



МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
«Дальневосточный федеральный университет»

Инженерная школа

Кафедра приборостроения

Андреев Никита Вячеславович

**ВЛИЯНИЕ СВОЙСТВ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ НА
МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БЕГОВЫХ ПРОТЕЗОВ**

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
(БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА)**

по образовательной программе подготовки бакалавров
по направлению подготовки
12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»,
профиль «Медицинские информационные системы»

**г. Владивосток
2019**

Аннотация

Тема ВКР: «Влияние свойств композитных материалов на механические характеристики беговых протезов».

Объем – 56 страниц, 20 рисунков, 9 таблиц, список литературы: 28, из них 3 – интернет-источники.

При расчетах использовалось программное обеспечение: Autodesk Inventor Professional 2019, Autodesk Nastran 2019.

Структура ВКР включает: введение, теоретическую часть, практическую часть, заключение и список литературы.

Во введении представлены цели выполнения ВКР и постановка задач.

В теоретической части произведен анализ литературы по методу для исследования беговых протезов и программным средствам, на которых реализуются метод, а также рассматриваются теоретические принципы работы беговых протезов.

В практической части представлен процесс построения двух конструкций беговых протезов по чертежам в программном обеспечении Autodesk Inventor Professional 2019, а также представлено проведение симуляции с приложением нагрузки в программном обеспечении Autodesk Nastran In-CAD; представлен анализ полученных значений изучаемых параметров.

В заключении приводятся результаты проделанной работы.

Ключевые слова: беговой протез, САПР, моделирование, метод конечных элементов, композитные материалы, углеволокно, Nastran.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
1 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ	7
1.1 Исторические аспекты.....	7
1.2 Краткий обзор метода конечных элементов	7
1.3 Иллюстрация МКЭ на примере	9
1.4 Разбиение на конечные элементы	12
1.5 Обзор программных средств для реализации МКЭ	13
1.6 Общий порядок выполнения анализа МКЭ	15
1.7 Обзор конструкций и материалов беговых протезов	16
2 ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ	21
2.1 Процесс анализа	21
2.2 Выбор конструкции лезвия	22
2.3 Выбор материала.....	24
2.4 Приложение нагрузки и граничные условия.....	26
2.5 Результаты и рассуждения	27
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	52
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	53

ВВЕДЕНИЕ

Протез или протез конечности – это искусственный заменитель утраченной части тела. В случае атлетов протезы нижних конечностей проектируются с фокусом на передачу скорости и энергии. Беговой протез состоит из трех основных частей: изготовленная на заказ гильза, которая соединяет протез и тело атлета, коленный сустав и беговое лезвие. Во время бега используется только передняя часть ступни, поэтому лезвия спроектированы так, чтобы выполнять функцию передней части стопы, и не имеют пятки. Лезвия имеют шипованную подошву для устойчивости и увеличения сцепления с поверхностью трека [15].

Ключевым показателем во время бега является сила нормальной реакции, что в результате отражается на частоте и длине шага [6]. Также, решающее значение имеет жесткость, обеспечиваемая коленным суставом [19]. Было отмечено, что жесткость нижних конечностей здоровых участников обычно остается неизменной вплоть до средних скоростей бега вследствие компенсации изменения длины отскока ног от земли, и что она увеличивается на высоких скоростях [5, 10, 26]. Однако предполагается, что атлеты с беговыми протезами не могут контролировать жесткость нижних конечностей в той же степени вследствие инертной природы протеза и утрате колена и/или лодыжки.

Актуальность работы обусловлена тем, что на данный момент благодаря внедрению новых технологий [1, 2, 4] все большее число людей с ограниченными способностями принимают участие в Паралимпийских играх. Беговые протезы, используемые спортсменами в легкой атлетике, работают по принципу пружины, что позволяет атлетам бегать и прыгать. Поэтому необходимо изучить влияние материалов на механические характеристики протезов.

Цель данной работы – подобрать материал для беговых протезов, который мог бы выдержать повторяющиеся механические напряжения и деформации, возникающие при обычном использовании.

Следуя цели работы, поставлены такие задачи:

- провести обзор литературы по теме исследования;
- выбрать средство для реализации метода конечных элементов;
- использовать программное обеспечение для моделирования беговых протезов и анализа методом конечных элементов (МКЭ).

Объектом исследования является МКЭ, применимый к беговым лезвиям, а предметом исследования – различные композитные материалы.

Научная и практическая значимость данной работы определяется тем, что изучение влияния свойств композитных материалов на механические характеристики протезов при помощи систем автоматизированного проектирования (САПР) является одним из наиболее эффективных и дешевых методов исследования на сегодняшний день. Реализованные в программном продукте вычисления позволяют в точности получить представление о процессах, происходящих с беговыми протезами при обычном использовании.

1 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1.1 Исторические аспекты

С момента своего появления Паралимпийские игры претерпели серьезные изменения в связи с появлением новых технологий. Представленный в 1981 году протез The Seattle Foot продемонстрировал возможность сохранения протезами энергии в клинической практике [15]. Он представлял собой гибкий киль (устройство в запасающих энергию протезах стопы, которое сгибает стопу вверх, когда на пальцы прилагают вес), помещенный в полиуретановую оболочку. Когда на протез приложен вес, энергия сохраняется внутри конструкции в виде потенциальной энергии, часть которой потом возвращается человеку для помощи в ходьбе. Однако наибольшего прорыва достиг Ван Филипс в 1987 году, изобретя протез Flexfoot [15], конструкция которого используется как основа в нынешних спортивных протезах нижних конечностей. Впервые технологию Филипса увидели на Паралимпийских играх 1988 года [18]. Предполагается, что протезы нижних конечностей являются пассивной технологией, которая не должна превышать по производительности замещающую конечность [20]. Однако во время Паралимпийских игр 2012 года Оскар Писториус заявил, что его соперник, Алан Оливейра, имел преимущество за счет изменения конструкции протеза нижней конечности, который он недавно начал использовать. В результате стало понятно, что проблема несправедливости на соревнованиях по бегу на короткие дистанции среди людей с ограниченными способностями [25] имеет место быть.

1.2 Краткий обзор метода конечных элементов

Для определения стабильности и долговечности конструкций при воздействии на компоненты различных нагрузок необходимо принимать во

внимание напряжения и деформации. Конструкция считается долговечной, если она выдерживает максимальное напряжение.

Существуют различные способы расчета деформаций и напряжений. Одним из таких способов является расчет методом конечных элементов.

МКЭ – это вычислительный подход, используемый для получения приближенных решений краевых задач вычислительной механики. Проще говоря, краевая задача – это математическая задача, в которой одна или несколько зависимых переменных должны удовлетворять дифференциальному уравнению всюду в пределах известной области независимых переменных и удовлетворять определенным условиям на границе области. Краевые задачи также иногда называют полевыми задачами. Поле является областью интереса и чаще всего представляет физическую структуру. Переменные поля представляют собой зависимые переменные, управляемые дифференциальным уравнением. Граничные условия – это заданные значения переменных поля (или связанных с ними переменных) на границах поля. В зависимости от типа анализируемой задачи, переменные поля могут включать физическое смещение, температуру, тепловой поток и скорость жидкости, и это далеко не все [3].

МКЭ позволяет предугадать поведение объектов под влиянием физических воздействий. Область, которая подвергается анализу, разбивается на большое количество простых конечных элементов, где каждый элемент представлен в виде уравнения. Составляется система линейных уравнений, которую компьютер рассчитывает по начальным значениям исходной задачи для получения численного ответа.

При использовании метода конечных элементов получаются приближительные решения. Метод позволяет определять распределение напряжений и деформаций для объектов заданной толщины или в поперечном сечении при совместном воздействии отдельных сил и растягивающих нагрузок с фиксированными или подвижными опорами.

В сравнении с наиболее используемыми методами для анализа такими, как метод конечных разностей (МКР) и метод конечных объемов (МКО), МКЭ имеет значительное преимущество, т. к. способен работать со сложными формами объектов, подвергаемых анализу. Помимо этого, МКЭ более предпочтителен в расчете задач строительной механики в отличие от МКР и МКО, которые преимущественно используются в решении задач вычислительной гидродинамики.

1.3 Иллюстрация МКЭ на примере

Общие приемы и терминология анализа МКЭ будут представлены, ссылаясь на рисунок 1.1. На рисунке изображен объем материала, имеющего известные физические свойства. Объем представляет собой область краевой задачи, которая должна быть решена.

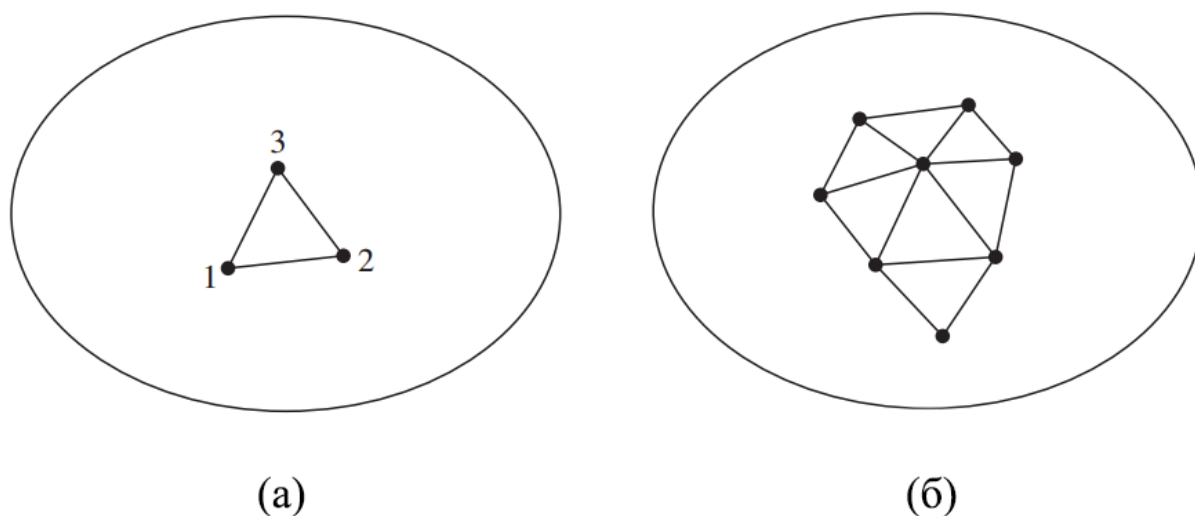


Рисунок 1.1 – Трехузловой конечный элемент, определенный в области (а).
Дополнительные элементы, показывающие частичную конечно-элементную сетку области (б)

В практических задачах область может быть геометрически сложной, так как это часто бывает с дифференциальными уравнениями, и вероятность получения точного решения в замкнутой форме очень мала. Поэтому,

приближенные решения, основанные на численных методах и цифровых вычислениях, чаще всего получают при инженерном анализе сложных задач. Анализ МКЭ является мощным приемом для получения таких приближенных решений с хорошей точностью [13].

Небольшой треугольный элемент, который включает в себя подобласть интересующей области, показан на рисунке 1.1 (а). То, что этот элемент не является дифференциальным элементом размера $dx \times dy$, делает его конечным элементом. Поскольку мы рассматриваем этот пример как двумерную задачу, предполагается, что толщина в направлении z постоянна, а зависимость z не указана в дифференциальном уравнении. Вершины треугольного элемента пронумерованы, чтобы указать, что эти точки являются узлами. Узел – это определенная точка в конечном элементе, в которой значение переменной поля должно быть явно рассчитано. Внешние узлы расположены на границах конечного элемента и могут использоваться для соединения элемента со смежными конечными элементами. Узлы, которые не лежат на границах элементов, являются внутренними узлами и не могут быть связаны с любым другим элементом. Треугольный элемент на рисунке 1.1 (а) имеет только внешние узлы.

Если значения переменной поля вычисляются только в узлах, тогда как получают значения в других точках внутри конечного элемента? Ответ содержит суть МКЭ: значения переменной поля, вычисленные в узлах, используются для аппроксимации значений в неузловых точках (во внутренней части элемента) путем интерполяции узловых значений. В примере у треугольника все три узла являются внешними, а в любой точке внутри элемента переменная поля описывается аппроксимирующим соотношением:

$$\varphi(x, y) = N_1(x, y)\varphi_1 + N_2(x, y)\varphi_2 + N_3(x, y)\varphi_3,$$

где φ_1, φ_2 и φ_3 это значения переменной поля в узлах, а N_1, N_2 и N_3 это функции интерполяции. В МКЭ узловые значения переменной поля трактуются как неизвестные константы, которые должны быть определены. Интерполяционные функции – это чаще всего полиномиальные формы независимых переменных, выведенные для удовлетворения определенных требуемых условий в узлах. Основной момент, который следует подчеркнуть, состоит в том, что функции интерполяции являются заранее определенными известными функциями независимых переменных, которые описывают изменение переменной поля в конечном элементе.

Считается, что треугольный элемент, описываемый вышеприведенным уравнением, имеет три степени свободы, поскольку три узловых значения переменной поля требуются для описания переменной поля во всем элементе. В задачах теплообмена переменная поля будет представлять собой скалярное поле. Если же область на рисунке 1.1 представляет собой тонкое твердое тело, подверженное напряжению, переменная поля становится вектором смещения, а значения двух компонент должны быть вычислены в каждом узле. В таком случае трехузловой треугольный элемент имеет 6 степеней свободы. В общем, число степеней свободы, связанных с конечным элементом, равно произведению числа узлов и числа значений переменной поля (и возможно ее производных), которые должны быть вычислены в каждом узле.

Как показано на рисунке 1.1 (б), каждый элемент своими внешними узлами связан с другими элементами. Уравнения конечных элементов формулируются таким образом, чтобы значение переменной поля в любом соединении было одинаковым для каждого элемента, подсоединенного к узлу. Таким образом обеспечивается непрерывность переменной поля в узлах. Фактически, также обеспечивается непрерывность переменной поля через межэлементные границы. Такая особенность исключает неприемлемую возможность появления промежутков или пустот в области исследования. В задачах по изучению структур такие промежутки будут означать физическое

разделение материала. В задачах теплообмена промежутки приведут к отображению различных температур в одной и той же физической точке.

1.4 Разбиение на конечные элементы

Процесс представления физической области конечными элементами называется разбиением, а происходящий в результате набор элементов называется сеткой конечных элементов. Поскольку большинство обычно используемых геометрий конечных элементов имеют прямые стороны, как правило невозможно включить всю физическую область в сетку элементов, если область включает в себя изогнутые границы. Подобная ситуация показана на рисунке 1.2 (а), где криволинейная область разбита с использованием квадратных конечных элементов. Переработанная сетка для той же области показана на рисунке 1.2 (б) с использованием более мелких и многочисленных элементов того же типа. Необходимо отметить, что переработанная сетка включает в себя значительно больше физической области, а изогнутые границы более приближенно аппроксимировано, причем, если в качестве конечных элементов использовать треугольники, границы могут быть аппроксимированы еще лучше.

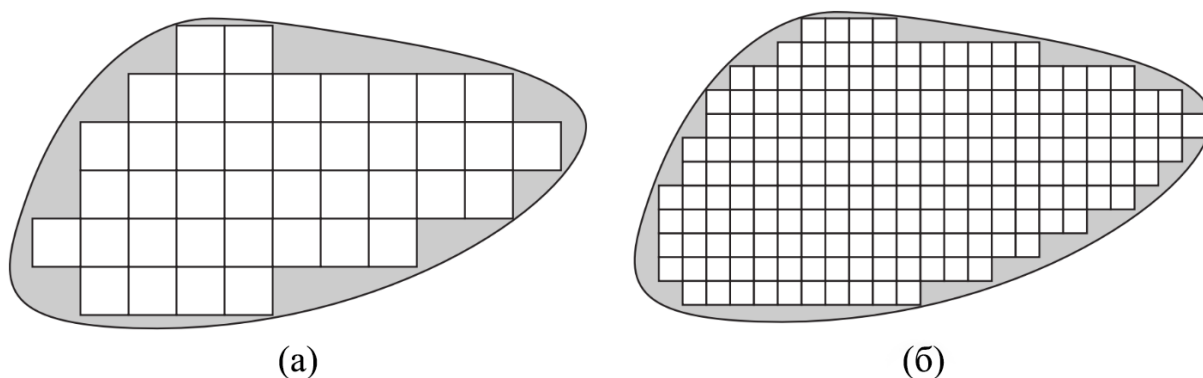


Рисунок 1.2 – Произвольная криволинейная область (а), смоделированная с использованием квадратных элементов (всего 41 элемент). Переработанная сетка (б) конечных элементов (всего 192 элемента)

Если интерполяционные функции удовлетворяют определенным математическим требованиям, конечно-элементное решение для конкретной задачи сходится к точному решению задачи. То есть с увеличением числа конечных элементов и уменьшением их физического размера, конечно-элементное решение постепенно становится точнее. Постепенные изменения уменьшаются с процессом переработки сетки и приближаются к точному решению неограниченно.

1.5 Обзор программных средств для реализации МКЭ

В настоящее время можно выделить несколько наиболее распространенных программных средств для расчета МКЭ: ANSYS, Autodesk Nastran In-CAD и SolidWorks.

ANSYS – это универсальное программное обеспечение, предназначенное для решения задач в области механики твердого тела, теплообмена, механики жидкости, электромагнетизма и акустики. Программа используется для исследования структурной целостности и конструкции элементов, а также эффективности конструкций тепловых, жидкостных, магнитных и электрических систем [22]. В частности, ANSYS позволяет решать следующие задачи:

- изучение поведения на физические воздействия (уровень напряжения, распределение температуры, влияние электромагнитных полей);
- оптимизация конструкции на ранних этапах разработки для сокращения производственных затрат;
- тестирование прототипа в различных условиях, к примеру относящихся к биомедицинской направленности.

Autodesk Nastran In-CAD – расчетная система для анализа МКЭ общего назначения, которая работает на основе решателя Autodesk Nastran известного своей точностью при анализе параметров линейного и нелинейного напряжения или распределение температуры различных

структур и механических компонентов. Autodesk Nastran In-CAD включает в себя следующие ключевые особенности:

- Inventor – САПР для проектирования механических компонентов и структур;
- проверенный временем и утвердившийся на промышленном рынке решатель Nastran;
- полный спектр одномерных, двумерных и трехмерных типов элементов: балки, стержни, пружины, линейные и параболические пластины и оболочки (четырёхугольные и треугольные), а также линейные и параболические тетраэдрические элементы;
- общий доступ к файлам при помощи функции Nastran Bulk Data File, позволяющий всей команде разработчиков совместно работать над продуктом.

SolidWorks – программное обеспечение, позволяющее проектировать, публиковать и управлять трехмерными моделями. Программа предназначена для повышения эффективности инженерных процессов при помощи инструментов проектирования, компоновки, прочностного анализа и многого другого. Инструменты для анализа позволяют выявлять и решать комплексные проблемы на ранних этапах разработки продукта, тем самым гарантируя, что конечный продукт может быть промышленно реализован. SolidWorks включает в себя такие ключевые особенности:

- возможность настройки пользователем среды проектирования и интерфейса;
- настройка оформления чертежей и моделей в соответствии с различными стандартами;
- инструменты импорта файлов из других САПР-систем;
- модули сторонних разработчиков для расширения имеющегося функционала

1.6 Общий порядок выполнения анализа МКЭ

В целом анализ МКЭ можно разбить на определенные этапы, будь то анализ параметров напряжения, теплообмена, потока жидкости и других задач. Эти этапы воплощены в вышеприведенных программных продуктах. Этапы представлены следующим образом:

1. Предварительная обработка
2. Решение задачи
3. Постобработка

На этапе предварительной обработки в общем случае происходит построение и определение свойств модели. Этап включает в себя определение таких параметров:

- Определение геометрической области задачи
- Определение свойств материала
- Определение геометрических свойств (длина, ширина и подобное)
- Определение сетки модели
- Определение граничных условий
- Определение приложения нагрузок

Этап предварительной обработки имеет важное значение. Если анализ был проведен для несоответствующей задачи, то он не будет иметь абсолютно никакой ценности даже при условии, что анализ имеет наивысшую точность.

