Травма

УДК 616.728.3-089.843(048.8) DOI: 10.22141/1608-1706.4.20.2019.178741

Зазірний І.М., Рижков Б.
Клінічна лікарня «Феофанія» ДУС, м. Київ, Україна

Розвиток тотального ендопротезування колінного суглоба за останні 50 років

Резюме. *Сучасне ендопротезування колінного суглоба бере свій початок у 1970-х роках, коли були розроблені тотальні анатомічні кондилярні (виросткові) імплантати Інсала, Ранавата, Скотта та Ковентрі. За 50 років після цього видатного ортопедичного досягнення важливо проаналізувати технічний прогрес в ендопротезуванні колінного суглоба. Цей огляд присвячений розвитку ендопротезування колінного суглоба за останній період. Зокрема, огляд висвітлює тенденції в епідеміології, досягнення в галузі розробки імплантатів, а також нові технології з акцентом на проектування й імплантацію за допомогою цифрових технологій.*

Ключові слова: *тотальне ендопротезування колінного суглоба; конструкція імплантатів; комп'ютер-асистоване тотальне ендопротезування колінного суглоба*

Вступ

Тотальне ендопротезування колінного суглоба (ТЕПКС) визнане ефективним лікуванням захворювань суглобів з високим рівнем задоволеності пацієнтів. За останні 50 років було досягнуто значного прогресу в багатьох аспектах тотального ендопротезування колінного суглоба. Це породило дослідження та розробки новітніх методів в цій галузі, щоб поліпшити безпеку пацієнтів та покращити результати лікування. Удосконалення конструкцій імплантатів та хірургічної техніки призвело до збільшення кількості операцій ТЕПКС, використання більшого спектра імплантатів і зростання задоволення пацієнтів після проведеного ендопротезування колінного суглоба [1].

Епідеміологія

Перші технології ТЕПКС були недосконалими внаслідок виникнення катастрофічних асептичних ускладнень та прискореного зношення поліетиленових компонентів. За поганих результатів хірурги неохоче розширювали галузь ендопротезування, що обмежувало можливості хворих отримати імплантацію конструкцій. Поступово, завдяки поліпшенню хірургічних методик та конструкцій імплантатів, так само поліпшувались клінічні результати, що призвело до збільшення попиту на тотальне ендопротезування колінного суглоба з середини 1990-х до 2010-х років.

Bang et al. [2] використовували дані Національної госпітальної вибірки (Nationwide Inpatient Sample) для оцінки кількості щорічних процедур ТЕПКС з 1996 по 2005 рік. Вони виявили, що кількість загальних втручань, проведених у Сполучених Штатах Америки, зросла з 253 123 випадків у 1996 році до 497 419 випадків у 2005 році. Кількість ревізійних втручань зросла відповідно з 21 264 у 1996 році до 39 985 у 2006 році. Загальна кількість операцій ТЕПКС була значно вищою за кількість операцій тотального ендопротезування кульшового суглоба.

Сучасні демографічні дані США щодо ТЕПКС в 2004 році показали, що середній вік пацієнта становив 67 років, а 64 % хворих — це жінки. У 60 % ТЕПКС основним платником була державна програма Medicare, а 87 % втручань проведені в міських лікарнях. Крім того, автори визнали стійке збільшення кількості ТЕПКС у пацієнтів віком від 40 до 64 років протягом дослідження [2].

Kurtz et al. [3] використовували дані національного дослідження лікарняних випадків (NHDS) для кількісної оцінки первинного та ревізійного ендопротезування колінного суглоба в період 1990–2002 рр. на основі віку та статі пацієнта. Вони виявили, що кількість як первинних, так і ревізійних ендопротезувань збільшилась на 20 % протягом періоду дослідження. Також у своєму дослідженні вони виявили, що загальна кількість як первинних, так і ревізійних ендопротезувань

© «Травма» / «Травма» / «Trauma» («Travma»), 2019
© Видавець Заславський О.Ю. / Издатель Заславский А.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2019

Для кореспонденції: Зазірний І.М., клінічна лікарня «Феофанія» Державного управління справами, вул. Академіка Заболотного, 21, м. Київ, 03680, Україна; e-mail: zazirny@ukr.net
For correspondence: I.M. Zazirnyi, Clinical Hospital "Feofaniya" of the Agency of State Affairs, Academic Zabolotny st., 21, Kyiv, 03680, Ukraine, e-mail: zazirny@ukr.net

загалом зросла на 200 % протягом всього періоду їх дослідження. Найбільший темп зростання виявили у групах чоловіків та жінок старше за 65 років. Було встановлено, що середня кількість ревізійних ендопротезувань колінного суглоба становить 8,2 %. Тому з даного дослідження стає зрозуміло, що збільшилась кількість ревізійних втручань.

Крім того, важливо відзначити еволюцію демографічних даних пацієнтів, а також зростання кількості процедур з часом. Kurtz et al. [4] знову використали дані NHDS 2007 року, щоб передбачити застосування ТЕПКС у 2005–2030 роках. Вони підрахували, що попит на первинне ендопротезування колінного суглоба збільшиться на 601 %, унаслідок чого до 2030 р. буде проведено 3,48 млн операцій щорічно.

Розвиток імплантатів

З початку 1990-х років відзначимо три основні досягнення у виробництві компонентів для тотального ендопротезування колінного суглоба. Це поява новітніх видів поліетилену, винайдення альтернативих пар тертя та розробка імплантатів, що дозволяють більше згинання. Ці зміни надихнули компанії-виробники докласти всіх зусиль до розробки кращих імплантатів з надійними складовими, що функціонували би багато років, що, у свою чергу, збільшувало задоволеність пацієнтів та забезпечувало кращий результат в післяопераційному періоді.

