

РЕВЕРС-ИНЖИНИРИНГ ВНУТРИСОСУДИСТЫХ КАТЕТЕРОВ

Е. Д. Карташова¹, А. Ю. Муйземнек²

^{1, 2} Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

¹katrina89@yandex.ru, ²muyzemnek@yandex.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* Создание конкурентоспособных изделий является основной задачей различных отраслей промышленного производства. Решение данных задач возможно за счет использования полимерных слоистых композиционных материалов. Примером использования таких материалов в медицине являются внутрисосудистые катетеры, трубки которых состоят из двух полимерных слоев, между которыми находится металлическая сетка или ткань. Актуальность работы обусловлена тем, что для создания новых конкурентоспособных внутрисосудистых катетеров необходимо иметь полное представление о конструкции и физико-механических свойствах композиционных материалов хорошо зарекомендовавших себя внутрисосудистых катетеров конкурентов. Целью работы является определение конструкции и физико-механических свойств композиционных материалов диагностических и проводниковых внутрисосудистых катетеров, т.е. их реверс-инжиниринг. *Материалы и методы.* В качестве исследуемых выбраны внутрисосудистые катетеры, имеющие полимерно-металлическую композиционную трубку на основе матрицы из нейлона и армирующего из нержавеющей стали. Такие трубки имеют и диагностические, и проводниковые внутрисосудистые катетеры. Разработаны и использованы оригинальные методики измерения размеров внутрисосудистых катетеров, включая размеры металлической оплетки, определения изгибной жесткости катетера при различных температурах, включая режим термоциклирования и выдержки при постоянной температуре. *Результаты.* Разработана последовательность реверс-инжиниринга внутрисосудистых катетеров, имеющих в своем составе трубки из полимерно-металлических композиционных материалов, определены характеристики физико-механических свойств компонентов композита и его инженерные константы. *Выводы.* Разработанная последовательность реверс-инжиниринга полимерно-металлических композиционных материалов позволяет определить характеристики физико-механических свойств компонентов композита и его инженерные константы.

Ключевые слова: внутрисосудистый катетер, полимерно-металлический композиционный материал, нейлон, нержавеющая сталь, изгибная жесткость, температура, устройство для определения изгибной жесткости, испытания

Для цитирования: Карташова Е. Д., Муйземнек А. Ю. Реверс-инжиниринг внутрисосудистых катетеров // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2025. № 2. С. 122–133. doi: 10.21685/2227-8486-2025-2-10

REVERSE ENGINEERING OF INTRAVASCULAR CATHETERS

E.D. Kartashova¹, A.Yu. Muzemnek²

^{1, 2} Penza State University, Penza, Russia

¹katrina89@yandex.ru, ²muzemnek@yandex.ru

Abstract. *Background.* The creation of competitive products is the main task of various branches of industrial production. The solution of these problems is possible due to the use of polymer layered composite materials. An example of their use in medicine are intravascular catheters, the tubes of which consist of several polymer layers that alternate with layers of metal mesh or fabric. The relevance of the work is due to the fact that in order to create new competitive intravascular catheters, it is necessary to have a complete understanding of the design and physical and mechanical properties of composite materials of well-proven intravascular catheters of competitors. The purpose of the work is to determine the design and physical and mechanical properties of composite materials of diagnostic and guiding intravascular catheters. *Materials and methods.* The subjects of the study were intravascular catheters with a polymer-metal composite tube based on a nylon matrix and stainless steel reinforcement. Such tubes have both diagnostic and conductive intravascular catheters. Original methods for measuring the sizes of intravascular catheters, including the sizes of the metal braid, determining the bending rigidity of the catheter at different temperatures, including the thermocycling mode and holding at a constant temperature, have been developed and used. *Results.* A sequence of reverse engineering of intravascular catheters containing tubes made of polymer-metal composite materials has been developed, the characteristics of the physical and mechanical properties of the composite components and its engineering constants have been determined. *Conclusions.* The developed sequence of reverse engineering of polymer-metal composite materials allows to determine the characteristics of the physical and mechanical properties of the composite components and its engineering constants.