На этапе решения задачи программное обеспечение собирает алгебраические уравнения в матричную форму и вычисляет неизвестные значения. Вычисленные значения затем используются путем обратной замены для вычисления дополнительных производных переменных, таких как сила нормальной реакции, напряжение элементов и тепловой поток.

Поскольку модель конечных элементов нередко представляется десятками тысяч уравнений, специальные методы решения могут

использоваться для уменьшения требований к хранению данных и времени вычисления.

На этапе постобработки происходит анализ и оценка результатов решения задачи. Программное обеспечение содержит в себе сложные инструменты для сортировки и печати выбранных результатов из решения, полученного методом конечных элементов. Примеры операций, которые могут быть выполнены, включают:

- Визуализация упорядоченной шкалы напряжения элементов
- Расчет запаса прочности
- Построение деформированного участка модели
- Анимация динамической модели поведения

В то время как данные решения задачи могут быть обработаны многими способами на этапе постобработки, наиболее важным является использование рационального инженерного мышления для определения приемлемости результатов решения.

1.7 Обзор конструкций и материалов беговых протезов

Беговой протез состоит из трех основных частей:

- изготовленная на заказ гильза, которая соединяет протез и тело атлета;
- коленный сустав;
- беговое лезвие.

Принцип работы лезвия заключается в накапливании энергии таким способом, как это делает пружина, что позволяет атлетам бегать и прыгать [14].

Во время бега вертикальное положение центра массы атлета достигает своего низшего положения в средней позиции и высшего положения в середине «фазы полета» - когда тело находится в воздухе. Это основополагающее повторяющееся движение происходит из-за подобного пружине поведения ног и хорошо описывается системой «масса-пружина».

Во время первой половины контакта с землей упругая потенциальная энергия сохранена в сжатой пружине. Впоследствии, сохраненная механическая энергия высвобождается во время второй половины контакта с землей, когда пружина разжимается, тем самым ускоряя центр массы вперед и вверх в фазу полета. Величина сохраненной и высвобожденной механической энергии обратно пропорциональна жесткости ноги, и предполагается, что она влияет на беговые показатели путем изменения образования механической работы и скорости сокращения.

В сущности говоря, система «масса-пружина» характеризует биомеханические беговые показатели атлетов с и без ампутации нижних конечностей. Однако, скорость бега в конечном итоге определяется длиной и частотой шага. Длина шага может быть определена горизонтальным расстоянием, пройденным центром массы во время контакта с землей, и величиной средней вертикальной силы нормальной реакции. Частота шага может быть определена как обратная величина суммы времени контакта с землей и последующей фазы полета. Таким образом, система масса-пружина описывает биомеханические беговые показатели, в то время как скорость бега определяется показателями кинетики и кинематики. На рисунке 1.3 проиллюстрирована система «масса-пружина» с одной и с двумя последовательными пружинами [7].

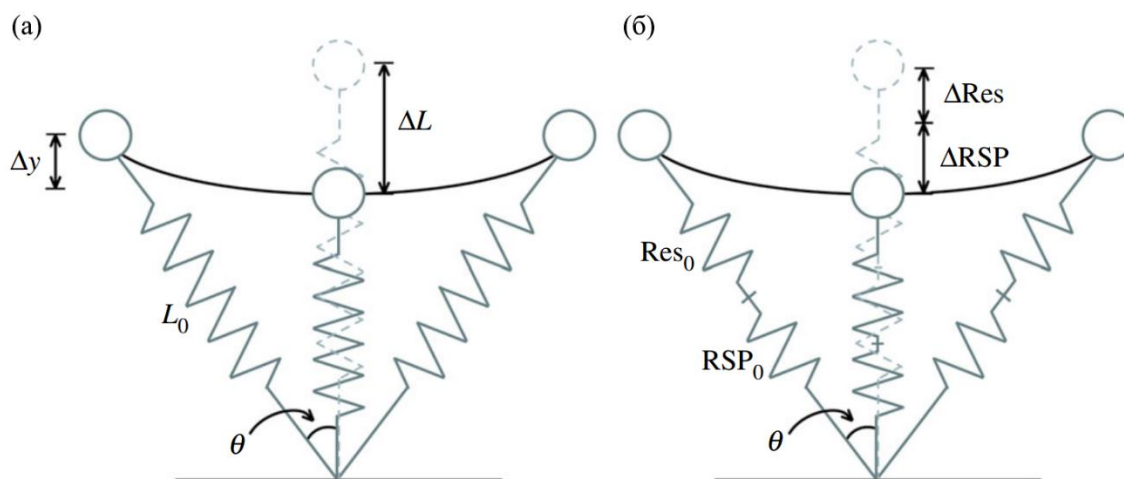


Рисунок 1.3 – Иллюстрация системы масса-пружина с одной (а) и с двумя (б) последовательными пружинами. Масса тела представлена в виде окружности, а угол, под которым нога касается земли, обозначен θ . В случае здоровых атлетов (а) нога представлена в виде не имеющей массы линейной пружины, а в случае атлетов с ампутацией конечностей ниже колен (б) нога представлена в виде двух последовательных не имеющих массы линейных пружин. Изначальная длина ноги (L_0) и вертикальная высота (Δy) уменьшаются (ΔL) во время опорной фазы. Длина культы (Res_0) и высота протеза (RSP_0) уменьшаются (ΔRes и ΔRSP) во время опорной фазы

В соответствии с проведенными исследованиями эффективность протезов нижних конечностей значительно увеличилась в 1980-ых годах, когда новые композитные материалы наводнили рынок. Композитные материалы на основе карбона, обширно используемые в авиационно-космической индустрии, привнесли легкость, надежность и прочность в конструкции протезов [15].

Спустя четыре года после того, как беговой протез Ван Филиппа был использован на Паралимпиаде, начали появляться протезы с отсутствующей задней частью стопы. Более того, первым специализированным беговым протезом принято считать Flex-Sprint I, в котором отказались от задней части стопы и усилили жесткость конструкции путем наложения слоев углеволокна, в тоже время сохраняя форму конструкции в виде буквы J. На данный момент можно увидеть несколько различных конструкций беговых

протезов, имеющих похожую друг на друга форму, которая мало как изменилась с 1992 года. На рисунке 1.4 изображены типичные конструкции беговых протезов различных компаний.

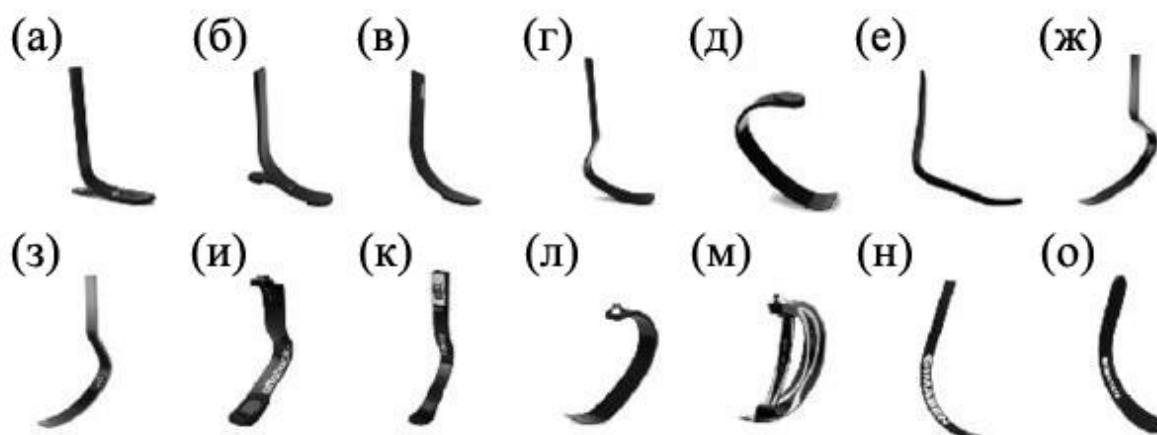


Рисунок 1.4 – Типичные примеры беговых протезов. (а) Flex-Foot (Össur), (б) Flex-Sprint II (Össur), (в) Flex-Sprint I (Össur), (г) Flex-Sprint III (Össur), (д) Flex-Run (Össur), (е) Symes-Sprint (Össur), (ж) Cheetah Xtreme (Össur), (з) Cheetah Xtend (Össur), (и) 1E90 (OttoBock), (к) 1C2 (OttoBock), (л) Nitro (Freedom Innovation), (м) Catapult™ (Freedom Innovation), (н) SP1100 (IMASEN Engineering Corporation), (о) Rabbit (IMASEN Engineering Corporation)

За последние 15 лет технические достижения в протезировании послужили главным фактором в увеличении производительности атлетов с ампутацией нижних конечностей [8]. Использование таких материалов, как углеволокно, титан и графит, придало протезам большие параметры прочности и возможности сохранения энергии, в то же время уменьшая вес компонентов протеза. На сегодняшний день протезы, изготовленные из углеволокна, являются наиболее распространенными в серьезных спортивных мероприятиях. Подобные протезы позволяют атлетам с ампутацией ног ниже колен активно участвовать в спортивных мероприятиях, включая соревновательные виды спорта.

Волокна углепластика плотно сплетают вместе для формирования непрерывного слоя, затем эти слои накладывают друг на друга для формирования лезвия. Для создания одного бегового лезвия необходимо более 80 слоев углепластика (количество зависит от веса атлета). Лезвия

формируются под давлением, а нагрев применяется для объединения слоев вместе. В роли связующего полимера обычно используют эпоксидную смолу, но другие полимеры тоже используются в зависимости от применения. Различные армирующие волокна также могут быть включены в производство [27].

В настоящее время ведутся исследования по улучшению показателей атлетов за счет увеличения жесткости конструкции и уменьшения веса лезвия [12, 21]. Достичь этих целей можно путем изучения различных композитных материалов, применимых в производстве беговых протезов.

Вывод по данной главе: в этой главе были рассмотрены исторические вопросы, затрагивающие становление беговых протезов как неотъемлемой части нынешних спортивных мероприятий для людей с ограниченными способностями. Были представлены методы для исследования беговых протезов и программные средства, на которых реализуются методы. Были рассмотрены теоретические принципы работы беговых протезов.

2 ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1 Процесс анализа

Анализ механического напряжения и деформации двух различных конструкций беговых лезвий был произведен в САПР Autodesk Inventor. Чертежи моделей беговых протезов Cheetah Xtreme и Flex-Run были получены на сайте Ossur.com и использовались для создания 3D моделей. Лезвия были спроектированы с определенной высотой и шириной в 6,4 см. Каждое лезвие испытывалось, предполагая, что его использует человек весом 80 кг. Было поставлено два условия, где в первом случае предполагалось, что человек находится в стоячем положении, а во втором случае, что в результате бега на человека воздействует сила. Сила рассчитывается, предполагая, что она в три раза превышает вес бегуна и воздействует под углом 65 градусов от земли. Полигональная сетка моделей была уменьшена с целью получения более точных расчетов. Тест, где человек находится в стоячем положении, проводится путем задания граничных условий в районе соединения протеза с гильзой. Сила нормальной реакции была приложена к нижней части протеза, контактирующей с землей, в вертикальном направлении на кончик лезвия, который атлет использует для соприкосновения с землей. Тест, где в результате бега на человека воздействует сила, проводился так же, как и предыдущий, за исключением того, что силы потребовалось скорректировать, чтобы приравнять их к определенной величине и направлению. Так, сила воздействовала с весом в 240 кг и под углом 65 градусов относительно горизонтальной оси. Тесты были произведены для шести разных значений: максимальное касательное напряжение, максимальное касательное растяжение, эквивалентное напряжение, эквивалентное растяжение, смещение и энергия. Затем было проведено исследование по нахождению наиболее прочного материала из углеродного

волокна. Всё тем же двум моделям лезвий были приданы свойства материала и проведены все шесть тестов для обоих случаев в стоячем и подвижном положении.

2.2 Выбор конструкции лезвия

Для исследования выбраны две конструкции: Cheetah Xtreme и Flex-Run – беговые протезы компании Ossur.

Причина выбора таких протезов обосновывается тем, что они используются для различных задач и имеют различную форму. Так, протез Cheetah Xtreme применяется атлетами для преодоления коротких дистанций. Благодаря своей конструкции беговое лезвие изгибается в большей степени, что позволяет производить более мощные выпады для лучшего преодоления дистанций. Flex-Run в свою очередь более предпочтителен для занятий рекреационным спортом и преодоления длинных дистанций (кросс, триатлон) [20].

Модели лезвий были воссозданы, следуя чертежам, взятым с сайта Ossur. На рисунках 2.1 и 2.2 показаны конструкции каждого типа лезвия в профиль. Так как на изображениях не указана ширина, было решено использовать ширину в 6,4 см во всех двух случаях, основываясь на представленных на рынке конструкциях лезвий. Толщина лезвия варьируется по всей конструкции, имея максимум величиной в 0,64 см. Чтобы обеспечить сопоставимость результатов каждого лезвия, был взят во внимание однородный и изотропный материал.

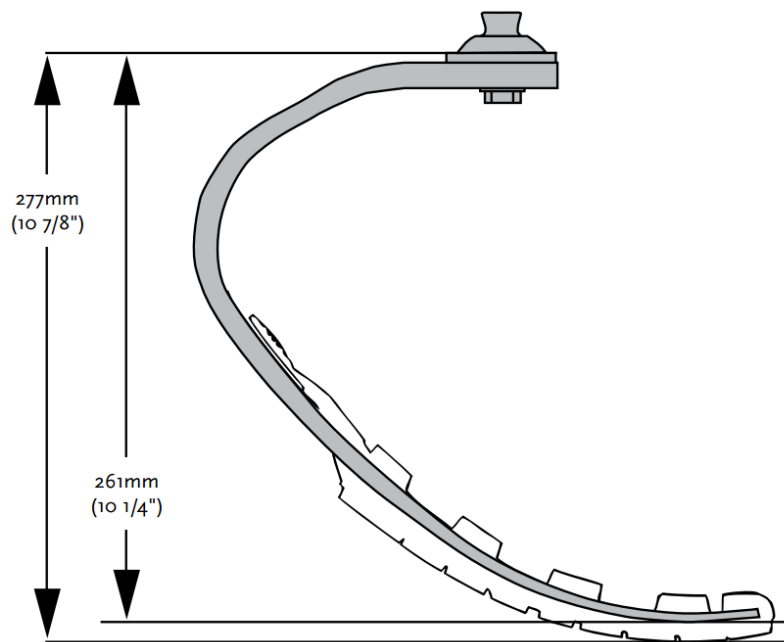


Рисунок 2.1 – Конструкция Flex-Run в профиль

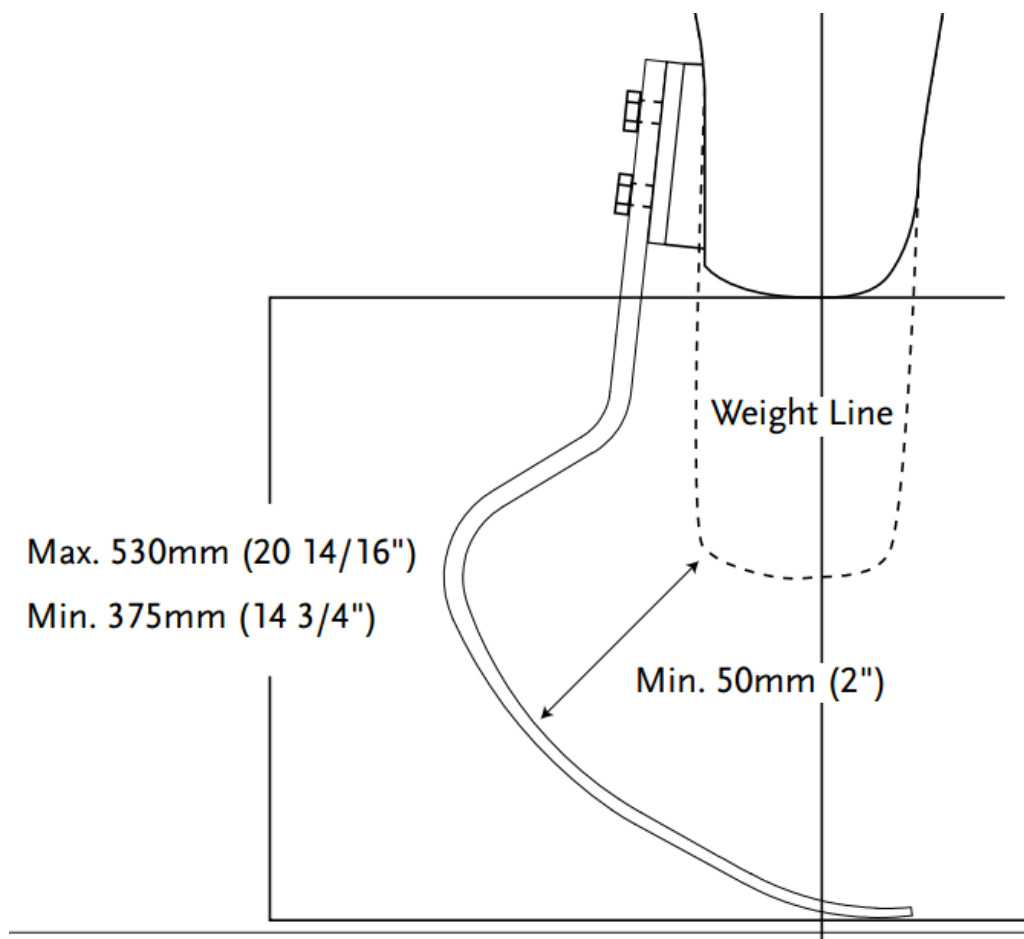


Рисунок 2.2 – Конструкция Cheetah Xtream в профиль

2.3 Выбор материала

Необходимо, чтобы материал мог выдержать постоянное напряжение и деформацию. В то же время материал должен оставаться достаточно легким, чтобы он не сковывал движения атлета [21, 27, 28]. Проведя исследование часто используемых материалов для протезов и их свойств, было решено, что углеволокно подходит под требования лезвий. В качестве связующей среды было решено взять три вида смол: эпоксидная смола, смола винилового эфира и смола полиэфирэфиркетона.

В таблице 2.1 представлены значения для первого композитного материала, состоящего из углеволокна и эпоксидной смолы [17]. Материал был выбран по причине его распространенности на рынке беговых протезов.

Таблица 2.1 – Эпоксидная смола [16]

Параметр	Величина	Единицы измерения
Плотность	1600	кг/м ³
Коэффициент теплового расширения	1,2E-05	С ⁻¹
Модуль Юнга	70000	МПа
Коэффициент Пуассона	0,1	-
Модуль сдвига	31818	МПа
Предел упругости на растяжение	600	МПа
Предел упругости на сжатие	570	МПа
Предел прочности на растяжение	600	МПа
Предел прочности на сжатие	570	МПа

В таблице 2.2 представлены значения для второго композитного материала, состоящего из смолы винилового эфира и углеволокна [24]. Материал был выбран из-за высоких значений модуля Юнга и высокого предела прочности на сжатие.

Таблица 2.2 – Смола винилового эфира [9]

Параметр	Величина	Единицы измерения
Плотность	1500	кг/м ³
Коэффициент теплового расширения	2,1E-06	С ⁻¹
Модуль Юнга	80000	МПа
Коэффициент Пуассона	0,1	-
Модуль сдвига	31818	МПа
Предел упругости на растяжение	1200	МПа
Предел упругости на сжатие	1100	МПа
Предел прочности на растяжение	1200	МПа
Предел прочности на сжатие	1100	МПа

В таблице 2.3 представлены значения для третьего композитного материала, состоящего из смолы полиэфирэфиркетона и углеволокна [11]. Материал был выбран из-за необходимости исследовать то, насколько характеристики протезов будут отличаться, если использовать материал с меньшими значениями модуля Юнга и предела прочности на сжатие.

