

## КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДЕФОРМАЦИИ СТЕЛЕК ПРИ ЭКСПЛУАТАЦИИ

© 2018

*Н.В. Носов*, доктор технических наук, профессор*А.П. Зябочкина*, аспирант*Самарский государственный технический университет, Самара (Россия)*

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

**Аннотация:** В работе представлены результаты исследований, направленных на повышение качества индивидуальной ортопедической стельки путем разработки и внедрения в процесс проектирования современных методов компьютерного моделирования, анализа материалов стельки и учета их механического поведения при эксплуатации.

В экспериментальной части проводилось сжатие образцов из комбинированных EVA-материалов. Полученные физико-механические свойства были смоделированы в САЕ-системе. Посредством САЕ-системы исследована деформация свода стельки при различной нагрузке и комбинировании EVA-материалов различной твердости.

Спроектирована в OrthoModel модель стельки, экспортированная в формат файла STL. Затем с помощью программы FreeCAD формат STL экспортировали в STEP, так как ANSYS более адаптирован для твердотельного формата. Создана конечно-элементная модель стельки, к которой прикладывались рабочие нагрузки. Получены напряжения и деформации стельки в процессе нагружения в зависимости от комбинации материала и геометрических параметров стопы.

В работе предложена методика проектирования индивидуальных ортопедических стелек, выбрана рациональная конструкция и материал стелек. Проведены расчеты деформации стелек при нагрузке, которые учтены в последующем при программировании обработки стелек на станках с ЧПУ. Имея 3D-модель стельки, можно не только изготовить ее на станке с ЧПУ, но и напечатать на 3D-принтере. Важная часть работы – это обоснование себестоимости изготовления индивидуальных ортопедических стелек; расчеты показывают, что дорогостоящая технология вполне себя оправдывает.

### ВВЕДЕНИЕ

Результаты исследований направлены на повышение качества индивидуальной ортопедической стельки путем разработки и внедрения в процесс проектирования современных методов компьютерного моделирования, анализа материалов стельки и учета их механического поведения при эксплуатации.

В отличие от физико-механических свойств металлов, которые имеют 2 параметра, позволяющие описать напряженно-деформированное состояние (далее – НДС) по линейному закону, материал этиленвинилацетат (далее – ЭВА) обладает нелинейными свойствами и большим числом параметров (4–6), влияющих на НДС [1; 2].

Ортопедические стельки из ЭВА носятся в сложных динамических условиях [3]. Стопа совершает разнообразные движения при стоянии, ходьбе, беге с различной амплитудой и частотой. Процесс эксплуатации ортеза сопровождается сложным комплексом повторных механических действий между стопой, стелькой и обувью [4; 5]. Применение метода конечных элементов (МКЭ) может позволить определить деформацию тканей, граничное давление в ступне, деформацию ортеза, распределение нагрузок и многое другое.

Есть несколько интересных примеров по моделированию стопы и ортезов [6]. В статье [7] смоделирована трехмерная модель ноги для исследования давления стопы на опору, результаты сравнивались с литературными данными. При моделировании в ANSYS учитывались нелинейные свойства материалов, большие деформации и другие особенности граничных условий при решении задачи.

В работах [8; 9] исследовалось влияние эффекта применения ортезов при максимальном контакте со сводом стопы. Были проведены сравнения контактного давления ноги на объемную и плоскую стельки. В расчетах учитывались нелинейные свойства материалов. Результаты конечно-элементного анализа показали, что использование ортопедических стелек с полноконтактным сводом снижает высокие контактные давления в метатарзальной области и области пятки за счет перераспределения нагрузки.

Стельки из эластичного упругого ЭВА – достаточно сложный продукт. Упругие свойства и недостаточная жесткость стельки из ЭВА, а также варибельность веса пациента не позволяют просто и быстро реализовать производство индивидуальных стелек, обеспечивающих заданную поддержку свода [10; 11]. В связи с этими проблемами для конструирования стельки важно изучить свойства ЭВА, проанализировать деформации высоты свода стельки для разных весовых категорий пациентов. Также необходима разработка методов объективной оценки свойств ортопедической стельки, прогиба (перемещения) свода для пациентов определенной весовой категории, получение в лабораторных условиях показателей, согласующихся с технологическими и эксплуатационными свойствами материала.

Оценка напряженно-деформированного состояния (НДС) ортопедической стельки позволит изучить механическое поведение высоты продольного свода, связать назначаемые материал и высоту свода с антропометрическими параметрами человека – высотой свода и необходимой нагрузкой на свод, для коррекции.

Цель работы – освоение выпуска новой конкурентоспособной продукции – индивидуальных ортопедических стелек на основе разработки трехмерной модели стелек с использованием компьютерных технологий, повышения качества, производительности и сокращения сроков технологической подготовки производства. Для выполнения поставленной цели решались следующие задачи:

1. Провести анализ существующих технологий изготовления индивидуальных ортопедических стелек, материалов и наиболее распространенных конструкций ортезов.

2. Исследовать физико-механические свойства упругих эластичных EVA-материалов и образцов из этих материалов на сжатие.

3. Разработать конечно-элементную модель в программе ANSYS. Провести исследование деформации модели стельки при различной силе нагружения и комбинации материалов.

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

5. Рассчитать затраты на подготовку производства и себестоимость изготовления индивидуальных ортезов.