Keywords: intravascular catheter, polymer-metal composite material, nylon, stainless steel, bending stiffness, temperature, bending stiffness tester, testing

For citation: Kartashova E.D., Muzemnek A.Yu. Reverse engineering of intravascular catheters *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve* = *Models, systems, networks in economics, technology, nature and society*. 2025;(2):122–133. (In Russ.). doi: 10.21685/2227-8486-2025-2-10

Введение

Создание конкурентоспособных изделий является основной задачей различных отраслей промышленного производства. Решение данных задач возможно за счет использования полимерных слоистых композиционных материалов. Примером использования таких в медицине являются внутрисосудистые катетеры, трубки которых состоят из двух полимерных слоев, между которыми находится металлическая сетка или ткань. Актуальность работы обусловлена тем, что для создания новых конкурентоспособных внутрисосудистых катетеров необходимо иметь полное представление о конструкции и физико-механических свойствах композиционных материалов внутрисосудистых катетеров конкурентов. Целью работы является определение конструкции и физико-механических свойств композиционных материалов диагностических и проводниковых внутрисосудистых катетеров, т.е. реверс-инжиниринг.

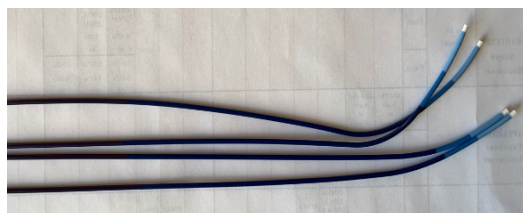
Внутрисосудистый катетер – трубчатое изделие, одноканальное или многоканальное, предназначенное для частичного, полного или имплантируемого введения в сердечно-сосудистую систему с целью диагностики и/или в терапевтических целях¹. Внутрисосудистый катетер состоит из трубки, канюли, переходника-усилителя, соединительного узла и порт-системы.

Различают диагностические и проводниковые катетеры. Диагностические катетеры используются для диагностических исследований. С их помощью вводится контраст в исследуемые артерии. Проводниковые катетеры используются для лечебных манипуляций. Они обеспечивают доставку интервенционных устройств, таких как баллонные катетеры и стенты.

Внешний вид внутрисосудистых катетеров показан на рис. 1.



а)



б)

Рис. 1. Внешний вид внутрисосудистых катетеров:
а – диагностический «Панорама»; б – проводниковый «Аккорд»

В лечебные учреждения катетеры поступают в упаковке (рис. 2), на которой приводятся основные характеристики катетера.



Рис. 2. Внутрисосудистый катетер марки HS GF в упаковке (пример)

Проведение реверс-инжиниринга потребовало разработки следующих методик измерения наружного и внутреннего диаметров катетеров:

- определения геометрических размеров металлической оплетки катетера;
- определения изгибной жесткости катетера при нормальной температуре без вырезки лабораторных образцов;

¹ ГОСТ ISO 1055-1-2021. Катетеры внутрисосудистые однократного применения стерильные.

- определение изгибной жесткости катетера после нагрева до заданной температуры и построение графиков зависимостей изгибной жесткости катетеров от температуры их нагрева в диапазоне температур от 100 до 140 °С;
- определение изгибной жесткости катетера при термоциклировании и построение графиков зависимостей изгибной жесткости катетеров от числа циклов их нагрева до температуры 130 ± 5 °С;
- определение изгибной жесткости катетера при температуре 37 ± 2 °С и построение графиков зависимостей изгибной жесткости катетеров от продолжительности их выдержки при этой температуре.

1. Результаты измерения размеров внутрисосудистых катетеров

Исследованиям были подвергнуты четыре группы внутрисосудистых катетеров, отобранных из разных партий:

- 10 диагностических внутрисосудистых катетеров Панорама 6F (группа 1);
- 7 диагностических внутрисосудистых катетеров Панорама 5F (группа 2);
- 10 проводниковых внутрисосудистых катетеров Аккорд 6F (группа 3);
- 4 проводниковых внутрисосудистых катетера Аккорд 6F (группа 4).

Внешний вид внутрисосудистых катетеров второй и четвертой группы показан на рис. 1.

Результаты измерения размеров внутрисосудистых катетеров приведены в табл. 1. Наружный и внутренний диаметры измерялись штангенциркулем с помощью специальных оправок. Размеры металлической оплетки определялись на инструментальном микроскопе.

Репрезентативная ячейка полимерно-металлического слоистого композиционного материала (RVE – representative volume element) показана на рис. 3,а. Определялись длины диагонали ромба, образованного осями проекций металлических волокон на плоскость композита. Образцы оплеток различных внутрисосудистых катетеров получены их выжиганием. Фотографии нескольких оплеток показаны на рис. 4.

