

ОБЗОРНАЯ СТАТЬЯ

<https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2023.3.OZ0Z.3>

REVIEW ARTICLE

УДК 617.58-77

К ВЫБОРУ АМОРТИЗАЦИОННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИСКУССТВЕННОЙ СТОПЫ

Г.Н. Буров¹, Л.М. Смирнова^{1,2}, В.А. Большаков¹, В.М. Янковский¹, О.Л. Беянин¹¹Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Санкт-Петербург, Россия²Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

Резюме. Введение. Ходьба на протезе нижней конечности сопровождается ударной нагрузкой на искусственную стопу, что провоцирует дискомфорт при пользовании изделием и болевые ощущения в культе, увеличивает риск травматизации кожных покровов и формирования артрозов суставов нижней конечности. Снизить эти негативные последствия позволяет применение протезных модулей, обладающих амортизационными свойствами. Обычно роль амортизатора в протезе играет искусственная стопа. **Цель** – обоснование выбора материала амортизационного модуля искусственной стопы. **Материалы и методы.** Проведены стендовые испытания пластинчатых пружин из стали, карбона и титанового сплава разных толщин методом регистрации изменения их геометрических характеристик под дозированной нагрузкой, а также натурные испытания экспериментальных искусственных стоп с такими пружинами, применёнными в качестве амортизатора нагрузок. Функциональность стоп определяли по субъективной оценке комфортности протеза пациентом и результатам анализа динамики давления под стопами. **Результаты.** Результаты стендовых испытаний показали, что пластинчатые пружины из стали толщиной 2 мм, титанового сплава толщиной 3 мм и углепластика (карбона) толщиной 5,7 мм непригодны для использования в качестве амортизатора в стопе протеза по показателям прогиба в продольном и поперечном направлениях под нагрузкой в отличие от пружин из стали толщиной 3 мм и титанового сплава толщиной 4 мм. Натурные испытания экспериментальных стоп с амортизационными модулями из стали толщиной 3 мм и титанового сплава толщиной 4 мм показали их пригодность для использования в составе протеза, что подтверждалось положительной оценкой их комфортности пациентами, а также повышением коэффициента симметрии продолжительности переката через искусственную и сохранную стопы при ходьбе с экспериментальной конструкцией стопы по сравнению с промышленно изготавливаемой. **Обсуждение.** Пластинчатая пружина толщиной 4 мм из титанового сплава выигрывает по сравнению со стальной пружиной толщиной 3 мм по показателям продольного прогиба под нагрузкой, но биомеханические исследования не выявили выраженного предпочтения экспериментальной стопы с одним из этих материалов по сравнению с другим. При этом каждая из них оказалась более функциональной, чем выбранная для исследования промышленно изготавливаемая стопа. Но высокая коррозионная стойкость и небольшой удельный вес титанового сплава, более высокая механическая прочность на единицу массы по сравнению со сталью, придают преимущества этому материалу для изготовления амортизационных модулей именно в атипичных протезах. Выбор толщины упругого элемента может и должен быть рассчитан с учётом веса инвалида. **Заключение.** Изготовление упругих элементов из титановых сплавов является перспективным при применении в искусственных стопах для атипичных протезов, требующих высокую коррозионную стойкость и механическую прочность при небольшой массе изделия. Положительным фактором применения титановых сплавов для изготовления амортизаторов стопы в виде пластинчатых пружин является простота и невысокая стоимость конструкции.

Ключевые слова: реабилитация, протез, искусственная стопа, амортизационный модуль, материал.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

Соответствие нормам этики. Авторы подтверждают, что соблюдены права людей, принимавших участие в исследовании, включая получение информированного согласия в тех случаях, когда оно необходимо.

Для цитирования: Буров Г.Н., Смирнова Л.М., Большаков В.А., Янковский В.М., Беянин О.Л. К выбору амортизационных элементов искусственной стопы. *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ». Реабилитация, Врач и Здоровье.* 2023;13(3):150–157. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2023.3.OZ0Z.3>

TO THE SELECTION OF SHOCK ABSORBER ELEMENTS OF THE ARTIFICIAL FOOT

G.N. Burov¹, L.M. Smirnova^{1, 2}, V.A. Bolshakov¹, V.M. Yankovsky¹, O.L. Belyanin¹¹Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, St. Petersburg, Russia²St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", St. Petersburg, Russia

