Оценка механических свойств элементов конструкции углепластиковых заготовок протезов стоп / А.А. Филиппов, К.Е. Первухин, Ю.Д. Карнаухов, Е.А. Лутошкин, В.М. Лосев. – DOI: 10.15593/perm.mech/2025.6.12 // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2025. – № 6. – С. 135–144.

Perm Polytech Style: Effect of Stress Concentrators on the Kinetics of Localized Plastic Deformation Bands. *PNRPU Mechanics Bulletin,* 2025, no. 6, pp. 135–144. DOI: 10.15593/perm.mech/2025.6.12

пермский политех

ВЕСТНИК ПНИПУ. МЕХАНИКА
№ 6, 2025
PNRPU MECHANICS BULLETIN
https://ered.pstu.ru/index.php/mechanics/index



Научная статья

DOI: 10.15593/perm.mech/2025.6.12
УДК 617.58-77

ОЦЕНКА МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ЭЛЕМЕНТОВ КОНСТРУКЦИИ УГЛЕПЛАСТИКОВЫХ ЗАГОТОВОК ПРОТЕЗОВ СТОП

А.А. Филиппов[1,2], К.Е. Первухин[1], Ю.Д. Карнаухов[2], Е.А. Лутошкин[2], В.М. Лосев[2]

[1]Институт машиноведения имени Э.С. Горкунова УрО РАН, Екатеринбург, Российская Федерация
[2]ООО «Техноресурс», Новосибирск, Российская Федерация

О СТАТЬЕ

Получена: 08 августа 2025 г.
Одобрена: 12 декабря 2025 г.
Принята к публикации:
15 декабря 2025 г.

Ключевые слова:

углепластик, слоистый композит, протез стопы, механические свойства, жесткость, механические испытания, изгиб, прямое прессование препрега, вакуумная инфузия

АННОТАЦИЯ

Совершенствование конструкций протезов стоп человека для различных уровней физической активности, позволяющих запасать и высвобождать энергию упругой деформации при ходьбе, является актуальной комплексной задачей, т. к. требуют индивидуального подхода в проектировании с учетом особенностей каждого пациента. Композиты на основе углеткани хорошо зарекомендовали себя для применения в конструкциях протезов стоп, обладая высокими удельными упруго-прочностными показателями. Варьируя плотность, тип плетения, расположение и ориентацию слоев углеткани, возможно управлять механическими свойствами конструкции протеза в широком диапазоне, не изменяя заданной геометрии конструкции. В настоящей работе экспериментально определены упругие свойства верхней пластины углепластиковых протезов стоп человека низкого профиля. Предложены две геометрии пластин, схожие по компоновке отверстий и вырезов, но различные по длине. Варьируя схему и направление укладки слоев, были получены 8 типов верхних пластин протеза стопы. Представлены три схемы механических испытаний на изгиб, отличные между собой углом установки испытываемой пластины и плечом нагружения при постоянных параметрах геометрии нагружающего элемента и скорости перемещения точки нагружения. Получены зависимости прогиба от прикладываемой нагрузки, по углу наклона, которым определена жесткость каждой пластины. Из предложенных схем испытаний выбрана схема «изгиб в оснастке», позволяющая сравнивать значения жесткости получаемых стоп со значениями, полученными при аналогичных испытаниях. Показано, что в рассматриваемых конструкциях уменьшение толщины пластины с 11 до 6 мм и добавление слоев резины позволяет уменьшить значения жесткости в 6 раз: со 100–120 до 20–40 Н/м, что соответствует показателям жесткости аналогичных конструкций, определенных при схожих схемах механических испытаний. Изменение типоразмера верхней пластины с 205 до 225 мм позволяет снизить жесткость на 20–30 % при одинаковой технологии и структуре укладки углепластикового композита. Полученные данные будут использованы для численного моделирования механического поведения всей углепластиковой конструкции протеза стопы..

© **Филиппов Артем Александрович** – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник, e-mail: filippov@itam.nsc.ru, ORCID: 0000-0003-1145-6356
Первухин Кирилл Евгеньевич – инженер, e-mail: Kirillpervukhin@mail.ru, ORCID: 0000-0003-2479-1815
Карнаухов Юрий Дмитриевич – инженер-технолог, e-mail: pegasina92@gmail.com
Лутошкин Евгений Анатольевич – инженер, e-mail: grenich@me.com
Лосев Виталий Михайлович – генеральный директор, e-mail: losevvm@gmail.com

Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

Artem A. Filippov – Candidate of Sciences, senior researcher Institute of Engineering Science, e-mail: filippov@itam.nsc.ru, ORCID: 0000-0003-1145-6356
Kirill E. Pervukhin – Engineer, e-mail: filippov@itam.nsc.ru, ORCID: 0000-0003-2479-1815
Yuri D. Karnaukhov – Technological Engineer, e-mail: pegasina92@gmail.com
Evgeny A. Lutoshkin – Engineer, e-mail: grenich@me.com
Vitaly M. Losev – General Director, e-mail: losevvm@gmail.com

EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF STRUCTURAL ELEMENTS OF CARBON FIBER BLANKS OF PROSTHETIC FEET

A.A. Filippov[1], K.E. Pervukhin[2], Yu.D. Karnaukhov[2], E.A. Lutoshkin[2], V.M. Losev[2]

[1]Institute of Engineering Science, Ural Branch of the Russian Academy of Science, Ekaterinburg, Russian Federation
[2]Technoresurs LLC, Novosibirsk, Russian Federation

ARTICLE INFO

Received: 08 August 2025
Approved: 12 December 2025
Accepted for publication: 15 December 2025

Keywords:

carbon fiber, laminated composite, prosthetic foot, mechanical properties, rigidity, mechanical testing, bending, direct prepreg pressing, vacuum infusion