Таблица 1

Геометрические характеристики внутрисосудистых катетеров

Наименование характеристики	Номер группы			
	1	2	3	4
1. Наружный диаметр d_n , мм	1,95	1,63	2,03	2,02
2. Внутренний диаметр $d_{вн}$, мм	1,61	1,35	1,61	1,61
3. Длина диагонали d_1 , мм	1,15	0,95	1,13	1,12
4. Длина диагонали d_2 , мм	0,6200	0,5200	0,5800	0,5800
5. Площадь поперечного сечения волокна S , мм ²	0,0040	0,0036	0,0051	0,0040
6. Стандартное отклонение наружного диаметра, мм	0,0279	0,0315	0,0246	0,0287
7. Стандартное отклонение внутреннего диаметра, мм	0,1072	0,0445	0,1072	0,1072
8. Коэффициент вариации наружного диаметра v_n	0,0143	0,0193	0,0121	0,0142
9. Коэффициент вариации внутреннего диаметра $v_{вн}$	0,0667	0,0330	0,0667	0,0667

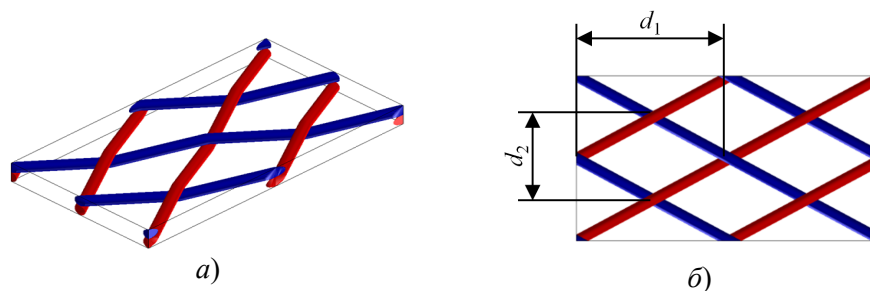


Рис. 3. Репрезентативная ячейка полимерно-металлического слоистого композиционного материала (матрица не показана):
а – внешний вид; б – характерные размеры

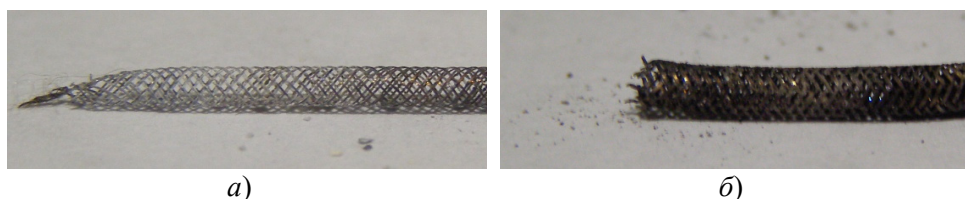


Рис. 4. Структура оплетки внутрисосудистых катетеров:
а – «Панорама» 6F; б – «Аккорд» 6F

2. Результаты определения изгибной жесткости внутрисосудистых катетеров

Определение изгибной жесткости внутрисосудистых катетеров при нормальной температуре осуществлялось с использованием методики и устройства, описание которых приведено в работе [1]. Статистические характеристики изгибной жесткости внутрисосудистых катетеров приведены в табл. 2.

Таблица 2

Изгибная жесткость внутрисосудистых катетеров

Наименование характеристики	Номер группы			
	1	2	3	4
1. Изгибная жесткость EJ , Н, мм ²	445,20	392,54	917,28	589,18
2. Стандартное отклонение изгибной жесткости, Н, мм ²	41,65	29,07	51,99	84,25
3. Коэффициент вариации изгибной жесткости	0,094	0,074	0,057	0,143

Определение зависимостей изгибной жесткости внутрисосудистых катетеров при повышенной температуре осуществлялось с использованием методики и устройства, описание которых приведено в работах [2, 3]. В качестве примера на рис. 5 приведены графики зависимостей прогиба катетеров от продолжительности выдержки при температуре 37 ± 2 °С. На каждом рисунке показаны графики зависимостей, определенные для двух значений изгибающих моментов.

