

М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Танькут, О. М. Косяков*, О. В. Танькут, С. В. Сохань**

*Державна установа “Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка
НАМН України”, 61024 Харків*

**Київський міський ортопедичний центр ендопротезування, хірургії й реабілітації, 03103 Київ*

***Інститут надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України, 04074 Київ*

СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ ВИКОРИСТАННЯ ПАР ТЕРТЯ В ЕНДОПРОТЕЗАХ СУГЛОБІВ ЛЮДИНИ (огляд літератури та власних досліджень)

Метою роботи було провести огляд літератури сучасних тенденцій вибору матеріалів для ендопротезування суглобів людини, який окреслює коло основних проблем у даному аспекті, сучасний стан їх розв’язання і деякі напрями розвитку штучних суглобів. Вчені прогнозують багатогранну еволюцію матеріалу поліетиленових вкладишів, зокрема зміцнених вуглецевими нанотрубками або графеном. Мають шанси на успіх гібридні протези стегнових головок з серцевиною з металу і зовнішнім шаром з оксидної кераміки або сапфіру, керамічні капсульні протези стегнових головок. Двома основними технологічними напрямками розвитку штучних суглобів у середньо-терміновій перспективі на думку дослідників є, по-перше, розробка структурно-зміцнених поверхневих шарів із низьким коефіцієнтом тертя (тобто природних оксидних плівок, а не покриттів) на компонентах, що мають основу з металу. По-друге, це може бути розробка нових ударно-в’язких керамічних матеріалів з досить мінімізованими ризиками тріщиноутворення для використання у мінімально інвазивних керамо-керамічних зчленуваннях.

Ключові слова: ендопротезування суглобів людини, тренди розвитку штучних суглобів, поліетиленовий вкладиш, зміцнення, вуглецеві нанотрубки, графен, гібридні протези стегнових головок, структурно-зміцнений поверхневий шар, керамічні капсульні протези стегнових головок.

Операції тотального ендопротезування суглобів людини є одним з найбільш ефективних і поширених методів лікування в сучасній медицині, який практично повністю відновлює здоров’я і працездатність пацієнтів на десятки років.

Статистика різних країн світу свідчить, що в середньому протезування суглобів потребують 500-1000 хворих та травмованих на 1 млн населення щорічно. Зростання потреби заміни кульшового суглобу у людей зумовлено не тільки все частішими випадками захворюваності, що потребує подальшого оперативного втручання, але й зменшенням середнього віку пацієнтів з цими захворюваннями [10, 16, 20, 25, 30, 31]. У молодих пацієнтів внаслідок підви-

щеної фізичної активності штучний суглоб знаходиться під дією значно більш інтенсивних навантажень [16, 30]. Вищий рівень їх активності призводить до пришвидшеного руйнування поверхонь тертя в шарнірах ендопротезів [25]. Інший фактор, який слід враховувати, — збільшення загальної кількості циклів навантаження на штучний суглоб через довший термін його експлуатації в організмі людини [31]. Відповідно показники виживаності імплантатів після тотального ендопротезування кульшового суглоба у пацієнтів молодого віку істотно гірші, ніж в інших вікових групах [16, 30, 31]. Тому очікуваний термін експлуатації 15-20 років, який донедавна вважався задовільним, є недостатнім для

М. О. Корж — директор інституту, д.м.н., професор

В. А. Філіпенко — зав. відділом патології суглобів, д.м.н., професор, (filipenko1957@gmail.com)

В. О. Танькут — зав. відділом, д.м.н., професор,

О. М. Косяков — зав. центром, д.м.н., професор

О. В. Танькут — зам. головного лікаря інституту, к.м.н.

С. В. Сохань — провідн.н.с., д.техн.н.

© М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Танькут, О. М. Косяков, О. В. Танькут, С. В. Сохань, 2017.

пацієнтів, молодших за 60 років. Збільшення довговічності ендопротезів дозволяє усунути потребу в повторній (ревізійній) операції [28, 33] через зношення поверхонь тертя в суглобі.

В Україні кількість операцій заміни суглобів, що виконується в Україні, є в 10 разів меншою за необхідну [3, 4, 8]. Це пов'язано з низкою негативних факторів, в тому числі недостатнім технічним і матеріальним оснащенням центрів по ендопротезуванню суглобів людини [3, 4].

Питання стабільності фіксації ендопротеза в кістковій тканині. Наразі важливою і до кінця не вирішеною клінічної проблемою тотального ендопротезування суглобів є ускладнення у вигляді розвитку асептичної нестабільності ендопротеза в кістковій тканині людини. Це, як правило, виникає через недостатню біологічну сумісність застосовуваних матеріалів в штучних суглобах та їх зношування. Ці механічні фактори в основному безпосередньо визначають тривалість експлуатації штучного суглоба. Поряд з цим, стабільна фіксація ендопротеза в організмі людини залежить від функціонального стану кісткової тканини (наявності або відсутності остеопенії та остеопорозу), що враховується хірургами при імплантації ендопротезів [10-12, 21, 28, 30].