Таблица 2.3 – Смола полиэфирэфиркетона [23]

Параметр	Величина	Единицы измерения
Плотность	1400	кг/м ³
Коэффициент теплового расширения	1,5E-05	С ⁻¹
Модуль Юнга	22300	МПа
Коэффициент Пуассона	0,1	-
Модуль сдвига	1425	МПа
Предел упругости на растяжение	215	МПа
Предел упругости на сжатие	200	МПа
Предел прочности на растяжение	215	МПа
Предел прочности на сжатие	200	МПа

2.4 Приложение нагрузки и граничные условия

На каждое лезвие были приложены нагрузки в стоячем и подвижном положении. Нагрузка в стоячем положении составила 80 кг и была приложена на нижнюю часть лезвия для имитации силы нормальной реакции, где вес нагрузки – это средний вес атлета мужчины. Нагрузка в подвижном положении составила в три раза больше, чем в стоячем, и воздействует под углом 65 градусов. Чтобы симитировать нагрузку в подвижном положении в неподвижной среде, нагрузка была приложена на нижнюю часть лезвия, где вектор в направлении X имеет нагрузку -97,5 кг, а вектор в направлении Y 217,5 кг. Когда нагрузка была приложена, необходимо было также задать граничные условия в области монтажного отверстия для имитации соединения с телом атлета. На рисунках 2.3-2.4 показано сравнение случаев приложения нагрузки в стоячем и подвижном положении.

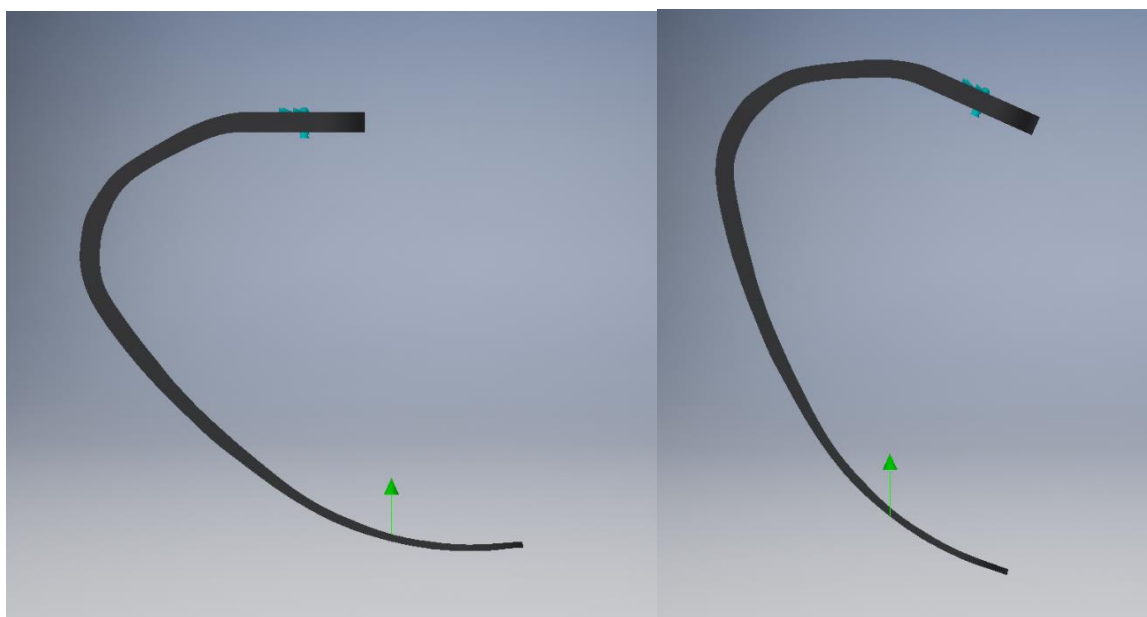


Рисунок 2.3 – Лезвие Flex-Run: сравнение приложения нагрузки в стоячем положении (слева) и в подвижном положении (справа)

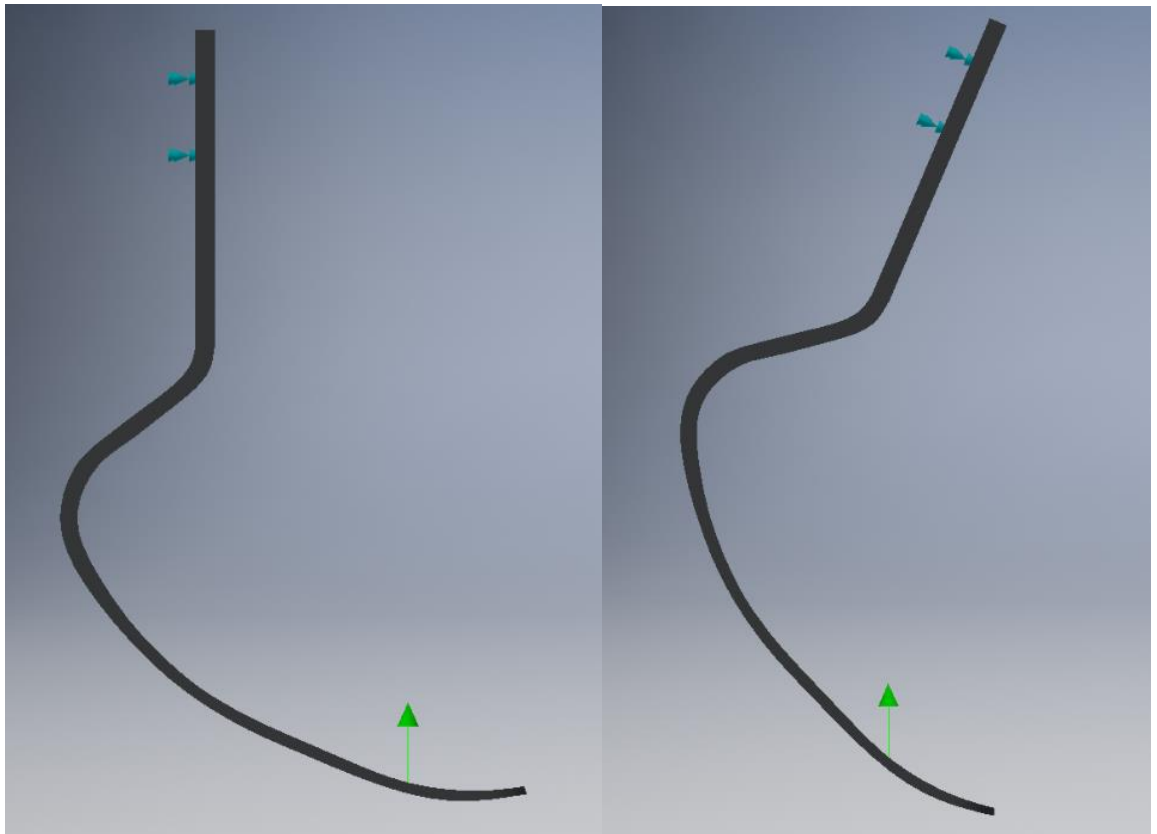


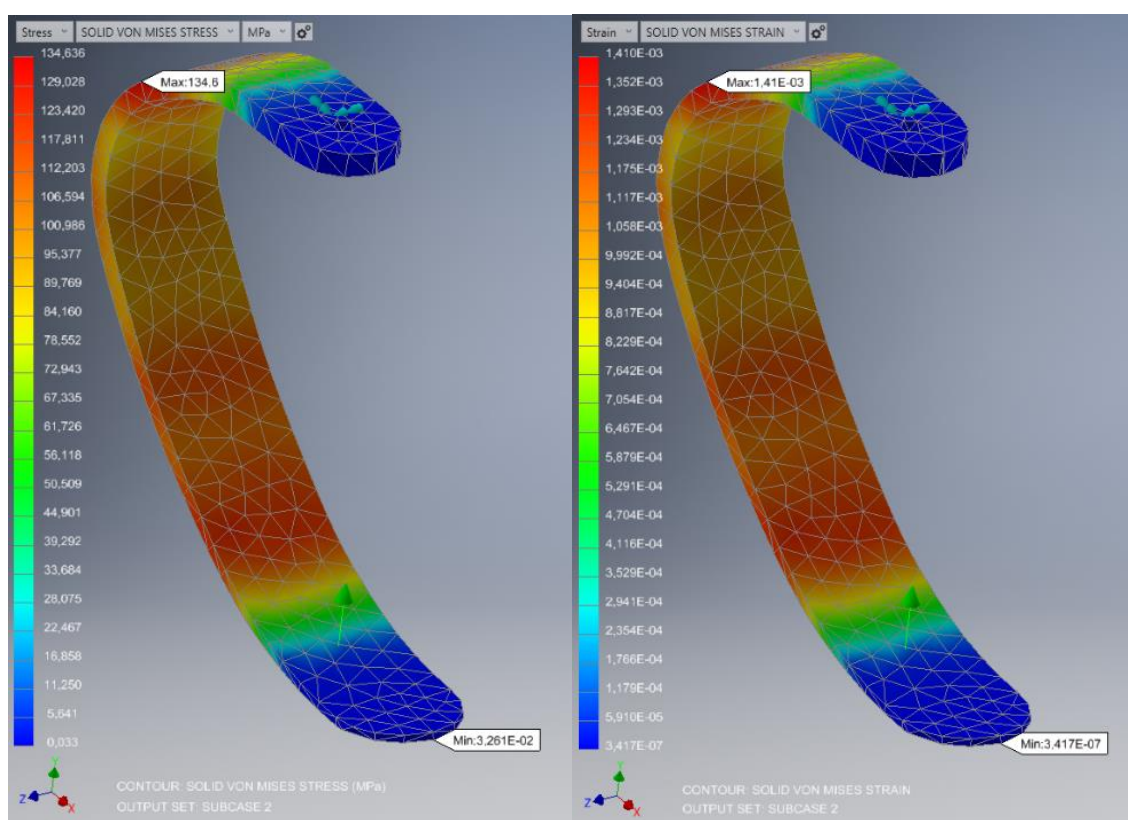
Рисунок 2.4 – Лезвие Cheetah Xtream: сравнение приложения нагрузки в стоячем положении (слева) и в подвижном положении (справа)

2.5 Результаты и рассуждения

Для каждой конструкции лезвия было проведено 6 тестов для получения полного понимания поведения материалов. Чтобы увидеть, как каждое лезвие реагирует на приложенную на него нагрузку, были получены значения эквивалентного напряжения и растяжения. Чтобы увидеть, в каких областях каждого лезвия возникает усталость материала, были рассчитаны максимальные касательные напряжение и растяжение. Затем была просчитана энергия для понимания того, как лезвия сохраняют энергию. В заключении деформация каждого лезвия показала, что конструкции лезвий способны компенсировать нагрузки. Каждое из этих значений было вычислено инструментом Nastran In-CAD. Как показано на изображениях 4-6, на каждое лезвие была приложена нагрузка со стороны земли и были заданы граничные условия в области монтажного отверстия. Это

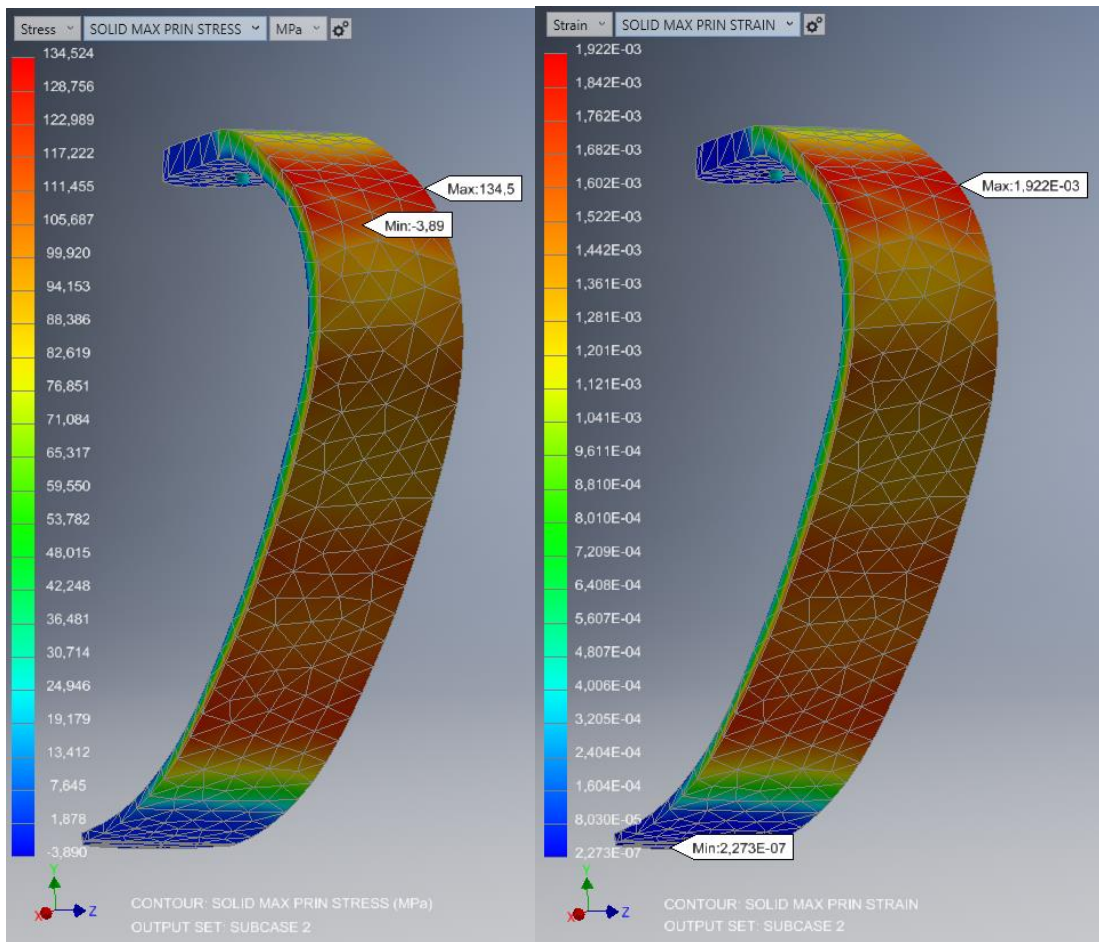
гарантирует, что лезвие не будет двигаться при приложении нагрузки, и что будет имитироваться ношение атлетом. Для физических результатов Nastran вычисляет все значения предварительно запрограммированными уравнениями, тем самым гарантируя единый тест для двух конструкций лезвия.

Рисунки 2.5-2.8 показывают результаты анализа в программе Autodesk Inventor для двух разных конструкций лезвия и двух разных условий нагрузки. Эти данные получены с использованием первого композитного материала, состоящего из углеволокна и эпоксидной смолы.

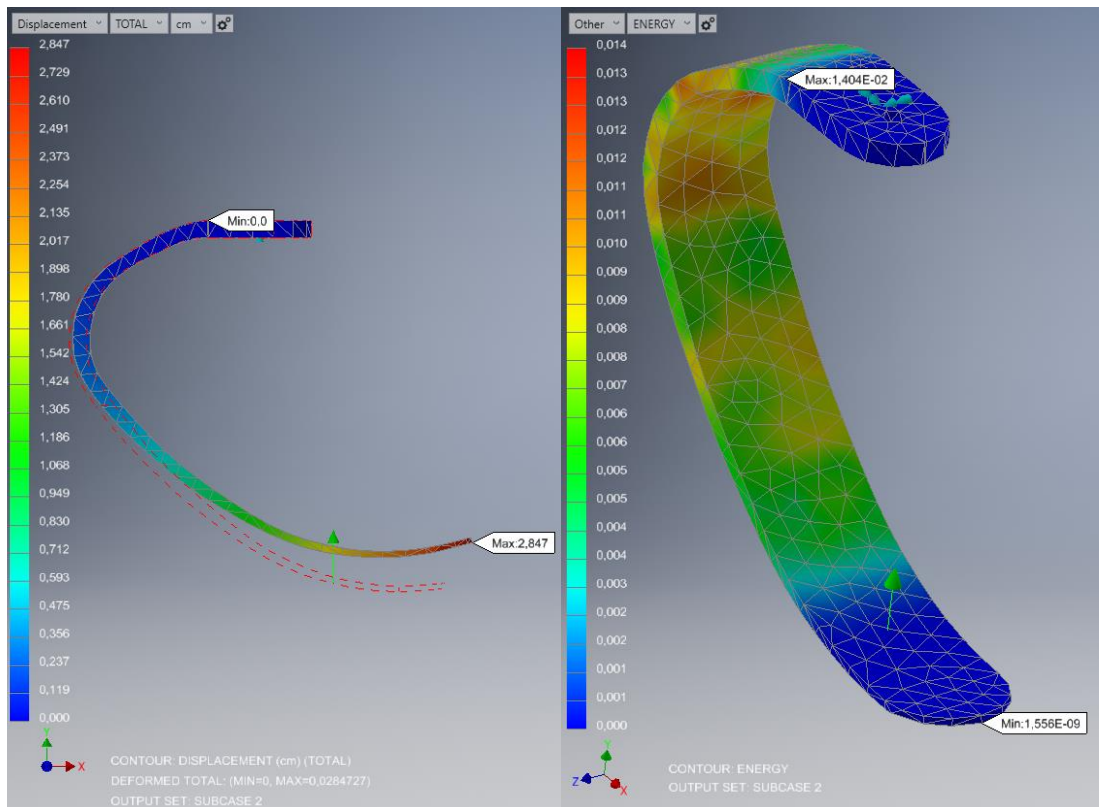


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.5 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение

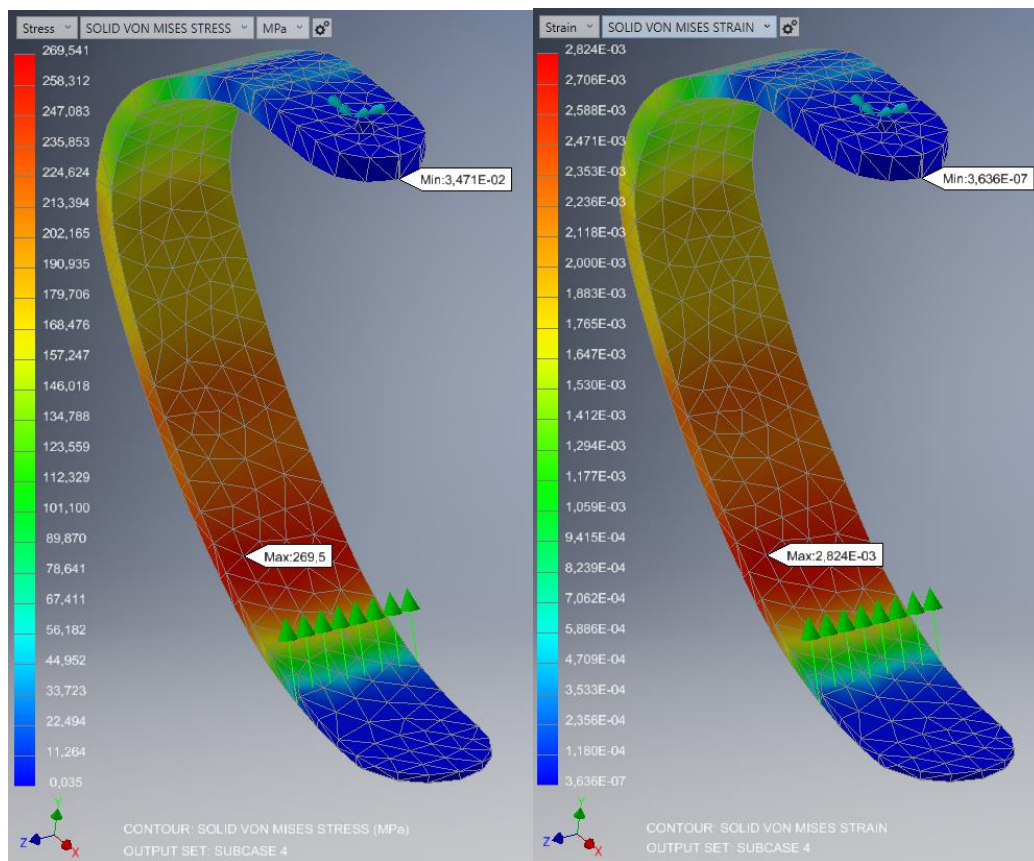


(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

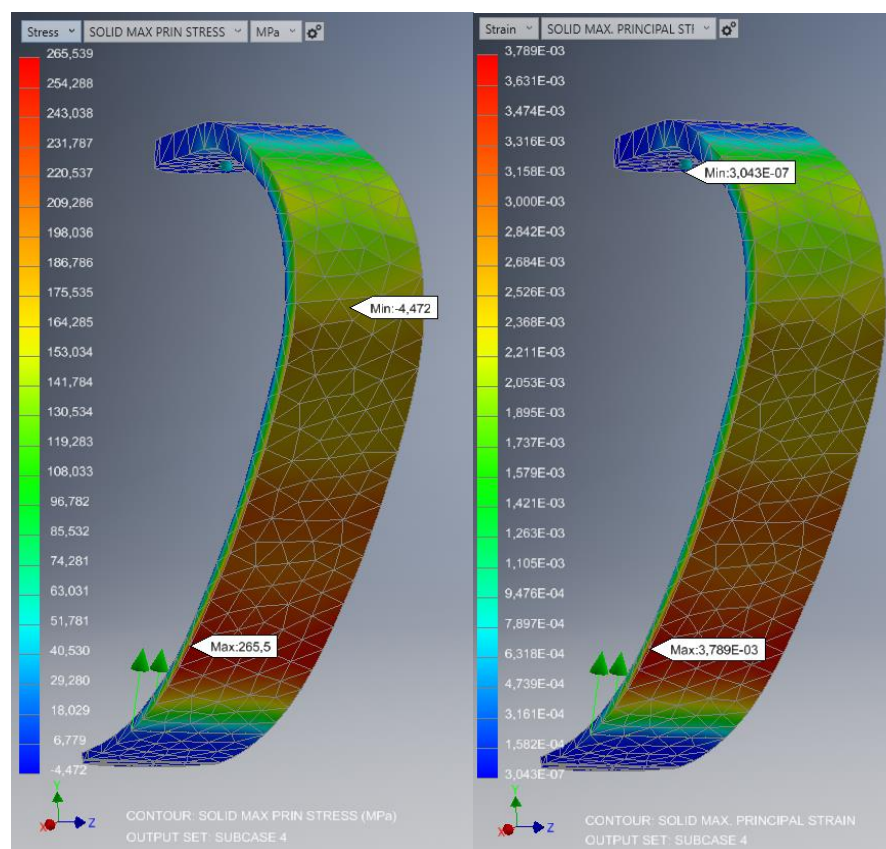


(д) – смещение, (е) – энергия

Рисунок 2.5 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение (окончание)

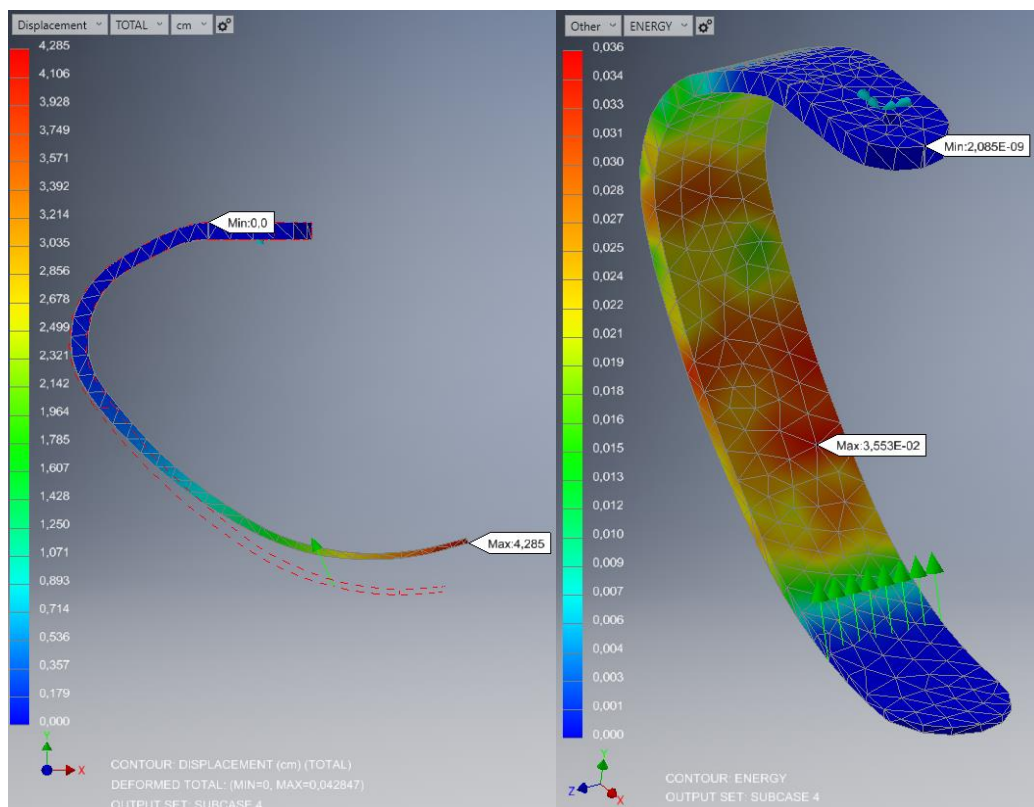


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



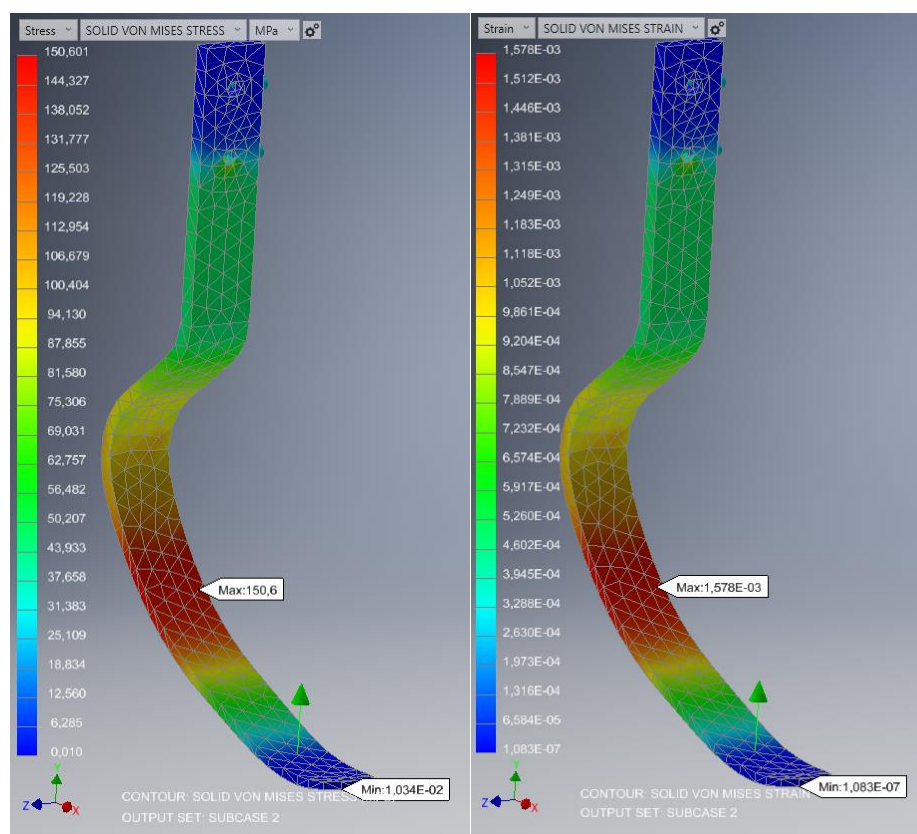
(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

Рисунок 2.6 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение



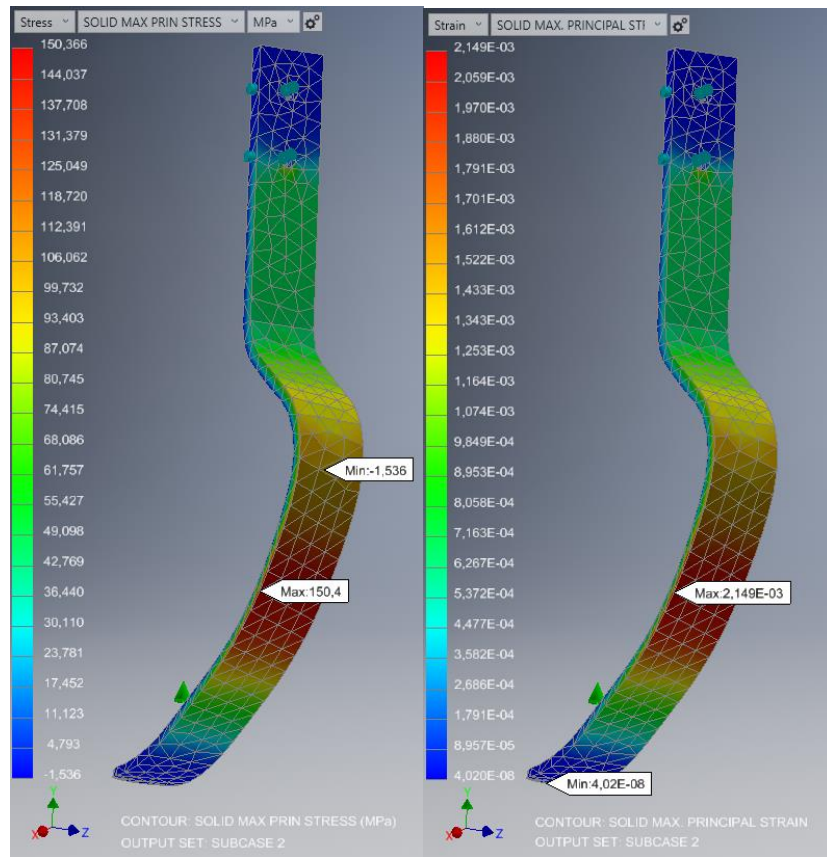
(д) – смещение, (е) – энергия

Рисунок 2.6 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение (окончание)

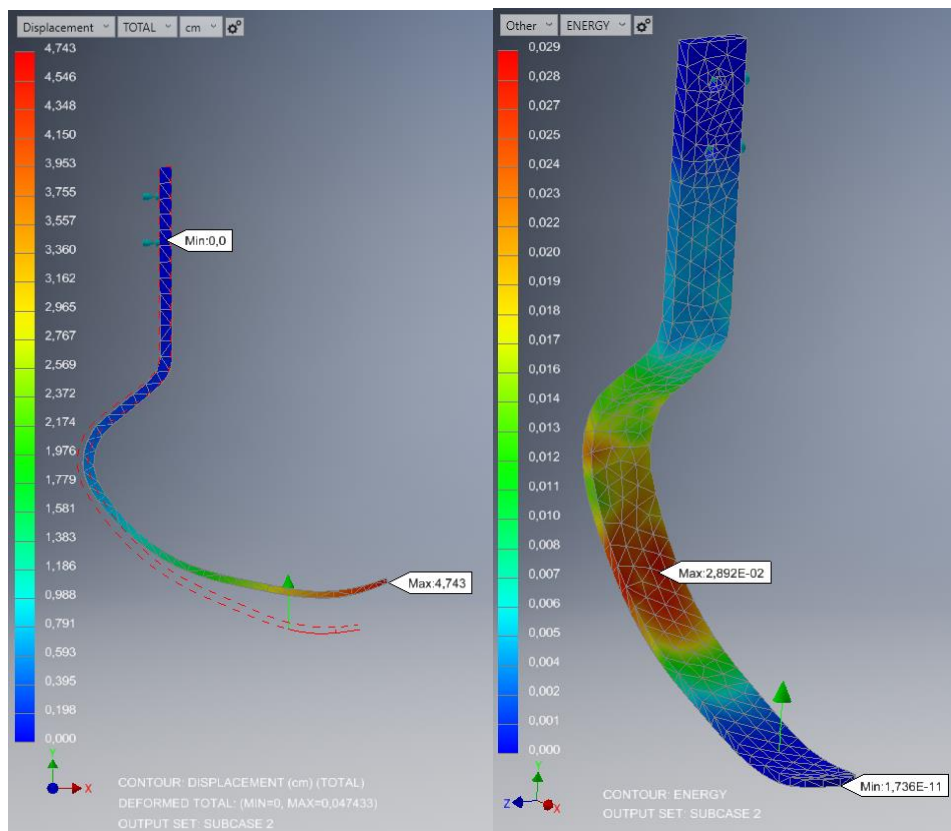


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.7 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Стоячее положение

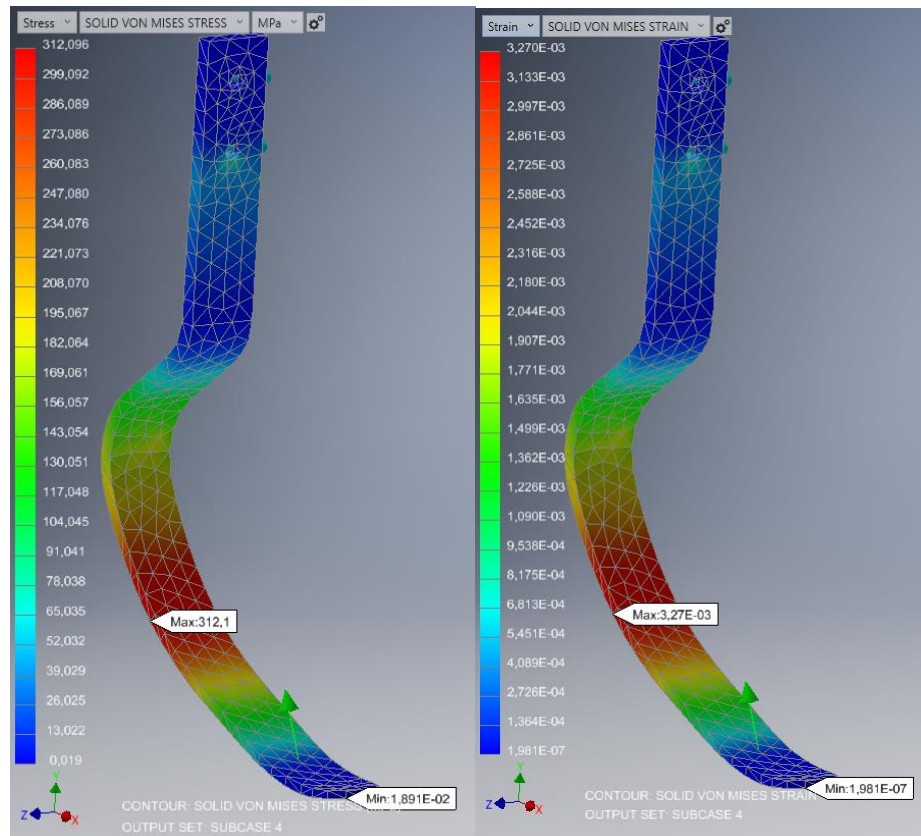


(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

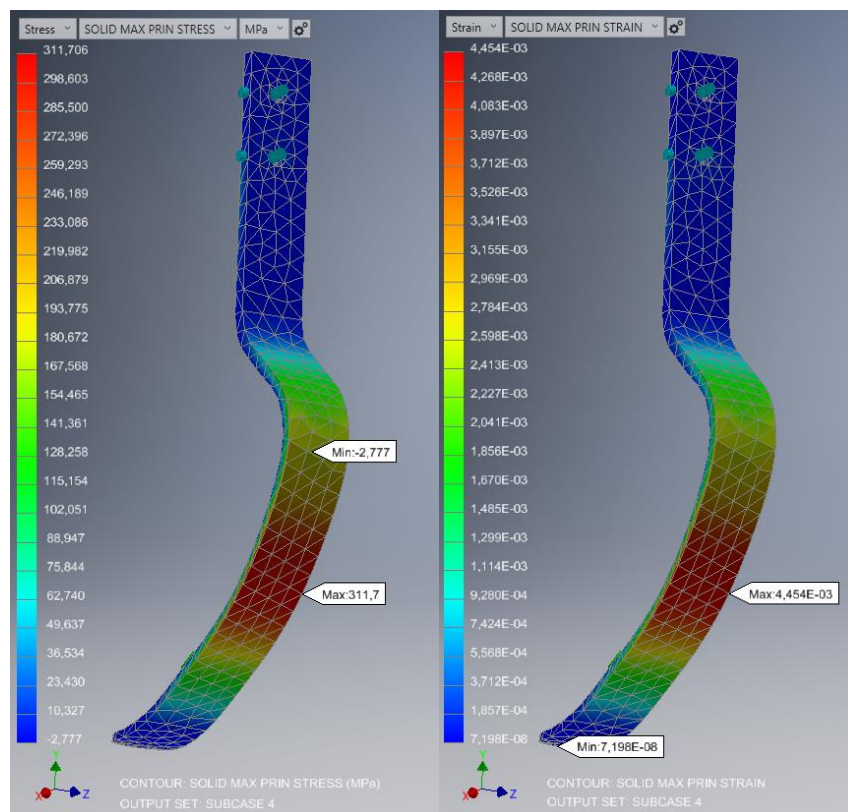


(д) – смещение, (е) – энергия

Рисунок 2.7 – Результаты для лезвия Cheetah Xstream. Стоячее положение (окончание)

