

А. С. ПАРХОМЕНКО, А. В. БОНДАРЕНКО, Р. В. ПРОТАСОВ, Н. А. ЛЕВИН

ПРОБЛЕМЫ СОВРЕМЕННОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ КОНЕЧНОСТЕЙ. ОПЫТ ПРОЕКТИРОВАНИЯ И СИНТЕЗИРОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ КОНСТРУКЦИЙ ПРОТЕЗА РУКИ

Рассмотрены современные существующие решения по протезированию верхних конечностей, проведен их анализ с последующим вычленением проблем, связанных с темой научной статьи, на территории Украины. Также произведен опыт по проектированию и расчёту протеза кисти человека ориентированным на антропометрию входных данных аналогичных среднестатистическим размерам руки человека, а также последующим его возможным выполнением на принтере с применением технологии 3-D печати. Для моделирования геометрии был использован программный комплекс Autodesk Inventor, а для расчёта конечно-элементной модели был использован Autodesk Nastran In-CAD. В конце работы была произведена нагрузка элемента конструкции и высчитан НДС, а также подведены итоги по проведённой работе.

Ключевые слова: протез, модель кисти руки, антропометрические данные, 3-D печать, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние

А. С. ПАРХОМЕНКО, О. В. БОНДАРЕНКО, Р. В. ПРОТАСОВ, Н. О. ЛЕВИН **ПРОБЛЕМИ СУЧАСНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ КІНЦІВОК. ДОСВІД ПРОЕКТУВАННЯ І СИНТЕЗУВАННЯ ЕЛЕМЕНТІВ КОНСТРУКЦІЙ ПРОТЕЗА РУКИ**

Розглянуто сучасно існуючі рішення із протезування верхніх кінцівок на території України, проведено їх аналіз і подальше вичленювання проблем, пов'язаних з темою даної статті. Також проведений досвід з проектування та розрахунку протеза кисті людини, який орієнтований на антропометрію вхідних даних, аналогічних середньостатистичним розмірами руки людини, а також подальшим його можливим виконанням на принтері із застосуванням технології 3D-друку. Для моделювання геометрії був використаний програмний комплекс Autodesk Inventor, а для розрахунку скінченно-елементної моделі був використаний Autodesk Nastran In-CAD. На завершення було проведено навантаження елемента конструкції і розрахований напружено-деформований стан, а також підведені підсумки за проведеною роботою.

Ключові слова: протез, модель кисті руки, антропометричні дані, 3D-друк, метод скінченних елементів, напружено-деформований стан.

A. PARKHOMENKO, O. BONDARENKO, R. PROTASOV, N. LEVIN **PROBLEMS OF MODERN LIMBS PROSTHESIS. DESIGN AND SYNTHESIS EXPERIENCE OF HAND PROSTHESIS ELEMENTS**

The current existing solutions for upper limb prosthetics in Ukraine are considered, their analysis and subsequent isolation of problems related to the topic of a scientific article is carried out. An experiment was also conducted in designing and calculating a human prosthesis with anthropometric-oriented input data similar to the average size of a human hand, as well as its subsequent implementation on a printer using 3D printing technology. Autodesk Inventor software was used to model the geometry, and Autodesk Nastran In-CAD was used to calculate the finite element model. In conclusion, the loading of the structural element was carried out and the stress-strain state was calculated, and the results of the work were summed up.

Keywords: prosthesis, hand model, anthropometric data, 3D-printing, finite element method, stress-strain state

Введение. Тема статьи посвящена анализу имеющейся литературы проблеме потери верхних конечностей на территории современной Украины. Одним из основных факторов возникновения вопроса, связанного с поиском подходящего протеза верхних конечностей на Украине, является тяжёлая форма военного положения на территории страны, а конкретно зоны АТО. Также важен дефицит специализированных медико-технологических решений для адаптации инвалидов, переживших потерю конечности и старающихся вернуть обычный образ жизни в социуме. Проанализировав рынок протезирования верхних конечностей было обнаружено 270 протезных предприятий, из которых около 70 занимаются протезированием верхних конечностей, и только 10 из них имеют технологии по созданию многофункциональных протезов. В это число вводят 8 казённых предприятий Украины, у которых имелись проблемы с финансированием персонала с задержкой по 3-6 месяцев. К сожалению, это лишь собственные подсчёты, проверить их можно аналогичным образом по ссылке [1]. Данная информация предложена с целью ознакомления и понимания основной причины недостатка

специализированных протезов для нуждающихся в них людей. На данный момент, со слов Алексея Краснощекова (Главы Экспертной группы по вопросам протезирования при Народном Совете Фонда социальной защиты инвалидов), несколько тысяч граждан Украины имеют повреждённую верхнюю конечность и требуют протезирования [2]. Для более подробного разбора темы статьи, не лишним будет разобратся в основных терминах, связанных с данным вопросом и уже существующими решениями для более широкого и глубокого понимания вопроса.