Розвиток асептичної нестабільності штучного суглоба та термін його експлуатації в цілому також залежать від фізико-хімічних властивостей матеріалів в парах тертя (в шарнірах), таких як змочуваність, коефіцієнт тертя та міцність матеріалів. Біотрібологічна поведінка протеза визначається такими чинниками, як матеріал поверхні тертя та її твердість, міцність, окиснюваність матеріалу, число циклів, контактний тиск, розмір часточок зношування, а також їх кількість і розподіл у змочувальній рідині. Продукти зношування, що утворюються в результаті тертя компонентів ендопротезів можуть спричинити запалення в тканинах, які оточують штучний суглоб, що в свою чергу призводить до тяжких ускладнень. Важливо також пам'ятати, що підвищення температури, спричинене тертям між поверхнями, може підвищити зношуваність, в тому числі окислення матеріалу [12, 21].

Традиційно завдання підвищення зносостійкості цих поверхонь вирішують виготовленням головки ендопротеза не з металу, а з полікристалічних корунду чи діоксиду цирконію, або монокристалічного корунду (сапфіру), які мають перевагу у зносостійкості й біологічній сумісності. Проте істотним недоліком застосування таких матеріалів є недостатня тріщиностійкість й міцність в умовах дії розтягувальних напружень від фіксації головки на ніжці ендопротеза. Отже, роз-

роблення шляхів підвищення довговічності ендопротезів великих суглобів людини є актуальним.





Пари тертя в штучних суглобах та перспективи їх удосконалення. На сьогодні найпоширенішими матеріалами для виготовлення пар тертя ендопротезів крупних суглобів є: метал (сплави Ti-Al-Nb(V), Co-Cr-Mo, Co-Cr), кераміка (Al_2O_3 , ZrO_2), високомолекулярний поліетилен [10, 30, 28]. На додаток, в останні роки досягнення у галузі створення матеріалів біомедичного призначення в ортопедичній галузі, саме для імплантатів суглобів, асоціюють з так званими композитними полімерними і керамічними матеріалами [28, 11, 27, 29].

В ендопротезах суглобів на сьогодні використовуються такі пари тертя: метал-поліетилен, кераміка-поліетилен, метал-метал, кераміка-кераміка. Кожна з цих пар має свої переваги та недоліки, головними з яких є зношування та утворення мікрочасток, які мають безпосередній негативний вплив на здоров'я пацієнтів з ендопротезами суглобів (таблиця).

Головною метою використання більш зносостійких пар тертя є зниження потреби у повторних оперативних втручаннях. Так, ступінь зносу пари метал-метал складає лише кілька мікрометрів на рік, тоді як пари метал-поліетилен 100-200 мкм [17, 18], що свідчить про доцільність заміни пари тертя з поліетиленом при ендопротезуванні суглобів. Адже саме продукти тертя, їх кількість та розмір стають причиною значного остеолізу. При застосуванні пари тертя метал-метал гідродинамічне (рідке) змащування можливе лише за використання головок великого діаметру (збільшення швидкості ковзання захоплює більше рідини між поверхнями тертя) з мінімально можливим зазором і максимальною можливою гладкістю поверхні. Великий діаметр головки в метал-металевих з'єднаннях сприяє зменшенню рівня зносу порівняно з головками меншого діаметра [36], забезпечує більшу амплітуду руху, попереджує ризик розвитку імпінджемента. Однак застосування такої пари тертя потребує дуже ретельного дотримання технології втручання та не вибачає помилок з просторовою взаємною орієнтацією чашки та ніжки (головки) ендопротеза.

Поява часточок зносу має як місцеву, так і системну дію. Дослідження виявили системне поширення часточок і розчинних продуктів корозії від модульних з'єднань ендопротеза, що в свою чергу призводить до накопичення металевих часточок в лімфовузлах, печінці та селезінці [26]. В цілому, часточки поліетилену викликають більш виражений запальний процес, але часточки хрому і кобальту мають більш високу токсичність.

Порівняння переваг та недоліків сучасних пар тертя штучного кульшового суглоба

Тип пари тертя	Зображення	Матеріали, що використовуються	Зношування, мм/рік	Недоліки	Переваги	
Метал/поліетилен		Вкладиш Головка	Високомолекулярний поліетилен Сплави Co-Cr-Mo Сплав Ti-Al-Nb	0,2-0,5	Кількість та розмір часточок зношування поліетилену призводить до значного остеолізу навколо ендопротеза	Найбільш поширена через низьку вартість
Кераміка/поліетилен		Вкладиш Головка	Високомолекулярний поліетилен Al ₂ O ₃ , ZrO ₂	0,1	Висока вартість, наявність продуктів зношування поліетилену	Використання керамічної головки сприяє меншому зношуванню поліетиленового вкладиша
Метал/металл		Вкладиш Головка	Сплави Co-Cr-Mo Сплав Ti-Al-Nb	0,002	Утворення субмікроскопічних продуктів тертя, токсичних для організму	Низька швидкість зношування, надійність конструкції, довговічність
Кераміка/кераміка		Вкладиш Головка	Al ₂ O ₃ , ZrO ₂	0,001	Висока вартість, ймовірність утворення тріщин або руйнування	Висока міцність, менший рівень зношування, висока біологічна сумісність з організмом, довговічність

Найнижчий рівень зношування з усіх відомих пар тертя — у пари кераміка-кераміка, якість якої значно покращили і вдосконалили процес виготовлення. Більшість керамічних пар тертя, які застосовуються в наш час, виготовлені з оксиду алюмінію. Кераміка має дві важливі властивості: гідрофільність (гідрофільність — здатність деяких речовин змочуватися водою) та висока твердість, які роблять її унікальним трибологічним матеріалом. Висока гідрофільність забезпечує краще змащування поверхні, завдяки чому відбувається рівномірне розподілення рідкої синовіальної плівки по всьому вузлу тертя. Більша твердість сприяє досягненню значно меншої шорсткості поверхні, що знижує коефіцієнт тертя і забезпечує гарну роботу пари тертя в режимі гідродинамічного тертя [34].

