

Разработка методики исследования прочностных характеристик сосудистых стентов методом конечных элементов

Боголюбова Ю.А.¹, студентка каф. БМТ2

Варлыгин В.О.¹, студент каф. БМТ2

Оськин А.А.¹, студент каф. БМТ2

Рудаков С.Е.¹, студент каф. БМТ2

Научные консультанты:

Ермолаев Евгений Сергеевич¹, к.б.н.

Пошехонов Роман Александрович¹, к.т.н.



Постановка проблемы

Около 17 миллионов человек ежегодно умирают от ССЗ.

Количество людей, страдающих от ССЗ растет в России и в мире.



Основной причиной смертности от ССЗ является ИБС



Стентирование является Золотым стандартом лечения ИБС

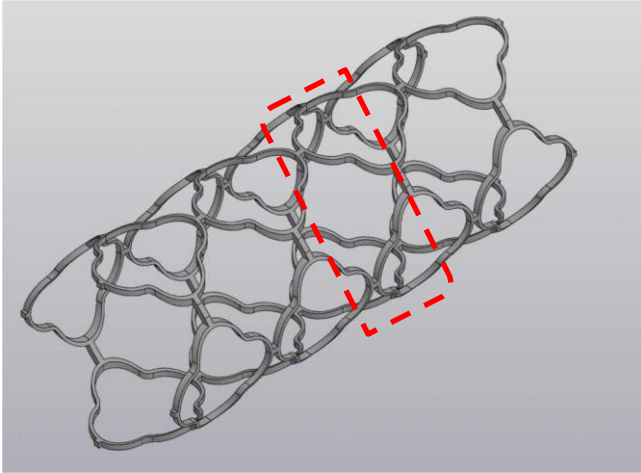


Актуальной целью является разработка оптимальной формы наименьшего повторяющегося элемента стента, характеризующегося минимальным значением напряжений в узлах после его раскрытия.

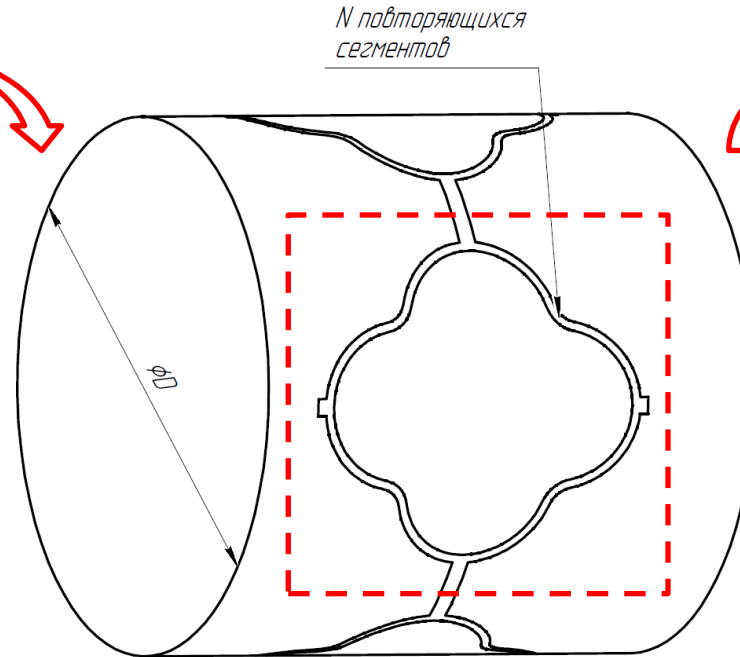


Выбор расчетного элемента стента

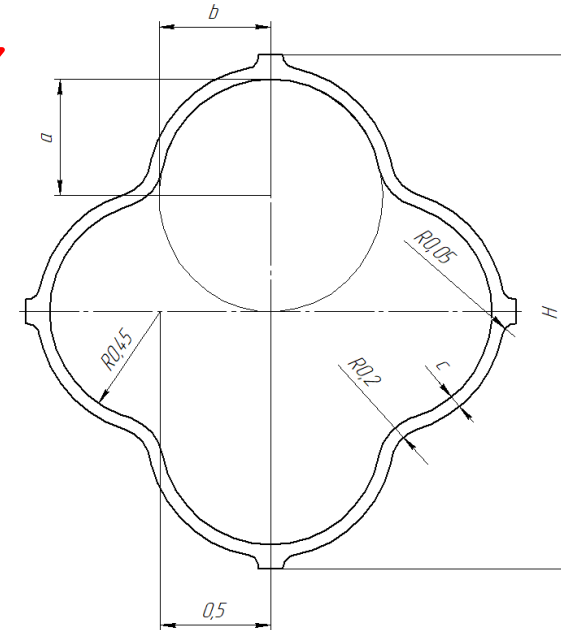
Стент



Кольцо стента



Расчетный 2D элемент

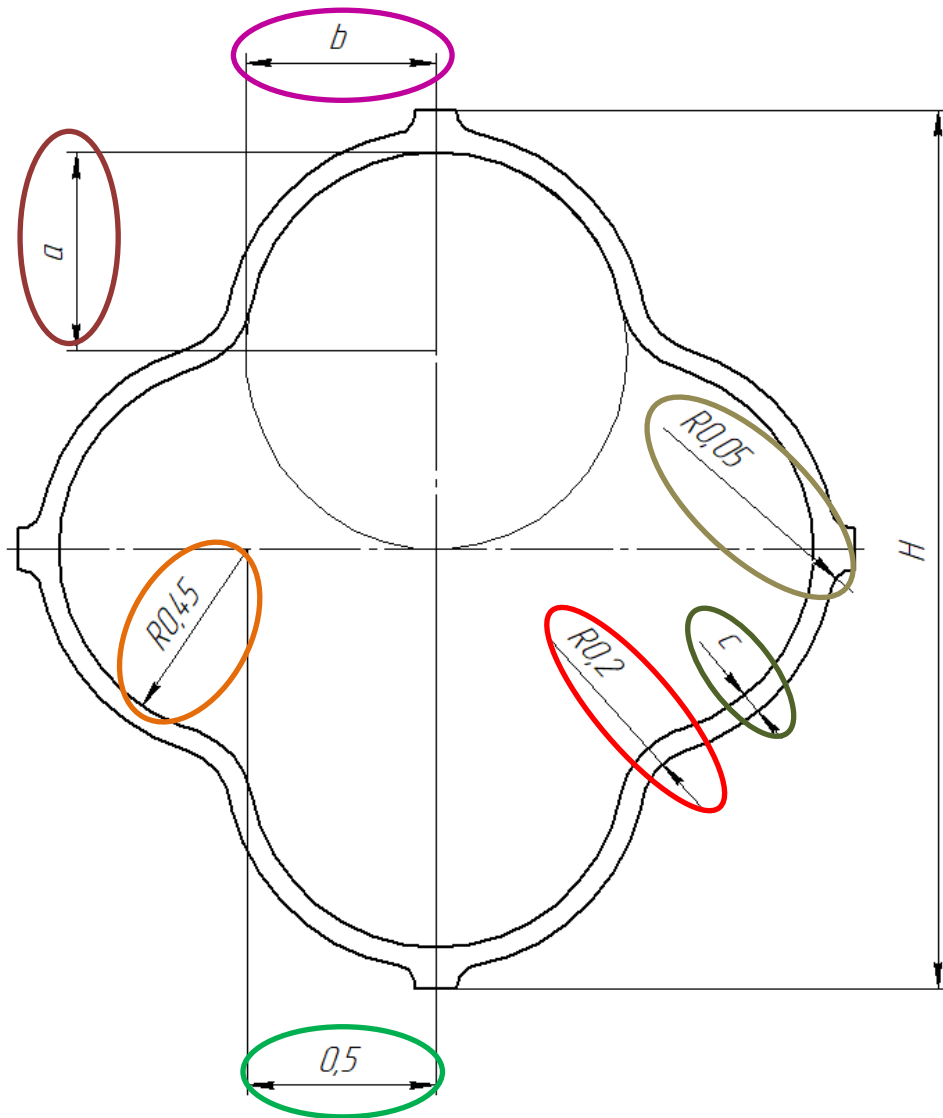


a, b - большая и малая полуоси эллипса,
 c - толщина элемента, H - высота, D - диаметр стента;

