

УДК 621.923.12

**Н.О. МЕЛЬНИК-КАГЛЯК,**

**С.В. СОХАНЬ**, д-р техн. наук, Київ, Україна

## **НАУКОВІ ПЕРЕДУМОВИ АЛМАЗНОГО ШЛІФУВАННЯ ТОНКОСТІННОЇ ОБОЛОНКИ З КЕРАМІКИ АБО САПФІРУ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ БАГАТОШАРОВОЇ ГОЛОВКИ ПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ ЛЮДИНИ**

Виготовлення протезів головок кульшових суглобів з підвищеними експлуатаційними характеристиками, є актуальною задачею. Підвищення цих характеристик можна досягти за рахунок виготовлення головок багатошарової конструкції. Для виготовлення даної конструкції, розроблено кінематичну схему алмазного шліфування, згідно з якою було виконано моделювання схеми контакту «інструмент-заготовка». Проведено моделювання напружено-деформованого стану головки багатошарової конструкції, визначено мінімальну товщину керамічної (сапфірової) оболонки. Визначено номенклатуру шліфувального інструменту, придатного для виготовлення оболонок стандартного розмірного ряду. Досліджено область варіації взаємного розміщення інструмента та заготовки під час обробки. Експериментально встановлені силові параметри процесу обробки за умови сталості величини зрізаного об'єму.

**Ключові слова:** протези головок кульшових суглобів, алмазне шліфування

Повышение эксплуатационных характеристик и срока службы протезов головок тазобедренных суставов, безусловно, является актуальной задачей. Достичь улучшения упомянутых характеристик возможно за счет изготовления головок многослойной конструкции. Для изготовления данной конструкции была разработана кинематическая схема алмазного шлифования, согласно которой было выполнено моделирование схемы контакта «инструмент-заготовка». Проведено моделирование напряженно-деформированного состояния головки многослойной конструкции, определена минимальная толщина керамической (сапфировой) оболочки. Определена номенклатура шлифовального инструмента, пригодного для изготовления оболочек стандартного размерного ряда. Исследована область вариации взаимного размещения инструмента и заготовки при обработке. Экспериментально определены силовые параметры процесса обработки при условии стабильности величины срезаемого объема.

**Ключевые слова:** протезы головок тазобедренных суставов, алмазное шлифование

Production head of hip joints prosthesis with high performance, is an urgent task. Improving these characteristics can be achieved by making heads multilayer construction. To produce this design, kinematic scheme of diamond grinding was developed, under this scheme was carried out modeling of contact "tool-workpiece". The modeling of stress-strain state heads multilayer structures was developed, minimum thickness of ceramic (sapphire) shell was defined. Range of tools suitable are defined for making shells standard size range. Fields of mutual accommodation tool and workpiece variations during machining were investigated. The power machining parameters were experimentally investigated in subject to stability values of treated volume.

**Keywords:** head of hip joints prosthesis, diamond grinding

### **Актуальність**

Виготовлення тонкостінних сферичних оболонок з важкооброблюваних матеріалів (сапфір, цирконієва кераміка, композити на їх основі) є

актуальною задачею. Першочергово, потреба у виготовленні таких оболонок з'являється під час реалізації нової багатошарової конструкції протезу головки кульшового суглобу, представленої в наших попередніх роботах [1].

На сьогоднішній день, кількість випадків захворюваності суглобів, що вимагають подальшого оперативного втручання стало збільшується. Разом з тим фіксується зменшення середнього віку людей, що страждають на згадані проблеми. Дана тенденція змушує медиків закликати населення вести здоровий та більш рухомий спосіб життя, що має пригальмувати цю тенденцію, але має довгострокову перспективу, що не усуває нагальної потреби в довговічній парі тертя, для використання її в конструкціях ендопротезів суглобів. Більше того, є необхідність у розробці компонентів пар тертя для застосування в ендопротезуванні, які могли б витримати більш високі навантаження [2], для молодих та рухливих пацієнтів. В умовах нестабільності та бойових дій, дане питання гостро постало і для України. Тому, питання виготовлення ендопротезів з підвищеними експлуатаційними властивостями загалом, та виготовлення тонкостінних сферичних оболонок з важкооброблюваних матеріалів для багатошарової головки протезу кульшового суглобу зокрема, є актуальними задачами, яким слід приділити особливу увагу.