Протезирование – это замена утраченных или необратимо повреждённых частей тела искусственными заменителями – протезами. Протезирование представляет собой важный этап процесса социально-трудовой реабилитации человека, утратившего конечности или страдающего заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Протезирование является смежной дисциплиной между медициной и техникой, тесно связано с ортопедией, травматологией, восстановительной хирургией и др. Хотя протезирование как отдельная дисциплина

© А. С. Пархоменко, А. В. Бондаренко, Р. В. Протасов, Н. А. Левин, 2019

выделилась в XIX веке, сведения о нем встречаются еще в древние времена – у греческого историка Геродота, римского историка Плиния и других.

Виды протезов. Анализ существующих протезов. При создании протеза важным фактором является: определения степени поражения конечности, индивидуальные характеристики пациента, целевая функция использования протезов, а также способ его изготовления. В зависимости от исходных данных все протезы разделяются на два основных направления: по степени ампутации конечности и по функционалу.

По степени ампутации конечности разделяют такие виды: протезы пальца, протезы кисти, протезы предплечья, протезы плеча.

По назначению (функционалу) протезы делятся на две группы: косметические – выполняющие декоративную функцию, функциональные – протезы, способные совершать хват за счёт использования вспомогательных механизмов.

В свою очередь функциональные протезы разделяют по категориям в зависимости от механизмов управления самих протезов: рабочие, тяговые (механические), биоэлектрические.

Кроме того, протезы также должны крепиться к культе человека. На данный период есть два основных способа крепления протезов к культе, а именно: ременные и вакуумные.

В ремennom креплении ремни фиксируются к культе, дабы обеспечить комфортную фиксацию протеза для его последующего использования.

В вакуумном способе основой крепления является создания вакуумного пространства между приемной гильзы и кожей пациента, благодаря которому и создается фиксация устройства. Также в данном способе могут использоваться «протягивающий чехол», который позволяет сглаживать складки на культе, для крепления вакуумной гильзы без излишнего дискомфорта.

Ниже будут описаны одни из немногих особо популярных многофункциональных биоэлектрических и функциональных протезов.



Рисунок 1 – Активный тяговый протез предплечья «Киби» (Моторика)

Активный тяговый протез предплечья «Киби» (Моторика). Тяговый протез предплечья «Киби» (рис. 1) состоит из приёмной гильзы предплечья, каркасного элемента, который изготавливается по индивидуальным меркам на 3D-принтере, и

тяговых тросов [3].

В тяговом протезе предплечья «Киби» хват осуществляется за счёт сгибания в локтевом суставе. Тяговые тросы установлены на опорной части протеза и регулируются индивидуально. Ротация в лучезапястном сочленении осуществляется пассивно. Возможность сгибания кисти отсутствует.

Протез предплечья биоэлектрический с кистью Michelangelo (OttoBock). Управление в протезе предплечья с кистью Michelangelo (рис. 2) осуществляется с помощью биоэлектрических сигналов, подающихся на микропроцессор. К особенностям этой кисти можно отнести наличие отдельного привода для большого пальца, что позволяет устанавливать кисть в общей сложности в семь различных позиций. Активно задействованными являются средний и указательный пальцы, безымянный палец и мизинец пассивно следуют вместе с ними [4].



Рисунок 2 – Протез предплечья биоэлектрический с кистью Michelangelo

Многоосный лучезапястный шарнир позволяет осуществлять ротацию кисти. Возможность сгибания кисти в лучезапястном сочленении отсутствует.

Протез предплечья с биоэлектрическим управлением «Страдивари» (Моторика). Протез предплечья биоэлектрическим управлением «Страдивари» (рис. 3) состоит из модуля кисти с микропроцессором, ниспадающей гильзы предплечья, двигателей и датчиков зарубежных производителей и косметической оболочки [5].



