

Проблемні питання теорії і практики ендопротезування суглобів пальців кисті (Огляд літератури)

Мамет'єв А.О.¹✉, Науменко Л.Ю.¹

Резюме. Проксимальні міжфалангові та п'ястно-фалангові суглоби відіграють важливу роль у функції кисті як органу праці та самообслуговування. Частота пошкоджень суглобів цієї локалізації в структурі травм кисті досягає 32%, а незадовільні наслідки обумовлені тяжкістю травми. Помилки в лікуванні становлять 60-80%, що дає підстави зарахувати проблему до соціально значущих. Розробка і вдосконалення конструкцій протезів відбувались через запровадження нових матеріалів, конструктивних змін елементів кріплення та рухомості. Значна частина імплантатів відійшла в минуле, активізувавши розробки нових моделей. Потреба анатомо-функціональної відповідності імплантату характеристикам здорового суглоба дала поштовх дослідженням із виготовлення індивідуальних протезів шляхом 3D-моделювання. Аналіз літературних джерел показав високий рівень незадовільних наслідків пошкоджень суглобів пальців кисті та перспективність розробки анатомічних конструкцій протезів суглобів кисті. Зберігає актуальність проблема розробки індивідуальних геометрично подібних конструкцій ендопротезів суглобів пальців кисті, що забезпечить покращення якості лікування. Відносно короткої терміну функціональної придатності наявних ендопротезів на тлі обмеженої кількості спостережень обумовлює необхідність розширення обсягу досліджень у найближчий і віддалений період після протезування.

Ключові слова: огляд; суглоби кисті; ендопротез суглоба; внутрішньосуглобові переломи.

Вступ

Кисть людини – це орган складної анатомічної будови, тонкої фізіологічної функції та координованих рухів. Як одна з найбільш функціонально навантажених систем кисть та її чисельні анатомічні структури пошкоджується досить часто. Так, пошкодження п'ястно-фалангових і проксимальних міжфалангових суглобів складають до 60% серед усіх травм кисті, причому питома вага внутрішньосуглобових ушкоджень становить близько 32%. За даними С.С. Страфуна, Л.Ю. Науменка, кількість помилок при лікуванні тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень пальців кисті досягає 60-80%. Серед наслідків травм суглобів кисті виділяють післятравматичні артрози, контрактури зі стійким больовим синдромом, ригідність та анкілоз суглобів. Заслужують уваги післятравматичні косметичні дефекти кисті, які негативно позначаються на

психосоматичному стані пацієнтів. У структурі первинної інвалідності наслідки тяжких травм дистальних відділів верхньої кінцівки становлять до 9,6% [1, 2, 3].

Нові можливості в реабілітації хворих із післятравматичними остеоартрозами, внутрішньосуглобовими переломами і дефектами суглобів відкриваються з розвитком методу ендопротезування, використання якого дозволяє відновити втрачену функцію кисті та значно скоротити відсоток стабілізаційних втручань на суглобах пальців кисті [4, 5]. На ринку ендопротезів сьогодні конкурують численні фірми-виробники зі США, Швейцарії, Німеччини, Великої Британії, які пропонують різні моделі і системи для ендопротезування суглобів пальців кисті. Досвід використання конструкцій показав, що від 3 до 17% ендопротезів дестабілізуються в терміні до 5 років. Одним із головних чинників, які знижують позитивні результати у віддалений післяопераційний період, є асептична нестабільність ендопротеза, що становить від 34 до 58% всіх ускладнень [6].

Усе це визначає необхідність подальшого вивчення проблеми відновлення функції після тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень кисті.

✉ Мамет'єв А.О., tameteu75@gmail.com

Науменко Л.Ю.

¹Дніпровський державний медичний університет, кафедра травматології та ортопедії, кафедра медико-соціальної експертизи і реабілітації ФПО, м. Дніпро

Вищезазначене дає підстави вважати, що оптимізація способів реконструкції пошкоджених суглобів пальців кисті – актуальне завдання, яке потребує додаткових досліджень у цьому напрямку.

Мета дослідження – провести ретроспективний аналіз літературних джерел, присвячених післятравматичному відновленню функції суглобів пальців кисті шляхом ендопротезування.

Інтенсивність розвитку ендопротезування суглобів різних локалізацій у сучасній медицині має суттєві відмінності, оскільки обсяги ендопротезування великих суглобів в останні роки прогресивно зростають. На відміну від значної кількості публікацій, присвячених імплантаціям великих суглобів, у сучасній літературі зустрічаються нечисленні роботи щодо заміщення дрібних суглобів пальців кисті [7, 8, 9].

Лікарі, які спеціалізуються в хірургії кисті, ставляться до артропластики суглобів цієї локалізації вкрай стримано і відчують певне розчарування з огляду на те, що їм не вдається досягти настільки ж великих успіхів, як фахівцям, які виконують артропластику великих суглобів. Високий рівень тяжких внутрішньосуглобових пошкоджень свідчить про потребу в конструкціях ендопротезів, які відновлюють рухомість пальців, усувають деформацію суглоба і покращують косметичний вигляд кисті [10].