### **Вступ**

Підвищеним вимогам до функціональних властивостей та навантажень на головку протезу кульшового суглобу може задовольнити головка багатошарової конструкції [1]. Дана головка складається зі зносостійкої тонкостінної ( $\delta \geq 3$  мм) оболонки з сапфіру або кераміки ззовні й серцевини з металу (рис. 1). Така конструкція дозволяє реалізувати модульний принцип приєднання головки до ендопротезу на базі конусного посадкового з'єднання метал-метал [3], усунувши негативний вплив на зносостійку оболонку розтягувальних напружень від посадки ніжки в головку ендопротезу.

Однак, реалізація багатошарової конструкції потребує вирішення ряду наукоємних завдань, зокрема пов'язаних з виготовленням тонкостінної сферичної оболонки з сапфіру чи кераміки. Спосіб [4] виготовлення такої оболонки передбачає використання процесу шліфування кінцевим алмазним інструментом для формування внутрішньої сферичної поверхні. Оскільки і оксидна кераміка, і сапфір відносяться до важкооброблюваних матеріалів, процес виготовлення з них тонкостінної оболонки шліфуванням, вимагає застосування інструменту з надтвердих матеріалів. Виходячи з фізико-механічних властивостей оброблюваних матеріалів, доцільно використовувати алмазний інструмент. При чому, слід пам'ятати, що зношування інструменту буде позначатися на точності оброблення.

Окрім того, необхідно встановити товщину оболонки, достатню для надійної роботи в умовах експлуатаційних навантажень; визначити діапазон

розмірів інструментів та їх робочих рухів для гарантованого формування заданої поверхні; напрацювати підходи для реалізації обробки з контрольованими параметрами якості (товщина тріщинуватого шару).

Виходячи з вищезазначеного, мету даної роботи можна сформулювати наступним чином: розробити наукове обґрунтування процесу алмазного шліфування тонкостінної сферичної оболонки з кераміки та сапфіру, зокрема її внутрішньої сферичної поверхні для виготовлення багатшарової головки протезу кульшового суглобу.

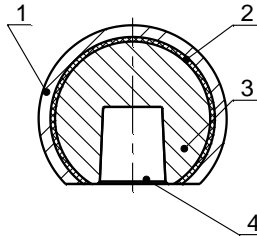


Рисунок 1 – Головка протезу кульшового суглобу багатшарової конструкції:  
1 – зовнішня оболонка з кераміки, або сапфіру, 2 – технологічний прошарок,  
3 – металева серцевина, 4 – конічний отвір

### Постановка задачі для моделювання процесу оброблення

Загалом у протезуванні кульшових суглобів, використовують типовий ряд найуживаніших розмірів головок протезів (рис. 2), а саме:  $\varnothing 28$  мм (з висотою сфери 24,5 мм),  $\varnothing 32$  мм (28 мм),  $\varnothing 36$  мм (30 мм),  $\varnothing 36$  мм (32 мм),  $\varnothing 40$  мм (32 мм),  $\varnothing 40$  мм (34 мм).

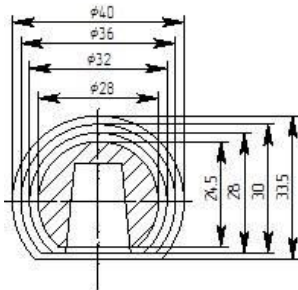


Рисунок 2 – Типорозміри головок кульшових ендопротезів

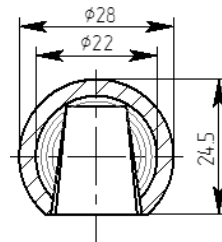


Рисунок 3 – Геометрична форма припуску

Враховуючи особливість геометричної форми оброблюваної поверхні (рис. 4), процес оброблення потребує складних формотворних рухів, і за

рахунок складної досяжності окремих оброблюваних ділянок потребує накладання додаткових обмежень у виборі інструменту.