### САЕ-АНАЛИЗ

Для исследования деформации стельки воспроизведем поведение свойств материала образцов в программе ANSYS на образцах. Для наших экспериментов был выбран материал образцов – ЭВА с двумя видами твердости. Белый ЭВА имеет твердость по Шору  $50 \pm 3$ , а бежевый –  $70 \pm 3$ . Данные о материале предоставил производитель [12]. Из ЭВА были собраны двухслойные образцы, которые имели 2 комбинации по твердости – 70 и 70 Шор (образец № 1) и 50 и 70 Шор (обра-

зец № 2). Высота одного слоя  $10 \pm 1$  мм. Профиль образцов прямоугольный со сторонами  $20 \times 30$  мм. Общая высота образцов  $20 \pm 2$  мм.

Для этого была построена половина высоты образца при указании симметрии по нижней стороне модели. На верхнюю поверхность была приложена половина нагрузки – 150 Н, и в свойства модели были заложены графики поведения материалов, полученные из результатов эксперимента на сжатие (рис. 1, 2).

Для первого образца наибольшей твердости характерно перемещение около 2,7 мм, для второго образца со слоями различной твердости перемещение существенно больше, оно составило 6,3 мм (рис. 3). Также из графиков (рис. 1, 2) видно, что при нагрузке до 30 кг упругий и эластичный ЭВА ведет себя по закону линейной упругости.

### МЕХАНИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ ОБРАЗЦОВ НА СЖАТИЕ

Основным свойством любой индивидуальной ортопедической стельки является перераспределение давления на стопу за счет 2 факторов: эластичных свойств материала (амортизация) и геометрических параметров стельки (выкладка свода и др. конструктивов), что было доказано в статье [10].

Известно [11], что конструкционный материал ортеза при ходьбе испытывает нагрузки, как на сжатие, так и на удар, что приводит к деформации стельки и изменению геометрии, особенно элемента, поддерживающего продольный свод.

Установлено, что высота продольного свода для разных людей может варьироваться от 12 до 30 мм. Чаще всего встречается высота свода до 20 мм, поэтому

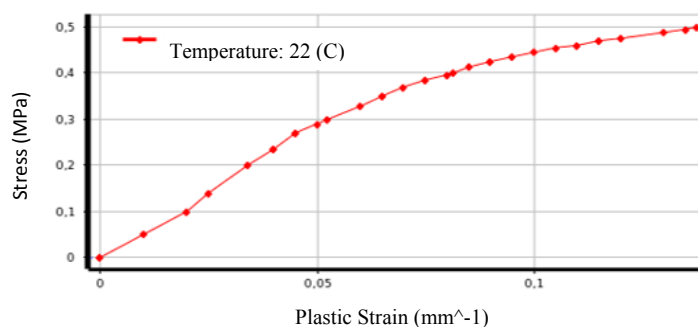


Рис. 1. Свойства образца № 1

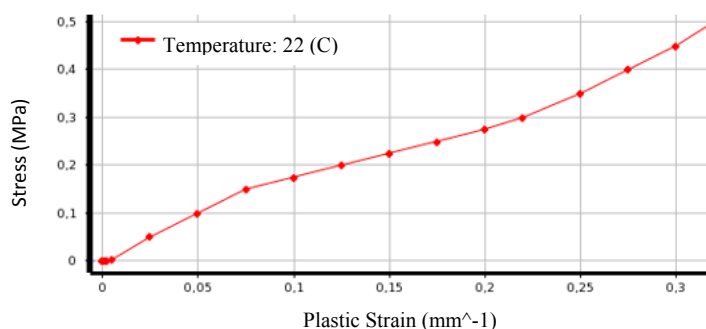
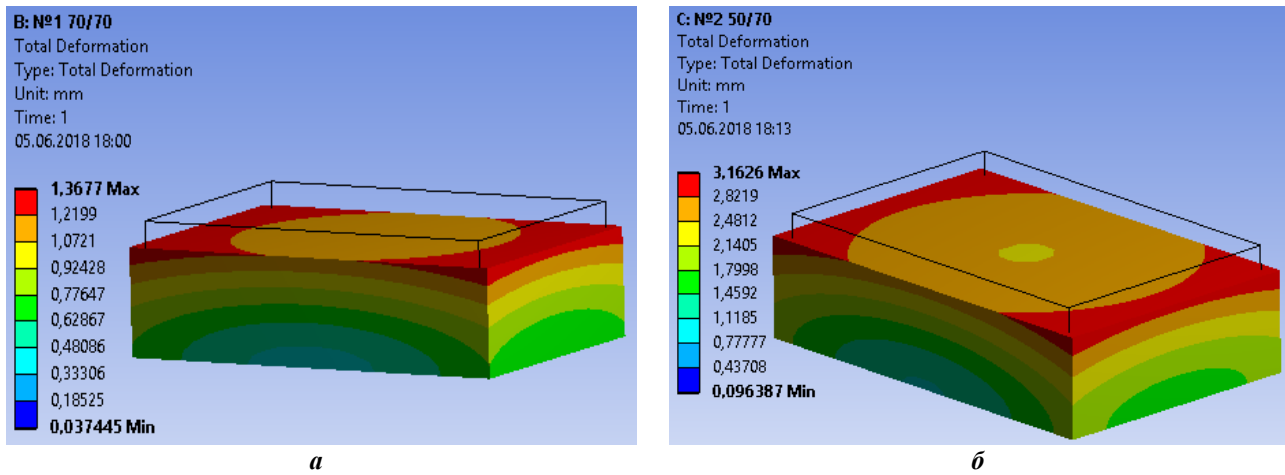


Рис. 2. Свойства образца № 2



**Рис. 3.** Перемещение исследуемых образцов  
*a* – образец № 1 (перемещение составило 2,7354 мм);  
*б* – образец № 2 (перемещение составило 6,3252 мм)

для проводимых испытаний на сжатие высота образцов будет составлять 20 мм.