Abstract. Introduction. Walking on a prosthesis of the lower limb is accompanied by a shock load on the artificial foot, which provokes discomfort when using the product and pain in the stump, increases the risk of trauma to the skin and the formation of arthrosis of the joints of the lower limb. These negative consequences can be reduced by the use of prosthetic modules with shock-absorbing properties. Usually, the artificial foot plays the role of a shock absorber in the prosthesis. **Aim** – substantiation of the choice of material for the shock-absorbing module of the artificial foot. **Materials and methods.** Bench tests of leaf springs made of steel, carbon and titanium alloy of different thicknesses were carried out by registering changes in their geometric characteristics under a dosed load, as well as full-scale tests of experimental artificial feet with such springs used as a load absorber. The functionality of the feet was determined by the subjective assessment of the comfort of the prosthesis by the patient and the result of the analysis of pressure dynamics under the feet. **Results.** The results of bench tests showed that leaf springs made of steel 2 mm thick, titanium alloy 3 mm and carbon fiber (carbon) 5.7 mm are unsuitable for use as a shock absorber in the foot of the prosthesis in terms of deflection in the longitudinal and transverse directions under load, in contrast to springs made of 3 mm steel and 4 mm titanium alloy. Field tests of experimental feet with shock-absorbing modules made of steel 3 mm thick and titanium alloy 4 mm showed their suitability for use as part of a prosthesis, which was confirmed by a positive assessment of their comfort by patients, as well as an increase in the symmetry coefficient of the duration of the roll over the artificial and intact feet when walking with experimental foot design compared to industrially manufactured. **Discussion.** The 4mm titanium alloy leaf spring outperforms the 3mm steel spring in terms of buckling under load, but biomechanical studies have not shown a clear preference for the experimental foot with one of these materials over the other. At the same time, each of them turned out to be more functional than the commercially manufactured foot chosen for the study. But the high corrosion resistance and low specific gravity of the titanium alloy, higher mechanical strength per unit mass compared to steel, give advantages to this material for the manufacture of shock-absorbing modules in atypical prostheses. The choice of the thickness of the elastic element can and should be calculated taking into account the weight of the disabled person. **Conclusion.** The manufacture of elastic elements from titanium alloys is promising when used in artificial feet for atypical prostheses that require high corrosion resistance and mechanical strength with a small mass of the product. A positive factor in the use of titanium alloys for the manufacture of foot shock absorbers in the form of leaf springs is the simplicity and low cost of the design.

Key words: rehabilitation, prosthesis, artificial foot, depreciation module, material.

Competing interests. The authors declare no competing interests.

Funding. This research received no external funding.

Compliance with ethical principles. The authors confirm that they respect the rights of the people participated in the study, including obtaining informed consent when it is necessary.

Cite as: Burov G.N., Smirnova L.M., Bolshakov V.A., Yankovsky V.M., Belyanin O.L. To the selection of shock absorber elements of the artificial foot. *Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ". Rehabilitation, Doctor and Health.* 2023;13(3):150–157. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2023.3.OZOZ.3>

Введение

Ходьба на протезе нижней конечности отличается сниженной плавностью изменения кинематических и динамических характеристик шага вследствие потери суставов, имеющих гибкий связочный аппарат и хрящи-амортизаторы, и групп мышц, согласованной работой которых достигается функционально выгодный гармоничный стереотип ходьбы в норме.

В интенсивной ходьбе при переносе опоры на протезированную конечность в фазу переднего толчка пяткой ударная нагрузка может превышать массу инвалида в 1,5 раза. Это вызывает дискомфорт при пользовании изделием, провоцирует болевые ощущения и увеличивает риск травматизации кожных покровов культи, а в дальнейшем – формирование артрозов суставов [1]. Снизить эти негативные последствия позволяет применение протезных модулей, обладающих амортизационными свойствами [2, 3]. Обычно роль амортизатора в протезе играет искусственная стопа.

В протезно-ортопедической промышленности в качестве упругих элементов в искусственной стопе широко применяют стальные детали и детали из углепластиковых материалов (карбона). Что касается титановых сплавов, то их использование известно в качестве, например, деталей коленных модулей. Актуальным является исследование возможности применения титановых сплавов также и для изготовления амортизационных модулей искусственных стоп.

Цель – обоснование выбора материала амортизационного модуля искусственной стопы.

Материалы и методы

Проведены стендовые испытания экспериментальных амортизационных элементов разных материалов и толщин методом регистрации изменения их геометрических характеристик под дозированной нагрузкой.

Натурные испытания амортизационных элементов в составе искусственной стопы выполнены при ходьбе с субъективной характеристикой комфортности протеза пациентом и инструментальным анализом динамики реакции опоры в циклах шагов.

Для стендовых испытаний амортизационных элементов из разных материалов использован нагружающий механизм с дозированной осевой нагрузкой и регистрацией продольной и поперечной деформации. Биомеханические исследования проведены на программно-аппаратном комплексе «ДиаСлед» с комплектом матричных измерителей давления в форме стелек (регистрационное удостоверение ФСР 2009/06416 от 26.02.2010).

