

**TEMPOROMANDIBULAR JOINT REPLACEMENT WITH TWO-COMPONENT
“PEEK-TITANIUM” PATIENT-SPECIFIC ENDOPROSTHESIS**

Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)

rostislavterletskyi@gmail.com

Despite significant advancements in recent years, the treatment of degenerative diseases of the temporomandibular joint (TMJ) remains a critical challenge in maxillofacial surgery. In the advanced stages of these conditions, one of the primary treatment methods is total joint replacement with an artificial structure, or endoprosthesis. The advent of digital technologies, particularly CAD/CAM, has increasingly shifted clinical practice toward individualized solutions, such as navigation templates, patient-specific implants (PSI), and custom endoprosthesis, rather than relying on standardized structures. This article presents a study involving a clinical and radiological evaluation of the long-term outcomes in patients with degenerative TMJ diseases who underwent joint replacement using patient-specific two-component endoprosthesis. 44 patients who underwent surgical interventions and replaced 51 PSI endoprosthesis. Mandible endoprosthesis with TMJ component were performed in 17 cases. TMJ endoprosthesis were performed in 34 cases. The findings of this clinical series highlight the potential benefits of CAD/CAM technology, especially in the context of patient-specific TMJ endoprostheses. However, the widespread adoption of these solutions in clinical practice requires further investigation. Additional clinical and biomechanical research, grounded in evidence-based medicine, is necessary to establish their efficacy and long-term reliability.

Key words: ankylosis, patient-specific implants, alloplastic temporomandibular joint replacements, maximal mouth opening, TMJ disease.

Connection of the publication with planned research works.

The study is a fragment of the research work of the Department of Maxillofacial Surgery and Innovative Dentistry of the Institute of Postgraduate Education of the Bogomolets National Medical University “Development of new methods of surgical treatment of defects and deformities of the maxillofacial area using automated algorithms for intraoperative navigation and computer modeling of patient-specific implants with improved biomechanical properties” state registration number 0122U001339.

Introduction.

The treatment of temporomandibular joint (TMJ) diseases, especially on the late stages, until now, remains actual, as well as the controversial problem of maxillofacial surgery due to the complex anatomical structure, the peculiarities of TMJ functioning, and the requirements for medical and social rehabilitation of patients. Severe forms of TMJ pathologies, such as osteoarthritis, ankylosis, idiopathic resorption leads to degeneration with following destruction of TMJ components requiring further reconstruction. Also, replacement of TMJ structures is indicated after tumor resections, in severe congenital deformities, Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw (MRONJ) etc. Current approaches to TMJ total joint replacement, aim not in precise reconstruction of its complex anatomical structure (including bone, ligaments, cartilage, muscles) to the pre-morbid state, but primarily provides the recovery of the main anatomical relations (length of the mandible, position of the chin, occlusion) and normal range of functional movements. Between other procedures, application of the TMJ endoprosthesis, consisted of two components – artificial fossa and condyle, as simplified model of the joint, became the most popular method of TMJ replacement, especially for skeletally mature patients. From 1960th TMJ replacement with two-components endoprosthesis was recognised as acceptable and evidenced based

reconstruction, while biocompatible materials, used for their manufacture, such as an alloy of CoCrMo, titan and polyethylene of ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) have shown favorable results [1, 2, 3]. Between above mentioned materials, CoCrMo and titan (in a combination or single-used) are used for condyle component manufacturing when UHMWPE usually compounds artificial fossa. Nowadays, both standard and custom-made (patient-specific) endoprosthesis can be used in the treatment of patients with severe TMJ pathology. In complex clinical situations, to increase the accuracy and predictability of surgical procedures, preference should be given to structures which are manufactured using CAD/CAM technology. The highest risk of endoprosthesis failure is inflammation and aseptic bone resorption, which is mainly caused by long-term cyclic loading of the endoprosthesis, and its degradation caused by wear and oxydative depolymerization process [4, 5]. It was recognized that polymers particles/debris can be a limiting factor for the long-term success of prosthetic appliances. Microparticles formation in the process of friction between two materials, and further migration into the soft tissues, can potentially provoke an inflammatory reaction and stimulate unpredictable scarring around artificial TMJ structures. Additional problem of current stock TMJ implants manufactured from UHMWPE, is a “cold flow”, which is a form of slow permanent deformation resulting from long-term exposure to loading, observed in stock TMJ endoprosthesis with flange screw fixation [6]. This problem forced manufacturers to provide more complex fossa components, composed of two materials: UHMWPE as functional contact surface and metal (more often titanium for fixation to the bone). However, this solution increased the complexity of manufacturing, especially for custom-made devices [7, 8]. At the same time, the latest studies in orthopedics and traumatology advocated the usage of the polymer material PEEK (polyetheretherketone) as one of the elements of the endoprosthesis. Numerous studies demonstrated

better wear resistance of PEEK polymers compared to UHMWPE against any metal [9]. PEEK is a widely used biocompatible a semicrystalline and thermoplastic material with good imaging properties, stiffness, durability, light weight, fatigue, and chemical resistance, which makes it favorable for craniofacial reconstructions [10]. PEEK implants could be repeatedly sterilized without the degradation of their structure and mechanical properties. Its module of elasticity (3-4 GPa) is close (but not identical) to the modulus of elasticity of human cortical bone (7-30 GPa). Additionally, it demonstrates high resistance to gamma and electron radiation. Chemical and mechanical properties of PEEK make it acceptable for manufacturing with additive, as well as with subtractive technologies [9, 11]. This provides wide possibilities for simplification of fossa component manufacturing on a background of stiffness, durability, and fatigue, comparable or higher than titanium and avoiding above mentioned disadvantages of UHMWPE. According to our knowledge, there were only single cases of TMJ replacement with "titanium-PEEK" PSI endoprosthesis presented in a literature [12].

The aim of the study.

To present clinical and technical information of TMJ replacement with "titanium-PEEK" PSI endoprosthesis in case series with more than 1-year follow-up.

Object and research methods.

This series enrolled forty-four patients (27 women and 17 men) aged from 17 to 65 years (average age $39,70 \pm 14,34$ years), who underwent total TMJ replacement with a patient-specific two-component PEEK – titanium endoprosthesis at the Head and Neck Center, Department of Maxillofacial Surgery and Dentistry of Kyiv Regional Clinical Hospital from 2017 to 2023. In total, 51 endoprostheses were installed for this group of patients. In all cases, written consent for treatment and participation in this study was obtained. The study was approved by the bioethics committee of the National Medical University named O.O. Bogomolets, Kyiv, Ukraine. The inclusion criteria were total TMJ replacement with PSI endoprosthesis and follow-up period not less than 12 months, when exclusion criteria were as follows: age under 16 years, allergy to prosthetic materials (allergic history to metal parts), active infectious diseases, mental diseases or systemic diseases, TMJ replacement is contraindicated, non-compliance with medical recommendations and lack of interaction with the doctor in the postoperative period.

All patients were evaluated before surgery, one week, 1, 6, 12 months after surgery according to a standard improved algorithm, which included an examination of the local status. The following indicators were taken into account: occlusion, maximal mouth opening, laterotrusion, protrusion, presence of pain or neurological deficit, presence of local infection, exposition.

All patients underwent 64-slice computed tomography (CT; Philips Diamond Select Brilliance CT 64, Philips NV; slice thickness – 0.5 mm) before and at least 1 time (1 week) after surgery. Additional CT examinations were performed according to indications, based on patients' compliances or with written concern for additional one in cases without any kind of complications as check-up procedure.

Design and Manufacturing of the Implants. Virtual simulation of the surgical procedures and design of the

PSIs were carried out in a close collaboration between surgeons and biomedical engineers. Preoperative CT data (DICOM files without compression) were provided to the manufacturer of the implants. Segmentation of the CT data and creation of the virtual models of the facial bones were performed in the D2P 1.0.2.53 (Simbionix Ltd/3D Systems Inc., Beit Golan, Israel). At the beginning, CT segmentation of the mandible and skull was performed. Virtual osteotomies or tumour resection were performed after the precise determination of the bone resection margins based on CT data according to recommendations and suggestions of the surgeons (**fig. 1**). The mirroring of the intact side of the midfacial area was then carried out. STL models (real and mirrored) were exported to CAD software (Freeform Plus and DICOM to Print, 3D Systems Inc.). The further processing of the model included wrapping, smoothing, and fixing procedures (**fig. 2**).