Сучасний рівень композитних керамічних матеріалів для застосування у штучних суглобах презентує кераміка четвертого покоління (BIOLOX^{delta}; виробник CeramTec AG), що містить матрицю з оксиду алюмінію (Al₂O₃) і домішки (16-25 %) інших оксидів, у першу чергу, оксиду цирконію (ZrO₂), і має покращені міцність і трибологічні (зносостій-

кість) властивості. *P. Hernigou* та співавт. (2009) повідомляють про penetрацію головки ендопротеза в 0,07 мм/рік при застосуванні пари поліетилен-кераміка і 13 мкм/рік — пари кераміка-кераміка [19]. *M. Lewis* та співавт. (2010) зазначають, що рівень зношування поліетилену становить 0,11 мм/рік при головках з алюмінієвої кераміки 28 мм, а у парі тертя кераміка-кераміка на основі оксиду алюмінію — 0,02 мкм/рік [23]. Застосування сучасних керамічних матеріалів і штучного сапфіру (монокристал Al₂O₃) для виготовлення поверхонь тертя ендопротезів суглобів має переваги над металами у біологічній сумісності й зносостійкості. Однак поряд з наявними перевагами основними недоліками цих матеріалів на сучасному етапі є, по-перше, не цілком достатній для реалізації модульного принципу приєднання головки до шийки ніжки ендопротеза з використанням конусного посадкового отвору через низький рівень тріщиностійкості матеріалу, і по-друге, не цілком достатній для виготовлення повного ряду типорозмірів головок за глибиною посадкового отвору рівень міцності матеріалу. Все це є причиною

певного обмеження застосування керамічних головок у пацієнтів із збільшеною масою тіла (більше 110-120 кг).

Серед проблем, пов'язаних з керамічною парою тертя, слід зазначити випадки руйнування керамічних вкладишів (лінерів) і поява у деяких пацієнтів короточасних скрипучих звуків [14]. В літературі є дані про інтраопераційні ускладнення, а саме, відколювання краю вкладки або його розколювання під час імплантації. Крім цього, є ризик розколювання керамічних головок, при цьому, керамічні фрагменти важко повністю видалити при хірургічних втручаннях, це створює небезпеку при повторному встановленні пар тертя ендопротезів, у зв'язку з потраплянням цих мікрочасток у нову пару тертя. Ризик перелому керамічних головок збільшується також у пацієнтів з великою масою тіла, особливо при використанні довгих шийок (виникає менша ділянка контакту з конусом шийки ніжки ендопротеза та великий оффсет).

Інша проблема головок з алюмінієвої кераміки — це “перенос” металу, за рахунок чого збільшується шорсткість поверхні і розвивається процес пришвидшеного зношування поліетилену. В той же час, ступінь запальних реакцій від керамічних частинок менш виражений, ніж навіть у нормально функціонуючих пар тертя метал-метал та метал-поліетилен, до того ж нема виділення токсичних іонів [32].

Таким чином, використання алюмінієвої або цирконієвої кераміки при виготовленні головки кульшового ендопротеза має значні переваги над іншими матеріалами, а окресливши коло недоліків та переваг різних поєднань матеріалів у парах тертя, можна більш чітко з'ясувати, які властивості потрібно виключити, а до яких прямувати.

Тенденції подальшого удосконалення компонентів штучного кульшового суглоба. За період 2005-2010 рр. в ДУ “Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України” спільно з НВО “Інститут монокристалів НАН України” на основі проведених експериментальних (біологічних та технічних) досліджень було розроблено компоненти ендопротеза кульшового суглоба з сапфір-сапфіровою (монокристалічною) парою тертя (рис. 1).

На основі експериментально-біологічних досліджень на тваринах було доведено, що завдяки відсутності локальної запальної реакції оточуючих тканин і відсутності локальної токсичної дії монокристалічний корунд (МКК) — сапфір, має переваги над матеріалами комохром та полімер, які найбільш поширено застосовуються в парах тертя ендопротезів кульшового суглоба. А отже, сапфір, завдяки своїй біологічній інертності є перспек-

тивним матеріалом для застосування в імплантативній хірургії [2].



Рис. 1. Ендопротез кульшового суглоба з парою тертя (головка і чашка) з монокристалічного корунду (сапфіру) та модульним перехідником.

У подальшому було проведено експерименти на стиснення з дослідженням властивостей міцності головок та чашки ендопротеза кульшового суглоба з МКК в змодельованих макетних зразках [7].

При з'єднанні монокристалічної головки з шийкою “циліндр у циліндр” під час навантаження силою до 49,00 кН головка не зруйнувалася, тобто характеристики міцності головки з МКК достатньо високі. Такі ж навантаження витримала і монокристалічна головка. Отримані дані підтвердили високі властивості міцності МКК [9].

В експерименті досліджували трибологічні характеристики монокристалічного корунду (сапфіру) в порівнянні з комохромом, керамікою та поліетиленом. Виявлено, що пара тертя сапфір-сапфір в умовах рідинного середовища, яке імітує синовіальну рідину суглоба, має достатньо низький та стабільний коефіцієнт тертя в сполученні з високою зносостійкістю [7, 9].

