

# НА ДОПОМОГУ ЛІКАРЮ, ЩО ПРАКТИКУЄ. ЛЕКЦІЇ

УДК 616.728.2+616.728.3]-089.843-77(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021470-78>

## Сучасні тенденції ендопротезування кульшового та колінного суглобів

**І. М. Зазірний, К. І. Барабаш**

Центр ортопедії, травматології і спортивної медицини Клінічної лікарні «Феофанія», Київ, Україна

*Total hip (THA) and knee (TKA) arthroplasty is an effective surgical treatment for late-stage osteoarthritis. Objective. Highlight the most significant technological developments in the design of implants and assistive technologies for hip and knee arthroplasty. Results. The development of hip and knee arthroplasty is associated with the desire to improve treatment outcomes, reduce complications and increase the survival of implants. The emphasis is placed on some of the most interesting, in our opinion, trends in this area. It has been shown that metal-to-metal friction steam implants are used to replace the articular surface of the hip joint, but the method is the best option only for active men with a large hip joint. New approaches involve the use of friction pairs «ceramic – ceramic» or «metal – polyethylene». The creation of smaller femoral components of endoprostheses (mini-legs) for THA is aimed at preserving bone tissue and achieving physiological load. Dual mobility endoprostheses are increasingly preferred for primary THA. The creation of implants with a porous surface (in particular, with the use of additive technologies) is promising to increase their osteointegration and antibacterial properties. The latest direction is the creation of robotic support systems for joint replacement operations, which will improve the accuracy of implant positioning, reduce blood loss, improve functional results, as well as achieve after TKA balance of ligaments and joint space by accurately determining its size and accuracy resection of the femur. However, high-evidence clinical trials are needed to find convincing long-term results for this approach to become standard in hip and knee arthroplasty. Conclusions. Robotic surgery is one of the most interesting developments in hip and knee surgery. The growth in the use of this technology has shown convincing long-term results. Key words. Orthopaedics, hip arthroplasty, total knee arthroplasty, osteoarthritis, robot-assisted surgery.*

*Тотальне ендопротезування кульшового (ТЕК) та колінного суглобів (ТЕКС) є ефективним хірургічним методом лікування остеоартрозу на пізніх стадіях. Мета. Висвітлити найзначніші технологічні розробки щодо дизайну імплантів і допоміжних технологій для ендопротезування кульшового та колінного суглобів. Результати. Розвиток ендопротезування кульшового та колінного суглобів пов'язаний із прагненням покращити результати лікування, зменшити ускладнення та підвищити виживаність імплантів. Акцентовано увагу на деяких найцікавіших, на нашу думку, тенденціях у цій галузі. Показано, що для заміни суглобової поверхні кульшового суглоба використовують імплантати з парою тертя «метал – метал», але метод є оптимальним варіантом лише для активних чоловіків із великим кульшовим суглобом. Нові підходи передбачають застосування пар тертя «кераміка – кераміка» або «метал – поліетилен». Створення менших стегнових компонентів ендопротезів (мінініжок) для ТЕК спрямовано на збереження кісткової тканини та досягнення фізіологічного навантаження. Ендопротезам із подвійною мобільністю все частіше віддають перевагу для первинного ТЕК. Перспективним є створення імплантів із пористою поверхнею (зокрема, і з використанням адитивних технологій) для підвищення їхніх остеointegraційних і антибактеріальних властивостей. Новітнім напрямом є створення роботизованих систем супроводу операцій ендопротезування, що дасть змогу покращити точність позиціонування імплантів, зменшити крововтрату, покращити функціональні результати, а також досягти після ТЕКС балансу зв'язок і суглобової цілності завдяки точному визначенню її розмірів та точної резекції стегнової кістки. Проте необхідно провести клінічні дослідження з високим рівнем доказовості для виявлення переконливих довгострокових результатів, щоб цей підхід став стандартом в ендопротезуванні кульшового та колінного суглобів. Висновки. Роботизована хірургія є однією з найцікавіших розробок хірургії кульшового та колінного суглобів. Проте необхідні подальші дослідження в цьому напрямі.*

**Ключові слова.** Ортопедія, ендопротезування кульшового суглоба, тотальне ендопротезування колінного суглоба, остеоартрит, робото-асистована хірургія

## Вступ

Тотальне ендопротезування кульшового та колінного суглобів є ефективним хірургічним методом лікування остеоартрозу. Замісна операція передбачає резекцію дегенеративного суглоба та заміну синтетичними компонентами, які реконструюють зношені поверхні суглоба, дозволяючи ранню безболісну мобілізацію. Дизайн і вдосконалення кульшового та колінного імплантатів за минуле століття були переважно зосереджені на зменшенні механічного зношування та покращення фіксації. Цей підхід був дуже успішним завдяки створенню поверхонь тертя та матеріалів для покриття імплантатів, забезпечуючи набагато довговічніші рішення, ніж ті, що були доступні за часи перших операцій ендопротезування кульшового та колінного суглобів у 1960-х.

Для представників сучасного людства характерна довша тривалість життя, продовження фізичних навантажень, що впливає на тенденцію до заміни суглобів на раніше. Тому робота щодо поліпшення виживаності імплантатів залишається актуальною. Проте все частіше розробки в технології ендопротезів кульшового та колінного суглобів зосереджені на методах, від яких очікують покращення стану та результатів лікування пацієнта завдяки стратегії імітації природнішої кінематики й оптимізованого розташування імплантатів. У цій роботі ми зупинились на висвітленні найбільш значних технологічних розробок щодо дизайну імплантатів і допоміжних технологій в ендопротезуванні кульшового та колінного суглобів.