$$H = \frac{\pi D}{N}$$



Размеры расчетного элемента



Фиксированные параметры

Радиус скругления $R_{\text{скруг}} = 0,2$ мм

Радиус внешнего скругления $R_{\text{внеш.скруг}} = 0,05$ мм

Радиус внутренней окружности $R_{\text{внутр}} = 0,45$ мм

**Расстояние от центра сегмента до центра окружности
 $R = 0,5$ мм**

Число расчетных сегментов вдоль окружности $N = 6$

Толщина вдоль оси z $Z = 0,1$ мм

Варьируемые параметры

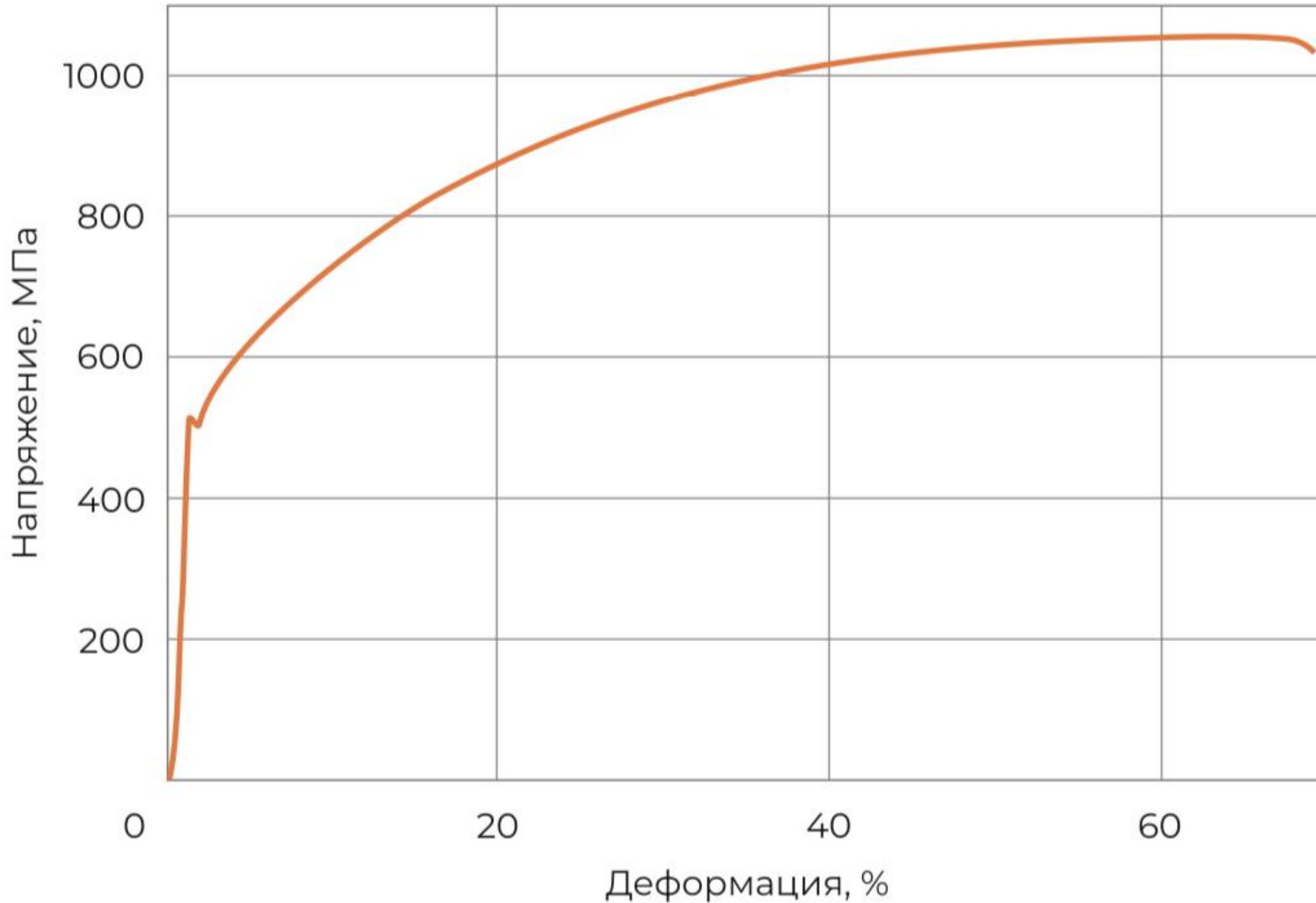
Большая полуось эллипса, мм $0,25 < a < 0,45$