Це дало можливість зробити висновок, що застосування у вузлі обертання монокристалічного корунду (сапфіру) дозволяє знизити коефіцієнт тертя до оптимальної величини та покращити якість пари тертя ендопротеза кульшового суглоба.

Подальший еволюційний шлях розвитку ендопротезування суглобів. G. Pezzotti та співавт. (2014) у своєму обзорі невирішених проблем і тенденцій подальшого удосконалення штучних суглобів вбачають перспективним для розробки штучних суглобів використання нових генерацій матеріалів, які, по-перше, будуть удосконалюватись за рахунок максимізації структурних властивостей основних керамічних компонентів. Цього удосконалення прогнозується досягти шляхом введення домішок, що сприяють максимальному ущільненню керамічного матеріалу при відносно невисокій температурі синтезу, а також використанням технології гарячого ізостатичного пресування (HIPing).

По-друге, ці дослідники прогнозують багатогранну еволюцію матеріалу поліетиленових вкладишів, яка може бути здійснена, наприклад, послідовним обробленням мікроструктури надвисокомолекулярного поліетилену — НВМПЕ (англ. *UHMWPE*) — кількома етапами часткового опромінення й послідовного відпалу дещо нижче точки плавлення. Інший шлях — це відпал (але не переплав) опроміненої мікроструктури за один етап і в присутності відібраної антиокислювальної речовини (наприклад, вітаміну Е), яку додають на визначеній стадії виробничого процесу [28].

Існує також тенденція удосконалення матеріалу поліетиленових вкладишів — це створення полімерних композитних матеріалів на основі НВМПЕ, зміцненого різного роду наповнювачами [11]. Серед цього класу матеріалів застосовуються композити на основі НВМПЕ, зміцненого вуглецевими волокнами, поліметил-метакрилатом (англ. *PMMA*), частками гідроксилатапиту (англ. *HA*) нанорозміру; Al_2O_3 /НВМПЕ-композит; НВМПЕ-композити, наповнені волокнами силікату кальцію, волокнами нанопорошку SiO_2 .

Окремий напрям — застосування у якості наповнювача вуглецевих нанотрубок, графену (двомірна алотропна модифікація вуглецю). Додавання оксиду графену до НВМПЕ забезпечило гарну взаємодію і покращення змочуваності як і механічних, термічних і структурних властивостей у порівнянні із незміцненим НВМПЕ. Однак, навіть коли більшість з цих композитів забезпечують покращення деяких механічних властивостей, то дотепер не існує консенсусу у *in vitro* поведінці таких матеріалів. Це стосується і вуглецевих нанотрубок, графену, що може створити умови для появи часток зносу нанорозміру і їх вільного пересування в організмі людини з потенційно шкідливим ефектом.

У якості нових альтернатив еволюційному розвитку, як і нових технологічних рішень, ті ж автори вбачають майбутнє за гібридними ендопротезами головок стегна з серцевиною з металу і зовнішнім шаром з оксидної кераміки. У цьому новому підході, продемонстрованому у продукті, що має комерційний бренд *Oxinium™* (*Smith&Nephew, Memphis, США*), використана проста ідея поєднання в ендопротезі головки стегна основи з металу (сплав Zr-2,5Nb) і міцного керамічного шару (керамічна оксидна плівка $m\text{-ZrO}_2$ -у товщиною 5-6 мкм на “буферному” збагаченому киснем прошарку металу товщиною 3-5 мкм).

На відміну від керамічного покриття отриманий керамічний шар є “природним” до металічної фази і може суттєво допомогти у зменшенні небажаного надлишку остаточних напружень стиснення. Якщо у керамічному покритті максимум остаточних напру-

жень очікується на границі кераміка-метал, то “природний” моноклінний шар діоксиду цирконію в *Oxinium™* показує суттєву інтенсифікацію напружень стиснення поблизу вільної поверхні і звільнення від напружень на границі фаз. Однак, як акцентується *M. N. Rahaman* зі співавторами (2010) [29], оксидований цирконій не може бути залучений у з’єднаннях з твердими несучими поверхнями типу керамо-керамічних ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3$) через появу пошкоджень, подрипин і відколів керамічного шару.

Проводяться дослідження технологічних рішень виготовлення двошарової головки ендопротезу (рис. 2), в якій зовнішній шар виконано зі щільної дрібнозернистої кераміки (Al_2O_3), тоді як конусний отвір для фіксації головки виконаний у її металевій серцевині з ніобію (Nb) (рис. 2 б) [29]. Як доказ доцільності такої конструкції, автори посилаються на прогнозу модель зон розподілу максимальних контактних напружень розтягання в з’єднанні з шийкою ніжки ендопротеза (рис. 2 а), отриману методом кінцевих елементів *C. Affolter* зі співавт. (2009) [13]. Ці напруження виникають від стискаючого навантаження на суцільну керамічну головку і несуть загрозу її руйнування.