Важным параметром исследования деформации стельки является определение максимальной силы нагружения стопы. Этот параметр был исследован Кевином Кёрби [13–15]. Он предложил проводить на пациентах клинический тест «сопротивление супинации». Этот тест позволяет получить количественную оценку силы, которая должна воздействовать на свод для сохранения стопы в нейтральном (корригированном) положении. Этот параметр может отличаться для правой и левой ноги. В среднем сила может варьироваться от 60 до 300 Н, поэтому в наших исследованиях была принята нагрузка 300 Н.

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

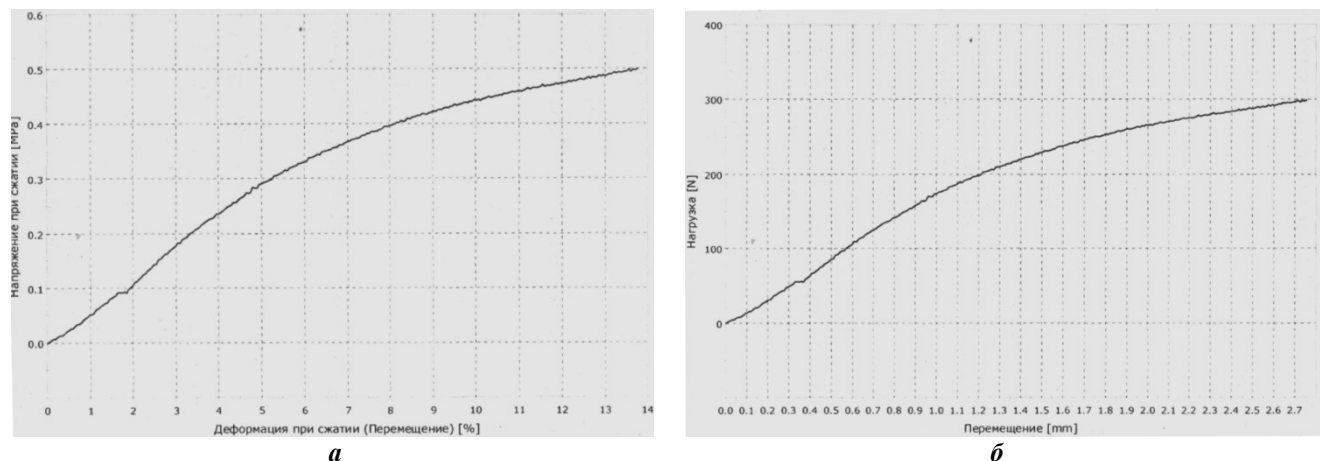
Для исследования механических свойств образцов были выбраны следующие параметры испытаний: скорость нагружения – 0,1 мм/с, прилагаемое усилие –

300 Н. Результаты испытаний эксперимента показаны на рис. 4, 5.

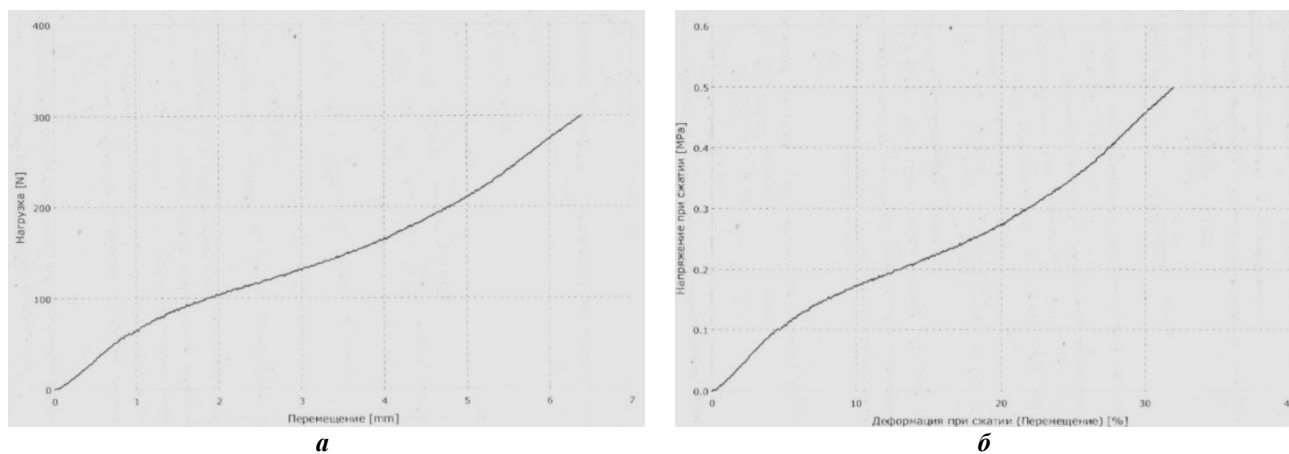
Результаты испытаний на сжатие силой 300 Н показали, что у образца № 1 перемещение составило около 2,7 мм, а у образца № 2 в два раза больше – почти 6,3 мм. Такая разница деформации получилась из-за того, что первый образец собран из более твердых слоев ЭВА. Результаты испытаний на сжатие хорошо согласуются с поведением материалов, построенным в программе ANSYS. Это позволит использовать данные о материалах для дальнейшего анализа конструкции стельки.

### МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДЕФОРМАЦИИ СТЕЛЕК

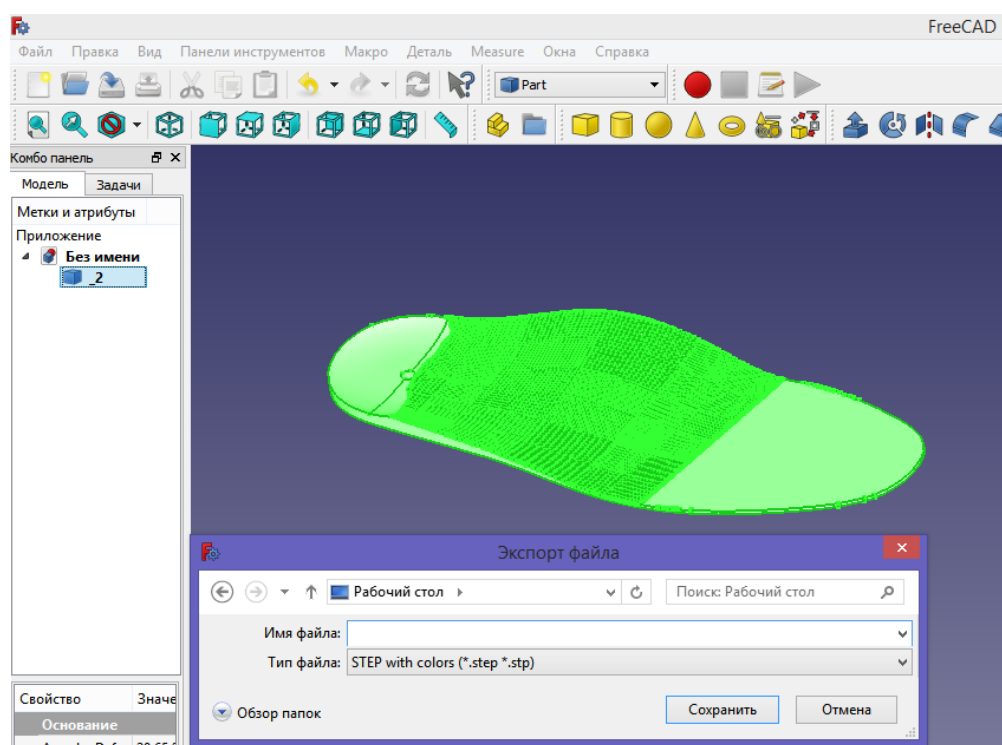
Для создания конечно-элементной модели стельки и работы в ANSYS нужно выполнить ряд действий. Спроектированную в OrthoModel модель стельки экспортируем в формат файла STL. Далее с помощью программы FreeCAD формат STL экспортируем в STEP, так как ANSYS более адаптирован для твердотельного формата (рис. 6).



**Рис. 4.** Графики испытания на сжатие образца № 1:  
*a* – зависимость перемещения от нагрузки; *б* – зависимость деформации от напряжения



**Рис. 5.** Графики испытания на сжатие образца № 2:  
*а* – зависимость перемещения от нагрузки; *б* – зависимость деформации от напряжения



**Рис. 6.** Экспорт модели из FreeCAD в формат файла STEP

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, представлены на рис. 7. Для образца № 1 максимальная деформация составила 1,06 мм, а для образца № 2 – 1,52 мм. Результаты зависимости деформаций высоты от нагрузки при комбинировании материалов по твердости занесены в таблицу № 1.

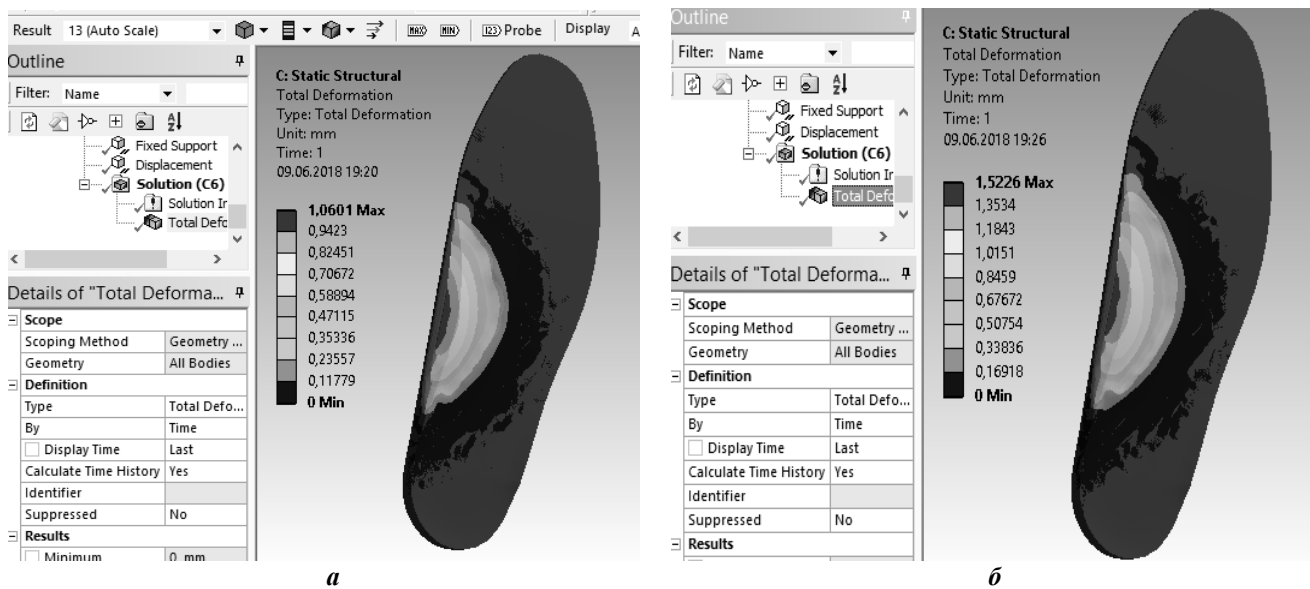
Данные результаты позволяют разработчику конструкции стелек учитывать нагрузки на свод стопы пациента и повысить эффективность работы стелек при эксплуатации.

