

ПРОЕКТУВАННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕМЕНТІВ ОСНАСТКИ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЕНДОПРОТЕЗУ КОЛІННОГО СУГЛОБА

*Мірошниченко О.В. к.т.н., доцент,
oleksandr.miroshnychenko@donntu.edu.ua;
Сергієнко В.А. магістрант
ДонНТУ, м. Луцьк, Україна*

Щорічно, кількість операцій загальної заміни колінного суглоба становить близько 500 тисяч. Тільки в Україні заміни колінного суглобу потребує близько 10 тисяч людей щороку.

Тотальне ендопротезування є ефективним засобом хірургічного лікування, спрямованим на усунення больового синдрому та покращення функції при захворюваннях та наслідках травм колінного суглоба. Дослідження результатів первинного ендопротезування вказують на 10-річний термін служби штучного суглоба у 90% випадків, 25-річний – 80% [1].

Проблема пошуку найбільш ефективного лікування ушкоджень колінного суглоба займала ортопедів давно та поступово трансформувалася в ідею його заміни на штучний [1,2,3]. Тотальне ендопротезування колінного суглоба при дегенеративно-дистрофічних процесах було і залишається єдиним радикальним методом відновлення їхньої функції.

На тлі покращення хірургічної техніки, постійно вдосконалюються імплантати: для їх виготовлення використовують міцні сплави з найкращою біосумісністю, дизайн розраховується за допомогою математичних моделей, вузли тертя проходять тривалі стендові випробування, що призводить до появи нових зносостійких пар тертя. Всі ці нововведення спрямовані на поліпшення якості ендопротезів, на їх довговічність та нешкідливість для організму пацієнтів [3,4]. Матеріали пар тертя повинні мати такі властивості: мінімальну кількість виникнення частинок зносу, біологічно нейтральну поведінку їх у організмі та низький коефіцієнт тертя [5]. Основним матеріалом для виготовлення елементів ендопротезів є титанові сплави. Однією з основних проблем титану є його низька теплопровідність. У цьому металі лише відносно мала частина тепла, що виробляється, відводиться разом зі стружкой. У порівнянні з іншими металами, при обробці титану більший відсоток тепла передається на інструмент. У зв'язку з чим, основна мета роботи полягає в мінімізації механічної обробки металорізальним інструментом. А формоутворення поверхонь елементів ендопротезів з високою точністю необхідно забезпечити на етапі отримання заготовки.

На першому етапі, були створені 3D-моделі цементного ендопротезу, рис. 1. На другому етапі були розроблені елементи прес-форм для виготовлення складових елементів ендопротеза, за допомогою програми SolidWorks. На рис.2 представлена прес-форма для виготовлення гомілко-

вого ендопротеза. Для проектування прес-форми були розраховані необхідні ухили на стінках деталі, а також габаритні розміри матриці та пуансона.

