

DOI: 10.32864/polymmattech-2023-9-2-68-77

УДК 004.9:616.724

## ПРИМЕНЕНИЕ ТРЕХМЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА

Ж. В. КАДОЛИЧ<sup>1+</sup>, А. П. БОБОВИЧ<sup>2</sup>, Д. А. ДОВГАЛО<sup>1</sup>, А. А. КАШПЕРОВ<sup>1</sup>, С. В. ЗОТОВ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Гомельский государственный технический университет имени П. О. Сухого, пр-т Октября, 48, 246746, г. Гомель, Беларусь

<sup>2</sup>Агентство развития и содействия инвестициям, ул. Федюнинского, 17, 246007, Гомель, Беларусь

<sup>3</sup>Институт механики металлополимерных систем имени В. А. Белого НАН Беларуси, ул. Кирова, 32а, 246050, г. Гомель, Беларусь

*Исследование проведено на стыке технических и медицинских наук. Цель работы — создание оптимальной геометрии эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава для его печати с использованием аддитивных технологий.*

*Проиллюстрирована возможность компьютерного моделирования конструкционной формы эндопротеза для реализации концепции индивидуального эндопротезирования. Показано, что симбиоз компьютерного моделирования и 3D-печати позволяет, просканировав область операционного вмешательства и сопоставив данные с результатами компьютерной томографии, смоделировать и изготовить индивидуальный эндопротез с высокой точностью геометрических параметров. Приведен алгоритм трехступенчатой конверсии томографических снимков в готовые трехмерные модели с применением комбинации программных продуктов (3DSlicer, Meshmixer, Fusion 360) для последующей печати. Произведены модельные испытания эндопротеза на нагружение, выполнена оценка эксплуатационных характеристик используемых в эндопротезировании материалов под нагрузкой 100–300 Н. По критерию коэффициента запаса прочности (2,0–2,1) рекомендованы материалы для элементов индивидуального эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава: для мышечкового отростка нижней челюсти — титановый сплав, для суставной ямки нижней челюсти — сверхвысокомолекулярный полиэтилен (или композиционные материалы на его основе). Сделан вывод, что 3D-печать эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава способна конкурировать с традиционными способами изготовления эндопротеза.*

**Ключевые слова:** эндопротезирование, компьютерное моделирование, 3D-печать, сверхвысокомолекулярный полиэтилен, титановый сплав, коэффициент запаса прочности.

## APPLICATION OF THREE-DIMENSIONAL TECHNOLOGIES FOR INDIVIDUAL REPLACEMENT TEMPOROMANDIBULAR JOINT

ZH. V. KADOLICH<sup>1+</sup>, A. P. BOBOVICH<sup>2</sup>, D. A. DOVGALO<sup>1</sup>, A. A. KASHPEROV<sup>1</sup>, S. V. ZOTOV<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Pavel Sukhoy Gomel State Technical University, Octiabria Ave., 48, 246746, Gomel, Belarus

<sup>2</sup>Development and Investment Promotion Agency, Fedyuninsky, 17, 246007, Gomel, Belarus

<sup>3</sup>V. A. Belyi Metal-Polymer Research Institute of National Academy of Sciences of Belarus, Kirov St., 32a, 246050, Gomel, Belarus

*The study was carried out at the intersection of technical and medical sciences. The aim of the work is to create the optimal geometry of the endoprosthesis for its printing using additive technologies.*

*The possibility of computer modeling of the structural form of the endoprosthesis of the temporomandibular joint for implementation of the concept of individual endoprosthesis is illustrated. It is shown that the symbiosis of computing modeling and 3D printing makes it possible, by scanning the area of surgical intervention and*

<sup>+</sup> Автор, с которым следует вести переписку. E-mail: kadolich@gstu.by

comparing the data with the results of computed tomography, to model and manufacture an individual endoprosthesis with high accuracy of geometric parameters. An algorithm for a three-stage conversion of tomographic images into finished three-dimensional models using a combination of software products (3DSlicer, Meshmixer, Fusion 360) for subsequent printing is presented. Model tests of the endoprosthesis for loading were carried out, the performance characteristics of the materials used in endoprosthesis replacement under a load of 100–300 N were evaluated. According to the criterion of a safety factor (2.0–2.1), materials for elements of an individual endoprosthesis of the temporomandibular joint were recommended: for the condylar process lower jaw-titanium alloy, for the articular fossa of the lower jaw – ultra-high molecular weight polyethylene (or composite materials based on it). It is concluded that 3D printing of a temporomandibular joint endoprosthesis is able to compete with traditional methods of making an endoprosthesis.

**Keywords:** endoprosthetics, computer modeling, 3D printing, ultra-high molecular weight polyethylene, titanium alloy, safety factor.

## Введение

На сегодняшний день эндопротезирование является одной из самых быстрорастущих отраслей медицины. Пройдя долгий путь от узкой специализации по замене только наиболее травмоопасных коленных и тазобедренных суставов [1], в настоящее время эндопротезирование достигло уровня, когда его методами возможно заменить большинство элементов скелетно-суставной системы человека. Однако привычные и обкатанные методы производства эндопротезов (литье из металлов или полимеров в специальных формах, прессование порошков керамик и полимеров в формах с последующим спеканием и механической обработкой и др.) накладывают серьезные ограничения как на номенклатуру, так и на фактор своевременности использования эндопротезов для быстрой их имплантации пациентам. Перечисленные методы производства требуют значительных временных затрат и специального технологического оборудования (как правило, в заводском серийном исполнении, что часто является неприемлемым для медицинских учреждений), а также сталкиваются со значительными проблемами при попытке создать единичные эксклюзивные экземпляры эндопротезов особой конструкции для индивидуального пользования. В связи с этим все большее внимание специалистов, работающих на стыке медицины и материаловедения, направлено на реализацию преимуществ цифровых технологий — в частности, на возможность объединить компьютерное моделирование формы и конструкции индивидуального эндопротеза с его быстрым изготовлением в единичном экземпляре при использовании методов 3D-печати. В работе [2] описан опыт применения в клинической практике пластиковых 3D-моделей позвонков, что позволяет сократить время подготовки к сложным операциям, подобрать форму и/или выбрать хирургические инструменты, оптимизировать навигацию в оперируемой зоне и т. д. В ортодонтии 3D-печать активно применяется для создания элайнеров — исправляющих прикус приспособлений, пришедших на смену неудобным и травмирующим брекет-системам. Симбиоз моделирования и 3D-печати позволит, просканировав область опера-

ционного вмешательства и сопоставив данные с результатами компьютерной томографии (КТ), смоделировать и распечатать эндопротез с точностью до долей миллиметра. Подобное слияние технологий позволяет расширить область применения эндопротезирования, создавать индивидуальные эндопротезы и ускорить время проведения операций, не говоря уже об экономическом и социальном эффектах.