### *Заміна суглобової поверхні кульшового суглоба (Hip resurfacing)*

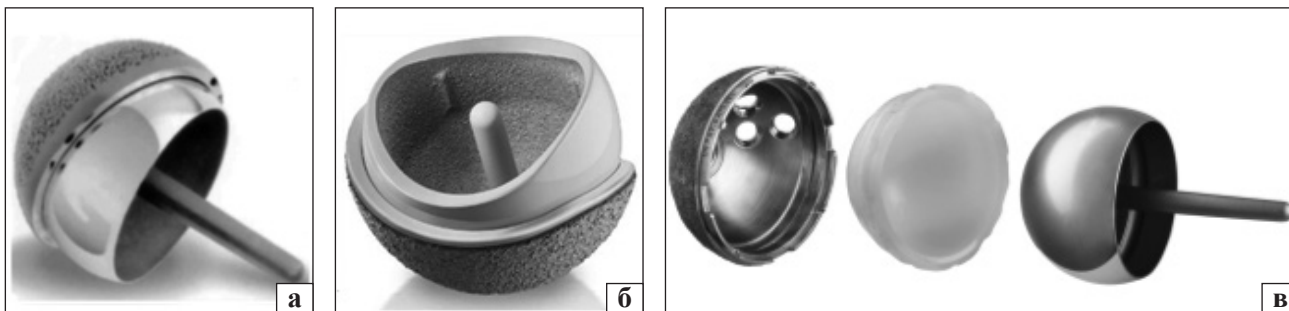
Заміна лише суглобової поверхні кульшового суглоба — це напрям, який слід розглядати як нову технологію, урахувавши те, що імплантати для цього використовують у різноманітних варіаціях понад 40 років [1]. Операція зі заміни суглобової поверхні кульшового суглоба забезпечує альтернативу більш традиційному ендопротезуванню для лікування остеоартрозу. Така хірургічна маніпуляція (рис. 1, а) дає змогу зберегти кісткову тканину стегнової кістки на відміну від класичного тотального ендопротезування. Більший розмір компонента головки стегнової кістки призводить до біомеханічно стійкішого з'єднання [2]. Але використання металоконструкції більших розмірів не обійшлося без певних недоліків: ці імплантати демонструють високі

відсотки ревізії, зазвичай, через утворення металевих мікрочастинок, які спричиняють побічні реакції в деяких пацієнтів. Збільшені показники ревізійних втручань негативно вплинули на сприйняття заміни суглобової поверхні кульшового суглоба.

Проте цей метод демонструє нижчий рівень вивихів і вищий — функціональних результатів для молодих активних пацієнтів порівняно з тотальним ендопротезуванням кульшового суглоба [3, 4]. При цьому заміна суглобової поверхні з використанням імплантів із парою тертя «метал – метал» залишається оптимальним варіантом для активних чоловіків із великим кульшовим суглобом, проте вже не розглядається для чоловіків із меншими розмірами головки стегнової кістки та ніколи для жінок. Нові підходи до вирішення цього питання передбачають застосування пар тертя «кераміка – кераміка» (рис. 1, б) або «метал – поліетилен» (рис. 1, в).

На сьогодні існують щонайменше два види кераміки для заміни суглобової поверхні, які проходять ранні клінічні випробування. Кераміку H1 — непористу для безцементної заміни суглобової поверхні — розроблену Embody Orthopedic Limited (Лондон, Великобританія) нині оцінюють у багатоцентровому обсерваційному дослідженні, розпочатому у вересні 2017 року. Метою цього десятирічного контрольованого дослідження є аналіз безпеки й ефективності протезування. Пара «кераміка – кераміка» ReCerf™, розроблена MatOrtho (Летерхед, Суррей, Великобританія) на сьогодні очікує сертифікації у Великобританії, хоча перший виріб був імплантований 24 вересня 2018 р. Ранніх клінічних даних ще немає для жодного з цих матеріалів, але біомеханічні дослідження на тілах померлих продемонстрували співставні деформації в разі встановлення стандартного металевого та новітнього керамічного ReCerf™ ацетабулярного компонента ендопротеза [5].

Хоча суглобова пара «кераміка – кераміка» справді має сприятливі характеристики зношування, існує занепокоєння щодо виникнення скрипу та крихкості керамічних опорних елементів. Крім того, можлива ймовірність небажаного зменшення щільності кісткової тканини навколо імплантованих керамічних елементів — явища, відомого як stress shielding [6]. Для усунення цієї потенційної проблеми розроблено пару тертя «метал – поперечно-зв'язаний поліетилен» (MoX) для заміни суглобової поверхні кульшового суглоба. Нині імплантовано понад сотні виробів MoX [7].



**Рис. 1.** а) Суглобові пари для заміни суглобової поверхні кульшового суглоба: «метал – метал» від Birmingham; б) «кераміка – кераміка» H1® (Emboday, London, UK); в) «метал – поперечно-зв'язаний поліетилен» (за [3])



**Рис. 2.** Мінініжка Tri-lock для тотального ендопротезування кульшового суглоба [13]

Ця суглобова пара має потенціал мінімізувати вивільнення іонів металів, а менша жорсткість поліетилену сприяє зниженню ризику виникнення феномену stress shielding порівняно з жорсткішими ацетабулярними компонентами, хоча водночас можливе збільшення об'ємного зносу поліетилену [8].

*Тотальне ендопротезування кульшового суглоба імплантатом із мінініжкою*

У наслідок відмови від заміни суглобової поверхні кульшового суглоба парою «метал – метал» і зростання популярності малоінвазивних хірургічних підходів намітилася тенденція створення менших стегнових компонентів ендопротезів (рис. 2), що спрямовано на збереження кісткової тканини та фізіологічніше навантаження проксимальної частини стегнової кістки [9].