Малая полуось эллипса, мм $0,25 < b < 0,45$

Толщина элемента, мм $0,05 < c < 0,15$



Механические характеристики материала



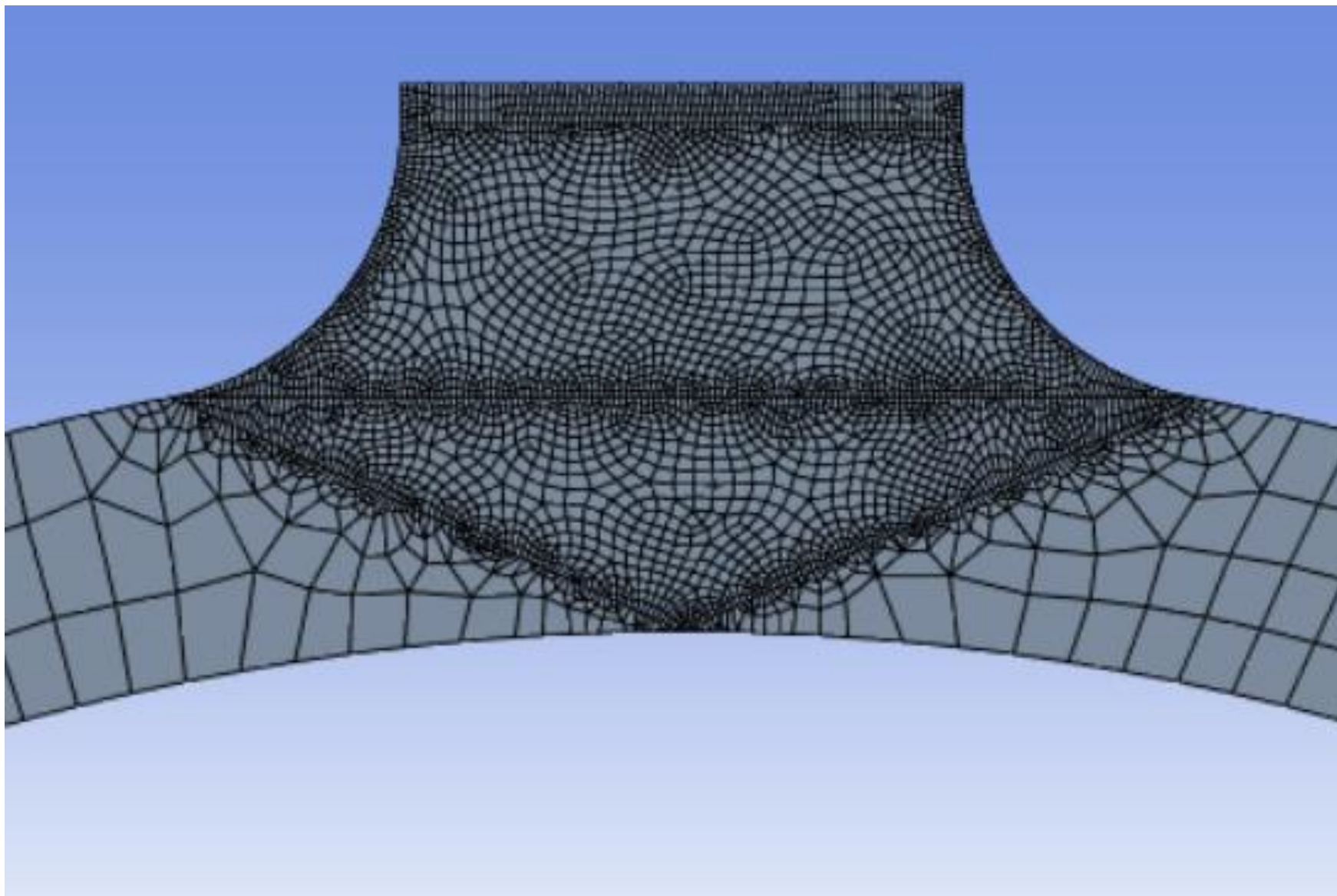
E	ГПа	200
ν	1	0,33

Деформация
мм⁻¹ Напряжение
МПа

1 точка	0,10	760
2 точка	0,30	950
3 точка	0,45	1050
4 точка	0,90	1051

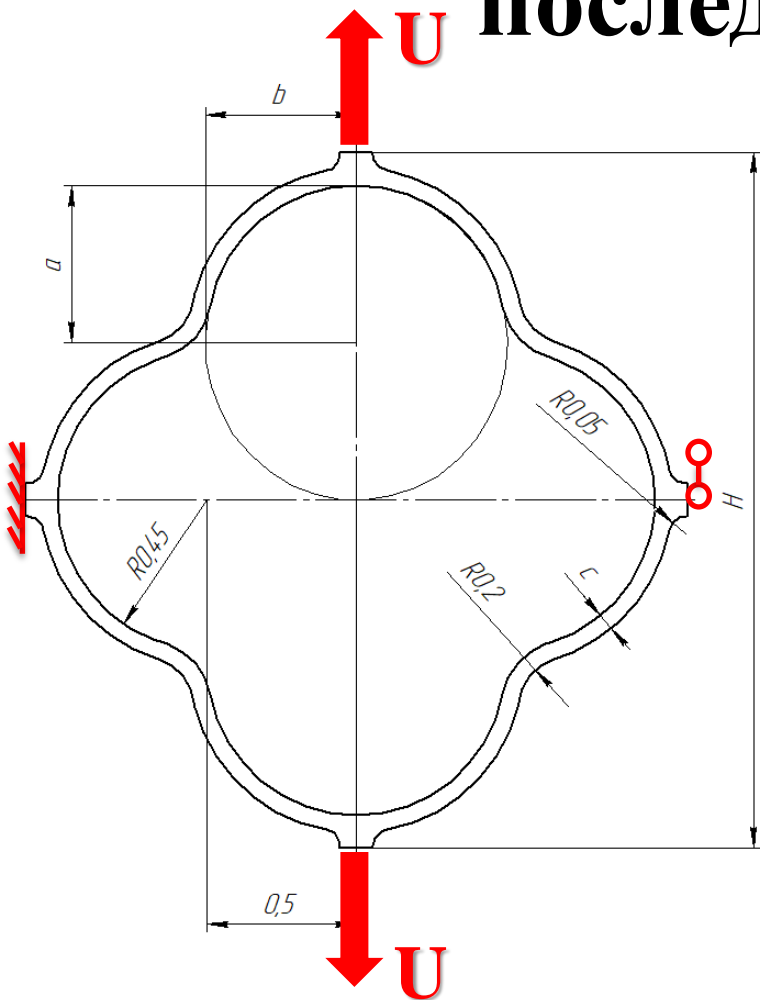


Сетка конечных элементов



Жизненный цикл стента:

последовательность нагружения



Стадии нагружения	U, мм
1. Обжатие на баллоне	$U = \frac{\pi D_{\text{начальное}} - \pi D_{\text{сжатия}}}{2N}$
2. Разгрузка	Свободен
3. Раскрытие стента	$U = \frac{\pi D_{\text{раскрытия}} - \pi D_{\text{начальное}}}{2N}$
4. Разгрузка	Свободен



Жизненный цикл стента: последовательность нагружения

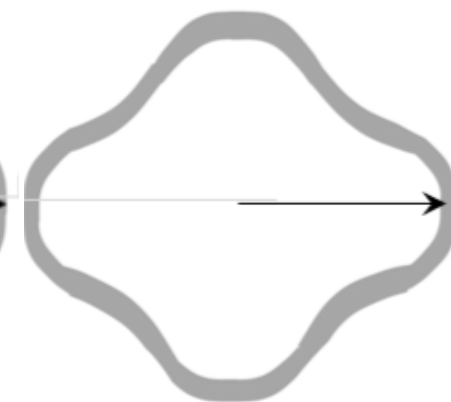
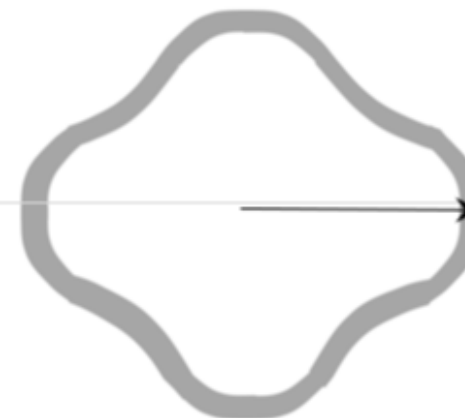
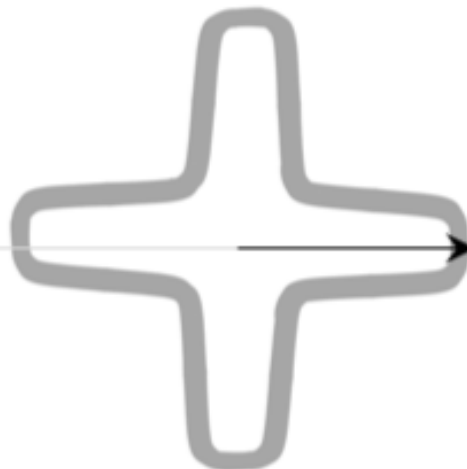
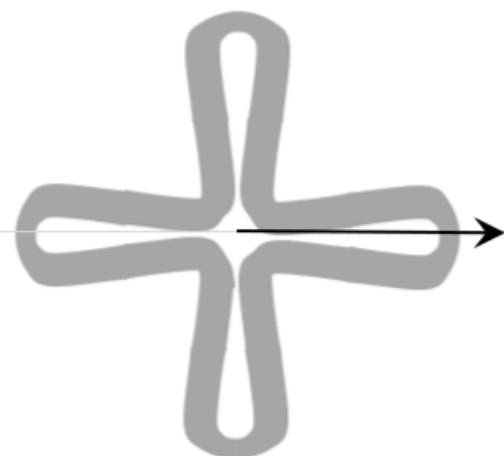
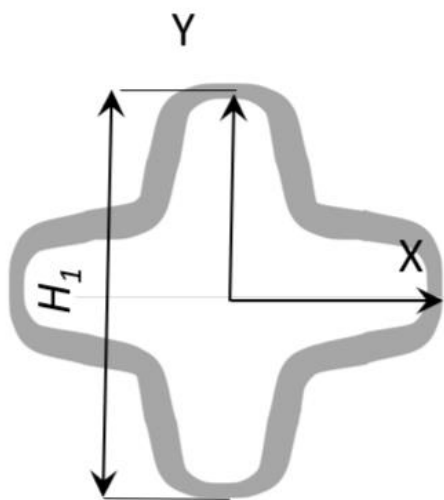
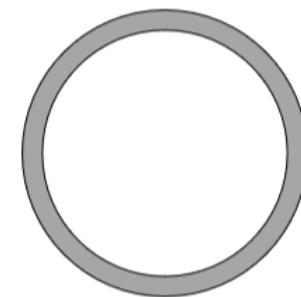
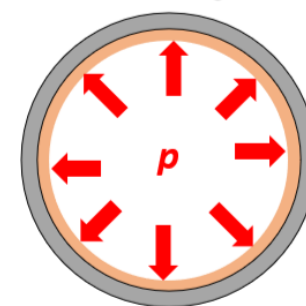
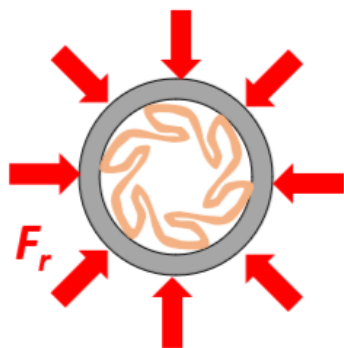
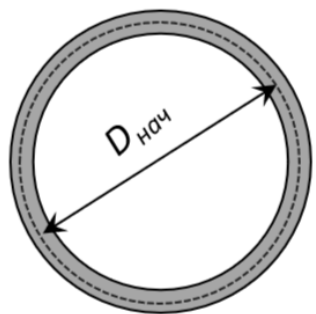
Начальное состояние