**Цель работы** — создание оптимальной геометрии эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава для его печати с использованием аддитивных технологий.

## Материалы и методы исследования

Применяли следующие методы:

– технология CAD/CAM (компьютерно-ассистированное проектирование/компьютерно-ассистированное изготовление), которая позволяет на основе компьютерного изображения или стереолитографической модели создать индивидуальные компоненты ВНЧС;

– программные продукты 3DSlicer («Community», США), Meshmixer («Autodesk Inc.», США), Fusion 360 («Autodesk Inc.», США).

Эксплуатационные характеристики эндопротеза оценивали виртуально, используя программный продукт Fusion 360. При выборе материалов для проверки эндопротеза на прочность использовали вариант «металл–полимер».

## Результаты и их обсуждение

Височно-нижнечелюстной сустав (ВНЧС) — парный диартроз на черепе, соединяющий нижнюю челюсть с основанием черепа (рис. 1).

Структуры ВНЧС достаточно компактны и не нарушают работу многочисленных сосудов, нервов и органа слуха. Сам сустав окружен мягкими тканями и мышцами, отвечающими за те или иные функции [3]: например, опускание нижней челюсти осуществляется при сокращении парных двубрюшной, челюстно-подъязычной и подъязычных мышц, поднятие челюсти — парными височной, жевательной и медиальной крыловидной мышцами и т. п. Деформации и

деструкции ВНЧС могут быть вызваны травмой, опухолевым процессом, инфекционно-воспалительными заболеваниями, неудачными предыдущими оперативными вмешательствами и другими состояниями. Кроме того, суставные структуры могут быть разрушены неправильно подобранными реконструктивными материалами. Все это приводит к анкилозу, т. е. к полному нарушению функции сустава, проявляющемуся в невозможности движения нижней челюсти, нарушении речи, сужении просвета верхних дыхательных путей, болевом синдроме и т. д. Таким пациентам показано полное (тотальное) протезирование ВНЧС [4, 5].

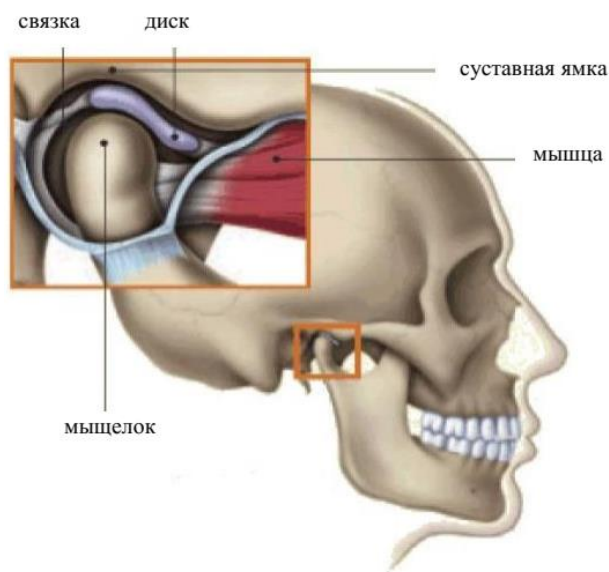


Рисунок 1 — Схема строения ВНЧС [4]  
Fig. 1 — The scheme of the structure of the temporomandibular joint [4]

Конструкция тотального эндопротеза ВНЧС представлена на рис. 2 и состоит из следующих структурных элементов: суставная ямка височной кости; мыщелковый отросток нижней челюсти; элементы крепления.



Рисунок 2 — Общий вид тотального эндопротеза ВНЧС: 1 – суставная ямка височной кости; 2 – мыщелковый отросток нижней челюсти; 3 – элементы крепления  
Fig. 2 — General view of the total temporomandibular joint endoprosthesis: 1 – articular fossa of the temporal bone, 2 – condylar process of the lower jaw, 3 – fastening elements

В настоящее время эндопротез ВНЧС возможно изготовить двумя способами.

Первый способ предполагает изготовление металлической части эндопротеза литьем по выплавляемым моделям, а при выполнении суставной ямки рекомендовано использовать фрезерование либо литье эластомеров под давлением. Следует отметить, что такой подход к созданию эндопротеза имеет ряд изъянов. Так, при использовании литья по выплавляемым моделям следует отметить следующие недостатки [6]:

- процесс изготовления формы — многооперационный, трудоемкий и длительный;
- имеется большое число технологических факторов, влияющих на качество формы и отливки, и соответственно, осложняющих возможности управления качеством изделия;
- имеется большая номенклатура материалов, используемых для получения формы (материалы для моделей, суспензии, обсыпки блоков, опорные материалы), не все из которых могут являться оптимальными с точки зрения требуемой геометрии и комплекса характеристик изделия;
- достаточно высока сложность манипуляторных операций изготовления моделей и форм, а также их автоматизации;
- повышенный расход металла на литники и поэтому невысокий технологический выход готового изделия.

Второй способ предполагает использование 3D-печати и в значительно большей мере подходит в целях индивидуального эндопротезирования. 3D-печать является популярной и быстрорастущей технологией, которая постепенно становится буквально незаменимой для медицины.

Индивидуальное изготовление тотальных эндопротезов ВНЧС на практике включает в себя несколько этапов. В частности, в последнее время используют технологию CAD/CAM, которая позволяет на основе компьютерного изображения или стереолитографической модели изготовить индивидуальные компоненты ВНЧС.