ABSTRACT

Improving the designs of human prosthetic feet for various levels of physical activity, allowing to store and release the energy of elastic deformation during walking, is an urgent complex task, as they require an individual approach to design, considering the characteristics of each patient. Carbon fiber-based composites have proven themselves well for use in foot prosthesis designs, having high specific elastic strength characteristics. By varying the density, type of weaving, location and orientation of the carbon fiber layers, it is possible to control the mechanical properties of the prosthesis structure in a wide range without changing the specified geometry of the structure. In this work, the elastic properties of the upper plate of carbon fiber prosthetic feet with a low profile have been experimentally determined. Two plate geometries are proposed, similar in the arrangement of holes and cutouts, but different in length. By varying the scheme and direction of the layers, 8 types of upper plates of the prosthetic foot were obtained. Three schemes of mechanical bending tests are presented, which differ from each other in the angle of installation of the tested plate and the loading shoulder with constant parameters of the geometry of the loading element and the speed of movement of the loading point. The dependences of deflection on the applied load are obtained, the angle of inclination of which determines the stiffness of each plate. From the proposed test schemes, the "bending in tooling" scheme was selected, which makes it possible to compare the stiffness values of the resulting stops with the values obtained in similar tests. It is shown that in the structures under consideration, reducing the thickness of the plate from 11 to 6 mm and adding layers of rubber makes it possible to reduce the stiffness values by 6 times: from 100–120 to 20–40 N/m, which corresponds to the stiffness values of similar structures determined by similar mechanical testing schemes. Changing the size of the upper plate from 205 to 225 mm reduces stiffness by 20–30 % with the same technology and structure of laying carbon fiber composite. The data obtained will be used to numerically simulate the mechanical behavior of the entire carbon fiber prosthetic foot structure.

Введение

На сегодняшний день углепластиковые композитные материалы (УКМ) применяются не только в авиационной и космической промышленности, но и автомобилестроении, спортивной индустрии и биомедицине.

Обеспечивая высокие упруго-прочностные показатели, при этом обладая малой массой, углепластиковые композиционные материалы открывают широкие перспективы для создания легких и прочных конструкций [1; 2].

Активно развивающимся направлением использования углепластиковых композиционных материалов является проектирование и производство биомедицинских конструкционных материалов и устройств: элементов экзоскелетов [3], бандажей, протезов и ортезов конечностей [4–8]. Минимальные по отношению к другим материалам удельные упругопрочностные характеристики конструкций ортезов и протезов позволяют обеспечивать быстрое восстановление пациентов, обеспечение его мобильности и высокого качества жизни. Подбор типа устройства протеза связан с большим количеством факторов, таких как степень ампутации, уровень активности пациента, функциональные особенности и др. [9–11]. Так, для протезов нижних конечностей по предложенной классификации выделяют: традиционные протезы (CF Conventional foot); протезы с возможностью запасать и высвобождать упругую энергию (ESR energy storing-restoring), протезы с микроконтроллером / дополнительным стабилизирующим элементом и бионические протезы, позволяющие давать энергию при движении, в отличие от остальных типов протезов стоп [6]. Наиболее распространенными типами протезов являются ESR-протезы стоп, обычно изготавливаемые из полимерных композиционных материалов [13–16]. Конструкция таких протезов предусматривает различные уровни упругой деформации под нагрузкой, возникающей при нагружении и высвобождение запасенной энергии при разгрузке. Наиболее распространенными материалами для протезов стоп являются полимерные композитные материалы с применением углеродного, арамидного или стекловолокна [17–21].

Немаловажным фактором в проектировании современных ESR-протезов стоп является проведение механических испытаний по оценке жесткости, прочности и долговеч-

ности подобных конструкций. Проведение механических испытаний сборных конструкций, а также отдельных элементов, сопряжено с целым рядом трудностей. В полной мере отсутствует нормативная документация с описанием методик проведения испытаний. Международные стандарты испытаний, такие как ISO 22523, ISO 10328, ISO 22675, а также их российские аналоги ГОСТ Р 22523-2007, ИСО ГОСТ Р ИСО 10328–2021 и ГОСТ Р ИСО 22675-2019 не могут в полной мере обеспечить оценку элементов конструкций на этапе проектирования протеза. Кроме того, данные стандарты регламентируют только прочностные показатели протезов в целях обеспечения безопасности использования. Избыточная жесткость конструкции протеза приводит к повреждению других суставов пациента, а также не обеспечивает естественность движений. Нагрузка, приходящаяся на стопу неравномерна по площади, неодинакова, ввиду анатомических особенностей пациентов, изменяется во времени, что затрудняет стандартизацию эксперимента. Предлагаемые конструкции существенно отличаются по форме, размерам, используемым материалам [22], могут использоваться с косметическим чехлом, обувью. Изготовление протезов должно осуществляться с учетом особенностей пациента, его физической активности и назначения [23]. Прогнозирование упруго прочностных свойств конструкций протезов представляет сложную задачу, и заставляет исследователей реализовывать собственные системы оснастки, оценки полей нагружения и т д.

Решение задач проектирования конструкций ESR-протезов стоп выполнимо с помощью пакетов конечно-элементных программ, однако требует как знания исходных физико-механических свойств материалов, входящих в конструкцию, так и дополнительной верификации данных численного моделирования [24–27].

Разработки конструкций протезов стоп также проводятся российскими исследователями в рамках общемировых тенденций, но с акцентом на практическую реализуемость, адаптацию к местным условиям и решение специфических клинических задач. Следует отметить, что основные усилия сосредоточены не на революционных прорывах, а на системном улучшении существующих технологий – модульных и монолитных систем, позволяющих запасать упругую энергию деформации [1; 2; 5; 11; 22; 24; 26–28].

Таким образом, исследования в области экспериментального определения упругомеханических свойств протезов стоп является актуальными как в плане моделирования режимов нагружения согласно запросам пациента, так и в плане накопления экспериментальных данных для дальнейшего сравнения с численными подходами.

В настоящей работе рассматривалась конструкция стопы низкого профиля (рис. 1), изготовленная из углепластикового материала.

Данная конструкция относится к категории K2-K3 ESR-стоп, согласно классификации [23] и подразумевает передвижение пациента по большинству препятствий, требующих использования протезов и определенной практической подготовки. Она состоит из двух композитных пластин (*1* и *2*), соединенных между собой клеем, с двумя полиуретановыми вставками (*3*) под местом крепления. Верхняя пластина (*1*) имеет три отверстия для элементов крепления пластин к соединительной штанге (*4*). В носовой части верхней и нижней пластин имеются вырез для уменьшения жесткости при кручении. Пластины получены из углеткани с добавлением эпоксидной смолы по двум технологиям: вакуумной инфузии и прямого прессования препрега [29].