Раціональний підхід до процесу формотворення внутрішньої сферичної поверхні у сапфіровій або керамічній заготовці алмазним шліфуванням полягає, на наш погляд, у стабілізації об'єму зрізаного припуску за одиницю часу, за рахунок керування подачею.

В даний час, існує два метода для планування керування подачею: один базується на MRR (Material Removal Rate), інший базований на силі різання.

Lan [5] запропонував математичну модель і критерії прийняття рішень з метою досягнення оптимального управління MRR. Yazar [6] виконує оптимізацію подачі, базуючись на обрахунку сили різання в 3-осьовому фрезеруванні штампів та прес-форм. Baek та інші [7] сфокусувалися на пошуку оптимальної подачі для торцевого фрезерування з метою максимізації MRR з обмеженням поверхневої шорсткості. Liu [8] запропонував теоретичну динамічну модель сили різання для фрезерування кінцевими фрезами. Taunsi [9] інтегрував динаміку приводу подачі з плануванням траєкторії (за мінімальний час) для того, щоб досягти бажаної подачі у відповідному положенні. Li [10] вивчав питання оптимізації швидкості подачі для варіанту процесу фрезерування, спираючись на розрахунки сили різання.

Вищезгадані наукові праці, а також [11] розроблені для швидкісного оброблення металів фрезеруванням, описують ідею, яка являється основоположною для розробки підходу керування подачею під час процесу шліфування абразивним інструментом надтвердого матеріалу Цей процес має свої особливості та свою систему обмежень, пов'язану із обробленням крихкого матеріалу і зношуванням інструменту.

Огляд літературних джерел показав, що існують численні спроби задіяти методи моделювання і симулювання процесів шліфування для отримання вичерпного уявлення про можливі шляхи керування процесом оброблення. За допомогою методів кінцевих елементів, молекулярно-динамічних моделей одиничного зерна, моделі процесу проектування на основі штучних нейронних мереж, моделей на основі законів та знань, аналітичних моделей, а також моделей регресії можна описати ефекти теплового, хімічного, динамічного і механічного процесів. Особливо великий потенціал для покращення розуміння процесу шліфування мають кінематично-геометричні моделі, через їх спрощений розгляд основних закономірностей процесу.

Для процесу шліфування алмазним інструментом внутрішньої сферичної поверхні накладемо наведені нижче обмеження. У крихких неметалевих матеріалів, таких як технічна кераміка, навіть м'які режими оброблення при шліфуванні призводять до утворення мікротріщин на поверхні, що оброблюється, що знижує міцність даних матеріалів. Після механічного оброблення матеріал деталі послаблений дефектами двох видів: структурними, що обумовлені технологією виготовлення заготовки (не враховуються у нашій системі), і оброблюваними, викликані дією (силовою та тепловою) ріжучого інструмента при механічному обробленні. Тому,

одним з основних критеріїв контролю якості отриманої поверхні буде величина тріщинуватого шару.

Одна з цільових функцій – це забезпечення постійного об'єму зрізаного шару на кожному кроці. Для цього приймаємо за константу величину MRR. Забезпечення постійного об'єму зрізаного матеріалу відбувається за рахунок керування подачею, яка в свою чергу корелює величину сили різання.

Отже, постановка задачі виглядає наступним чином. Отримати діапазон значень величини подачі для забезпечення максимально допустимого об'єму зрізаного матеріалу за одиницю часу, задовольняючи умови точності. Система обмежень складається з обмеження допуском на виконуваний розмір  $T_d$  (відхилення має бути меншим або рівним допуску, даний показник залежатиме від величини зношування інструмента), обмеження сили різання (обмеження обумовлене величиною тріщинуватого шару), а також умовою не від'ємності відповідних складових.

Разом з тим в наведеній моделі не враховуються наступні фактори: коливання системи, термічна складова процесу різання, можливі термохімічні удари, дія залишкових напружень в оброблюваному матеріалі та їх розміщення.