Первый этап изготовления эндопротезов — «виртуальное» планирование предстоящего оперативного вмешательства. С помощью КТ-снимков создается трехмерная модель черепа, на которой хирург отмечает зону резекции (удаления какой-либо части) деформированных костных структур (рис. 3). Второй этап — моделирование протеза суставной ямки височной кости и мыщелкового отростка нижней челюсти (рис. 4). Третий этап — непосредственное изготовление индивидуальных эндопротезов с использованием 3D-принтеров.

Следует отметить, что данный способ изготовления эндопротезов не лишен проблемных моментов. Трехмерная печать является быстрым способом получения индивидуального эндопротеза, однако на первом этапе он не будет являться сертифицированным. Как следствие, потребуется затратить большое количество времени на получение необходимых

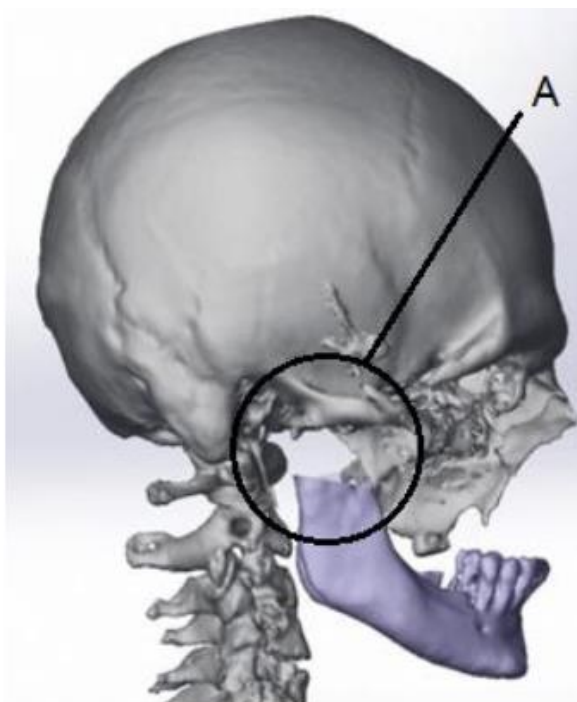


Рисунок 3 — Пример «виртуальной» резекции (А) деформированных костных структур [5, 7]  
 Fig. 3 — Example of “virtual” resection (A) of deformed bone structures [5, 7]

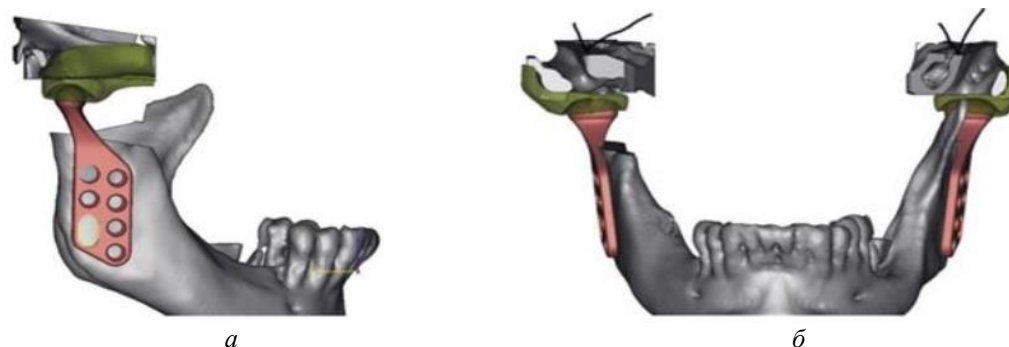


Рисунок 4 — Пример компьютерного моделирования тотального эндопротеза ВНЧС [5, 7]; а – вид сбоку; б – вид спереди  
 Fig. 4 — Example of computer simulation of total temporomandibular joint endoprosthesis [5, 7]; а – side view, б – front view

разрешительных документов и регистрацию в установленном порядке нового медицинского изделия, прежде чем пациенту смогут провести операцию по его установке. Кроме того, трехмерная печать является достаточно молодым способом производства изделий сложной конфигурации, в связи с чем ее внедрение в медицину в масштабах Республики Беларусь апробировано лишь на единичных примерах. Также при организации производства могут возникнуть сложности с поставкой требуемых материалов для печати, ремонтом используемого оборудования и т. д.

Несмотря на перечисленные проблемы, создание эндопротезов ВНЧС с помощью аддитивных технологий является перспективной областью. На сегодняшний день в Республике Беларусь применение на практике находит технология удаления пораженной части костной структуры ВНЧС с последующим сращиванием, что существенно ухудшает качество жизни человека. Трехмерная печать не только решает вопрос именно индивидуального эндопротезирования, но и позволяет создать эксклюзивный эндопротез в кратчайшие сроки. Еще одним

преимуществом является компактность и свобода размещения технологического оборудования при организации производства эксклюзивных изделий с помощью трехмерных технологий.

При разработке модели эндопротеза ВНЧС используется ряд программ, каждая из которых выполняет свою функцию. Рассмотрим особенности их применения более подробно. Для преобразования КТ-снимков используется программа *3DSlicer*. При её запуске импортируются данные пациента, полученные с компьютерного томографа. При этом файлы должны иметь расширение *dcm*.

Во вкладке *Segment Editor* с помощью инструмента *Threshold* выделяются области на КТ-снимках (рис. 5). При нажатии кнопок *<Apply>* и *<Show 3D>* получается трехмерное изображение черепа (рис. 6). Важно, что при неправильном выделении областей с помощью инструмента *Threshold* полученная модель будет некачественной (рис. 6, б). С помощью вкладки *Segmentations – Export to files* необходимо сохранить полученную модель в формате *STL* и загрузить ее в программу *Meshmixer*.

С помощью инструментов выделения и удаления следует оставить только нужную часть (рис. 7). Итогом такой работы является сегмент ВНЧС, с помощью которого можно начинать разработку эндопротеза. Следует отметить, что получить сегмент

ВНЧС можно также с помощью программы *3DSlicer*. Для этого во вкладке *Segment Editor* можно воспользоваться функцией *Paint* для выделения нужной части (рис. 8). Такой способ позволяет сократить объем действий для получения нужного сегмента.