The design of the implants was aimed at the creation of fossa and condyle components of TMJ endoprosthesis, thus restoring a true-to-original shape of the injured structures of the mandible and zygoma arch. The design of fossa component was performed according to recommendations Mercuri [13].

The shape of condyle components mimicked the original anatomy. An appropriate determination of the desirable anatomical shape in a case, of congenital pathology or planned additional mandible ramus or body reconstruction, was performed using "virtual donors" from the mirrored virtual model and virtual model of the donor site, imitating graft position after reconstruction. Mandible endoprosthesis with TMJ component were performed in 17 cases (**fig. 3**). TMJ endoprosthesis were performed in 34 cases (**fig. 4**).

Fossa components were fabricated by milling radiopaque blocks of the medical grade PEEK polymer on CNC machines (Imes icore). The mandible endoprosthesis with TMJ component or single one were manufactured using SLS titanium powder (Ti6Al4V) (DIN: 3.7165) in accordance with ISO 5832-3 (Concept laser m2 Printer).

The components of the prosthesis were sterilized the day before the operation in an autoclave at a temperature of -132°C .

Surgical procedures were performed via a preauricular and submandibular approaches. At the initial stage of the surgery, after bone exposure cutting guides were

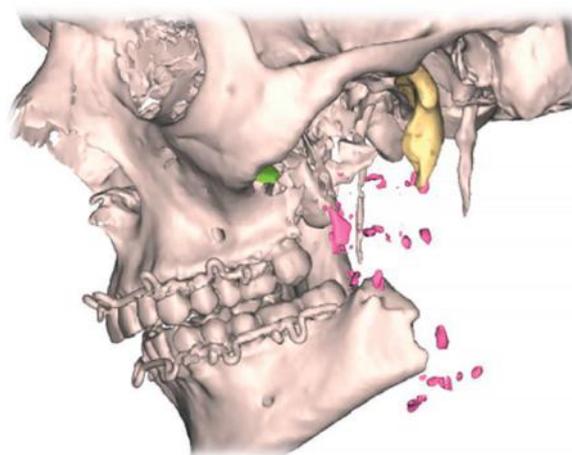


Figure 1 – 3D-reconstruction of the mandible defect (mine-blow injury).

placed to the bone surface and fixed by screws. After osteotomy mandibular fragments with lost normal structure, including TMJ were removed. Implant insertion and fixation to the bone were accomplished by placing the mandible in the proper position with determination of correct occlusion.

To evaluate the PSI position, the postsurgical CT data were segmented and the virtual models of the mandible with PSI were acquired, imported to Geomagic Freeform Plus software, and superimposed onto the models used for surgical planning along with the mirrored intact side models. The outer surfaces of both models were selected for comparison. The program automatically identified the corresponding points from both models, determined the distance between them, and generated the color-graded error map of the superimposed images, which demonstrated the existing deviations between the models. This parameter was used to evaluate the accuracy of the PSI positioning according to the pre-surgical plan and to compare the outcome with the mirrored intact side (fig. 5).

Statistical analysis of the data included the calculation of mean values and standard deviation for each parameter evaluated. The Mann–Whitney U test and Pearson’s chi-squared test were used to compare differences in the parameters measured. The level of significance was set at $p < 0.05$. The calculations were performed using SPSS Statistics software (IBM, USA).

Research results.

In 44 patients studied 51 TMJs were replaced with individualized two-component titanium-PEEK endoprostheses. In two cases, zygoma arch reconstruction by element of fossa component was performed. 17 patients underwent simultaneous mandible reconstruction with PSI, where TMJ components were integrated. In one case, additional bimaxillary orthognathic surgery was performed.

There was no recurrence of ankyloses between the patients of this series, however in one case the recurrence of malignancy was noted, and as it required further specific treatment the patient was excluded from the study. In other five excluded cases, PSI endoprosthesis of the mandible with TMJ were lost due to exposure. In 2 case, exposure of the implant in oral cavity was caused by incomplete healing process of soft tissues after surgery. The second one was exposed due to

eruption of the impacted wisdom tooth underneath the PSI with following inflammation and infection two year after surgery. PSI was exchanged to new one, the skin defect was closed with ALT flap. Postoperative clinical examination showed a gradual increase in mean mouth opening from 16.82 ± 10.41 before surgery to 19.80 ± 5.06 mm after surgery (1 month later). However, MMO (maximum mouth opening) increased to 32.89 ± 4.14 mm after 1 year. Transient paresis of temporal branch of the facial nerve was observed in 15 cases with complete recovery within 3 months in all patients. No patient in our study experienced swallowing disorders or persistent pain. In one case, perforation of the auditory channel was noted with persistent laceration of the skin. Fossa component was removed and after healing of the wound exchanged to the new one with corrected design and position. In three cases (one bilateral) we noted condyle component dislocation after surgery which were easily treated with close reposition and prolonged immobilization. In two cases incorrect position of the fossa component was observed. In both cases secondary revision surgery was performed (one above mentioned case with perforation of auditory channel). We did not observe incorrect position of the mandible or condyle components in this series.

Summarizing above mentioned, the incidents of PSI lost in our series was 9%, when the rate of temporary complications (excluded of facial nerve conditions) was 13,6%. All complications among patients included in the study were noted during the first month after surgery. After the 1 years follow, based on the clinical examination and postoperative computer tomography, we did not observe fractures of PSI elements, the occurrence of an inflammatory process, pathological resorption of bone structures, as well allergic reactions to the materials or other reasons that would require the replacement of endoprostheses in all cases.

Cutting or/and positioning (mostly predrill-) guides were used intraoperatively in 39 patients for osteotomy and PSI positioning. The accuracy of the alignment of the fragments, the location of the implants and their screws was checked by combining the pre-planned and post-operative CT result, comparing the same CT sections. At the same time, a satisfactory ratio between the screws and the bone was noted in all guided cases.

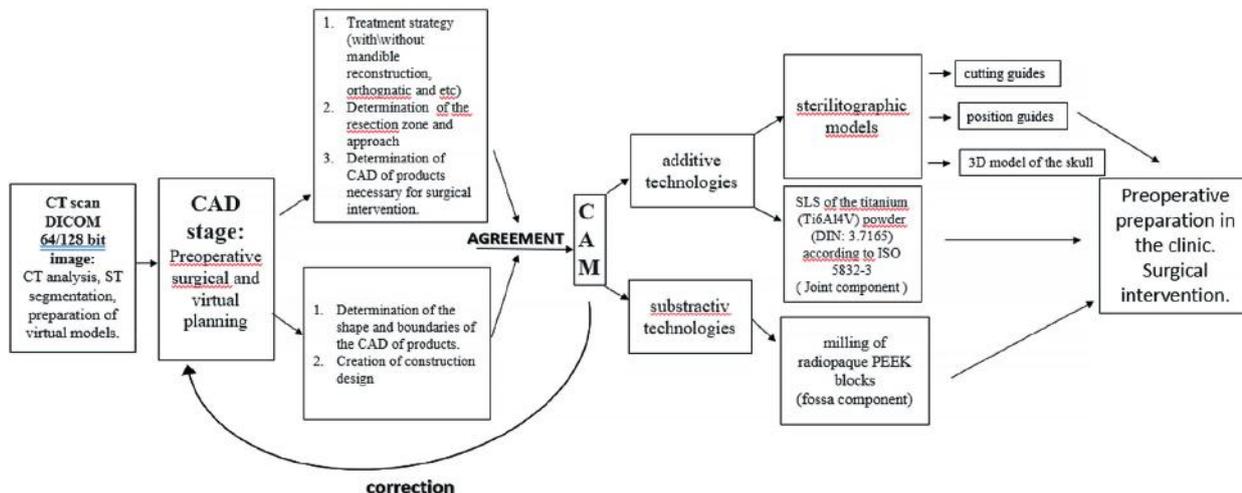


Figure 2 – Standardized workflow for clinical application of customized prosthesis in Ukraine.

Discussion of the research results.

