

РАЗРАБОТКА ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ АНТРОПОМОРФНОГО ПРОТЕЗА КИСТИ РУКИ

И.А. Мещихин

meschihin@bmstu.ru

Т.В. Полякова

tpolyakova@bmstu.ru

М.П. Середа

seredamp@student.bmstu.ru

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

В настоящее время проблема потери конечности является актуальной медико-социальной проблемой в Российской Федерации. Утрата конечности приводит к нарушению двигательной активности человека и, как следствие, к потере трудоспособности. Однако в условиях санкций, нестабильного финансового положения отечественного здравоохранения крайне затруднительна закупка таких протезов и комплектующих к ним в массовом количестве. Кроме того, программа индивидуальной реабилитации инвалидов предоставляется по системе квот. Данная статья представляет исследование, посвященное разработке геометрической модели антропоморфного протеза кисти руки. На основе полученных анонимизированных данных МРТ-исследования была разработана геометрическая модель протеза, обеспечивающая оптимальную эргономику и функциональность. Методика включает применение современных технологий сканирования и обработки данных для достижения высокой точности модели. Полученные результаты имеют потенциал значительно улучшить качество жизни людей с ампутацией кисти руки, предоставляя им более комфортное и естественное движение. Данная методика также может быть адаптирована для применения в других областях протезирования конечностей.

Ключевые слова: протез, кисть, антропоморфность, геометрическая модель, Amira, STL, томограмма, MeshLab, фасетная геометрия

Введение. Медицинский протез представляет собой искусственное устройство, разработанное для замещения или поддержки функций, органов или частей тела, которые утрачены или повреждены из-за травмы, болезни или врожденного порока. Эти устройства создают с целью восстановления или улучшения функциональности, мобильности, эстетики или иных аспектов здоровья пациента.

За последние два десятилетия были достигнуты большие успехи в разработке новых протезов рук и устройств управления, которые используют преимущества новейших достижений современных технологий, переходя к более удобным и мобильным устройствам. В ряде работ описаны механизированные антропоморфные протезы рук [1–5], а также проведены расчеты, анализирующие прочность таких конструкций [2, 3]. В статье [6] представлен де-

тальный анализ механических характеристик антропоморфных протезов рук. Было проведено сравнение нескольких коммерчески доступных миоэлектрических протезов рук, включая руки Vincent, iLimb, iLimb Pulse, Bebionic, Bebionic v2 и руки Michelangelo. В работе исследовали конструкцию и кинематику пальцев, механическое соединение суставов и механизмы управления для этих коммерческих протезов рук. Выделены важные конструктивные особенности, в том числе количество приводов и сложность руки, вес руки и сила захвата.

В настоящее время появляется все больше и больше активных протезов, которые позволяют выполнять сложные типы захвата с различной силой захвата. Совсем недавно при изготовлении протезов также стали применять 3D-сканирование и 3D-печать, поскольку они предлагают особые возможности для персонализации. Мягкие роботизированные руки с монолитной структурой продемонстрировали большой потенциал для использования в качестве протезов благодаря их преимуществам в виде небольшого веса и компактной конструкции, а также простоты изготовления. Для их изготовления применяется монолитная 3D-печать из мягких материалов, которая включает в себя закрытые мембраной изгибные соединения в конструкции пальцев [7]. В протезе используется синергетическое движение большого пальца. Он управляется системой привода с тросиковым механизмом.

Другое направление развития антропоморфных протезов — изготовление кисти руки из силикона [8, 9]. Сначала был представлен концептуальный дизайн антропоморфной сменной руки из силикона, которая интегрирована с сенсорной системой обратной связи [8]. В сочетании с моторизованным ортезом такой протез позволяет выполнять движения и регистрировать информацию о сгибании и давлении пальцев. Для достижения функционального и антропоморфного внешнего вида протеза руки был проведен анализ материала. В двух различных сериях испытаний были проанализированы свойства применяемых силиконов с точки зрения их механических свойств и процесса производства.

При дальнейшем исследовании [9] концептуально форму протеза немного поменяли: запястье новой руки было напечатано из твердого материала; остальная часть — из гибкого. Для соединения его частей рассматривали два типа крепления. Кроме того, был разработан скелет, который располагался внутри гибкой части сменной руки. В данной ситуации он имеет неантропоморфную форму и используется для добавления жесткости и прочности модели.

