

УДК 539.3

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ СТЕЛЕК С ПРИМЕНЕНИЕМ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

© 2020 Н.В. Носов, А.П. Зябочкина, А.Р. Нигматуллин

Самарский государственный технический университет

Статья поступила в редакцию 12.05.2020

В работе предложено методика проектирования и изготовления индивидуальных ортопедических стелек с применением компьютерных технологий. Модель стельки спроектирована с помощью программы OrthoModel в твердотельном формате, которую экспортировали в формат файла STL. Затем с помощью программы FreeCAD формат STL экспортировали в STEP, чтобы полученная модель была более адаптирована для дальнейшего применения и анализа. В среде ANSYS, разработана конечно-элементная модель деформации стелек при различной нагрузке и комбинации EVA материалов различной твердости. Получены напряжения и деформации свода стельки в процессе эксплуатации в зависимости от комбинации материала и геометрических параметров стопы, которые подтверждены результатами экспериментальных исследований и учитывались при программировании обработки стелек на станках с ЧПУ. Рассчитана себестоимость изготовления индивидуальных ортопедических стелек.

Ключевые слова: ортопедические стельки, деформация ортезов, CAE анализ, 3-D модель стелек, технологический маршрут обработки, программирование обработки на станках с ЧПУ, себестоимость изготовления индивидуальных стелек.

DOI: 10.37313/1990-5378-2020-22-3-116-119

ВВЕДЕНИЕ

Ортопедические стельки из этиленвинилацетата (ЭВА) эксплуатируются в сложных динамических условиях, стопа совершает разнообразные движения при стоянии, ходьбе, беге с различной амплитудой и частотой [1-3]. Процесс эксплуатации ортеза сопровождается сложным комплексом повторных механических действий между стопой, стелькой и обувью [4,5]. Применение метода конечных элементов (МКЭ) позволяет определить деформацию материала и ортеза, граничные давления в ступне и распределение нагрузок при эксплуатации.

В работе [8,9] были проведены сравнительные исследования контактного давления ноги на объемную и плоскую модель стельки с учетом нелинейных свойств материалов. Анализ конечно-элементной модели показал, что использование ортопедических стелек с полноконтактным сводом снижают контактные давления за счет перераспределения нагрузки.

Упругие свойства и недостаточная жесткость стельки из материала ЭВА, не позволяют реализовать изготовление индивидуальных стелек с учетом веса пациента [10, 11].

В связи с этими возникает проблема разработки конструкции ортопедической стельки и определение величины прогиба (перемещения) свода для пациентов различного веса, влияющих на технологию изготовления стелек.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Цель данной работы: разработка конструкции и технологии изготовления индивидуальных ортопедических стелек на основе трехмерной модели стелек с использованием компьютерных технологий, повышение производительности и сокращения сроков технологической подготовки производства.

Для выполнения поставленной цели поставлены следующие задачи:

1. Разработать конечно-элементную модель в программе ANSYS. Исследовать деформацию модели стельки при различной силе нагружения и комбинации материалов.

2. На основе CAE- анализа разработать модель индивидуальной ортопедической стельки.

3. Разработать технологию изготовления стелек, рассчитать затраты на технологическую подготовку производства и определить себестоимость изготовления индивидуальных ортезов.

Носов Николай Васильевич, доктор технических наук, профессор кафедры «Технология машиностроения, станки и инструменты». E-mail: nosov@samgtu.ru

Зябочкина Александра Павловна, аспирант кафедры «Технология машиностроения, станки и инструменты». E-mail: alya_vanilla@mail.ru

Нигматуллин Альмир Рафаэлевич, директор Центра разработки и производства «Перспектива».

E-mail: nigmatullin.ar@samgtu.ru

МЕТОД РЕШЕНИЯ

Для исследования деформации стельки, воспроизведем поведение свойств материала образцов в программе ANSYS на образцах. Для наших экспериментов был выбран материал образцов - этиленвинилацетат с двумя видами твердости по Шору: 50 ± 3 и 70 ± 3 . Из ЭВА были собраны образцы, с двумя комбинациями по твердости по Шору: 70 и 50 (образец №1) и 50 и 70 (образец №2). Высота одного слоя 10 ± 1 мм, общая высота образцов 20 ± 2 мм.

Исследование на сжатие образцов проводилось на испытательной машине Instron 5988 Bluehill 3 с программным обеспечением - Bluehill 3 Testing Software при комнатной температуре, в соответствии ГОСТ 269-66 [16,17,18]

со следующими режимами: скорость нагружения - 0,1 мм/сек, прилагаемое усилие - 300 Н.