Відмінності між філософіями і дизайном міні-ніжок відображують складність систематичних досліджень і метааналізів щодо їхнього використання [10]. Зокрема, S. Lidder і співавт. [11] на підставі аналізу 15 досліджень продемонстрували збереження імплантатів у 98,6 % випадків протягом у середньому 12 років. Проте термін

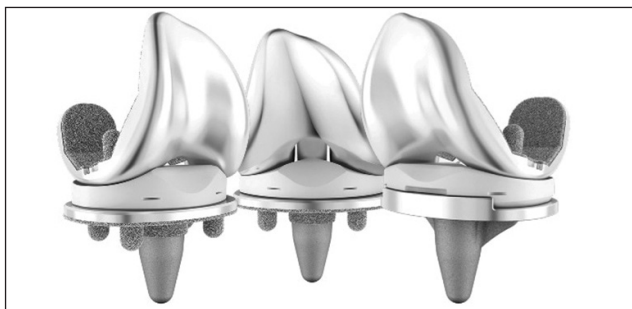
навчання спеціалістів для використання мінініжок є більшим, порівняно з рутинним тотальним ендопротезуванням кульшового суглоба, а необхідність у стабільній press fit фіксації вимагає зменшення кількості помилок установлення імплантатів і покращення хірургічної техніки [12]. У нещодавньому опублікованому рандомізованому дослідженні, яке тривало 2 роки, за допомогою радіостереометричного аналізу визначено стабільність імплантатів із мінініжкою, що була нижчою порівняно з ніжками стандартної довжини, а саме виявлено міграцію стегнових компонентів ендопротезів [13].

*Тотальне ендопротезування кульшового суглоба імплантатом із подвійною рухомістю*

Використанню суглобових ендопротезів із подвійною рухомістю, хоча це й не новітній метод (уперше запропонований Gilles Bousquet в 1974 році [14]), останніми роками все частіше віддають перевагу для первинного тотального ендопротезування кульшового суглоба [8]. Імплантати з подвійною рухомістю (рис. 3) складаються з металевої або керамічної головки невеликого розміру, яка є закритою, але мобільною всередині більшої поліетиленової головки, котра, у свою чергу, з'єднується з ацетабулярною частиною ендопротеза. На підставі аналізу національних суглобових реєстрів різних країн визначено тенденцію до збільшення використання з'єднань із подвійною мобільністю. Зокрема, у результаті вивчення Американського реєстру зі заміщення суглобів установлено підвищення застосування зазначених імплантатів до 6,9 % від загальної кількості операцій ендопротезування кульшових суглобів [15]. Навіть опубліковано пропозиції щодо використання ендопротезів із подвійною мобільністю як основної альтернативи традиційним імплантатам [16]. Зважаючи на покращення стабільності імплантатів із подвійною мобільністю, необхідним є вивчення впливу несприят-



**Рис. 3.** Тотальний ендпротез кульшового суглоба з подвійною рухомістю [18]



**Рис. 4.** Безцементний ендпротез колінного суглоба Attune Johnson & Johnson (за [27])

ливої попереково-тазової рухомості та її наслідків і розвитку вивихів тотальних ендпротезів кульшового суглоба. Виявлено зростання використання вказаних імплантатів у хворих із порушеною нервово-м'язовою системою або когнітивними розладами [17]. Проте існують проблеми, пов'язані зі зношуванням поліетилену, внутрішньосуглобовими вивихами, а також з обмеженням публікацій щодо довготривалої виживаності поліетиленових ендпротезів [18]. На сьогодні відомо, що середньорічне зношування лайнерів із подвійною рухомістю становить 38 мм<sup>3</sup>/рік, що не перевищує показник аналогічних цементних імплантатів [19].

Ендпротези з подвійною рухомістю були успішно використані для ревізії стегнового компонента з великою головкою в парі тертя «метал – метал» під час протезування кульшового суглоба [20]. Такі імплантати демонструють вищий рівень виживаності після ревізійних операцій порівняно зі стандартними (fixed-bearing implants) [21].

*Безцементне тотальне ендпротезування колінного суглоба*

Одним із найперспективніших напрямів у створенні імплантатів для ендпротезування колінного суглоба є безцементний метод фіксації. Традиційно ендпротези для тотального ендпротезування колінного суглоба фіксують поліметилметакрилатним цементом, який з'єднується з губчастою

кісткою реципієнта. Безцементне тотальне ендпротезування колінного суглоба має важливу перевагу — змогу уникнути додаткової речовини в ділянці взаємодії «кістка – імплантат» зі сподіванням на зменшення швидкості зношування та розхитування елементів конструкції. Проте на початку використання цієї техніки на фоні ідеальної фіксації стегнового компонента ендпротеза спостерігали 8 % асептичного розхитування великогомілкового імплантата й утворення навколо нього або гвинтів невеликих осередків лізису (12 %) за середнього терміну спостереження 11 років. Частота ревізії наколінкового компонента досягла 48 %. Зазначене стало підставою для відмови від використання техніки [22].

Нещодавні дослідження в галузі безцементної технології та дизайну конструкцій для неї привели до створення нового покоління імплантатів із пористим покриттям для безцементного тотального ендпротезування колінного суглоба. Це сприяло поверненню уваги до цієї техніки. Після проведення рандомізованого контрольованого дослідження зі залученням 147 пацієнтів, яке тривало в середньому 2 роки, не виявлено різниці за ранніми і віддаленими рентгенологічними та клінічними результатами в разі виконання цементного й безцементного ендпротезування колінного суглоба. Варто зазначити, що вік понад 75 років, індекс маси тіла понад 40 кг/м<sup>2</sup>, остеопороз або дефекти кісток були критеріями виключення з дослідження [23]. J. M. Newman і співавт. [24] виконали метааналіз опублікованих у 2000–2017 роках досліджень, в яких порівнювали функціональні результати, виживаність імплантатів після первинного безцементного та цементного ендпротезування колінного суглоба з середньою тривалістю спостереження 6 років. Виявлено кращу виживаність безцементних імплантатів на фоні відсутності відмінностей функціональних результатів та обсягу рухів у суглобів. Проте в метааналіз було включено лише 7 робіт, що обумовлює проведення додаткових рандомізованих випробувань для отримання переконливих доказів на користь безцементної техніки. Відносно вибіркового характеру досліджень імплантатів для безцементного ендпротезування колінного суглоба обмежує впевненість щодо доцільності їхнього використання загалом для населення [25].