Treatment of severe destructive and degenerative TMJ pathologies, which require its replacement, is still a challenging task for maxillofacial surgeons. Complex anatomical conditions, caused by the pathology, size of the joint and high requirements to the functional and aesthetic results of the treatment make this procedure complicated from the technical and surgical points of view. The main task of total TMJ replacement as a most widespread procedure is appropriate functional and aesthetic rehabilitation with minimization of probability of early and long-term complications.

Traditionally, standardized TMJ endoprostheses, compounded with metal condyle (cobalt chrome and molybdenum or titanium) and fossa component, manufactured of high-density polypropylene have become the most widely used for TMJ replacement. This combination was determined by biomechanical expediency, biocompatibility of chosen materials and comparable simplicity of manufacturing. Due to the mechanical properties of the UHMWPE, manufacturing of the fossa component requires higher material volume for resistance to the loading. This resulted in increase of the fossa component dimensions and thickness of its walls. Sometimes it determines complexity of adaptation of the endoprosthesis to the initial anatomical condition.

On the other hand, “metal-on-polypropylene” devises predict necessity of UHMWPE fossa component fixation to temporal bone with screws. Direct lateral screw fixation of polypropylene component to the bone is associated with possible risks of above mentioned “flow-like” deformation or breakage at the area of flange screw fixation holes or screws, mobility of the artificial fossa etc. [5, 6]. Despite the fact, that several companies still provided manufacturing of stock, as well as personalized TMJ devises with fully UHMWPE fossa component, a lot of manufacturers during last two decades refused from direct “polypropylene-bone” contact and fixation, changing it on contact between bone and combined “titanium-polypropylene” fossa component. This type of endoprosthesis demonstrated comparably high survival rate, however, is associated with complicated manufacturing process, especially in a case, when PSI endoprosthesis are indicated.

During last decade numerous authors outlined the advantages of individualized endoprostheses in comparison with standardized ones in different spheres of maxillo-facial reconstruction. It has been proven, that PSI endoprosthesis provided batter adaptation to initial anatomical conditions and considered as alternative approach to complicated bony reconstructions. In addition, PSI present the possibility to restore defects of the mandible or zygomatic arch simultaneously with TMJ replacement with or without any kind of bone graft application, simplifying the reconstruction. “Up-to-date” application of PSI involves measures to ensure its determined position. It could be defined by the design of the implant, intraoperative navigation or the usage of pre-drill guides. This is important advantage, because incorrect positioning of fossa component (mainly posteriorly) can provoke an inflammatory process (infection) of the auditory system, dislocation of the condyle component, limitation of moth opening or the malocclusion [5, 13].

Therefore, both components of PSI require customisation, which could be archived in different manner.

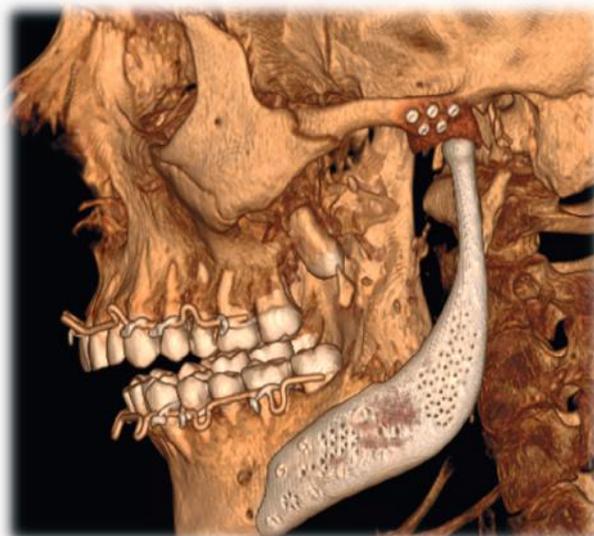


Figure 3 – CT-control mandible endoprosthesis with TMJ component.



Figure 4 – CT control TMJ endoprosthesis.

As reported by Kozakiewicz et al, both technics – direct metal laser sintering (DMLS) or computer numerical control milling (CNC), applied for manufacturing of condyle components, demonstrated similar clinical results. At



Figure 5 – Evaluate the PSI position: comparison of implant design CT data with postoperative CT data.

the same time, customization of fossa component still become controversial task of manufacturing [14].

There are a lot of reports from orthopedics surgery regarding positive results of application of "PEEK-metal" joint devises from "in vivo" or "in vitro" as well, as from the clinical studies. Based on these results, our study was conducted. We have defined and proposed a standardized workflow for manufacturing and clinical application of PSI TMJ endoprosthesis. Clinical results after 1 year follow-up (mouth opening, pain rate), demonstrated in our study, were similar to the efficacy of application of UHMWPE-based endoprostheses. Notably, the maximum mouth opening, achieved during surgery dramatically decreased during first month with further slight increase during next twelve months, and then reached the plateau [15, 16].

On a background of comparably positive clinical result, application of PEEK opens some additional possibilities mainly in regards of resolving of complex clinical cases. Such mechanical properties of PEEK as stiffness, toughness, the wear and tear, on the one hand allowed to reduce the volume of fossa component requiring less space creation for it during surgery and less material consumption in manufacturing process. On the other hand, above mentioned properties provided possibilities to create different designs of PEEK and titanium elements with obtaining of mechanical connection between them. Possibility to connect PEEK with titanium mechanically avoiding chemical, melting or any other connection according to our experience and literature simplify the manufacturing process and provide additional capability to restore temporal bone or zygoma arch in one surgical procedure. In our series we didn't observe any kind of complications associated with failure of fossa component fixation to the bone or connection between PEEK and titanium elements of fossa component.

In general, according to our experience personalisation of reconstruction, including manufacturing of the implants with DMLS technology, provided the advantage of simultaneous reconstruction not only of TMJ, but also mandible, temporal bone or zygoma. However, this re-

quired close interaction between the surgeon and the bioengineer at the pre-planning stage modeling, designing, taking to the account manufacturing process and treatment strategy. In our study, we observe one case of the auditory channel perforation due to planned close location of personalised fossa component with sharp edges, which was removed and changed to new one after finishing of healing process. So deep involvement of surgeon to the CAD stage of PSI from our point of view is mandatory.

Also, combined reconstruction increases the possibility of entire implant loss, due to the reasons, independent to TMJ pathology or problems. In our series, we lost two constructions due to reasons, independent to the TMJ component. Additionally, clinical application of PSI constructions demanded the guided surgery. We observed one clinical case with incorrect position of fossa component. Anterior dislocation was resolved by second surgery one week after first one with application of positioning surgical guides. Compared pre-surgical planning with post-surgical outcome in this study revealed similar results to other studies, evaluated the PSI position before and after surgery. However, further analysis of guided surgery influence to obtained result is required.

Conclusions.

The proposed type of patient specific TMJ endoprostheses demonstrated stability of functional results after long term follow up. It also depended on simultaneous unilateral or bilateral prosthetics, diagnosis, and problems with the masticatory muscles before surgery. Taking in to account a small number of patients with TMJ Titanium-PEEK endoprosthesis presented in this series, the further research is required with involvement of a greater number of patients and comparative analysis of obtained results.

Prospects for further research.

There is a need to study the features of mechanical interaction components of TMJ endoprosthesis and comparison the pre plan position of the endoprosthesis and postoperative CT.

DOI 10.29254/2077-4214-2024-4-175-680-691

УДК 616.314:616.724-089.843-77

Терлецький Р. О., Чепурний Ю. В., Копчак А. В.