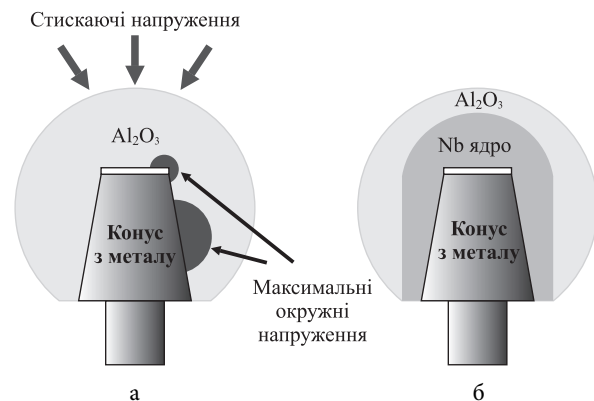


Рис. 2. Схематичне зображення ендопротеза головки стегнової кістки з кераміки Al_2O_3 на металевій конусній шийці ніжки штучного суглобу: а) суцільна керамічна головка, б) двошарова головка ($\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{Nb}$) [29].

Подібна ідея двошарової головки ендопротезу запатентована в Україні В. В. Волковим та співавт. (2011) [1]. Тут на металеву основу 1 нанесений зовнішній шар 2 з кераміки чи штучного сапфіру (рис. 3). А конусний отвір 3 для фіксації головки виконаний у цій металевій основі. Недолік такого технічного рішення — зовнішній шар з кераміки чи штучного сапфіру нанесений на металеву основу таким чином, що на робочу поверхню головки ендопротеза виступає частина металевої основи, яка негативним чином буде впливати на роботу пари тертя. Крім того, слід зауважити, що наведене

технологічне рішення має поки що декларативний характер через те, що технологічні шляхи нанесення щільної дрібнозернистої кераміки на металеву основу, як і метод зрощення штучного сапфіру на такій профільній основі з важкотопкого металу, наприклад, танталу, лише досліджуються.

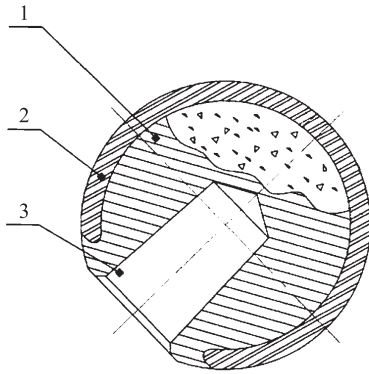


Рис. 3. Схематичне зображення двошарової головки ендопротеза: 1 — металева основа; 2 — зовнішній шар з кераміки або штучного сапфіру; 3 — конусний отвір [1].

Вказані недоліки усуваються в технічному рішенні багатошарової головки ендопротеза (рис. 4), в якому на відміну від згаданої двошарової конструкції протеза підготовлена у вигляді сферичної оболонки зовнішня частина 1 з кераміки чи штучного сапфіру має порожнину, заповнену через спеціальний теплопровідний технологічний прошарок 3 у кілька шарів металевою серцевиною 2 [5, 6]. Саме в металевій серцевині і виконано конусний отвір для фіксації головки. Додаткова перевага цього технологічного рішення — можливість введення прошарку з полімерного матеріалу, що покращує демпфувальні властивості ендопротеза.

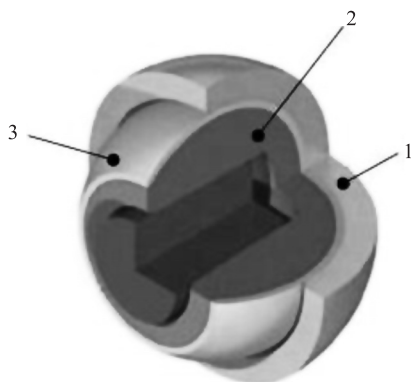


Рис. 4. 3D модель багатошарової головки ендопротеза стегна: 1 — сферична зовнішня оболонка; 2 — металева сердцевина; 3 — теплопровідний прошарок.

Двошаровий протез, запатентований *D. E. Lawrynowicz* та співавт. (2014), слід розглядати як втілення

ідеї змінюваності радіуса кривизни головки ендопротеза стегна зі збільшенням навантаження на нього подібно поведінці природної головки [22]. Він складається з металевої оболонки (1) і серцевини (2), виконаної з полімерного матеріалу і в якій виконано конусний посадковий отвір (3) (рис. 5).

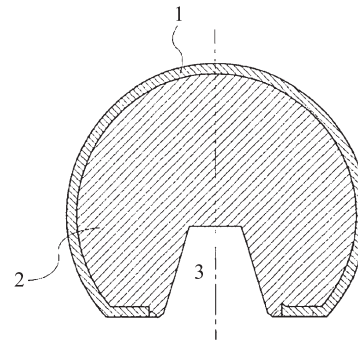


Рис. 5. Поперечний переріз головки кульшового суглобу людини: 1 — металева оболонка; 2 — полімерна сердцевина; 3 — конусний отвір.

Перевага такої конструкції полягає у можливості збільшення радіуса кривизни головки в результаті її деформації під навантаженням, що сприяє зменшенню й більш рівномірному розподілу контактних тисків, а звідси — зменшенню обсягу утворюваних продуктів зношування, що виникають в процесі роботи пари тертя ендопротеза. Однак, основний недолік даного технічного рішення є те, що, потрапляючи у кров, ці продукти зношування призводять до запуску захисної реакції імунної системи. В результаті такої реакції виникає остеоліз, тобто розсмоктування кісткової тканини в навколопротезній області, і асептична нестабільність ендопротеза, що стає вагомою причиною для ревізії, тобто повторної складної операції із заміни ендопротеза.