Современные тенденции развития протезирования основываются на концепции о том, что структура должна быть основана на анатомии человека, что-

бы протез выглядел более естественно. В ходе исследования [10] был создан прототип биомиметического протеза руки с костями, связками, сухожилиями и множеством мышц на основе скелетно-мышечной системы человека.

Данная статья посвящена поэтапной разработке геометрической модели протеза из силикона с использованием томограммы руки испытуемого.

Обработка данных томограммы в программном комплексе AMIRA.

В ходе разработки антропоморфной конструкции протеза используются анонимизированные снимки компьютерной томографии (КТ) или магниторезонансной томографии (МРТ) пациента. Методика получения антропоморфной формы протеза представлена на рис. 1.

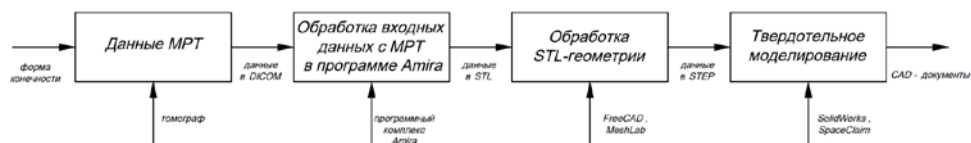


Рис. 1. Методика получения антропоморфной формы протеза

Результаты томографического исследования, содержащие форму конечности, сохраняются в формате DICOM. Далее с использованием программного комплекса Amira проводится обработка полученных данных, после чего файлы экспортируются в формате STL. После обработки STL-геометрии возможно твердотельное моделирование конструкции. В результате получают CAD-документы, которые используются в дальнейшем.

Для восстановления трехмерной геометрии по данным медицинских изображений необходимы соответствующие методы визуализации. Наиболее эффективным методом является томографическая визуализация (КТ, МРТ). Томографическое исследование позволяет неинвазивно получить последовательную серию снимков срезов тканей организма. Каждый участок (slice) представляет собой срез сканируемой структуры определенной толщины. Пиксели в каждом срезе изображения представлены скалярными значениями, которые интерпретируются как значения интенсивности. Каждое значение интенсивности в матрице пикселей является усредненным значением измерения свойств материала на данном участке структуры. При КТ измеряется коэффициент поглощения рентгеновского излучения, нормированный на коэффициент поглощения воды и выражаемый в единицах Хаунсфилда. Области с однородной интенсивностью обычно представляют собой анатомические структуры, а высокие градиенты являются индикаторами границ тканей.

Минимальный размер реконструируемой структуры зависит от разрешения изображения. Медицинские изображения исследований обычно хранятся в формате DICOM.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) — медицинский отраслевой стандарт создания, хранения, передачи и визуализации цифровых медицинских изображений и документов исследований пациентов.

Визуализация и обработка данных в формате DICOM возможна с использованием специализированного программного обеспечения. Наиболее эффективной программой для решения данных задач служит программный комплекс Amira.

Amira Software — программная платформа для визуализации, обработки и анализа 3D- и 4D-данных. Гибкий пользовательский интерфейс и модульная архитектура программы делают систему универсальным инструментом для работы с различными медицинскими данными (МРТ, КТ, ультразвуковые исследования (УЗИ) и т. д.). Помимо этого Amira имеет набор инструментов для сегментации геометрии и восстановления геометрии. Это позволяет пользователю отмечать структуры и области, представляющие интерес, и работать с отдельными участками в объеме 3D-изображения.

Результаты МРТ-исследования представляют собой набор снимков, выполненных в различных плоскостях сканирования и с заданной толщиной среза. Поэтому на первом шаге работы в программу импортируется архив МРТ-снимков в формате DICOM. Первоначальный вид МРТ-файла представлен на рис. 2.