ЗАМІЩЕННЯ СКРОНЕВО-НИЖНЬОЩЕЛЕПНОГО СУГЛОБА ДВОКОМПОНЕНТНИМ «РЕЕК-ТИТАНІУМ» ПАЦІЄНТСПЕЦИФІЧНИМ ЕНДОПРОТЕЗОМ

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця (м. Київ, Україна)

rostislavterletskyi@gmail.com

Незважаючи на значні досягнення останніх років, лікування дегенеративних захворювань скронево-нижньощелепних суглобів (СНЩС) продовжує залишатися актуальною проблемою щелепно-лицевої хірургії. Одним з основних методів лікування на пізніх стадіях є повна заміна суглоба штучною конструкцією – ендопротезом. З розвитком цифрових технологій (CAD/CAM) клінічній практиці все частіше переважає віддається індивідуальним рішенням (навігаційним шаблонам, пацієнтспецифічним імплантатам та ендопротезам) на протизагу стандартизованим конструкціям. У статті представлено дослідження в якому провели клінічну і рентгенологічну оцінку віддалених результатів лікування пацієнтів з дегенеративними захворюваннями СНЩС, яким проводили заміщення суглоба з використанням пацієнтспецифічних двокомпонентних ендопротезів. Досліджено 44 пацієнтів, яким виконано оперативне втручання із заміною 51 ендопротеза. У 17 випадках виконано заміщення нижньої щелепи разом з СНЩС. У 34 випадках виконано лише ендопротезування СНЩС. Дана клінічна серія продемонструвала перспективність використання CAD/CAM, зокрема використання пацієнтспецифічних ендопротезів при заміщенні СНЩС. Втім, питання їх широкого клінічного використання вимагає подальшого клінічного і біомеханічного дослідження на засадах доказової медицини.

Ключові слова: анкілоз, пацієнспецифічні імплантати, алопластичне заміщення скронево-нижньощелепного суглоба, максимальне відкриття рота, захворювання СНЩС.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Дослідження є фрагментом НДР кафедри щелепно-лицевої хірургії та сучасних стоматологічних технологій Інституту післядипломної освіти НМУ імені О. О. Богомольця «Розробка нових методів хірургічного лікування дефектів та деформацій щелепно-лицевої ділянки з використанням автоматизованих алгоритмів інтраопераційної навігації та комп'ютерного моделювання пацієнт-специфічних імплантатів з покращеними біомеханічними властивостями» №0122U001339.

Вступ.

Лікування захворювань скронево-нижньощелепного суглоба (СНЩС), особливо на пізніх стадіях, і досі залишається актуальним, а також є спірною проблемою щелепно-лицевої хірургії через складну анатомічну будову, особливості функціонування СНЩС та вимоги до медико-соціальної реабілітації пацієнтів. Тяжкі форми патологій СНЩС, такі як остеоартрит, анкілоз, ідіопатична резорбція – призводять до дегенерації з подальшим руйнуванням компонентів СНЩС, що вимагає подальшої реконструкції. Також показана заміна структур СНЩС після резекцій пухлин, при важких вроджених деформаціях, остеонекрозах, пов'язаних з медикаментами тощо. Сучасні підходи до тотальної заміни СНЩС, спрямовані не тільки на точне відновлення його складної анатомічної структури (включаючи кістки, зв'язки, хрящі, м'язи) до преморбідного стану, але в першу чергу на відновлення основних анатомічних взаємин (довжина нижньої щелепи, положення підборіддя, оклюзія) та нормального діапазону функціональних рухів. Серед інших процедур застосування ендопротезів СНЩС, що складаються з двох компонентів – штучної ямки та голівки нижньої щелепи, як спрощена модель суглоба, стало найбільш популярним методом заміни СНЩС, особливо для скелетно зрілих пацієнтів. З 1960-х років заміна СНЩС двокомпонентним ендопротезом була визнана прийнятною та обґрунтованою реконструкцією, при цьому біосумісні матеріали, що використовуються для їх виготовлення, такі як сплави CoCrMo, титан і ультрависокомолекулярний поліетилен (UHMWPE), показали позитивні результати [1, 2, 3]. Серед зазначених матеріалів CoCrMo та титан (в комбінації або окремо) використовуються для виготовлення компонента голівки нижньої щелепи, тоді як UHMWPE зазвичай складає штучну суглобову ямку. Наразі як стандартні, так і індивідуально виготовлені (специфічні для пацієнта) ендопротези можуть використовуватися при лікуванні пацієнтів із тяжкою патологією СНЩС. В складних клінічних ситуаціях, щоб підвищити точність і передбачуваність хірургічних процедур, слід віддавати перевагу конструкціям, що виготовляються з використанням технології CAD/CAM. Найвищий ризик неуспішності в протезуванні – це запалення та асептична резорбція кістки, що в основному спричиняється довготривалим циклічним навантаженням на ендопротез, а також його деградацією внаслідок зносу та окиснювальної деполімеризації [4, 5]. Було визнано, що частинки полімерів можуть бути обмежувальним фактором для довго-

тривалого успіху протезних виробів. Формування мікрочастинок в процесі тертя між двома матеріалами та подальша міграція в м'які тканини може потенційно викликати запальну реакцію і стимулювати непередбачуване рубцювання навколо штучних структур СНЩС. Додатковою проблемою нинішніх стандартних імплантатів СНЩС, виготовлених з UHMWPE, є «холодний потік», що є формою повільної постійної деформації внаслідок тривалого навантаження, яке спостерігається в стандартних ендопротезах СНЩС з гвинтовим кріпленням [6]. Ця проблема змусила виробників застосовувати більш складні компоненти ямки, що складаються з двох матеріалів: UHMWPE як функціональної контактної поверхні та металу (зазвичай титану для фіксації до кістки). Однак це рішення збільшило складність виготовлення, особливо для індивідуальних виробів [7, 8]. Водночас останні дослідження в ортопедії та травматології рекомендують використання полімерного матеріалу РЕЕК (поліетілендіакрилат) як одного з елементів ендопротезу. Численні дослідження показали кращу зносостійкість полімерів РЕЕК порівняно з UHMWPE при взаємодії з будь-яким металом [9]. РЕЕК – це біосумісний напівкристалічний термопластичний матеріал з гарними властивостями для візуалізації, жорсткістю, довговічністю, легкістю, стійкістю до втоми та хімічними властивостями, що робить його сприятливим для крадіофасціальних реконструкцій [10]. Імплантати з РЕЕК можуть бути багаторазово стерилізовані без деградації їх структури та механічних властивостей. Його модуль пружності (3-4 ГПа) близький (але не ідентичний) до модуля пружності людської кортикальної кістки (7-30 ГПа). Крім того, він демонструє високу стійкість до гамма- та електронного випромінювання. Хімічні та механічні властивості РЕЕК роблять його прийнятним для виготовлення як адитивними, так і субтрактивними технологіями [9, 11]. Це забезпечує широкі можливості для спрощення виготовлення компонентів ямки на фоні жорсткості, довговічності та втоми, що порівнянні або вищі за титанові, і усуває вищезгадані недоліки UHMWPE. На наш погляд, у літературі були описані лише поодинокі випадки заміни СНЩС з використанням «титан-РЕЕК» пацієнт-специфічних ендопротезів [12].

Мета дослідження.

Представити клінічну та рентгенологічну оцінку хворих, яким проведено протезування СНЩС з використанням «титан-РЕЕК» пацієнт-специфічних ендопротезів у серії випадків з періодом спостереження більше одного року.

Об'єкт і методи дослідження.

До цього дослідження було залучено 44 пацієнти (27 жінок і 17 чоловіків) віком від 17 до 65 років (середній вік $39,70 \pm 14,34$ років), які пройшли повну заміну СНЩС з використанням двокомпонентного ендопротезу «титан-РЕЕК» в Центрі голови та шиї, відділені щелепно-лицевої хірургії та стоматології Київської обласної клінічної лікарні з 2017 по 2023 рік. Загалом було встановлено 51 ендопротез для цієї групи пацієнтів. У всіх випадках була отримана письмова згода на лікування та участь у дослідженні. Дослідження

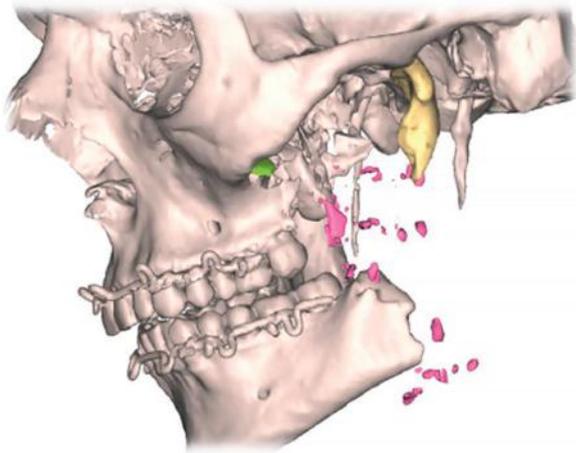


Рисунок 1 – 3D-реконструкція дефекту нижньої щелепи (мінно-обухове поранення).