Певно, неординарне майбутнє у виготовленні компонентів штучних суглобів чекає на запропоновану *Ya. Li* та співавт. (2013) технологію виготовлення виробів різної форми, в тому числі медичного призначення, як багатошарових структурованих по типу оболонка-ядро композитів [24]. Технологія полягає у послідовному інжекційному формуванні шар за шаром серцевини виробу, буферного прошарку і зовнішньої оболонки шляхом литва підготовленого порошку під тиском в форму методом впорскування (інжекції) і наступному спіканні. Вихідним матеріалом серцевини може бути порошок металу (суміші порошоків металів), зовнішньої оболонки — порошок (суміш порошоків) металу або керамічний порошок (зміцнений керамічний порошок), буферного шару — порошок (суміш порошоків) з градієнтним значенням властивостей.

Наведене технологічне рішення виглядає дещо декларативним, оскільки не є зрозумілим, як здійснити нанесення зовнішнього шару із сапфіру на головку ендопротеза та як отримати необхідні фізико-механічні характеристики нанесеного таким чином керамічного покриття (при спіканні такого матеріалу його усадка по об'єму сягає 20-30 %).

В огляді сучасних тенденцій вирішення проблем ендопротезування суглобів неможливо не згадати принципово інший підхід, на якому акцентують увагу деякі автори, і який пов'язаний з керамічною перебудовою поверхні суглобу [28]. Сучасна тенденція в ендопротезуванні суглобів полягає у зменшенні часу хірургічного втручання і, як наслідок, менш травматичному впливі на м'язи навколо імплантату, що допомагає значно прискорити післяопераційне відновлення пацієнта.

Одна з перших таких хірургічних методик згадується як відновлення головки стегна (*hipresurfacing*). Вона стала все більш популярною альтернативою звичайній заміні суглобу в останнє десятиріччя у молодих і активних пацієнтів і полягає у заміні поверхні головки стегна людини на штучну за допомогою відповідної капсули (*cap*) — поки тільки з металу. Головна перевага цієї методики — збереження кісткового матеріалу для можливих подальших ревізієвих операцій ендопротезування суглобів. Більш того, така заміна тільки суглобової поверхні сприяє відновленню природної біомеханічної функції суглобу з мінімальними втратами. При цій методиці кульшова западина замінюється на металеву чашу як під час стандартної заміни суглобу, але без будь-якого поліетиленового вкладишу [8]. Однак отримані довгострокові результати таких операцій є неоднозначними, що суттєво загальмовує використання цієї методики.

Виходячи з вимоги високої міцності й надійності до компонентів, що застосовуються при капсульному протезуванні головки суглобу, *W. Zhang* зі співавторами (2010) запропонували використовувати кераміку з нітриду кремнію [35]. Ця ідея була попередньо перевірена *B. Carpi* та співавт. (2009), які показали сумісність цієї неоксидної кераміки з організмом [15]. На думку *G. Pezzotti* та співавт. (2014), кераміка з нітриду кремнію з технологічно зміненою мікроструктурою має безперечно кращі механічні властивості

(коефіцієнт тертя, тріщиностійкість) порівняно з керамікою з оксиду алюмінію та іншими оксидними біоматеріалами [28].

Висновки

Таким чином, представлений огляд сучасних тенденцій вибору матеріалів (і способів їх застосування у якості пари тертя) при ендопротезуванні суглобів людини окреслює коло проблем у даному аспекті, сучасний стан їх розв'язку і деякі тенденції розвитку штучних суглобів у згаданому напрямку. Дотепер не існує ідеальної пари тертя штучних суглобів, і типи пар тертя ендопротезів необхідно вибирати з урахуванням всіх особливостей анатомо-фізіологічного стану суглобів пацієнта.

Сьогодні багато дослідників зайняті удосконаленням пар тертя в штучних суглобах на основі керамічних, полімерних, сапфірових та композитних матеріалів з метою покращення їх механічних, трибологічних та біологічних властивостей [7]. У той же час, для повного розкриття потенціалу нових перспективних полімерних композитів, вуглецевих нанотрубок, графену ще потрібні більш широкі дослідження їх цитотоксичності, що до теперішнього часу є предметом дискусій [11].

Підсумовуючи сучасний стан і тенденції розвитку матеріалів пар тертя в ендопротезах суглобів, включно типу “міцний матеріал-міцний матеріал”, є два основних технологічних тренди розвитку штучних суглобів в середньо-терміновому майбутньому [28]. По-перше, розробка структурно-зміцнених поверхневих шарів із низьким коефіцієнтом тертя (тобто природних оксидних плівок, а не покриттів) на компонентах, що мають основу з металу. По-друге, це може бути розробка нових ударно-в'язких керамічних матеріалів з вельми мінімізованими ризиками тріщиноутворення для використання у мінімально інвазивних керамо-керамічних з'єднаннях.

Поява нових зносостійких матеріалів дає надію на покращення віддалених результатів ендопротезування, але кожний конкретний штучний суглоб має бути оцінений в проспективних дослідженнях, й тільки через 15-20 років з'явиться обґрунтований висновок щодо клінічної ефективності нових штучних суглобів людини.