## ПРОГРАММИРОВАНИЕ ОБРАБОТКИ В САМ-СИСТЕМЕ

Задание на фрезерный станок с ЧПУ будет сгенерировано в программе OrthoMill. Маршрут обработки представлен в таблице 2.

## РАСЧЕТ СЕБЕСТОИМОСТИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ СТЕЛЕК

Были выполнены расчетные калькуляции себестоимости услуг по проектированию и изготовлению одной пары индивидуальных стелек по методике [19; 20]. Все расчетные данные занесены в таблицы 3–6, расчеты выполнялись с использованием программы EXCEL.



**Рис. 7. Деформация свода:**  
 а – образец № 1 – 1,06 мм при максимальной нагрузке 300 Н,  
 б – образец № 2 – 1,52 мм при максимальной нагрузке

**Таблица 1. Деформация свода в зависимости от комбинации материала и силы нагружения**

№	Нагрузка, Н	Перемещение, мм	
		№ 1 (70/70 Шор)	№ 2 (50/70 Шор)
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

Расчет времени работы по проектированию:  
 При 8-часовом рабочем дне: 250 дней\*8 ч = 2 000 раб. ч в год.  
 Себестоимость 1 ч – 123 842,81 руб./166,66 ч/мес. = 743,09 руб.

Экспериментальное время проектирования одной пары индивидуальных стелек составило 0,25 ч. Произведем соответствующие расчеты себестоимости проектирования (таблица 4).

Расчет времени работы по изготовлению:  
 При 8-часовом рабочем дне: 250 дней\*8 ч = 2 000 раб. ч в год.  
 Время работы по проектированию – 2 000 ч/год, или 166,66 ч/мес.

Себестоимость 1 ч – 351 883,01 руб./166,66 ч/мес. = 2 111,38 руб.

Экспериментальное время изготовления 1 пары индивидуальных стелек составило 0,9 ч. Произведем соответствующие расчеты себестоимости изготовления (таблица 6).

Суммарная цена на одну пару индивидуальных стелек составляет 2 600 руб. Прибыль составляет 5,6 % от цены. В расчетах рассматривалась минимальная цена, которая в два раза ниже средней стоимости по изготовлению индивидуальных стелек для взрослых (7 000 руб.). Таким образом, разработанная технология проектирования

и изготовления индивидуальных ортопедических стелек является конкурентной и позволит клиентам, которых в г. Самаре около 1 500, обоснованно выбрать предприятие-изготовителя по более низкой цене.

**ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ**

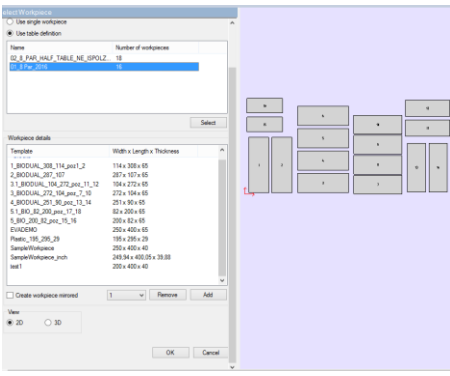
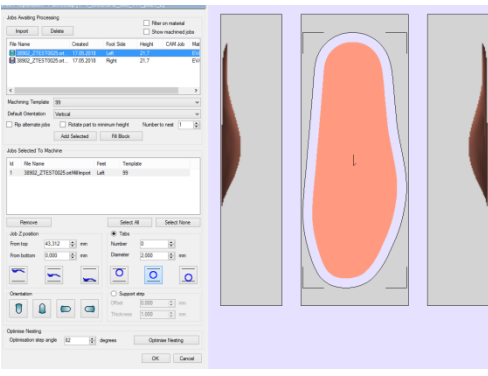
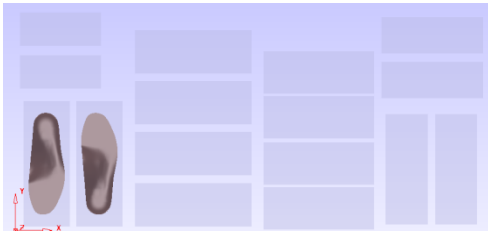
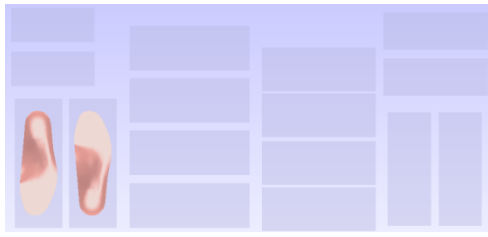
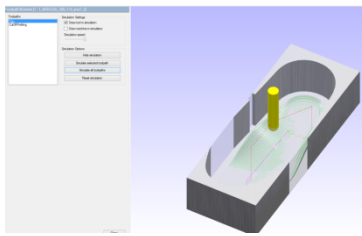
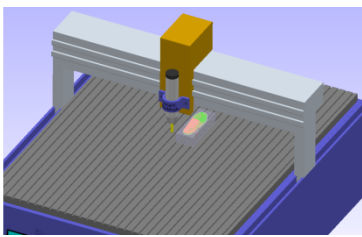
1. Выполнен анализ возможности использования материала на основе ЭВА, возможностей его применения в разных областях. Сделаны выводы о возможном применении материала ЭВА для изготовления индивидуальных ортопедических стелек с необходимостью подбора твердости в соответствии с весовой категорией пациента.

2. Проведено испытание на сжатие образцов из ЭВА. Полученные характеристики материала были перенесены в программу ANSYS для воспроизведения деформаций на конечно-элементной модели стельки.