було схвалено етичним комітетом Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, Київ, Україна. Включення до дослідження вимагало виконання тотальної заміни СНЩС з пацієнтспецифічним ендопротезом та період спостереження не менше 12 місяців. Водночас критерії виключення включали: вік до 16 років, алергія на протезні матеріали (алергія на металеві частини), активні інфекційні захворювання, психічні або системні захворювання, протипоказання до заміни СНЩС, недотримання медичних рекомендацій та відсутність взаємодії з лікарем в післяопераційний період.

Усі пацієнти були оцінені до операції, через тиждень, 1, 6 та 12 місяців після операції за стандартним алгоритмом, який включав огляд локального стану. Увагу звертали на наступні показники: оклюзія, максимальне відкриття рота, латеротрузію, висунання нижньої щелепи, наявність болю чи неврологічного дефіциту, наявність місцевої інфекції, експозиція.

Усі пацієнти проходили комп'ютерну томографію (КТ) з 64 зрізами (Philips Diamond Select Brilliance CT 64, Philips NV; товщина зрізу – 0,5 мм) до операції та хоча б один раз (через тиждень) після операції. Додаткові КТ-обстеження проводилися за показаннями, на основі відповідності пацієнтів чи з письмовою згодою на проведення додаткового обстеження у випадках без ускладнень як процедури контрольного огляду.

Проектування та виготовлення імплантатів. Віртуальне моделювання хірургічних процедур та проектування специфічних для пацієнта імплантатів (PSI) здійснювалося в тісній співпраці між хірургами та біомедичними інженерами. Передопераційні дані КТ (файли DICOM без стиснення) надавалися виробнику імплантатів. Сегментація даних КТ та створення віртуальних моделей лицьових кісток проводилися за допомогою програми D2P 1.0.2.53 (Symbionix Ltd/3D Systems Inc., Бельгія та Beit Golan, Ізраїль). Спочатку була проведена сегментація КТ нижньої щелепи та черепа. Віртуальні остеотомії або резекції пухлин виконувалися після точного визначення меж резекції кістки на основі даних КТ відповідно до рекомендацій та пропозицій хірургів (рис. 1). Потім проводилось віддзеркалення непошкодженої сторони середньої частини обличчя. STL моделі (реальна та віддзеркалена) експортувалися в CAD програмне забезпечення (Freeform Plus i DICOM to Print, 3D Systems Inc., Бельгія). Подальша обробка моделі включала редагування кінцевої сітки моделей, згладжування та фінальна обробка даних (рис. 2).

Дизайн імплантатів був спрямований на створення компонентів ямки та голівки нижньої щелепи для ендопротезування скронево-нижньощелепного суглоба (СНЩС), відновлюючи звичну форму пошкоджених структур нижньої щелепи та архітектури вилицевої дуги. Дизайн компонента ямки був виконаний відповідно до рекомендацій Меркурі [13].

Форма компонентів голівки нижньої щелепи відтворювала оригінальну анатомію. Визначення бажаної анатомічної форми в разі вродженої патології або запланованої додаткової реконструкції гілки чи тіла нижньої щелепи проводилось за допомогою «віртуальних донорів» з віддзеркаленої віртуальної моделі та віртуальної моделі ділянки донора, що імітувала положення трансплантату після реконструкції. Заміщення нижньої щелепи з компонентом СНЩС було виконано в 17 випадках (рис. 3). Ендопротезування лише СНЩС було проведено в 34 випадках (рис. 4).

Компоненти суглобової ямки виготовлялися шляхом фрезерування рентгеноконтрастних блоків медичного класу полімеру РЕЕК на фрезерних станках з числовим програмним управлінням (CNC) (Imes icore). Ендопротези нижньої щелепи з компонентом СНЩС або одиночні ендопротези виготовлялися ме-

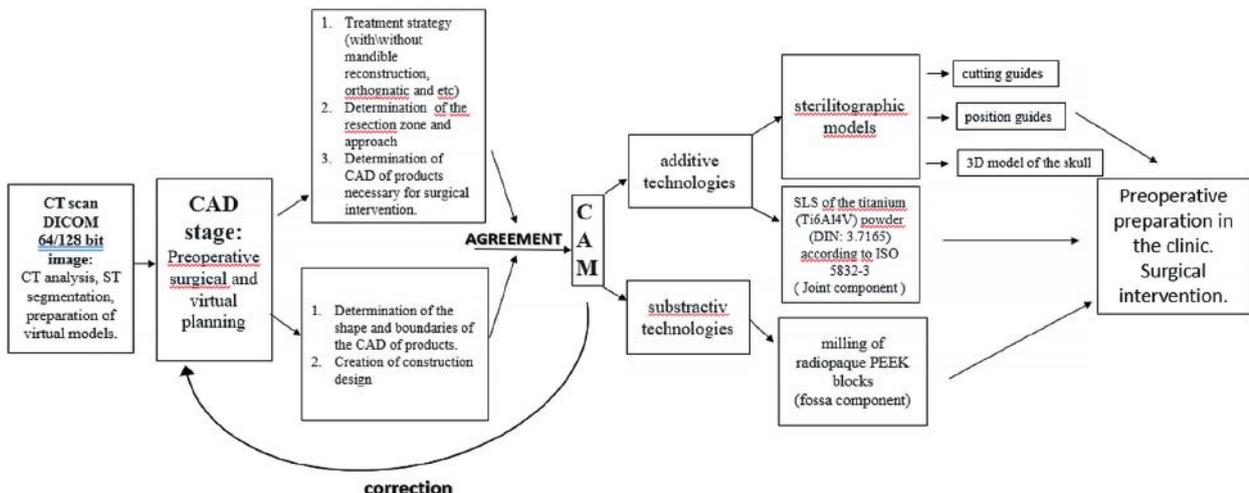


Рисунок 2 – Стандартизований робочий процес для клінічного застосування пацієнтспецифічних ендопротезів СНЩС в Україні.

тодом лазерного спікування титанового порошку (SLS) (Ti6Al4V) (DIN: 3.7165) відповідно до ISO 5832-3 за допомогою принтера Concept Laser m2.

Компоненти протеза стерилізувалися напередодні операції в автоклаві при температурі 132°C.

Хірургічні процедури проводилися через передвухний та підщелепний доступи. На початковому етапі операції після оголення кістки були розміщені позиційні шаблони, які фіксувалися до поверхні кістки за допомогою гвинтів. Після остеотомії фрагменти нижньої щелепи з втраченими нормальними структурами, включаючи СНЩС, були видалені. Вставка імплантату та його фіксація до кістки виконувалася шляхом розміщення нижньої щелепи в правильному положенні з визначенням оклюзії.

Для оцінки позиції PSI після операції були сегментовані дані КТ, створені віртуальні моделі нижньої щелепи з PSI, які імпортувалися в програмне забезпечення Geomagic Freeform Plus і накладалися на моделі, використані для хірургічного планування, а також на моделі віддзеркаленої непошкодженої сторони. Зовнішні поверхні обох моделей були вибрані для порівняння. Програма автоматично визначала відповідні точки з обох моделей, вимірювала відстань між ними та генерувала карту помилок з кольоровим градієнтом накладених зображень, що демонструвала наявні відхилення між моделями. Цей параметр використовувався для оцінки точності позиціонування PSI згідно з передопераційним планом та для порівняння результату з моделлю віддзеркаленої непошкодженої сторони (рис. 5).

Статистичний аналіз даних включав обчислення середніх значень та стандартного відхилення для кожного оцінюваного параметра. Для порівняння відмінностей у вимірних параметрах були використані тест Манна-Уїтні та тест хі-квадрат Пірсона. Рівень значущості був встановлений на $p < 0,05$. Обчислення проводилися за допомогою програмного забезпечення SPSS Statistics (IBM, США).

Результати дослідження.

У 44 пацієнтів було замінено 51 СНЩС на індивідуалізовані двокомпонентні титан-PEEK ендпротези. У двох випадках була проведена реконструкція дуги вилиці з використанням елемента компонента суглобової ямки. 17 пацієнтів пройшли одночасну реконструкцію СНЩС з переходом на тіло нижню щелепу. У одному випадку була проведена додаткова двощелепова ортогнатична хірургія.