Рисунок 3 – Протез предплечья с биоэлектрическим управлением «Страдивари» (Моторика)

Активный биоэлектрический протез руки «Vebionic» (Моторика). Vebionic (рис. 4) – биоэлектрическая искусственная кисть с электромеханическим приводом и микропроцессорным контролем, созданная для

восстановления функции и внешнего вида утраченной верхней конечности (руки), дает возможность совершать ампутированной(ыми) конечностью(ями) повседневные дела. Биоэлектрическая кисть использует энергию аккумулятора, питающего отдельные электродвигатели в каждом пальце и микропроцессор, контролирующий работу каждого электродвигателя и позволяющий пользователю получать движения, близкие к реальной руке.

Управление кистью осуществляется при помощи электрических импульсов, полученных от сохранившихся мышц ампутированной конечности [6]. Различные комбинации электрических импульсов позволяют не только управлять работой каждого пальца, но и переключать виды хвата.

Крепление осуществляется с помощью дополнительной приёмной гильзы, в которую вкручивается протез.

Активный тяговый протез предплечья «Handiii» (eXiii). Особого внимания заслуживает биоэлектрический протез предплечья Handiii (рис. 5), так как он имеет особую структуру движения пальцев руки, реализованную через систему сложных кинематических связей. К сожалению, в стандартном поиске информацию о данном протезе не найти, взамен можно пообщаться с создателями протеза, данная компания свободно раздаёт свои технические решения и делится накопленным опытом [7].



Рисунок 4 – Протез руки с биоэлектрическим управлением «Bebionic» (OttoBock)



Рисунок 5 – Протез руки с биоэлектрическим управлением «Handiii» (eXiii)

Ориентируясь на эталонные варианты изготовления протезов в современном мире, были выделены основные проблемы, связанные со всеми изделиями в большей или меньшей степени. А именно: заряд аккумулятора, которого хватает приблизительно на 6 часов (в биоэлектрических протезах); крепление к культе, а именно создаваемый дискомфорт и создаваемое дополнительное напряжение в точке крепления; не всегда полное индивидуальное соответствие размеров для конкретного человека; выполняемые хваты и способ их воссоздания, инженерия ещё не представила необходимых решений для данного вопроса; время досылки сигнала от мышц до самого протеза у самого «быстрого» протеза Michelangelo это занимает 300 мс; последней проблемой является цена итогового продукта, что равняется от ~15000 грн. В опыте, представленном ниже, была попытка привести значения массы, цены близкими

к минимуму, а соответствие индивидуальным размерам – к максимуму. Для этого было решено проектировать протез с учётом его последующего изготовления на 3-D принтере из АБС пластмассы, движущими элементами должны стать стальные тросы диаметром 1 мм оцинкованные 6:7, а также система управляющих сервомоторов SG5010.

Проектирование протеза для 3-D принтера.

Теоретическая часть. Изначально эскизная составляющая предполагает индивидуальные замеры человеческой культи с применением всевозможных приемов, способствующих сглаживанию неровностей на кожном покрове для уменьшения дискомфорта при одевании протеза. Немаловажным фактором также являются антропометрические данные кисти для создания естественных движений пальцами и более правильных их сгибаний с точки зрения теории кинематики и динамики. В угоду разнообразным техническим решениям, придуманным инженерами, размеры могут варьироваться от протеза к протезу, однако всегда существует определённая норма. Ниже в табл. 1 представлены среднестатистические размеры проксимальной, средней и дистальной фаланги пальцев, а также обхват руки человека [8, 9].

Таблица 1 – Среднестатистические размеры элементов руки (антропометрические данные кисти), мм

Название элементов руки	Высота	Длина	Дистальная	Средняя	Проксимальная
Большой	20,4	20	28,297	36,487	–
Указательный	18,4	16	37,233	21,333	19,133
Средний	18,4	16	21,767	28,067	42,967
Безымянный	18,4	16	21,967	25,567	39,967
Мизинец	18,4	16	18,333	16,533	29,533
Кисть	18	95,4	Обхват кисти – 86	–	–

