

УДК 621.3: 681.5

Научная статья

<https://doi.org/10.32603/2071-8985-2022-15-1-73-79>

Конструкция протеза верхней конечности с увеличенным числом степеней свободы пальцев

Е. В. Морозова✉, Н. И. Татаринцев, К. А. Куликов, П. В. Куликова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

✉ evmorozova@etu.ru

Аннотация. В работе рассматривается конструкция протеза верхней конечности – руки. В среде Autodesk Inventor проводится анализ модели на предмет напряженно-деформированных состояний, результаты которого излагаются в данной статье. Также приводится краткое описание и структурная схема системы управления протезом, включающая основные элементы и их взаимосвязь. Полученная конструкция нацелена на изготовление протеза с применением технологий трехмерной печати. Описаны основные характеристики предлагаемого для производства протеза материала. Протез позволит поднимать и держать объекты массой до 5 кг, а также выполнять основные функции человеческой руки на базе описанных схватов и движений, что было достигнуто при помощи шарнирных соединений.

Ключевые слова: протез, моделирование, Autodesk Inventor, шарнирное соединение, электропривод

Для цитирования: Конструкция протеза верхней конечности с увеличенным числом степеней свободы пальцев / Е. В. Морозова, Н. И. Татаринцев, К. А. Куликов, П. В. Куликова // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2022. Т. 15, № 1. С. 73–79. doi: 10.32603/2071-8985-2022-15-1-73-79.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

Original article

The design of the upper limb prosthesis with an increased number of degrees of freedom of the fingers

E. V. Morozova✉, N. I. Tatarintsev, K. A. Kulikov, P. V. Kulikova

Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg, Russia

✉ evmorozova@etu.ru

Abstract: The article deals with the design of the upper limb is arm prosthesis. In the Autodesk Inventor environment, the model is analyzed for stress-strain states, the results of which are presented in this work. It also provides a brief description and block diagram of the prosthesis control system, including the main elements and their interconnection. The resulting design is aimed at manufacturing using 3D printing technologies. The paper describes the main characteristics of the material proposed for the production of the prosthesis. The prosthesis will allow you to lift and hold objects weighing up to 5 kg, as well as perform the basic functions of a human hand based on the grips and movements described in the work, which was achieved through the use of articulated joints.

Keywords: prosthesis, modeling, Autodesk Inventor, swivel joint, electric drive

For citation: Morozova E. V., Tatarintsev N. I., Kulikov K. A., Kulikova P. V. The Design of the Upper Limb Prosthesis with an Increased Number of Degrees of Freedom of the Fingers // LETI Transactions on Electrical Engineering & Computer Science. 2022. Vol. 15, no. 1. P. 73–79. doi: 10.32603/2071-8985-2022-15-1-73-79.

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest

Введение. Рука как верхняя конечность человека, входящая в систему его опорно-двигательного аппарата, играет важную роль в жизнедеятельности, совмещая в себе силу, осязательную чувствительность, ловкость и способность к тончайшим манипуляциям, которые мы совершаем пальцами. На руки приходится огромная доля двигательной деятельности человека – поэтому их утрата становится тяжелой травмой, которая сильно ударяет по качеству жизни пострадавшего. В связи с этим используются различные протезно-ортопедические изделия, однако на данный момент они не способны полностью возместить утрату, поскольку не могут выполнять все функции, которыми обладает человеческая рука, но и это позволяет облегчить выполнение бытовых и трудовых операций [1].

Современный протез конечности человека – это бионический протез, управляемый мышцами культи. Существуют следующие методы управления протезом:

- пропорциональное биоэлектрическое, когда скорость перемещения сегмента зависит от напряжения управляющих мышц;

- миотоническое, когда источником сигнала служит изменение тонуса группы мышц для управления сегментами протеза.

В настоящее время создание бионического протеза стоит дорого, однако помимо восполнения двигательных функций он позволяет проводить мониторинг состояния пользователя и, в целом, может быть точно таким же гаджетом, как смартфон [2].

Постановка задачи. Разработка конструкции протеза кисти с увеличенным числом степеней свободы пальцев, позволяющей при сохранении двигательных функций руки оптимизировать процесс его изготовления.