Поліетилен

Одною з поширених проблем поліетиленових компонентів було їх розшарування [5]. McGovern et al. [6] у своїх дослідженнях виявили, що під час стерилізації за допомогою гамма-випромінювання в повітрі компоненти піддавалися пошкодженню. Дані пошкодження включали в себе високий ступінь окислення та розшарування поверхонь. Також вони виявили обернений зв'язок між терміном зберігання поліетилену після стерилізації і терміном до його застосування під час оперативних втручань. Завдяки їх дослідженням дані методи стерилізації були віднесені до несумісних. Багато з цих результатів привели до підвищення вимог до тестування поліетиленових компонентів, які використовуються для ТЕПКС.

Виробники імплантатів звернулись до ідеї стерилізації газовою плазмою та етиленоксидом, тому що ці методи стерилізації не генерують вільних радикалів, які формуються в повітряному середовищі. Як альтернативу поліетилен можна піддавати гамма-опроміненню у вакуумних упаковках [5]. За рахунок поліпшення модифікацій переробки і подальшої обробки поліетилену виробники поліпшили показники зношування цього матеріалу.

На даний момент більшість компаній-виробників імплантатів для ТЕПКС пропонують HCL-поліетилен (highly cross-linked polyethylene, HCLPE). HCLPE показав, що при використанні цього матеріалу в тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба знос компонентів став набагато меншим. Використання HCLPE під час тотального ендопротезування кульшового суглоба показує довше виживання імплантату, що висвітлено в літературі та сумісних реєстрах в Європі та Австралії. Хоча деякі автори в своїх короткострокових дослідженнях виявили, що HCLPE безпечний в короткотривалій перспективі для використання при ТЕПКС [7, 8], на сьогодні немає доказової бази для його використання в первинних випадках. Крім того, було декілька повідомлень про пошкодження імплантату з HCLPE в пацієнтів, яким було виконано ТЕПКС. Деякі виробники почали пропонувати поліетилен з вітаміном Е з метою поліпшення механічної міцності при зниженні окислення.

Хоча фундаментальні наукові результати здаються багатообіцяючими, достатніх клінічних даних в наукових публікаціях та національних регістрах поки що немає.

Мобільні або фіксовані тибіальні поліетиленові платформи

Протези з рухомою тибіальною поліетиленовою платформою для ТЕПКС були розроблені для усунення деяких недоліків, що були притаманні протезам з фіксованою тибіальною поліетиленовою платформою. За своєю конструкцією рухомі опорні системи колінного суглоба більшою мірою відповідають суглобу, ніж стаціонарні опорні системи. Розробники імплантатів вважали, що збільшення площі контакта з компонентом має теоретично зменшити зношення поліетилену і знизити ризик ослаблення компонентів протеза. У той же час, хоча збільшення площі контакту повинно призводити до меншого зношення поліетилену, вияснилося, що саме рухома тибіальна поліетиленова платформа, яка фактично збільшує крутний момент на поверхні імплантату, що виникає внаслідок збільшення площі контакту, призводить до швидшого зношення. Проблеми з механізмом замикання та зношенням задньої частини тибіальної поліетиленової платформи, а також різниця між конструкціями з рухомими і фіксованими тибіальними поліетиленовими платформами обговорюються в літературі [11, 12]. Однак на сьогодні в більшості досліджень не вдається показати суттєву різницю між рухомими та фіксованими тибіальними поліетиленовими платформами.

Luna et al. [13] порівнювали результати ТЕПКС з фіксованою та рухомою тибіальною поліетиленовою платформою у пацієнтів віком 60–85 років. Усі імплантати з фіксованою тибіальною поліетиленовою платформою, використані в даному дослідженні, мали повністю поліетиленовий великогомілковий компонент. У післяопераційному періоді при мінімальному 2-річному періоді дослідження в діапазоні рухів та в клінічних тестах різниці в групах хворих не було виявлено.

Kim et al. [14] у період з 2000 по 2001 рік виконали ендопротезування обох колінних суглобів у 174 пацієнтів. Кожен з них отримав один протез з рухомою тибіальною поліетиленовою платформою, а з проти-

лежної сторони — з фіксованою. При середньому терміні дослідження 6 років показники клінічних шкал, діапазону рухів були приблизно однаковими для обох конструкцій імплантатів.

Namba et al. [15] вивчали групу хворих загальною кількістю 47 339, яким було проведено імплантацію колінного суглоба з мобільними та фіксованими тибіальними поліетиленовими платформами, для того щоб оцінити ризики ревізій. Вони виявили однаковий ризик розвитку пошкодження як фіксованих, так і мобільних тибіальних поліетиленових платформ. Лише моделі з мобільною тибіальною платформою з низьким контактним напруженням (тип LCS) показали підвищений ризик ревізійних втручань порівняно з аналогами з фіксованими платформами.

У серії з 42 пацієнтами Pjils et al. [16] не виявили істотної різниці між фіксованими та рухомими імплантатами за 10–12-річних спостережень.

Наразі не існує переконливих доказів, які б підтримували використання імплантатів, що мають мобільну тибіальну поліетиленову платформу [17]. Нещодавній метааналіз не виявив різниці в обсязі рухів ендопротезованого колінного суглоба, рентгенологічних результатах, якості життя пацієнтів [18]. Проте для підтримки чи спростування висновків вищезазначених досліджень необхідні довгострокові дослідження та функціональні дані [19].