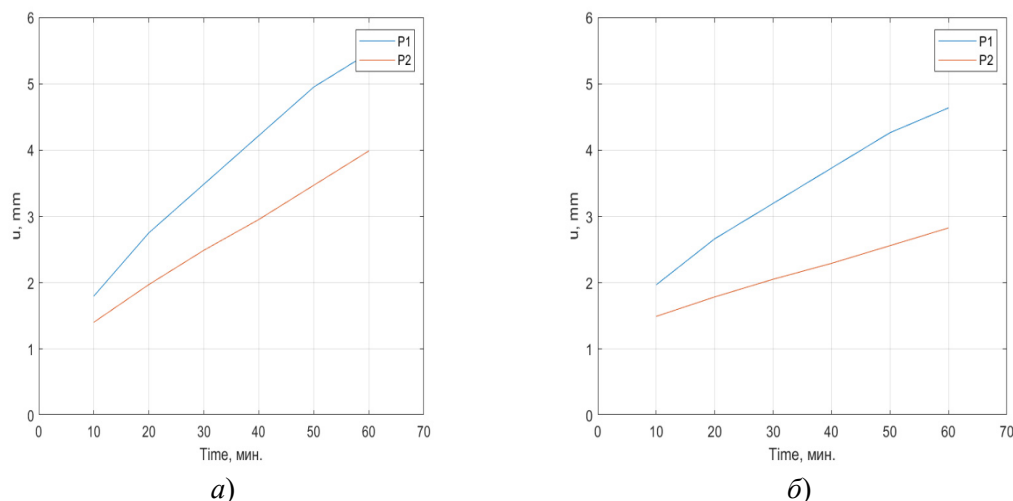


Рис. 5. Графики изменения прогиба катетеров от продолжительности выдержки при температуре 37 ± 2 °C:
 а – «Панорама» 6F; б – «Аккорд» 6F
 (P1 – изгибающий момент 3,25 Н·мм, изгибающий момент P2 – 2,69 Н·мм)

Проведенные испытания позволили определить диаграммы деформирования лабораторных образцов при статическом нагружении и графики зависимостей деформации от времени. В качестве примера на рис. 6,а показана диаграмма деформирования лабораторного образца при статическом нагружении. Графики зависимостей деформации лабораторного образца от времени при температуре 37 ± 2 °C и постоянных напряжениях 4,20 и 5,05 МПа показаны на рис. 6,б. График зависимости деформации лабораторного образца от времени при напряжении 5,05 МПа обозначен sig1, а при напряжении 4,20 МПа – sig2.

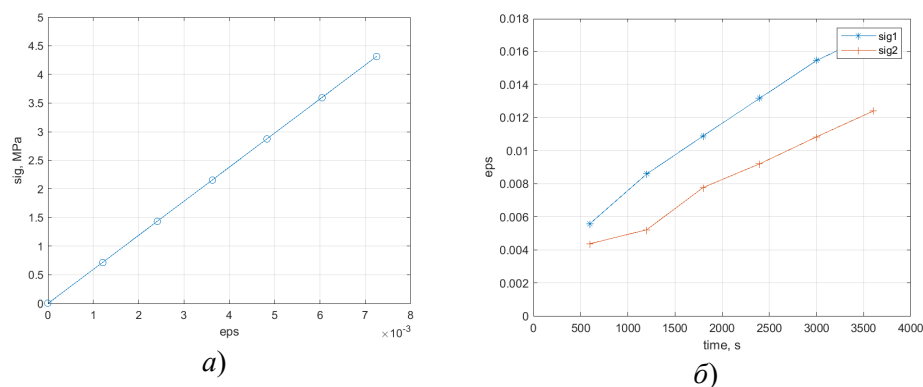


Рис. 6. Результаты испытаний лабораторных образцов:
 а – диаграмма деформирования лабораторного образца при статическом нагружении;
 б – графики зависимостей деформации от времени

Результаты испытаний лабораторных образцов использованы для идентификации параметров упругой и вязкоупругой моделей нейлона.

3. Об идентификации параметров моделей композита и его компонентов

Диаграмма деформирования лабораторного образца при статическом нагружении, показанная на рис. 6,а, использована для идентификации параметров упругой модели нейлона. При выполнении процедуры идентификации была использована программа Digimat-MX [4]. В результате выполнения процедуры идентификации получены следующие параметры упругой модели нейлона:

- модуль Юнга – 0,252 ГПа;
- коэффициент Пуассона – 0,38.