Обжатие на баллоне

Упругий отскок
после обжатия

Расширение баллона
в сосуде

Упругий отскок
после расширения



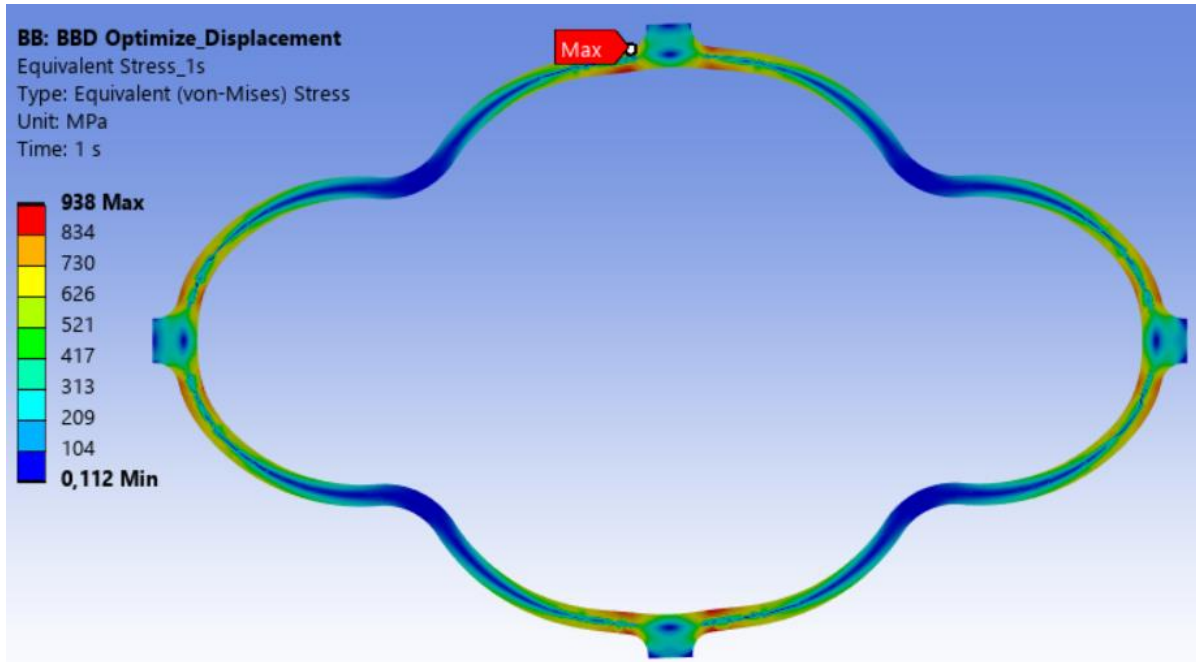
Параметры качества стента

Выдвигаемые требования		
$Recoil = \frac{D}{(D - u \cdot N)}$	%	<4
Временное сопротивление при растяжении σ_b	МПа	1000
Радиальное давление	кПа	80