Результаты

Важным показателем пригодности упругого элемента является его статическая и усталостная прочность, зависящая от свойств материала. Для этого необходимо,

чтобы при рабочих перемещениях деформация элемента не выходила за предел упругости, и прочность упругого элемента сохранялась в течение всего срока службы устройства. Первое требование отвечает условиям статической прочности, а второе – усталостной.

Сравнительно краткие деформации последствия отличаются от остаточных деформаций, возникающих при потере упругих свойств материала и развитии усталостной пластичности. Для искусственных стоп полное восстановление исходных параметров упругого элемента должно происходить в фазе переноса, т.е. петля гистерезиса должна быть достаточно узкой. Именно такого рода пружинные элементы должны быть использованы в качестве амортизационных устройств при проектировании искусственных стоп.

Для выбора оптимального материала амортизационного элемента стопы было принято решение разработать и изготовить его из трёх различных материалов: стали, титанового сплава и композита, армированного карбоновой тканью.

Одним из показателей функциональных свойств амортизатора в составе протезно-ортопедического изделия является характеристика его упругости как диаграмма зависимости хода подвижной части упругого звена от величины воздействующего усилия.

Для обычной витой пружины сжатия такая диаграмма, отражающая зависимость $F = f(s)$ между сжимающим усилием F и осадкой пружины s , является линейной. Параметры функционирования таких пружин можно легко рассчитать. Однако с учётом требований к небольшому перемещению сочленённых частей в амортизационных модулях и ограничений их размещения в искусственных стопах часто применяют пластинчатые пружины изгиба различной формы. Упругая характеристика таких элементов не является линейной, и для ее оценки необходимо проведение экспериментальных исследований.

Для решения этой задачи была разработана и испытана на восприятие нагрузки конструкция амортизационного модуля протеза голени в вариантах сменных пружинных элементов из различных материалов:

- углепластика – карбона (полимерного композиционного материала из переплетённых нитей углеродного волокна, расположенных в полимерной матрице [4]) толщиной 5,7 мм;

- стали марки 65Г (материал применяется с целью удешевления продукции массового производства в случаях, когда поломки пружин не приводят к трудоёмким заменам [5]) в вариантах толщин 2 мм и 3 мм;

- титанового сплава ВТЗ-1 в вариантах толщины 3 мм и 4 мм (достоинство титановых сплавов – высокая прочность, упругость и коррозионная стойкость при малой плотности [6]).

На рисунке 1 представлена схема нагружения изготовленных элементов при испытаниях.

Оценку изготовленных элементов в отношении их пригодности для применения в качестве амортизационных модулей в составе искусственных стоп проводили стендовыми испытаниями, регистрируя изменение геометрии пластинчатой пружины при приложении грузов массой P 30 кг (нагрузка $F = 294$ Н), 60 кг (588 Н) и 90 кг (882 Н).

Определяли прогиб пружины в продольном направлении Δl_i и поперечном Δs_i при i -м уровне нагрузки:

$$\Delta l_i = L_0 - L_i,$$

$$\Delta s_i = s_0 - s_i,$$

где i – состояние пружины при уровне нагрузки, соответствующем приложению груза массой 30, 60 и 90 кг.

Результаты стендовых испытаний пружины под нагрузкой показали чрезмерный прогиб её в продольном направлении для элементов, изготовленных из стали толщиной 2 мм ($\Delta L_{90} = 16$ мм) и титанового сплава толщиной 3 мм ($\Delta L_{90} = 18$ мм) (рис. 2). Для этих же материалов с указанными толщинами, а также для углепластика (карбона) выявлен чрезмерный прогиб в поперечном направлении $\Delta s_{90} > 6$ мм (рис. 3). Такие большие смещения пружин были оценены как недопустимые для узлов искусственной стопы.

Таким образом, результаты стендовых испытаний показали, что экспериментальные пружины из стали толщиной 2 мм, титанового сплава толщиной 3 мм и углепластика (карбона) толщиной 5,7 мм непригодны для их использования в качестве амортизатора в стопе протеза. Поэтому дальнейшее исследование было направлено на сравнительную оценку функциональных свойств амортизаторов, изготовленных из стали толщиной 3 мм и титанового сплава толщиной 4 мм.

Технологическая проработка изделия показала, что оно может быть изготовлено на универсальном металлообрабатывающем оборудовании. Для изготовления пружин требуется специальная технологическая оснастка и участок, обеспечивающий возможность термической обработки деталей.

Для подтверждения достаточной функциональности искусственных стоп с амортизирующими опорными элементами из стали толщиной 3 мм и титанового сплава толщиной 4 мм были изготовлены и испытаны экспериментальные стопы протеза (рис. 4).