Следует заметить, что используемые в качестве начальных параметры упругой модели нейлона, заимствованные из базы данных Digimat-MX, имели следующие значения:

- модуль Юнга – 0,29 ГПа;
- коэффициент Пуассона – 0,37.

Графики зависимостей деформации лабораторного образца от времени при температуре $37 \pm 2^\circ\text{C}$, показанные на рис. 6,б, использованы для идентификации параметров вязкоупругой модели нейлона.

Для описания поведения нейлона использована модель линейной вязкоупругости, которая представляет собой следующую зависимость [4]:

$$\sigma(t) = G(t) : \varepsilon(0) + \int G(t-r) : \varepsilon^{(ve)}(\tau) d\tau, \quad (1)$$

где $\varepsilon(0) = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \varepsilon(t)$ – значения тензора деформации при $t = 0$; $\Delta t \rightarrow 0$; G – модуль сдвига;

$$G(t) = 2G_R(t)I^{dev} + K_R(t)I \otimes I.$$

Интегральное уравнение описывает эффект памяти материала. Это означает, что напряжение $\sigma(t)$ в момент времени $t > 0$ зависит от всей истории деформирования к этому моменту. $G_R(t)$ и $K_R(t)$ – модули релаксации, которые в изотропном случае представляют собой зависящие от времени модули сдвига и объемного сжатия соответственно. Все это приводит к представлению модуля сдвига $G_R(t)$ и модуля объемного сжатия $K_R(t)$, входящих в модель изотропной вязкоупругости, в виде ряда Прони:

$$G_R(t) = G_0 \left[1 - \sum_{i=1}^n w_i \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}} \right) \right], \quad G_0 = G(t=0), \quad (2)$$

$$K_R(t) = K_0 \left[1 - \sum_{i=1}^n w_i^* \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_i^*}} \right) \right], \quad K_0 = K(t=0). \quad (3)$$

Используемые в качестве начальных параметры вязкоупругой модели нейлона, заимствованные из базы данных Digimat-MX, имели следующие значения:

- время релаксации $t_1 = 1$ с, $t_2 = 10$ с, $t_3 = 100$ с;
- веса членов ряда Прони $w_1 = 0,24$, $w_2 = 0,5$, $w_3 = 0,26$.

В результате идентификации получены следующие значения параметров вязкоупругой модели нейлона:

- время релаксации $t_1 = 1$ с, $t_2 = 10$ с, $t_3 = 100$ с;
- веса членов ряда Прони $w_1 = 0,2$, $w_2 = 0,389$, $w_3 = 0,312$.

Результаты идентификации позволили определить инженерные константы композита. Значения инженерных констант получены в предположении об упругом поведении композита. При вычислении инженерных констант был использован метод Мори – Танака [4, 5]. Соответствующие значения приведены в табл. 3.

Таблица 3

Инженерные константы композита

Инженерная константа	Значение
Модуль продольной упругости E_1 , ГПа	29,9
Модуль продольной упругости E_2 , ГПа	9,1
Модуль продольной упругости E_3 , ГПа	3,75
Коэффициент Пуассона ν_{12}	0,31
Коэффициент Пуассона ν_{23}	0,066
Коэффициент Пуассона ν_{31}	0,478
Модуль сдвига в плоскости композита G_{12} , ГПа	34,0
Модуль сдвига вне плоскости композита G_{23} , ГПа	11,77
Модуль сдвига вне плоскости композита G_{31} , ГПа	10,88

4. Моделирование поведения материалов и конструкций

Расчет напряженно-деформированного состояния RVE выполнен методом спектральных элементов (FFT). Некоторые результаты расчета напряженно-деформированного состояния RVE приведены на рис. 7. Результаты расчетов получены для случая растяжения RVE вдоль оси X на 3 %.