3. Проведено оценочное моделирование напряженно-деформированное состояния стельки из ЭВА при силе давления 300 Н. На основании полученных результатов была составлена база по деформации свода стельки в зависимости от 2 комбинаций материала и 6 сил нагружения, что позволит учитывать в конструкции ортезов необходимые нагрузки на свод пациента и повысить эффективность эксплуатации.

4. Произведены расчетные калькуляции себестоимости услуг по проектированию и изготовлению одной

Таблица 2. Обработка стельки в OrthoMill

№	Переходы	Порядок выполнения
1		<p>Создание файла обработки. Выбор расположения будущих заготовок производится по умолчанию. Каждая позиция имеет свою нумерацию и ограничение по размерам заготовки</p>
2		<p>Установка левой модели стельки на первую позицию. Назначение код шага фрезы по умолчанию. Заготовка автоматически базируется по центру отведенной зоны. Вторая парная позиция правой стельки устанавливается аналогично</p>
3		<p>Расположение будущих стелек. Генерация обработки файла</p>
4		<p>Окраска моделей стелек меняется при генерировании обработки</p>
5		<p>Симуляция обработки заготовки</p>
6		<p>Симуляция фрезерной обработки</p>
7		<p>Сохранение файла обработки</p>

Примечание: На выходе программа сохраняет два отдельных файла: фрезерование геометрии ортеза и гравирование контура, которые отправляются на станок с ЧПУ.

Таблица 3. Затраты на проектирование индивидуальных стелек

№№	Статья	Наименование статей расходов	Расходы, руб/мес.
1	211	<b>Оплата труда</b>	60 395,50
2	213	<b>Начисление на оплату труда 30,2 %</b>	18 239,44
3		Итого	<b>78 634,94</b>
4	271	<b>Амортизация</b>	
5		Ноутбук Acer Aspire – 40 000,00 руб./36 мес. (3 года)=1 111,11	<b>1 111,11</b>
6	221	<b>Услуги связи</b>	
7		Интернет	<b>1 000,00</b>
8	223	<b>Коммунальные услуги</b>	<b>815,53</b>
9		1. Водоснабжение – 145,24 руб. на 1 чел. (водопотребление х/в – 20,47 руб/куб. м; водоотведение – 8,71 руб/куб. м; гор. водоснабжение – 116,06 руб/куб. м)	
10		На 1 человека – 1,25 куб. м/мес.*1*145,24 руб/куб. м=181,55	181,55
11		2. Отопление 1 кв. м – 35,08 руб.	
12		12 кв. м*35,08 руб.=420,96 руб.	420,96
13		3. Электроэнергия	
14		Лампы: 0,04 кВт/ч*8 шт.*8 ч*21 день=53,76 кВт	
15		53,76 кВт*3,17 руб.=170,42 руб.	170,42
16	225	<b>Расходы на содержание оборудования</b>	<b>21,30</b>
17		Ноутбук Acer Aspire – 0,04 кВт/ч*1*8 ч*21 день=6,72 кВт	
18		6,72 кВт*3,17 руб.=21,30 руб.	21,30
19		Итого себестоимость	<b>81 582,88</b>
20		Накладные расходы 38 %	<b>31 001,49</b>
21		Прибыль 10 %	<b>11 258,44</b>
22			
23		<b>Всего</b>	<b>123 842,81</b>

Таблица 4. Расчет себестоимости проектирования одной пары индивидуальных ортопедических стелек

Время проектирования одной пары индивидуальных стелек, ч	0,25
Себестоимость 1 часа, руб.	743,09
Себестоимость работ по проектированию 1 пары, руб.	185,77
НДС 18 % от себестоимости работ по проектированию 1 пары, руб.	33,44
Себестоимость работ по проектированию 1 пары, с НДС 18 %, руб.	219,21
Стоимость работ по проектированию 1 пары, с НДС 18 %, руб. – в приказ	<b>300,00</b>
В т. ч. НДС 18 % стоимости работ по проектированию 1 пары, руб.	<b>45,76</b>

Таблица 5. Затраты на изготовление индивидуальных стелек

№№	Статья	Наименование статей расходов	Расходы, руб/мес.
1	211	<b>Оплата труда (2 чел.)</b>	71 869,60
2	213	<b>Начисление на оплату труда 30,2 %</b>	21 704,62
3		Итого	<b>93 574,22</b>
4	340	<b>Материалы</b>	<b>120 960,00</b>
5		основной материал – 310*16 пар стелек*21 день=10 4160,00 руб.	104 160,00
6		укрывной материал – 50*16 пар стелек*21 день=16 800,00 руб.	16 800,00
7	271	<b>Амортизация</b>	<b>10 873,01</b>
8		Станок фрез. ЧПУ SUDA 1212 – 400 000,00 руб./84 мес. (7 лет)=4761,90	4 761,90
9		Сканер оптический Iqube-3QCAM – 322 000,00 руб./84 мес. (7 лет)=3833,33	3 833,33
10		Ноутбук Acer Aspire – 40 000,00 руб./36 мес. (3 года)=1 111,11	1 111,11
11		ПК Intel Core i7-4770 – 42 000,00 руб./36 мес. (3 года)=1 166,67	1 166,67
12	221	<b>Услуги связи</b>	
13		Интернет	<b>1 000,00</b>
14	223	<b>Коммунальные услуги</b>	<b>3 700,90</b>
15		1. Водоснабжение – 145,24 руб. на 1 чел. (водопотребление х/в – 20,47 руб/куб. м; водоотведение – 8,71 руб/куб. м; гор. водоснабжение – 116,06 руб/куб. м)	