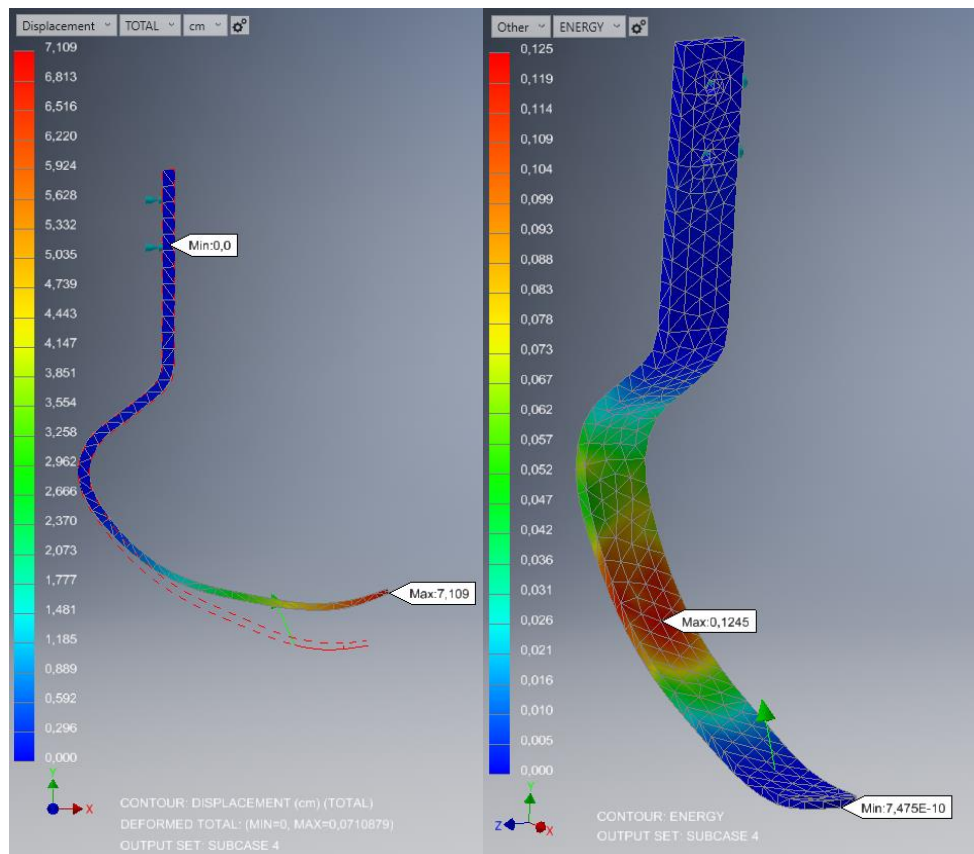


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



(в) – макс. касательное напряжение, г – макс. касательное растяжение

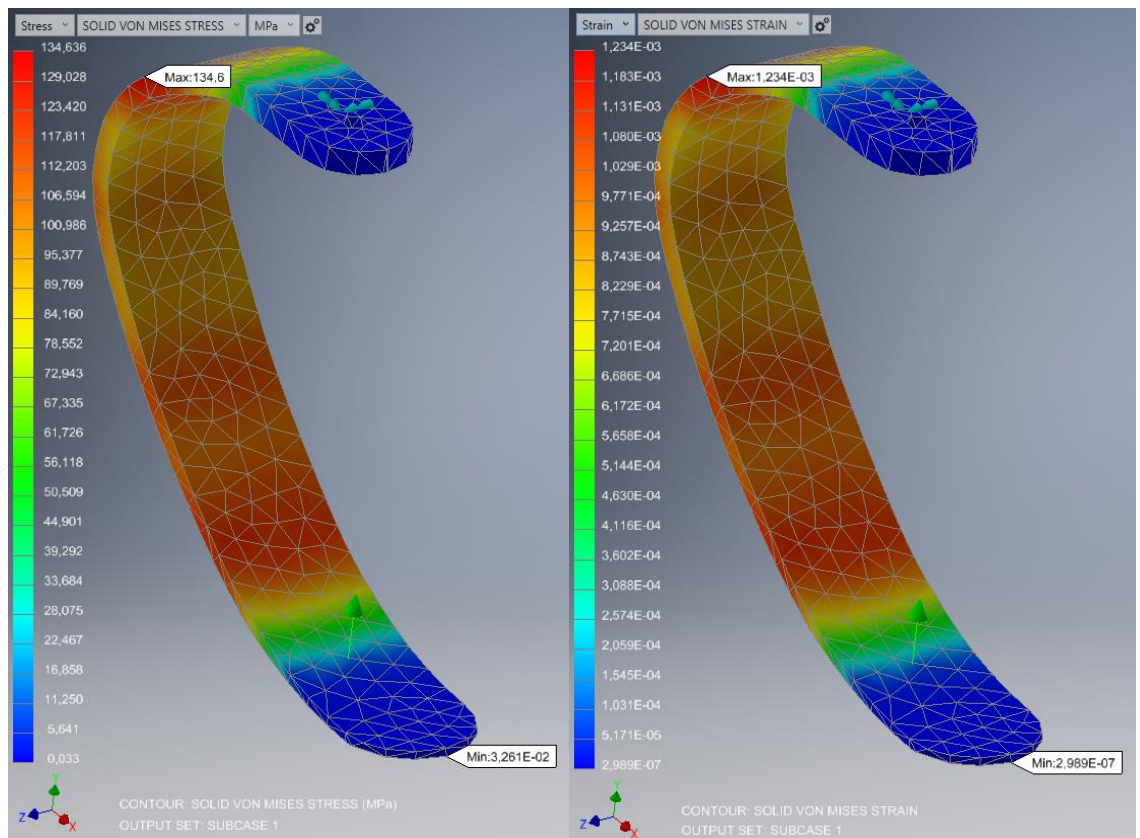
Рисунок 2.8 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение



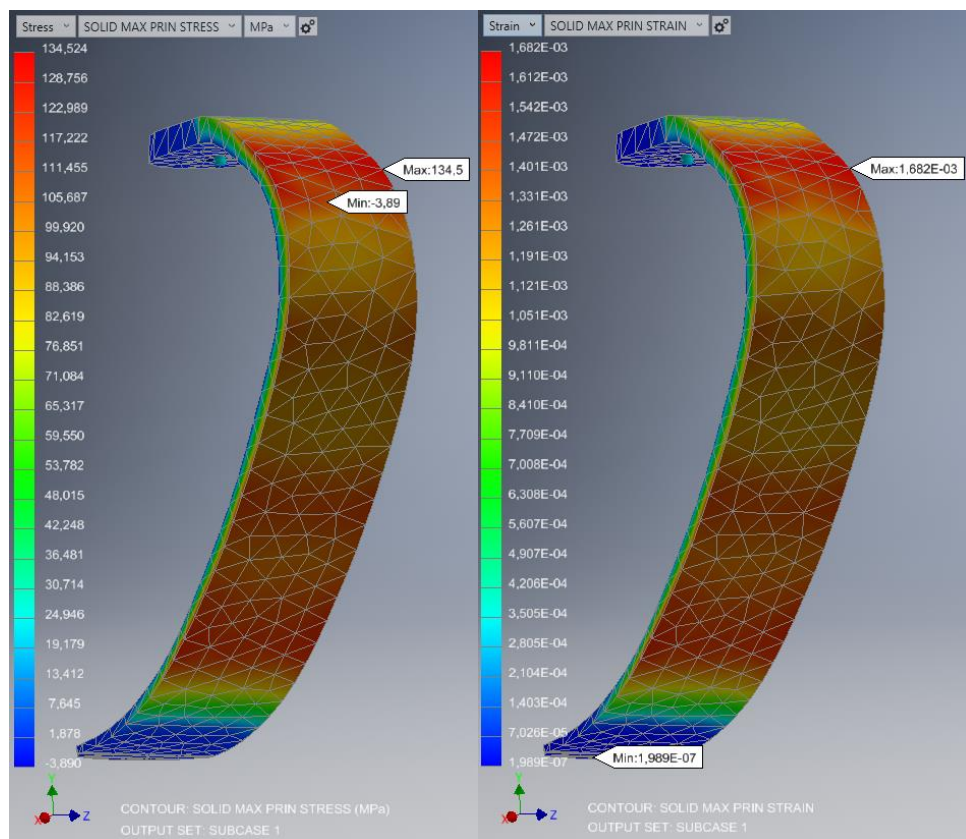
(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.8 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение (окончание)

Изображения 2.9-2.12 показывают анализ в программе Autodesk Inventor для двух разных конструкций лезвия и двух разных условий нагрузки с использованием второго композитного материала, состоящего из углеволокна и смолы винилового эфира.

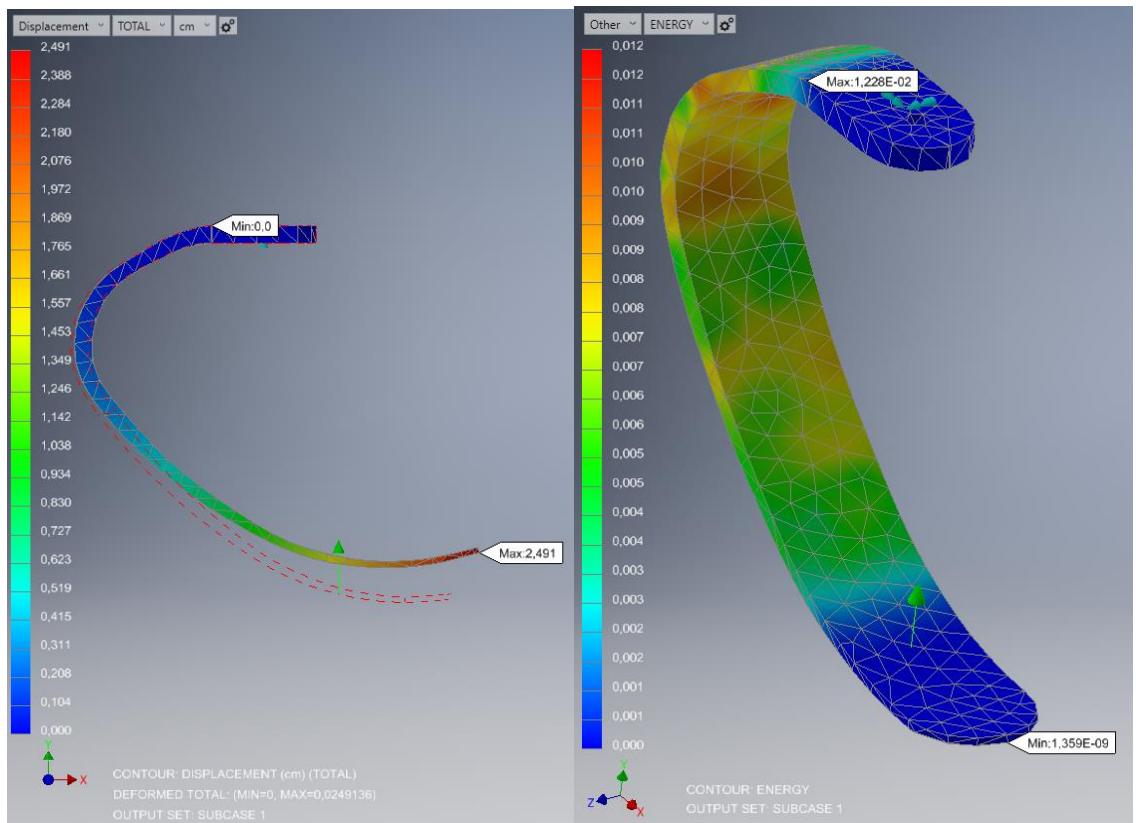


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



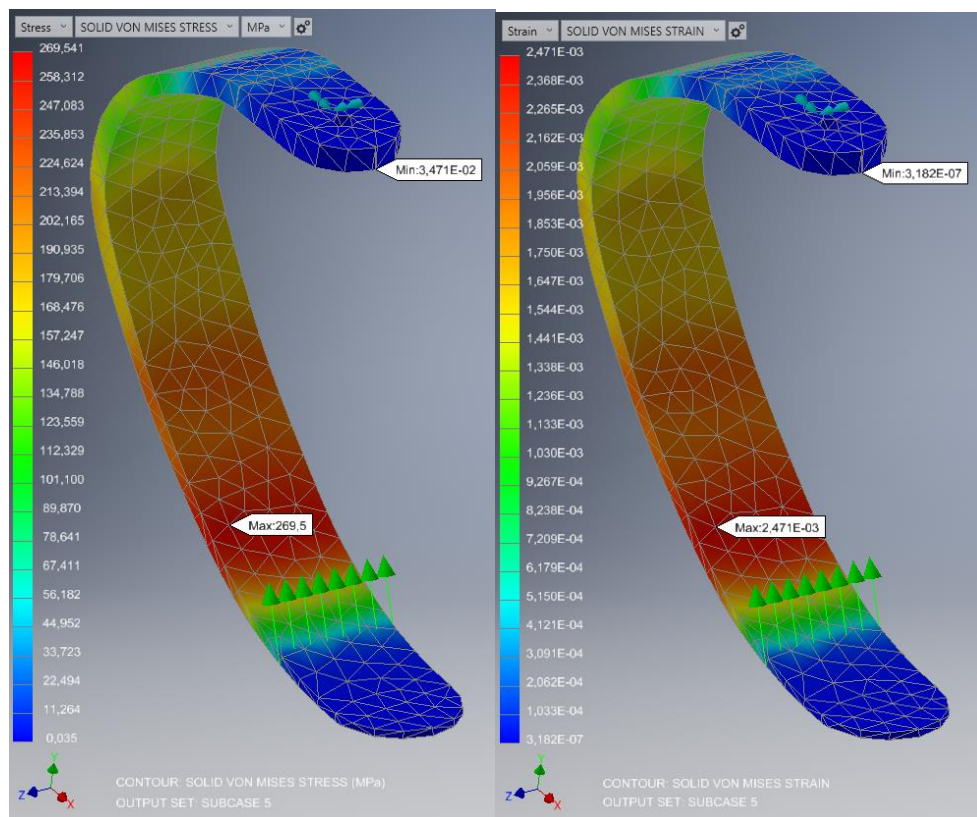
(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

Рисунок 2.9 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение



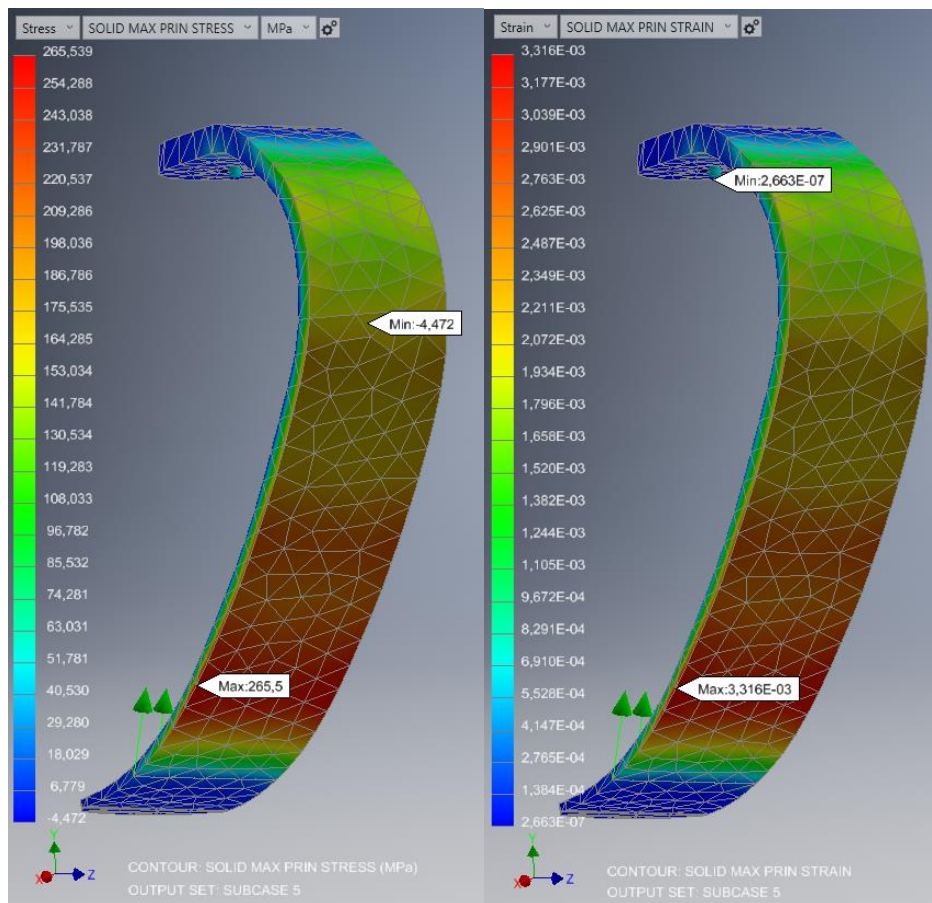
(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.9 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение (окончание)

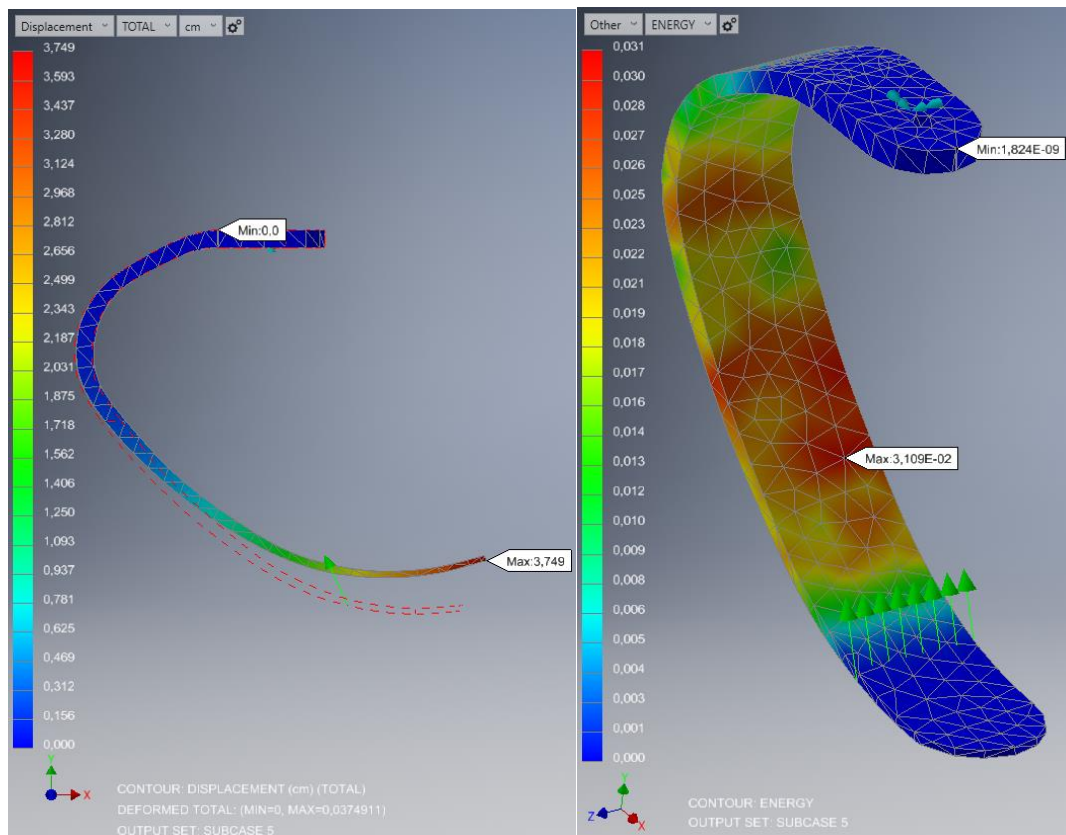


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.10 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение

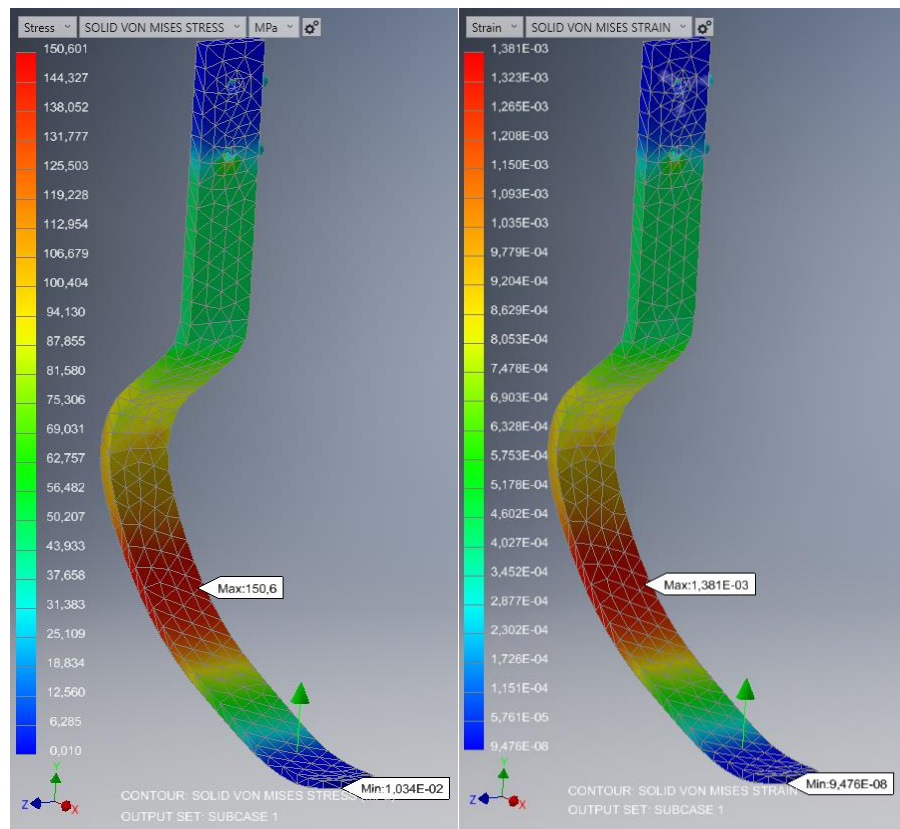


(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

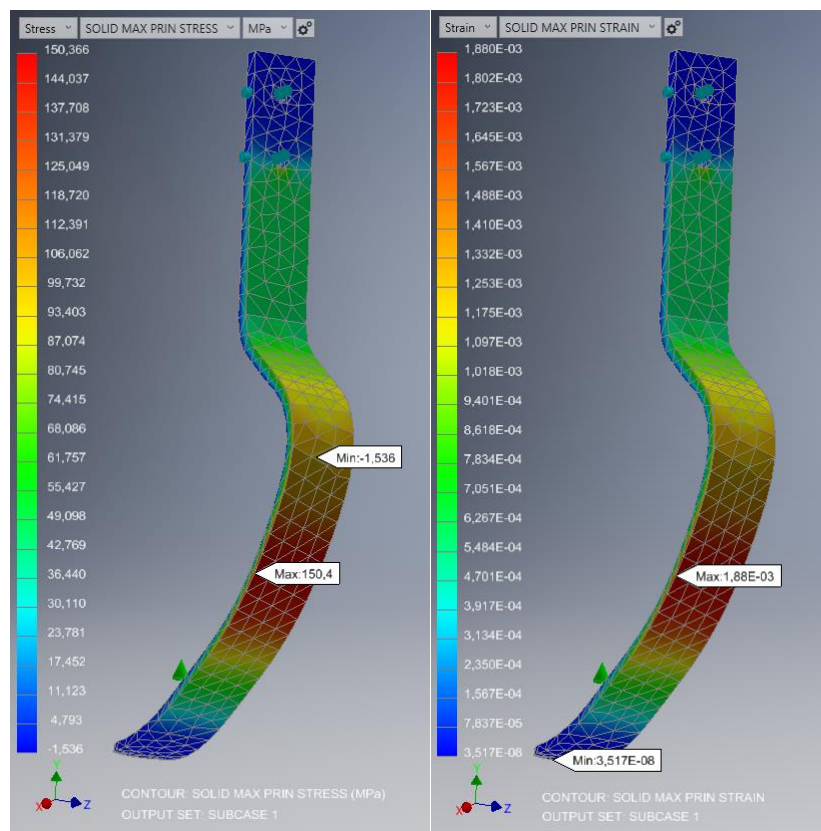


(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.10 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение (окончание)