Конструкция и ее описание. Внешний вид протеза представлен на рис. 1. Основная особенность данной модели состоит в повышенном количестве степеней свободы у пальцев, что было достигнуто при использовании шарнирных соединений фаланг. Это позволяет улучшить качество мелкомоторных движений, а также выполнять следующие виды схватов [3]:

- крючковый с участием ладонной поверхности второго и третьего пальцев и ногтевой фаланги первого пальца;

- цилиндрический захват мелких и крупных предметов;

- шаровой схват;

- плоскостной схват;

- щипковый схват;

- межпальцевой схват;

- функциональное позиционирование кисти, например для того, чтобы держать ручку.

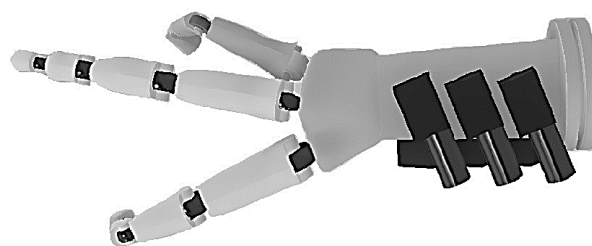


Рис. 1. 3D-модель протеза

Fig. 1. 3D model of the prosthesis

Кроме того, использование шарнирных соединений обеспечивает возможность выполнения абдукции, ее противоположности – аддукции [4], а также флексии и экстензии [5]; эти движения представлены на рис. 2.

При этом для обеспечения возможности выполнения всех описанных движений требуется увеличение количества электроприводов, так как один палец будет управляться двумя электропри-

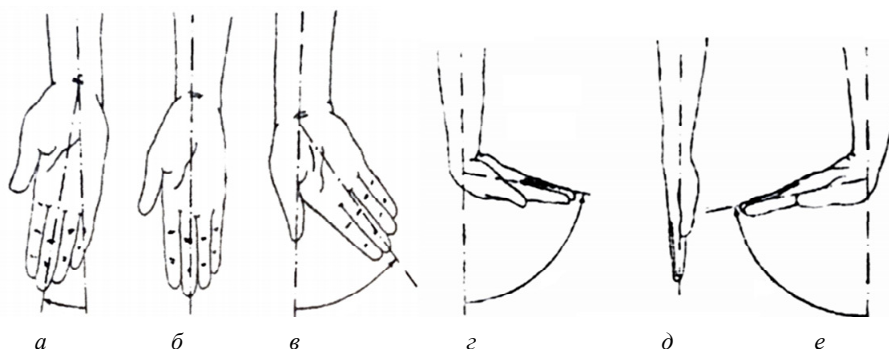


Рис. 2. Изображение движений: а – абдукция; б – нейтральное положение; в – аддукция;

г – флексия; д – нейтральное положение; е – экстензия

Fig. 2. The image of movements: а – abduction; б – neutral position; в – adduction;