Поскольку жесткость элементов конструкции, соединений, дополнительных элементов (полиуретановая оболочка, стелька, ботинок и пр.) и их взаимодействие могут влиять на распределение нагрузок в реальных условиях использования целевым показателям жесткости для конструкции прототипа углепластиковой стопы низкого профиля являются показатели жесткости, рассматриваемые в исследовательских работах других авторов.

Отсутствие учета жесткости каждого элемента конструкции в механических испытаниях и конечно-элементном моделировании может привести к занижению или завышению расчетных значений прочности, жесткости или устойчивости сэндвич-пластин. Это может повлиять на интерпретацию результатов и последующие практические рекомендации. Например, в случае жесткой конструкции может наблюдаться концентрированная деформация в местах крепления, в то время как более гибкое соединение могло бы перераспределять нагрузки более равномерно, снижая риск локального разрушения.

Подходы к механическим испытаниям протезов стоп, предлагаемые исследователями и инженерами, достаточно разнообразны и требуют отдельного рассмотрения [28]. Для ESR-протезов стоп зачастую рассматриваются графики зависимости прогиба протеза от прикладываемой нагрузки, хотя тип оснастки и параметры нагружения условия испытаний оказываются различными. Рассматриваются конструкции, обеспечивающие в первую очередь прочность на изгиб, с направлением углеродного волокна, ориентированным по линии изгиба.



a *b*

Рис. 1. Конструкция стопы низкого профиля: *a* – общий вид, *b* – вид сбоку: *1* – верхняя пластина, *2* – нижняя пластина, *3* – полиуретановые вставки, *4* – кронштейн для соединительной штанги

Fig. 1. Low profile foot construction: *a* – general view, *b* – side view: *1* – upper plate, *2* – lower plate, *3* – polyurethane inserts, *4* – bracket for connecting rod

Требования к протезам человеческих стоп с точки зрения сходства со свойствами естественной конечности сформулированы в работе [30] по трем степеням свободы в виде углов поворота, габаритных размеров, весу конструкции. Однако, в работе не отмечен реальный прогиб стопы и жёсткость такой конструкции.

Так в работе [31] проведены механические испытания конструкций протезов класса К4 от 9 различных производителей и для каждой построена зависимость нагрузки от прогиба образца и рассчитана жесткость. Однако, авторы посчитали нужным проводить испытания с использованием чехла для протеза и обуви, не указали участок определения жесткости, скорость приложения нагрузки (100–150 Н/с) достаточно высока для того, чтобы учитывать вязкоупругие свойства.

В работах J. Tabucol [32–35] совершенствуется конструкция углепластикового протеза с возможностью настройки жесткости, с помощью дополнительного механизма, имитирующего ахиллово сухожилие. Так в [34] проводилось тестирование конструкции протеза уровня К3–К4 на пациентах и были записаны кривые нагрузки от прогиба при нагружении на носок. Запись нагрузки осуществлялась с помощью датчика силы, встроенного в платформу на полу. Стоит отметить, что полученная зависимость имеет два близких к линейным участка с перегибом в точке 625 Н, 32 мм. Жесткость на первом участке до 625 Н - ~20 Н/мм, на втором, ~37 Н/мм.

В работах [32; 33; 35] продемонстрированы расчетные и экспериментальные кривые нагрузка-прогиб для конструкции протеза собственной разработки. Диаграмма выглядит схожим образом, что и в работе [34]: пологий участок с низкой жесткостью ~15 Н/мм (35–40 мм в зависимости от конструкции и 400–500 Н нагрузки) и более крутым участком ~60 Н/мм.

В работе [36] смоделировано нагружение конструкции протеза стопы, состоящей из передней и задней углепластиковых пластин, соединенных внахлест, на носок до 1250 Н и построена диаграмма «Нагрузка-прогиб», близкая к линейной. Предельная деформация составила 32,5 мм, а жесткость конструкции с жесткостью 40 ± 5 Н/м.

В работе [10] смоделирована деформация, изготовлен прототип и проведены механические испытания протеза стопы (К2–К3) из углепластика низкого профиля. Предельная нагрузка при механических испытаниях составила при прогибе 18 мм 1100 Н при нагрузке на носок. Конечно-элементное моделирование такой конструкции показало, что такой прогиб может быть достигнут при нагрузке 1400 Н. Жесткость протеза при нагрузке на переднюю часть ~ 60 Н/мм.

В работе [37] рассчитана аналитически модель конструкции протеза MARKII в трех различных конфигурациях. Наибольшим вертикальным перемещением (прогибом) при нагрузке 1100 Н (максимальная расчетная нагрузка) обладала модель с радиусом закругления верхней пластины.

Таким образом, совершенствование конструкций протезов стоп, а также развитие методик их испытаний активно продолжается. Заметным трендом является снижение жесткости углепластиковых материалов с сохранением прочностных показателей. Жесткость протеза стопы при нагрузке на носок у большинства исследователей составляет 20–200 Н/мм. Испытания конструкций протезов в большинстве своем представляют собой консольный изгиб балки (конструкции протеза) под углом к поверхности. Тем не менее размеры и формы конструкций существенно различные, точка приложения нагрузки и угол наклона меняется.

Целью настоящего исследования является определение механических свойств верхней пластины протеза стопы низкого профиля при различных видах нагружения. Задачами данного исследования являются апробация предложенных видов нагружения на пластинах различной длины, толщины и ориентации укладки, расчет жесткости рассматриваемых пластин, а также сравнение полученных жесткостей с данными других авторов.

Материалы и методы получения пластин

Верхние пластины предлагаемой конструкции протезов стоп были изготовлены методами вакуумной инфузии (ВИ) и прямого прессования (ПП) препрега. Используемые технологии получения подробно описаны в работе [29].

Особое внимание при создании данных протезов уделялось подбору толщины и количества слоев препрега, чтобы добиться оптимального сочетания гибкости, прочности. В качестве углеткани и углетканных препрегов (рис. 1) использовалось однонаправленное (UD) и Twill-плетение волокна плотностью 240–320 г/м2 (табл. 1). В качестве связующего были использованы эпоксидные смолы термореактивного отверждения (табл. 2).