Конструкції з можливістю більшого згинання

Імплантати з підвищеною можливістю більшого згинання були розроблені для збільшення механічного діапазону рухів, дозволеного стандартними загальними колінними імплантатами. Досвід використання цих конструкцій показав, що багато факторів впливають на діапазон післяопераційних рухів, а імплантати можуть не бути обмежувальними чинниками. Крім того, підвищена вартість і збільшена резекція кістки, характерні для конструкцій з можливістю більшого згинання, обмежили їх клінічну цінність і широке застосування (рис. 1, 2).

Hamilton et al. [21] порівняли серію з 142 ТЕПКС з можливістю більшого згинання та стандартні конструкції з мобільними тибіальними поліетиленовими платформами. Вони не виявили різниці між двома типами конструкцій в діапазоні рухів у післяопераційному періоді протягом одного року спостережень. Функціональні показники були схожими між двома групами. Проте в групі пацієнтів, яким було встановлено імплантати з можливістю більшого згинання, у післяопераційному періоді відзначалась крепітація колінного суглоба. Унаслідок високої вартості та збільшення кісткової резекції, пов'язаної з використанням імплантатів з можливістю більшого згинання, автор не рекомендував застосування даних систем для рутинного ТЕПКС.

Kim et al. [22] порівнювали зношування та остеоліз у 100 пацієнтів, яким було виконано двосторонню за-

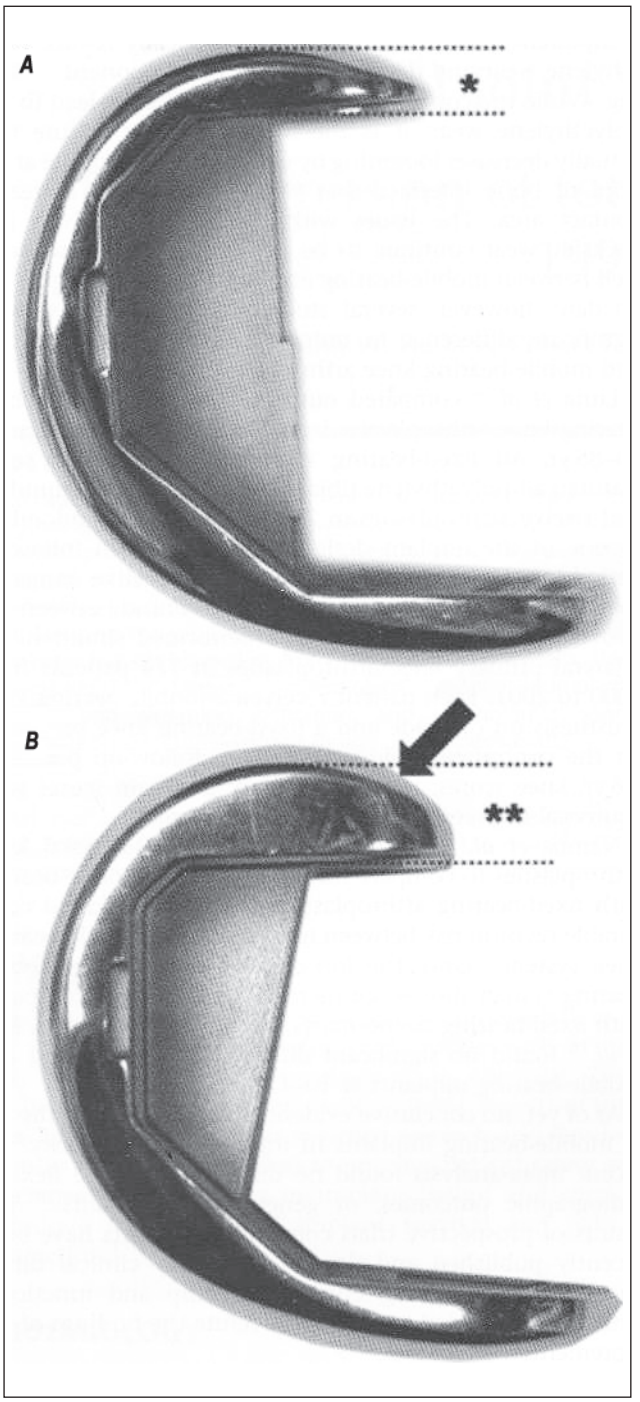

Рисунок 1: А — імплантат PFC Sigma RP (з мобільною тибіальною поліетиленовою платформою); В — імплантат PFC Sigma Rotating Platform з можливістю більшого згинання, який має прогресивну сагітальну криву (стрілка) для збільшення зони суглобового контакту при високих кутах згинання. Задній стегновий виросток імплантату колінного суглоба з можливістю більшого згинання (подвійна зірочка) товщий, ніж у стандартної конструкції (зірочка), для меншого навантаження на поліетиленову платформу у моделі з можливістю більшого згинання (з роботи Choi et al. [20])