Список використаної літератури

1. Волков В. В., Коваленко О. В., Калінін М. І. та ін. Головка ендопротеза кульшового суглоба. Патент 95382 Україна МПК А61F 2/32 (2006.01). — № 201004198; опублік. 25.07.2011, Бюл. № 14 — 3 с.
2. Дедух Н. В., Филиппенко В. А., Танькут А. В. и др. Материалы износа пары трения эндопротезов тазобедренного сустава в перимплантационных тканях (экспериментальное исследование) // Медицина и ... — 2009. — № 4. — С. 41-45.
3. Корж Н. А., Гайко Г. В., Филиппенко В. А. и др. Состояние и проблемные вопросы эндопротезирования суставов в Украине (исполнение решений XV съезда

- ортопедов-травматологов України) // Ортопед., травматол. и протезир. — 2014, № 1. — С. 81-86.
4. Корж Н. А., Филиппенко В. А., В. А.Танькут Проблема эндопротезирования суставов в Украине и пути ее решения // Ортопед., травматол. и протезир. — 2008. — № 2. — С. 5-9.
 5. Сохань С. В., Головка Л. Ф., Мельник-Кагляк Н. О. Головка эндопротеза кульшового суглоба: пат.105063U Україна МПК А61F 2/32 (2006.1). — № 201503078; опублік. 10.03.2016, Бюл. № 5. — 3 с.
 6. Сохань С. В., Головка Л. Ф., Мельник-Кагляк Н. О. Спосіб виготовлення головки эндопротеза кульшового суглоба. Патент 105064U Україна МПК А61F 2/32 (2006.1) / № 201503079; заявл. 03.04.2015; опублік. 10.03.2016, Бюл. № 5. — 3 с.
 7. Танькут О. В. Обґрунтування эндопротезування кульшового суглоба з використанням монокристалічного корунду в шарнірі эндопротеза: автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Харків, 2010. — 32 с.
 8. Филиппенко В. А., Танькут А. В. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов // Междунар. мед. журн. — 2009. — 15, № 1. — С. 70-74.
 9. Філіпенко, В. А., Танькут О. В. Питання эндопротезування кульшового суглоба з позиції характеристик матеріалів, які використовуються в парах тертя // Літопис травматології та ортопедії. — 2008. — № 1-2. — С. 226-229.
 10. Шубняков И. И., Тихилов Р. М., Гончаров М. Ю. и др. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы) // Травматол. и ортопед. России. — 2010. — № 3 — С. 147-158.
 11. Affatato S. et al. Advanced biomaterials in hip joint arthroplasty. A review on polymer and ceramics composites as alternative bearings // Composites B83. — 2015. — P. 276-283.
 12. Affatato S. et al. Severe damage of alumina-on-alumina hip implants: Wear assessments at a microscopic level // J. Europ. Ceram. Society. — 2012. — 32. — P. 3647-3657.
 13. Affolter C., Weisse B., Stutz A. et al. Optimization of the stress distribution in ceramic femoral heads by means of finite element analysis // Proc. Inst. Mech. Eng. H. — 2009. — 223, № 2. — P. 237-248.
 14. Capello W. N., D'Antonio J. A., Feinberg J. R. Ceramiic-on-ceramic total hip arthroplasty: update // J Arthroplasty. — 2008. — 23, 7 Suppl. — P. 39-43.
 15. Cappi B., Neuss S., Salberat J. Cytocompatibility of high strength non-oxide ceramics // J. Biomed. Mat. Research Part A. — 2009. — 93. — P. 67-76.
 16. Garcia-Rey E., Cruz-Pardos A., Garcia-Cimbrello E. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty in young patients: diagnosis is more important than age // Clin. Orthop. — 2009. — 467, № 9. P. 2281-2289.
 17. Heisel C., Silva M., Schmalzried T. P. Bearing surface options for total hip replacement in young patients // Instr. Course Lect. Hip. — 2007. — 53. — P. 49-65.
 18. Heisel C., Silva M., dela Rosa M. A. Short-term *in vivo* wear of cross-linked polyethylene // J. Bone Joint. Surg. — 2004. — 4, № 86-A. — P. 748-751.
 19. Hernigou P., Zilber S., Filippini P., Poignard A. Ceramic-ceramic bearing decreases osteolysis: A 20-year study versus ceramic-polyethylene on the contralateral hip // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — 467, № 9. — P. 2274-2280.
 20. Hernigou P., Zilber S., Filippini P., Poignard A. Ceramic-ceramic bearing decreases osteolysis: A 20-year study versus ceramic-polyethylene on the contralateral hip // Clin. Orthop. — 2009. — 467. — P. 92274-92280.
 21. Hothan, A., Huber G., Weiss C. et al. The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations // J. Biomech. — 2011. — 44. — P. 837-841.
 22. Lawrynowicz D. E. Femoral prosthesis head. — Patent EP 2 764 849 A1 МПК А61F 2/36 (2006.01), 13.08.2014, Bulletin 2014/33.
 23. Lewis P. M., Al-Belooshi A., Olsen M. et al. Prospective randomized trial comparing alumina ceramic-on-ceramic with ceramic-on-conventional polyethylene bearings in total hip arthroplasty // J. Arthroplasty. — 2010. — 25, № 3. — P. 392-397.
 24. Li Yadong, Li Yajun Manufacturing method of a multilayer shell-core composite structural component: Patent US 2013/0216420 A1 U.S. Cl. B22F 7/02 (2013.01).— № 13/878,233, опублік. 22.08.2013. — 6 с.
 25. Liang T. J., You M. Z., Xing P. F. et al. Uncemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: A 6- to 10-year follow-up study // Orthopedics. — 2010. — 16. — P. 236-239.
 26. Mac-Donald S. J., McCalden R. W., Chess D. G. et al. Metal on metal versus metal on polyethylene in total hip arthroplasty — A prospective randomized clinical trial // Clin Orthop Relat. Res. — 2003. — 406. — P. 282-296.
 27. Maleksaeedi S., Eng, H., Wiria F. E. et al. Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration // J. Mat. Proces. Technology. — 2014. — 214. — P. 1301-1306.
 28. Pezzotti G., Yamamoto K. Artificial hip joints: The biomaterials challenge // J. Mech. Behav. Biomed. Mat. — 2014. — 3, № 1. — P. 3-20.
 29. Rahaman M. N., Huang T., Bal B. S., Li Y. *In vitro* testing of Al₂O₃-Nb composite for femoral head applications in total hip arthroplasty // Acta Biomaterialia. — 2010. — 6. — P. 708-714.
 30. Rajae S. S., Trofa D., Matzkin E., Smith E. National trends in primary total hip arthroplasty in extremely young patients: A focus on bearing surface usage // J. Arthropl. — 2012. — 27, № 10. — P. 132-138.
 31. Santaguida P. L., Hawker G. A., Hudak P. L. et al. Patient characteristics affecting the prognosis of total hip and knee joint arthroplasty: a systematic review // Can. J. Surg. — 2008. — 51, № 6. — P. 428-436.
 32. Vendittoli P. A., Rivière C., Lavigne M. Alumina on alumina versus metal on conventional polyethylene: A randomized clinical trial with 9 to 15 years follow-up // Acta Orthop. Belg. — 2013. — 79. — P. 181-190.
 33. Yoo J. J., Yoon P. W., Lee Y. K. et al. Revision rotal hip arthroplasty using an alumina-on-alumina bearing surface in patients with osteolysis // J. Arthropl. — 2013. — 28, № 1. — P. 132-138.
 34. Yup Lee Jung, Shin-Yoon Kim Alumina-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty // Orthop. J. — 2010. — 4. — P. 56-60.