г – flexion; д – neutral position; е – extension

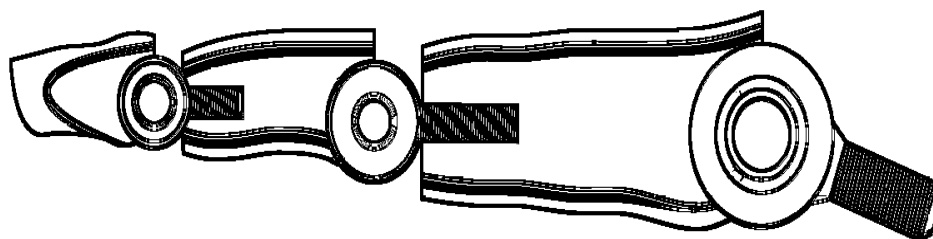


Рис. 3. Схема конструкции пальца
 Fig. 3. The finger design diagram

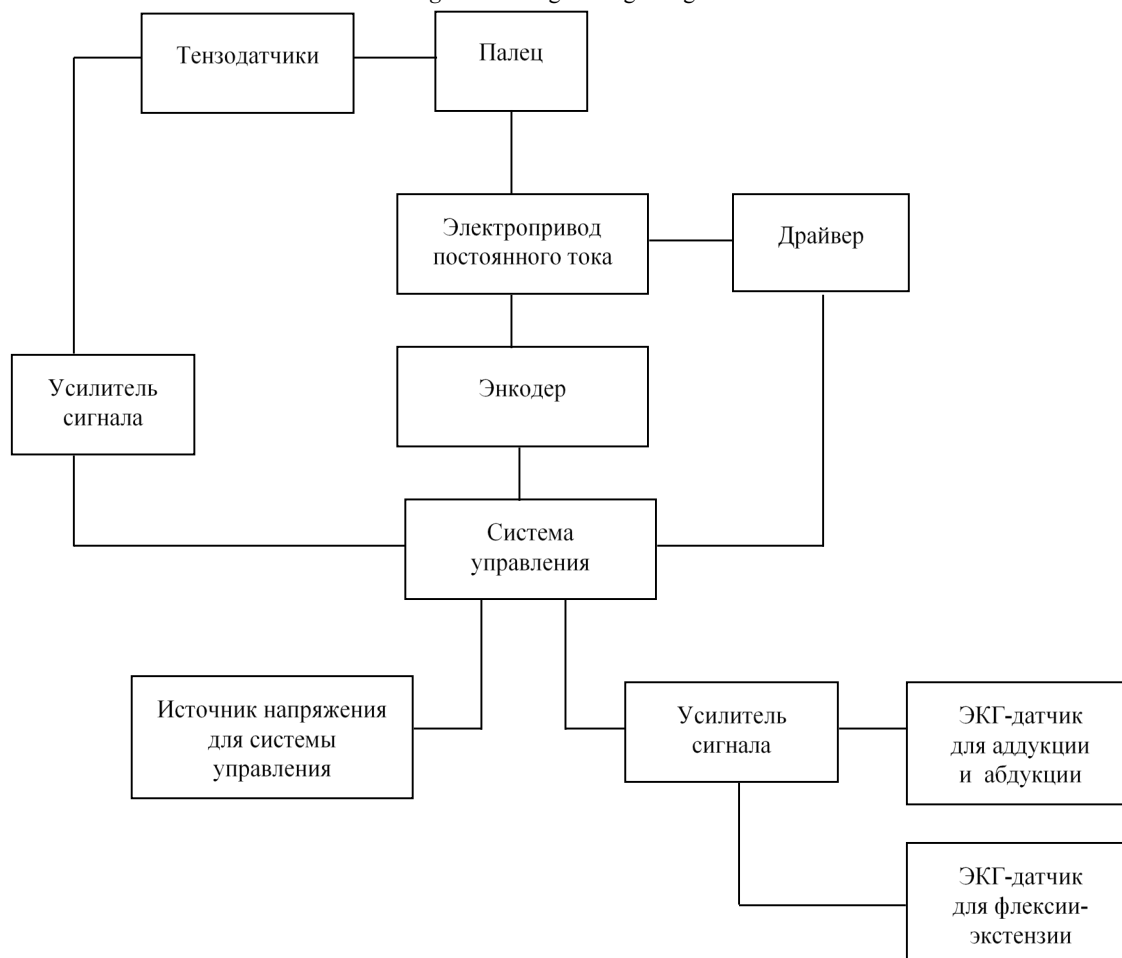


Рис. 4. Структурная схема системы управления протезом
 Fig. 4. The block diagram of the prosthesis control system

водами посредством манипуляции с эластичной нейлоновой нитью, проложенной внутри пальца, как это представлено на рис. 3: к валу каждого двигателя прикрепляются концы двух нитей, другие концы которых закрепляются в ногтевой фаланге пальца, что обеспечит при прямом вращении электропривода сгибание пальца, а при обратном – разгибание, которое будет повторять флексивное и экстензивное движения кисти.

Таким образом, для того чтобы была возможность управлять кистью протеза с пятью пальцами, понадобилось бы десять электроприводов, что увеличит массу и снизит автономность работы устройства. Поэтому было принято решение

уменьшить количество пальцев до трех, увеличив их размеры, что позволит улучшить их прочностные характеристики. Вынесение электроприводов наружу конструкции позволило увеличить толщину стенок локтевой части протеза, что также должно привести к увеличению прочности конструкции.

В данной конструкции было принято решение использовать электроприводы с редукторами L-образной компоновки, что при вынесении двигателей наружу позволило избежать чрезмерного их выпирания.

Общее описание системы управления. На рис. 4 представлена структурная схема системы управления протезом.