Не було зафіксовано рецидиву анкілозу серед пацієнтів цієї серії, проте в одному випадку був відзначений рецидив злоякісної пухлини, і оскільки це вимагало подальшого специфічного лікування, пацієнт був виключений із дослідження. У п'яти інших виключених випадках конструкції нижньої щелепи з компонентами СНЩС були втрачені через експозицію. В одному випадку експозиція імплантату в порожнині рота була спричинена неповним загоєнням м'яких тканин після операції. У другому випадку імплантат був експонований через прорізування зуба мудрості біля раніше встановленого ендпротеза, що призвело до запалення та інфекції через два роки після операції. Протез був замінений на новий, дефект шкіри закрито за допомогою латерального підшкірного трансплантату (ALT). Постопераційний клінічний огляд показав поступове збільшення середнього

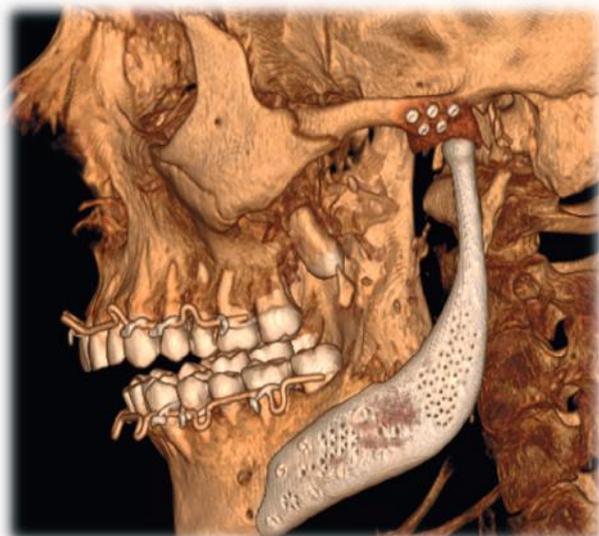


Рисунок 3 – КТ-контроль ендпротеза нижньої щелепи з компонентом СНЩС.



Рисунок 4 – КТ-контроль ендпротеза СНЩС.

відкриття рота з $16,82 \pm 10,41$ мм до $19,80 \pm 5,06$ мм після операції (через 1 місяць). Однак максимальне відкриття рота (ММО) збільшилося до $32,89 \pm 4,14$ мм через рік. Тимчасовий параліч скроневої гілки лицьо-



Рисунок 5 – Оцінка позиції PSI: порівняння даних планування конструкції майбутнього ендпротезу з післяопераційними даними комп'ютерної томографії.

вого нерва спостерігався у 15 випадках, при цьому повне відновлення функції відбулося протягом 3 місяців у всіх пацієнтів. Жоден пацієнт у нашому дослідженні не мав проблем з вираженими постійними болями. В одному випадку була зафіксована перфорація слухового каналу та утворення норицевого ходу. Компонент суглобової ямки був видалений, а після загоєння рани замінений на новий з виправленим дизайном і позицією. У трьох випадках (один двосторонній) ми відзначили дислокацію компонента титанової голівки нижньої щелепи після операції, що було легко усунуто шляхом закритої репозиції та тривалої іммобілізації. У двох випадках спостерігалася неправильна позиція компонента суглобової ямки. В обох випадках було проведено повторне хірургічне втручання (один з вище згаданих випадків з перфорацією слухового каналу). У цій серії не було зафіксовано неправильного розташування компонентів нижньої щелепи чи голівки нижньої щелепи.

Підсумовуючи вищезазначене, частота втрат пацієнтспецифічних двокомпонентних конструкцій нижньої щелепи та СНЩС в нашій серії склала 9%, тоді як частота тимчасових ускладнень (за винятком порушень функції лицьового нерва) була 13,6%. Усі ускладнення серед пацієнтів, включених у дослідження, були зафіксовані протягом першого місяця після операції. Після одного року спостереження, на основі клінічного огляду та післяопераційної комп'ютерної томографії, ми не спостерігали переломів елементів конструкцій, виникнення запального процесу, патологічної резорбції кісткових структур, алергічних реакцій на матеріали чи інших причин, які б вимагали заміни ендопротезів у всіх випадках.

У 39 пацієнтів були використані навігаційні шаблони для остеотомії та правильного позиціонування пацієнтспецифічної конструкції. Точність вирівнювання фрагментів, розташування імплантатів та їх гвинтів перевіряли шляхом поєднання передопераційних та післяопераційних результатів КТ, порівнюючи однакові зрізи КТ. При цьому було відзначено задовільне співвідношення між гвинтами та кісткою у всіх випадках, де застосовувались направляючі.

Обговорення результатів дослідження.

Лікування важких деструктивних та дегенеративних патологій скронево-нижньощелепних суглобів (СНЩС), що вимагає їх заміни, залишається складним завданням для щелепно-лицевих хірургів. Складні анатомічні умови, викликані патологією, розміри суглоба та високі функціональні й естетичні вимоги до результату лікування ускладнюють цю процедуру як з технічної, так і з хірургічної точки зору. Основною метою тотальної заміни СНЩС, як найпоширенішої процедури, є досягнення належної функціональної та естетичної реабілітації при мінімізації ймовірності ранніх та довготривалих ускладнень.

Традиційно для заміни СНЩС використовуються стандартні ендопротези, що складаються з металеві голівки нижньої щелепи (з кобальт-хрому, молібдену або титану) та компонента суглобової ямки, виготовленого з високомолекулярного поліетилену (UHMWPE). Така комбінація обрана на основі біомеханічних міркувань, біосумісності матеріалів та простоти виготовлення. Через механічні властивості UHMWPE компонент улоговини вимагає більший обсяг матеріалу для забезпечення стійкості до наван-

тажень, що збільшує його розміри та товщину стінок. Це часто ускладнює адаптацію ендопротеза до початкових анатомічних умов.

Крім того, конструкція «метал-поліпропілен» передбачає необхідність фіксації UHMWPE компонента суглобової ямки до скроневої кістки за допомогою гвинтів. Пряма бічна фіксація поліпропіленового компонента до кістки пов'язана з ризиками деформації або поломки в зонах отворів для гвинтів, або з рухливістю штучного компонента ямки [5,6]. Незважаючи на те, що деякі компанії продовжують виробляти стандартні та персоналізовані ендопротези СНЩС з повністю UHMWPE компонентами суглобової ямки, багато виробників останніми роками відмовилися від прямого контакту «поліпропілен-кістка». Замість цього вони використовують комбіновані компоненти ямки з титану та поліпропілену. Така конструкція продемонструвала відносно високий рівень виживаності, але процес її виготовлення є більш складним, особливо у випадку застосування персоналізованих ендопротезів (PSI).

Останніми роками багато авторів підкреслюють переваги індивідуалізованих ендопротезів порівняно зі стандартними у щелепно-лицевій реконструкції. Доведено, що PSI забезпечують кращу адаптацію до анатомічних умов пацієнта та є альтернативою складним кістковим реконструкціям. Крім того, PSI дозволяють одночасно відновити дефекти нижньої щелепи або вилицевий комплекс(дугу) під час заміни СНЩС, з або без використання кісткових трансплантатів, спрощуючи загальну реконструкцію. Сучасне застосування PSI вимагає забезпечення правильного розташування, що може бути досягнуто за допомогою дизайну імплантата, інтраопераційної навігації або використання хірургічних шаблонів. Це є важливою перевагою, оскільки неправильне розташування компонента суглобової ямки (особливо заднє) може призвести до ускладнень, таких як запальний процес (наприклад, інфекція), вивих компонента голівки нижньої щелепи, обмеження відкриття рота або неправильний прикус [5, 13].

Отже, обидва компоненти PSI вимагають кастомізації, яка може бути досягнута різними способами. Як повідомляє Козакевич та ін., обидві технології – пряме лазерне спікання титану (DMLS) та фрезерування за допомогою комп'ютерного числового керування (CNC), застосовані для виготовлення компонентів суглобової голівки, продемонстрували схожі клінічні результати. Однак кастомізація компонента суглобової ямки все ще залишається суперечливою задачею у виробництві [14].