Экспериментальная часть. Построение 3D-модели, синтез элементов, сгибание разгибание модели (выполнения антропометрической кинематики кисти). Далее приведены основные данные о протезе, построение геометрии и расчет проксимальной фаланги на прочность. Протез был спроектирован в CAD системе Autodesk Inventor и рассчитан в Nastran InCAD. Сам протез сегментирован для уменьшения его дальнейшего веса/стоимости и более легкой сборки или ремонта отдельных деталей. Всего модель состоит из 35 деталей, из которых 28 – это детали, которые имитируют фаланги пальцев человека, а именно дистальную, среднюю и проксимальную в соответствии с каждым пальцем. Каждая из фаланг представляет из себя элемент, разбитый пополам. Соединение сегментов выполняется с помощью креплений с лепестками. Большое внимание уделялось соответствию протеза антропометрическим данным человека. На рис. 6 продемонстрировано

последовательное построение сегмента проксимальной фаланги указательного пальца.

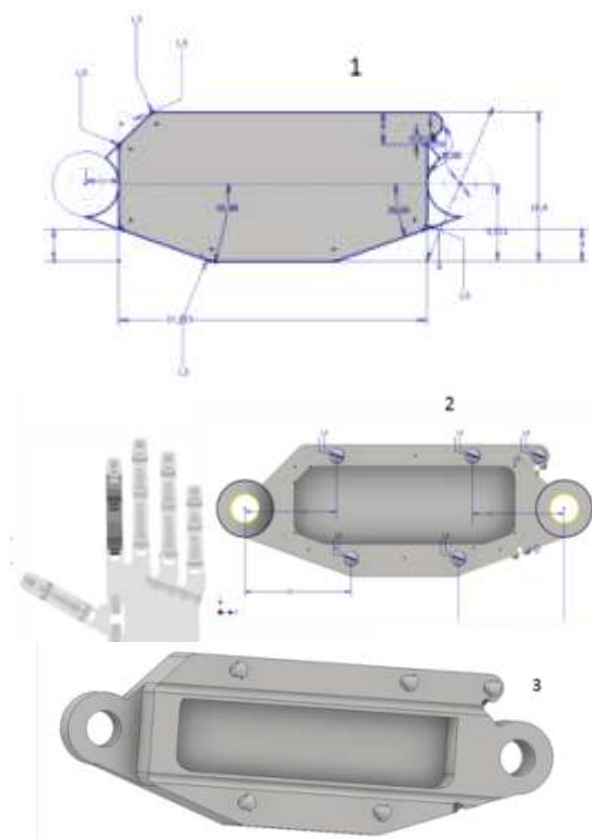


Рисунок 6 – Последовательное выполнение сегмента проксимальной фаланги указательного пальца, нумерацией указаны этапы разработки

Аналогичным образом выполнялось построение других фаланг, кроме дистальных, в соответствии с их антропометрическими мерами и

функциональными особенностями. На рис. 7 продемонстрировано последовательное построение сегмента дистальной фаланги указательного пальца.

При выполнении условия антропометрии протеза возникла необходимость создания отдельных элементов, которые имитировали привычные движения большого пальца, безымянного и мизинца и одновременно выполняли бы функцию креплений сборников этих пальцев к основанию кисти. На рис. 8 продемонстрировано последовательное выполнение этих конструкций.

Была построена и основа, которая имитирует функцию ладони человека и представляет собой систему, вокруг которой и синтезируются все последующие элементы. На рис. 9 продемонстрировано ее построение.

Для лучшего понимания принципа соединения элементов приведены примеры сборки дистальных частей, изображенные на рис. 10. Чтобы закрепить два сегмента, например, дистальную и среднюю фалангу, использовались осевые соединения, аналогичным путем детали фиксировались на основе кисти протеза. Все элементы фиксации унифицированы, для уменьшения затрат на изготовление протеза. Сборка элементов изображена на рис. 11.

Одной из особенностей протеза является движения большого пальца, безымянного и мизинца. Для соединения этих элементов использовалось болтовое крепление, выгравированное внутри тела кисти. Сборка элементов изображена на рис. 11, 12. Также на рис. 13 изображена модель протеза в полной сборке в «обычном» разгибе и пример сгиба сборки.