Таблица 1/Table 1

Характеристики используемой углеткани

Characteristics of the carbon fiber

№ п/п	Тип материала	Плотность, г/м2	Количество ниток в жгуте	Наименование
1	Углеткань саржа	240	3K	T300.TW240
2	Однонаправленная углеткань	320	12K	T700.UD320
3	Углеродный препрег саржа	400	12K	YZ-05. T700
4	Углеродный однонаправленный препрег	300	12K	YZ-05. T700

Кроме того, в качестве материала, который может способствовать увеличению прогиба под нагрузкой, использовалась вулканизированная резина в виде перфорированного слоя толщиной 0,2 мм.

Таблица 2/Table 2

Характеристики используемых связующих
Characteristics of the binders

№ п/п	Тип материала	Плотность состава, г/м3	Вязкость при 25° С, сПа	Наименование
1	Эпоксидная смола: отвердитель (2:1)	1,13 – 1,14	850 (смола) 40 (отвердитель)	EPR320+ EPH550
2	Связующее на основе эпоксидных смол	1,25	> 200000	YZ-05

Использование таких слоев в пластинах из УКМ позволяет снизить локальные напряжения, возникающих в зонах сжатия и сдвига эпоксидной смолы, а также уменьшить влияние ударных нагрузок на материал, при этом существенно не снижая прочность [38]. Количество слоев в заготовках, направление укладки и их расположение варьировалось с целью обеспечить требуемую жесткость. Описание испытываемых образцов пластин приведено в табл. 3.

Геометрия элемента конструкции стопы (рис. 2) спроектирована с акцентом на минимизацию веса конечного изделия при сохранении его функциональности. Форма заготовок верхних пластин протезов стоп низкого профиля задавалась пресс-формой. Полученная пластина фрезеровалась под требуемую геометрию с необходимыми вырезами и отверстиями.

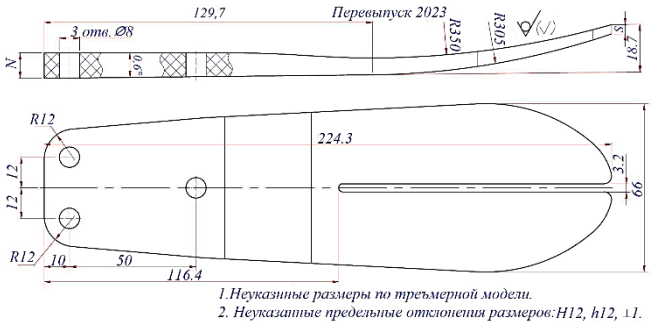


Рис. 2. Чертеж верхней пластины протеза типоразмера 225

Fig. 2. Drawing of the upper plate of the prosthesis of standard size 225

В работе рассматривалось 2 типоразмера образцов с одинаковым расположением отверстий для закрепления, но разной длиной пластины. Таким образом, в настоящей работе рассмотрено 8 типов верхних пластин протеза стопы низкого профиля из УКМ.

Таблица 3/Table 3

Описание испытываемых образцов
Description of the tested samples

№ п/п	Технология изготовления	Типоразмер 205/225	Наличие резиновых слоев в конструкции	Общее количество слоев в пластине	Толщина заготовки
	ВИ/ ПП	мм	+/-	Шт.	мм
11	ПП	205	+	34	10
12	ПП	205	-	33	9,5
13	ПП	205	+	35	9,5
14.1	ВИ	205	+	23	6,7
14.2	ВИ	225	+	22	6,7
15	ПП	225	–	20	6,0
16	ПП	225	–	22	6,0
17	ПП	225	–	20	6,0

Механические испытания

Проведение механических испытаний предполагало оценку жесткости для совершенствования конструкции, так и накопление данных для дальнейшего численного моделирования. Длина и углы постановки протеза стопы при ходьбе являются переменными величинами, связанными с индивидуальными особенностями человека. Согласно проведенному анализу литературы, угол постановки протеза на поверхность земли варьируется от 0 до 30 градусов при моделировании нагружения передней части стопы. Данные углы соответствуют реальным углам нагружения при ходьбе здорового человека.

Механические испытания проводились на электромеханической испытательной машине Test Systems УТС-111.2–100–52. Образцы испытывались на изгиб по трем схемам: 1) консольный изгиб, 2) трехточечный изгиб, 3) изгиб в оснастке. Предварительная нагрузка и скорость испытания была установлена на уровне 50 Н и 1 мм/мин. Радиус закругления всех опор равен 10 мм. Нагрузка образцов во избежание деформации осуществлялась до 500 Н или прогиба 20 мм. В процессе испытания фиксировались нагрузка F и величина прогиба u.

Консольный изгиб пластины (рис. 3, *а*). Испытательная оснастка состояла из закругленной опоры *4*, зафиксированной на платформе 5 под углом 12°. Образец *1* крепился к опоре *3* винтами. Нагрузка прикладывалась по всей ширине образца *1* штоком *2* с радиусом закругления 10 мм. Расстояние между точкой контакта с опорой *4* в ненагруженном состоянии и точкой приложения сосредоточенной силы *2* составляло 120 мм.

Трехточечный изгиб пластины (рис. 3, *b*). Испытательная оснастка состояла из нижней опоры *3* на платформе *4* и одной верхней опоры *2* на подвижной траверсе, установившейся параллельно нижним опорам. Расстояние между нижними опорами составляло 90 мм. Точка приложения нагрузки на образец *1* выбиралась согласно методике, описанной в ГОСТ Р ИСО 22523–2007, и располагалась в точке от пятки на 25 % от всей длины образца.

Изгиб модели (пластины) в оснастке (рис. 3, *c*). Испытательная оснастка состояла из нижней неподвижной опоры *4* и верхней подвижной платформы *3*, зафиксированной под 15° специальным приспособлением для крепления кронштейна *2*. Образец *1* закреплен на кронштейне *2* с помощью 3 винтов.