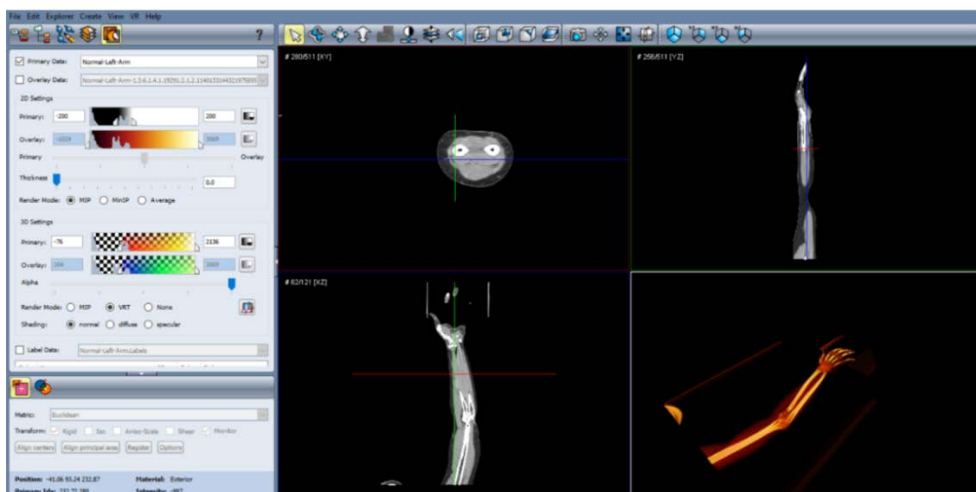


Рис. 2. Первоначальный вид МРТ-файла

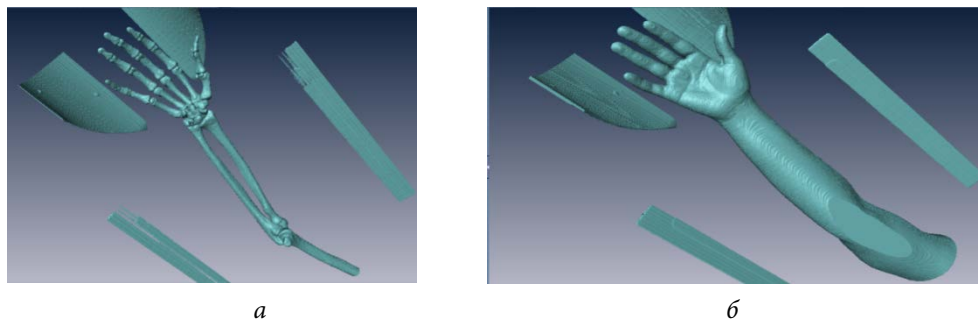


Рис. 3. Выделение тканей по плотности:
a — костной; *б* — эпителиальной

3D-визуализация тела человека осуществляется с помощью функции LabelVoxel. Данная функция позволяет выделять необходимые ткани организма. Выделение необходимой ткани осуществляется путем настройки параметра плотности (Exterior-fat) в модуле LabelVoxel. При значении параметра 200 HU можно получить костную ткань (рис. 3, *a*), а при значении -250 HU — эпителиальную (рис. 3, *б*).

Использование модуля SurfaceGen позволяет создать сетку триангулированных поверхностей, соответствующих ранее сегментированным объектам. В результате генерируется новый объект данных object.surf. Также функционал программы позволяет упростить сгенерированную сетку без потери информации. Для этого нужно воспользоваться функцией Simplifier при редактировании объекта object.surf. Это необходимо для упрощения процесса конвертации в дальнейшем.

Далее осуществляется извлечение полученной геометрии с помощью функции ExtractSurface. Amira позволяет экспортировать полученные результаты в формате STL для последующей обработки в других программных комплексах. STL (StereoLithography) — специальный формат файла, используемый в сфере прототипирования, а именно в стереолитографии. Возможность создания трехмерных моделей основана на применении последовательностей нескольких треугольников.

Расчет упругого элемента, используемого в качестве связки костей скелета. В качестве связки, используемой для соединения костей протеза, принято решение использовать упругий элемент, изготовленный из TPU. Элемент имеет форму параллелепипеда, в сечении — прямоугольник. Соединение связки и кости реализовано в форме «ласточкин хвост». При этом на охватывающей детали выполняется паз трапециевидной формы. Эскиз упругого элемента представлен на рис. 4.

Размеры сечения связки имеют анатомические и технологические (минимальная толщина слоя — 1 мм) ограничения. При этом необходимо обеспечить минимальную изгибную жесткость элемента. Этого можно добиться путем минимизации момента инерции относительно оси x . Момент инерции $J_x = bh^3/12$ будет минимальным при минимальных значениях размеров сечения. Примем $b = 3$ мм, $h = 2$ мм. Сечение упругой связки показано на рис. 5.