Безцементна технологія може бути успішною для одновиросткового ендпротезування колінного суглоба. Безцементна часткова заміна колінного суглоба OxfordVR® від Zimmer Biomet продемонструвала відмінну виживаність [26].

Проте після встановлення безцементних конструкцій під час ендопротезування колінного суглоба в багатьох молодих пацієнтів отримали незадовільні результати через значний лізис і втрату кісткової тканини [5]. Загалом первинні результати використання нового класу імплантатів для безцементної заміни колінного суглоба обнадійливі, хоча й необхідні подальші тривалі дослідження перед тим, як ця технологія замінить методіку з використанням цементу.

#### *Модифікація поверхні імплантата*

Форма ендопротезів, яка відповідає анатомічній будові, біомеханіці та фізіологічному функціонуванню суглобів, є вкрай важливою складовою успіху хірургічного лікування хворих на остеоартроз III–IV стадії. Проте через збільшення випадків перипротезної інфекції та з метою покращення остеоінтеграції виконують усе більше досліджень із модифікації фізичних (рельєф поверхні, пористість) і хімічних властивостей імплантатів.

Натепер сплави титану, здебільшого Ti-6Al-4V, часто використовують в ортопедії завдяки біоінертності, біосумісності, необхідним біомеханічним властивостям і зручності модифікації поверхні [28]. Задля покращення остеоінтеграції та тривалої стабільності імплантатів зусилля дослідників зосереджені на створенні новітніх покриттів і методів їхнього нанесення, наприклад: піскоструминна обробка або використання плазмового напилення [29].

Визнання потенційно позитивних ефектів нанорельєфу поверхні імплантатів на їхню стабільність і функціональність привели до розвитку методів його модифікації. Ці підходи включають такі способи, як електронно-променева літографія, анодування, 3D-друк, що дають змогу створювати нанорозмірні трубки, ямки, пори та стовпчики на поверхні імплантата, що сприятиме покращенню остеокондукції й остеоінтеграції. Окрім цього, наноструктурні модифіковані матеріали (зокрема, титан і його сплави) також розглядають у контексті здатності мінімізувати адгезію бактерій, пригнічувати утворення біоплівки та забезпечувати знищення бактерій [30, 31]. Із моменту відкриття несприятливого впливу біоплівок, які утворюють збудники бактеріальної інфекції на поверхні імплантатів [32], розроблено привабливі підходи до розв'язання цієї проблеми за допомогою створення наноструктурних покриттів або елюювання бактерицидними іонами, такими як срібло. В експерименті *in vitro* показано, що нанощорсткі поверхні титану, утво-

рені шляхом електронно-променевого напилення, знижують адгезію *S. aureus*, *S. epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa*, які відповідають за понад 50 % випадків перипротезної інфекції. Це відбувається за рахунок підвищення абсорбції фібронектину, який стимулює прикріплення остеобластів і, відповідно, утворення нової кістки [33]. Також у культурі клітин показано, що наноматриці, створені на поверхні титану за допомогою процесу гідротермального травлення, проявляють селективну бактерицидну дію, зменшуючи майже на 50 % прикріплених клітин *Pseudomonas aeruginosa* і близько 20 % — *S. aureus*. Натомість, прикріплення та проліферація первинних фібробластів людини протягом 10 днів росту збільшується [34]. Визначені властивості нанощорстких поверхонь титану дають змогу сподіватися на перешкоджання в разі їхнього використання розвитку колоній бактерій на імплантатах у ранньому післяопераційному періоді, що зменшить ризик виникнення такого загрозливого ускладнення ендопротезування, як бактеріальна інфекція.

Альтернативою модифікації структури поверхні імплантата є локальне вивільнення антибіотиків із масиву нанотрубок і синтетичних полімерів молочної та гліколієвої кислот, використання срібла як антибактеріального покриття тощо [35]. Наночасточки срібла найбільш вивчені неантибіотичні антибактеріальні покриття. Вони вивільняються в периімплантаційний простір і, проникаючи в бактеріальні клітини, руйнують їх. Зокрема, низька концентрація іонів срібла виявилася ефективною проти *S. aureus* протягом 10 днів культивування [36]. Проте великі концентрації іонів срібла можуть чинити цитотоксичну дію. Ці технології перебувають на стадії розроблення та вивчення, але, ймовірно, знайдуть практичне застосування [37].

#### *Адитивне виробництво й індивідуальні імплантати*

Здебільшого під час виконання операції ендопротезування використовують стандартні компоненти, які задовольняють більшість пацієнтів і хірургів. Виготовлення індивідуальних ендопротезів для реконструкції кульшового та колінного суглобів дасть змогу підвищити ефективність хірургічного лікування у випадку складних ревізійних втручань у пацієнтів зі значною втратою кісткової тканини, видалення пухлин і реконструкції дефектів після серйозних травм. Із розвитком технологій індивідуальні витрати на ендопротезування зменшуються, тож очікується зростання попиту на персональні імплантати [38].

Їхнє виготовлення для тотального ендопротезування кульшового суглоба спрямоване на зниження стресового навантаження завдяки відповідності ендопротеза анатомічним особливостям пацієнта, а також на точніше відновлення центра ротації суглоба. Спочатку імплантати виготовлялися на основі стандартних рентгенівських знімків за допомогою стандартного комп'ютерного управління (Computer Numerical Control, CNC) з механічним опрацюванням перед нанесенням покриття для стимулювання остеоінтеграції. Аналіз результатів застосування серії індивідуальних стегнових компонентів ендопротезів кульшового суглоба, виготовлених за цією технологією, показав виживаність 98,2 % із них через 13,2 років у середньому, що можна порівняти з найкращими стандартними компонентами стегна [39]. В аналогічному дослідженні E. Dessyn і співавт. [40] продемонстрували 96,8 % виживаності індивідуальних ніжок через 20 років після операції і 94,5 % — 25.