Коло дискусійних питань, пов'язаних із розробкою ендопротезів суглобів пальців кисті, визначається різновидами елементів кріплення та рухомих частин імплантату. Виходячи з особливостей конструкції ендопротезів суглобів кисті і варіантів фіксації різних моделей, фахівці об'єднують численні типи в кілька груп. Відповідно до класифікації J. Filderhoff, протези поділяють за їх функціональними типами: взаємодією (зв'язані, напівзв'язані, незв'язані); парами тертя (метал-метал, метал-поліетилен, керамічні, пірокарбонові, силіконові); типом фіксації (цементні, безцементні) [11, 12, 13, 14].

Цементні імплантати забезпечують достатньо високу первинну стабільність завдяки формуванню еластичної зони, яка розподіляє навантаження рівномірно. Застосовуються конструкції з цементним типом фіксації переважно у хворих з ознаками остеопорозу, їх не рекомендується використовувати у пацієнтів молодого віку. Також при ревізійних операціях видалення цементу з невеликих кісток пов'язано з певними технічними труднощами [15, 16].

У хірургії кисті накопичений певний досвід застосування нероз'ємних силіконових протезів, які дають доволі хороші найближчі результати. Серед нероз'ємних ендопротезів пальців кисті найбільш відомим і вдалим на той час був імплантат, запропонований А.В. Swanson на початку 1960-х рр. [13, 14, 17]. Тривалий період силіконові монопротези і їх подальші удосконалення знаходили своє застосування переважно при протезуванні п'ястно-фалангових суглобів.

Усі нероз'ємні однокомпонентні силіконові протези, які створені за концепцією Swanson, працюють як гнучка розпирна деталь внаслідок вільного ковзання ніжок у кістковомозкових каналах і фіксації з формуванням фіброзної капсули навколо імплантату. За таких умов навантаження в системі “імплантат – кістка” передається поздовжньо і концентрується в центральній частині ніжки [18].

За даними А.Р. Weiss, ніжка імплантату Swanson має велике розміщення в кістковомозковому каналі до (2,40 +/- 0,97 мм) у порівнянні з імплантатами Avanta та NeuFlex – до (1,05 +/- 0,45 мм і 0,69 +/- 0,31 мм, відповідно) [19].

Ускладнення у віддалений період пов'язані з процесами зносу імплантату, реакцією навколишніх тканин на матеріал, з якого виготовлений протез, і особливостями конструкції ендопротезів. Доведено, що пікові напруги формуються в рухомому елементі частин протеза, за рахунок якого здійснюється згинання та розгинання, і в місці переходу ніжки в центр протеза при його бічних відхиленнях. У 46-57% випадків це призводить до ерозії, лізису кісткової тканини та дестабілізації конструкції [20].

На думку К. Moller, основними недоліками імплантатів Swanson були їх невисокі міцнісні характеристики, що призводило до переломів конструкцій. Так, через 3-5 років після операції виявлялися переломи 67% ендопротезів Swanson і 52% – ендопротезів Sutter. Крім того, у 30% пацієнтів з ревматоїдним артритом розвивається рецидив девіації пальців, що погіршує функціональний і косметичний результат [21].

Вдосконалення силіконових протезів призвело до створення в 1966 р. імплантату Niebauer, який відрізнявся зміцненням ніжки дакроновою ниткою. Використання дакронової поліестерової нитки мало підвищити здатність до фіксації в кістковому каналі. Проте всупереч сподіванням виникав конфлікт двох різних матеріалів, при цьому силікон деформувався. I. R. Beckenbaugh, і С. Nagert повідомили про високу частоту переломів цих моделей, припустивши, що протез недостатньо міцний [22, 23].

У 1970-ті рр. був запропонований протез оригінальної конструкції Мовшович – Гришина, який виготовлявся зі спіненого силікону. Силіконова монолітна конструкція представляла фігурний стрижень із розширеною середньою частиною і двома кінцями у вигляді штуцера. Ніжки протеза були додатково армовані металевими стрижнями і мали спеціальні виступи, що дозволяло більш міцно фіксувати протез у кістковомозковому каналі [24].

У сучасній практиці використовуються дуже близькі до оригінальної моделі протеза Swanson 1962 р. силіконові протези: Swanson (“Wright”), Sutter (“Avanta”), NeuFlex (“DePuy”), PreFlex (“Avanta”), SiliconeMCP (“Ascension”). Моделі вирізняються розмірами рухомого елемента та формою ніжок [14].