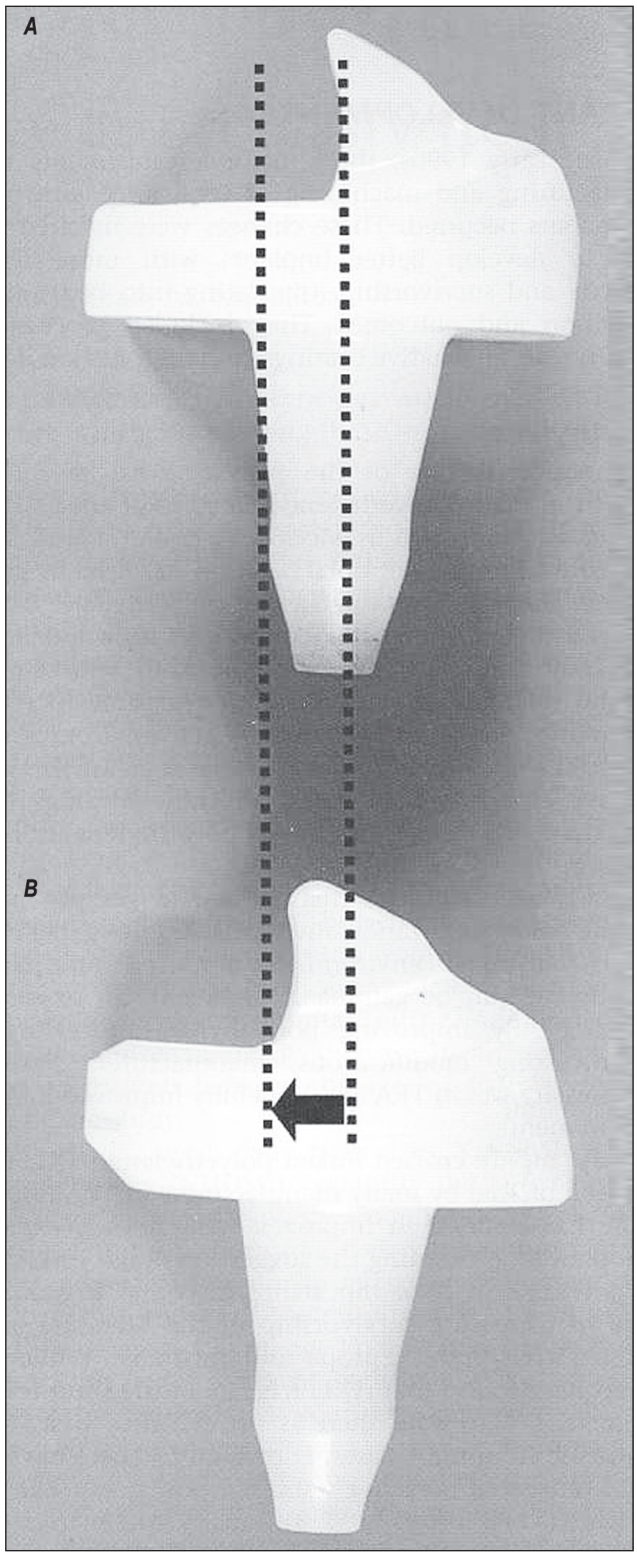

Рисунок 2: А — тибіальна поліетиленова платформа стандартного дизайну колінного імплантату; В — тибіальна поліетиленова платформа з можливістю більшого згинання, у якій виступ платформи розташований дозаду (стрілка) для посилення заднього віддалення стегнової кістки під час максимального згинання гомілки (з роботи Choi et al. [20])

міну колінних суглобів. У кожного пацієнта був один стандартний задньостабілізуючий імплантат, а з іншої сторони імплантат з можливістю більшого згинання. При мінімальному 10-річному спостереженні різниці в амплітуді рухів, остеолізі та функції між двома колінними суглобами у хворих не було виявлено.

Зважаючи на нестачу вагомих доказів на підтримку використання конструкцій з можливістю більшого згинання при ТЕПКС, застереження щодо їх клінічної корисності залишаються. Національні регістри демонструють низький відсоток (від 10 до 15) застосування таких конструкцій

Радіус кривизни

У сучасних конструкціях для ТЕПКС виробники намагались поліпшити кінематику та довговічність імплантатів, змінюючи радіус кривизни стегнового компонента. На даний момент існують два основні варіанти: однорадіальний та двохрадіальний. Прихильники новітніх конструкцій з одним радіусом виступають за поліпшення функціональних результатів за рахунок поліпшення кінематики [23]. У рентгенкінетичних дослідженнях конструкцій зі збереженням задньої хрестоподібної зв'язки з одним радіусом було виявлено, що в середньому відділі конструкції був більший відкат гомілки дозаду (roll back) порівняно з мультирадіусними конструкціями [24]. У біомеханічному дослідженні на трупах Stoddart et al. не виявили суттєвої різниці при застосуванні обох конструкцій щодо стабільності в положенні згинання гомілки 30–90 градусів (midflexion stability) [25].

Результати іншого дослідження, проведеного також на трупному матеріалі, виявили низьку силу чотирьохголового м'яза стегна при використанні однорадіусного імплантату порівняно з мультирадіусними зразками [26].

Однак довготривалих проспективних рандомізованих досліджень, які б оцінювали різницю цих двох типів конструкцій, на сьогодні не виявлено.

Медіально-стабілізований дизайн імплантату (Medial Pivot)

Відтворення руху в медіальному відділі колінного суглоба з 30 градусів згинання до повного згинання було зроблено з використанням специфічних в конструкції колінного імплантату особливостей. У США компанія Wrigth Medical запропонувала медіально-стабілізований дизайн імплантату з крученням у медіальному відділі та ковзанням у латеральному (Medial Pivot Knee), який має конструкцію, що зберігає задню хрестоподібну зв'язку і обмежує кісткову резекцію. Імплантат стегна має єдиний радіус, а тибіальна поліетиленова платформа має більше конгруентності в медіальному відділі і менше конгруентності в латеральному відділі. Це забезпечує ротацію гомілки в згинанні навколо осі кручення в медіальному відділі.

Опубліковано кілька робіт, у яких досліджувалась кінематика хворих з даним типом імплантатів і були виявлені переваги функціонування системи Medial

Pivot Knee і краща можливість хворих стояти на колінах [27, 28].

Інша розробка запропонована компанією Aesculap B Braun кілька років тому під назвою Vega Knee system. Вона також забезпечує центральне розміщення медіального виростка стегнового компонента на тибіальній поліетиленовій платформі під час згинання гомілки і ковзання латерального виростка стегнового компонента дозаду [29].