Новітні технології адитивного виробництва спростили виготовлення складних індивідуальних імплантатів, включаючи пористі структури зі змінною щільністю та жорсткістю, щоб мінімізувати резорбцію кістки через стресове навантаження [41]. Досвід використання спеціальних адитивних імплантатів пов'язаний із ревізійними операціями зі заміни ацетабулярного компонента. У нещодавньому опублікованому огляді наукових публікацій за результатами 17 досліджень щодо використання спеціального трифланцевого ацетабулярного компонента показано, що загальна частота ускладнень становила 29 %. Найчастіше спостерігали вивих (11 %), потім — інфекційні ускладнення (6,2 %), ушкодження нервів (3,8 %), асептичне розхитування (1,7 %) [42]. Ці складні випадки продемонстрували результати, які співставні з іншими реконструктивними варіантами. Хоч ці нестандартні рішення часто здаються привабливим варіантом для важких випадків, слід пам'ятати, що через їхню індивідуальність неможливо створити однорідну групу дослідження для порівняння з групами пацієнтів, яким імплантовано стандартні ендопротези. Із 2002 року Комісія з оцінювання ортопедичних показників (Orthopaedic Data Evaluation Panel, ODEP) класифікувала результати стандартного ендопротезування, як безпечні й ефективні, а також встановила еталоном новітні імплантати. Проте така оцінка недоступна для індивідуальних ендопротезів, тому хірурги мають інформувати па-

цієнтів про відсутність показників виживаності імплантатів.

#### *Роботизована хірургія*

Рішення щодо інтраопераційного розміщення компонентів для ендопротезування колінного та кульшового суглобів традиційно спираються на анатомічні орієнтири й опорні точки для розташування компонентів. Одним із найбільш захоплюючих досягнень у галузі ендопротезування суглобів є використання роботизованих систем, які полегшують ухвалення критичних рішень хірургом. Такі системи почали використовувати ще в 1980-х роках [43]. Роботизована хірургія — це еволюція навігаційного ендопротезування, коли комп'ютерний супровід допомагає найкраще позиціонувати інструменти й імплантати. Наступний крок — робот допомагає позиціонувати інструменти або контролює їхню функцію для забезпечення резекції кістки, відповідної до запланованої. Хірургічний план може ґрунтуватися на анатомічних особливостях конкретного пацієнта, які визначено в результаті комп'ютерної томографії.

Значне зростання використання роботизованої хірургії припадає в США на останнє десятиріччя. У регіоні Нью-Йорк у 2008–2015 роках трохи більше 5 % від усіх процедур на кульшовому суглобі й операцій ендопротезування виконано з роботизованою або навігаційною допомогою [44]. Прагнення до збільшення використання роботизованих технологій вплинуло на залучення до їхнього виробництва провідних виробників кульшових та колінних імплантатів: СИСТЕМА Mako від Stryker, Navio/BlueBelt від Smith & Nephew, ROSA від Zimmer Biomet стають більш доступними.

Є вагомі докази того, що роботизована хірургія може допомогти покращити точність позиціонування імплантатів порівняно з ручним під час виконання тотального ендопротезування кульшового та колінного суглобів. Продемонстровано статистично значуще більшу кількість ацетабулярних компонентів, розміщених у межах 5° від цільового вирівнювання в разі використання роботизованої навігації [45]. Аналогічні результати отримано внаслідок спостереження за 300 пацієнтами, 100 з яких операцію тотального ендопротезування кульшового суглоба виконано з використанням роботизованої системи [46].

S. W. Bell і співавт. [47] провели рандомізоване дослідження зі залученням 120 пацієнтів і повідомили про підвищену точність розташування імплантатів за допомогою роботизованої

хірургії порівняно зі стандартними техніками під час одновиросткового ендопротезування колінного суглоба. Кілька інших робіт щодо використання роботизованих систем під час одновиросткового і тотального ендопротезування колінного суглоба також засвідчили підвищення точності розташування імплантатів за цих умов [48–50]. У разі ендопротезування колінного суглоба використання роботизованого супроводу уможливає досягнення в післяопераційному періоді балансу зв'язок і суглобової щілини завдяки точному визначенню її розмірів та точної роботизованої резекції стегнової кістки [51].

До інших переваг роботизованої хірургії належать: менша інтраопераційна крововтрата та кращі функціональні показники за шкалами HHS, WOMAC протягом 1,5 року після тотального ендопротезування кульшового суглоба [52]; захист м'яких тканин порівняно з мануальними методами [53]. Проте загалом існує небагато даних, завдяки яким можна припустити досягнення чудових функціональних результатів за використання цієї технології. У метааналізі S. Karunaratne і співавт. [54] оцінено результати 14 досліджень роботизованого ендопротезування колінного та кульшового суглобів і не виявлено різниці між функціональними результатами порівняно з мануальною хірургією. У жодному з включених досліджень не показано суттєвих відмінностей у рівні больового синдрому, якості життя або задоволеності операцією. Інші автори також не встановили різниці між групами роботизованого та мануального одновиросткового ендопротезування колінного суглоба з огляду на функціональні результати, частоту ревізійних операцій або діапазон рухів [55].

Роботизована хірургія пов'язана з додатковими витратами на придбання обладнання, спеціальні радіологічні дослідження, збільшеним часом операції. Ураховуючи невизначену на сьогодні клінічну користь, економічна ефективність стала бар'єром для ширшого впровадження цієї технології. Проте дослідження показали, що центри з великим пацієнтообігом (понад 1 000 на рік), які використовують роботизовану хірургію, можуть бути економічно ефективними для одновиросткового ендопротезування колінного суглоба [56]. У всякому разі, подальші дослідження в цій галузі триватимуть.