16		На 2 человека – 1,25 куб. м/мес.*2*145,24 руб/куб. м=363,10 руб.	<b>363,10</b>
17		2. Отопление 1 кв. м – 35,08 руб.	<b>2 315,28</b>
18		54 кв. м*35,08 руб.=1 894,32 руб.	1 894,32
19		12 кв. м*35,08 руб.=420,96 руб.	420,96
19		3. Электроэнергия	
20		Лампы: 0,04 кВт/ч*48 шт.*8 ч*21 день=322,56 кВт	
21		322,56 кВт*3,17 руб.=1 022,52 руб.	<b>1 022,52</b>
22	225	<b>Расходы на содержание оборудования</b>	<b>1 698,86</b>
23		Ноутбук Acer Aspire – 0,04 кВт/ч*1*8 ч*21 день=6,72 кВт	
24		6,72 кВт*3,17 руб.=21,30 руб.	21,30
25		ПК Intel Core i7-4770 – 0,15 кВт/ч*1*8 ч*21 день=25,20 кВт	
26		25,20кВт*3,17=79,88 руб.	79,88
27		Станок фрез. ЧПУ SUDA 1212 – 3 кВт/ч*1*8 ч*21 день=504 кВт	
28		504 кВт*3,17=1 597,68 руб.	1 597,68
29		Итого себестоимость	<b>231 806,99</b>
30		Накладные расходы 38 %	<b>88 086,66</b>
31		Прибыль 10 %	<b>31 989,36</b>
32			
33		<b>Всего</b>	<b>351 883,01</b>

Таблица 6. Расчет себестоимости изготовления одной пары индивидуальных ортопедических стелек

Время изготовления 1 пары, час	0,90
Себестоимость 1 часа, руб.	2 111,38
Себестоимость работ по изготовлению 1 пары, руб.	1 900,24
НДС 18 % от себестоимости работ по изготовлению 1 пары, руб.	342,04
Себестоимость работ по изготовлению 1 пары, с НДС 18 %, руб.	2 242,29
Стоимость работ по изготовлению 1 пары, с НДС 18 %, руб. – ЦЕНА	<b>2 300,00 Р</b>
В т. ч. НДС 18 % стоимости работ по изготовлению 1 пары, руб.	<b>350,85 Р</b>