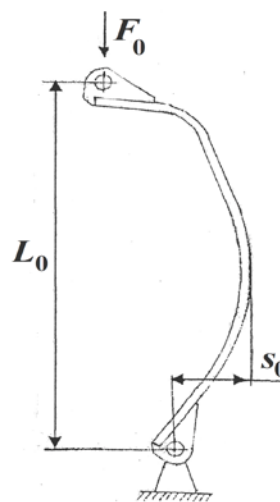


Рисунок 1. Схема нагружения упругого элемента в виде пластинчатой пружины (вид сбоку) без нагрузки (F_0): L_0 – размер пружины в продольном направлении, s_0 – в поперечном

Figure 1. Loading diagram of an elastic element in the form of a leaf spring (side view) without load (F_0): L_0 – is the size of the spring in the longitudinal direction, s_0 – is the transverse

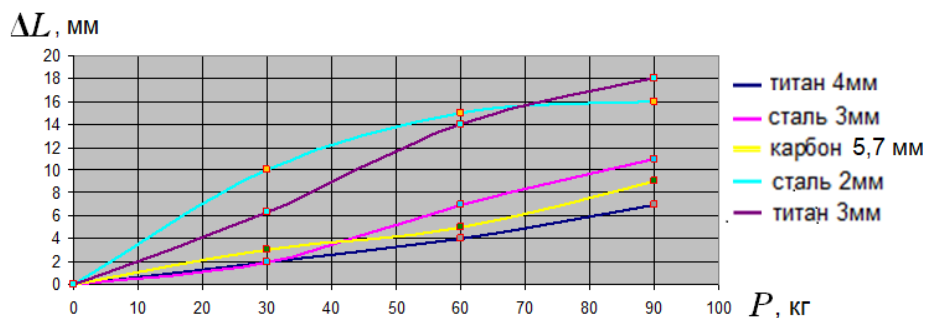


Рисунок 2. Диаграмма зависимости продольного перемещения пружины от нагрузки
Figure 2. Diagram of the dependence of the longitudinal movement of the spring on the load

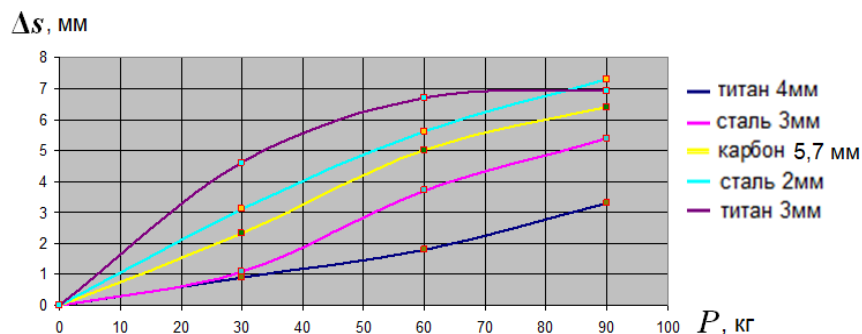
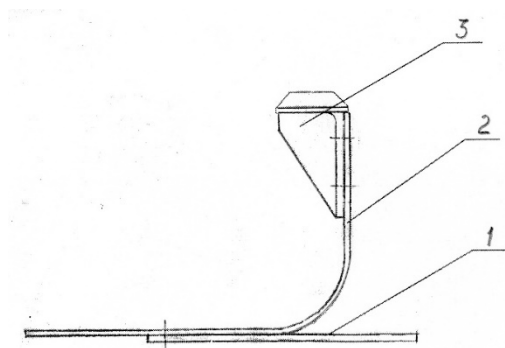
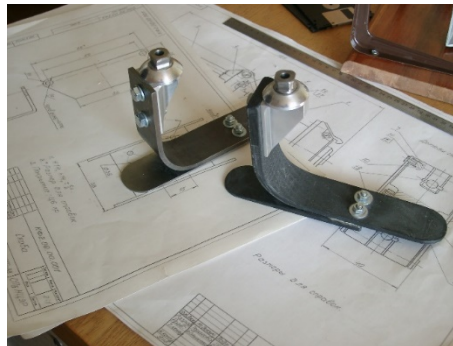


Рисунок 3. Диаграмма зависимости поперечного перемещения пружины от нагрузки
Figure 3. Diagram of the dependence of the transverse movement of the spring on the load



а)



б)

Рисунок 4. Конструкция стопы с амортизирующим опорным элементом: а – схема (вид сбоку: 1 – опорная пластина, 2 – пружинный элемент, 3 – переходный модуль); б) изготовленные изделия