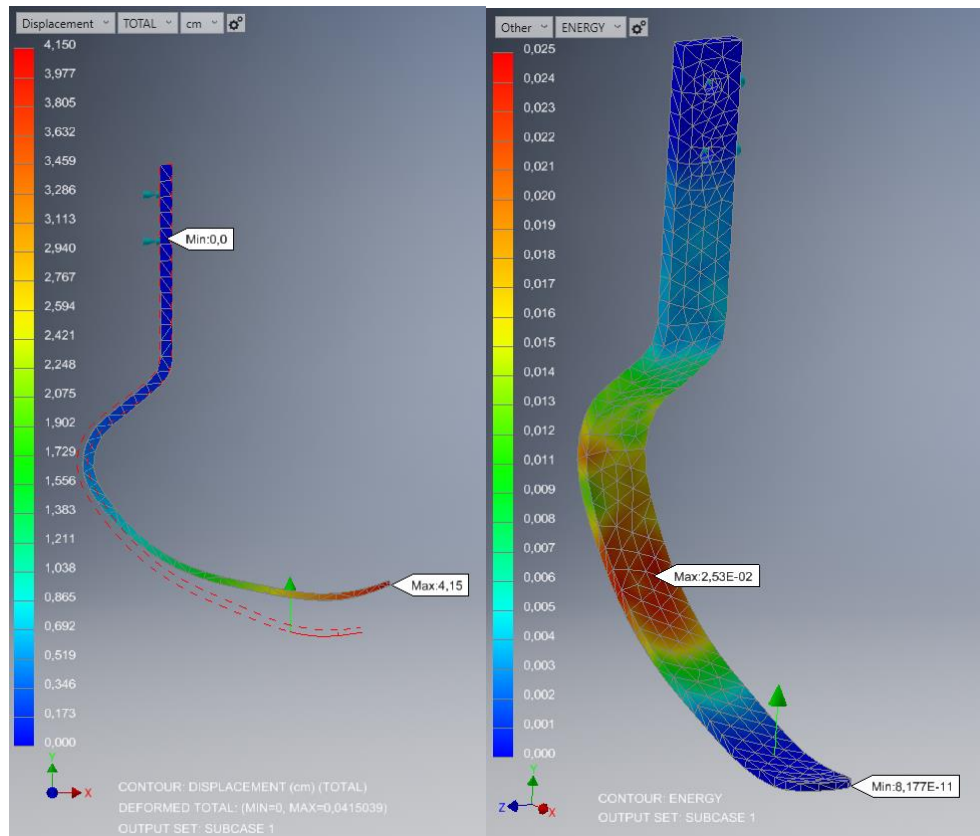


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



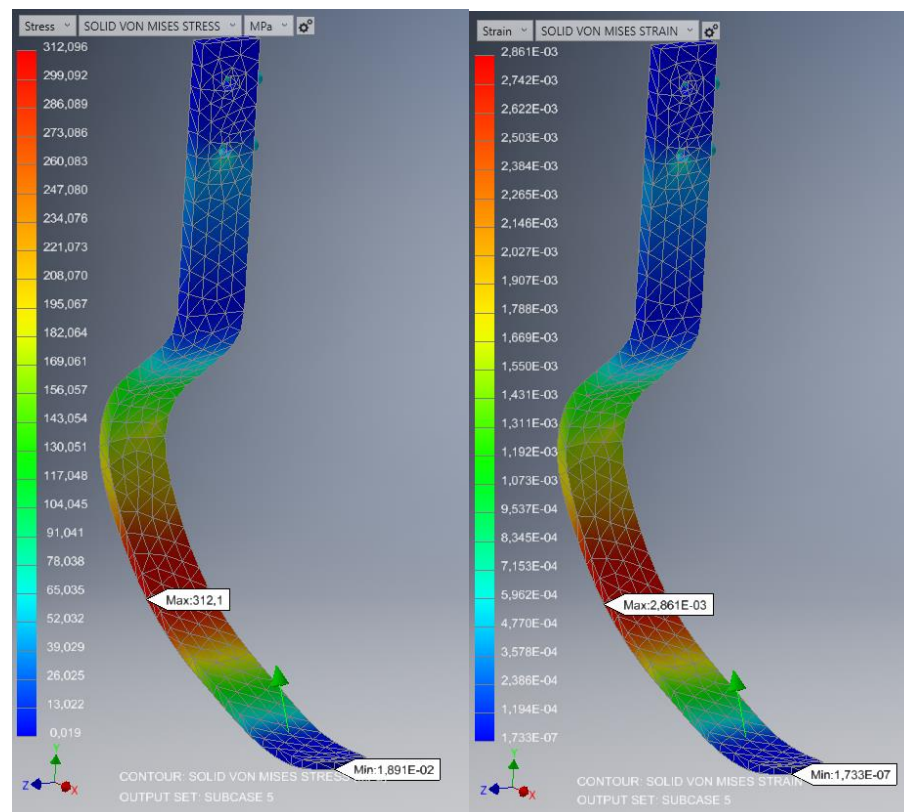
(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

Рисунок 2.11 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Стоячее положение



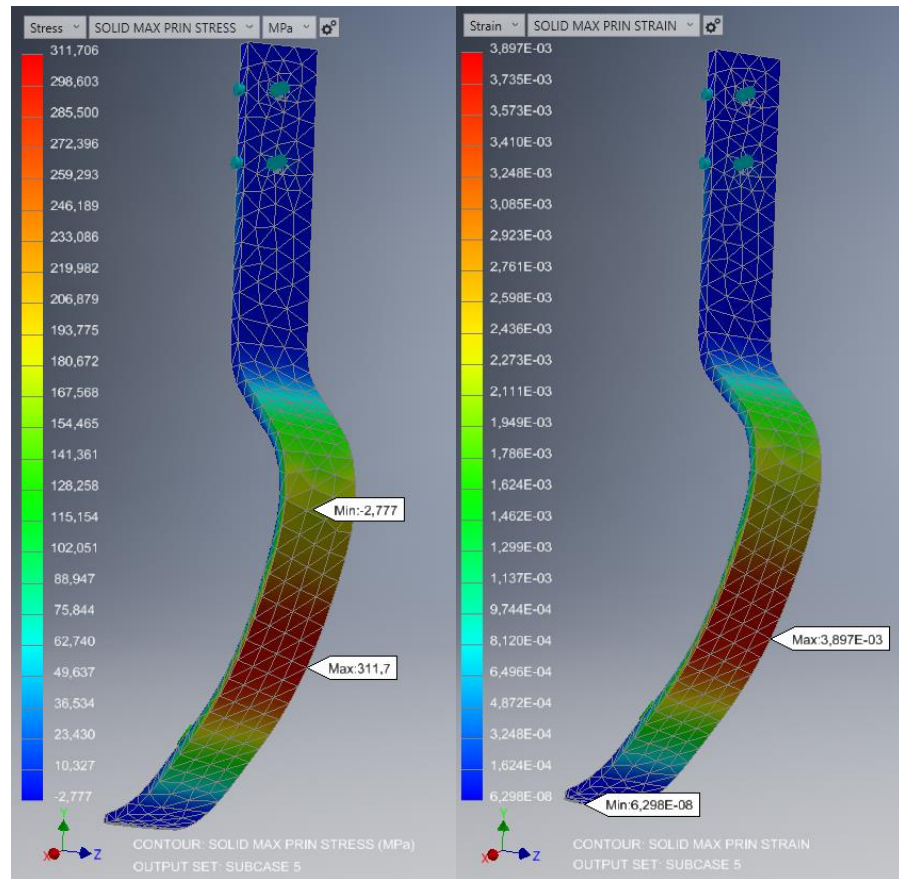
(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.11 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Стоячее положение (окончание)

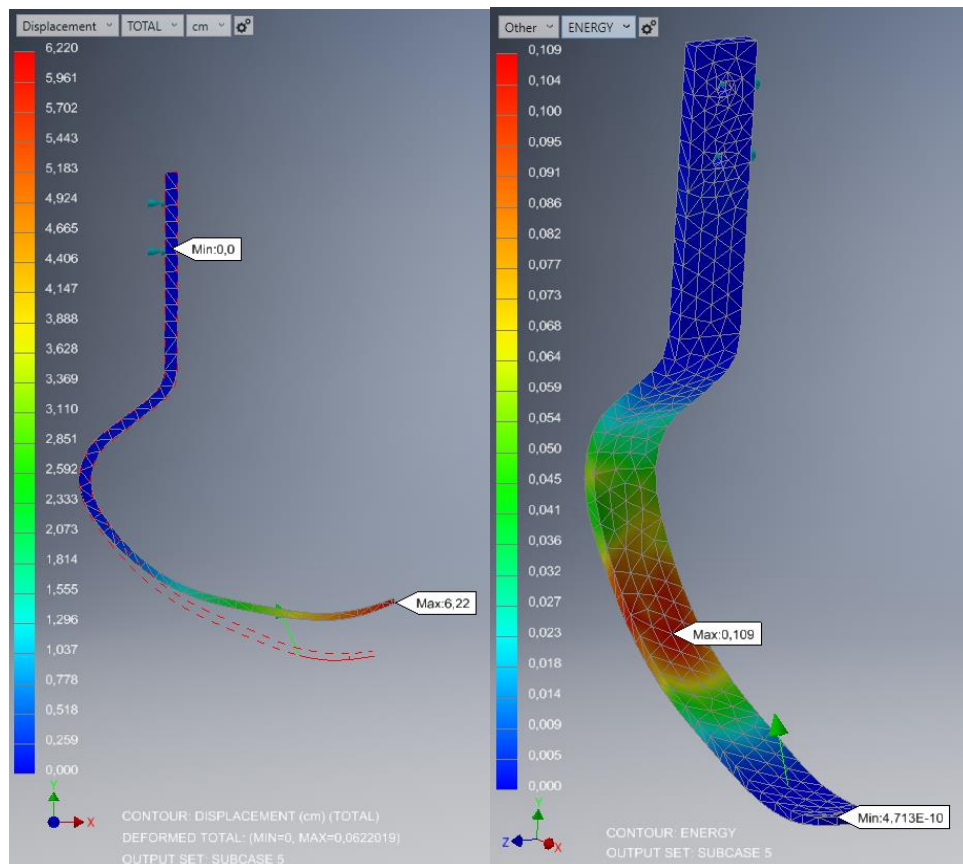


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.12 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение



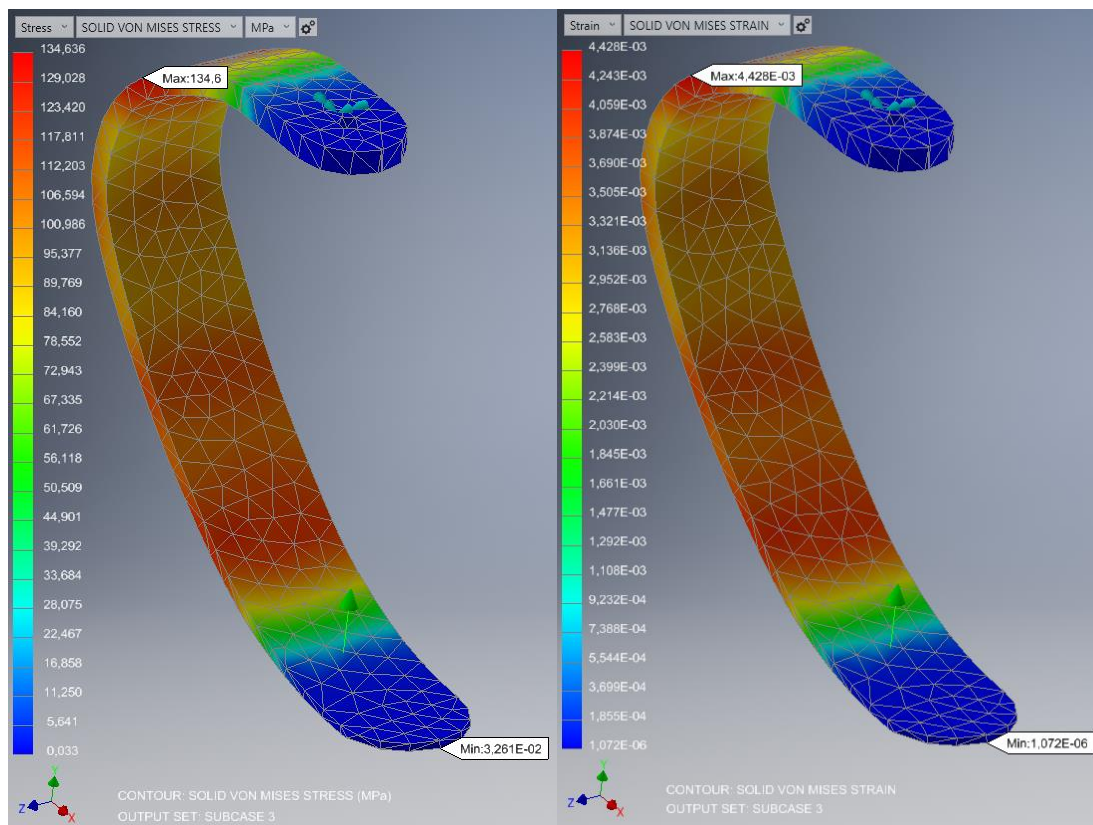
(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение



(д) – деформация, (е) – энергия

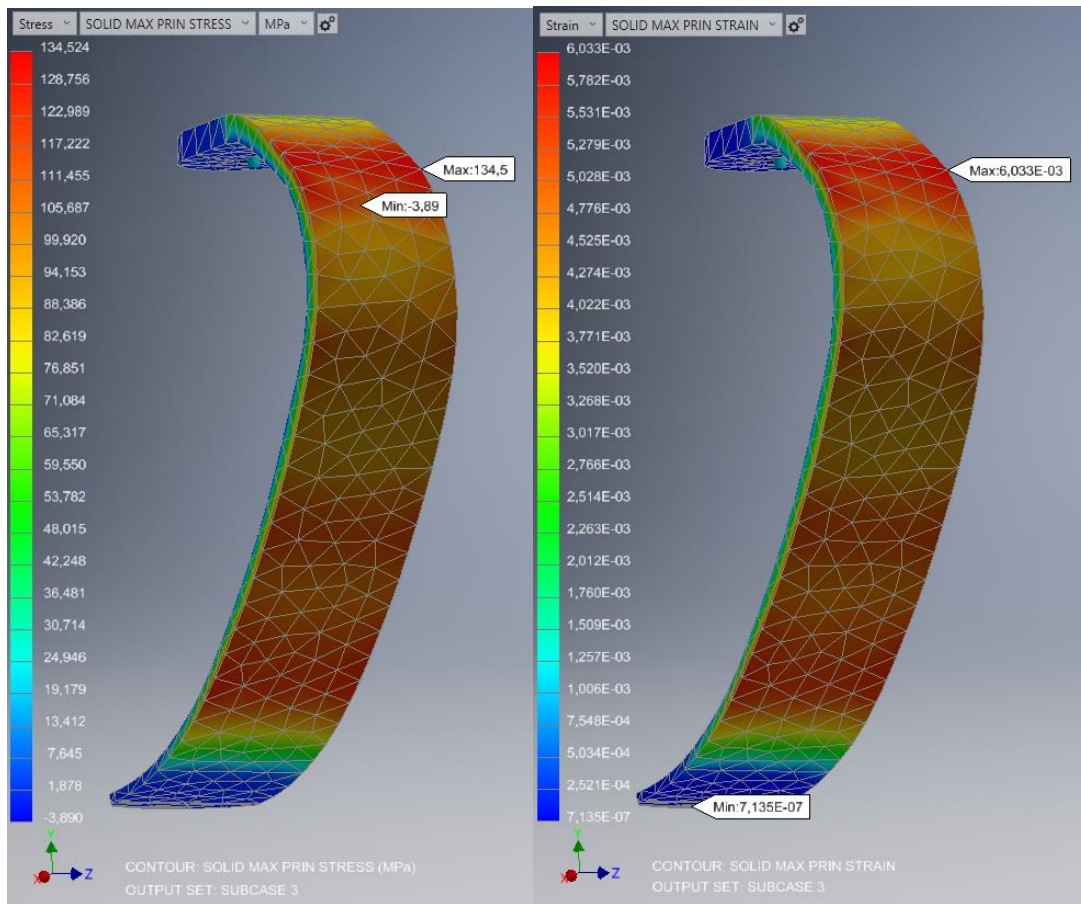
Рисунок 2.12 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение (окончание)

Изображения 2.13-2.16 показывают анализ в программе Autodesk Inventor для двух разных конструкций лезвия и двух разных условий нагрузки с использованием третьего композитного материала, состоящего из углеволокна и полиэфирэфиркетона.