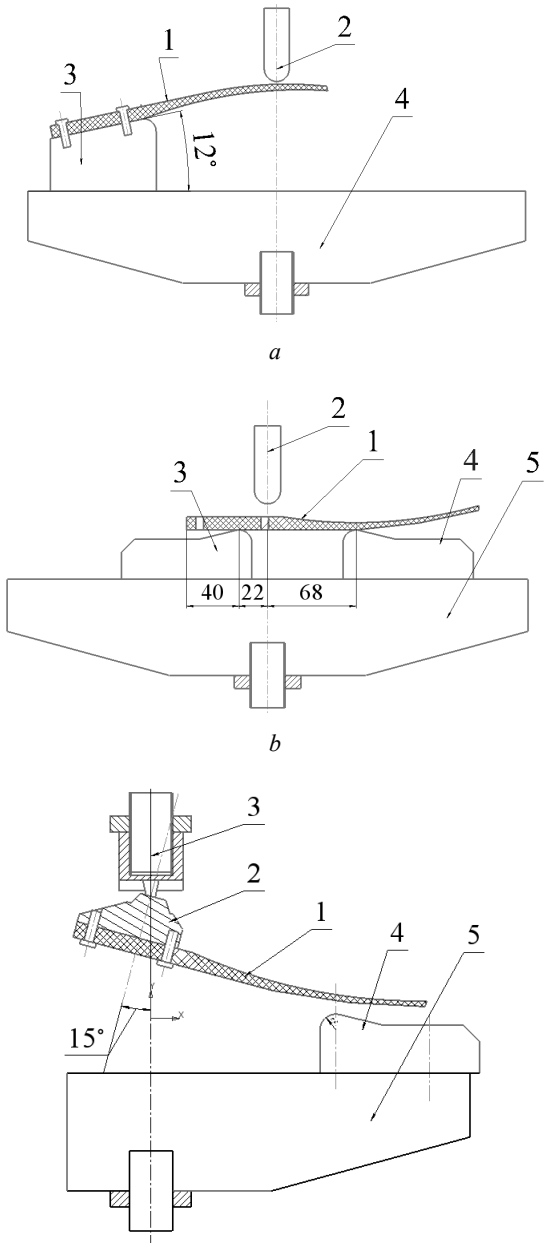


Рис. 3. Испытательная оснастка, (*a*) – консольный изгиб, (*b*) – трехточечный изгиб, (*c*) – изгиб модели в оснастке

Fig. 3. Test tooling, (*a*) – cantilever bending, (*b*) – three-point bending, (*c*) – bending of the model in the tooling

Обсуждение результатов

В результате проведенных механических испытаний были получены диаграммы нагрузка-прогиб (рис. 4) для всех исследуемых типов образцов.

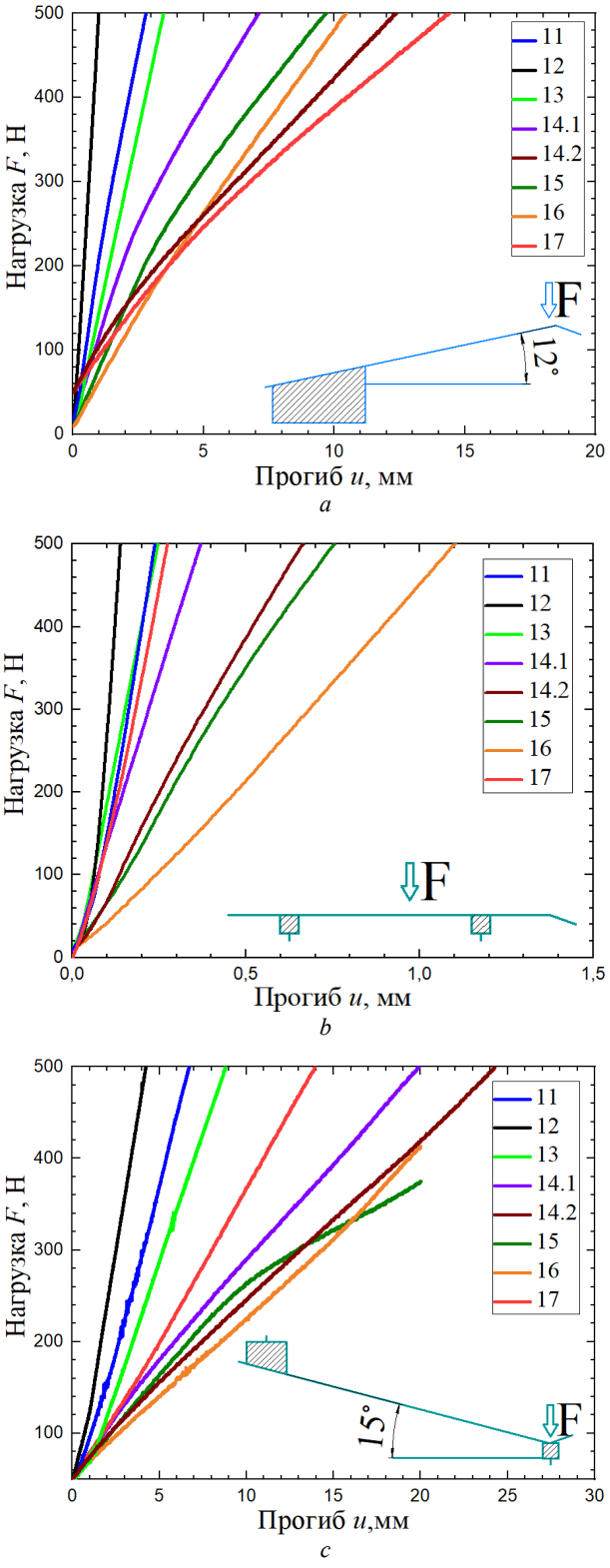


Рис. 4. Диаграммы нагрузка-прогиб: *а* – консольный изгиб; *б* – трехточечный изгиб; *в* – изгиб модели в оснастке

Fig. 4. Load-deflection diagrams: *a* – cantilever bend; *b* – three-point bend; *c* – bending of the model in the tooling

На представленных рисунках видно, что в рассматриваемом диапазоне нагрузок до 500 Н удается существенно повысить прогиб образцов. По мере изменения конструкции в сторону уменьшения числа слоев удалось повысить величину прогиба с 1 до 15 мм для консольного изгиба, с 0,15 до 1,1 мм для трехточечного изгиба, с 3 до 20 мм при изгибе в оснастке. Образцы пластин, в конструкции которых были использованы слои резины, отличаются нелинейным характером деформирования.