Как уже отмечалось, каждый палец управляется двумя электроприводами постоянного тока таким образом, что первый двигатель обеспечивает абдукцию-аддукцию и второй – флексию-экстензию. Зона работы электроприводов ограничивается инкрементальными энкодерами. Драйвер необходим для электрической развязки цепи питания двигателя и системы управления. На пальце установлены группы тензодатчиков – по группе на каждую фалангу для регистрации касаний и измерения степени сжатия объектов, исходя из уровня сигнала, выдаваемого группой датчиков. Для того чтобы блок аналогово-цифрового преобразования мог работать с сигналами от тензодатчиков, используется блок усиления сигнала. Для задания направления вращения электроприводов и скорости было принято решение использовать ЭКГ-датчики, которые измеряют разность потенциалов, индуцируемую сокращениями мышц. Сигналы с них также подаются на блок аналогово-цифровых преобразований.

В случае, если пользователь по каким-то причинам не может управлять всеми электроприводами дифференцированно, нейронная сеть будет дорабатывать движения.

Анализ напряженно-деформированного состояния. Такой анализ необходим для того, чтобы убедиться в том, что конструкция позволит работать с заложенными в проект нагрузками, исследовать прочностные характеристики полученной модели. В процессе моделирования предполагается, что механические детали протеза будут изготовлены с применением технологии трехмерной печати. К тому же, использование такой технологии поможет удешевить производство.

Описание процесса моделирования, включает описание нагрузок и материала, из которого возможно изготовить детали конструкции методом 3D-печати.

Нагрузка на модель протеза представлена в виде совокупности сил 50 Н, которые приложены к различным точкам скелета.

В качестве основного материала был выбран пластик, а именно – PETG-пластик, обладающий высокими прочностными характеристиками, а также низкими требованиями к оснастке печатного стола. При печати такой пластик не дает усадки, что позволяет проводить печать более высокой точности по сравнению с ABS-пластиком, довольно близкими по свойствам к PETG-пластику. В таблице представлены характеристики пла-

Характеристики пластиков ABS и PETG [6]
Characteristics of ABS and PETG plastics [6]

Название пластика		ABS	PETG
Параметры печати	Температура стола, °C	90...120	20...80
	Температура экструзии, °C	210...245	215...245
	Обдув, %	нежелателен	20
	Межслойная адгезия	средняя	очень высокая
	Адгезия к столу	средняя	средняя
Технические характеристики	Температура плавления, °C	175...210	222...225
	Температура размягчения, °C	100	80
	Температура эксплуатации, °C	- 40...+80	- 40...+70
	Твердость (по Роквеллу)	R105–R110	R106
	Относительное удлинение при разрыве, %	6	50
	Прочность на изгиб, МПа	41	76.1
	Прочность на разрыв, МПа	22	36.5
	Модуль упругости при растяжении, ГПа	1.6	2.6
	Модуль упругости при изгибе, ГПа	2.1	1.12
	Температура стеклования, °C	105	80
	Плотность, г/см ³	1.1	1.3
	Точность печати, %	±1	±0.1
	Усадка при изготовлении изделий, %	до 0.8	Нет
	Влагопоглощение, %	0.45	0.12

стиков ABS (акрилонитрилбутадиенстирол) и PETG (полиэтилентерефталат-гликоль) [6].

При моделировании нагрузок на практике используют некоторые допущения для уменьшения нагрузки на систему в процессе проведения процесса моделирования. Поэтому при моделировании напряженно-деформированных состояний были приняты следующие допущения:

- Материал, из которого моделируется структура протеза: пластик ABS.
- Все фаланги пальцев представляют собой цельное твердое тело без желобов для эластичных нейлоновых нитей.
- Опускается воздействие силы тяжести.
- Нагрузки представляют собой совокупность сил, приложенных к различным точкам руки, 50 Н.
- Основание модели неподвижно.

Для проведения такого анализа использовался программный пакет Autodesk Inventor, который позволяет проводить анализ напряженно-деформированных состояний.

Результаты моделирования. На рис. 5–7 представлены результаты моделирования, отражающие первое основное напряжение, смещение и коэффициент запаса прочности.