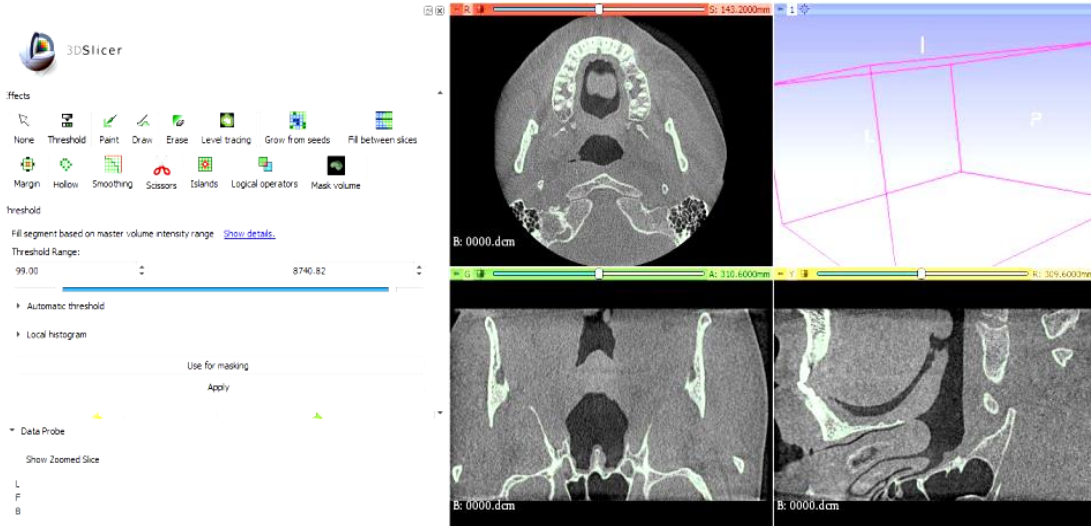


Рисунок 5 — Последовательность действий по преобразованию КТ-снимков пациента во вкладке *Segment Editor*  
Fig. 5 — Sequence of actions for converting CT images of the patient in the *Segment Editor* tab

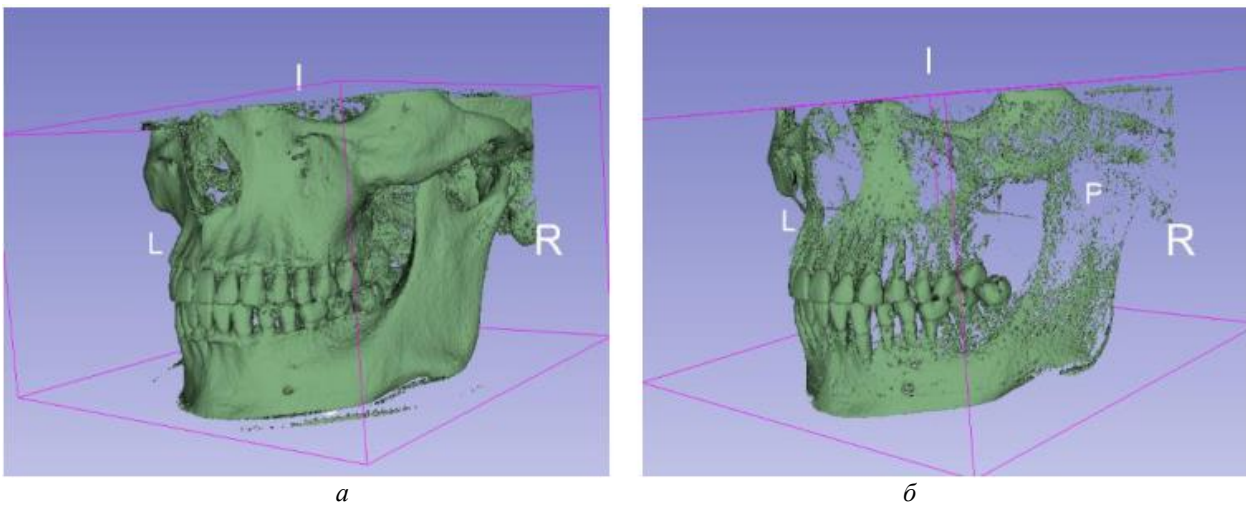


Рисунок 6 — Трехмерная модель черепа: *а* – качественная; *б* – некачественная  
Fig. 6 — Three-dimensional model of the skull: *а* – high-quality, *б* – low-quality

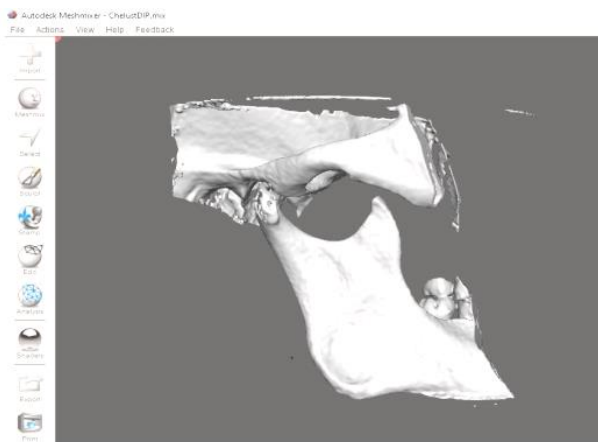


Рисунок 7 — Трехмерная модель ВНЧС  
Fig. 7 — Three-dimensional model of the temporomandibular joint