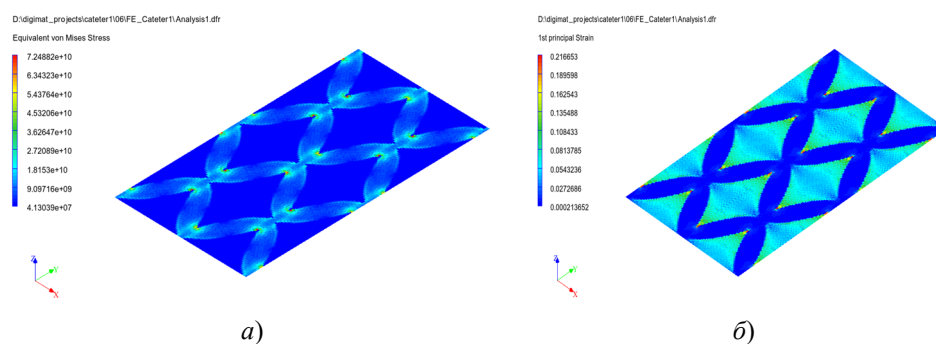


Рис. 7. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния в RVE:
 а – распределения приведенных по Мизесу напряжений (дин/см²);
 б – распределения первых главных деформаций

Результаты сопоставления распределений позволяют сделать следующие выводы:

- напряжения в нитях армирующего больше, чем в матрице; в местах пересечения волокон армирующего наблюдается концентрация напряжений (рис. 7,а);

– первые главные деформации в матрице больше, чем в нитях армирующего; у пересечения волокон армирующего в матрице наблюдается концентрация деформаций (рис. 7,б).

Результаты компьютерного моделирования вязкоупругого деформационного поведения полимерно-металлического композита при одноосном деформировании приведены на рис. 8 и 9. При моделировании были использованы параметры модели вязкоупругости нейлона, полученные в результате идентификации.

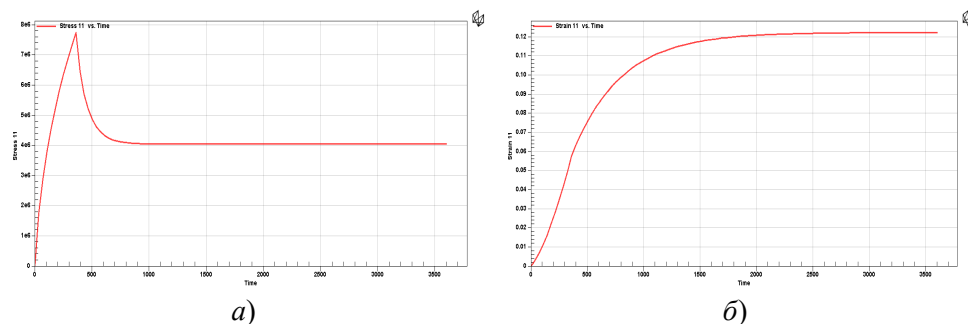


Рис. 8. Результаты компьютерного моделирования полимерных композитов при одноосном деформировании:
а – диаграмма релаксации; б – диаграмма ползучести

При построении диаграммы релаксации считалось, что жесткое нагружение осуществляется в два этапа. На первом этапе одноосная деформация возрастает от нуля до 3 %, на втором этапе поддерживается ее постоянное значение. Диаграмма релаксации показана на рис. 8,а. На диаграмме значения напряжений приведены в дин/см².

При построении диаграммы ползучести считалось, что мягкое нагружение осуществляется в два этапа. На первом этапе одноосное напряжение возрастает от нуля до 5 МПа, на втором этапе поддерживается его постоянное значение. Диаграмма ползучести показана на рис. 8,б.

Диаграмма деформирования при циклическом нагружении приведена на рис. 9.

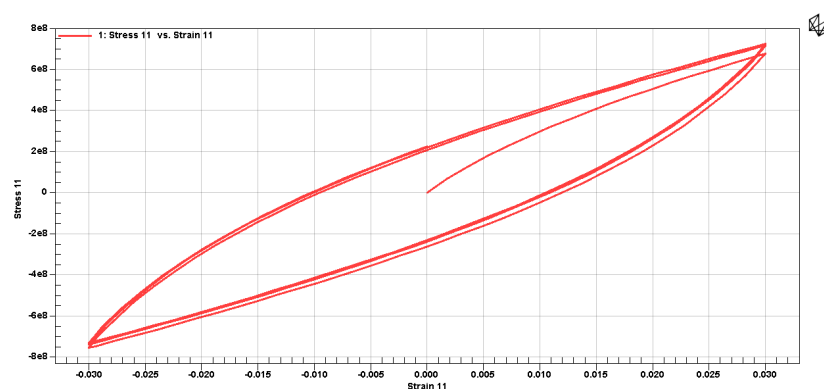


Рис. 9. Диаграмма деформирования при циклическом нагружении

При построении диаграммы нагружение считалось жестким с коэффициентом асимметрии цикла, равным -1 . Максимальная деформация в цикле равнялась 3% , скорость деформации $-1 \cdot 10^{-3} \text{ с}^{-1}$. На диаграмме значения напряжений приведены в $\text{дин}/\text{см}^2$.