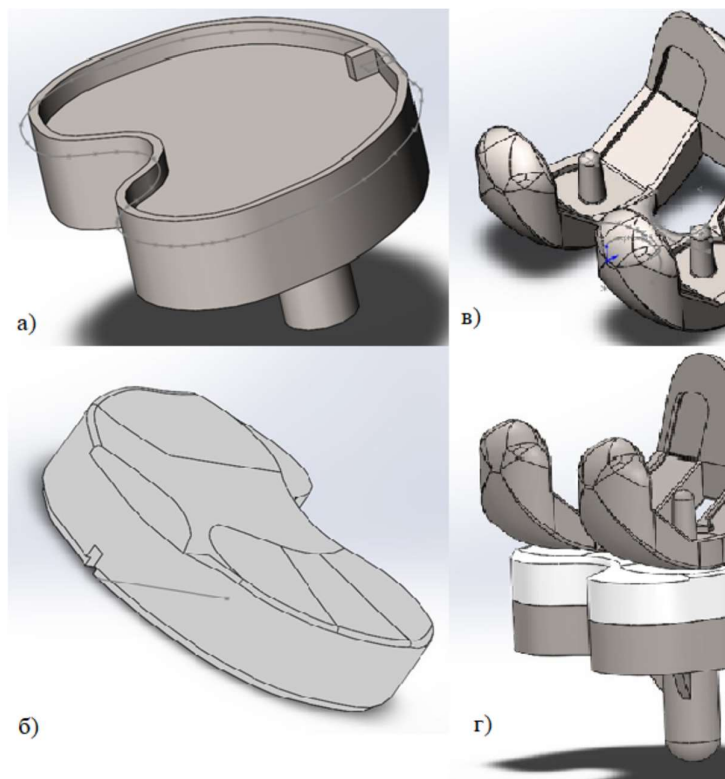


Рисунок 1. 3D-модель цементного ендопротезу: а — гомілковий компонент, б — вкладиш, в — стегновий компонент, г — складальна одиниця ендопротезу

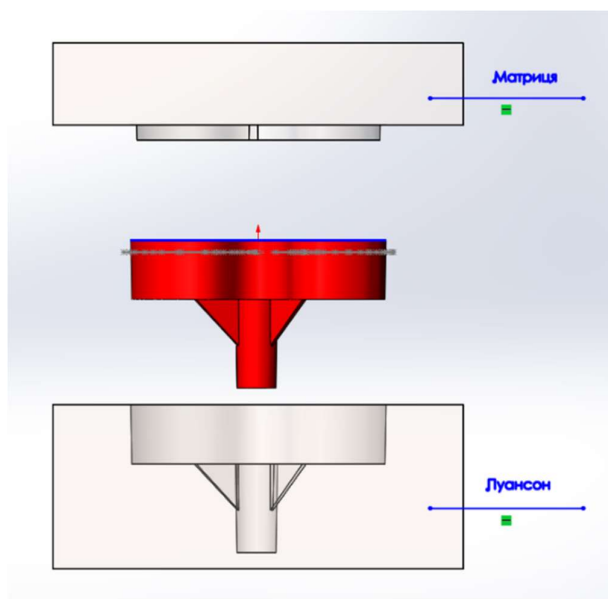


Рисунок 2. 3D-модель прес-форми

На третьому етапі були розраховані траєкторії руху фрези при обробці робочих поверхонь прес-форм. Для розрахунків використовували САМ-систему PowerMill.

Для аналізу ефективності фрезерування, були обрані наступні стратегії обробки: вибірка 3D моделі зсувом; вибірка 3D моделі растром; вибірка 3D моделі зсувом моделі; вибірка 3D моделі Vortex. Ефективність оцінювалась за критеріями мінімальних часу обробки та холостих ходів.

Вибірка 3D-моделі призначена для того, щоб швидко видаляти надлишки матеріалу із заготовки та зводити холості ходи до мінімуму. Траєкторії обробки зсувом добре працюють із дном кишень. Вибірка зсувом хороша при ви-

сокошвидкісній обробці. Високошвидкісна обробка Vortex дає рівномірне навантаження на інструмент за рахунок збільшеного числа прискорених переміщень повітрям поперек компонента.