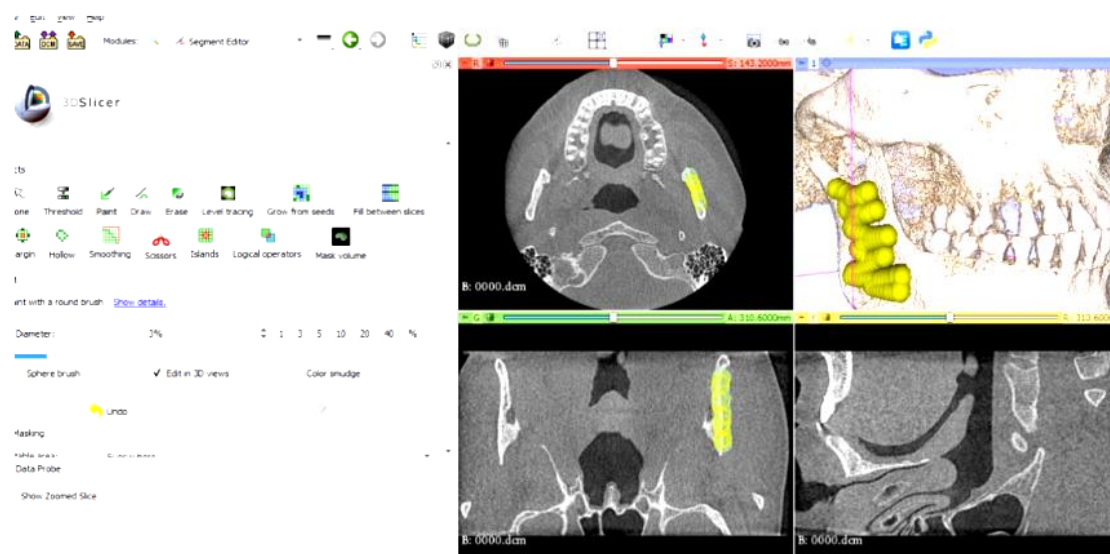


Рисунок 8 — Создание сегмента ВНЧС с помощью функций Paint  
Fig. 8 — Creating a temporomandibular joint segment using Paint functions

Перед началом работы по созданию эндопротеза ВНЧС необходимо иметь данные о его приблизительных размерах. Для этого полученную ранее 3D-модель загружали в программу *3DSlicer* и с помощью инструмента *Ruler* проводили измерения (рис. 9).

По полученным значениям в программе *Fusion 360* создается трехмерная модель мышечкового отростка нижней челюсти (рис. 10) и суставной ямки височной кости (рис. 11). Стоит отметить, что полученный эндопротез не является единственным вариантом, т. к. «эксклюзивные эндопротезы» могут иметь разную форму в зависимости от индивидуальных особенностей человека (рис. 12). Кроме того, в различные возрастные периоды ВНЧС имеет свои особенности строения, которые часто определяют клиническую картину и исход заболевания. Например, у новорожденного суставная ямка выражена слабо, плоская, почти округлой формы. Головка мышечкового отростка округлая и покрыта толстым слоем грубоволокнистой соединительной ткани. С возрастом происходит углубление суставной ямки, приобретение мышечковым отростком определенной индивидуальной формы [3–5]. Такие различия в строении сустава в разный период жизни и определяют внешний вид эндопротеза ВНЧС.

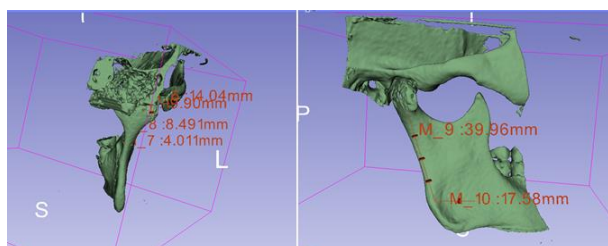


Рисунок 9 — Измерение размеров ВНЧС  
Figure 9 – Dimension measurement of the temporomandibular joint

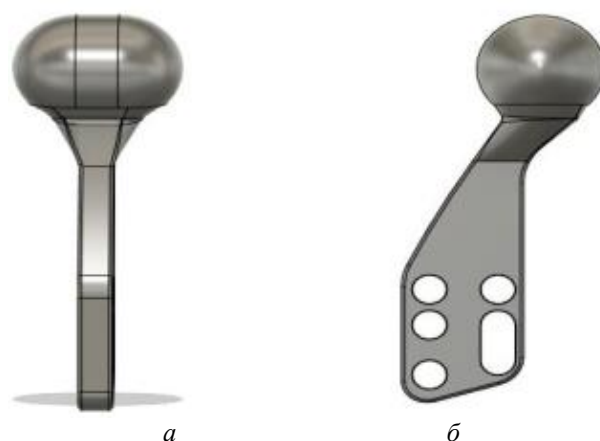


Рисунок 10 – 3D-модель мышечкового отростка нижней челюсти:  
*a* – вид спереди; *б* – вид сбоку  
Fig. 10 – 3D model of the condyle of the mandible: *a* – front view, *б* – side view



Рисунок 11 — 3D-модель суставной ямки височной кости: *a* – вид сбоку; *б* – вид спереди  
Fig. 11 — 3D model of the articular fossa of the temporal bone: *a* – side view, *б* – front view

Далее необходимо проверить совместимость эндопротеза с костной структурой. Для этого в программе *3DSlicer* проводится виртуальная резекция фрагмента кости — удаление операционным путем части органа или тела, поврежденной или пораженной болезнью. Далее в программу загружается модель эндопротеза ВНЧС, которая далее устанавливается на место удаленного фрагмента (рис. 13).



Рисунок 12 — Примеры эндопротезов ВНЧС в зависимости от индивидуальных особенностей человека  
Fig. 12 — Examples of temporomandibular joint endoprostheses depending on individual characteristics of a person

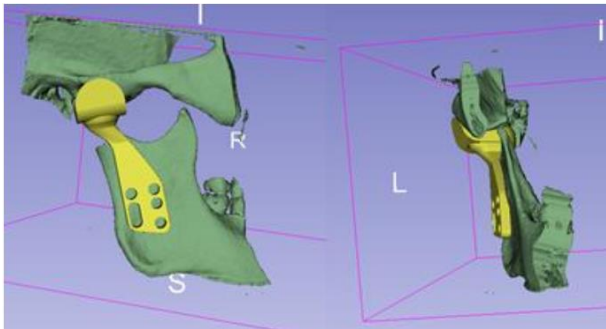


Рисунок 13 — Костная структура, совмещенная с эндопротезом ВНЧС  
Fig. 13 — Bone structure combined with temporomandibular joint endoprosthesis

Полученную конструкцию можно подвергнуть топологической оптимизации. Для этого в программе *Fusion 360* проводится симуляция топологической оптимизации модели с учетом нагрузок (рис. 14, а). Используя прототип в качестве основы, получаем полностью оптимизиро-