Результаты идентификации параметров моделей нейлона, вычисления инженерных констант всего композита были проверены путем сопоставления результатов расчетов напряженно-деформированного состояния лабораторного образца при четырехточечном изгибе с соответствующими результатами его испытаний.

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния лабораторного образца при четырехточечном изгибе приведены на рис. 10. Результаты сопоставления распределений позволяют сделать следующие выводы:

– распределение модуля перемещений, представленное на рис. 10,а, свидетельствует о том, что прогиб образца составляет $6,26 \text{ мм}$, притом, что экспериментально определенное значение прогиба составляет $6,39 \text{ мм}$;

– распределения первых главных напряжений (рис. 10,б) и приведенных по Мизесу напряжений (рис. 10,в) показывают, что большая часть лабораторного образца находится в одинаковом напряженном состоянии, что подтверждает правильность выбора метода испытаний лабораторных образцов на четырехточечный изгиб;

– распределение первых главных макронапряжений (рис. 10,г) свидетельствует о возможности использования полученных в работе результатов для проведения двухуровневого моделирования полимерно-металлических слоистых композитов.

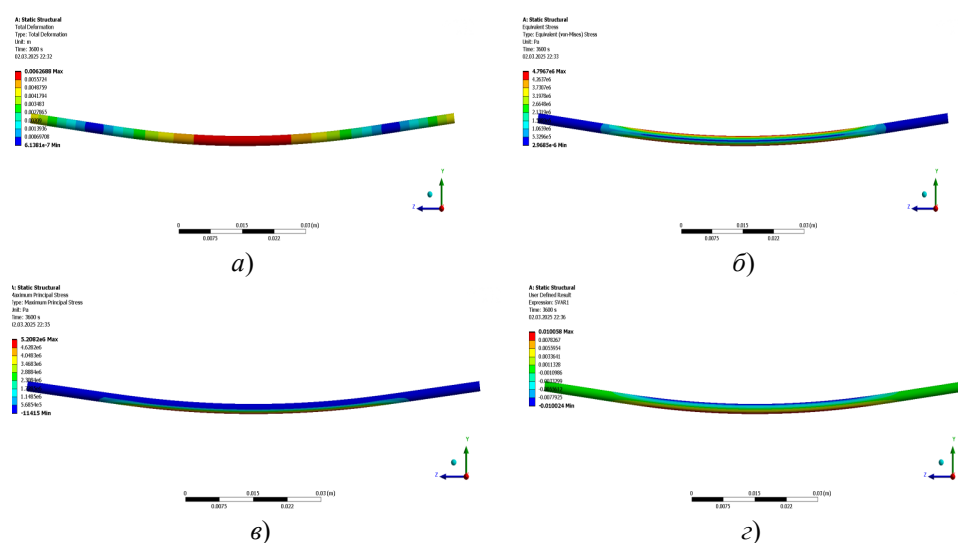


Рис. 10. Результаты расчета распределения:

а – модуля перемещений; б – первых главных напряжений;
в – приведенных по Мизесу напряжений; г – первых главных макронапряжений

Заключение

1. Изгибная жесткость внутрисосудистых катетеров существенно отличается у катетеров различных размеров и производителей. Максимальной

жесткостью обладают заготовки Аккорд 6F ($917,3 \text{ Н} \cdot \text{мм}^2$), минимальной – заготовки Панорама 5F ($392,5 \text{ Н} \cdot \text{мм}^2$). При сопоставлении изгибной жесткости следует учитывать тип и размер внутрисосудистых катетеров.

2. Результаты испытаний внутрисосудистых катетеров одинакового типа, размера и производителя позволили определить коэффициенты вариации изгибной жесткости. Так, коэффициент вариации заготовок Панорама 6F – 9,4 %, заготовок Панорама 5F – 7,4 %, заготовок Аккорд 6F (третья группа) – 5,7 %, заготовок Аккорд 6F (четвертая группа) – 14,3 %. Различия значений могут быть объяснены большим разбросом средних в малых выборках.