Комп'ютер-асистована хірургія

Використання навігаційних систем під час артропластики колінного суглоба вперше було запроваджено в 1990-х роках з метою підвищення точності опилів кістки та покращення клінічного ефекту [33]. Хоча використання даних систем зросло протягом останніх 20 років, особливо у пацієнтів із екстраартикулярними деформаціями, комп'ютер-асистовані системи не змогли витіснити традиційні оперативні втручання з декількох причин. До них відносять збільшення тривалості накладання артеріального турнікета, але основне — це збільшення вартості оперативного втручання.

Що стосується механічного вирівнювання, Kim et al. [32] показали, що комп'ютерна навігація (КН) покращує фронтальне вирівнювання при ТЕПКС. Під час дослідження 147 ТЕПКС післяопераційне положення компонентів визначалось за допомогою панорамних рентгенограм. Було виявлено, що у 78 % хворих після ТЕПКС з використанням комп'ютерної навігації положення компонентів було в межах 2° від нейтральної механічної осі порівняно з 58 % в групі хворих з традиційними оперативними втручаннями. Подальший метааналіз підтверджує висновки про те, що комп'ютерна навігація поліпшує стояння імплантатів порівняно з традиційними методами втручання.

У проспективному дослідженні двостороннього одночасного ендопротезування колінних суглобів Weng et al. [35] виявили перевагу механічного вирівнювання осі нижньої кінцівки при виконанні ТЕПКС із застосуванням комп'ютерної навігації. Також було виявлено, що крововтрата під час ТЕПКС з комп'ютерною навігацією була суттєво меншою порівняно з традиційною технікою, але час операції при застосуванні КН був суттєво більшим і час використання турнікета був збільшений на 21 хвилину.

Оскільки положення компонентів ендопротезу та відновлення механічної осі нижньої кінцівки є важливими при ТЕПКС, ортопеди бажають покращення функціональних післяопераційних результатів для обґрунтування додаткових витрат на проведення операції з КН. У літературі триває дискусія з приводу наявності функціональних переваг у хворих після ТЕПКС з КН. Harvie et al. [36] досліджували 5-річні наслідки у 46 хворих після ТЕПКС із застосуванням КН та традиційної техніки ТЕПКС. У хворих після ТЕПКС із застосуванням КН положення компонентів на рентгенограмах було суттєво кращим, але рівень задоволення хворих та функціональна оцінка колінного суглоба були однаковими в обох групах пацієнтів.

Seon et al. [37] виявили покращення співвідношення прямокутних проміжків у положенні розгинання та 90 градусів згинання гомілки в групі хворих, яким ТЕПКС було проведено з КН, порівняно з пацієнтами, яким було проведено ТЕПКС традиційно. Проте функціональна оцінка колінного суглоба у хворих після ТЕПКС була однакова як за умови застосування КН, так і без КН. Інше рандомізоване дослідження [38] порівнювало функціональні результати у хворих після ТЕПКС із застосуванням КН та без неї і не виявило статистично вірогідної різниці. Але робота Choong et al. [39] продемонструвала, що у групі хворих після ТЕПКС із застосуванням КН одержані кращі як рентгенологічні результати, так і оцінки функції суглобів порівняно з пацієнтами, яким виконано традиційну ТЕПКС.

Burnett et al. [40] виконали метааналіз публікацій щодо результатів ТЕПКС з КН і не виявили середньотермінових та довготермінових переваг КН щодо покращення функціональних результатів та зменшення частоти ревізійних втручань. Незначна кількість публікацій в літературі обумовлює контроверсійність поглядів на застосування КН при ТЕПКС. Необхідні подальші дослідження даної технології ТЕПКС.

Робот-асистовані операції також були запропоновані для покращення позиціювання компонентів, корекції механічної осі кінцівки, покращення умов тертя на штучних поверхнях та довготривалого клінічного результату [41]. Були запропоновані такі роботизовані системи, як MAKO, Robodoc, THNK, Rosa, що являють собою як повністю автономні системи, так і напівавтоматизовані (роботизована «рука»). Метою їх застосування також було досягнення кращого позиціювання компонентів, кращої корекції осі кінцівки, зменшення часу операції [42, 43]. Проте в незначній кількості публікацій щодо застосування роботизованої техніки при ТЕПКС немає статистично вірогідних даних щодо покращення функціональних результатів у хворих після ТЕПКС [44].

Індивідуально виготовлені блоки для опилів при ТЕПКС

Багато хірургів вважали, що в комп'ютерної навігаційної хірургії було занадто багато недоліків, щоб регулярно використовувати ці системи. Вони включали збільшення операційного часу, вартості та проблем, що відносяться до фіксації опорних базових насадок у стегні та гомілці, з повідомленнями про перипротезні переломи через ці отвори.

Тому хірурги і виробники розробили на основі КТ-зображення попередньо виготовлені спеціальні блоки для резекції суглобової поверхні. При цьому комп'ютерна навігація здійснюється за межами операційної. Індивідуальний блок для резекції прикріплюється до кістки пацієнта під час операції і теоретично забезпечує параметри, специфічні для пацієнта. Прихильники показують скорочення операційного часу і добре відновлення механічної осі, але точність імплантації компонентів і клінічні результати на сьогодні не

мають доказової бази для їх звичайного використання в первинному ТЕПКС [46, 47]. Додаткові витрати на дослідження зображень перед операцією і додаткове виробництво ріжучих блоків (часто в рази перевищують 1000 дол. США на випадок) — це значні недоліки для системи охорони здоров'я, яка повинна контролювати витрати.

