура построения сетки начинается с выбора размера элемента, за которым последовал выбор тетраэдрической формы элемента (автоматическая сетка).

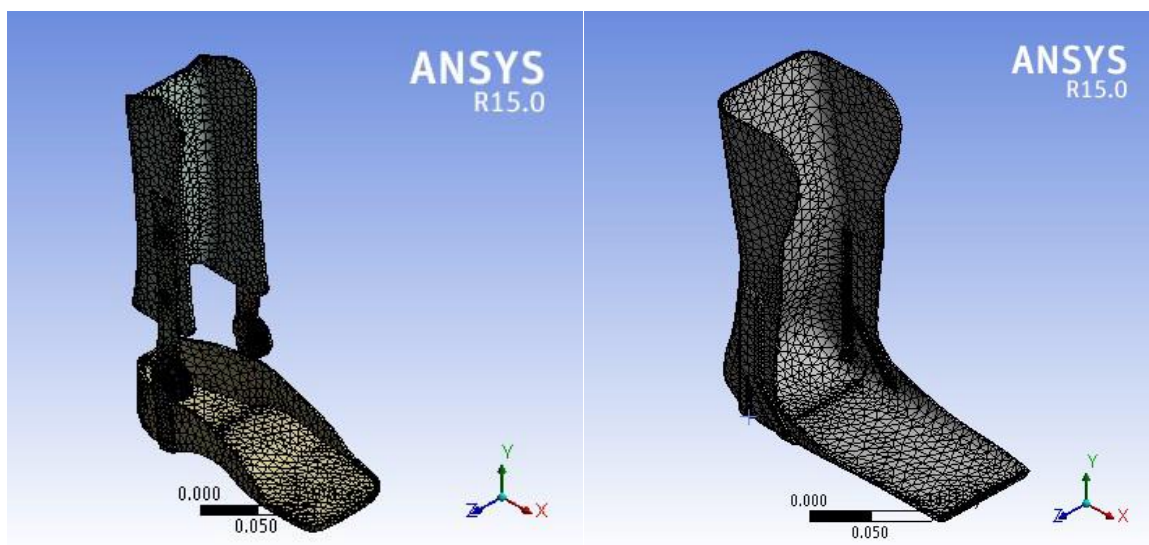


Рис. 5 - Сетка моделей AFO.

Граничные условия (расположение приложенной нагрузки, опоры, ограничения и спецификация граничного поля) включены в выражение нагрузки, а также другие внутренние и внешние приложенные нагрузки. В программе ANSYS V.R15 использовалась фиксированная опора на боковой пятке модели AFO [9]. Значение прижимной лапки модели с регулируемой петлей варьировалось от 0 до 277 кПа, тогда как значение модифицированной статической модели варьировалось от 0 до 240 кПа, как показано на рисунке 6. При помощи программных инструментов измерялся коэффициент запаса прочности, эквивалентное напряжение и другие параметры включая, среди прочего, деформацию и напряжение.

