

УДК 620.172.311.3

Є.І. Овчаренко<sup>1</sup>, Р.О. Терлецький<sup>2</sup>, О.П. Заховайко<sup>1</sup>, М.С. Шидловський<sup>1</sup><sup>1</sup> – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна<sup>2</sup> – Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

### Установка для тривалих випробувань на стирання ендопротезів скронево-нижньощелепних суглобів

При деструктивно-дегенеративних захворюваннях скронево-нижньощелепних суглобів, таких як остеоартроз, анкілоз, травматичні пошкодження та ін., основним методом лікування є заміна суглоба штучними конструкціями – ендопротезами для відновлення його функції. Моделювання (рис. 1) та виготовлення ендопротезів відбувається з використанням новітніх технологій, а вибір матеріалу включає в себе сучасні полімери та титанові сплави, хоча питання вибору матеріалів досі залишається предметом дискусії.

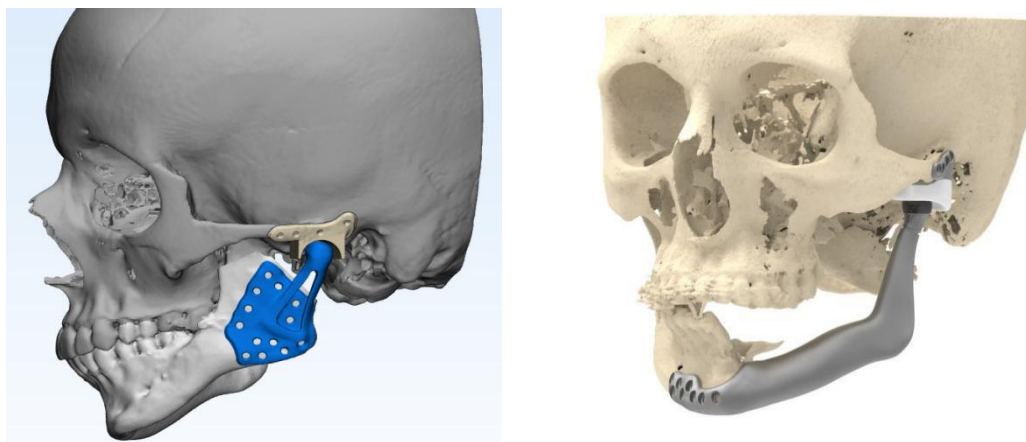


Рис. 1. Ендопротези на стадії моделювання

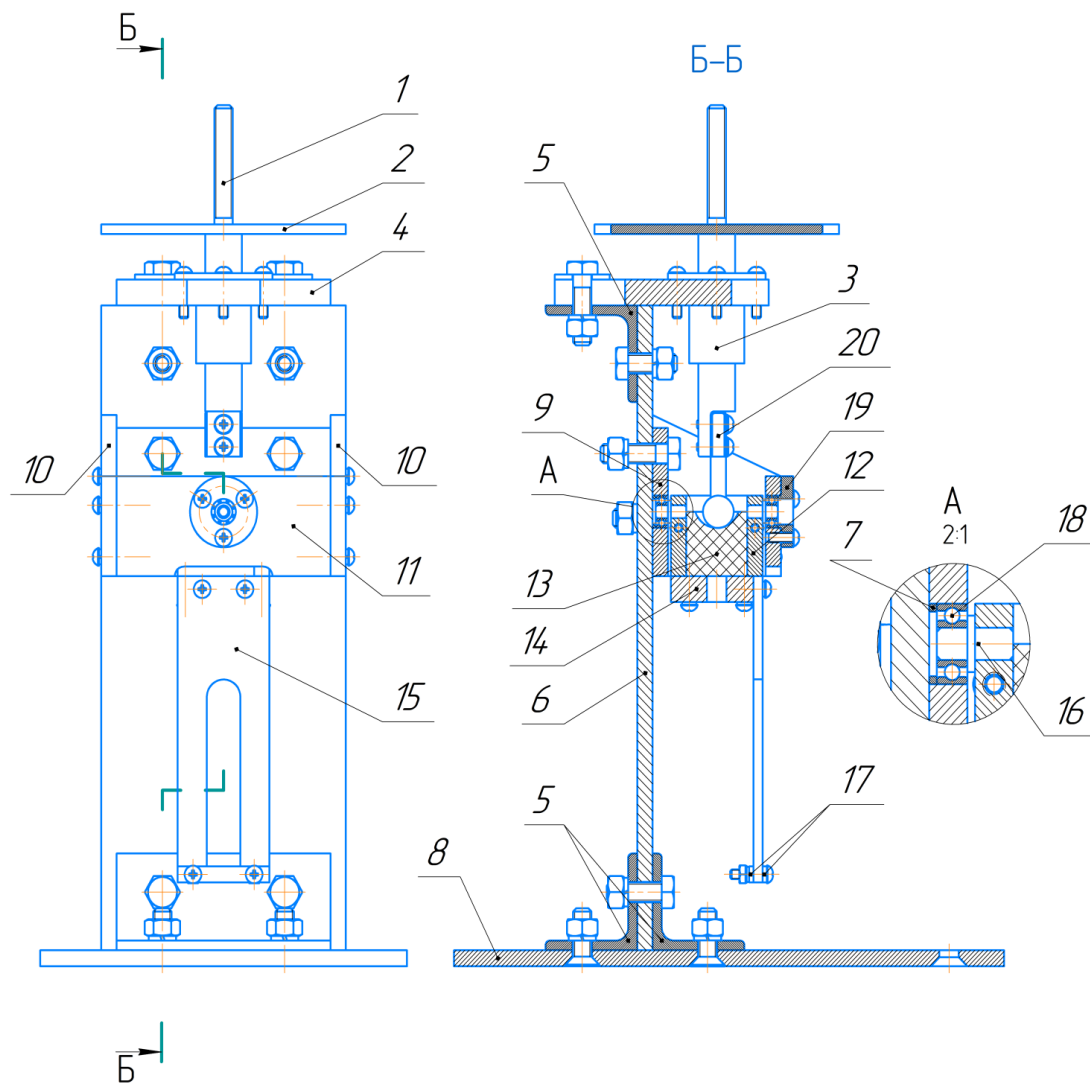