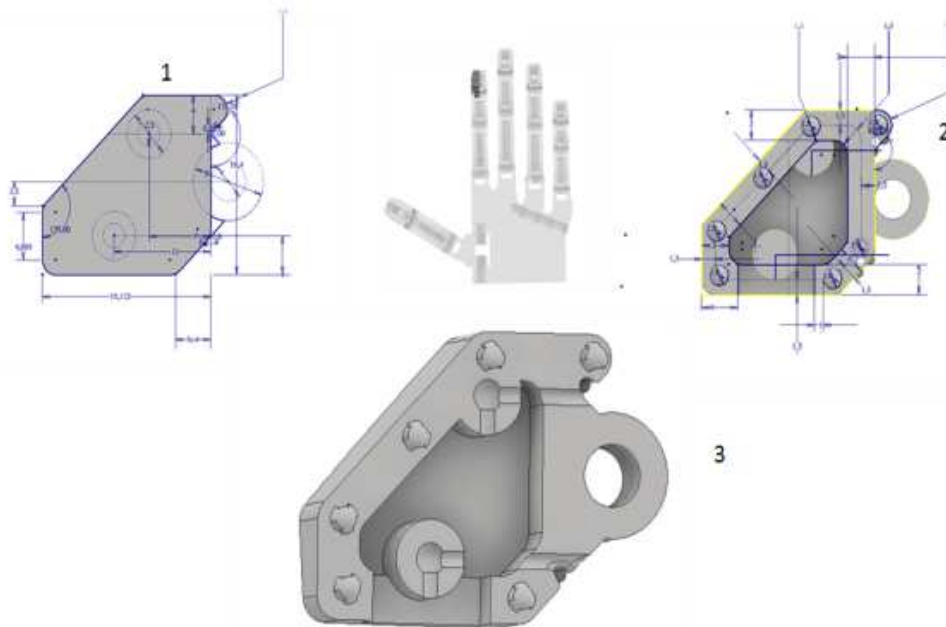


Рисунок 7 – Последовательное выполнение сегмента дистальной фаланги указательного пальца

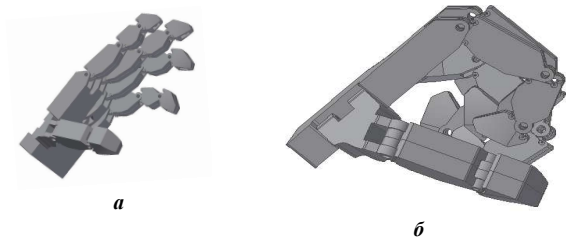


Рисунок 13 – Модель протеза в полной сборке: а – в развернутом виде; б – в сгибе

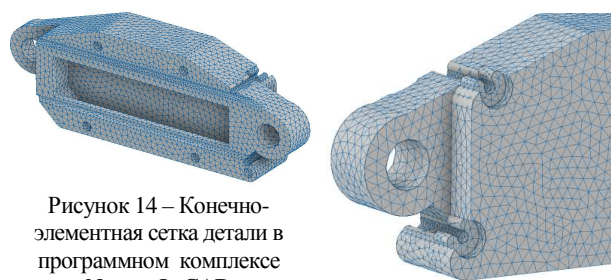


Рисунок 14 – Конечно-элементная сетка детали в программном комплексе Nastran In CAD

На рис. 15 показано задание условий симметрии, граничных условий и приложение внешней нагрузки 100 Н.

На рис. 16 и 17 изображены распределения напряжений по Мизесу (максимальное напряжение 8,5 МПа) и перемещений (максимальное перемещение 0,04 мм) в проксимальной фаланге указательного пальца соответственно.

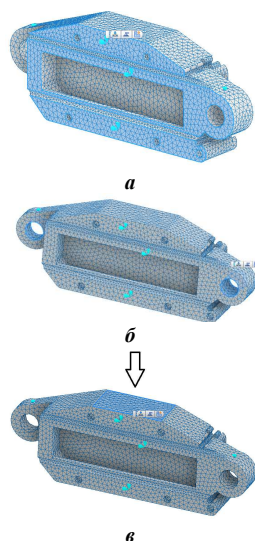


Рисунок 15 – Задание: а – условия симметрии, б – шарнирное закрепление; в – приложение внешней нагрузки