Оценка жесткости образцов осуществлялась по двум методикам. Согласно первой, предложенной авторами статьи, в пределах одного диапазона изменения прогиба для каждой схемы испытаний по величине прогиба u_2 и u_1 соответственно откладывалась соответствующая им нагрузка F2 и F1. Для расчета использовалась формула (1).

$$C = \frac{F_2 - F_1}{u_2 - u_1}, \quad (1)$$

где F2 и F1 – нагрузка, соответствующая максимальному и минимальному значению в заданном интервале;
h2 и h1 – прогиб, соответствующий максимальному и минимальному значению в заданном интервале.

Результаты расчетов приведены в табл. 4.

Таблица 4/Table 4

Значения жесткости (методика 1)

Stiffness values (method 1)

№ п/п	Жесткость С, Н/мм		
	Консольный изгиб	Трёхточечный изгиб	Изгиб модели в оснастке
11	151,6	2546,9	96,7
12	591,5	6737,4	116,8
13	163,8	2117,5	55,0
14.1	50,0	1352,4	25,8
14.2	34,8	1085,9	20,5
15	71,4	735,4	21,6
16	54,0	932,9	17,5
17	62,7	2043,4	29,6

Согласно второй, жесткость рассчитывалась как отношение значений максимальной нагрузки F_{max} и максимального прогиба u_{max}. Результаты расчетов приведены в табл. 5.

Таблица 5/Table 5

Значения жесткости (методика 2)

Stiffness values (method 2)

№ п/п	Жесткость С, Н/мм		
	Консольный изгиб	Трёхточечный изгиб	Изгиб модели в оснастке
11	179,1	2103,3	74,4
12	506,9	3572,0	118,5
13	144,3	2033,4	56,7
14.1	70,3	1351,6	25,2
14.2	40,5	754,9	20,6
15	51,5	663,3	18,7
16	47,7	453,7	20,6
17	34,7	1830,2	35,9

Сравнение полученных данных с жесткостью аналогичных конструкций производилось на основе данных из работ (рис. 5). Для всех указанных работ рассматривались различные схемы испытаний с нагружением передней части стопы, что соответствует схемам, предложенным в настоящей работе. Однако угол приложения нагрузки или наклона поверхности варьировался, поэтому жесткость конструкций построена в виде зависимости от угла прикладываемого усилия. Жесткость конструкций протезов стоп рассчитывалась в предположении, что прогиб линейно зависит от нагрузки или принимались во внимание значения жесткости, указанные авторами работ [14; 30; 32–35; 39; 40].

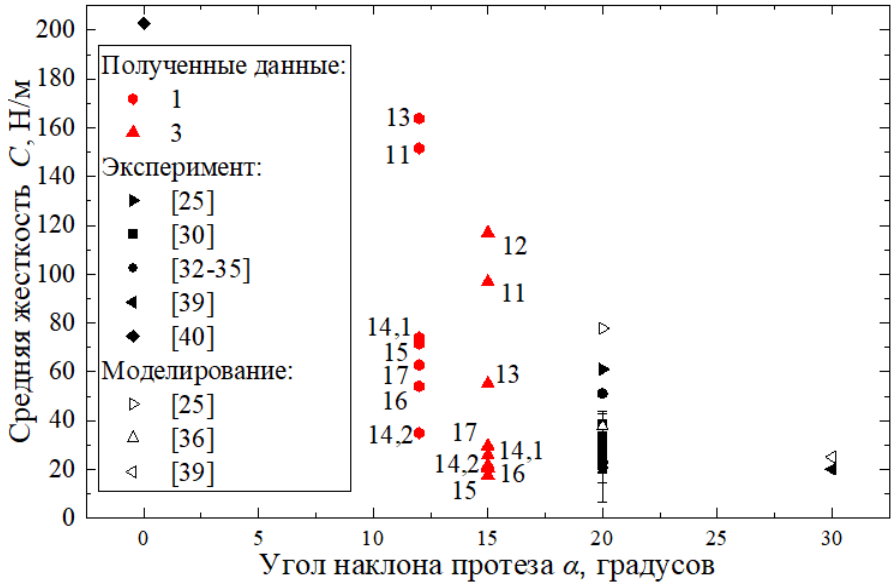


Рис. 5. Сравнение средней жесткости конструкции протезов стопы от угла наклона к оси нагрузки, полученные в данной работе с данными из литературы

Fig. 5. Comparison of the average stiffness of the prosthetic foot structure from the angle of inclination to the load axis obtained in this work with data from the literature

На рисунке видно, что большинство конструкций, предлагаемых другими авторами, находятся в диапазоне от 15 до 60 Н/мм, а угол приложения нагрузки 20-30 градусов. С уменьшением угла наклона нагрузки к поверхности жесткость конструкции увеличивается. Предлагаемые конструкции верхних пластин с большим количеством слоев и короткой длиной (образцы 11, 12, 13) показали завышенные значения жесткости, относительно существующих конструкций.

Использование в конструкции пластины слоев резины обеспечило существенное снижение жесткости и может быть перспективно для дальнейшего применения. Длина пластины существенно влияет на жесткость такой конструкции: образцы длиной 205 мм имели большую жесткость по сравнению со стопами, полученными по той же технологии и с тем же набором слоев. Конструкции стоп с толщиной 6–7 мм, длиной 225 мм обладают жесткостью, сопоставимой с выпускаемыми и разрабатываемыми аналогами и могут использоваться для дальнейшего совершенствования конструкции.