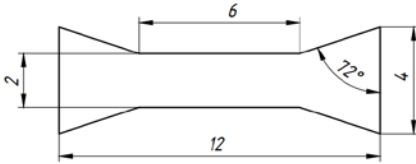


Рис. 4. Эскиз упругой связки

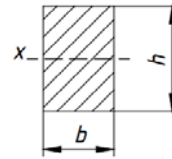


Рис. 5. Сечение упругой связки

Выполним проверочный расчет на прочность. Условие прочности при изгибе:

$$\sigma_{\max} = \frac{|M_{\max}|}{W_x} \leq [\sigma],$$

где M_{\max} — максимальный изгибающий момент; W_x — осевой момент сопротивления изгибу; $[\sigma]$ — допустимое напряжение изгиба.

Оценим максимальный изгибающий момент на каждый палец (рис. 6):

$$\begin{bmatrix} M_{A1} \\ M_{A2} \\ M_{A3} \\ M_{A4} \\ M_{A5} \end{bmatrix} = F_{\text{внеш}} \begin{bmatrix} l_{TA1} \\ l_{TA2} \\ l_{TA3} \\ l_{TA4} \\ l_{TA5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0,405 \\ 0,379 \\ 0,366 \\ 0,354 \\ 0,293 \end{bmatrix} \text{ Н} \cdot \text{м};$$

$$\begin{bmatrix} M_{B1} \\ M_{B2} \\ M_{B3} \\ M_{B4} \\ M_{B5} \end{bmatrix} = F_{\text{внеш}} \begin{bmatrix} l_{TA1} + l_{AB1} \\ l_{TA2} + l_{AB2} \\ l_{TA3} + l_{AB3} \\ l_{TA4} + l_{AB4} \\ l_{TA5} + l_{AB5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1,015 \\ 0,947 \\ 0,926 \\ 0,892 \\ 0,724 \end{bmatrix} \text{ Н} \cdot \text{м};$$

$$\begin{bmatrix} M_{C1} \\ M_{C2} \\ M_{C3} \\ M_{C4} \\ M_{C5} \end{bmatrix} = F_{\text{внеш}} \begin{bmatrix} l_{TC1} \\ l_{TC2} \\ l_{TC3} \\ l_{TC4} \\ l_{TC5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2,052 \\ 1,957 \\ 1,835 \\ 1,568 \\ 1,322 \end{bmatrix} \text{ Н} \cdot \text{м},$$

где индекс 1 соответствует среднему пальцу, 2 — безымянному, 3 — указательному, 4 — большому, 5 — мизинцу.

Таким образом, максимальный изгибающий момент, действующий на палец:

$$M_{\text{сопр}} = 2,052 \text{ Н} \cdot \text{м}.$$

Максимальный изгибающий момент, действующий на упругий элемент:

$$|M_{\text{max}}| = 1,015 \text{ Н} \cdot \text{м}.$$

Осейвой момент сопротивления изгибу для прямоугольного сечения

$$W_x = \frac{bh^2}{6} = 4 \text{ мм}^3.$$

Тогда условие прочности при изгибе примет вид

$$\sigma_{\text{max}} = \frac{|M_{\text{max}}|}{W_x} = 25 \text{ МПа} \leq [\sigma] = 45 \text{ МПа}.$$

Таким образом, условие прочности выполняется.

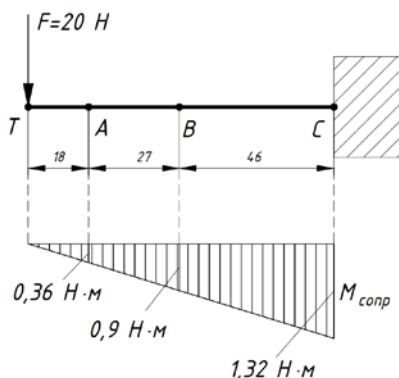


Рис. 6. Расчетная схема нагрузки на палец

Подготовка модели к печати. Перед печатью костного каркаса кисти на 3D-принтере необходимо провести подготовку модели. Для этого используется программа MeshLab (рис. 7).

MeshLab — это программная система обработки 3D-сеток, которая ориентирована на управление и обработку неструктурированных больших сеток и предоставляет набор инструментов для редактирования, очистки, проверки, рендеринга и преобразования этих видов сеток. Функционал программы позволяет в автоматическом режиме проверить модель и определить проблемные места в геометрии.

Дальнейшую доработку, «очистение» и сглаживание геометрии проводили с помощью программного комплекса ANSYS SpaceClaim. Данная программа имеет достаточно широкий функционал для работы с фасетной геометрией, а также позволяет конвертировать геометрию в твердотельную модель в автоматическом режиме.