Індивідуально виготовлені компоненти при ТЕПКС

Подальший розвиток комп'ютерних технологій в ТЕПКС продемонструвала компанія Conformis, яка запропонувала на основі КТ-зображення індивідуальне виготовлення феморального та тибіального компонентів та двох (латеральної та медіальної) тибіальних поліетиленових платформ. На сьогодні це рішення є найбільш наближеним до нативного колінного суглоба з урахуванням специфіки конкретного хворого [48, 49].

Хірургічні доступи

Протягом останніх 30 років у літературі повідомлялося про різні альтернативи стандартному медіальному парапателярному доступу до колінного суглоба. Такі підходи, як правило, є мінімально інвазивними або призначені для зведення до мінімуму травми м'яких тканин і поліпшення клінічних результатів після операції. Хоча необхідні більш тривалі дослідження, у поточній літератури, схоже, не підтримується мінімалістський підхід на даний час.

Wulker et al. [50] вивчили результати лікування у 134 пацієнтів або зі стандартним, або з мінімально інвазивним доступом з використанням протеза Genesis II (Smith and Nephew, Memphis, TN, США). Середня довжина розрізу в групі з мінімально інвазивним доступом становила 12,4 ± 2,4 см порівняно з 18,6 ± 3,6 см в групі стандартного підходу. При спостереженні протягом 1 року не було виявлено суттєвих відмінностей в обсязі рухів, показниках функції колінного суглоба або показниках болю між двома групами. McAllister et al. [51] досліджували серію з 200 ендопротезувань колінного суглоба за 2-річний період. Сто ендопротезувань були виконані з використанням стандартного медіального парапателярного доступу, а інша половина — з використанням мінімально інвазивних методів та інструментів. У групі з мінімально інвазивним доступом використовувалася медіальна парапателярна артротомія без вивиху великогомілкової кістки або інверсії надколінка. Автори виявили ранню перевагу мінімально інвазивного підходу: збільшення згинання та зменшення болю через 12 тижнів. Менше пацієнтів в цій групі вимагали післяопераційних маніпуляцій. Проте через 1 рік спостереження не було виявлено суттєвих відмінностей між двома групами. Gandhi R. et al. [52] провели метааналіз, порівнюючи частоту ускладнень як при стандартному підході, так і при мінімально інвазивному доступі при ТЕПКС. Автори виявили значне збільшення ускладнень після мінімально інвазивних доступів.

Висновки

Тотальне ендопротезування колінного суглоба демонструє значні успіхи за останні три десятиріччя. Оскільки клінічні результати покращилися, демографічні дані пацієнтів і хірургічні показання продовжують розширюватися. Це збільшення обсягу хірургічного втручання не обходиться без ризиків, оскільки в майбутньому частота ревізій буде продовжувати зростати. Крім того, проблеми лікарів з точки зору хірургічного навчання можуть обмежувати здатність хірургів-ортопедів задовольняти потребу суспільства в ендопротезуванні колінного суглоба в майбутньому. Покращення і зміни в дизайні імплантатів були впроваджені і досліджені з різним ступенем успіху. У той час як поліпшення у виробництві поліетилену призвело до поліпшення показників зношення, переваги мобільних тибіальних платформ і конструкцій з можливістю більшого згинання ще необхідно вивчити. Нові технології, такі як комп'ютерна хірургія, обіцяють переваги поліпшеного механічного вирівнювання, що призводить до теоретично кращих результатів. Проте ця технологія все ще перебуває в зародковому стані, і для підтвердження і підтримки її повсякденного використання необхідні високоякісні довгострокові дослідження. Крім того, на даний час застосування популярних і косметично прийнятних мінімально інвазивних доступів обмежене сумнівними функціональними результатами і деяким збільшенням ускладнень.

Зважаючи на загальне поліпшення як імплантатів, так і техніки ендопротезування колінного суглоба за останні 30 років, у майбутньому можна очікувати подальшого стрімкого розвитку ТЕПКС.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Mihalko W.M. Arthroplasty of the knee. In: Canale S.T., Beaty J.H., eds. Campbell's Operative Orthopaedics. 12th edition. Philadelphia: Elsevier-Mosby. 2013. 376-444.

2. Bang H., Chiu Y.L., Memtsoudis S.G., et al. Total hip and total knee arthroplasties: trends and disparities revisited. Am. J. Orthop. 2010. 39(9). E 95-102.

3. Kurtz S., Mowat F., Ong K., et al. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. J. Bone Joint Surg. 2005. 87. 1487-1497.

4. Kurtz S., Ong K., Lau E., et al. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. J. Bone Joint Surg. 2007. 89. 780-785.

5. Muratoglu O.K., Mark A., Vittetoe D.A., et al. Polyethylene damage in total knees and use of highly crosslinked polyethylene. J. Bone Joint Surg. 2003. 85(A). Suppl. 1. S7-S13.

6. McGovern T.F., Ammeen D.J., Collier J.P., et al. Rapid polyethylene failure of unicondylar tibial components sterilized with gamma irradiation in air and implanted after a long shelf life. J. Bone Joint Surg. 2002. 84(A). 901-906.

7. Inacio M.C., Cafri G., Paxton E.W., et al. Alternative bearings in total knee arthroplasty: risk of early revision compared to traditional bearings: an analysis of 62,177 primary cases. Acta Orthop. 2013. 84. 145-152.

8. Hodrick J.T., Severson E.P., McAlister D.S., et al. Highly crosslinked polyethylene is safe for use in total knee arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res. 2008. 466. 2806-2812.

9. Jung K.A., Lee S.C., Hwang S.H., et al. Fractured polyethylene tibial post in a posterior-stabilized knee prosthesis presenting as a floating palpable mass. Knee Surg. 2009. 22. 374-376.