Figure 4. Foot design with shock-absorbing support element: a – scheme (side view: 1 – base plate, 2 – spring element, 3 – transition module); b – manufactured products

В качестве испытуемых были выбраны два инвалида с ампутационными дефектами нижних конечностей, высоким уровнем двигательной активности и опытом пользования протезами не менее 5 лет:

1) пациент весом 60 кг с ампутационным дефектом левой голени в средней трети, снабжённый протезом с экспериментальной искусственной стопой с амортизационным модулем из стали 3 мм, а также стопой 1D35 «Отто-Бокк»;

2) пациент весом 70 кг с ампутационным дефектом левого бедра в средней трети, снабжённый протезом с экспериментальной искусственной стопой с амортизационным

модулем из титанового сплава 4 мм, а также стопой – 1D35 «Отто-Бокк».

Монтаж и смена стоп в протезе проводились в процессе обследования, крепление их осуществлялось регулировочно-соединительными модулями (PCY) – «пирамид адаптерами» модульной конструкции. По вертикальному размеру все стопы были идентичны (рис. 5).



Рисунок 5. Испытуемые стопы: слева – экспериментальная (смонтированная на протезе бедра); справа – стопа 1D35 «Отто-Бокк»
Figure 5. Tested feet: on the left - experimental (mounted on a hip prosthesis); right – foot 1D35 "Otto-Bock"

После пробной носки протезов (в течение одних-двух суток) проводили субъективную оценку функциональности и комфортности ходьбы на них по отзывам пациентов, а также исследовали динамические параметры ходьбы с помощью программно-аппаратного комплекса «ДиаСлед» с матричными измерителями давления в форме стелек (толщиной до 2 мм), которые при обследовании вкладывали в обувь пациента. Регистрация данных проводилась с частотой 100 отсчетов в секунду с каждого датчика.

Оба пациента отметили более комфортные ощущения при ходьбе на протезе с экспериментальной стопой по сравнению со стопой 1D35.

Для объективной оценки функциональных свойств искусственных стоп рассчитывали коэффициент билатеральной симметрии продолжительности переката через стопы K_T :

$$K_T = [(T_{П1} + \dots + T_{Пn} + \dots + T_{Пn}) / n] / [(T_{С1} + \dots + T_{Сj} + \dots + T_{Сm}) / m],$$

где $T_{Пi}$ – продолжительность переката через стопу протеза, $T_{Сj}$ – через сохранную стопу, n – количество учтенных шагов протезированной конечности, m – сохранной.

Схема определения $T_{Пi}$ и $T_{Сj}$ представлена на рисунках 6 и 7.

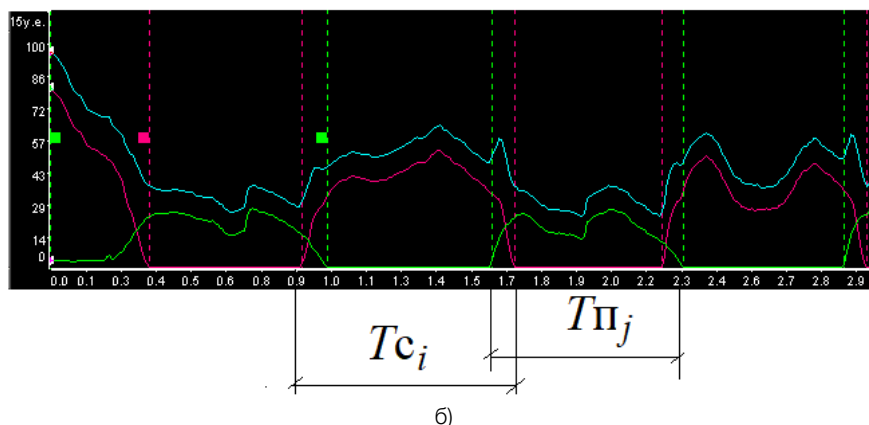
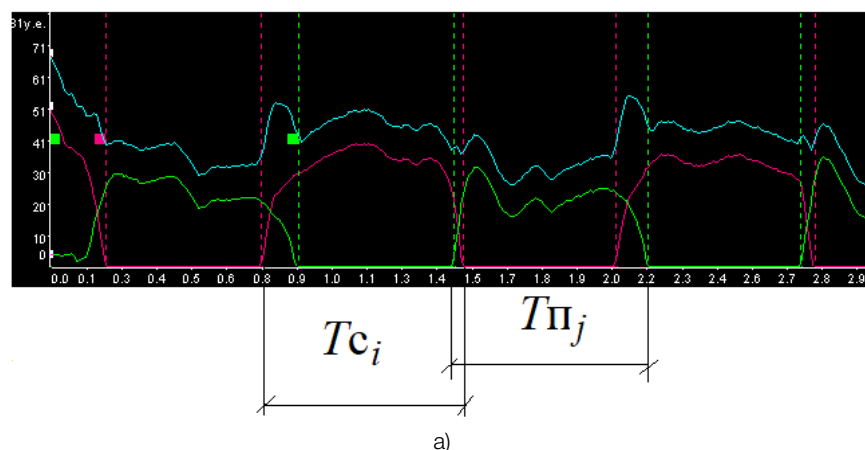