Існує багато статей з ортопедичної хірургії, що стосуються позитивних результатів застосування «PEEK-метал» пристроїв як у «in vivo», так і в «in vitro» дослідженнях, а також клінічних випробуваннях. На основі цих результатів було проведено наше дослідження. Ми визначили та запропонували стандартизований робочий процес для виготовлення та клінічного застосування PSI ендопротезів СНЩС. Клінічні результати після 1 року спостереження (максимальне відкриття рота, рівень болю), отримані в нашому дослідженні, були схожі на ефективність застосування ендопротезів на основі UHMWPE. Варто зазначити, що максимальне відкриття рота, досягнуте під час операції, різко знизилася протягом першого місяця, з

подальшим незначним збільшенням у наступні два-надцять місяців, а потім досягло плато [15,16].

На фоні порівняно позитивних клінічних результатів, застосування РЕЕК відкриває додаткові можливості, головним чином у вирішенні складних клінічних випадків. Такі механічні властивості РЕЕК, як жорсткість, міцність, зносостійкість, з одного боку дозволяють зменшити обсяг компонента уловини, вимагаючи менше простору для нього під час операції та зменшуючи витрату матеріалу в процесі виробництва. З іншого боку, вищезазначені властивості дозволяють створювати різні конструкції елементів з РЕЕК та титану, забезпечуючи механічне з'єднання між ними. Можливість механічного з'єднання РЕЕК з титаном, уникнувши хімічного чи іншого з'єднання, відповідно до нашого досвіду та літератури, спрощує процес виготовлення і забезпечує додаткову можливість відновлення скроневої кістки або ділянок вилицевого комплексу в одному хірургічному втручанні. У нашій серії ми не спостерігали жодних ускладнень, пов'язаних з невдачею фіксації компонента ямки до кістки або з'єднанням елементів компонента ямки з РЕЕК та титану.

Загалом, згідно з нашим досвідом, персоналізація реконструкції, включаючи виготовлення імплантів за технологією DMLS, забезпечує перевагу одночасної реконструкції не тільки СНЩС, але й нижньої щелепи, скроневої кістки або вилицевого комплексу. Однак це вимагає тісної взаємодії між хірургом та біоінженером на етапі попереднього планування, моделювання, проектування, врахування процесу виготовлення та стратегії лікування. У нашому дослідженні ми спостерігали один випадок перфорації слухового каналу через заплановане близьке розташування персоналізованого компонента суглобової ямки з задньою гострою поверхнею, який був видалений і замінений на новий після завершення про-

цесу загоєння. Тому глибока участь хірурга на етапі моделювання та проектування з нашої точки зору є обов'язковою.

Також комбінована реконструкція збільшує ймовірність повної втрати імплантату з причин, які не пов'язані з патологією або проблемами СНЩС. У нашій серії ми втратили два конструкти з причин, не пов'язаних з компонентом СНЩС. Крім того, клінічне застосування PSI вимагало проведення керованої хірургії. Ми спостерігали один клінічний випадок з неправильним розташуванням компонента суглобової ямки. Передній вивих був вирішений повторною операцією через тиждень після першої за допомогою направляючих шаблонів для позиціонування. Порівняння попереднього планування з результатами післяопераційного обстеження в цьому дослідженні показало схожі результати з іншими дослідженнями, що оцінюють позицію PSI до та після операції. Однак необхідно провести подальший аналіз впливу керованої хірургії на отримані результати.

Висновки.

Запропонований тип персоналізованих ендопротезів СНЩС продемонстрував стабільність функціональних результатів після тривалого спостереження. Це також залежало від одночасного протезування з однієї або двох сторін, діагнозу та наявних проблем з жувальними м'язами до операції. Враховуючи невелику кількість пацієнтів з ендопротезами СНЩС на основі титану-РЕЕК, що були представлені в цій серії, необхідні подальші дослідження з залученням більшої кількості пацієнтів та порівняльним аналізом отриманих результатів.

Перспективи подальших досліджень.

Необхідно вивчити особливості механічної взаємодії компонентів ендопротезів СНЩС та порівняти попереднє планування розташування ендопротезів з післяопераційними даними КТ.

References / Література

1. Driemel O, Braun S, Muller-Richter UD, Behr M, Reichert TE, Kunkel M, et al. Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:909-20. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2009.01.022>.
2. Westermarck A, Leiggeneer C, Aagaard E, Lindskog S. Histological findings in soft tissues around temporomandibular joint prostheses after up to eight years of function. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40:18-25. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2010.09.009>.
3. Meurechy ND, Braem A, Mommaerts MY. Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives – a narrative review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(4):518-533.
4. Wolford LM, Mercuri LG, Schneiderman ED, Movahed R, Allen W. Twenty-year follow-up study on a patient-fitted temporomandibular joint prosthesis: the Techmedica/TMJ Concepts device. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2015;73(5):952-960. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.10.032>.
5. Mercuri LG. Alloplastic temporomandibular joint replacement: rationale for the use of custom devices. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41:1033-40. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2012.05.032>.
6. Kowalewski P, Wieleba W. Sliding polymers in the joint alloplastic. *Arch Civil Mech Eng.* 2007;7:107-19. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S1644-9665\(12\)60229-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1644-9665(12)60229-5).
7. Wolford LM. Factors to consider in joint prosthesis systems. *Proc (Bayl Univ Med Cent).* 2006;19:232-8.
8. Mercuri LG. Temporomandibular joint total joint replacement – TMJ TJR – a comprehensive reference for researchers, material scientists and surgeons. 1st edition. New York: Springer International Publishing; 2016. 301 p.
9. Wang A, Lin R, Stark C, Dumbleton J. Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing surfaces for total joint replacements. *Wear.* 1999;225-229:724-7. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0043-1648\(99\)00026-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0043-1648(99)00026-5).
10. Gerbino G, Zavattoni E, Berrone S, Ramieri G. One stage treatment of temporomandibular joint complete bony ankylosis using total joint replacement. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery.* 2016;44(4):487-492. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.01.003>.
11. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28:4845-69. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomater.2007.07.013>.
12. Genovesi W, Comenale IC, Genovesi Filho W, Veloso Fernandes M. Biomechanical comparative analysis of temporomandibular joint, glenoid fossa and head of the condyle of conventional models prosthesis with new PEEK design. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2022;12(5):529-541.
13. Mercuri LG. Patient-fitted ("custom") alloplastic temporomandibular joint replacement technique. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011;19:233-42.
14. Kozakiewicz M, Wach T, Szymor P, Zieliński R. Two different techniques of manufacturing TMJ replacements – a technical report. *J Craniomaxillofac Surg.* 2017;45(9):1432-1437. DOI: [10.1016/j.jcms.2017.06.003](https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.06.003).
15. Aagaard E, Thygesen T. A prospective, single-centre study on patient outcomes following temporomandibular joint replacement using a custom-made Biomet TMJ prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(10):1229-1235. DOI: [10.1016/j.ijom.2014.05.019](https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.05.019).

16. Sanovich R, Mehta U, Abramowicz S, Widmer C, Dolwick MF. Total alloplastic temporomandibular joint reconstruction using Biomet stock prostheses: The University of Florida experience. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(9):1091-1095. DOI: [10.1016/j.ijom.2014.04.008](https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.04.008).

ЗАМІЩЕННЯ СКРОНЕВО-НИЖНЬОЩЕЛЕПНОГО СУГЛОБА ДВОКОМПОНЕНТНИМ «PEEK-TITANIUM» ПАЦІЄНТСПЕЦИФІЧНИМ ЕНДОПРОТЕЗОМ

Терлецький Р. О., Чепурний Ю. В., Копчак А. В.

Резюме. Лікування захворювань скронево-нижньощелепних суглобів (СНЩС) до цього часу залишається актуальною проблемою щелепно-лицевої хірургії. Від 2 до 5% усіх хірургічних процедур на СНЩС потребують його заміщення. До тяжких захворювань СНЩС, що потребують в подальшому заміни суглобу відносяться анкілози, вторинні деформуючі остеоартрози, деякі форми кондиллярної гіперплазії або резорбції, вроджені вади (синдром Гольденхара), пухлинні процеси та наслідки мінно-вибухових поранень.