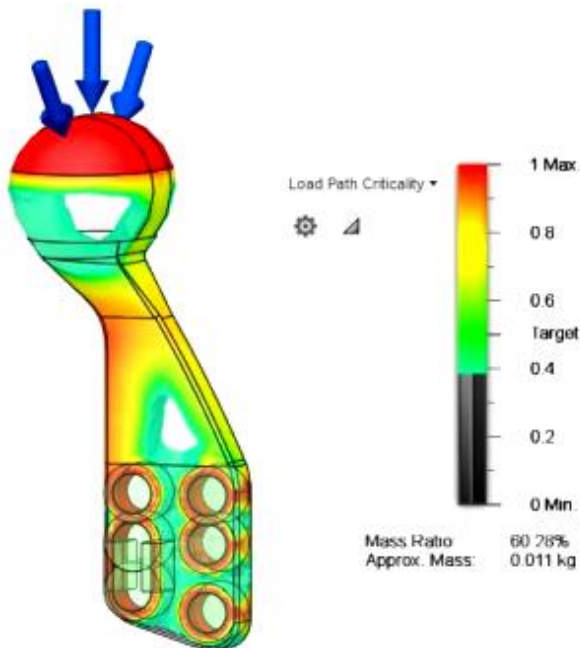


Рисунок 14 — Симуляция топологической оптимизации модели мышечкового отростка нижней челюсти  
Fig. 14 — Simulation of topological optimization of the model of the condylar process of the mandible

ванную модель. Важно отметить, что результаты моделирования должны обязательно быть согласованы с врачом, проводящим операцию [7]. Во время заживления костной структуры происходит регенерация некоторых ее частей, в связи с чем высока вероятность прорастания костной структуры в отверстия оптимизированной модели эндопротеза. В таком случае возникнет отрицательная реакция организма и становится возможным отторжение эндопротеза, что влечет за собой неудобства для пациента и требует дополнительного хирургического вмешательства.

Легкость и прочность эндопротеза являются характеристиками, которые инженер может подвергнуть проверке самостоятельно. Следует отметить, что эндопротез не должен добавлять массы тела больному, поэтому вес изделия строго должен быть оговорен в договоре с пациентом. Современные программы позволяют сразу узнать массу эндопротеза (рис. 15). Превышение массы — еще один аргумент для оптимизации модели.

Для оценки прочности эндопротеза в программе *Fusion 360* к частям эндопротеза, пребывающим под нагрузкой, прикладывается определенная сила и оценивается итоговый результат. Максимальная функциональная нагрузка в ВНЧС возникает при смыкании моляров и составляет в среднем 265 Н, при смыкании резцов — 160 Н [5]. Такая разница обуславливает необходимость использования материалов с невысоким коэффициентом трения [5]. Поэтому при выборе материалов для проверки эндопротеза на прочность необходимо использовать вариант «металл-полимер», отталкиваясь от опыта использования подобных сочетаний материалов

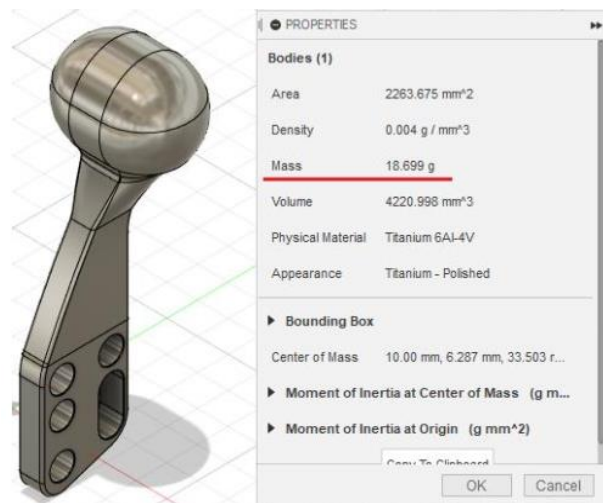


Рисунок 15 — Определение массы мышечкового отростка нижней челюсти из титанового сплава в программе *Fusion 360*  
Fig. 15 — Determination of the mass of the condylar process of the mandible made of titanium alloy in the *Fusion 360* software

в эндопротезировании [8–10]. Как следствие, для мышечкового отростка нижней челюсти в качестве материалов были выбраны титановый сплав (*Ti6Al4V*) и нержавеющая сталь (*AISI 430*), для суставной ямки нижней челюсти — сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) и силиконовый каучук (СК), отобранные из библиотеки материалов используемого на данном этапе программного обеспечения *Fusion 360*.

Коэффициент запаса прочности принимали 2,0–2,1. Области приложения нагрузок показаны на рис. 16. Результаты модельных испытаний обобщены в табл. 1. На основании испытаний с учетом запаса прочности в качестве экспериментального материала для изготовления мышечкового отростка нижней челюсти рекомендовано использовать титановый сплав *Ti6Al4V*, для изготовления суставной ямки височной кости — СВМПЭ. Возможен вариант использования композиционного материала на основе данного полимера [1].

Завершающий этап работы — печать оптимизированной модели на 3D-принтере. Печать трехмерных моделей — достаточно тривиальная задача, которая технически реализуется специальными принтерами на основе соответствующих компьютерных файлов [11]: *SLM*-печать для мышечкового отростка нижней челюсти и *FDM*-печать для суставной ямки височной кости [12].

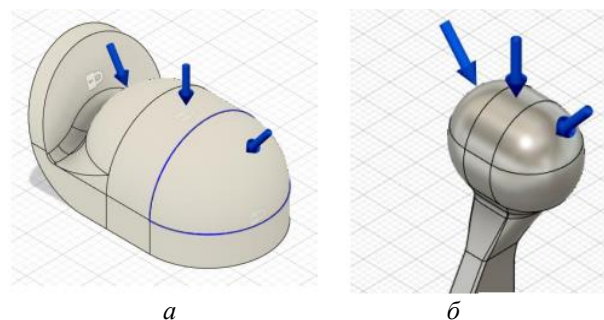


Рисунок 16 — Область приложения нагрузок для суставной ямки (а) и мышечкового отростка (б) в процессе моделирования  
Fig. 16 — The area of application of loads for the articular fossa (a) and condyle process (b) in the simulation process

Таким образом, процесс преобразования КТ-снимков любого органа человека в готовое изделие подвластен специалисту, профессиональные компетенции которого предполагают владение соответствующими компьютерными программами. Однако для обеспечения условия максимальной степени детализации модели ее биологическому прототипу и практическому внедрению результатов работы необходимо участие специалистов медицинского профиля. Тот факт, что с 2016 года в Республике Беларусь началось бурное развитие работ в области 3D-печати [2], позволяет надеяться, что индивидуальное эндопротезирование со временем займет свою нишу.