пары индивидуальных стелек. Цена за проектирование – 300 руб., цена за производство – 2300 руб. Итого суммарная цена на одну пару индивидуальных стелек составляет 2 600 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 термомформирования : автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2017. 24 с.
2. ГОСТ 269-66 (СТ СЭВ 983-89) 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. № 2. 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 // *Journal Biomechanics*. 2005. Vol. 38. № 5. P. 1045–1054.
5. George J.J., Bhowmick A.K. Influence of matrix polarity on the properties of ethylene vinyl acetate-Carbon Nanofiller Nanocomposites // *Nanoscale Research Letters*. 2009. Vol. 4. № 7. P. 655–664.
6. Chen W.-P., Tang F.-T., Ju C.-W. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis // *Clinical Biomechanics*. 2001. Vol. 6. № 7. P. 614–620.
7. Abd Elbary A.M., Aljuraide N.I. Effect of electron-beam irradiation on the mechanical properties of poly (ethylene-co-vinyl acetate) (EVA) – PPY polymer blends // *International Journal of Scientific & Engineering Research*. 2016. Vol. 7. № 9. P. 1487–1504.
8. Zaini N.A.M., Ismail H., Rusli A. Tensile, thermal, flammability and morphological properties of sepiolite filled ethylene propylene diene monomer (EDPM) rubber composites // *Iranian Polymer Journal*. 2018. Vol. 27. № 5. P. 287–296.
9. Sasikalal A., Kalal A. Thermal stability and mechanical strength analysis of EVA and blend of EVA with natural rubber // *Materials today: Proceedings*. 2018. Vol. 5. № 2. P. 8862–8867.
10. Shimazaki Y., Nozu S., Inoue T. Shock-absorption properties of functionally graded EVA laminates for footwear design // *Polymer Testing*. 2016. Vol. 54. P. 98–103.
11. Taha Z., Norman M.S., Omar S.F.S., Suwarganda E. A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground // *Procedia Engineering*. 2016. Vol. 147. P. 240–245.
12. 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. № 3. P. 269–277.
13. Платунов К.М., Бахтияров И.Х. Работа подошвы в обуви // Сборник трудов ЦНИИКЗ. Т. 2. Вып. 1. М.: Медгиз, 1935. С. 200–319.
  14. Eco-cover: производство и продажа экологически чистых покрытий для спорта и дома. URL: [eco-cover.ru/](http://eco-cover.ru/).
  15. Anggoro P.W., Saputra E., Tauviquirrahman M., Jamari J., Bayuseno A.P. A 3-dimensional finite element analysis of the insole shoe orthotic for foot deformities // *International Journal of Applied Engineering Research*. 2017. Vol. 12. № 15. P. 5254–5260.
  16. Басов К.А. ANSYS в примерах и задачах. М.: КомпьютерПресс, 2002. 224 с.
  17. Каталог продукции // Eco-cover: производство и продажа экологически чистых покрытий для спорта и дома. URL: [eco-cover.ru/product-catalogue/eva-sheet/areas-of-application.html](http://eco-cover.ru/product-catalogue/eva-sheet/areas-of-application.html).
  18. Roy KJ. Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts // *Clin Podiatr Med Surg*. 1988. Vol. 5. № 3. P. 491–508.
  19. Косилова А.Г., Мещеряков Р.П. Справочник технолога-машиностроителя. Т. 2. М.: Машиностроение, 1986. 496 с.
  20. Мельник Е.А. Экономика предприятия. М.: Юрайт, 2013. 303 с.
- REFERENCES**
1. Borisov V.V. *Kliniko-eksperimentalnoe issledovanie materiala dlya izgotovleniya zashchitnykh zubnykh shin na osnove etilenvinilatsetata metodom termoformirovaniya*. Avtoref. dis. kand. med. nauk [Clinical-experimental study of the material for the production of EVA protective dental splints using the thermal formation method]. Moscow, 2017. 24 p.
  2. GOST 269-66 (ST SEV 983-89) *Rezina. Obshchie trebovaniya k provedeniyu fizikomekhanicheskikh ispytaniy* [Rubber. General requirements for physical mechanical testing]. Moscow, Izdatelstvo standartov Publ., 1993. 11 p.
  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, no. 2, pp. 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. *Journal Biomechanics*, 2005, vol. 38, no. 5, pp. 1045–1054.
  5. George J.J., Bhowmick A.K. Influence of matrix polarity on the properties of ethylene vinyl acetate-Carbon Nanofiller Nanocomposites. *Nanoscale Research Letters*, 2009, vol. 4, no. 7, pp. 655–664.
  6. Chen W.-P., Tang F.-T., Ju C.-W. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2001, vol. 6, no. 7, pp. 614–620.
  7. Abd Elbary A.M., Aljuraide N.I. Effect of electron-beam irradiation on the mechanical properties of poly (ethylene-co-vinyl acetate) (EVA) – PPY polymer blends. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 2016, vol. 7, no. 9, pp. 1487–1504.
  8. Zaini N.A.M., Ismail H., Rusli A. Tensile, thermal, flammability and morphological properties of sepiolite filled ethylene propylene diene monomer (EDPM) rubber composites. *Iranian Polymer Journal*, 2018, vol. 27, no. 5, pp. 287–296.
  9. 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, no. 2, pp. 8862–8867.
  10. Shimazaki Y., Nozu S., Inoue T. Shock-absorption properties of functionally graded EVA laminates for footwear design. *Polymer Testing*, 2016, vol. 54, pp. 98–103.
  11. Taha Z., Norman M.S., Omar S.F.S., Suwarganda E. A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground. *Procedia Engineering*, 2016, vol. 147, pp. 240–245.
  12. 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, no. 3, pp. 269–277.
  13. Platonov K.M., Bakhtiarov I.Kh. The work of the sole in footwear. *Sbornik trudov TsNIKZ*. Moscow, Medgiz Publ., 1935. Vol. 2, vyp. 1, pp. 200–319.
  14. Eco-cover: production and sale of environmentally friendly coatings for sports and at home. URL: [eco-cover.ru/](http://eco-cover.ru/).
  15. Anggoro P.W., Saputra E., Tauviquirrahman M., Jamari J., Bayuseno A.P. A 3-dimensional finite element analysis of the insole shoe orthotic for foot deformities. *International Journal of Applied Engineering Research*, 2017, vol. 12, no. 15, pp. 5254–5260.
  16. Басов К.А. *ANSYS v primerakh i zadachakh* [ANSYS tasks and examples]. Moscow, KompyuterPress Publ., 2002. 224 p.
  17. Product Catalog. *Eco-cover: proizvodstvo i prodazha ekologicheskikh chistykh pokrytiy dlya sporta i doma*. URL: [eco-cover.ru/product-catalogue/eva-sheet/areas-of-application.html](http://eco-cover.ru/product-catalogue/eva-sheet/areas-of-application.html).
  18. Roy KJ. Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts. *Clin Podiatr Med Surg*, 1988, vol. 5, no. 3, pp. 491–508.
  19. Kosilova A.G., Meshcheryakov R.P. *Spravochnik tekhnologa-mashinostroitelya* [Handbook of mechanic engineer technologist]. Moscow, Mashinostroenie Publ., 1986. Vol. 2, 496 p.
  20. Melnik E.A. *Ekonomika predpriyatiya* [Economics of the enterprise]. Moscow, Yurayt Publ., 2013. 303 p.

**COMPUTATIONAL SIMULATION  
OF THE PROCESS OF INSOLES DEFORMATION DURING THE USE**

© 2018

*N.V. Nosov*, Doctor of Sciences (Engineering), Professor  
*A.P. Zyabochkina*, postgraduate student  
*Samara State Technical University, Samara (Russia)*

*Keywords:* corrective insoles; orthoses deformation; CAE analysis; insole 3D model; processing roadmap; programming of processing using CNC machines; cost of individual insoles production.

*Abstract:* The paper presents the results of the study aimed at the improvement of the quality of individual corrective insole through the development and the introduction to the designing process of the modern methods of computational simulation, and the insole material analysis and consideration of their mechanical behavior during the use.

The experimental part involved the compression of samples made of composite EVA-materials. The obtained physical and mechanical properties were modeled in the CAE system. Using the CAE system, the authors studied the deformation of the insole arch under different pressures and combination of EVA-materials of different hardness.

The insole model was designed in OrthoModel and exported to the STL file format. Later, using the FreeCAD software, the STL format was exported to the STEP format as the ANSYS system is more customized for the solid-state format. The authors created the finite-element model of the insole which was exposed to different working loads. The stresses and deformations of the insole in the process of loading depending on the combination of a material and the foot geometrical parameters were obtained.

The authors of the paper suggested the technique of designing of the individual corrective insoles, selected the rational design and the material of insoles. The deformation of insoles under the load is calculated and considered in the further programming of insole processing using CNC machines. Having the insole 3D model, it is possible both to produce it using the CNC machine and to print it on a 3D printer. An important part of the paper is the justification of the production cost of individual corrective insoles. The calculations show that the expensive technology works well.