Основними задачами, що вирішуються в подібних випадках, залишаються відновлення функції суглоба (відкривання рота, артикуляційні та жувальні рухи) в об'ємі, необхідному для повноцінної життєдіяльності і соціалізації хворих, збереження або відтворення нормальної анатомічної форми нижньої щелепи та забезпечення нормального розподілу механічних навантажень, що виникають в процесі функціонування зубо-щелепного апарату.

За останні десятиліття при реконструкції СНЩС видатні хірурги віддають все таки перевагу аллопластичному заміщенні СНЩС описуючи ряд недоліків, що обмежують використання аутотрансплататів. Разом з тим підкреслюють те, що аутотрансплантація суглоба залишається методом вибору при хірургії СНЩС у дітей.

Накопичено значний досвід успішного використання стандартних ендопротезів даного суглобу. Але в складних клінічних ситуаціях для підвищення точності і прогнозованості хірургічних процедур, а також зниження частоти зазначених ускладнень, деякі автори віддають перевагу пацієнтспецифічним конструкціям, що виготовляються з застосуванням CAD/CAM технології.

В даній статті описано дослідження яке мало на меті оцінити та проаналізувати вплив передопераційної анатомії та функціональності щелепи статус щодо найближчих і віддалених результатів тотальної заміни СНЩС за допомогою двокомпонентного пацієнтспецифічного ендопротезування СНЩС. Це дослідження включало 44 пацієнта, яким було проведено 51 ендопротезування СНЩС з 2016 по 2023 рік. Основною зміною результату було максимальне різцеве відкриття (МІО) після лікування.

Ключові слова: анкілоз, пацієнтспецифічні імпланти, аллопластичне заміщення скронево-нижньощелепного суглоба, максимальне відкриття рота, захворювання СНЩС.

TEMPOROMANDIBULAR JOINT REPLACEMENT WITH TWO-COMPONENT "PEEK-TITANIUM" PATIENT-SPECIFIC ENDOPROSTHESIS

Terletskyi R. O., Chepurnyi Yu. V., Kopchak A. V.

Abstract. The treatment of temporomandibular joint (TMJ) diseases remains a pressing issue in maxillofacial surgery. Between 2% and 5% of all TMJ surgical procedures require joint replacement. Severe TMJ conditions necessitating joint replacement include ankylosis, secondary deforming osteoarthritis, certain forms of condylar hyperplasia or resorption, congenital defects (e.g., Goldenhar syndrome), tumor processes, and the aftermath of blast or mine injuries.

The primary objectives in such cases are to restore joint functionality (including mouth opening, articulation, and chewing movements) to a level that supports patients' full participation in daily life and social activities, to preserve or reconstruct the normal anatomical shape of the mandible, and to ensure proper distribution of mechanical loads during the operation of the dento-maxillary system.

Over the past decades, leading surgeons have favored alloplastic TMJ replacement, citing several disadvantages associated with autotransplantation. However, autotransplantation remains the method of choice for TMJ surgery in children.

Extensive experience has been gained in the successful application of standard TMJ endoprosthesis. In complex clinical cases, some researchers advocate for patient-specific designs created using CAD/CAM technology to improve the accuracy and predictability of surgical outcomes and minimize complications.

This article presents a study aimed at evaluating and analyzing the impact of preoperative anatomy and jaw function status on the immediate and long-term outcomes of total TMJ replacement using two-component patient-specific TMJ endoprostheses. The study included 44 patients who underwent 51 TMJ endoprosthesis procedures between 2016 and 2023. The primary outcome measure was the maximum incisor opening (MIO) achieved post-treatment.

Key words: ankylosis, patient-specific implants, alloplastic temporomandibular joint replacements, maximal mouth opening, TMJ disease.

ORCID and contribution / ORCID кожного автора та їх внесок до статті:

Terletskyi R. O.: <https://orcid.org/0009-0000-8265-9316>^{ABD}

Chepurnyi Yu. V.: <https://orcid.org/0000-0003-4393-3938>^{ACE}

Kopchak A. V.: <https://orcid.org/0000-0002-3272-4658>^{AEF}

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

The authors report that there is no conflict of interest. / Автори повідомляють, що конфлікт інтересів відсутній.

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Terletskyi Rostyslav Olehovych / Терлецький Ростислав Олегович
Bogomolets National Medical University / Національний медичний університет імені О.О. Богомольця
Ukraine, 02230, Kyiv, 18B Metropolitna Volodymyr Sabodana str. / Адреса: Україна, 02230, Київ, вул. Митрополита Володимира Сабодана 18В
Tel.: +380669005364 / Тел.: +380669005364
E-mail: rostislavterletskyi@gmail.com

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis, C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article, E – Critical review, F – Final approval of the article / A – концепція роботи та дизайн, B – збір та аналіз даних, C – відповідальність за статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 25.07.2024 / Стаття надійшла 25.07.2024 року
Accepted 20.11.2024 / Стаття прийнята до друку 20.11.2024 року

DOI 10.29254/2077-4214-2024-4-175-691-704

UDC 616.314-001.5:616.314.163:616.716.1/.4]-06-073.7-08-053.2/.5

Chehertma E.

PATHOLOGICAL ROOT AND BONE RESORPTION OF PERMANENT TEETH, AS A RESULT OF NON-COMPLIANCE WITH DENTAL TRAUMA MANAGEMENT GUIDELINES

Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)

chehertma@gmail.com

At present, traumatic injuries to permanent teeth represent a significant concern for the dental community. Equally critical is the issue of preventing post-traumatic complications, such as pathological root resorption and periapical bone loss. A review of contemporary international research indicates that one of the primary causes of these complications is failure to follow the management guidelines for patients with dental trauma.

Aim - to examine the development of pathological root and periapical bone resorption in permanent teeth as a result of non-compliance with dental trauma management protocols by analyzing clinical cases.

The study involved 11 patients aged 9 to 14 years with a history of traumatic injuries to permanent teeth in the anterior region of the upper and lower jaws, referred by dental surgeons or orthodontists. At the time of the visit, clinical and radiographic examinations revealed pathological root resorption and/or periapical bone loss in 100% of the patients. Radiographic diagnostic methods included targeted radiography and CBCT. Subsequent patient management followed the guidelines of the International Association of Dental Traumatology (IADT) 2020. Treatment was provided according to the European Academy of Paediatric Dentistry (EAPD) 2017 apexification guideline.

This study confirms a high probability of complications arising from violations or non-adherence to management protocols by both dental professionals and patients or their guardians. The findings highlight that a significant proportion of complications, including pathological resorption, stem from the absence of timely and appropriate treatment. The study emphasizes the critical need for strict adherence to management protocols to prevent these adverse outcomes.

The conclusions drawn from this study serve as a key reminder of the importance of immediate and consistent follow-up care in the management of dental trauma to improve treatment outcomes and prevent long-term complications.

Key words: apexification, MTA, pathological root resorption, permanent teeth, traumatic dental injuries.

Connection of the publication with planned research works.

The work is a fragment of the research work "Clinic, prevention and treatment tactics of oral diseases in children with combined pathology", state registration number 0121U107784.

Introduction.

Traumatic dental injuries are an urgent problem of dental health worldwide, both in childhood and throughout life, and are considered the fifth most common dental disease in the world. According to a meta-analysis, the global prevalence of dental injuries in the permanent bite is 15.2% [1]. World researchers pay considerable attention to the complications of traumatic dental injuries. Based on the analysis of statistical data, it was found that one of the most common among them is pathological root resorption (49%) [2]. A considerable proportion of cases of both pathological resorption and

other complications of dental trauma are recorded as a result of non-compliance with management guidelines, namely, the timing of clinical and radiological follow-up. Late treatment of traumatic dental injuries can worsen the prognosis and lead to the development of a process that will lead to external inflammatory resorption, especially in teeth with dislocation [3, 4].

The aim of the study.

To analyse the development of pathological roots and periapical bone resorption of permanent tooth as a consequence of non-compliance with the guidelines for the management of patients with dental trauma by observing clinical cases.

Object and research methods.

We examined 11 patients aged 9 to 14 years with a history of traumatic injuries of permanent teeth who had applied for a referral from a dental surgeon or orthodontist. 9 patients had previously been diagnosed