Створення ендопротезів з використанням полімеру РЕЕК (Poly-ether-ether-ketone) для виготовлення нижньощелепної ямки скроневої кістки та сплаву титану Ti-6Al-4V Grade 5 для виготовлення головки нижньої щелепи є достатньо новим поєднанням, яке показує обнадійливі результати відносної зносостійкості. Характеристики цих матеріалів та технологія виготовлення деталей з них наведені в роботах [1, 2, 3]. Крім того, ендопротези виготовлені із запропонованого сплаву є більш економічно доцільними у порівнянні з аналогами, виготовленими зі сплаву кобальту-хрому-молібдену (ASTM F1537),

ELI титану 6Al-4V (ASTM F136) та поліетилену надвисокої молекулярної маси (ASTM F648).

З 2015 року в Україні вже проведено лікування 13 пацієнтів в реабілітації яких використовували ендопротези, виготовлені за даним принципом. Однак на даний момент залишається дискусійним питання реакції м'яких тканин на мікрочастинки матеріалів, що використовуються при їх виготовленні. І якщо в літературі широко описана взаємодія вільних часточок титану з оточуючими тканинами, то щодо РЕЕК інформація доступна лише у відношенні конструкцій, що перебувають у статичних взаємовідносинах з кістковою тканиною. Даних щодо зношуваності елементів динамічної системи, виготовлених з даного полімеру при його контакті з титаном немає.