Під час оброблення внутрішньої сферичної поверхні у різального інструменту на окремих ділянках траєкторії задіяна лише торцева частина, тоді як на інших в інструменті працює як торцева так і периферійна частини. Дані складні взаємодії (рис. 4) враховуватимуться за результатами експериментального дослідження. Кінематична схема оброблення представлена на рис. 5.

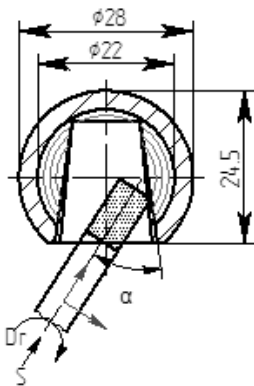


Рисунок 4 – Врахування кута нахилу інструмента протягом процесу оброблення

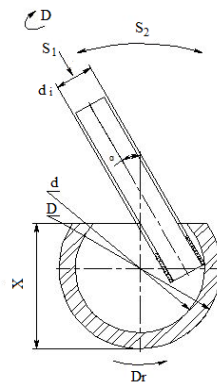


Рисунок 5 – Кінематична схема оброблення

Реалізація розробленої моделі дозволить за рахунок керування подачею забезпечити стабільність величини зрізуваного шару, і, як наслідок, не перевищити допустиму товщину тріщинуватого шару внутрішньої сферичної поверхні цирконієвої кераміки та сапфіру алмазним шліфуванням.

### **Моделювання**

#### *М 1.1 моделювання напружено-деформованого стану*

Дослідження напружено-деформованого стану двошарової головки ендопротезу кульшового суглобу, яке проводилося методом скінчених елементів у програмі ANSYS 14.5.7, показало, що найбільші напруження виникають у сапфіровому шарі головки у її верхній частині та на контактній поверхні титанового шару головки.

Основними найбільш впливовими конструктивними факторами на навантажувальну здатність ендопротезу є товщина головки, зазор між вкладишем та головкою, довжина конусу посадкового отвору, кут конусу посадкового отвору. Товщина сапфірової оболонки головки є найбільш впливовим фактором з усіх названих. Дослідження показало, що товщина оболонки в межах 2-3 мм забезпечує міцність головки з коефіцієнтом запасу більше 2.

#### *М1.2 Моделювання оброблюваності внутрішньої сферичної поверхні інструментами різного діаметру.*

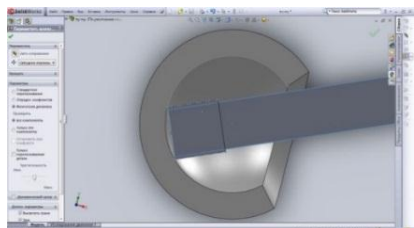
Проведене, за прийнятою кінематичною схемою оброблення (рис. 5), моделювання процесу дозволило встановити номенклатуру діаметрів кінцевого інструменту, які дозволяють обробити внутрішню сферичну поверхню. Головку Ø36 мм (**X=30 мм**) з товщиною стінки 3 мм, 4 мм і 5 мм ми можемо обробити алмазним інструментом Ø9 мм, а головку Ø40 мм (**X=32 мм та X=34 мм**) з товщиною стінки від 3мм до 6мм – інструментом діаметрами Ø10 мм, Ø12 мм, Ø14 мм відповідно. Однак, при моделюванні обробки головки Ø28 мм (**X=24,5 мм**), яка вважається найуживанішою, спостерігалось утворення сірої зони, обробити яку без заміни інструменту, чи взаємного положення інструменту та деталі, виявилось не можливо. При моделювання проходжуваності інструментами Ø5 мм і Ø6 мм, також присутня сіра зона (рис. 6), розміри якої: при товщині стінки 3мм – від 1,45 до 1,7 мм, а при товщині стінки 4мм – від 1,667 до 1,98 мм відповідно.

Моделювання показало присутність зони (рис. 6, в – сіра зона), яка за рахунок своєї кривизни не дозволяє повністю себе обробити. Дана зона знаходиться на початку схеми оброблення і не перевищує 3мм. По результатам напружено-деформованого стану конструкції буде прийняте рішення, щодо подальших дій пов'язаних з сірою зоною.