10. Mauerhan D.R. Fracture of the polyethylene tibial post in a posterior cruciate-substituting total knee arthroplasty mimicking patellar clunk syndrome: a report of 5 cases. Arthroplasty. 2003. 18. 942-945.

11. Engh G.A., Zimmerman R.L., Parks N.L., et al. Analysis of wear in retrieved mobile and fixed bearing knee inserts. Arthroplasty. 2009. 24(6 Suppl.). 28-32.

12. Lu Y.C., Huang C.H., Chang T.K., et al. Wear pattern analysis in retrieved tibial inserts of mobile-bearing and fixed-bearing total knee prostheses. Bone Joint Surg. 2010. 92(B). 500-507.

13. Luna J.T., Sembrano J.N., Gioe T.J. Mobile and fixed-bearing (all polyethylene tibial component) total knee arthroplasty designs: surgical technique. Bone Joint Surg. 2010. 92(A). Suppl. 1. Pt. 2. 240-249.

14. Kim Y.H., Kim D.Y., Kim J.S. Simultaneous mobile- and fixed-bearing total knee replacement in the same patients. A prospective comparison of mid-term outcomes using a similar design of prosthesis. Bone Joint Surg. 2007. 89(B). 904-910.

15. Namba R.S., Inacio M.C., Paxton E.W., et al. Risk of revision for fixed versus mobile-bearing primary total knee replacements. Bone Joint Surg. 2012. 94(A). 1929-1935.

16. Pijls B.G., Valstar E.R., Kaptein B.L., et al. Differences in long-term fixation between mobile-bearing and fixed-bearing knee prostheses at ten to 12 years' follow-up: a single-blinded randomised controlled radiostereometric trial. Bone Joint Surg. 2012. 94(B). 1366-1371.

17. Cheng M., Chen D., Guo Y., et al. Comparison of fixed- and mobile-bearing total knee arthroplasty with a mean five-year follow-up: a meta-analysis. Exp. Ther. Med. 2013. 6. 45-51.

18. Sykes J., Snearly C., Benner R., et al. Comparison of mobile bearing and fixed bearing total knee arthroplasty outcomes: a review of the literature. ASTM Int. 2011. 8. doi:10.1520/JAI103168.

19. Ferguson K.B., Bailey O., Anthony I., et al. A prospective randomized study comparing rotating platform and fixed bearing total knee arthroplasty in a cruciate substituting design — outcomes at two year follow-up. Knee. 2013. [Epub ahead of print].

20. Choi W.C., Lee S., Seong S.C., et al. Comparison between standard and high-flexion posterior-stabilized rotating-platform mobile- bearing knee arthroplasties: a randomized controlled trial. Bone Joint Surg. 2010. 92(A). 2634-2642.

21. Hamilton W.G., Sritulanondha S., Engh C.A. Jr. Prospective randomized comparison of high-flex and standard rotating platform total knee arthroplasty. Arthroplasty. 2011. 26(6 Suppl.). 28-34.

22. Kim Y.H., Sohn K.S., Kim J.S. Range of motion of standard and high-flexion posterior stabilized total knee prostheses. A prospective, randomized study. Bone Joint Surg. 2005. 87(A). 1470-1475.

23. Cook L.E., Klika A.K., Szubski C.R., et al. Functional outcomes used to compare single radius and multiradius of curvature designs in total knee arthroplasty. Knee Surg. 2012. 25. 249-253.

24. Kessler O., Dürselen L., Banks S., et al. Sagittal curvature of total knee replacements predicts in vivo kinematics. Clin. Biomech. 2007. 22. 52-58.

25. Stoddard J.E., Deehan D.J., Bull A.M., et al. The kinematics and stability of single-radius versus multi-radius femoral components related to mid-range instability after TKA. Orthop. Res. 2013. 31. 53-58.

26. Ostermeier S., Stukenborg-Colsman C. Quadriceps force after TKA with femoral single radius. Acta Orthop. 2011. 82. 339-343.

27. Barnes C.L., Sharma A., Blaha J.D., et al. Kneeling is safe for patients implanted with medial-pivot total knee arthroplasty designs. Arthroplasty. 2011. 26. 549-550.

28. Miyazaki Y., Nakamura T., Kogame K., et al. Analysis of the kinematics of total knee prostheses with a medial pivot design. Arthroplasty. 2011. 26. 1038-1044.

29. Grupp T.M., Saleh K.J., Mihalko W.M., et al. Effect of anterior-posterior and internal-external motion restraint during knee wear simulation on a posterior stabilised knee design. Biomech. 2013. 46. 491-497.

30. Ward T.R., Burns A.W., Gillespie M.J., et al. Bicruciate-stabilised total knee replacements produce more normal sagittal plane kinematics than posterior-stabilised designs. Bone Joint Surg. 2011. 93(B). 907-913.

31. Kuroyanagi Y., Mu S., Hamai S., et al. In vivo knee kinematics during stair and deep flexion activities in patients with bicruciate substituting total knee arthroplasty. Arthroplasty. 2012. 27. 122-128.

32. Kim S.J., MacDonald M., Hernandez J., et al. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: improved coronal alignment. Arthroplasty. 2005. 20(Suppl. 3). 123-131.

33. Delp S.L., Stulberg S.D., Davies B., et al. Computed assisted knee replacement. Clin. Orthop. Relat. Res. 1998. 354. 49-56.

34. Hetaimish B.M., Khan M.M., Simunovic N., et al. Meta-analysis of navigation vs. conventional total knee arthroplasty. Arthroplasty. 2012. 27. 1177-1182.