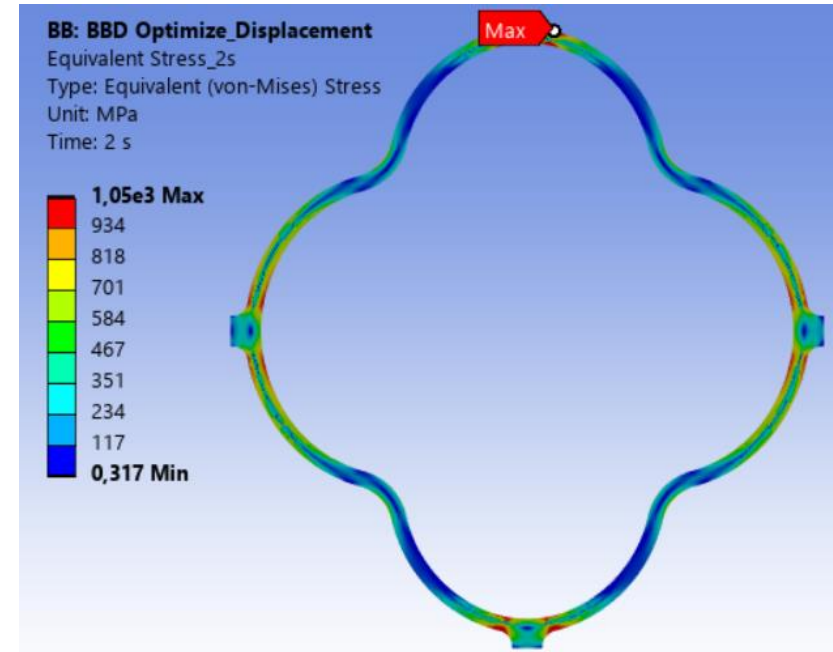


Пример расчета

Распределение напряжений (МПа) в элементарной ячейке 2D-модели стента

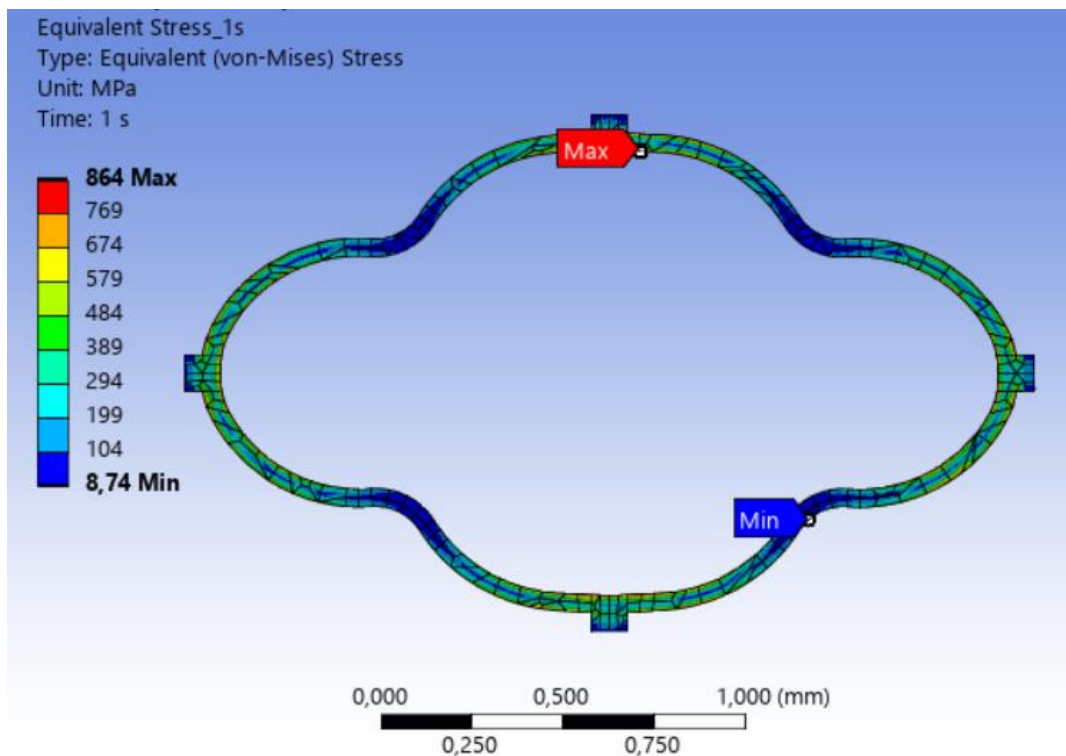


При установке на баллон

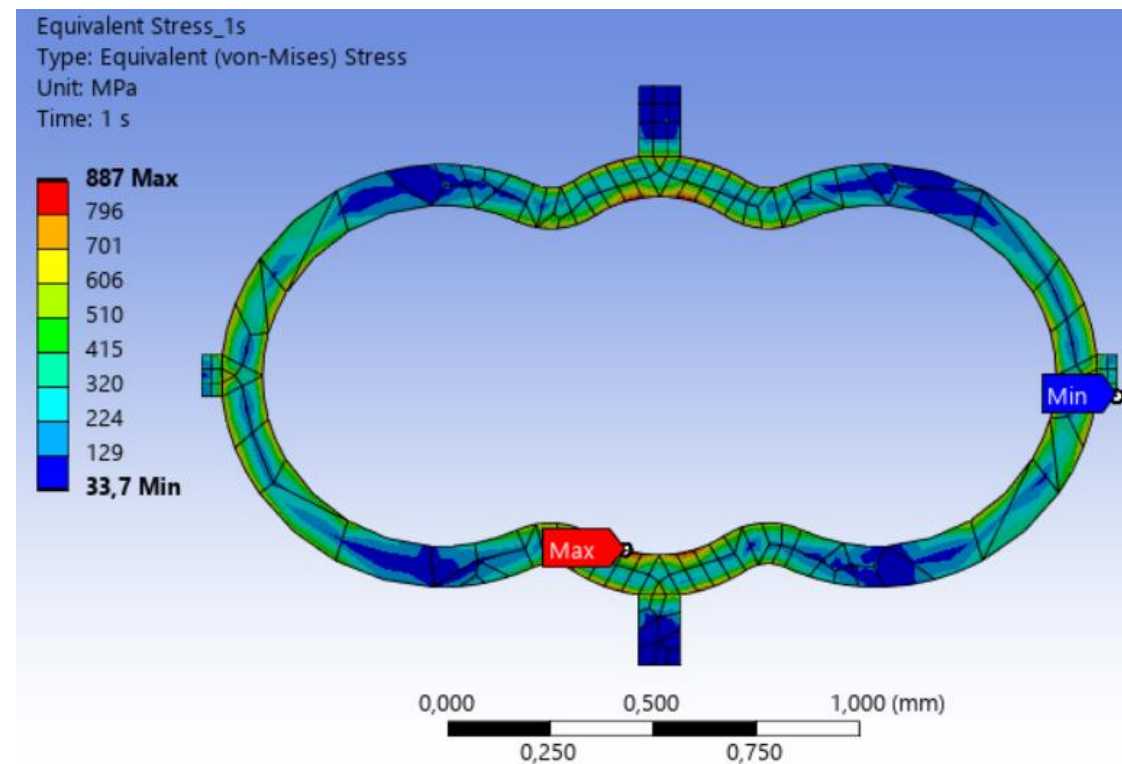


При раскрытии до размеров,
соответствующих диаметру
пораженного сосуда

Сравнение двух типов форм ячеек стента

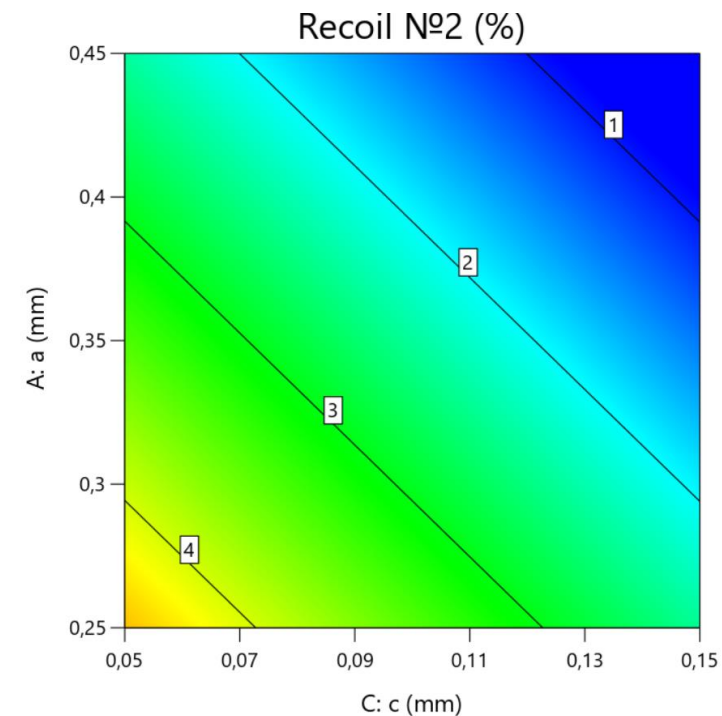
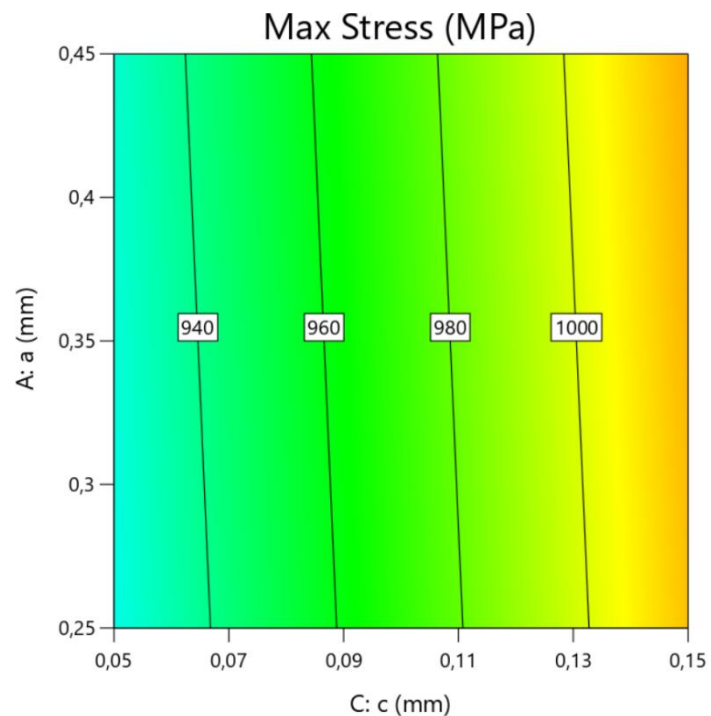