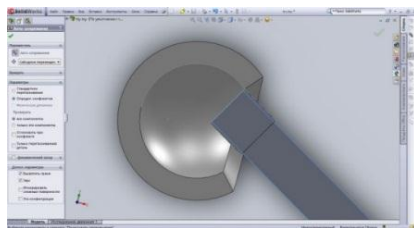
#### *М1.3 Моделювання діапазону оброблення для визначення можливих кутів нахилу інструменту відносно заготовки.*

Для проведення попереднього експерименту, що враховував би залежність сили різання від подачі та величини площі контакту інструменту з

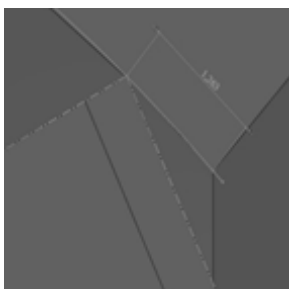
оброблюваним матеріалом, було виконано моделювання кутів нахилу інструменту відносно заготовки в різних точках траєкторії. Моделювання полягало в наступному: для головки  $\varnothing 28$ мм було визначено допустиму товщину стінки оболонки, яка склала 3мм. Виходячи з величини стінки оболонки та майбутнього конусного посадкового отвору було визначено об'єм матеріалу, який потребує видалення, для подальшого заповнення порожнини металом. На даний припуск було накладено траєкторію оброблення з кроком ( величиною припуску) 0,5 мм (рис. 7).



а)



б)



в)

Рисунок 6 – Моделювання оброблення:

- а) початок оброблення,
- б) завершення оброблення (варіант з позитивним результатом),
- в) ділянка, яка не підпадає під оброблення на початку траєкторії руху в разі неправильного вибору інструмента

Згідно з накладеної траєкторії оброблення проведено моделювання процесу шліфування інструментом  $\varnothing 6$ мм і виміряно величини кутів нахилу осі інструменту до нормалі сфери в точках контакту. Для проведення вимірювань було виділено 6 характерних точок (рис. 7). Характерні точки обиралися в залежності від їхнього розташування на сфері, в місцях, в яких очікуються різкозмінні результати, а саме точка 1 та 6 в кінці та на початку

руху інструмента відповідно, точки 2-5 було обрано рівновіддалено по траєкторії. Результати вимірювань наведені в табл. 1.

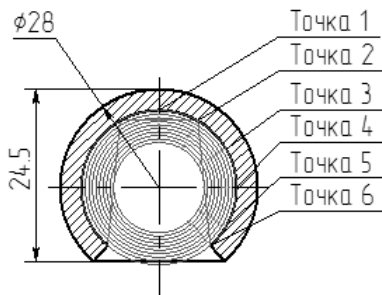


Рисунок 7 – Врахування кута нахилу інструмента протягом процесу оброблення.

Таблиця 1 – Моделювання кута нахилу інструмента до нормалі поверхні сфери

Сфера: $\phi 28$ мм, $X=24,5$ мм, $t=3$ мм, Інструмент: $\phi 6$ мм	Кут $\alpha$					
	Точка 1	Точка 2	Точка 3	Точка 4	Точка 5	Точка 6
Траєкторія 1	15.58-22.03	17.01-37.34	24.06 - 52.78	41.64-65.63	61.28-80.68	75.52-90.00
Траєкторія 2	16.75-22.05	16.69-37.38	24.89-52.49	42.36-65.74	62.91-80.83	77.98-90.00
Траєкторія 3	17.55-22.13	18.03-37.55	25.54-52.72	42.90-65.59	64.15-80.65	79.48-90.00
Траєкторія 4	18.57-22.65	18.44-37.62	26.83-53.84	44.44-65.71	65.66-80.34	81.60-90.00
Траєкторія 5	19.21-22.50	19.69-37.44	27.67-53.25	44.93-65.74	67.31-80.85	83.40-90.00
Траєкторія 6	20.87-22.85	21.75-37.87	28.80-53.57	46.03-65.61	69.05-80.99	85.38-90.00
Траєкторія 7	22.26-22.75	22.17-37.90	29.78-50.85	47.40-65.59	70.62-80.71	87.44-90.00
Траєкторія 8	f	23.73-38.07	31.43-50.84	48.40-65.76	72.55-81.08	89.48-90.00
Траєкторія 9	f	26.39-38.15	32.95-50.72	50.16-65.49	73.92-80.65	f
Траєкторія 10	f	28.02-38.45	34.95-50.39	53.60-65.85	76.84-80.66	f