На рис. 1 показаны кривые деформации образцов при статической нагрузке 150 Н.

Исследованиями установлено, что деформация образца №1 составила около 2,73 мм, а образца №2 почти 6,32 мм. Кроме этого, определена нагрузка (до 30 Н), при которой данный материал ведет себя по закону линейной упругости. Это позволит использовать данные о материалах для дальнейшего анализа конструкции стельки.

Основным свойством любой индивидуальной ортопедической стельки является перераспределения давления на стопу за счет 2 факторов: эластичных свойств материала (амортизация) и геометрических параметров стельки.

Известно [8], что материал ортеза при ходьбе испытывает нагрузки, как на сжатие, так и на удар, что приводит к деформации стельки и изменению его геометрии, особенно элемента, поддерживающего продольный свод.

Важным параметром исследования деформации стельки является определение максимальной силы нагружения стопы [9]. Автор предложил проводить на пациентах

клинический тест «сопротивление супинации», который позволяет получить количественную оценку силы действующей на свод, сохраняя свод стопы в нейтральном (корригированное) положении. Этот параметр может отличаться для правой и левой ноги, поэтому средняя сила может варьироваться от 60 до 300 Н.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДЕФОРМАЦИИ СТЕЛЕК

Для создания конечно-элементной модели стельки в ANSYS нужно выполнить ряд действий. Спроектированную в OrthoModel модель стельки экспортируем в формат файла STL. Далее с помощью программы FreeCAD формат STL экспортируем в STEP, т.к. ANSYS более адаптирован для твердотельного формата [10, 11].

Подгружаем в созданный ранее проект геометрию, задаем ей материал первого образца. Далее разбиваем модель на сетку размером 4 мм. На поверхность свода задаем силу нагружения 300 Н. По нижней поверхности модели стельки задаем опору. Ограничиваем перемещение модели по осям Z и Y. Результаты нагружения свода стельки из материала соответствующего образцу №1 и №2 показывают, что для образца №1 максимальная деформация составила 1,06мм, а для №2 – 1,52 мм..

Результаты исследования деформаций образцов из комбинированных материалов приведены в таблице №1.

Полученные результаты позволяют уточнить конструкции стелек в зависимости от материала и нагрузки на свод стопы.

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ СТЕЛЕК

Разработана технология изготовления стелек на фрезерном станке с ЧПУ в программе OrthoMill (таблица 2).

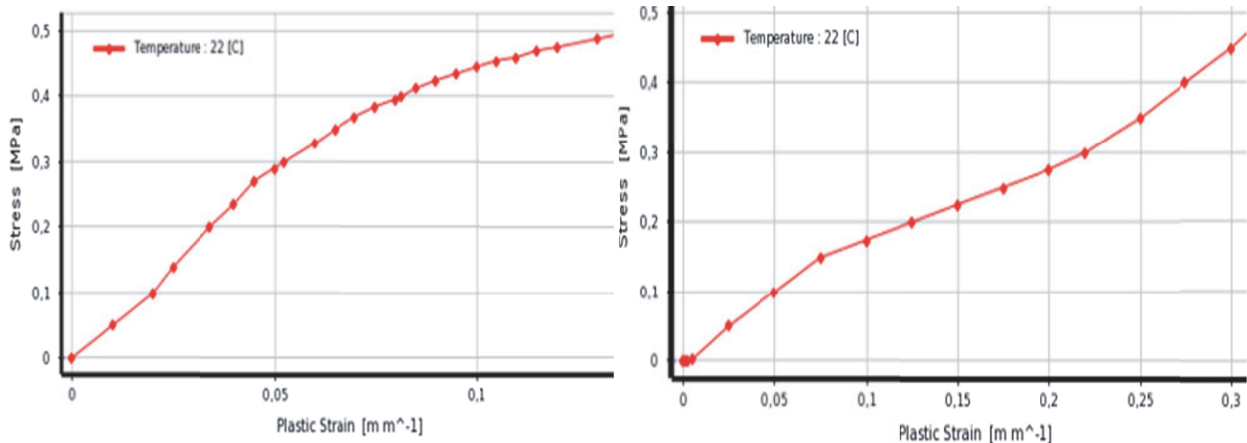


Рис. 1. Кривые деформирования образца №1 и образца №2

Таблица 1. Деформация свода в зависимости от силы нагружения

№	Нагрузка, Н	№1 (70/70 Шор)	№2 (50/70 Шор)
		Перемещение, мм	
1	50	0,18	0,30
2	100	0,37	0,54
3	150	0,53	0,78
4	200	0,71	1,02
5	250	0,89	1,27
6	300	1,06	1,52