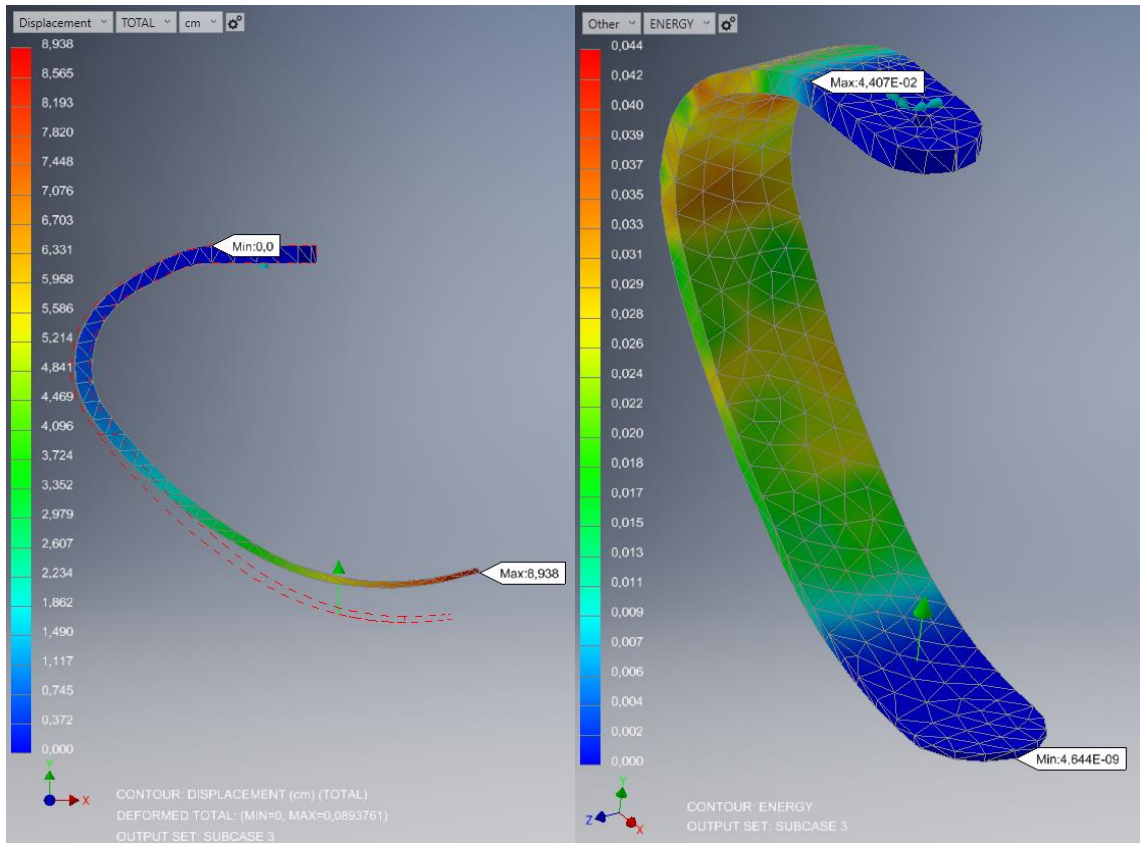


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.13 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение

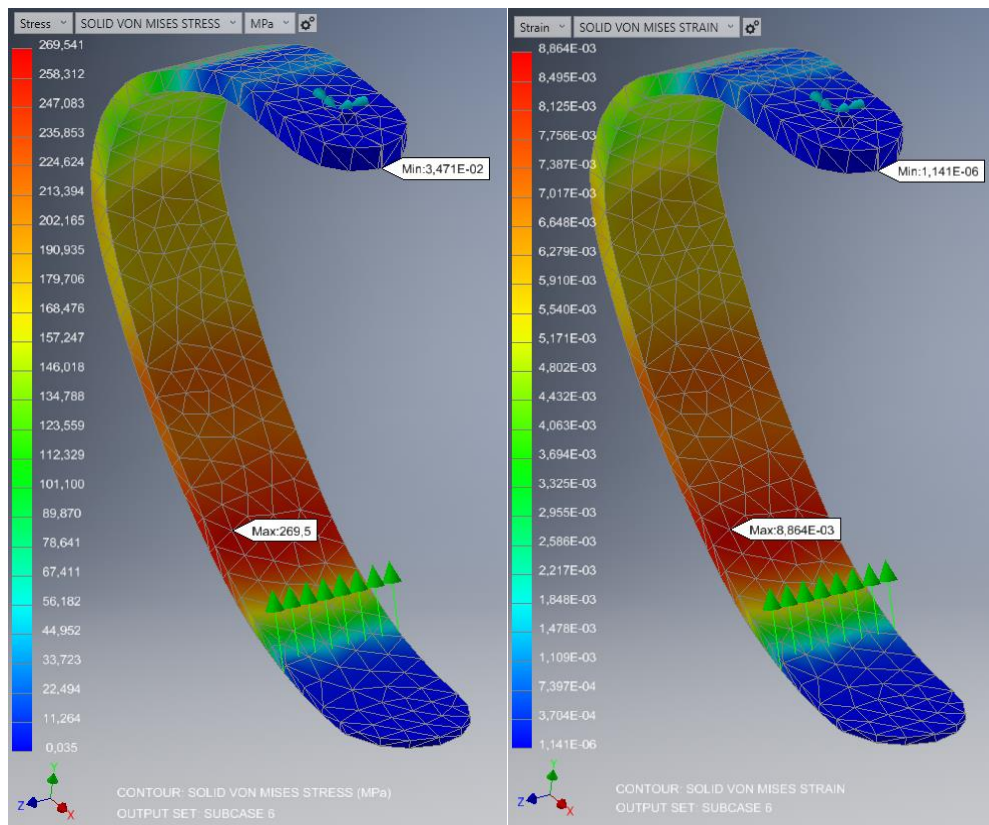


(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

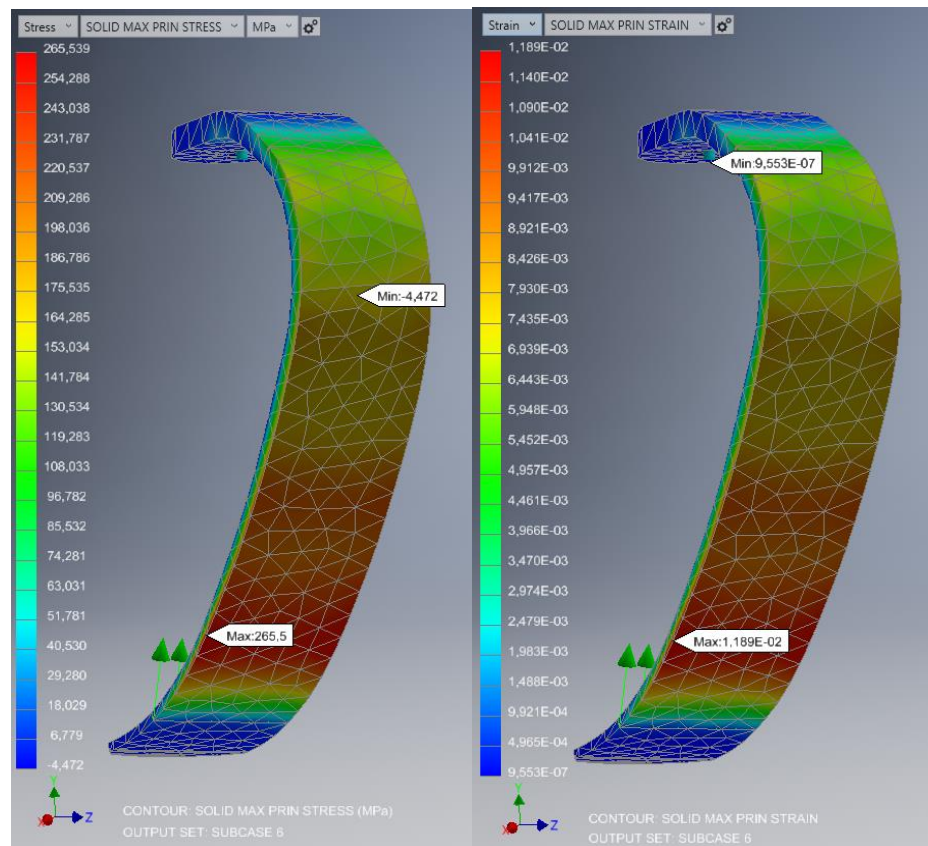


(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.13 – Результаты для лезвия Flex-Run. Стоячее положение (окончание)

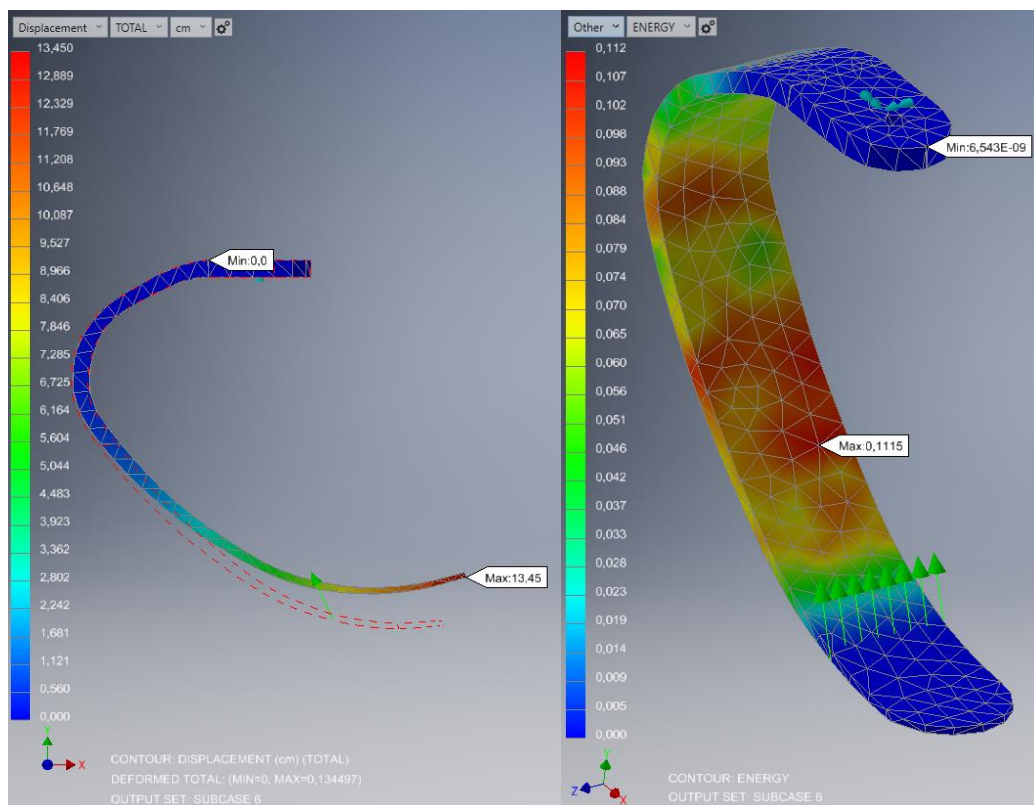


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



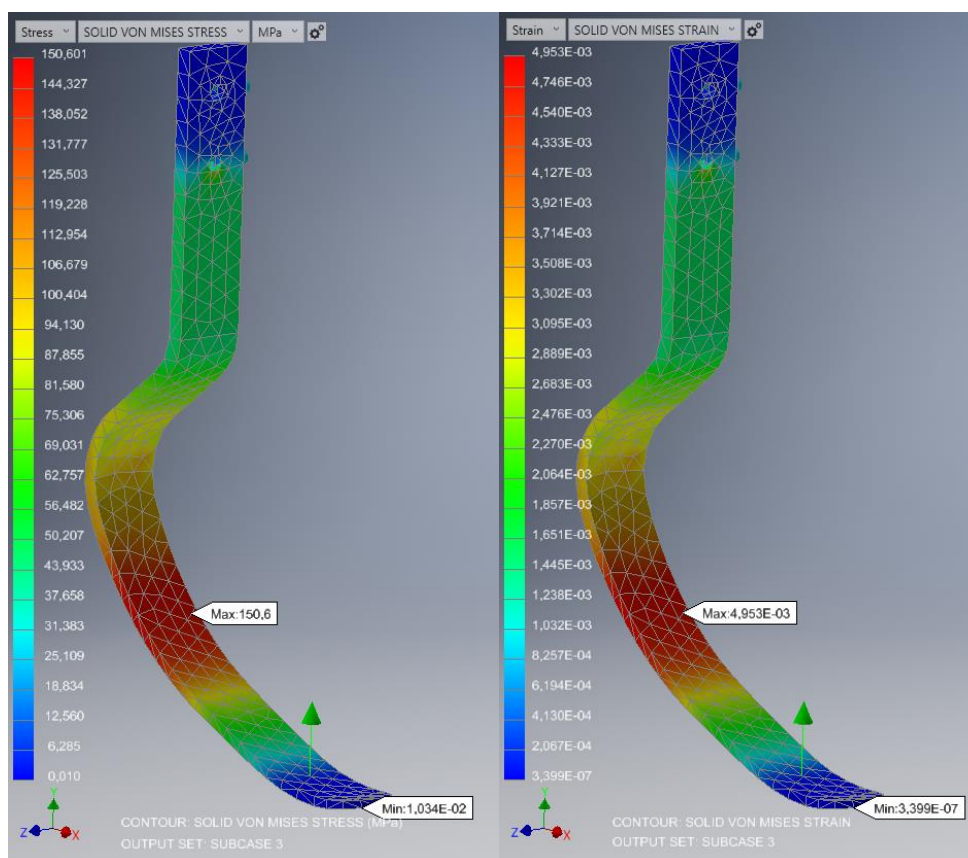
(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

Рисунок 2.14 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение



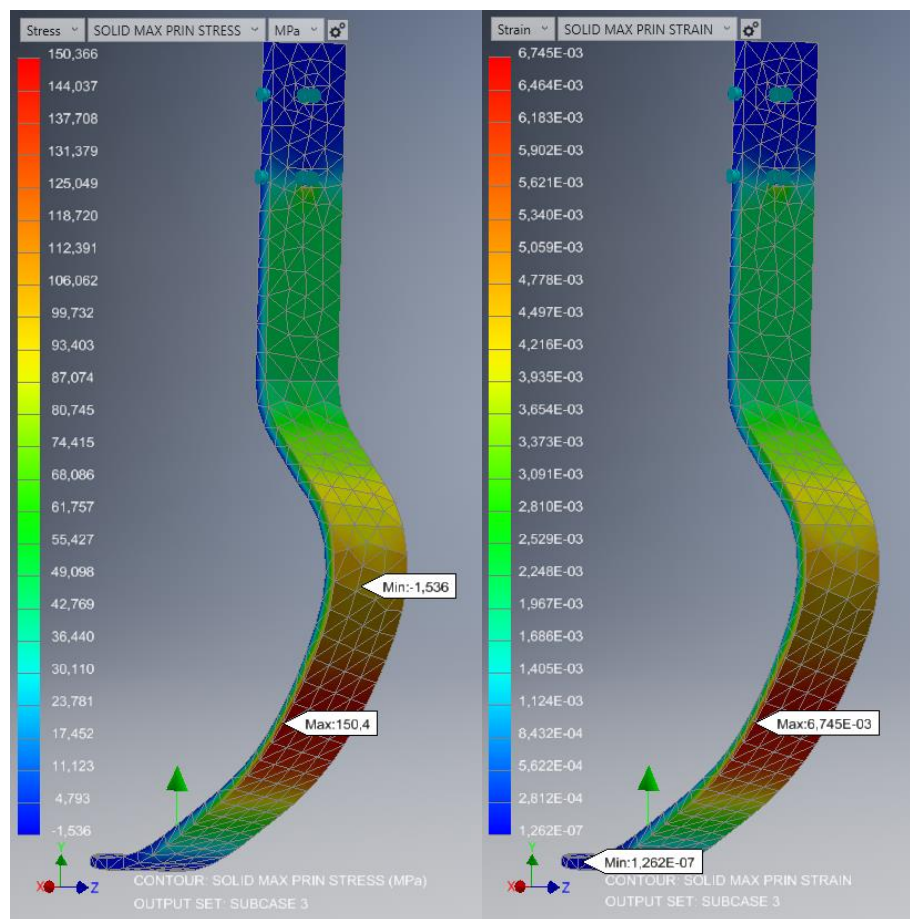
(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.14 – Результаты для лезвия Flex-Run. Подвижное положение (окончание)

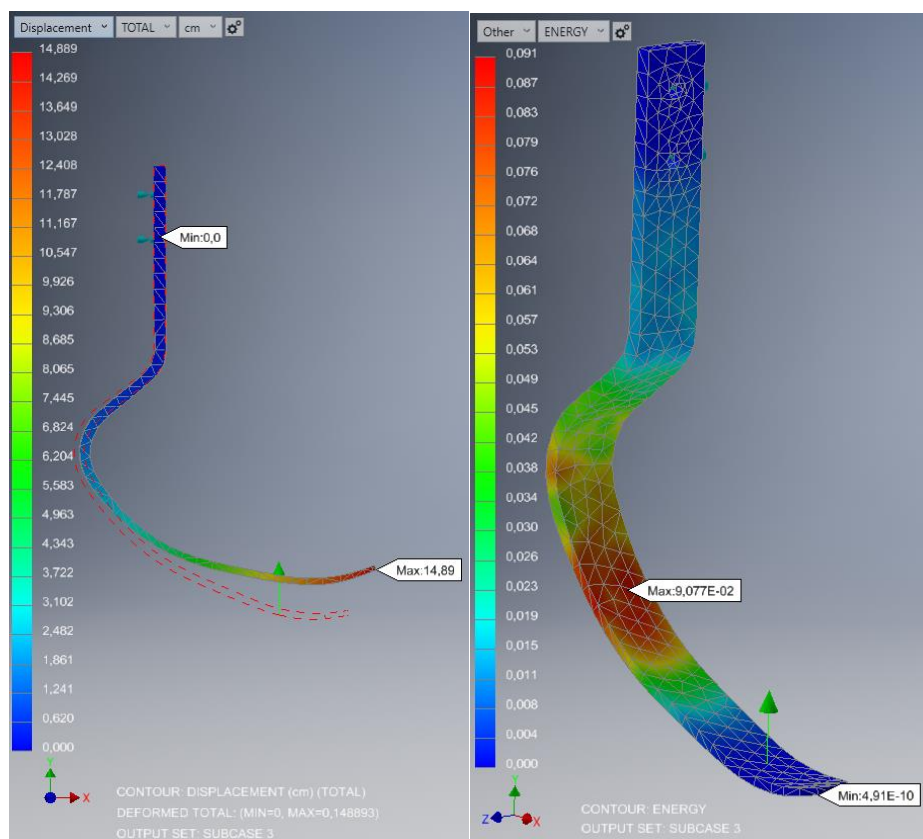


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение

Рисунок 2.15 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Стоячее положение

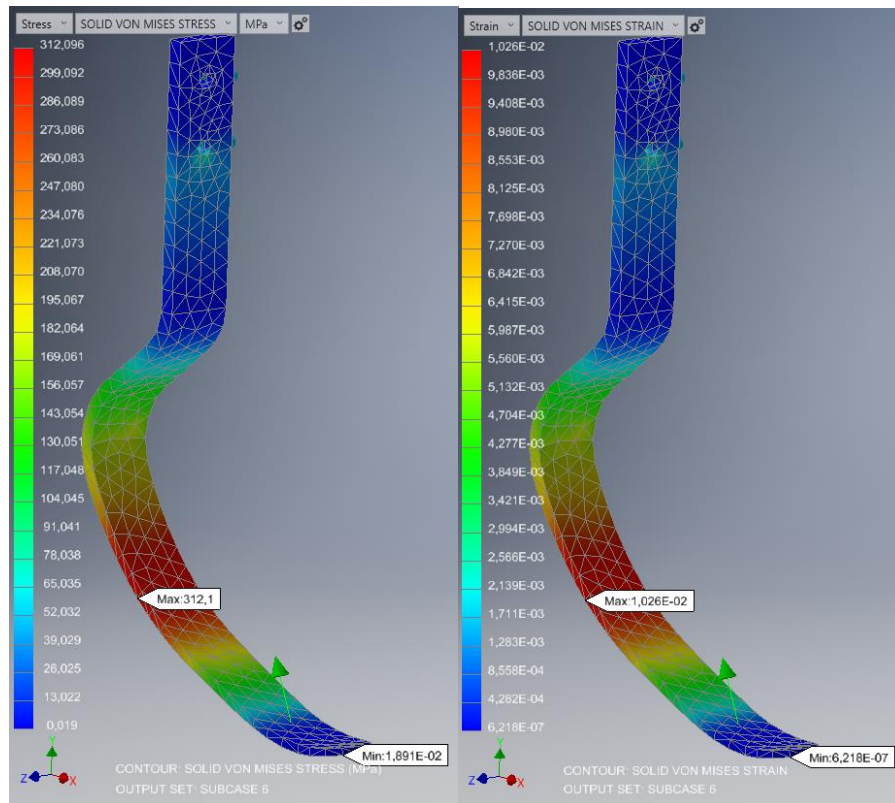


(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

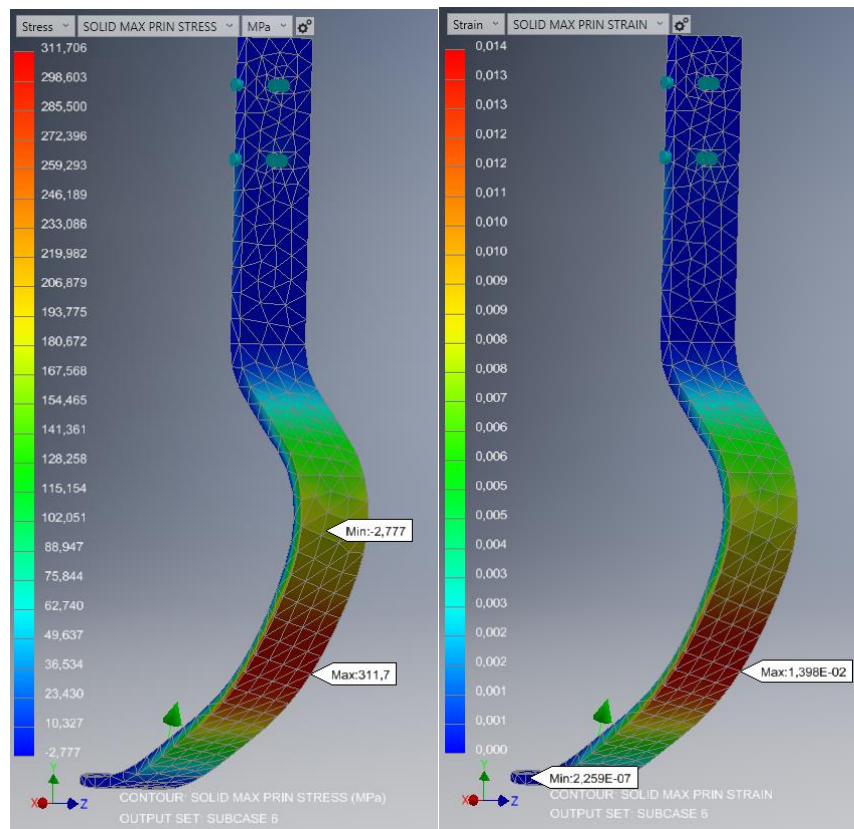


(д) – деформация, (е) – энергия

Рисунок 2.15 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Стоячее положение (окончание)