Функция Check Facets позволяет в автоматическом режиме проверить сетку на ошибки, которые могли возникнуть при конвертации геометрии, а функция Auto Fix дает возможность исправить эти ошибки. Также существуют функции, позволяющие избавиться от пересечений геометрии (intersections) и острых граней (sharps).

Для дальнейшего перехода к твердотельной геометрии необходимо обеспечить высокое качество сетки. Повысить качество сетки позволяет функция Shrinkwrap (обертывание). Данная функция создает фасетную оболочку вокруг модели. При этом размер конечного элемента пользователь может задать вручную. Далее необходимо разделить геометрию на фаланги, после чего получим обработанную STL-геометрию, изображенную на рис. 8.

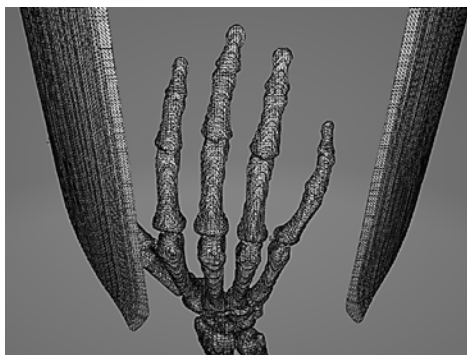


Рис. 7. Геометрия с грубой сеткой

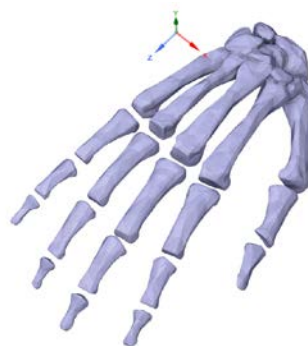


Рис. 8. Обработанная STL-модель

Твердотельное моделирование конструкции протеза. Твердотельное моделирование выполняли с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks. На первом этапе был реализован упругий элемент «связка», соединяющий фаланги пальцев (рис. 9). Соединение реализовано в виде ласточкиного хвоста. Это обеспечивает надежность соединения деталей, а также простоту при сборке кисти. Также был выполнен паз с боковой стороны фаланги для обеспечения собираемости конструкции.

Далее были выполнены направляющие для тросовой системы. Для предотвращения возможного облома направляющих были добавлены галтели

на поверхности фаланги (рис. 10). Размеры направляющих соответствуют размеру троса с учетом допуска на печать ($1,5 \pm 0,2$ мм).

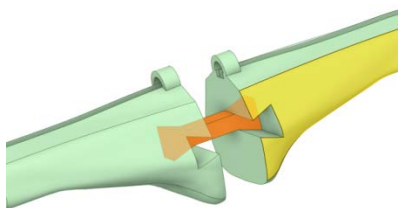


Рис. 9. Соединение фаланг пальца



Рис. 10. Твердотельная модель пальца

Заключение. В статье проанализированы основные типы антропоморфных протезов руки. Разработана модель костного матрикса (скелетона), образующего жесткий каркас протеза из силикона. Также по томограмме выполнено выделение эпителиальной ткани (кожи) руки в качестве заготовки для силиконовой части модели. В дальнейшем планируется создать пресс-форму с помощью методов 3D-печати, отлить антропоморфный протез руки и интегрировать систему управления протезом кисти. Таким образом, можно экономически эффективно создать персонализированный антропоморфный протез руки, используя методы 3D-сканирования и 3D-печати.

Литература

- [1] Bennett D.A., Dalley S.A., Truex D., Goldfarb M. A Multigrasp Hand Prosthesis for Providing Precision and Conformal Grasps. *Conference proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 1–8. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2014.2349855>
- [2] Ryu W., Choi Y., Choi Y. J., Lee Y. G., Lee S. Development of an Anthropomorphic Prosthetic Hand with Underactuated Mechanism. *Applied Sciences*, 2020, vol. 10 (12), art. 4384. <https://doi.org/10.3390/app10124384>
- [3] Bastarachea A., Estrada Q., Zubrzycki J., Torres-Argüelles V., Reynoso E., Rodríguez-Mendez A., Coutiño E. Mechanical design of a low-cost ABS hand prosthesis using the finite element method. *Journal of Physics Conference Series*, 2021, vol. 1736, art. 012039. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1736/1/012039>