## Висновки

У цьому огляді ми зупинились на кількох найцікавіших, на нашу думку, стратегіях і розробках

в ендопротезуванні кульшового та колінного суглобів, а також на питанні використання для таких хірургічних втручань робототехніки. Хоча ці розробки зосереджені на окремих аспектах ендопротезування суглобів, вони єдині у своїй загальній меті — поліпшенні результатів лікування пацієнтів. Зважаючи на те, що більшість класичних операцій ендопротезування забезпечили чудові віддалені результати, лише оцінка застосування роботизованої хірургії, отримана внаслідок якісного рандомізованого дослідження на рівні доказовості 1 чи 2 може виявити переконливі довгострокові результати, щоб виправдати її прийняття як стандартизованої сучасної технології ендопротезування.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Amstutz H. C. Hip resurfacing: history, current status, and future / H. C. Amstutz, M. J. L. Duff // *Hip International*. — 2015. — Vol. 25 (4). — P. 330–338. — DOI: 10.5301/hipint.5000268.
2. Su E. P. Hip resurfacing: for the right patient and surgeon / E. P. Su // *Seminars in Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 27 (4). — P. 239–243. — DOI: 10.1053/j.sart.2017.03.012.
3. Patient-reported outcomes in hip resurfacing versus conventional total hip arthroplasty: a register-based matched cohort study of 726 patients / A. Oxblom, H. Hedlund, S. Nemes [et al.] // *Acta Orthopaedica*. — 2019. — Vol. 90 (4). — P. 1–10. — DOI: 10.1080/17453674.2019.1604343.
4. Haddad F. S. A prospective comparative study of cementless total hip arthroplasty and hip resurfacing in patients under the age of 55 years / F. S. Haddad, B. Konan, J. Tahmassebi // *The Bone & Joint Journal*. — 2015. — Vol. 97-B (5). — P. 617–622. — DOI: 10.1302/0301-620X.97B5.34537.
5. Comparing the cup deformation following implantation of a novel ceramic-on-ceramic hip resurfacing bearing to a metal standard in a cadaveric model / A. J. Farrier, L. Moore, W. Manning [et al.] // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*. — 2019. — Vol. 233 (6). — P. 603–610. — DOI: 10.1177/0954411919845721.
6. Su. E. P. Ceramic-Ceramic bearing: Too unpredictable to use it regularly / E. P. Su // *HSS Journal*. — 2012. — Vol. 8 (3). — P. 287–290. — DOI: 10.1007/s11420-012-9289-5.
7. Preliminary report of clinical experience with metal-on-highlycrosslinked-polyethylene hip resurfacing / R. B. C. Treacy, J. P. Holland, J. Daniel [et al.] // *Bone & Joint Research*. — 2019. — Vol. 8 (10). — P. 443–450. — DOI: 10.1302/2046-3758.810.BJR-2019-0060.R1.
8. The use of dual-mobility bearings in patients at high risk of dislocation / C. W. Jones, I. De Martino, R. D'Apolito [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2019. — Vol. 101-B (1\_Suppl A). — P. 41–45. — DOI: 10.1302/0301-620X.101B1.BJJ-2018-0506.R1.
9. Stulberg S. D. The short stem: promises and pitfalls / S. D. Stulberg, R. M. Patel // *The Bone & Joint Journal*. — 2013. — Vol. 95-B (11 Suppl A). — P. 57–62. — DOI: 10.1302/0301-620X.95B11.32936.
10. Feyen H. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? / H. Feyen, A. J. Shimmin // *The Bone & Joint Journal*. — 2014. — Vol. 96-B (4). — P. 442–448. DOI: 10.1302/0301-620X.96B4.33036.
11. Lidder S. A systematic review of short metaphyseal loading cementless stems in hip arthroplasty / S. Lidder, D. J. Ep-