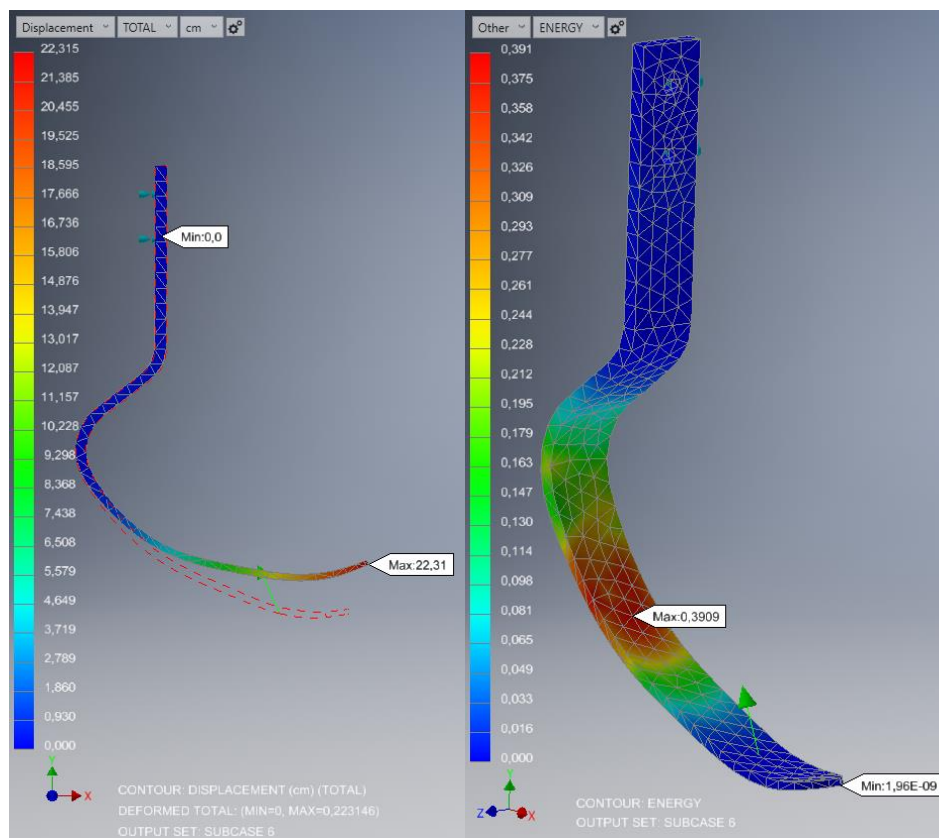


(а) – эквивалентное напряжение, (б) – эквивалентное растяжение



(в) – макс. касательное напряжение, (г) – макс. касательное растяжение

Рисунок 2.16 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение



(д) – смещение, (е) – энергия

Рисунок 2.16 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Подвижное положение (окончание)

Каждый из результатов тестов был представлен в таблицах, где показаны максимальные и минимальные значения, так как их достаточно для проведения исследования. В таблицах 2.4-2.5 показаны результаты всех тестов для первого материала.

Таблица 2.4 – Результаты для лезвия Flex-Run. Материал 1

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	134,636	0,033	269,541	0,035
Эквивалентное растяжение (см/см)	1,410E-03	3,417E-07	2,824E-03	3,636E-07
Макс. касательное напряжение (МПа)	134,524	-3,89	265,539	-4,472
Макс. касательное растяжение (см/см)	1,922E-03	2,273E-07	3,789E-03	3,043E-07
Энергия (Дж)	0,014	1,556E-09	0,036	2,085E-09
Смещение (см)	2,847	0	4,285	0

Таблица 2.5 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Материал 1

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	150,601	0,01	312,096	0,019
Эквивалентное растяжение (см/см)	1,578E-03	1,083E-07	3,270E-03	1,981E-07
Макс. касательное напряжение (МПа)	150,366	-1,536	311,706	-2,777
Макс. касательное растяжение (см/см)	2,149E-03	4,020E-08	4,454E-03	7,198E-08
Энергия (Дж)	0,029	1,736E-11	0,125	7,475E-10
Смещение (см)	4,743	0	7,109	0

Одним из наилучших значений для сравнения лезвий является количество принимаемого напряжения. В стоячем положении на лезвие Cheetah Xtreme приходится 150,601 МПа, а на Flex-Run 134,636 МПа. Несмотря на то, что конструкции лезвий рассчитаны на высокие нагрузки, лезвие Cheetah Xtreme рассчитано на короткие, стремительные всплески скорости. При анализе лезвий в подвижном положении, на Flex-Run и Cheetah Xtreme уже приходится 269,541 МПа и 312,096 МПа соответственно. В таблицах 2.6-2.9 показаны значения для второго и третьего материала.

Таблица 2.6 – Результаты для лезвия Flex-Run. Материал 2

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	134,636	0,033	269,541	0,035
Эквивалентное растяжение (см/см)	1,234E-03	2,989E-07	2,471E-03	3,182E-07
Макс. касательное напряжение (МПа)	134,524	-3,890	265,539	-4,472
Макс. касательное растяжение (см/см)	1,682E-03	1,989E-07	3,316E-03	2,663E-07
Энергия (Дж)	0,012	1,359E-09	0,031	1,824E-09
Смещение (см)	2,491	0	3,749	0

Таблица 2.7 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Материал 2

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	150,601	0,010	312,096	0,019
Эквивалентное растяжение (см/см)	1,381E-03	9,476E-08	2,861E-03	1,733E-07
Макс. касательное напряжение (МПа)	150,366	-1,536	311,706	-2,777
Макс. касательное растяжение (см/см)	1,880E-03	3,517E-08	3,897E-03	6,298E-08

Энергия (Дж)	0,025	8,177E-11	0,109	4,713E-10
Смещение (см)	4,150	0	6,220	0

Таблица 2.8 – Результаты для лезвия Flex-Run. Материал 3

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	134,636	0,033	269,541	0,035
Эквивалентное растяжение (см/см)	4,428E-03	1,072E-06	8,864E-03	1,141E-06
Макс. касательное напряжение (МПа)	134,524	-3,89	265,539	-4,472
Макс. касательное растяжение (см/см)	6,033E-03	7,135E-07	1,189E-02	9,553E-07
Энергия (Дж)	0,044	4,644E-09	0,112	6,543E-09
Смещение (см)	8,938	0	13,45	0

Таблица 2.9 – Результаты для лезвия Cheetah Xtream. Материал 3

Параметры	Нагрузка в стоячем положении		Нагрузка в подвижном положении	
	макс	мин	макс	мин
Эквивалентное напряжение (МПа)	150,601	0,010	312,096	0,019
Эквивалентное растяжение (см/см)	4,953E-03	3,399E-07	1,026E-02	6,218E-07
Макс. касательное напряжение (МПа)	150,366	-1,536	311,706	-2,777
Макс. касательное растяжение (см/см)	6,745E-03	1,262E-07	0,014	2,259E-07
Энергия (Дж)	0,091	4,910E-10	0,391	1,960E-09
Смещение (см)	14,889	0	22,315	0

Тенденция, наблюдаемая в случае первого материала, наблюдается в случае второго и третьего, за исключением числовых изменений вследствие разных свойств материалов.

Смолы винилового эфира имеют больше коэффициент теплового расширения, модуль Юнга, предел упругости на растяжение, предел упругости на сжатие, предел прочности на растяжение, предел прочности на сжатие, а числовые значения этих величин представлены в таблице 2.2. Значения предел упругости на растяжение, предел упругости на сжатие, предел прочности на растяжение, предел прочности на сжатие составляют почти половину значения эпоксидных смол. Эти различия в числовых значениях видны более отчетливо в полученных результатах. В таблицах 2.4-

2.9 значения эквивалентного напряжения и максимального касательного напряжения являются величинами, которые не изменяются при анализе всех трех испытываемых материалов. Это связано с тем, что напряжение не зависит от свойств материала, а зависит от силы и площади, на которую распространяется сила.

В таблицах 2.6-2.7 показано, что смолы винилового эфира имеют более низкие значения растяжения, чем эпоксидные смолы и смолы полиэфирэфиркетона. Первый и второй композитные материалы оказались наиболее похожи по результатам тестов всех трех материалов. Конструкция лезвия Flex-Run оказалась более превосходной в отношении выдерживания растяжения и напряжения в каждом из испытанных материалов. Однако в случае минимальных значений растяжений конструкции Cheetah Xtream наблюдалась обратная тенденция – эти значения оказались меньше числовых значений минимальных растяжений лезвия Flex-Run. Сочетание конструкции Flex-Run и второго материала наиболее успешно в отношении смещения, где в стоячем положении максимальное смещение составило 2,491 см и 3,749 см в подвижном состоянии. Сочетание конструкции Cheetah Xtream и третьего материала показало наибольшее смещение, которое достигло значения 22,315 см в подвижном состоянии.

При сравнении параметров материалов с полученными значениями максимального касательного растяжения было установлено, что с увеличением параметра предела прочности на сжатие, уменьшение в значениях максимального касательного растяжения становится менее заметно. Так, при увеличении значения предела прочности в случае третьего материала с 215 МПа до показателей первого материала до 600 МПа, т. е. на 64,2%, уменьшение в растяжении составило 68,1%. Однако при увеличении предела прочности в случае первого материала с 600 МПа до показателей второго материала до 1200 МПа, т. е. на 50%, уменьшение в растяжении составило лишь 12,5%.

При сравнении исследований материалов каждой из конструкций, было выяснено, что второй материал является более лучшим материалом, т.к. все вычисленные значения ниже, а эффективность лезвий при этом возрастает. Следуя всем полученным вычислениям и результатам и исходя из более высокой прочности второго материала, можно предположить, что на производство лезвия потребуется меньше материала, что уменьшит его конечный вес. Во время анализа могли возникнуть неточности вследствие того, что не все параметры материалов могли быть вычислены и импортированы в файл свойств материала. Также погрешности могут возникнуть из-за того, что вес атлетов и угол, под которым они бегут, могут варьироваться. Для достижения наиболее точных результатов необходимо провести гораздо больше тестов, то есть при каждом испытании изменять размеры лезвий, направление, в котором приложена сила, а также конструкцию лезвий и используемый материал.

Вывод по данной главе: поскольку размеры беговых лезвий не изменялись во время анализа, напряжение оставалось неизменным. Тем не менее, изменение свойств материала, в том числе увеличение модуля Юнга, привело к гораздо меньшему растяжению. Так, максимальное касательное растяжение лезвия Cheetah Xtream в комбинации со вторым материалом ниже на 12,5% в сравнении с первым материалом и ниже на 72,1% в сравнении с третьим материалом. Подобным образом лезвие Flex-Run испытало понижение в растяжении на 12,5% и 72,1% в сравнении с первым и третьим материалом соответственно. Это понижение растяжения позволяет производить лезвия с меньшим количеством слоев углеволокна, при этом, не теряя в качестве. Производство лезвий с меньшим количеством углеволокна позволит уменьшить вес конструкций, что вероятно уменьшит усталость атлета и улучшит его результат.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей выпускной квалификационной работе было исследовано влияние свойств композитных материалов на механические характеристики беговых протезов.

На основании статей, учебных и методических пособий были рассмотрены и проанализированы:

- теоретические основы МКЭ;
- программные средств для проведения анализа МКЭ;
- теоретические принципы работы беговых протезов.

В результате выполнения практической части был проведен анализ механического напряжения и деформации двух различных конструкций беговых протезов в САПР Autodesk Inventor, на основании которого были проведены соответствующие выводы по ряду параметров.

Перспективными направлениями для дальнейших исследований являются:

- изучение влияния свойств трехкомпонентных композитных материалов на беговые протезы с использованием МКЭ;
- изучения влияния свойств композитных материалов на беговые протезы вне САПР, используя лабораторные установки и воссозданные на 3D принтере прототипы беговых протезов;
- исследование влияния различных характеристик беговых протезов на биомеханику атлетов с ампутацией нижних конечностей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андреев Н.В., Щеглов Б.О., Безуленко Н.И. 3D печать как инструмент повышения качества медицинского обслуживания // Актуальные проблемы экспериментальной, профилактической и клинической медицины: тезисы докладов XIX Тихоокеанской научно-практической конференции студентов и молодых ученых с международным участием, 18 апреля, 2018 г., Владивосток / под общ. ред. В.Б. Шуматова; Тихоокеанский государственный медицинский университет. – Владивосток: Медицина ДВ, 2018. – С. 117-118.
2. Андреев Н.В. Коммерциализация технологии 3D биопринтинга // Актуальные проблемы экспериментальной, профилактической и клинической медицины : тезисы докладов XVIII Тихоокеанской научно-практической конференции студентов и молодых ученых с международным участием, 19 апреля, 2017 г., Владивосток / под общ. ред. В.Б. Шуматова; Тихоокеан. гос. медицинский ун-т. – Владивосток: Медицина ДВ, 2017. – С. 444.
3. Иванов Д.В., Доль А.В. Введение в метод конечных элементов: Учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин. – Саратов: Амирит, 2016. – 84 с.
4. Щеглов Б.О., Андреев Н.В. Экономическое обоснование создания лаборатории 3D моделирования в частных и государственных медицинских учреждениях // Актуальные проблемы экспериментальной, профилактической и клинической медицины: тезисы докладов XIX Тихоокеанской научно-практической конференции студентов и молодых ученых с международным участием, 18 апреля, 2018 г., Владивосток / под общ. ред. В.Б. Шуматова; Тихоокеанский государственный медицинский университет. – Владивосток: Медицина ДВ, 2018. – С. 659-660.
5. Baum, V. S. Amputee Locomotion: Joint Moment Adaptations to Running Speed using Running Specific Prostheses after Unilateral Transtibial Amputation // American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. – 2018. – Vol. 9., № 1.

6. Beck, O. N. Characterizing the Mechanical Properties of Running-Specific Prostheses // PLoS One. – 2016. – Vol. 11., № 12.
7. Beck, O. N. How do prosthetic stiffness, height and running speed affect the biomechanics of athletes with bilateral transtibial amputations? // Journal of The Royal Society Interface – 2017. – Vol. 14, № 131.
8. Funken, J. Three-Dimensional Take-off Step Kinetics of Long Jumpers with and without a Transtibial Amputation // Medicine & Science in Sports & Exercise. – 2018.
9. Goodfellow Carbon/Vinyl Ester Tube. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=7e07b429b89c45a0bfbec28305bc4d01&ckck=1> (дата обращения: 07.02.2019).
10. Grobler, L. Characterisation of the responsive properties of two running-specific prosthetic models // Prosthetics and Orthotics International. – 2016. – Vol. 41., № 2.
11. Hache, F. Comparison of methods for thermal analysis – Application to peek and a composite peek + carbon fibers // Journal of Fire Sciences. – 2015. – Vol. 33, № 3.
12. Hamzah, M. Experimental and numerical investigations of athletic prosthetic feet made of fiber glass reinforced epoxy // First International Conference on Recent Trends of Engineering Sciences and Sustainability. – 2017.
13. Hamzah, H. Design of a novel carbon-fiber ankle-foot prosthetic using finite element modeling // IOP Conference Series Materials Science and Engineering. – 2018. – Vol. 433, № 1.
14. Hawkins, J. Development of a wearable sensor system for dynamically mapping the behavior of an energy storing and returning prosthetic foot // Measurement Science Review. – 2016, № 3., P. 174-182
15. Hobar, H. Running-specific prostheses: The history, mechanics, and controversy // Journal of the Society of Biomechanisms. – 2014. – Vol.38., №2
16. Mechanical Properties of Carbon Fiber Composite Materials, Fiber / Epoxy Resin (120°C Cure). [Электронный ресурс]. URL:

http://www.performancecomposites.com/carbonfibre/mechanicalproperties_2.asp
(дата обращения: 07.02.2019).

17. Meshram, P. Study on mechanical properties of epoxy and nylon/epoxy composite // *Materials today: proceedings*. – 2018. – Vol. 5., № 2.

18. Mohsin, H. Impact Response for Two Designs of Athletic Prosthetic Feet // *University of Baghdad Engineering Journal*. – 2018. – Vol. 24., № 3.

19. Nishikawa, Y. Mechanical stiffness of running-specific prostheses in consideration of clamped position // *Mechanical Engineering Letters*. – 2018. – Vol. 4., № 17.

20. Noroozi, S. Dynamic characterisation of Össur Flex-Run prosthetic feet for a more informed prescription // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2018. – Vol. 42., № 4.

21. Park, S.-J. *Carbon Fibers*. / ed. by R. Hull, C. Jagadish, Y. Kawazoe, R. M. Osgood, J. Parisi, U. W. Pohl, T.-Y. Seong, S. Uchida, Z. M. Wang // *Springer Series in Materials Science*, 2018. – 358 p.

22. Pidaparti, R. M. *Engineering Finite Element Analysis. Synthesis Lectures on Mechanical Engineering*. – Morgan & Claypool, 2017. – 267 с.

23. Polyether Ether Ketone B Matrix Composite reinforced by 30% carbon fibers [Электронный ресурс]. URL: http://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=polyether_ether_ketone_b_matrix_composite_reinforced_by_30_carbon_fibers (дата обращения: 15.04.2019).

24. Praveen, M. Dispersion study of clay nanoparticles in vinylester resin // *Journal of Vinyl and Additive Technology*. – 2016. – Vol. 23., № 1.

25. Smith, L. R. The Blade Runner: The Discourses Surrounding Oscar Pistorius in the 2012 Olympics and Paralympics // *Communication & Sport*. – 2014. – Vol. 3., № 4.

26. Taboga, P. Axial and torsional stiffness of pediatric prosthetic feet // *Clinical biomechanics*. – 2017. – Vol. 42.

27. Walke, K. M. Mechanical properties of materials used for prosthetic foot: a review // *6th National Conference RDME – 2017*, P. 61-65

28. Zhang, S. Carbon composites // Composite Materials Engineering. – 2018. – Vol. 2, P. 531-617