35. Zhang W., Titze M., Cappi B. et al. Improved mechanical long-term reliability of hip resurfacing prostheses by using silicon nitride // *J. Mat. Sci: Materials in Medicine*. — 2010. — 21. — P. 3049-3057.
36. Zijlstra W. P., Bos N., van Raaij J. J. Large head metal-on-metal cementless total hip arthroplasty versus 28mm metal-on-polyethylene cementless total hip arthroplasty: design of a randomized controlled trial // *BMC Musculoskeletal Disorders*. — 2008. — 9. — Doi: 10.1186/1471-2474-9-136.

Одержано 9.09.2017

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПАР ТРЕНИЯ В ЭНДОПРОТЕЗАХ СУСТАВОВ ЧЕЛОВЕКА (обзор литературы и собственных исследований)

Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут, А. Н. Косяков*, А. В. Танькут, С. В. Сохань**

Государственное учреждение “Институт патологии позвоночника и суставов
им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины”, 61024 Харьков

*Киевский городской ортопедический центр эндопротезирования, хирургии и реабилитации, 03103 Киев

**Институт сверхтвердых материалов им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 04074 Киев

Представлен обзор литературы по современным тенденциям выбора материалов при эндопротезировании суставов человека, которым очерчен круг основных проблем в данном аспекте, современное состояние их решения и некоторые направления развития искусственных суставов. Ученые прогнозируют многогранную эволюцию материала полиэтиленовых вкладышей, в частности, упрочненных углеродными нанотрубками или графеном. Имеют шансы на успех гибридные протезы бедренных головок с сердцевиной из металла и внешним слоем из оксидной керамики или сапфира, керамические капсульные протезы бедренных головок. Двумя основными технологическими направлениями развития искусственных суставов в среднесрочной перспективе являются, по мнению исследователей, во-первых, разработка структурно-упрочненных поверхностных слоев с низким коэффициентом трения (то есть естественных оксидных пленок, а не покрытий) на компонентах, имеющих основу из металла. Во-вторых, это может быть разработка новых, ударно-вязких керамических материалов с весьма минимизированными рисками трещинообразования для использования в минимально инвазивных керамо-керамических сочленениях.

MODERN TRENDS OF USING BEARING SURFACES IN JOINTS ARTHROPLASTY (review of literature and own data)

M. O. Korzh, V. A. Filipenko, V. O. Tankut, O. M. Kosiakov*, O. V. Tankut, S. V. Sokhan**

State institution “Prof. M. I. Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology NAMS Ukraine”,
61024 Kharkiv

*Kyiv Municipal Orthopedic Center of Replacement, Surgery and Rehabilitation, 03103 Kyiv

**V. N. Bakul Institute for Superhard Materials, NAS Ukraine, 04074 Kyiv

Here is presented a literature review on current trends in the choice of materials in joint arthroplasty, which outlines the range of the problem in this aspect, the current state of their solutions, and some trends in the development of joint implants. Scientists predict the multifaceted evolution of the polyethylene liners, in particular, reinforced with carbon nanotubes or graphene. There are chances for success of hybrid prostheses of femoral heads with a metal core and an outer layer of oxide ceramics or sapphire, ceramic capsular prostheses of the femoral head. The two main technological trends in the development of artificial joints in the medium term are, in the opinion of the researchers, firstly, the development of structurally-hardened surface layers with a low bearing coefficient (that is, natural oxide films rather than coatings) on components having a metal base. Secondly, it can be the development of new, shock-viscous ceramic materials with very minimized cracking risk for the use in minimally invasive ceramic on ceramic hip arthroplasty.