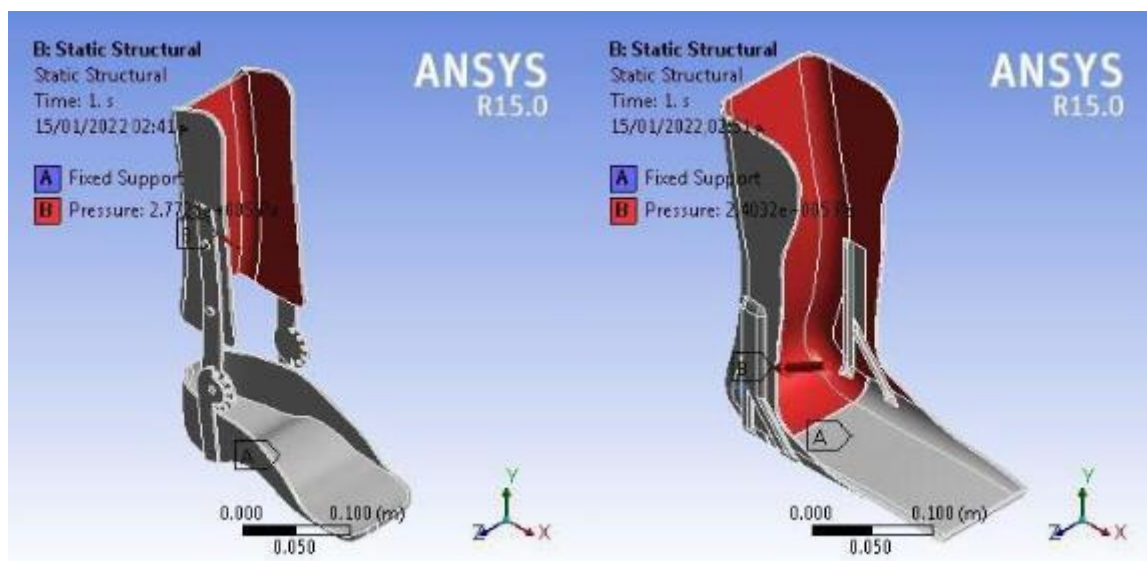


Рис. 6 - Обе модели AFO, подвергнутые нагрузке давлением.

Результаты Экспериментальных Моделей.

Сила реакции грунта (ground reaction force – GRF) пациента. В анализе походки человека используются различные методы и инструменты. Самое основное необходимое оборудование — это силовая пластина и программное обеспечение для 3D-моделирования, технологии видеозахвата движения, которые могут измерять основную кинетическую и кинематическую информацию для оценки состояния пациента. Сила при ударе пяткой меньше, чем сила при отрыве от носка во время цикла походки. Из-за воздействия удара пяткой этот результат был слабым на левой стопе пациента, как показано на рисунках 7 и 8.

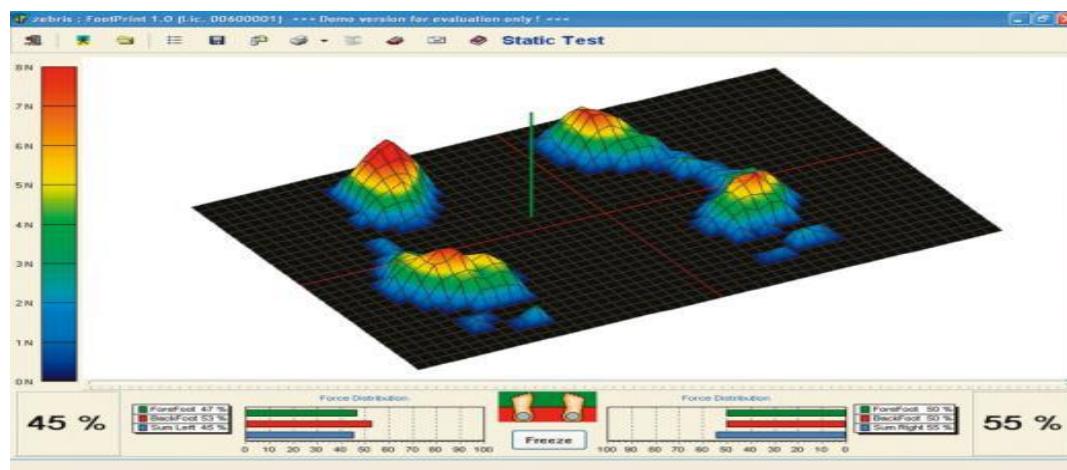


Рис. 7 – справа – левая стопа, слева – правая стопа, (давление Па)

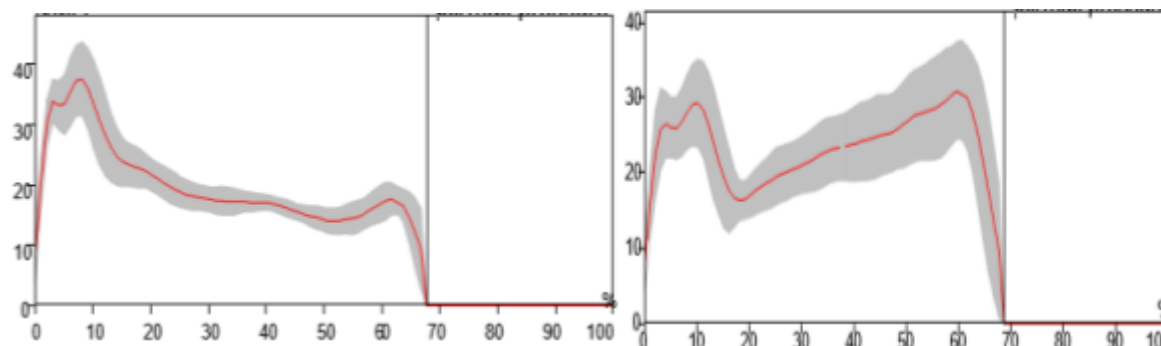


Рис. 8. – справа – левая стопа, слева – правая стопа, (усилие (Н))