Дані виміри наглядно демонструють очевидну поліваріантність процесу без обмежень в русі, окрім заданої траєкторії. Тому, для отримання



оптимальних (за продуктивністю) режимів різання, що дозволяють отримати прийнятної точності деталь, потрібна система обмежень руху, яка забезпечує однозначний варіант руху по заданій траєкторії. Згідно якої для кожної точки зони контакту інструменту з оброблюваним матеріалом, виконується розрахунок площі контакту. Перш за все це будуть обмеження викликані сталою величиною державки інструмента, математичним рівнянням руху точки на інструменті, що рухається вздовж траєкторії. Дані розрахунки слугуватимуть вхідною інформацією для встановлення залежностей сил різання та швидкості знімання припуску, тобто розрахунку математичної моделі процесу.

### Експериментальні дослідження

Для врахування залежностей сили різання від площі контакту (що регулюється за рахунок зміни кута нахилу різального інструменту  $\alpha$ ) та сила різання від подачі (при визначених кутах нахилу інструмента  $\alpha$  та величині припуску  $t$ ), в розрахунку наведеної моделі було проведено першу серію експериментальних вимірів сили різання при шліфуванні плоского зразка кераміки ( $ZrO_2$  (+  $HfO_2$ )) алмазним інструментом за схемою обробки зображеною на рис. 8

Експерименти були проведені на шліфувальному верстаті з ЧПК моделі OMM64SCE02 (рис. 9).

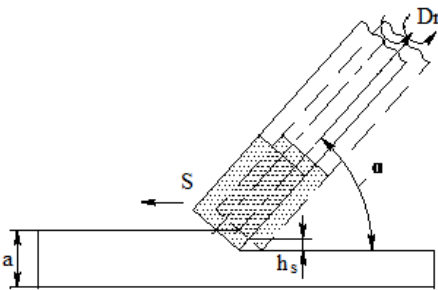


Рисунок 8 – Схема обробки для встановлення залежностей сили різання від кута нахилу інструмента та подачі



Рисунок 9 – Експериментальний багатофункціональний 4-координатний стэнд на базі горизонтально-фрезерного верстата моделі OMM64SCE02

В якості інструменту був використаний кільцевий алмазний інструмент для шліфування сферичної поверхні: зернистістю 125/100 (рис. 10).

Результати вимірювань наведені в табл. 2.



Рисунок 10 – Алмазний інструмент для шліфування сферичної поверхні:  
кільцевий (зліва), типу АГЦ (в центрі і справа)

Таблиця 2– Експериментальні дані

Номер експерименту	Кут	Глибина Н, мм	Подача S, мм/хв	Сила P <sub>x</sub> , Н	Сила P <sub>y</sub> , Н	R <sub>a</sub> , мкм
1	15	0.05	10	6.4	3.25	0.52
2	15	0.1	10	6.8	3.9	0.61
3	15	0.05	20	8	4.2	0.65
4	15	0.1	20	8.8	5.2	0.7
5	15	0.05	40	9.6	6.5	0.75
6	15	0.1	40	10.4	6.8	0.79
7	75	0.05	10	4	2.3	0.3
8	75	0.1	10	4.4	2.47	0.35
9	75	0.05	20	4.64	2.6	0,398
10	75	0.1	20	4.8	3.25	0.45
11	75	0.05	40	5.2	3.9	0.499
12	75	0.1	40	5.6	4.42	0.55
13	15	0.05	60	10.4	6.95	0.84
14	15	0.1	60	12	7.15	0.88

## Висновки

В ході роботи над темою було отримані перші результати, а саме було визначено мінімальну величину стінки тонкостінної сферичної оболонки, яка задовольняє вимоги (тонкостінна сапфірова або керамічна оболонка повинна, в поєднанні з металевою серцевиною, витримувати експлуатаційні навантаження). Для описання процесу оброблення згаданої деталі було проведено моделювання, яке дозволило визначити ряд допустимих розмірів інструменту, що може виконати дане оброблення. Перша серія експериментів була успішно завершена і дала фактичні значення складових сил різання при обробці плоских заготовок алмазним інструментом під кутом до оброблюваної поверхні.