Таблица 1 — Результаты испытаний мышечкового отростка нижней челюсти и суставной ямки височной кости на нагружение  
Table 1 — Load test results of the condyle process of the mandible and the articular fossa of the temporal bone

Материал	Нагрузка, Н	Напряжения, МПа		Мах перемещения, мм	Коэффициент запаса прочности	Примечание
		min	max			
Титановый сплав	100	0,0029	81,990	0,040	10,760	подходит
	150	0,0044	123,000	0,060	7,176	подходит
	200	0,0059	164,000	0,080	5,382	подходит
	265	0,0079	217,300	0,100	4,062	подходит
	300	0,0089	246,000	0,120	3,588	подходит
Нержавеющая сталь	100	0,0038	115,100	0,020	2,515	подходит
	150	0,0057	172,700	0,030	1,677	не подходит
	200	0,0076	230,300	0,040	1,258	не подходит
	265	0,0102	305,100	0,060	0,949	не подходит
	300	0,0114	345,400	0,060	0,838	не подходит
Сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ)	100	$3,6 \cdot 10^{-5}$	6,172	0,005	3,402	подходит
	150	$5,4 \cdot 10^{-5}$	7,399	0,007	2,838	подходит
	200	$6,7 \cdot 10^{-5}$	8,661	0,009	2,425	подходит
	265	$8,5 \cdot 10^{-5}$	9,887	0,012	2,124	подходит
	300	$9,6 \cdot 10^{-5}$	11,100	0,013	1,893	не подходит
Силиконовый каучук (СК)	100	$5,5 \cdot 10^{-5}$	5,392	1,752	1,918	не подходит
	150	$1,1 \cdot 10^{-5}$	6,465	2,420	1,599	не подходит
	200	$2,1 \cdot 10^{-5}$	7,562	3,100	1,367	не подходит
	265	$2,6 \cdot 10^{-5}$	8,633	3,954	1,198	не подходит
	300	$2,9 \cdot 10^{-5}$	9,696	4,469	1,066	не подходит



## Выводы

Основная задача при получении модели ортопедических объектов — точное воспроизведение костных и других анатомических структур на основе преобразования файлов, полученных в процессе компьютерной томографии. В работе приведен алгоритм конверсии КТ-снимков в готовые модели для трехмерной печати. На первом этапе происходит преобразование КТ-снимков черепа в 3D-модель. Показаны ключевые моменты работы с программой *3DSlicer*, а также ситуации, на которые стоит обратить внимание в процессе работы. На втором этапе разработана 3D-модель мышечного отростка нижней челюсти и суставной ямки височной кости с помощью программы *Fusion 360* и показаны этапы по проверке модели эндопротеза ВНЧС на совместимость с костной структурой. Для этого в программе *3DSlicer* проведена виртуальная резекция и совмещение костной структуры с 3D-моделью ВНЧС. На третьем этапе произведена оценка эксплуатационных характеристик эндопротеза ВНЧС, произведены виртуальные испытания на нагружение с использованием таких материалов, как титановый сплав, нержавеющей сталь, СВМПЭ, СК. По результатам испытаний с учетом коэффициента запаса прочности лучшие результаты были продемонстрированы титановым сплавом и СВМПЭ. Сделан вывод, что 3D-печать эндопротеза ВНЧС способна конкурировать с традиционными способами изготовления эндопротеза.

Эндопротез ВНЧС разрабатывается индивидуально для каждого человека, поэтому его создание является технически сложной процедурой, требующей хорошего материального обеспечения и наличия квалифицированных специалистов в области 3D-моделирования и прототипирования. Поэтому, на наш взгляд, нет необходимости в учреждениях здравоохранения иметь специализированное оборудование и специалистов в области аддитивных технологий. Возможен вариант использования услуг центров коллективного пользования оборудованием в субъектах инновационной инфраструктуры, например в Технопарке «Коралл», г. Гомель.

## Благодарности

Работа выполнена в рамках договора о сотрудничестве (договор №2 от 14.06.2021), подписанного при создании филиала кафедры «Материаловедение в машиностроении» Гомельского государственного технического университета имени П. О. Сухого на базе филиала «Технопарк «Коралл» Республиканского унитарного сервисного предприятия «Агентство развития и содействия инвестициям».

## Обозначения

ВНЧС — височно-нижнечелюстной сустав; КТ — компьютерная томография; СВМПЭ — сверхвысокомолекулярный полиэтилен; СК — силиконовый каучук.