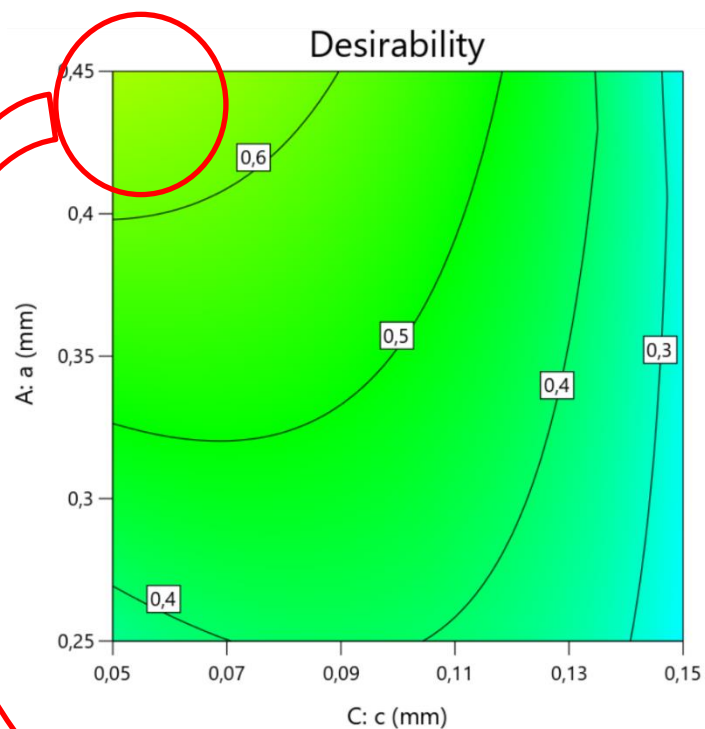


Изогнутая форма (recoil = 1,6%)



Пологая форма (recoil = 3,4%)

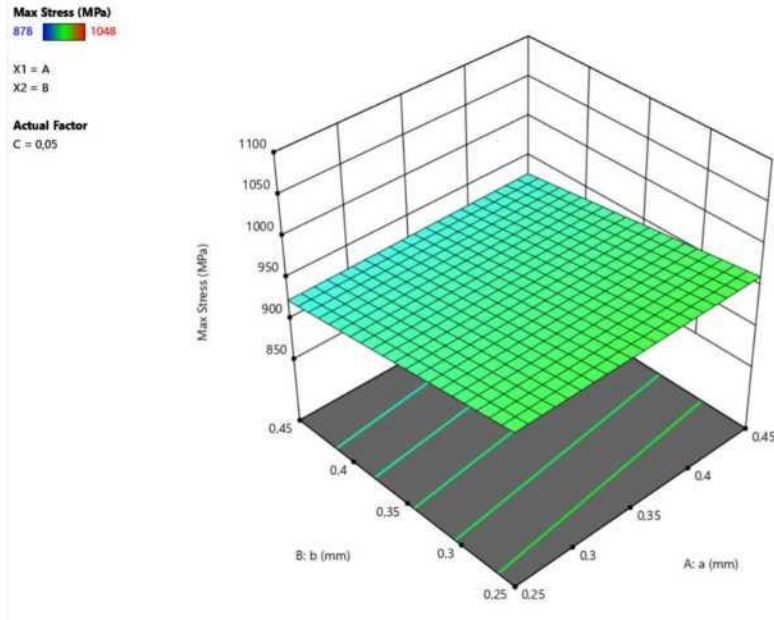
Математическая модель оптимизации характеристик



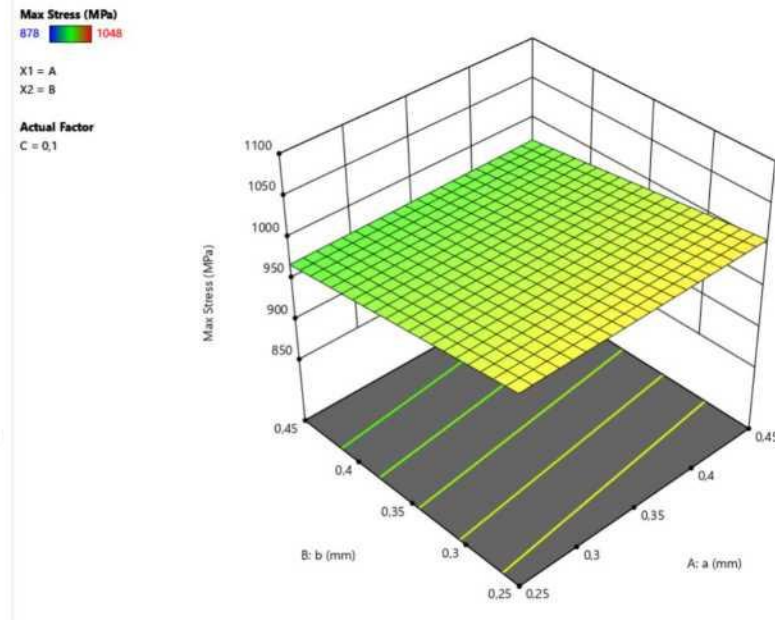
*Наибольшее совпадение желаемых параметров:
минимальный recoil и минимальное напряжение*



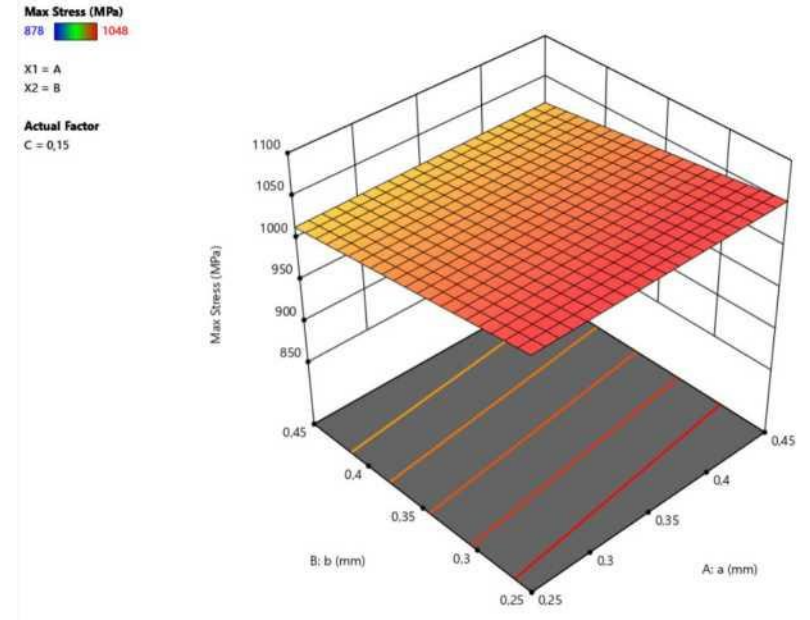
Математическая модель оптимизации характеристик