- [4] Weiner P., Starke J., Rader S., Hundhausen F., Asfour T. Designing Prosthetic Hands With Embodied Intelligence: The KIT Prosthetic Hands. *Frontiers in Neurorobotics*, 2022, vol. 16, art. 815716. 14 p. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2022.815716>
- [5] Andrés-Esperanza J., Iserte-Vilar J. L., Llop-Harillo I., Pérez-González A. Affordable 3D-printed tendon prosthetic hands: Expectations and benchmarking questioned. *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 2021, vol. 31, art. 101053, 12 p. <https://doi.org/10.1016/j.jestch.2021.08.010>
- [6] Belter J.T., Segil J.L., Dollar A.D., Weir R.F. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2013, vol. 50, no. 5, pp. 599–618. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.10.0188>
- [7] Mohammadi A., Lavranos J., Zhou H., Mutlu R., Alici G., et al. A practical 3D-printed soft robotic prosthetic hand with multi-articulating capabilities. *Plos One*, 2020, vol. 15 (5), art. e0232766. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0232766>
- [8] Hazubski S., Bamerni D., Otte A. Conceptualization of a Sensory Feedback System in an Anthropomorphic Replacement Hand. *Prosthesis*, 2021, vol. 3, pp. 415–427. <https://doi.org/10.3390/prosthesis3040037>
- [9] Baron J., Hazubski S., Otte A. 3D Multi-Material Printing of an Anthropomorphic, Personalized Replacement Hand for Use in Neuroprosthetics Using 3D Scanning and Computer-Aided Design: First Proof-of-Technical-Concept Study. *Prosthesis*, 2020, vol. 2, pp. 362–370. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2040034>
- [10] Narumi S., Huang X., Lee J., Kambara H., Kang Y., Shin D. A Design of Biomimetic Prosthetic Hand. *Actuators*, 2022, vol. 11 (6), art. 167. <https://doi.org/10.3390/act11060167>

Поступила в редакцию 25.04.2024

Мещихин Илья Александрович — старший преподаватель кафедры «Компьютерные системы автоматизации производства», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Полякова Татьяна Викторовна — старший преподаватель кафедры «Компьютерные системы автоматизации производства», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Середа Максим Петрович — студент кафедры «Компьютерные системы автоматизации производства», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Мещихин И.А., Полякова Т.В., Середа М.П. Разработка геометрической модели антропоморфного протеза кисти руки. *Политехнический молодежный журнал*, 2024, № 03 (92). URL: <https://ptsj.bmstu.ru/catalog/medsci/meed/978.html>

DEVELOPING A GEOMETRIC MODEL OF THE HAND ANTHROPOMORPHIC PROSTHESIS

I.A. Meschihin

meschihin@bmstu.ru

T.V. Polyakova

tpolyakova@bmstu.ru

M.P. Sereda

seredamp@student.bmstu.ru

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

The problem of losing a limb is nowadays a pressing medical and social issue in the Russian Federation. Losing a limb leads to the impaired human motor activity and, as a consequence, to the loss of ability to work. Moreover, sanctions and unstable financial situation in the domestic healthcare system are making it extremely difficult to purchase such prostheses and their components in large numbers. Besides, individual rehabilitation programs for the disabled people are provided under the quota system. This paper presents a study devoted to development of a geometric model of the hand anthropomorphic prosthesis. Based on the anonymized MRI data obtained, the prosthesis geometric model was developed providing optimal ergonomics and functionality. The technique includes introduction of modern scanning and data processing technologies to achieve the model high accuracy. The results obtained have every potential to significantly improve the quality of life of people with hand amputation by providing them with more comfortable and natural motion. This technique could also be adapted for introduction in other areas of the limb prosthetics.

Keywords: prosthesis, hand, anthropomorphism, geometric model, Amira, STL, tomogram, MeshLab, facet geometry

Received 25.04.2024

Meschihin I.A. — Senior Lecturer, Department of Computer Systems for Industrial Automation, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Polyakova T.V. — Senior Lecturer, Department of Computer Systems for Industrial Automation, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Sereda M.P. — Student, Department of Computer Systems for Industrial Automation, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Please cite this article in English as:

Meschihin I.A., Polyakova T.V., Sereda M.P. Developing a geometric model of the hand anthropomorphic prosthesis. *Politekhniicheskiy molodezhnyy zhurnal*, 2024, no. 03 (92). (In Russ.). URL: <https://ptsj.bmstu.ru/catalog/medsci/meed/978.html>