Первичное основное напряжение позволяет определить максимальное растягивающее напряжение под воздействием нагрузки. Результат анализа по данному критерию представлен на рис. 5. Из рисунка видно, что максимальное значение составляет 7.94 МПа – меньше, чем значение прочности на разрыв у пластиков ABS и PETG – 22 и 36.5 МПа соответственно.

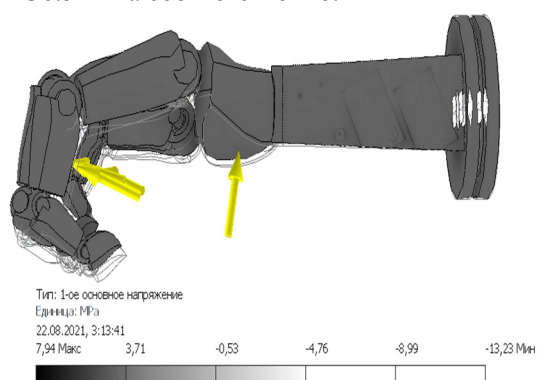


Рис. 5. Результат моделирования (первичное основное напряжение)

Fig. 5. The simulation result. (1st principal stress)

Смещение представляет собой степень деформации модели под воздействием нагрузок. На рис. 6 представлен результат моделирования по этому критерию. Для данной разработки было

условлено, что максимальное смещение не должно превышать 5 мм при нагрузке 50 Н. На рисунке показано, что максимальное смещение не превышает 1 мм, что удовлетворяет требованию.

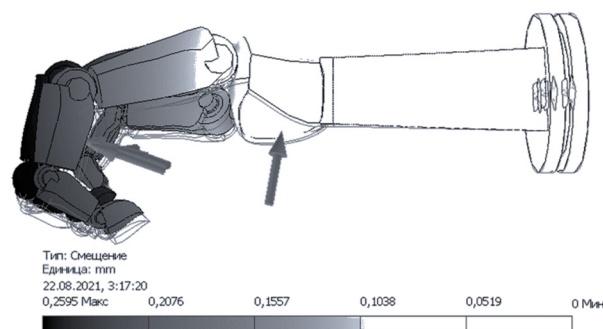


Рис. 6. Результат моделирования (смещение)
Fig. 6. The simulation result (the offset value)

Требования к коэффициенту запаса прочности следующие: данное значение не должно быть менее 1.4. Если данный параметр менее 1, то это означает наличие постоянной деформации [7]. На рис. 7 представлен результат моделирования по данному критерию.

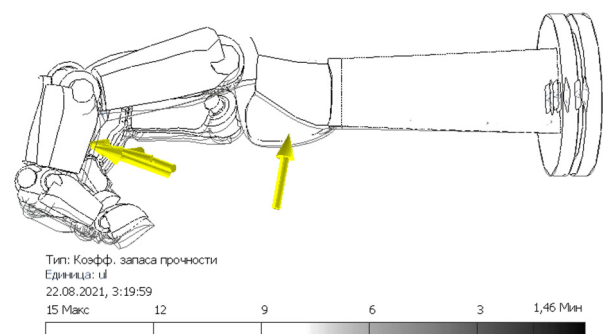


Рис. 7. Результат моделирования (коэффициент запаса прочности)

Fig. 7. The simulation result (factor of duty value)

Результаты показывают удовлетворительное значение коэффициента запаса прочности – 1.46.

Закключение. Полученная конструкция, нацеленная на изготовление с применением технологий трехмерной печати, позволит поднимать и держать объекты массой до 5 кг, а также выполнять различные ранее описанные схваты и движения, подобно человеческой руке, что было достигнуто при использовании шарнирных соединений. Применение технологий трехмерной печати позволит удешевить и упростить производство деталей для данного протеза, особенно с учетом небольшой стоимости материалов. Использование технологий искусственного интеллекта в разработанной системе управления позволит оптимизировать процесс управления протезом.