## Литература

1. Пинчук Л. С., Николаев В. И., Цветкова Е. А. Эндопротезирование суставов: медицинские и технические аспекты. Гомель : ИММС НАНБ, 2003. 308 с.
2. Дубровский В. В., Шалобаев Е. В., Шилько С. В., Песецкий С. С., Старжинский В. Е., Ковалев Е. В., Волнянко Е. Н., Демидов Г. А., Карандашев А. Н., Перепелица Ф. А., Раков С. В. Опыт разработки материалов и изделий медицинского и технического назначения с использованием аддитивных технологий // Полимерные материалы и технологии. 2020. Т. 6, № 2. С. 78–85.
3. Пивченко П. Г., Трушель Н. А. Анатомия опорно-двигательного аппарата : учебное пособие. Минск : Новое знание, 2014. С. 122–128.
4. Никитюк Д. Б., Сапин М. Р., Сивоглазов В. И. Анатомия человека : учебник. Москва : Дрофа, 2009. 379 с.
5. Елифанов С. А., Поляков А. П., Скуредин В. Д. Протезирование височно-нижнечелюстного сустава // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н. И. Пирогова. 2014. № 4. С. 17–22.
6. Каллистер У., Ритвич Д. Материаловедение: от технологии к применению (металлы, керамика, полимеры) : пер. с англ. СПб. : Научные основы и технологии, 2011. 896 с.
7. Ковалев Е. В., Довгало Д. А., Ковалевич А. В., Стельмашенок С. В. Особенности трехмерного моделирования анатомических структур человека для повышения эффективности оперативного лечения в ортопедии и нейрохирургии // Исследования и разработки в области машиностроения, энергетики и управления : материалы XXI международной научно-технической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, Гомель, 22–23 апреля 2021 : в 2 ч. Ч. 1. Гомель : ГГТУ им. П. О. Сухого, 2021. С. 125–127.
8. Галибеков С. С., Хайруллин Р. З., Архиреев В. П. Сверхвысокомолекулярный полиэтилен. Тенденции и перспективы // Вестник Казанского технологического университета. 2008. № 2. С. 50–55.
9. Широкова Е. С., Веснин Р. Л., Хусаинов А. Д. Материалы на основе термоэластопластов для применения в медицине и фармацевтической промышленности // Вестник Технологического университета. 2016. Т. 19, № 11. С. 106–110.
10. Николаев В. И. Трибология искусственных суставов // Проблемы здоровья и экологии. 2005. № 4 (6). С. 123–131.
11. Денисов О. Е., Левашов И. А., Кузьмин А. В. Информационная система для изучения анатомии человека // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2014. № 2 (10). С. 153–157.
12. Зленко М. А., Нагайцев М. В., Довбыш В. М. Аддитивные технологии в машиностроении : пособие для инженеров. Москва : НАМИ, 2015. 220 с.

## References

1. Pinchuk L. S., Nikolaev V. I., Tsvetkova E. A. *Endoprotezirovanie sustavov: meditsinskie i tekhnicheskie aspekty* [Joint arthroplasty: medical and technical aspects]. Gomel' : IMMS NANB Publ., 2003. 308 p.
2. Starzhinskiy V. V., Shalobaev E. V., Shil'ko S. V., Pesetskiy S. S., Starzhinskiy V. E., Kovalev E. V., Volnyanko E. N., Demidov G. A., Karandashev A. N., Perepelitsa F. A., Rakov S. V. *Opyt razrabotki materialov i izdeliy meditsinskogo i tekhnicheskogo naznacheniya s ispol'zovaniem additivnykh tekhnologiy* [Experience in the development of materials and products for medical and technical purposes using additive technologies]. *Polimernye materialy i tekhnologii* [Polymer Materials and Technologies], 2020, vol. 6, no. 2, pp. 78–85.
3. Pivchenko P. G., Trushel' N. A. *Anatomiya oporno-dvigatel'nogo apparata* [Anatomy of the musculoskeletal system]. Minsk : Novoe znanie Publ., 2014, pp. 122–128.
4. Nikityuk D. B., Sapin M. R., Sivoglazov V. I. *Anatomiya cheloveka* [Human anatomy]. Moscow : Drofa Publ., 2009. 379 p.
5. Epifanov S. A., Polyakov A. P., Skuredin V. D. *Protezirovanie visochno-nizhnechelyustnogo sustava* [Prosthetics of the temporomandibular joint]. *Vestnik Natsional'nogo mediko-khirurgicheskogo tsentra im. N. I. Pirogova* [Bulletin of the

- National Medical and Surgical Center. N. I. Pirogova], 2014, no. 4, pp. 17–22.
6. Kallister U., Ritvich D. *Materialovedenie: ot tekhnologii k primeneniyu (metally, keramika, polimery)* [Materials science: from technology to application (metals, ceramics, polymers)]. Saint-Petersburg : Nauchnye osnovy i tekhnologii Publ., 2011. 896 p.
  7. Kovalev E. V., Dovgalo D. A., Kovalevich A. V., Stel'mashonok S. V. Osobennosti trekhmernogo modelirovaniya anatomicheskikh struktur cheloveka dlya povysheniya effektivnosti operativnogo lecheniya v ortopedii i neyrokhirurgii [Features of three-dimensional modeling of human anatomical structures to improve the efficiency of surgical treatment in orthopedics and neurosurgery]. *Materialy XXI mezhdunarodnoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii studentov, aspirantov i molodykh uchenykh «Issledovaniya i razrabotki v oblasti mashinostroeniya, energetiki i upravleniya»* [Materials of the XXI international scientific and technical conference of students, graduate students and young scientists "Research and development in the field of mechanical engineering, energy and management"]. Gomel' : GGTU im. P. O. Sukhogo Publ., 2021. Part 1, pp. 125–127.
  8. Galibeev S. S., Khayrullin R. Z., Arkhireev V. P. Sverkhvysokomolekulyarnyy polietilen. Tendentsii i perspektivy [Ultra high molecular weight polyethylene. Trends and prospects]. *Vestnik Kazanskogo tekhnologicheskogo universiteta* [Herald of Kazan Technological University], 2008, no. 2, pp. 50–55.
  9. Shirokova E.S., Vesnin R. L., Khusainov A. D. Materialy na osnove termoelastoplastov dlya primeneniya v meditsine i farmatsevticheskoy promyshlennosti [Materials based on thermoplastic elastomers for use in medicine and the pharmaceutical industry]. *Vestnik Tekhnologicheskogo universiteta* [Herald of Technological University], 2016, vol. 19, no. 11, pp. 106–110.
  10. Nikolaev V. I. Tribologiya iskusstvennykh sustavov [Artificial joints tribology]. *Problemy zdorov'ya i ekologii* [Problems of health and ecology], 2005, no. 4 (6), pp. 123–131.
  11. Denisov O. E., Levashov I. A., Kuz'min A. V. Informatsionnaya sistema dlya izucheniya anatomii cheloveka [Information system for studying a human anatomy]. *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve* [Models, systems, networks in economics, technology, nature and society], 2014, no. 2 (10), pp. 153–157.
  12. Zlenko M. A., Nagaytsev M. V., Dovbysh V. M. *Additivnye tekhnologii v mashinostroenii* [Additive technologies in mechanical engineering]. Moscow : NAMI Publ., 2015. 220 p.

---

Поступила в редакцию 06.04.2023

© Ж. В. Кадолич, А. П. Бобович, Д. А. Довгало, А. А. Кашперов, С. В. Зотов, 2023