Математическая 3D
модель максимальной
нагрузки при толщине
повторяющегося
элемента 0.05



Математическая 3D
модель максимальной
нагрузки при толщине
повторяющегося
элемента 0.1



Математическая 3D
модель максимальной
нагрузки при
толщине
повторяющегося
элемента 0.15

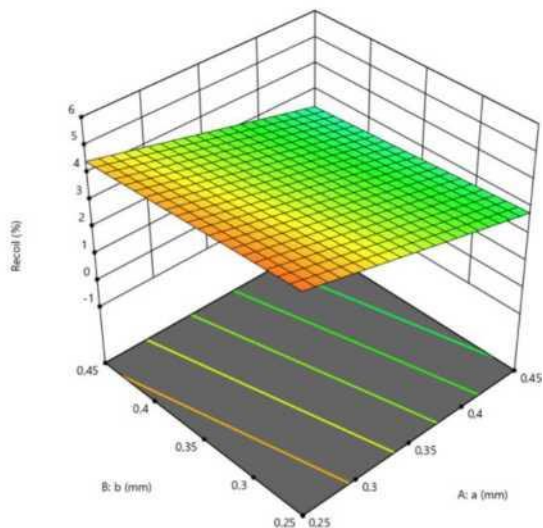


Математическая модель оптимизации характеристик

0,901333 5,26999

X1 = A
X2 = B

Actual Factor
C = 0,05

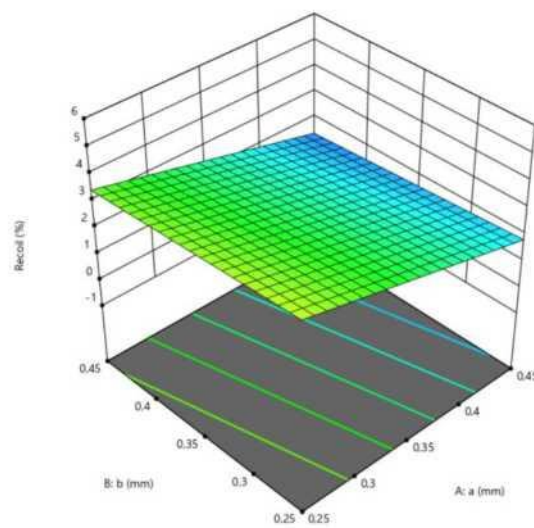


Математическая 3D
модель отскока при
толщине повторяющегося
элемента 0.05

Recoil (%)
0,901333 5,26999

X1 = A
X2 = B

Actual Factor
C = 0,1

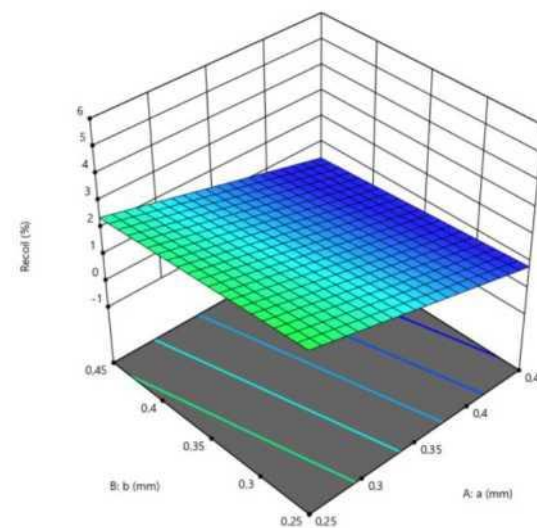


Математическая 3D
модель отскока при
толщине повторяющегося
элемента 0.1

Recoil (%)
0,901333 5,26999

X1 = A
X2 = B

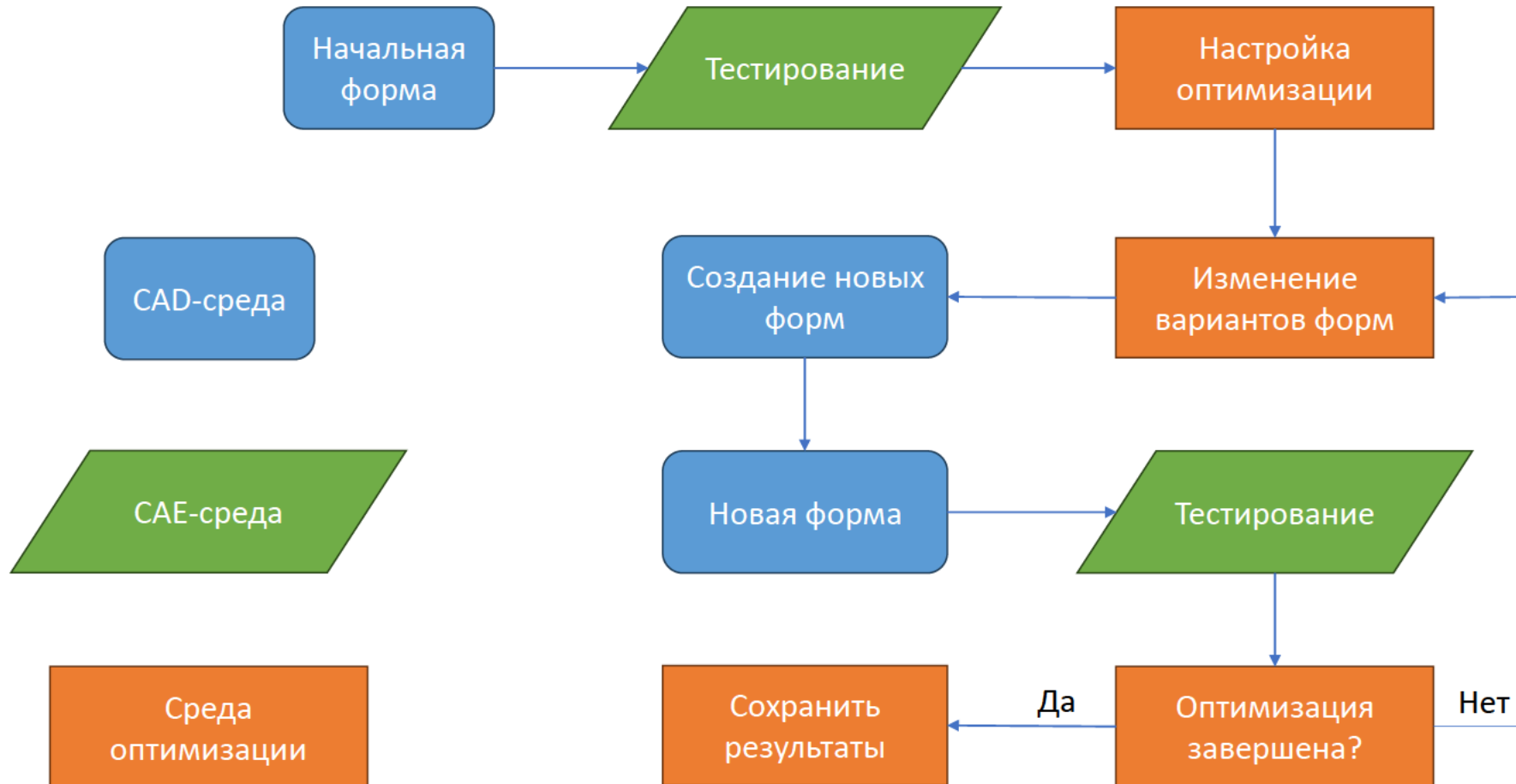
Actual Factor
C = 0,15



Математическая 3D
модель отскока при
толщине повторяющегося
элемента 0.15



Технологическая схема процесса оптимизации формы элементарной ячейки



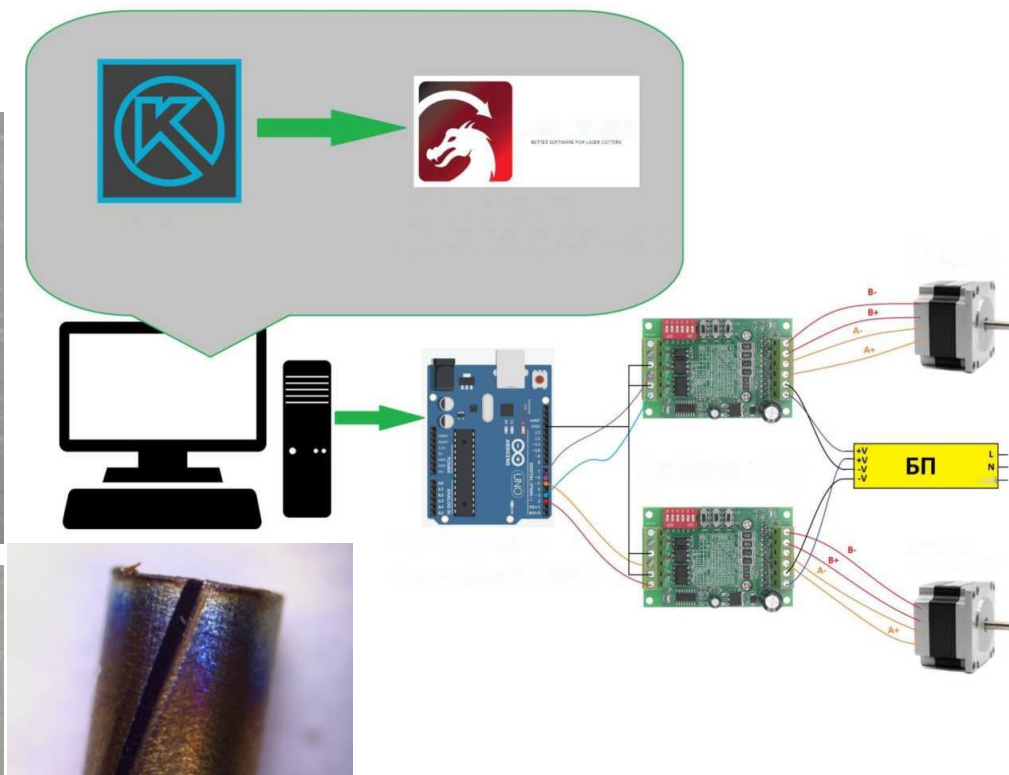
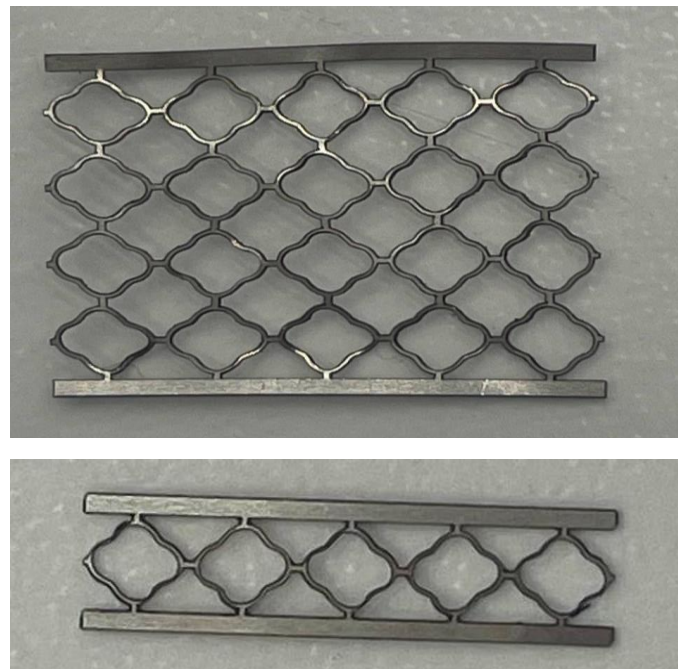
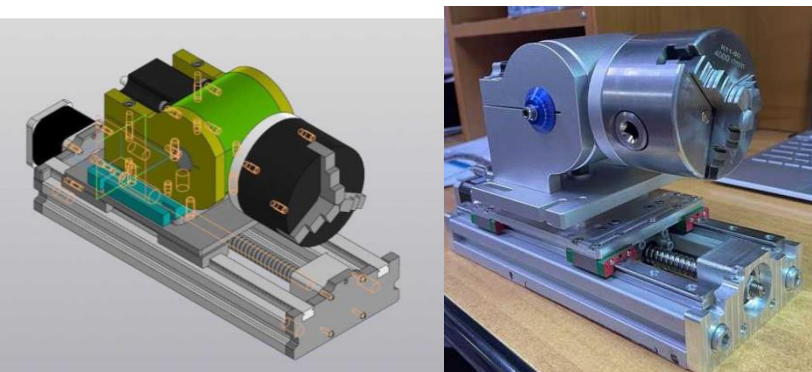
*Патент РФ 2 810 438. Способ моделирования стентов.



Применение математического моделирования

на практике

Фемтосекундная лазерная
твердотельная
система на иттербиевом кристалле



- Один из самых компактных лазеров в своем классе
- Высокое качество пучка и $M2 < 1.15$
- Мощность 10 Вт
- Более 2 мДж в импульсе
- Длительность импульса < 270 фс
- Высокая температурная и долговременная стабильность
- Монолитный термостабилизированный корпус



СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1] Kastrati A. и др. Restenosis after coronary placement of various stent types // The American journal of cardiology. 2001. № 1 (87). С. 34–39.