Результаты численных моделей

Коэффициент усталости и эквивалентное напряжение (по фон Мизесу) рассчитывали с помощью программного обеспечения FEM после нормализации анализа модели АФО. давление текучести, используемое в качестве точки отсчета, в соответствии с теорией фон Мизеса. Возможны три исхода, если ($\sigma_e < \sigma_u$, безопасный ($\sigma_e > \sigma_u$, отказ) и ($\sigma_e = \sigma_u$, критический). Если коэффициент запаса прочности по усталости равен или превышает 1,25, конструкция будет безопасной [10].

1: Модель АФО с регулируемыми петлями.

На рисунке 8 показаны коэффициент безопасности и напряжение по фон Мизесу для модели с регулируемыми петлями.

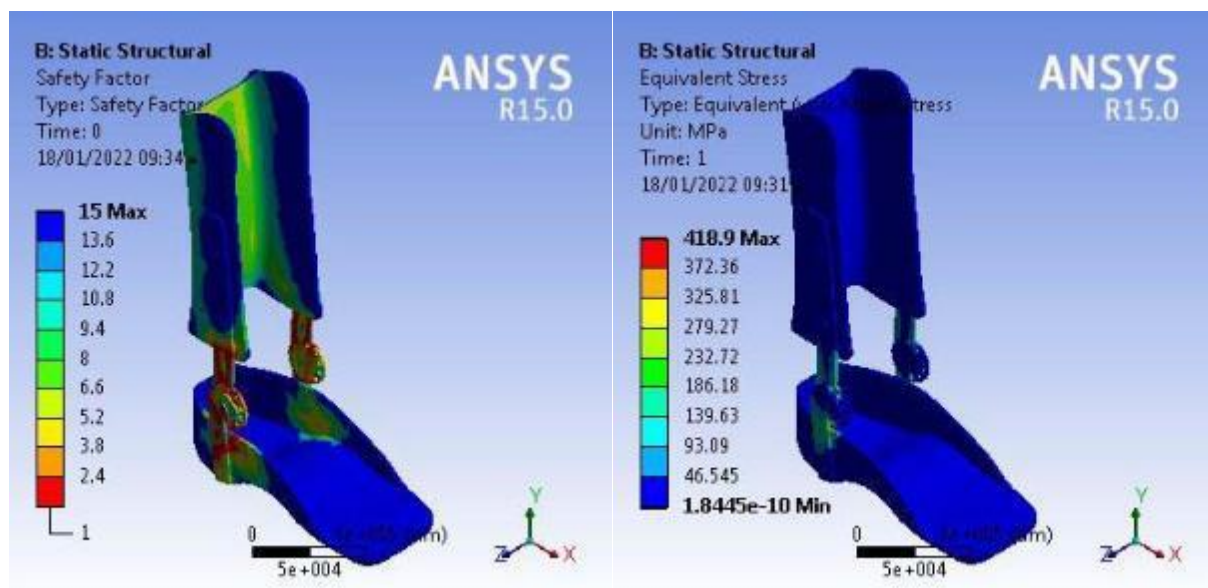


Рис. 9 - Анализ регулируемой навесной модели АФО. Слева - коэффициент запаса справа - напряжение по фон Мизесу

2: Модель модифицированной статики.

На рисунке 9 показаны коэффициент безопасности и напряжение по фон Мизесу для модифицированной статической модели.