Рисунок 6. Графики изменения нагрузки (суммарного давления под стопами) при ходьбе пациента на протезе: а – с экспериментальной стопой с амортизирующим элементом в виде пластин из стали 3 мм; б – со стопой 1D35

Figure 6. Graphs of load changes (total pressure under the feet) when the patient walks on the prosthesis: а – with an experimental foot with a shock-absorbing element in the form of 3 mm steel plates; б – with foot 1D35

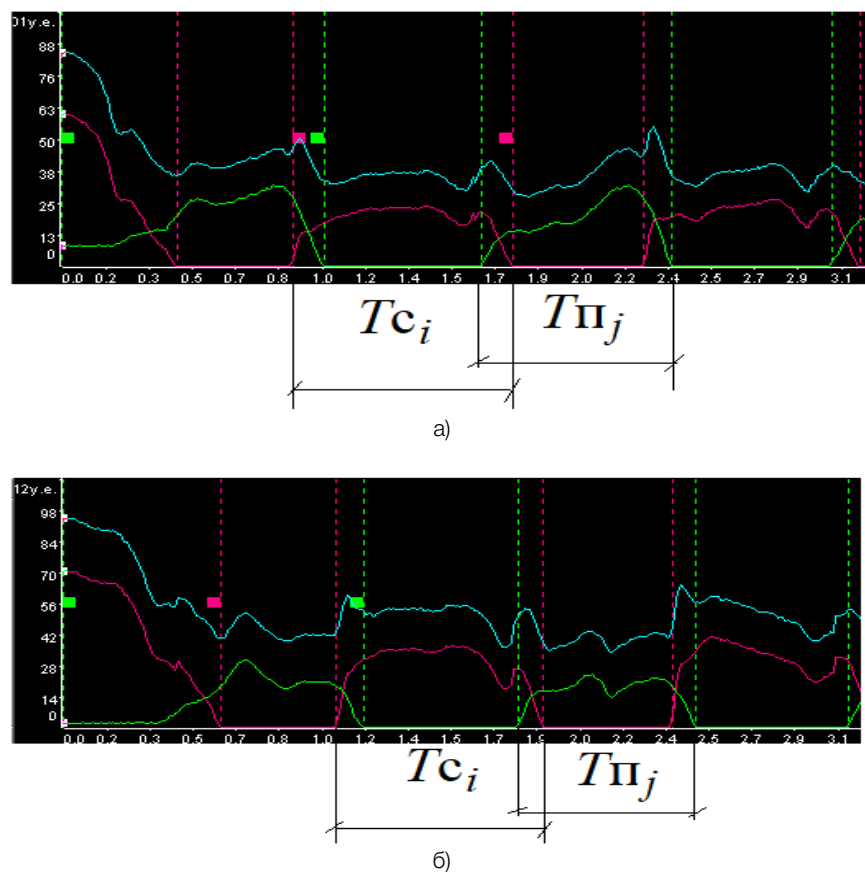


Рисунок 7. Графики изменения нагрузки (суммарного давления под стопами) при ходьбе пациента на протезе: а – с экспериментальной стопой с амортизирующим элементом в виде пластин из титанового сплава 4 мм; б – со стопой 1D35

Figure 7. Graphs of load changes (total pressure under the feet) when the patient walks on the prosthesis: а – with an experimental foot with a shock-absorbing element in the form of 4 mm titanium alloy plates; б – with foot 1D35

Для каждого из тестируемых пациентов рассчитывали также показатель повышения симметрии ходьбы ΔK_T на протезе с экспериментальной стопой по сравнению со стопой 1D35:

$$\Delta K_T = (K_{T_{CT}} - K_{T_{Э}}) / K_{T_{CT}},$$

где $K_{T_{CT}}$ – коэффициент билатеральной симметрии продолжительности переката через стопу 1D35, $K_{T_{Э}}$ – через экспериментальную.

Биомеханические исследования показали более высокие значения коэффициента билатеральной симметрии продолжительности переката через стопы K_T при ходьбе с экспериментальными изделиями по сравнению со стопой 1D35 «Отто-Бокк» (табл. 1). Причем обе экспериментальные стопы, как с амортизационным модулем из стали, так и с модулем из титана, показали одинаковое увеличение этого показателя на 14 %.