Для дослідження зношуваності штучної суглобової ямки з РЕЕК та отримання продуктів стирання для подальшої їх медико-біологічної оцінки була спроектована та виготовлена установка, призначена для проведення довготривалих випробувань на стирання зразків ендопротезів при взаємодії титанового сплаву Ti-6Al-4V Grade 5 з полімером РЕЕК. Складальне креслення установки показано на рис. 2

Установка являє собою жорстку опорну стійку з закріпленими на ній поворотною системою та навантажувальним пристроєм. Поворотна система складається з куліси 15 та затискача 12 для фіксації полімерного вкладиша з ямкою 13. Навантажувальний пристрій складається з напрямної 3, жорстко з'єднаної з опорною стійкою 6 за допомогою пластини 4, яка має пази для можливості центрування зразка відносно ямки, прокатного кутника 5, та натискного стержня 1 з платформою для вантажів 2, який переміщується в напрямній у вертикальному напрямку. Нижній кінець натискного стержня споряджений затискачем, в якому фіксується зразок 20 головки нижньощелепної кістки з титанового сплаву. Верхній кінець має різьбу, необхідну для фіксації вантажу гайкою. Стандартні вузли та кріпильні елементи установки добирались згідно з рекомендаціями [4].



10

Рис. 2. Складальне креслення установки: 1 – стержень; 2 – платформа для вантажів; 3 – напрямна; 4 – пластина; 5 – прокатний кутник; 6 – опорна пластина; 7 – втулка; 8 – кріпильна пластина; 9 – задня пластина поворотної системи (ПС); 10 – бокова пластина ПС; 11 – передня пластина ПС; 12 – затискач для вкладиша; 13 – полімерний вкладиш (ямка); 14 – нижня пластина ПС; 15 – куліса; 16 – штифт; 17 – поперечина; 18 – підшипник; 19 – кришка; 20 – зразок.

Куліса 15 із зафіксованим вкладишем з ямкою 13 повертається на максимальний кут  $13^\circ$  від нульового положення відносно осі обертання, що проходить через центр кривини ямки вкладиша та центр кривини головки нижньощелепної кістки 20, закріпленої в натискному стержні 1. Цей поворот імітує відносний рух елементів ендопротеза скронево-нижньощелепного суглоба. Для зменшення тертя було встановлено два підшипники 18 марки SMB MR104Z, які гарантовано витримують задані статичні навантаження. Куліса

приводиться в рух за допомогою синхронного електродвигуна СД-54 (на рис. 3 показана модель з встановленим редуктором, яким споряджається електродвигун). Сила тиску на поверхні контакту між головкою суглоба і ямкою регулюється змінними вантажами, розміщеними на платформі 2 натискного стержня 1, що імітує реальне максимальне навантаження в суглобі.