## Подальша робота

В подальшій роботі планується наступна серія експериментальних досліджень впливу кута нахилу інструмента на силу різання та якість поверхні деталі. Після дослідження величини тріщинуватого шару в отриманих зразках, буде зроблено висновок про придатність обраних режимів та можливість покладання результатів дослідження в основу математичної моделі процесу оптимізації режимів різання сапфіру та кераміки при внутрішній обробці сферичної поверхні при стабілізації силових параметрів процесу.

**Список використаних джерел:** 1. Пат. 105063 Україна, МПК А61F2/32(2006.1) Головка ендопротеза кульшового суглоба / С. В. Сохань, Н. О. Мельник-Кагляк, Л. Ф. Головка. – № u201503078 ; заявл. 03.04.2015; опубл. 10.03.2016, Бюл. № 5. 2. *Affatato S., Goldoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 3: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on ceramic hip joint prostheses. A long-term in vitro wearstudy / *Biomaterials* 22 (2001) 717-723. 3. *Affatato S., Testoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 1: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on polyethylene joints / *Biomaterials* 20 (1999) 970-975. 4. Пат. 105064 Україна, МПК А61F2/32(2006.1) Спосіб виготовлення головки ендопротеза кульшового суглобу./ С. В. Сохань, Н. О. Мельник-Кагляк, Л. Ф. Головка. – № u201503078 ; заявл. 03.04.2015; опубл. 10.03.2016, Бюл. № 5. 5. *Lan T. S., Hsu K. S.* The implementation of optimum MRR on digital PC-based lathe system / *Int J Adv Manufact Technol*, 35(3-4) (2007) 248-254. 6. *Yazar Z., Koch K. F.* Feedrate optimization based on cutting force calculations in 3-axis milling of dies and molds with sculptured surfaces / *Int J Mach Tool Manufact*, 34(3) (1994) 365-377. 7. *Baek D. K., Ko T. J. et al.* Chip volume prediction using a numerical control verification model / *Int J Mach Tool Manufact*. 46(12-13) 1326-1335. 8. *Liu X. W., Cheng K.* Improved dynamic cutting force model in ball-end milling. Part I: theoretical modeling and experimental calibration / *Int J Adv Manufact Technol*, 26(5) (2005) 457-465. 9. *Taunsi N., Elbestawi M. A.* Optimized feed scheduling in three axes machining. Part I: fundamentals of the optimized feed scheduling strategy / *Int J Mach Tool Manufact*. 43 (2003) 253-267. 10. *Li Z. Z., Zhang Z. H.* Feedrate optimization for variant milling process based on cutting force prediction / *Int J Adv Manufact Technol*. 24(7-8) 541-552. 11. *Affatato S., Goldoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 2: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on ceramic joints / *Biomaterials* 20 (1999) 1925-1930. 12. *Della Valle A. G.* Wear of a highly cross-linked polyethylene liner associated with metallic deposition on a ceramic femoral head / *J. Arthroplasty* 4 19 (2004) 532-536. 13. *Hernigou P., Zilber S. et al.* Ceramic-ceramic bearing decreases osteolysis: A 20-year study versus ceramic-polyethylene on the contralateral hip / *Clin. Orthop.* 9 467 (2009) 2274-2280. 14. *Capello W. N. et al* Ceramiiс-on-ceramic total hip arthroplasty: update / *J. Arthroplasty*. 7 23

(2008) 39-43. **15.** *Clarke I. C., Gustafson A.* Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear / *Clin. Orthop. Relat Res.* 379 (2000) 34-40. **16.** *McKellop H.* Bearing surfaces in total hip replacements: State of the art and future developments / *Instr. Course Lect.* (2007) 83-97. **17.** *Heisel C., Silva M. et al.* Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene / *J. Bone Joint. Surg.* 4 86-A (2004) 748-751. **18.** *Heisel C., Silva M. et al.* Bearing surface options for total hip replacement / *Instr. Course Lect. Hip.* (2007) 103-119. **19.** *Dowson D.* New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints / *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 215 (2001) 335-358.