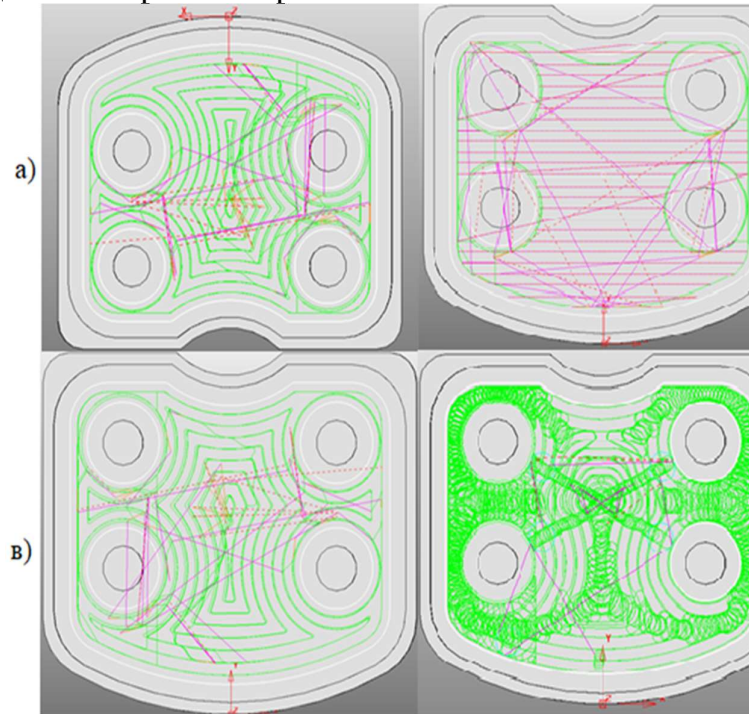


Рисунок 3. Траєкторії обробки робочої поверхні прес-форми:
а — вибірка 3D моделі зсувом; б — вибірка 3D моделі растром;
в — вибірка 3D моделі зсувом моделі; г — вибірка 3D моделі Vortex.

Аналіз статистичних даних, показав, що найкращими стратегіями обробки є вибірка 3D моделі зсувом моделі та вибірка 3D моделі зсувом. Машинний час обробки при використанні стратегій вибірка 3D моделі зсувом моделі та вибірка 3D моделі зсувом зменшується у 2 рази в порівнянні зі стратегією вибірка 3D моделі растром, та у 3 рази в порівнянні зі стратегією вибірка 3D моделі Vortex.

Однак слід зазначити, що всі 4 дослідження проводились при однакових режимах різання ($V=150$ м/хв; $s_Z=0,05$ мм/зуб), діаметр фрези 5 мм. За таких режимів різання вибірка 3D моделі Vortex неефективна у зв'язку з тим, що вона призначена виключно для високошвидкісного фрезерування. «Вибірка 3D моделі» растром виявилась також неефективною у зв'язку з тим, що вона призначена для роботи на відкритих площинах.

Література

1. Bozic, K.J. The epidemiology of revision total knee arthroplasty in the United States. / K. Bozic et al. // Clin. Orthop. 2010. – Vol. 468. – P. 45-51. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-0945-0>
2. Manzotti, A. Relationship between cutting errors and learning curve in computer-assisted total knee replacement / A. Manzotti- et al. // Int. Orthop. 2010. – Vol. 34, N 5. – P. 655-662. <https://doi.org/10.1007/s00264-009-0816-z>
3. Ferguson K.B. A comparison of lateral release rates in fixed- versus mobile-bearing total knee arthroplasty. / K. Ferguson - et al. // J Orthop Traumatol. 2015.; Vol. 16, – P. 87-90. <https://doi.org/10.1007/s10195-015-0338-y>

4. Huang, T.W. CAS-TKR may restore mechanical axis in cases of significant femoral bowing / T.W. Huang et al. // J. Bone Joint Surg. 2011. – Vol. 93 – B. – P. 345-350. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B3.25990>

5. Jasty M., Maloney W. J., Bragdon C. R., Haire T., Harris W. H. 'Histomorphological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components.' J. Bone Joint Surg. Am. Vol. 72 (8) (1990): P. 1220–1229.

Анотація

При виготовленні компонентів ендопротезу найкращими стратегіями обробки виявились «Вибірка 3D моделі зсувом моделі» та «Вибірка 3D моделі зсувом». Ці дві стратегії дають найменший час холостих переміщень та найменший основний час обробки. Машинний час обробки при використанні стратегій «Вибірка 3D моделі» зсувом моделі та «Вибірка 3D моделі» зсувом зменшується у 2 рази в порівнянні зі стратегією «Вибірка 3D моделі» растром, та у 3 рази в порівнянні зі стратегією «Вибірка 3D моделі» Vortex.

Ключові слова: фрезерування, стратегія, ендопротез, холості ходи, машинний час.

Abstract

When manufacturing endoprosthesis components, the best processing strategies were "Selection of 3D model by model shift" and "Selection of 3D model by shift". These two strategies give the lowest idle time for the lowest core processing time. Machine processing time when using the strategies "3D model selection" by model shift and "3D model selection" by shift is reduced by 2 times compared to the "3D model selection" raster strategy, and by 3 times compared to the "3D model selection" strategy Vortex.

Keywords: milling, strategy, endoprosthesis, idle movements, machine time.