Заключение

Определены жесткости конструкций верхних пластин протеза стопы низкого профиля по трем различным схемам испытаний. Из предложенных схем нагружения образцов следует отметить преимущества и недостатки каждой из них. Трехточечный изгиб не требует разработки дополнительной оснастки и может быть произведен без закрепления образца. Однако, из-за различных размеров пластин, требует настройки положения нижних опор и точного позиционирования образца. Испытания консольный изгиб и изгиб модели в оснастке близки по схеме приложения нагрузки. В нашем случае данные схемы отличались площадью соприкосновения пластины с жесткой оснасткой, углом наклона пластины к оси нагрузки. При консольном изгибе площадь контакта между пластиной и нагружающим элементом не растет, что позволяет провести упрощённую аналитическую оценку прогиба. Применение схемы «изгиб модели в оснастке» позволяет существенно увеличить площадь контакта, что, несмотря на усложнение аналитической оценки, даёт весомые преимущества. Во-первых, обеспечивает более равномерное распределение нагрузки по поверхности стопы. Во-вторых, максимально точно воспроизводит характер распределения нагрузки при ходьбе пациента, полностью соответствуя биомеханической схеме нагружения. Предполагается использование данной схемы для прогнозирования поведения полной сборки протеза.

Дальнейшим совершенствованием этой схемы может быть опора с изменяемым углом наклона, позволяющая проводить испытания при изменяемых углах приложения нагрузки.

Путем уменьшения количества слоев, увеличения длины конструкции пластины удалось обеспечить жесткость 20–40 Н/мм, что соответствует жесткости существующих конструкций.

Библиографический список

1. Осипенко М.А., Няшин Ю.И., Рудаков Р.Н. Математическое моделирование и оптимизация конструкции упругого элемента протеза стопы // Российский журнал биомеханики. 1999. Том. 3, № 2. С. 87–88.
2. Якобсон Я.С. et al. Энергосберегающие протезы нижних конечностей // Российский журнал биомеханики. 1999. Том. 3, № 2. С. 129.
3. Arunkumar S. et al. Design and analysis of lower limb exoskeleton with external payload // Int. J. Interact. Des. Manuf. Springer-Verlag Italia s.r.l., 2023. Vol. 17, № 4. P. 2055–2072.
4. Zou D. et al. Experimental and computational analysis of composite ankle-foot orthosis. 2014. Vol. 51, № 10. P. 1525–1536.
5. Сашенков С.Л. et al. Анализ перспективных направлений в проектировании протезов стопы нового поколения // Человек. Спорт. Медицина. 2023. Том. 23, № 4. С. 155–162.
6. Zagoya-López J. et al. Foot/ankle prostheses design approach based on scientometric and patentometric analyses // Applied Sciences (Switzerland). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), 2021. Vol. 11, № 12.
7. Abbod E., Resan K.K. Review on the Interface Pressure Measurement for Below Knee Prosthetic Socket. 2021. № February.
8. Paper C. et al. Prosthetic feet: A systematic review of types, design, and characteristics // AIP Conference Proceedings 2806. 2023. № 060005. P. 1–8.
9. Mmams M.S. Biomechanics of L ower L imb P rostheses. 2014. Vol. 96. P. 382–391.
10. Elgamsy R. et al. Localization of composite prosthetic feet: manufacturing processes and production guidelines // Sci. Rep. Nature Research, 2023. Vol. 13, № 1.
11. Смирнова Л.М. et al. Персонифицированный синтез протеза нижней конечности : требования к назначению амортизационных модулей со стратегией на импортозамещение // Физическая и реабилитационная медицина. 2023. Том. 5, № 3. С. 8–19.
12. Kouzbary M. Al, Kouzbary H. Al. Classification and Comparison of Mechanical Design of Powered Ankle – Foot Prostheses for Transtibial Amputees Developed in the 21st Century : A Systematic Review. 2021. Vol. 15, № March. P. 1–16.
13. Talla H.K., Oleiwi J.K., Hassan A.K.F. Performance of athletic prosthetic feet made of various composite materials with pmma matrix: numerical and theoretical study // Rev. des Compos. des Mater. Av. 2021. Vol. 31, № 4. P. 257–264.
14. Oleiwi J.K., Hadi A.N. Properties of Materials and Models of Prosthetic Feet: A Review // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2021. Vol. 1094, № 1. P. 012151.
15. Rybarczyk J. et al. Mechanical Properties of Carbon Fiber Reinforced Materials for 3D Printing of Ankle Foot Orthoses. 2024. Vol. 18, № 4. P. 191–215.
16. Zagoya-l J. et al. applied sciences Foot / Ankle Prostheses Design Approach Based on Scientometric and Patentometric Analyses. 2021.
17. Song Y. et al. Performance Test for Laminated - Type Prosthetic Foot with Composite Plates // Int. J. Precis.

Eng. Manuf. Korean Society for Precision Engineering, 2019. Vol. 20, № 10. P. 1777–1786.

18. Warder H.H. et al. Examining the viability of carbon fiber reinforced three-dimensionally printed prosthetic feet created by composite filament fabrication // Prosthet. Orthot. Int. SAGE Publications Inc., 2018. Vol. 42, № 6. P. 644–651.

19. Versluys R. et al. Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human anklefoot biomechanics // Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. 2009. Vol. 4, № 2. P. 65–75.

20. Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review // Foot Ankle Surg. 2008. Vol. 14, № 3. P. 125–129.

21. Sehar B. et al. The Impact of Laminations on the Mechanical Strength of Carbon-Fiber Composites for Prosthetic Foot Fabrication // Crystals. 2022. Vol. 12, № 10. P. 1–12.

22. Буров Г.Н. и др. К выбору амортизационных элементов искусственной стопы // Вестник медицинского института “РЕАВИЗ.” 2023. Том. 13, № 3. С. 150–157.

23. Resan K.K., Abbod E.A., Al-Hamdi T.K. Prosthetic Feet: A Systematic Review of Types, Design, and Characteristics // AIP Conference Proceedings. American Institute of Physics Inc., 2023. Vol. 2806, № 1.

24. Мальцева, О.Н. Аксенов А.Ю. Моделирование и изготовление индивидуального протеза стопы на 3D принтере для биомеханической оценки походки с помощью видеоанализа // Наука настоящего и будущего. 2022. Том. 2. С. 16–20.

25. Elgamsy R. et al. Localization of composite prosthetic feet : manufacturing processes and production guidelines // Sci. Rep. Nature Publishing Group UK, 2023. P. 1–14.

26. Павлюков Т.А. Анализ конструкции детали протеза стопы // Научный альманах. 2023. Том. 4, № 12. С. 56–60.

27. Борисов И.М., Резник С.В. Разработка композитной конструкции биомеханического назначения // Вестник РУДН. Серия: Инженерные исследования. 2021. Том. 22, № 4. С. 348–354.