- [2] Черняев М. В. и др. Непосредственные и среднеотдаленные результаты применения стента с лекарственным покрытием калипсо при остром коронарном синдроме // Диагностическая и интервенционная радиология. – 2017. – Т. 11. – №. 4. – С. 42-47.
- [3] Лущик П. Е., Рафальский И. В., Заблоцкий А. В. Механические характеристики сердечно-сосудистых стентов на основе Co-Cr после электрохимической обработки. – 2023.
- [4] Ермолаев Е., Масленников М. Стентовые технологии: история, организация производства, рынок // Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2022. №169 (1) С.102.
- [5] Патент РФ 2 810 438. Способ моделирования изделия, устанавливаемого в просвет полых органов для расширения участка, суженного патологическим процессом / Ермолаев Е.С. Заявл. 02.12.2022 Опублик. 27.12.2023
- [6] Ferreira S. L. C. et al. Box-Behnken design: an alternative for the optimization of analytical methods // Analytica chimica acta. – 2007. – Т. 597. – №. 2. – С. 179-186.
- [7] Freeman J. W., Snowhill P. B., Nosher J. L. A link between stent radial forces and vascular wall remodeling: the discovery of an optimal stent radial force for minimal vessel restenosis // Connective tissue research. – 2010. – Т. 51. – №. 4. – С. 314-326.
- [8] Donnelly E. и др. Finite element comparison of performance related characteristics of balloon expandable stents // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2007. № 2 (10). С. 103–110.
- [9] ГОСТ Р. 25539-2-2012. Имплантаты сердечно-сосудистые. Внутрисосудистые имплантаты. Часть. – Т. 2. Дата введения: 30 августа 2012.



Спасибо за внимание!