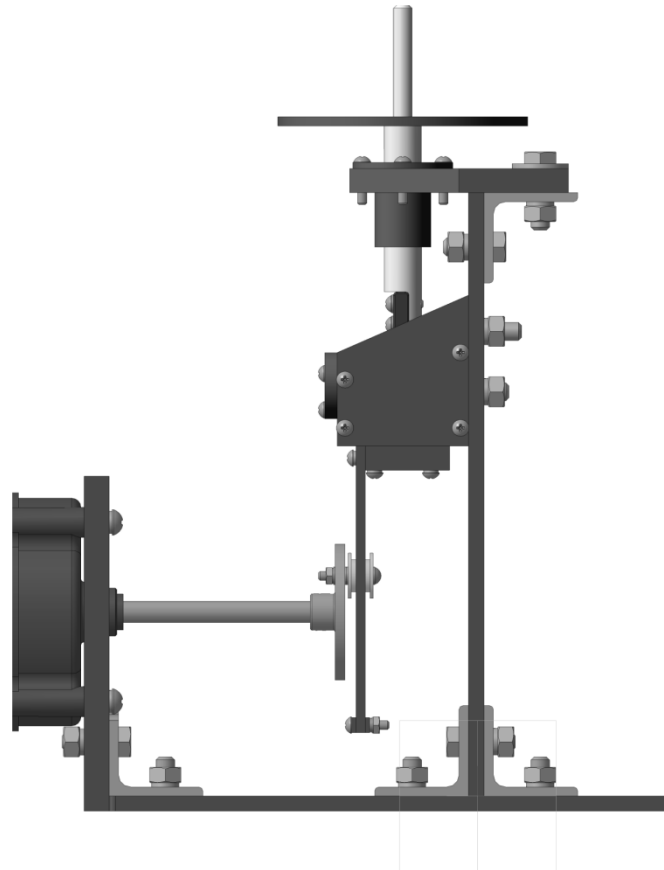


Рис. 3. Модель установки із встановленим редуктором електродвигуна СД-54.

Для оцінки зносостійкості та отримання продуктів зносу з метою їх подальшого дослідження, зокрема вимірювання розмірів отримуваних часточок, випробувальний зразок ендопротезу фіксується в навантажувальному та поворотному пристроях установки, як показано на рис. 2. Після запуску двигуна диск з привідним пальцем, встановлений на валу редуктора (див. рис. 3), приводить в зворотно обертальний рух кулісу 15 (рис. 2). При цьому полімерний вкладиш 13 з ямкою обертається відносно нерухокої головки нижньощелепної кістки 20. Сила нормального тиску з боку вантажів, розміщених на платформі 2 стержня 1, викликає силу тертя на поверхні контакту між ямкою та головкою нижньощелепної кістки. Після наробітку

встановленої кількості циклів випробувань вкладиш з ямкою виймається з гнізда поворотної системи, а продукти зносу видаляються для подальшого аналізу. Величина зносу елементів зразка ендопротезу оцінюється за зміною їх ваги, яку визначають до та після випробувань.

З метою перевірки установки на роботоздатність та відпрацювання методики експерименту були проведені тестові випробування з використанням полімерних зразків, виготовлених за спрощеною технологією з метою зменшення їх вартості. При цьому форма та розміри поверхонь контакту були збережені і відповідали реальним. Моделі цих зразків зображені на рис. 4.

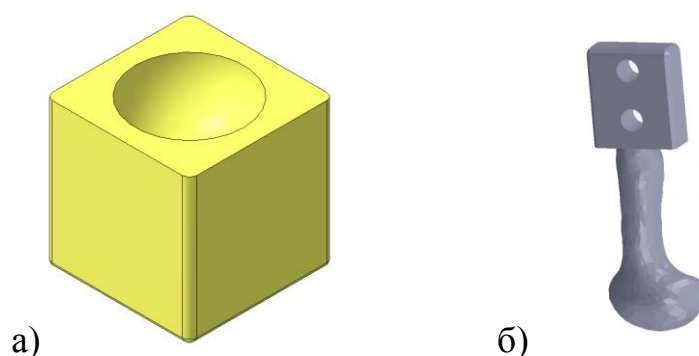


Рис. 4. Моделі вкладиша з ямкою (а) та головки нижньощелепної кістки (б)

#### Висновки:

Була спроектована та виготовлена установка, яка дозволяє моделювати умови роботи ендопротезів скронево-щелепних суглобів з метою оцінки зносостійкості їх елементів при дії функціональних навантажень на суглоб. Результати тестових випробувань підтвердили придатність установки для проведення тривалих випробувань на стирання контактних поверхонь моделей головки нижньощелепної кістки та ямки суглоба.

#### Список використаних джерел

1. Abid Haleem, Mohd Javaid. Polyether ether ketone (PEEK) and its 3D printed implants applications in medical field / A. Haleem, M. Javaid. // Clinical Epidemiology and Global Health. – 2019. – С. 571–577.
2. <http://balticimplants.eu/patient-specific-medical-devices/process/>
3. <https://www.3dsystems.com/>
4. Анурьев В.И. Справочник конструктора машиностроителя: в 3 т. / ред. И. Н. Жесткова – Москва : Машиностроение. 2001