- stein, G. Scott // *The Bone & Joint Journal*. — 2019. — Vol. 101-B (5). — P. 502–511. — DOI: 10.1302/0301-620X.101B5.BJJ-2018-1199.R1.
12. Pairon P. Stem size in hip arthroplasty : could shorter be better and when will we know? / Pairon P. and Haddad FS. // *The Bone & Joint Journal*. — 2018. — Vol. 100-B (9). — P. 1133–1135. — DOI: 10.1302/0301-620X.100B9.BJJ-2018-0750.
  13. Primary stability of a short bone-conserving femoral stem : a two-year randomized controlled trial using radiostereometric analysis / R. J. Ferguson, J. A. Broomfield, T. T. Malak [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2018. — Vol. 100-B (9). — P. 1148–1156. — DOI: 10.1302/0301-620X.100B9.BJJ-2017-1403.R1.
  14. Fessy M. H. La double mobilité en marche dans les prothèses totales de hanche: Iere Intention&Reprise (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT) / M. H. Fessy. — Elsevier Masson. 2018. — 259 p. (French Edition)
  15. Trends in the use of dual mobility bearings in hip arthroplasty: an analysis of the American joint replacement registry / N. Heckmann, D. S. Weitzman, H. Jaffri [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2020. — Vol. 102-B (7 Supple B). — P. 27–32. — DOI: 10.1302/0301-620X.102B7.BJJ-2019-1669.R1.
  16. Blakeney W. G. Dual mobility total hip arthroplasty: should everyone get one? / W. G. Blakeney, J.-A. Epinette, P.-A. Venditoli // *EFORT Open Reviews*. — 2019. — Vol. 4: 541–547. — DOI: 10.1302/2058-5241.4.180045
  17. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: a systematic review / C. Riviere, J.-Y. Lazennec, C. V. D. Straeten [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2017. — Vol. 103 (4). — P. 559–568. — DOI: 10.1016/j.otsr.2017.02.014.
  18. Plummer D. R. Dual mobility in total hip arthroplasty / D. R. Plummer, B. D. Haugom, C. J. Della Valle // *The Orthopedic clinics of North America* 2014. — Vol. 45 (1). — P. 1–8. — DOI: 10.1016/j.ocl.2013.08.004.
  19. Long-term wear of dual mobility total hip replacement cups: explant study / B. Boyer, T. Neri, J. Geringer [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2018. — Vol. 42 (1). — P. 41–47. — DOI: 10.1007/s00264-017-3525-z.
  20. Femoral side-only revision options for the Birmingham resurfacing arthroplasty / M. K. Chan, M. Caudwell, A. Suchowersky, A. Ashton // *ANZ Journal of Surgery*. — 2019. — Vol. 89 (9). — P. 1016–1021. — DOI: 10.1111/ans.15036.
  21. Mid-term outcomes of dual mobility acetabular cups for revision total hip arthroplasty / S. F. Harwin, A. A. Sultan, A. Khlopas [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33. — P. 1494–1500. — DOI: 10.1016/j.arth.2017.12.008.
  22. Problems with cementless total knee arthroplasty at 11 years followup / R. A. Berger, J. H. Lyon, J. J. Jacobs [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2001. — No. 392. — P. 196–207. — DOI: 10.1097/00003086-200111000-00024.
  23. Cemented versus cementless total knee arthroplasty of the same modern design / D. Nam, C. M. Lawrie, R. Salih [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2019. — Vol. 101 (3). — P. 1185–1192. — DOI: 10.2106/JBJS.18.01162.
  24. Survivorship and functional outcomes of cementless versus cemented total knee arthroplasty: a meta-analysis / J. M. Newman, N. Sodhi, J. C. Dekis [et al.] // *J Knee Surg*. — 2020. — Vol. 33 (3). — P. 270–278. — DOI: 10.1055/s-009-1678525.
  25. How long does a knee replacement last? a systematic review and metaanalysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up / J. T. Evans, R. W. Walker, J. P. Evans [et al.] // *Lancet*. — 2019. — Vol. 393 (10172). — P. 655–663. — DOI: 10.1016/S0140-6736(18)32531-5.
  26. Mohammad HR, Kennedy JA, Mellon SJ, et al. Ten-year clinical and radiographic results of 1000 cementless Oxford unicompartmental knee replacements / H. R. Mohammad, J. A. Kennedy S. J. Mellon [et al.] // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2019. — Vol. 28 (5). — P. 1479–1487. — DOI: 10.1007/s00167-019-05544-w.
  27. <https://www.multivu.com/players/English/8471351-depuy-synthes-attune-cementless-knee-platform/>
  28. Guillemot F. Recent advances in the design of titanium alloys for orthopedic applications / F. Guillemot // *Expert Review of Medical Devices*. — 2005. — Vol. 2 (6). — P. 741–748. — DOI: 10.1586/17434440.2.6.741.
  29. Ramaswamy Y. Orthopedic coating materials: considerations and applications / Y. Ramaswamy, W. Chengtie, H. Zreiqat // *Expert Review of Medical Devices*. — 2009/ — Vol. 6 (4). — P. 423–430. — DOI: 10.1586/erd.09.17.
  30. Gbejuade H. O. The role of microbial biofilms in prosthetic joint infections / H. O. Gbejuade, A. M. Lovering, J. C. Webb // *Acta Orthopaedica*. — 2015. — Vol. 86 (2). — P. 147–158. — DOI: 10.3109/17453674.2014.966290.
  31. Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications / H. Chouirfa, H. Bouloussa, V. Migonney, C. Falentin-Daudré // *Acta Biomater*. — 2019. — Vol. 83. — P. 37–54. — DOI: 10.1016/j.actbio.2018.10.036.
  32. Costerton J. W. Biofilm theory can guide the treatment of device-related orthopaedic infections / J. W. Costerton // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2005. — No. 437. — P. 7–11. — DOI: 10.1097/00003086-200508000-00003.
  33. The relationship between the nanostructure of titanium surfaces and bacterial attachment / S. D. Puckett, E. Taylor, T. Raimondo, T. J. Webster // *Biomaterials*. — 2010. — Vol. 31 (4). — P. 706–713. — DOI: 10.1016/j.biomaterials.2009.09.081.
  34. Antibacterial titanium nano-patterned arrays inspired by dragonfly wings / C. M. Bhadra, V. K. Truong, V. T. H. Pham [et al.] // *Scientific Reports*. — 2015. — Vol. 5. — Article ID: 16817. — DOI: 10.1038/srep16817.
  35. Current options and emerging biomaterials for periprosthetic joint infection / A. E. Levack, E. L. Cyphert, M. P. Bostrom [et al.] // *Current Rheumatology Reports*. — 2018. — Vol. 20 (6). — Article ID: 33. — DOI: 10.1007/s11926-018-0742-4.
  36. Single-step electrochemical deposition of antimicrobial orthopaedic coatings based on a bioactive glass/chitosan/nano-silver composite system / F. Pishbin, V. Mourino, J. B. Gilchrist [et al.] // *Acta Biomaterialia*. — 2013. — Vol. 9 (7). — P. 7469–7479. — DOI: 10.1016/j.actbio.2013.03.006
  37. Nanotechnology / M. P. Sullivan, K. J. McHale, J. Parvizi, S. Mehta // *The Bone & Joint Journal*. — 2014. — 96-B (5). — P. 569–573. — DOI: 10.1302/0301-620X.96B5.33606.
  38. Trauner K. B. The emerging role of 3D-printing in arthroplasty and orthopedics / K. B. Trauner // *Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33 (8). — P. 2352–2354. — DOI: 10.1016/j.arth.2018.02.033.
  39. Uncemented custom computer-assisted design and manufacture of hydroxyapatite-coated femoral components / S. K. Muirhead-Allwood, N. Sandiford, J. A. Skinner [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. — 2010. — Vol. 92 (8). — P. 1079–1084. — DOI: 10.1302/0301-620X.92B8.23123.
  40. A 20-year followup evaluation of total hip arthroplasty in patients younger than 50 using a custom cementless stem / E. Dessyn, X. Flecher, S. Parratte [et al.] // *Hip International*. — 2018. — Vol. 29 (5). — P. 481–488. — DOI: 10.1177/1120700018803290.
  41. Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stressshielding following total hip arthroplasty / S. Arabnejad, B. Johnston, M. Tanzer, D. Pasini // *Journal of Orthopaedic Research*. — 2017. — Vol. 35. — P. 1774–1783. — DOI: 10.1002/jor.23445.
  42. Survivorship and clinical outcomes of custom triflange acetabular components in revision total hip arthroplasty: a systematic review / I. De Martino, V. Strigelli, G. Cacciola [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2019. — Vol. 34 (10). — P. 2511–2518. — DOI: 10.1016/j.arth.2019.05.032.