35. Weng Y.J., Hsu R.W., Hsu W.H. Comparison of computer-assisted navigation and conventional instrumentation for bilateral total knee arthroplasty. Arthroplasty. 2009. 24. 668-673.

36. Harvie P., Sloan K., Beaver R.J. Computer navigation vs conventional total knee arthroplasty five-year functional results of a prospective randomized trial. Arthroplasty. 2012. 27. 667-672.

37. Seon J.K., Song E.K., Park S.J., et al. The use of navigation to obtain rectangular flexion and extension gaps during primary total knee arthroplasty and midterm clinical results. Arthroplasty. 2011. 26. 582-590.

38. Hiscox C.M., Bohm E.R., Turgeon T.R., et al. Randomized trial of computer-assisted knee arthroplasty: impact on

clinical and radiographic outcomes. J. Arthroplasty. 2011. 26. 1259-1264.

39. Choong P.F., Dowsey M.M., Stoney J.D. Does accurate anatomical alignment result in better function and quality of life? Comparting conventional and computer-assisted total knee arthroplasty. Arthroplasty. 2009. 24. 560-569.

40. Burnett R.S.J., Barrack R.L. Computer-assisted total knee arthroplasty is currently of no proven clinical benefit: a systematic review. Clin. Orthop. Relat. Res. 2013. 47. 264-271.

41. Ponnusamy K., Mohr C., Curet M.J. Clinical outcomes with robotic surgery. Curr Prob. Surg. 2011. 48. 577-656.

42. Kim S.M., Park Y.S., Ha C.W., et al. Robot-assisted implantation improves the precision of component position in minimally invasive TKA. Orthopedics. 2012. 9. 1334-1339.

43. Moon Y.W., Ha C.W., Do K.H., et al. Comparison of robot-assisted and conventional total knee arthroplasty: a controlled cadaver study using multiparameter quantitative three-dimensional CT assessment of alignment. Computer Aided Surgery. 2012. 2. 86-95.

44. Song E.K., Seon J.K., Yim J.H., et al. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. Clin. Orthop. Relat. Res. 2013. 471. 118-126.

45. Li C.H., Chen T.H., Su Y.P., et al. Periprosthetic femoral supracondylar fracture after total knee arthroplasty with navigation system. Arthroplasty. 2008. 23. 304-307.

46. Bali K., Walker P., Bruce W. Custom-fit total knee arthroplasty: our initial experience in 32 knees. Arthroplasty. 2012. 27. 1149-1154.

47. Bonicoli E., Andreani L., Parchi P., et al. Custom-fit total knee arthroplasty: our initial experience with 30 knees. Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 2013. [Epub ahead of print].

48. Zeller I.M., Sharma A., Kurtz W.B. et al. Customized versus Patient-Sized Cruciate-retaining Total Knee Arthroplasty: An in vivo Kinematics Study Using Mobile Fluoroscopy. Journal of Arthroplasty. Apr. 2017. 32, Issue 4. 1344-1350.

49. Ivie C.B., Probst P.J., Bal A.K. et al. Impruved Radiographic Outcomes with Patient-Specific Total Knee Arthroplasty. Journal of Arthroplasty. Nov. 2014. 29, Issue 11. 2100-2103.

50. Wülker N., Lambermont J.P., Sacchetti L., et al. A prospective randomized study of minimally invasive total knee arthroplasty compared with conventional surgery. Bone Joint Surg. 2010. 92(A). 1584-1590.

51. McAllister C.M., Stepanian J.D. The impact of minimally invasive surgical techniques on early range of motion after primary total knee arthroplasty. J. Arthroplasty. 2008. 23. 10-18.

52. Gandhi R., Smith H., Lefaivre K.A., et al. Complications after minimally invasive total knee arthroplasty as compared with traditional incision techniques: a meta-analysis. Arthroplasty. 2011. 26. 29-35.

Отримано/Received 05.06.2019
Рецензовано/Revised 21.06.2019
Прийнято до друку/Accepted 14.07.2019

Зазирный И.М., Рыжков Б.
Клиническая больница «Феофания» ГУД, г. Киев, Украина

Развитие тотального эндопротезирования коленного сустава за последние 50 лет

Резюме. Современное эндопротезирование коленного сустава берет свое начало в 1970-х годах, когда были разработаны тотальные анатомические кондилярные (мыщелковые) имплантаты Инсала, Ранавата, Скотта и Ковентри. Через 50 лет после этого выдающегося ортопедического достижения важно проанализировать технический прогресс в эндопротезировании коленного сустава. Этот обзор посвящен развитию эндопротезирования коленного сустава за последний период. В частности, обзор освещает тенденции в эпидемиологии, достижения в области разработки имплантатов, а также новые технологии с акцентом на проектирование и имплантацию с помощью цифровых технологий.

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование коленного сустава; конструкция имплантатов; компьютер-ассистированное тотальное эндопротезирование коленного сустава

I.M. Zazirnyi, B. Ryzhkov
Clinical Hospital "Feofaniya" of the Agency of State Affairs, Kyiv, Ukraine

The evolution of the total knee arthroplasty for the last 50 years

Abstract. The modern knee replacement dated back to the 1970s, from the development of the total anatomical condylar implants of Insal, Ranavat, Scott and Coventry. It is important to analyze the technical progress in the total knee arthroplasty 50 years after this outstanding orthopedic achievement. This review is devoted to the development of ideas for total knee arthroplasty during the last period. In particular, the review deals with the trends in epidemiology, advances in the development of implants, as well as new technologies with an emphasis on design and implantation through digital technology.

Keywords: total knee arthroplasty; implant design; computer-assisted total knee arthroplasty