Список литературы

1. Протезирование верхних конечностей (пособие для врачей и технического персонала протезно-ортопедических предприятий) / А. О. Андриевская, Е. П. Андреева, В. И. Бакулев, А. Н. Кейер, В. Г. Петров, Р. В. Росков // под ред. засл. д-ра наук, проф., д-ра мед. наук А. Н. Кейера. СПб.: ЗАО «Типография Взлёт», 2007. 337 с.
2. Сайт компании «Моторика». URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/bionic> (дата обращения 12.10.2021).
3. Усольцева Б. В. Хирургия заболеваний и повреждений кисти. М.: Книга по требованию, 2013. 230 с.
4. Словари. URL: <https://slovaronline.com/browse/747e7925-84e2-3171-ac5b-de83c45fa5e7/аддукция> (дата обращения 12.10.2021).
5. Словари и энциклопедии на Академике. URL: https://dic.academic.ru/dic.nsf/dic_fwords/49318/экстензия (дата обращения 12.10.2021).
6. Подробный гид по выбору пластика для 3D-печати. URL: <https://top3dshop.ru/blog/podrobnyj-gid-po-vyboru-plastika-dlja-3d-pechat.html> (дата обращения 12.10.2021).
7. Официальный сайт поддержки и обучения компании Autodesk. URL: <https://knowledge.autodesk.com/ru/support/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2015/RUS/Inventor-Help/files/GUID-D541AE00-F9FB-4B7E-A595-402219353010-hm.html> (дата обращения 12.10.2021).

Информация об авторах

Морозова Елена Васильевна – канд. техн. наук, доцент, доцент кафедры «Робототехника и автоматизация производственных систем» СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

Email: evmorozova@etu.ru

Татаринцев Николай Иванович – старший научный сотрудник кафедры «Робототехника и автоматизация производственных систем», преподаватель СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: ntatarintsev@yandex.ru

Куликов Кирилл Александрович – студент гр. 6404 СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: kirill.kuli.01@gmail.com

Куликова Полина Владиславовна – студентка гр. 9307 СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

E-mail: marina.kirill.kuli.01@gmail.com

References

1. Andrievskaja A. O., Andreeva E. P., Bakulev V. I., Kejer A. N., Petrov V. G., Roskov R. V. Proteziro-vanie verhnih konechnostej (posobie dlja vrachej i tehni-cheskogo personala protezno-ortopedicheskikh predpri-jatij) / pod red. zasl. d-ra nauk, prof., d-ra med. nauk A. N. Kejera. SPb.: ZAO «Tipografija Vzljot», 2007. 337 s. (In Russ.).
2. Sajt kompanii «Motorika». URL: <https://motorica.org/prosthetics/upper-limb/bionic> (accessed: 12.10.2021).
3. Usol'ceva B. V., Mashkara K. I. Hirurgija zabolevanij i povre-zhdenij kisti, M.: Kniga po trebovaniju, 2013. 230 s. (In Russ.).
4. Slovari. URL: <https://slovaronline.com/browse/747e7925-84e2-3171-ac5b-de83c45fa5e7/аддукция> (ac-cessed: 12.10.2021) (In Russ.).
5. Slovari i jenciklopedii na Akademike. URL: https://dic.academic.ru/dic.nsf/dic_fwords/49318/jekstenzija (accessed: 12.10.2021) (In Russ.).
6. Podrobnyj gid po vyboru plastika dlja 3D-pechat. URL: <https://top3dshop.ru/blog/podrobnyj-gid-po-vybo-ru-plastika-dlja-3d-pechat.html> (accessed: 12.10.2021) (In Russ.).
7. Oficial'nyj sajt podderzhki i obuchenija kompanii Autodesk. URL: <https://knowledge.autodesk.com/ru/sup-port/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cl oudhelp/2015/RUS/Inventor-Help/files/GUID-D541AE00-F9FB-4B7E-A595-402219353010-hm.html> (accessed: 12.10.2021) (In Russ.).

Information about the authors

Elena V. Morozova, Cand. Sci. (Tech.), docent, assistant professor of Saint Petersburg Electrotechnical University.

Email: evmorozova@etu.ru

Nikolay I. Tatarintsev, Senior lecture of Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: ntatarintsev@yandex.ru

Kirill A. Kulikov, student of Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: kirill.kuli.01@gmail.com

Polina V. Kulikova, student of Saint Petersburg Electrotechnical University.
E-mail: kirill.kuli.01@gmail.com

Статья поступила в редакцию 20.10.2021; принята к публикации после рецензирования 25.11.2021;
опубликована онлайн 30.01.2022.

Submitted 20.10.2021; accepted 25.11.2021; published online 30.01.2022.