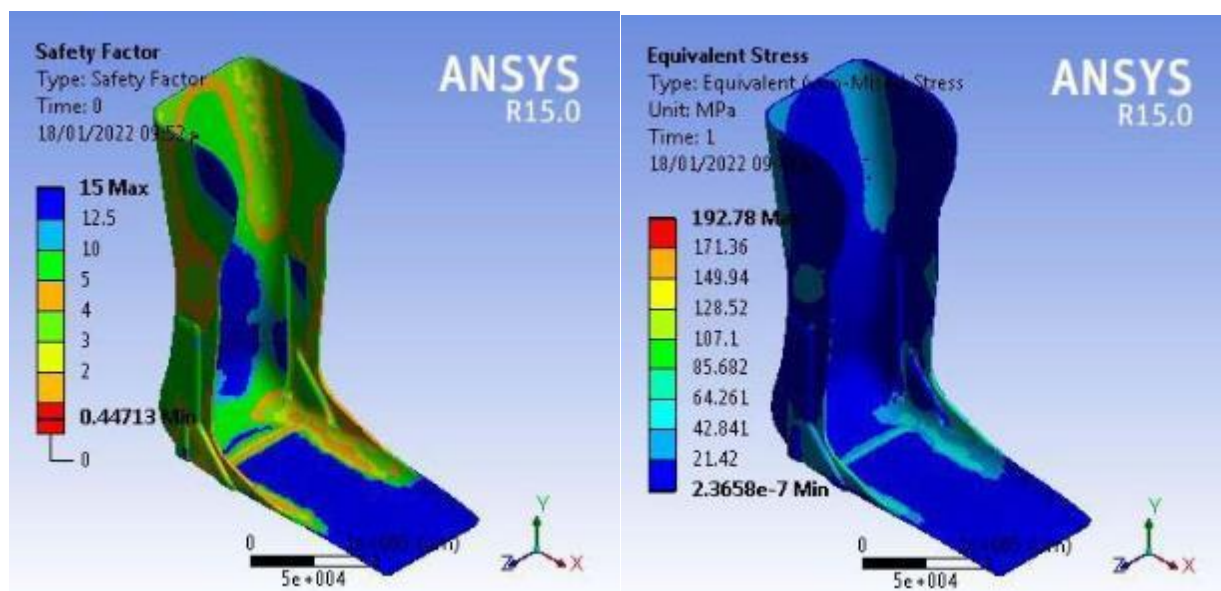


Рис. 10 - Анализ модифицированной статической модели. Слева - коэффициент запаса справа - напряжение по фон Мизесу.

Заключение.

Результаты показали, что:

1. Способ измерения граничного давления и силы с помощью датчика F-Socket, который подходит для переменных нагрузок между ортезом и патологической ногой.

2. Максимальное давление и усилие для модифицированной статической модели и регулируемой шарнирной модели составляют 240, 32 и 277 кПа соответственно.

3. Значение усталостной долговечности полипропиленового материала для модифицированной статической модели и регулируемой шарнирной модели составляет 0,447, 2,4 и 192,78, 418,9 МПа в пересчете на (коэффициент запаса прочности и эквивалентное напряжение) соответственно. Модель регулируемого шарнира показала лучшие результаты с точки зрения анализа усталостной долговечности, чем модифицированная статическая модель.

4. Модифицированная статическая модель лучше по сравнению с регулируемой навесной моделью с точки зрения комфорта, веса и внешнего вида.

Литература (References)

1. Pim A.D., Lubberts B., Verheul C., DiGiovanni C.W. " Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 24.4 (2016). 1165-1174 p.
2. Zyskowski M., Wurm M., Greve F., Pesch S., Matthey F., Pflüger P., Crönlein M., Biberthaler P., Kirchoff C. BMC Musculoskeletal Disorders 22.1 (2021). URL: doi.org/10.1186/s12891-021-04009-x.
3. Wojciechowski E., Chang A.Y, Balassone D., Ford J., Cheng T.L., Little D., Menezes M.P., Hogan S., Burns J. Journal of foot and ankle research 12.1 (2019). URL: doi.org/10.1186/s13047-019-0321-6.



4. Chung C.L., DiAngelo D.J., Powell D.W., Paquette M.R. Journal of Biomechanical Engineering 142.5 (2020). URL: doi.org/10.1115/1.4045549.
5. Esposito E.R., Choi H.S, Owens J.G., Blanck R.V., Jason M.W. Clinical Biomechanics 30.10 (2015). 1125-1132 p.
6. Pourhoseingholi E., Saeedi H., Kamali M., Jalali M. Medical Journal of the Islamic Republic of Iran 34 (2020). URL: doi.org/10.34171/mjiri.34.115.
7. Amanda M. Mechanical Characterization of Carbon Fiber and Thermoplastic Ankle Foot Orthoses, 2015. 87 p.
8. Maier C., Calafut T. Polypropylene: the definitive user's guide and databook, 1998. 452 p.
9. Khaing M.S., Samala M., Guerra G., Wisessint A. 2021 13th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON). IEEE (2021). 1-4 p.
10. Kubasad P.R., Gawande V.A., Todeti S.R., Kamat Y.D., Vamshi N. Journal of Physics: Conference Series. 1706 (2020). URL: iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1706/1/012203/pdf.