28. Главловская А., Загродний Б. Нахождение силы реакции опоры во время подъема по лестнице при трансфеморальной ампутации (пример из практики) // Российский журнал биомеханики. 2020. Том. 24, № 4. С. 455–468.

29. Filippov A.A. et al. Comparing the mechanical properties of rubber-dopedCarbon-fiber-reinforced plastics produced by vacuum infusionand compression molding // Diagnostics, Resour. Mech. Mater. Struct. 2024. № 6. P. 170–183.

30. Weerakkody T.H., Lalitharatne T.D., Gopura R.A.R.C. Adaptive Foot in Lower-Limb Prostheses // J. Robot. Hindawi Limited, 2017. Vol. 2017.

31. Koehler-McNicholas S.R. et al. Mechanical and dynamic characterization of prosthetic feet for high activity users during weighted and unweighted walking // PLoS One. Public Library of Science, 2018. Vol. 13, № 9.

32. Tabucol J. et al. The MyFlex-ζ Foot: A Variable Stiffness ESR Ankle-Foot Prosthesis // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2025. Vol. 33. P. 653–663.

33. Tabucol J. et al. The Functionality Verification through Pilot Human Subject Testing of MyFlex-δ: An ESR Foot Prosthesis with Spherical Ankle Joint // Appl. Sci. MDPI, 2022. Vol. 12, № 9.

34. Tabucol J. et al. Structural fea-based design and functionality verification methodology of energy-storing-and-releasing prosthetic feet // Appl. Sci. MDPI, 2022. Vol. 12, № 1.

35. Tabucol J. et al. Design and Mechanical Characterization of a Variable Stiffness ESR Foot Prosthesis // IEEE Access. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2024. Vol. 12. P. 97544–97556.

36. Hamzah M., Gatta A. Design of a Novel Carbon-Fiber Ankle-Foot Prosthetic using Finite Element Modeling // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. Institute of Physics Publishing, 2018. Vol. 433, № 1.

37. Strik S., Hillcry M. The design and testing of a composite lower limb prosthesis // Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. Professional Engineering Publishing Ltd., 2000. Vol. 214, № 6. P. 603–612.

38. Duan N. et al. Strong and Flexible Carbon Fiber Fabric Reinforced Thermoplastic Polyurethane Composites for High-Performance EMI Shielding Applications // Macromol. Mater. Eng. Wiley-VCH Verlag, 2020. Vol. 305, № 6.

39. Jiang M.J., Zhang J.X. Design and Optimization of Variable Stiffness 3D Printing CFRP Composites Pyramid Lattice Sandwich ESR Prosthesis Foot // Strength Mater. Springer, 2023. Vol. 55, № 4. P. 855–863.

40. Alleva S. et al. Biomechanical design and prototyping of a powered ankle-foot prosthesis // Materials (Basel). MDPI AG, 2020. Vol. 13, № 24. P. 1–15

References

1. Osipenko M.A., Nyashin Yu.I., Rudakov R.N. Matematicheskoe modelirovanie i optimizatsiia konstruktsii uprugogo elementa proteza stopy [Mathematical modeling and optimization of the prosthetic foot elastic element design]. Rossiiskii zhurnal biomekhaniki, 1999. Vol. 3, № 2. P. 87–88.

2. Yakobson Ya.S. et al. Energosberegaiushchie protezy nizhnikh konechnostei [Energy-saving lower limb prostheses]. Rossiiskii zhurnal biomekhaniki, 1999. Vol. 3, № 2. P. 129.

5. Sashenkov S.L. et al. Analiz perspektivnykh napravlenii v proektirovanii protezov stopy novogo pokoleniia [Analysis of promising trends in the design of next-generation foot prostheses]. Chelovek. Sport. Meditsina, 2023. V. 23, №. P. 155–162.

11. Smirnova L.M. et al. Personifitsirovannyi sintez proteza nizhnei konechnosti: trebovaniia k naznacheniiu amortizatsionnykh modulei so strategiei na importozameshchenie [Personalized synthesis of a lower limb prosthesis: requirements for prescribing shock-absorbing modules with an import substitution strategy]. Fizicheskaia i reabilitatsionnaia meditsina, 2023. V. 5, № 3. P. 8–19.

22. Burov G.N. et al. K vyboru amortizatsionnykh elementov iskusstvennoi stopy [To the selection of

shock-absorbing elements of the artificial foot]. Vestnik meditsinskogo instituta “REAVIZ”, 2023. V. 13, № 3. P. 150–157.

24. Maltseva O.N., Aksenov A.Yu. Modelirovanie i izgotovlenie individual’nogo proteza stopy na 3D-printere dlia biomekhanicheskoi otsenki pokhodki s pomoshch’iu videoanaliza [Modeling and fabrication of a custom foot prosthesis using a 3D printer for biomechanical gait assessment via video analysis]. Nauka nastoiashchego i budushchego, 2022. V. 2. P. 16–20.

26. Pavliukov T.A. Analiz konstruktsii detali proteza stopy [Analysis of the prosthetic foot part design]. Nauchnyi al’manakh, 2023. V. 4, № 12. P. 56–60.

27. Borisov I.M., Reznik S.V. Razrabotka kompozitnoi konstruktsii biomekhanicheskogo naznacheniia [Development of a composite structure for biomechanical applications]. Vestnik RUDN. Seriia: Inzhenernye issledovaniia, 2021. V. 22, № 4. P. 348–354.

28. Glavlovskaia A., Zagrodnii B. Nakhozhdenie sily reaktsii opory vo vremia podema po lestnitse pri transfemoral’noi amputatsii (primer iz praktiki) [Determining the ground reaction force during stair climbing in transfemoral amputation: a case study]. Rossiiskii zhurnal biomekhaniki, 2020. V. 24, №. 4. P. 455–468.

Финансирование Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки России по теме № 124070500003-6. Результаты были получены с использованием ресурсов ЦКП «Пластометрия».
Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Вклад авторов равноценен.

Funding. The work was performed within the framework of the state assignment of the Ministry of Education and Science of the Russian Federation on the topic No. 124070500003-6. The results were obtained using the resources of the CCP "Plastometry".
Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.
The authors' contributions are equal.