Таблица 1. Показатели симметрии ходьбы на протезе пациентов с различными искусственными стопами

Table 1. Symmetry parameters of walking on the prosthesis of patients with various artificial feet

Пациент	Вид искусственной стопы	K_T	ΔK_T , %
1	1D35 «Отто-Бокк»	0,85	14
	Экспериментальная с амортизационным модулем из стали	0,97	
2	1D35 «Отто-Бокк»	0,80	14
	Экспериментальная с амортизационным модулем из титанового сплава	0,92	

Обсуждение

Как показали стендовые испытания, пластинчатая пружина толщиной 4 мм из титанового сплава выигрывает по сравнению со стальной пружиной толщиной 3 мм по показателям продольного прогиба под нагрузкой (для стального образца продольный прогиб $\Delta L_{90} = 11$ мм, поперечный – $\Delta s_{90} = 5,4$ мм; для образца из титанового сплава $\Delta L_{90} = 5,5$ мм, $\Delta s_{90} = 5,3$ мм).

В отличие от этого биомеханические исследования не выявили предпочтения одной экспериментальной стопы по сравнению с другой по показателю симметрии продолжительности переката через стопы K_T . При этом каждая из них оказалась более функциональной, чем выбранная для исследования стопа 1D35 «Отто-Бокк». Именно асимметрия продолжительности опоры на стопы является характерным признаком нарушения стереотипа ходьбы на протезе, что объясняется снижением опороспособности протезированной конечности по сравнению с сохранной. Следовательно, выявленная нормализация этого показателя при ходьбе с экспериментальными искусственными стопами указывает на более высокую функциональность их по сравнению со стопой 1D35 «Отто-Бокк». Это же было подтверждено субъективной оценкой пациентов, отметивших более комфортные ощущения при ходьбе на протезе с экспериментальными стопами.

Таким образом, результаты исследования показали, что для реализации амортизационных свойств в искусственных стопах пригодны к использованию пластинчатые

пружины как из стали, так и из титанового сплава. Но особо значимые физико-механические свойства титановых сплавов, такие как высокая коррозионная стойкость, небольшой удельный вес, более высокая механическая прочность на единицу массы по сравнению со сталью, придают преимущества этому материалу для изготовления амортизирующих модулей в атипичных протезах.

Выбор толщины упругого элемента – пластинчатой пружины – может и должен быть определён с учётом веса инвалида. Кроме того, в амортизирующем узле можно предусмотреть набор сменных упругих элементов для обеспечения требуемых характеристик жёсткости пружины, соответствующих весу пациента.

Заключение

Результаты исследования показали, что упругие элементы протезов нижних конечностей могут быть изготовлены как из стали, так и из титановых сплавов. Преимущества применения титановых сплавов по этому назначению проявляются, прежде всего, в атипичных протезах, требующих высокую коррозионную стойкость, механическую прочность при небольшой массе изделия.

Важными положительными факторами применения титановых сплавов для изготовления амортизаторов стопы в виде пластинчатых пружин являются простота и невысокая стоимость конструкции, которые зависят от технологии изготовления изделия и себестоимости применяемого материала.

Литература [References]