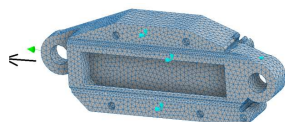


Рисунок 18 – Приложения силы на отверстие под шарнир

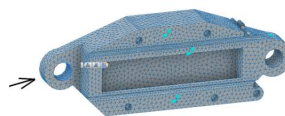


Рисунок 21 – Приложения силы 100 Н на отверстие для шарнира

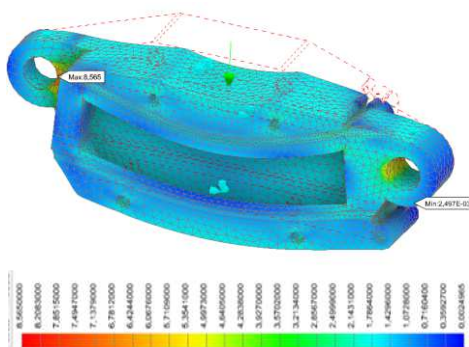


Рисунок 16 – Распределение напряжений по Мизесу

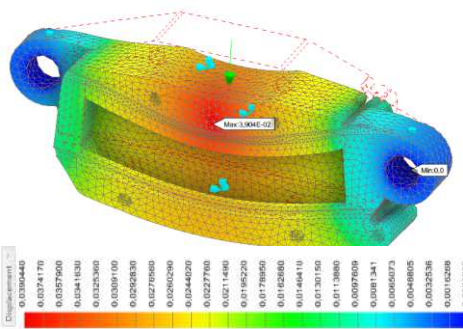


Рисунок 17 – Распределение перемещений

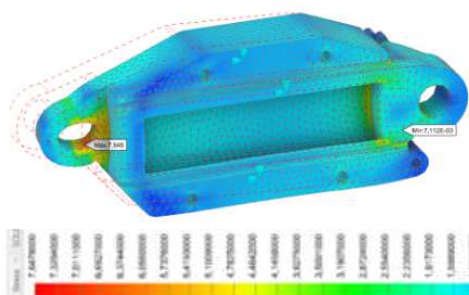


Рисунок 22 – Распределение напряжений при сжатии

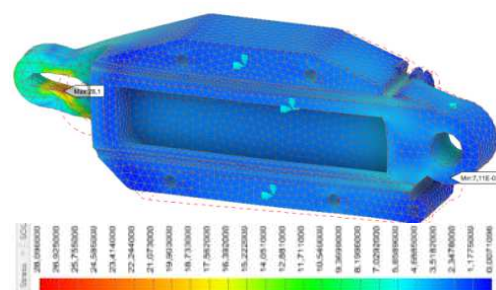


Рисунок 19 – Распределение напряжений при растяжении

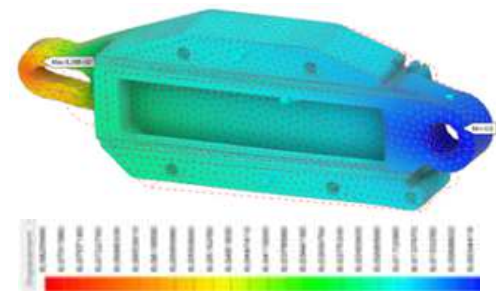


Рисунок 20 – Распределение перемещений при растяжении

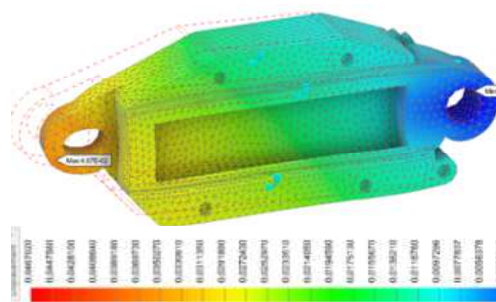


Рисунок 23 – Распределение перемещения при сжатии

Задача 3. Завершающей задачей является противоположная предыдущему пункту. В этой задаче нужно проверить напряжение при сжатии при аналогичных для задачи 1 граничных условиях и такой же приложенной силе 100 Н (рис. 21). На рис. 22 и 23 изображены распределения при сжатии напряжений (максимальное напряжение – 7,6 МПа) и перемещения (максимальное перемещение – 0,04 мм). Данные задачи демонстрируют действие сил на проксимальную фалангу указательного пальца, поскольку именно он воспринимает наибольшую нагрузку. Результаты для других элементов будет аналогичным, за счет идентичности методов построения модели.