3. Сопоставление результатов испытаний позволяют сделать вывод о том, что испытанные заготовки Аккорд 6F нельзя считать принадлежащими одной генеральной совокупности.

4. В процессе выполнения работы определены конструкции и физико-механические свойства композиционных материалов диагностических и проводниковых внутрисосудистых катетеров четырех групп катетеров. Полученные результаты могут быть использованы при разработке и производстве новых отечественных внутрисосудистых катетеров.

Список литературы

1. Тарханова А. Р., Муйземнек А. Ю. Исследование изгибной жесткости полимерных слоистых композиционных трубок при статическом нагружении // Актуальные проблемы науки и образования : сб. науч. ст. по материалам Междунар. науч.-практ. школы. Пенза : Изд-во ПГУ, 2024. С. 161–164.
2. Тарханова А. Р., Карташова Е. Д., Муйземнек А. Ю. Вычисление изгибной жесткости полимерных слоистых композиционных трубок при испытаниях на изгиб // Сборник статей XI Всероссийской научно-технической конференции молодых ученых и студентов с международным участием / под ред. В. В. Салмина. Пенза : Пензен. гос. аграр. ун-т, 2025. С. 281–283.
3. Тарханова А. Р., Карташова Е. Д., Муйземнек А. Ю. Исследование влияние температуры на изгибную жесткость полимерных слоистых композиционных трубок // Сборник статей XI Всероссийской научно-технической конференции молодых ученых и студентов с международным участием / под ред. В. В. Салмина. Пенза : Пензен. гос. аграр. ун-т, 2025. С. 284–287.
4. Digimat 2023.1 MF User's Guide.
5. Mori T., Tanaka K. Average stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions // Acta Metallurgica. 1973. № 21. P. 571–574.

References

1. Tarkhanova A.R., Muiyemnek A.Yu. Investigation of the bending stiffness of polymer layered composite structures under static loading. *Aktual'nye problemy nauki i obrazovaniya: sb. nauch. st. po materialam Mezhdunar. nauch.-prakt. shkoly* = *Actual problems of science and education : collection of scientific articles based on the materials of International scientific and practical school*. Penza: Izd-vo PGU, 2024:161–164. (In Russ.)
2. Tarkhanova A.R., Kartashova E.D., Muiyemnek A.Yu. Calculation of the bending stiffness of polymer layered composite structures during bending tests. *Sbornik statey XI Vserossiyskoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii molodykh uchenykh i studentov s mezhdunarodnym uchastiem* = *Collection of articles of the XI All-Russian Scientific and Technical Conference of Young Scientists and students with international participation*. Penza: Penzen. gos. agrar. un-t, 2025:281–283. (In Russ.)

3. Tarkhanova A.R., Kartashova E.D., Muzyemnek A.Yu. Investigation of the effect of temperature on the bending stiffness of polymer layered composite tubes. *Sbornik statey XI Vserossiyskoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii molodykh uchenykh i studentov s mezhdunarodnym uchastiem* = *Collection of articles of the XI All-Russian Scientific and Technical Conference of Young Scientists and students with international participation*. Penza: Penzen. gos. agrar. un-t, 2025:284–287. (In Russ.)
4. *Digmat 2023.1 MF User's Guide*.
5. Mori T., Tanaka K. Average stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions. *Acta Metallurgica*. 1973;(21):571–574.

Информация об авторах / Information about the authors

Екатерина Дмитриевна Карташова

кандидат технических наук,
ассистент кафедры теоретической
и прикладной механики и графики,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: katrina89@yandex.ru

Ekaterina D. Kartashova

Candidate of technical sciences,
assistant of sub-department of theoretical
and applied mechanics and graphics,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Александр Юрьевич Муйземнек

доктор технических наук, профессор,
заведующий кафедрой теоретической
и прикладной механики и графики,
Пензенский государственный
университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: muzyemnek@yandex.ru

Alexander Yu. Muzyemnek

Doctor of technical sciences, professor,
head of sub-department of theoretical
and applied mechanics and graphics,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /
The authors declare no conflicts of interests.**

Поступила в редакцию/Received 17.04.2025

Поступила после рецензирования/Revised 21.05.2025

Принята к публикации/Accepted 17.06.2025