43. Clement N. D. Robot-assisted unicompartmental knee arthroplasty for patients with isolated medial compartment osteoarthritis is cost-effective / N. D. Clement, D. J. Deehan, J. T. Patton // *The Bone & Joint Journal*. — 2019. — Vol. 101-B (9). — P. 1063–1070. — DOI: 10.1302/0301-620X.101B9.BJJ-2018-1658.R1.
44. Use of robotic-arm assisted technique in complex primary total hip arthroplasty / W. Chai, R. Guo, K. L. Puah [et al.] // *Orthopaedic Surgery*. — 2020. — Vol. 12 (2). — P. 686–691. — DOI: 10.1111/os.12659.
45. Does robotic-assisted total hip arthroplasty improve accuracy of cup positioning? / J. A. Lawson, A. T. Garber, J. D. Stimac [et al.] // *The Journal of Hip Surgery*. — 2019. — Vol. 03 (04). — P. 176–180. — DOI: 10.1055/s-0039-1693480.
46. Robotic-Assisted total hip arthroplasty: outcomes at minimum two-year follow-up / R. L. Ilgen Nd, B. R. Bukowski, R. Abiola [et al.] // *Surgical Technology International*. — 2017. — Vol. 30. — P. 365–372.
47. Improved accuracy of component positioning with robotic-assisted unicompartmental knee arthroplasty / S. W. Bell, I. Anthony, B. Jones [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2016. — Vol. 98 (2). — P. 627–635. — DOI: 10.2106/JBJS.15.00664.
48. Lonner JH and Fillingham YA. Pros and cons: a balanced view of robotics in knee arthroplasty / J. H. Lonner, Y. A. Fillingham // *Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33 (8). — P. 2007–2013. — DOI: 10.1016/j.arth.2018.03.056.
49. Volpin A. New advances in robotic surgery in hip and knee replacement / A. Volpin, C. Maden, S. Konan // *Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery* / Mohammad H. Abedin-Nasab (ed.). — Elsevier, 2020. — C. 397–410. — DOI: 10.1016/C2017-0-01316-2.
50. Robotic-Arm assisted total knee arthroplasty demonstrated greater accuracy and precision to plan compared with manual techniques / E. L. Hampp, M. Chughtai, L. Y. Scholl [et al.] // *The Journal of Knee Surgery*. — 2019. — Vol. 32 (3). — P. 239–250. — DOI: 10.1055/s-0038-1641729.
51. Imageless, robotic-assisted total knee arthroplasty combined with a robotic tensioning system can help predict and achieve accurate postoperative ligament balance / S. Shalhoub, J. M. Lawrence, J. M. Keggi [et al.] // *Arthroplasty Today*. — 2019. — Vol. 5 (3). — P. 334–340. — DOI: 10.1016/j.artd.2019.07.003.
52. Improved functional outcomes with robotic compared with manual total hip arthroplasty / B. R. Bukowski, P. Anderson, A. Khlopas [et al.] // *Surgical Technology International*. — 2016. — Vol. 29. — P. 303–308.
53. Utilization of Robotic-Arm assisted total knee arthroplasty for soft tissue protection / A. A. Sultan, N. Piuze, A. Khlopas [et al.] // *Expert Review of Medical Devices*. — 2017. — Vol. 14 (12). — P. 925–927. — DOI: 10.1080/17434440.2017.1392237.
54. The effectiveness of robotic hip and knee arthroplasty on patient-reported outcomes: a systematic review and meta-analysis / S. Karunaratne, M. Duan, E. Pappas [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2019. — Vol. 43 (6). — P. 1283–1295. — DOI: 10.1007/s00264-018-4140-3.
55. Robotic arm-assisted vs conventional unicompartmental knee arthroplasty: a Metaanalysis of the effects on clinical outcomes / F. Zhang, H. Li, Z. Ba [et al.] // *Medicine*. — 2019. — Vol. 98 (35). — Article ID : e16968. — DOI: 10.1097/MD.00000000000016968.
56. Can Robot-Assisted unicompartmental knee arthroplasty be Cost-Effective? A markov decision analysis / W. E. Moschetti, J. F. Konopka, H. E. Rubash, J. W. Genuario // *The Journal of Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 31. — P. 759–765. — DOI: 10.1016/j.arth.2015.10.018.

Стаття надійшла до редакції 01.11.2021

## MODERN TRENDS IN THE DEVELOPMENTS OF HIP AND KNEE ARTHROPLASTY

I. M. Zazirnyi, K. I. Barabash

Centre of orthopaedics, traumatology and sport medicine of «Feofaniya» Hospital by State administration, Kyiv. Ukraine

✉ Igor Zazirnyi, MD, DSci in Orthopaedics and Traumatology: zazirny@ukr.net

✉ Kateryna Barabash, MD: barabash.kateryna.i@gmail.com