Таблица 2. Проектирование маршрута обработки стельки в OrthoMill

№	Порядок выполнения
1	Создание файла обработки. Выбор расположения будущих заготовок производится по умолчанию. Каждая позиция имеет свою нумерацию и ограничение по размерам заготовки.
2	Устанавливаем левую модель стельки на первую позицию. Назначаем код шага фрезы по умолчанию. Заготовка автоматически базируется по центру отведенной зоны. Аналогично устанавливаем на вторую парную позицию правую стельку.
3	Расположение будущих стелек. После чего нажимаем на генерацию обработки файла.
4	Окраска моделей стелек меняется при генерировании обработки.
5	Симуляция обработки заготовки
6	Симуляция фрезерной обработки
7	Сохранение файла обработки.
8	На выходе программа для станка с ЧПУ сохраняет два отдельных файла: фрезерование поверхности ортеза и гравирование контура, которые отправляются

В данной работе была рассчитана себестоимость услуг по проектированию и изготовлению одной пары индивидуальных стелек по методике [12, 13]. Все расчёты выполнялись с использованием программы EXCEL. Установлено, что штучное время изготовления 1 пары индивидуальных стелек составило 0,9 ч., а с учетом стоимости работы 1 часа работы станка в 2111,38 руб. себестоимость обработки с учетом НДС составит 2 300,00 руб.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выполнен анализ и проведены испытания на сжатие образцов материала на основе этиленвинилацетата для изготовления индивидуальных ортопедических стелек.

Разработана конечно-элементная модель в программе ANSYS для исследования деформации стелек, что позволит учитывать в конструкции ортезов необходимые нагрузки на свод пациента в процессе эксплуатации.

Разработана технология изготовления стелек на станках с ЧПУ. Рассчитана себестоимость услуг по проектированию и изготовлению одной пары индивидуальных стелек. Суммарная цена на одну пару индивидуальных стелек составляет 2600 руб. Прибыль по минимально назначенной цене 5,6 %.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Борисов В.В.*, Клинико-экспериментальное исследование материала для изготовления защитных зубных шин на основе этиленвинилацетата методом термоформирования : автореферат дисс. ... канд. мед. наук / В. В. Борисов ; рук. работы А. В. Севбитов; Первый МГМУ им. И. М. Сеченова МЗ РФ. - М., 2017. - 24 с.
2. ГОСТ 269-66, Резина. Общие требования к проведению физикомеханических испытаний – М.: Издательство стандартов, 1993. – 11 с.
3. *Wu, L.* Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures // *Clinical Biomechanics.* – 2007, Vol. 22. – P. 221-229.
4. *Cheung, J.T., Zhang, M., Leung, A.K., Fan, Y.B.* Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study // *J. Biomech.* - 2005, Vol. 38. – P. 1045-1054.
5. *George J. J., Bhowmick Anil K.* Influence of matrix polarity on the properties of ethylene vinyl acetate–Carbon Nanofiller Nanocomposites // *Nanoscale Research Letters* – 2009, Vol. 4. – P. 655–664.
6. *Sasikala1 A., Kala1 A.* Thermal stability and mechanical strength analysis of EVA and blend of EVA with natural rubber // *Materials today: Proceedings* – 2018. – Vol. 5. – P. 8862–8867.
7. *Yasuhiro Shimazaki, Shigeru Nozu, Takahiro Inoue.* Shock-absorption properties of functionally graded EVA laminates for footwear design // *Polymer Testing.* – 2016. – Vol. 54. – P. 98-105.
8. *Zahari Taha1, Muhammad Syukur Norman, Syed Faris Syed Omar, Edin Suwarganda.* A finite element

- analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground // *Procedia Engineering* – 2016. – Vol. 147. – P. 240-245.
9. Cheung J. T.-M., Zhang M. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method // *Medical Engineering & Physics*. – 2008. – Vol. 30. – P. 269-277.
 10. Басов К.А. ANSYS в примерах и задачах. – М.: КомпьютерПресс, 2002 – 224 с.
 11. Roy KJ. Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts // *Clin Podiatr Med Surg*. – Jul 1988. – Vol. 5(3). – P. 491-508.
 12. Косилова А.Г., Мещеряков Р.П. Справочник технолога-машиностроителя. Т.2/ А.Г. Косилова Р.П. Мещеряков. – М.: Машиностроение, 1986. – С. 496.
 13. Мельник, Е.А. Экономика предприятия: Учебник для бакалавров / Е.А. Мельник - Москва: Издательство Юрайт, 2013. – С. 86.
 4. Cheung, J.T., Zhang, M., Leung, A. K., Fan, Y. B. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study // *J. Biomech.* – 2005, Vol. 38. – P. 1045-1054.
 5. George J. J., Bhowmick Anil K. Influence of matrix polarity on the properties of ethylene vinyl acetate–Carbon Nanofiller Nanocomposites // *Nanoscale Research Letters* – 2009, Vol. 4. – P. 655-664.
 6. Sasikala A., Kala A. Thermal stability and mechanical strength analysis of EVA and blend of EVA with natural rubber // *Materials today: Proceedings* – 2018. – Vol. 5. – P. 8862-8867.
 7. Yasuhiro Shimazaki, Shigeru Nozu, Takahiro Inoue. Shock-absorption properties of functionally graded EVA laminates for footwear design // *Polymer Testing*. – 2016. – Vol. 54. – P. 98-103.
 8. Zahari Taha1, Muhammad Syukur Norman, Syed Faris Syed Omar, Edin Suwarganda. A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground // *Procedia Engineering* – 2016. – Vol. 147. – P. 240-245.

REFERENCES

1. Borisov V. V., Clinical and experimental study of the material for the manufacture of protective dental tires based on ethylene vinyl acetate by thermoforming : autoreferat dis. ... kand. honey. Sciences / V. V. Borisov ; hands. the work of A. V. Sevbitov; First MSMU n.a. I. M. Sechenov Ministry of health of the Russian Federation. - M., 2017. - 24 p.
2. GOST 269-66, rubber. General requirements for physical and mechanical tests – M.: Publishing standards, 1993. – 11 с.
3. Wu, L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures // *Clinical Biomechanics*. – 2007, Vol. 22. – P. 221-229.
9. Cheung J. T. M., Zhang M. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method // *Medical Engineering & Physics*. – 2008. – Vol. 30. – P. 269-277.
10. Basov K. A. ANSYS in examples and tasks. – M.: Kompyuterpress, 2002 – 224 p.
11. Roy KJ. Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts // *Clin Podiatr Med Surg*. – Jul 1988. – Vol. 5(3). – P. 491-508.
12. Kosilova A. G., Meshcheryakov R. P. Handbook of mechanical engineer. Vol. 2/ A. G. Kosilova R. P. Meshcheryakov. – Moscow: Mechanical Engineering, 1986. – P. 496.
13. Miller, E. A. the Economics of enterprise: Textbook for students / E. A. Miller - Moscow: Publishing house of yurayt, 2013. – P. 86.

DEVELOPMENT OF DESIGN AND MANUFACTURING TECHNOLOGY OF ORTHOPEDIC INSOLES IN CAD-CAE-CAM SYSTEMS

© 2020 N.V. Nosov, A. P. Zyabochkina, A.R. Nigmatullin

Samara State Technical University

The paper proposes a method of designing individual orthopedic insoles, selected rational design and material of insoles. Designed in OrthoModel insoles in solid format, which was exported to the STL file format. Then, using the FreeCAD program, the STL format was exported to STEP, so that the resulting model was more adapted for further application and analysis. In the ANSYS environment, a finite element model of deformation of insoles was developed and the behavior of the insole arch material under different loads and combinations of EVA materials of different hardness was studied. Stresses and deformations of the insole arch during operation are obtained depending on the combination of the material and the geometric parameters of the foot, which are confirmed by the results of experimental studies. The calculated values of deformation of insoles are taken into account in the subsequent programming of processing insoles on CNC machines. Having a 3D model of the insole, it can be made not only on the CNC machine, but also printed on a 3D printer. The cost of production of individual orthopedic insoles is calculated, which showed that the proposed technology is quite competitive.

Keywords: orthopedic insoles, deformation of orthoses, SAE analysis, 3-D model of insoles, technological route of processing, programming of processing on CNC machines, the cost of production of individual insoles.

DOI: 10.37313/1990-5378-2020-22-3-116-119

Nikolay Nosov, Doctor of Technics, Professor of the Department «Engineering Technology, Machine Tools and Tools».

E-mail: nosov.nv@samgtu.ru

Alexandra Zyabochkina Post-graduate student Samara State Technical University. E-mail: alya_vanilla@mail.ru

Almir Nigmatullin, Director of the Development and Production Center «Perspective». E-mail: nigmatullin.ar@samgtu.ru