**Bibliography (transliterated):** **1.** Pat. 105063 Україна, MPK A61F2/32(2006.1) Golovka endoproteza kul'shovogo sugloba / *S. V. Sohan', N. O. Mel'nik-Kagljak, L. F. Golovko.* – № u201503078 ; zajavl. 03.04.2015; opubl. 10.03.2016, Bjul. № 5. **2.** *Affatato S., Goldoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 3: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on ceramic hip joint prostheses. A long-term in vitro wear study / *Biomaterials* 22 (2001) 717-723. **3.** *Affatato S., Testoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 1: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on polyethylene joints / *Biomaterials* 20 (1999) 970-975. **4.** Pat. 105064 Україна, MPK A61F2/32(2006.1) Sposib vigotvorennya golovki endoproteza kul'shovogo suglobu / *S. V. Sohan', N. O. Mel'nik-Kagljak, L. F. Golovko.* – № u201503078 ; zajavl. 03.04.2015; opubl. 10.03.2016, Bjul. № 5. **5.** *Lan T. S., Hsu K. S.* The implementation of optimum MRR on digital PC-based lathe system / *Int J Adv Manufact Technol*, 35(3-4) (2007) 248-254. **6.** *Yazar Z., Koch K. F.* Feedrate optimization based on cutting force calculations in 3-axis milling of dies and molds with sculptured surfaces / *Int J Mach Tool Manufact*, 34(3) (1994) 365-377. **7.** *Baek D. K., Ko T. J. et al.* Chip volume prediction using a numerical control verification model / *Int J Mach Tool Manufact*. 46(12-13) 1326-1335. **8.** *Liu X. W., Cheng K.* Improved dynamic cutting force model in ball-end milling. Part I: theoretical modeling and experimental calibration / *Int J Adv Manufact Technol*, 26(5) (2005) 457-465. **9.** *Taunsi N., Elbestawi M. A.* Optimized feed scheduling in three axes machining. Part I: fundamentals of the optimized feed scheduling strategy / *Int J Mach Tool Manufact*. 43 (2003) 253-267. **10.** *Li Z. Z., Zhang Z. H.* Feedrate optimization for variant milling process based on cutting force prediction / *Int J Adv Manufact Technol*. 24(7-8) 541-552. **11.** *Affatato S., Goldoni M. et al.* Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 2: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on ceramic joints / *Biomaterials* 20 (1999) 1925-1930. **12.** *Della Valle A. G.* Wear of a highly cross-linked polyethylene liner associated with metallic deposition on a ceramic femoral head / *J. Arthroplasty* 4 19 (2004) 532-536. **13.** *Hernigou P., Zilber S. et al.* Ceramic-ceramic bearing decreases osteolysis: A 20-year study versus ceramic-polyethylene on the contralateral hip / *Clin. Orthop.* 9 467 (2009) 2274-2280. **14.** *Capello W. N. et al.* Ceramiic-on-ceramic total hip arthroplasty: update / *J. Arthroplasty*. 7 23 (2008) 39-43. **15.** *Clarke I. C., Gustafson A.* Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear / *Clin. Orthop. Relat Res.* 379 (2000) 34-40. **16.** *McKellop H.* Bearing surfaces in total hip replacements: State of the art and future developments / *Instr. Course Lect.* (2007) 83-97. **17.** *Heisel C., Silva M. et al.* Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene / *J. Bone Joint. Surg.* 4 86-A (2004) 748-751. **18.** *Heisel C., Silva M. et al.* Bearing surface options for total hip replacement / *Instr. Course Lect. Hip.* (2007) 103-119. **19.** *Dowson D.* New joints for the Millennium: Wear control in total replacement hip joints / *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 215 (2001) 335-358.