- 1 Курдыбайло С.Ф., Герасимова Г.В. Лечебная физкультура после ампутации конечностей и при заболеваниях опорно-двигательной системы: метод. пособие. СПб.: Санкт-Петербургский научно-практический центр медико-социальной экспертизы, протезирования и реабилитации инвалидов имени Г.А. Альбрехта. 2004. 268 с. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=16750824> (дата обращения 07.02.23). [Kurdybaylo S.F., Gerasimova G.V. Physical therapy after amputation of limbs and diseases of the musculoskeletal system: method. stipend. St. Petersburg: St. Petersburg Scientific and Practical Center for Medical and Social Expertise, Prosthetics and Rehabilitation of Disabled People named after G.A. Albrecht. 2004. 268 p. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=16750824> (accessed 07.02.23). (In Russ)].
- 2 Янковский В.М., Щербина К.К., Гусев М.Г. и др. Назначение амортизирующих модулей с учетом медико-социальных показаний и уровня двигательной активности: методическое пособие. СПб.: НЦЭПР. 2010. 22 с. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=37000141> (дата обращения 07.02.23). [Yankovsky V.M., Shcherbina K.K., Gusev M.G., etc. The purpose of shock-absorbing modules, taking into account medical and social indications and the level of motor activity: a methodological guide. St. Petersburg: NCEPR. 2010. 22 p. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=37000141> (accessed 07.02.23). (In Russ)].
- 3 Суслаев В.Г., Янковский В.М., Смирнова Л.М., Сокуров А.В., Ермоленко Т.В. Обоснование назначения амортизационных модулей в протезах нижних конечностей. *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: реабилитация, врач и здоровье*. 2018;3(33):40–48. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=35530209> (дата обращения 07.02.23). [Suslyayev V.G., Yankovsky V.M., Smirnova L.M., Sokurov A.V., Ermolenko T.V. Justification of the purpose of shock-absorbing modules in lower limb prostheses. Bulletin of the medical Institute "REAVIZ": rehabilitation, doctor and health. 2018;3(33):40–48. URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=35530209> (accessed 07.02.23). (In Russ)].
- 4 ГОСТ Р 57407-2017. Волокна углеродные. Общие технические требования и методы испытаний. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200144290> (дата обращения 07.02.23). [GOST R 57407-2017. Carbon fibers. General technical requirements and test methods. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200144290> (accessed 07.02.23). (In Russ)].
- 5 ГОСТ 13764-86 Пружины винтовые цилиндрические сжатия и растяжения из стали круглого сечения. Классификация: официальное издание. М.: Стандартинформ. 2007. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200011951> (дата обращения 07.02.23). [GOST 13764-86 Cylindrical helical compression and tension springs made of round-section steel. Classification: official publication. Moscow: Standartinform. 2007. URL: <https://docs.cntd.ru/document/1200011951> (accessed 07.02.23). (In Russ)].
- 6 Best-Met. Металлопрокат и металлические изделия. Сплавы средней прочности на основе титана марки VT20 (деформируемые). URL: <https://miminonino.ru/prokat/vt-20-titanoviy-splav.html> (дата обращения 07.02.23). [Best-Met. Rolled metal and metal products. Alloys of medium strength based on titanium grade VT20 (deformable). URL: <https://miminonino.ru/prokat/vt-20-titanoviy-splav.html> (accessed 07.02.23). (In Russ)].

Авторская справка Author's reference**Буров Геннадий Николаевич**

Канд. техн. наук, руководитель научного направления Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, Россия, 195067.

ORCID 0000-0002-3851-511X; zxzy123@yandex.ru

Вклад автора: определение концепции работы.

Gennady N. Burov

Cand. Sci. (Tech.), head of the scientific direction of Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of the Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya str., Saint Petersburg, 195067, Russia.

ORCID 0000-0002-3851-511X; zxzy123@yandex.ru

Author's contribution: defining the concept of work.

Смирнова Людмила Михайловна

Д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований ОДС Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, Россия, 195067. Профессор кафедры биотехнических систем, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, Россия, 197376.

ORCID 0000-0003-4373-9342; info@diaserv.ru

Вклад автора: исследование биомеханических аспектов в работе

Ludmila M. Smirnova

Dr. Sci. (Tech.), leading researcher of the Department of Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of the Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya str., Saint Petersburg, 195067, Russia. Professor of Department of Biomedical Engineering, Saint Petersburg Electrotechnical University, Professora Popova Street, 5, 197376, Saint Petersburg, Russian Federation;

ORCID 0000-0003-4373-9342; info@diaserv.ru

Author's contribution: the study of biomechanical aspects in the work.

Большаков Владимир Александрович

Старший научный сотрудник проектно-конструкторского отдела Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, Россия, 195067.

ORCID 0000-0002-5889-3759; pko09_903@mail.ru

Вклад автора: проектирование, конструкторские работы.

Vladimir A. Bolshakov

Senior Researcher of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of the Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya str., Saint Petersburg, 195067, Russia.

ORCID 0000-0002-5889-3759; pko09_903@mail.ru

Author's contribution: industrial design, engineering work.

Янковский Владимир Михайлович

Канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий TCP Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, Россия, 195067.

ORCID 0000-0002-4258-920X; yankovsky.vladimir@yandex.ru

Вклад автора: изучение медицинских аспектов в работе.

Vladimir M. Yankovskiy

Cand. Sci. (Med.), leading researcher of Department of innovative technology for technical means of rehabilitation of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of the Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya str., Saint Petersburg, 195067, Russia.

ORCID 0000-0002-4258-920X; yankovsky.vladimir@yandex.ru

Author's contribution: study of the medical aspects of the work.

Беянин Олег Леонидович

Ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы Института протезирования и ортезирования, Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, Россия, 195067.

ORCID 0000-0001-6019-8053; belynin.oleg41@bk.ru

Вклад автора: анализ результатов, подготовка выводов.

Oleg L. Belyanin

Leading researcher of Department of biomechanical research of the musculoskeletal system of the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of the Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya str., Saint Petersburg, 195067, Russia.

ORCID 0000-0001-6019-8053; belynin.oleg41@bk.ru

Author's contribution: analysis of results, drawing conclusions.