Вывод. Проанализировав всю информацию и проведя эксперимент, можно подытожить, что никакой протез не способен решить проблему потери конечности. Никакое техническое решение на данный момент не способно выполнить такие же функции, как и обычная рука. Инженерной науке и медицине в целом потребуется огромное количество ресурсов и кадров для продвижения и развития темы протезирования. К сожалению, по итогу анализа информации можем констатировать, что подготовка необходимых квалифицированных специалистов в сфере протезирования и наличие научной литературы по данной теме на территории Украины нуждается в активном продвижении, т.к., если ничего не делать, наука о восстановлении потерянной конечности будет подниматься только в момент необходимости («крайнего срока»), как и показывает опыт с АТО. Однако данный опыт показывает, что, несмотря на всевозможные проблемы, в настоящее время существует программное обеспечение и оборудование, которые могут быть использованы для успешного решения возникающих задач. В частности, разработанные модели дают возможность оценить уровень напряжений и перемещений в исследуемых элементах протезов.

Предложенные подходы и модели в дальнейшем будут использованы для обоснования структуры и параметров современных протезов с

высоким уровнем функциональности.

Список літератури

1. Материалы с интернет директориі списка производств по протезированию – <https://ua.kompass.com/a/протезы-медицинские/23320>.
2. Материалы с интернет ресурса YouTube – <https://www.youtube.com/watch?v=b4vD2hf-w8g>
3. Материалы с официального сайта – <https://motorica.org/wp-content/uploads/2018/10/Протез-предплечья-активный-«Кибі».pdf>.
4. Материалы с официального сайта – https://www.ottobock.ru/media/local-media/for-specialists/prosthetics/646d501-michelangelo_for_technicians.pdf
5. Материалы с официального сайта – <https://motorica.org/wp-content/uploads/2018/10/Протез-предплечья-биоэлектрический-«Страдивари».pdf>.
6. Материалы с официального сайта – https://www.ottobock.ru/media/local-media/for-specialists/prosthetics/upper-limbs/bebionic_hand_technicians.pdf.
7. Материалы с официального сайта – <http://exiii-hackberry.com>
8. Бикбаева Т.С. Изменчивость и половой диморфизм фаланг II-V пальцев кисти взрослых людей: дис. канд. мед. наук: 14.00.02. Саратов, 2009. 118 с.
9. Констрування виробу зі шкіри. – М.: Московське відділення «Легкої і харчової промисловості», 1982. – 50 с.

References (transliterated)

1. Materials from the Internet directory of the production list for prosthetics - <https://ua.kompass.com/a/prosthesis-medical/23320>.
2. Materials from the Internet resource YouTube - <https://www.youtube.com/watch?v=b4vD2hf-w8g>.
3. Materials from the official site - <https://motorica.org/wp-content/uploads/2018/10/Protez-predplechya-active-«Kibi».pdf>.
4. Materials from the official site - https://www.ottobock.ru/media/local-media/for-specialists/prosthetics/646d501-michelangelo_for_technicians.pdf.
5. Materials from the official site - <https://motorica.org/wp-content/uploads/2018/10/Prosthesis-shoulder-straps-bioelectric-«Straight Divider».pdf>.
6. Materials from the official site - https://www.ottobock.ru/media/local-media/for-specialists/prosthetics/upper-limbs/bebionic_hand_technicians.pdf.
7. Materials from the official site - <http://exiii-hackberry.com>.
8. Bikbaeva T.S. Zmenchivost' i polovoj dimorfizm falang II-V pal'cev kisti vzroslyh ljudej: dis. kand. med. nauk: 14.00.02. Saratov, 2009. 118 p.
9. Constructive virobu ry shkiri. Moscow, Moskovskie viddilennya "Easy i i харчово ї промисловості", 1982. 50 p.

Поступила (received) 23.11.2018

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Пархоменко Андрій Сергійович (Пархоменко Андрей Сергеевич, Parkhomenko Andriy) – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», ст. гр. 2.МІТ212п.8; м. Харків, Україна

Бондаренко Олексій Вікторович (Бондаренко Алексей Викторович, Bondarenko Oleksiy) – кандидат технічних наук (PhD in Eng. S.), Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», доцент кафедри теорії і систем автоматизованого проектування механізмів і машин; м. Харків, Україна; <https://orcid.org/0000-0002-2693-5301>; e-mail: avbondko@gmail.com

Протасов Роман Васильович (Протасов Роман Васильович, Protasov Roman) – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», старший викладач кафедри теорії і систем автоматизованого проектування механізмів і машин; тел.: (057) 707-64-78; e-mail: protasov@tmm-saprg.org.

Левін Нікіта Олександрович (Левин Микита Александрович, Levin Nikita) – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», ст. гр. 2.МІТ212п.8; м. Харків, Україна