A.I. Hussein віддає перевагу конструкції протезу NeuFlex, модель створена в 1998 р. компанією "DePuy". Головною особливістю дизайну став 30-градусний нейтральний кут, який забезпечує функціональну позицію суглоба. Характерними рисами цієї модифікації ендопротеза є його анатомічна форма та невеликі розміри. Вперше виробники запропонували 7 типорозмірів імплантатів, які, на їхню думку, відповідають будь-яким індивідуальним розмірам сегментів кисті [25].

Імплантат NeuFlex позитивно зарекомендував себе для лікування деформації п'ястно-фалангових суглобів при ревматоїдному артриті. Однак основним його недоліком відзначають вивих і перелом ніжки силіконових імплантатів, які складно виявити на рентгенограмі. Також при застосуванні силіконового імплантату NeuFlex були відзначені епізоди силіконового синовіїту, що в окремих випадках призводило до необхідності видалення імплантатів [26].

Розвиток імплантології призвів до розробки напівзв'язаних типів конструкцій зі змінами форми ніжки протеза, замковим механізмом вузла з'єднання та імітацією суглобових поверхонь п'ястно-фалангових і міжфалангових суглобів. Жорстка форма вузла з'єднання протезів із замковим механізмом виключала можливість девіації пальця. Удосконалення моделі призвело до створення форми замка "ball & socket". Таким чином, у протезах була реалізована можливість двох ступенів свободи рухів. Пару тертя імплантатів частіше стали складати метал та поліетилен [14].

На основі протеза Griffit-Nikoll був створений роликівий компонент проксимальної фаланги зі сталі, що був з'єднаний із чашковим компонентом п'ясткової кістки, виготовленим з поліпропілену. Дослідження віддалених результатів виявило високий рівень ускладнень. Більшість із них – Garcia-Moral, Strickland, Walker I, Walker II та інші – не знайшла широкого використання на практиці. Позитивною стороною цих розробок стало удосконалення конструктивних характеристик розмірів та форми ніжок протеза, характеру і матеріалів покриття ніжок імплантату [27].

C.A. Goldfarb та B.R. Johnstone вказують на недоліки замкового типу ендопротезів, які стосуються невідповідності геометричним і біомеханічним параметрам природних суглобів кисті. При постійному циклічному навантаженні навколишні м'які тканини весь час травмуються, що призводить до їх запалення та деструкції, а великі розміри контактних поверхонь ускладнюють їх установку при протезуванні міжфалангових суглобів, особливо в умовах дефіциту повноцінного шкірного покриву [28, 29].

Подальші наукові розробки із застосуванням методів математичного моделювання, вивчення кінематики рухів та співвідношення центрів ротації

суглобів пальців кисті створювали умови для розробки незв'язаних типів протезів із конструктивними змінами форми контактних поверхонь п'ястно-фалангових та міжфалангових суглобів. Значно зросла потреба в використанні технології тривимірного друку, яка дозволяє спроектувати практично будь-який тип мікроархітектури, виготовити анатомічні моделі та імплантати з урахуванням індивідуальної анатомії суглобів кисті [30, 31, 32, 33].

Прогрес технологій в області матеріалів привів до розробки керамічних конструкцій ендопротезів, які забезпечують високу біосумісність, достатню механічну міцність і мікротвердість та високий рівень міцності на стискання. Керамічні матеріали мають високі антифрикційні властивості та чудові трибологічні характеристики (низький коефіцієнт тертя) в порівнянні з іншими матеріалами [34].

Довговічність керамічної пари тертя, що становить від 75 до 84%, значно вища в порівнянні з парою метал-метал. Однак такі властивості кераміки, як крихкість, низький опір удару, не дозволяють широко використовувати її для виготовлення міні-імплантатів. Недоліками керамічних конструкцій є скол під час імплантації протеза і при пікових навантаженнях. Частота виникнення скрипу в процесі функціонування пари тертя становить від 0,45 до 7% [34, 35].

R. Beckenbaugh запропонував двокомпонентний протез п'ястно-фалангового суглоба, що представляє шарнірний пристрій із металу і поліетилену з цементним типом фіксації в кістковомозкових каналах. Досвід спостережень 38 пацієнтів у термін від 12 до 40 місяців показав збільшення амплітуди рухів, корекцію деформації п'ястно-фалангових суглобів і низький рівень переломів. Однак через відсутність еластичних властивостей матеріалів відмічалася дестабілізація з тенденцією до сублюксації імплантату [36].

У сучасній практиці визначилися дві концепції забезпечення стабільної фіксації ніжки для безцементних протезів: макроблокування, яке досягається максимальною відповідністю конфігурації імплантату геометрії кісткового-мозкового каналу, та мікроблокування – за рахунок остеointegraції з текстурованою поверхнею ніжки протеза [37]. Однією з незаперечних переваг безцементного способу фіксації елементів кріплення ендопротеза є можливість кістки ремоделюватися та забезпечувати вrostання кісткової тканини в глибину структурованої поверхні ніжки імплантату [38].

T. Freitag, M.A. Hein вказують, що характер покриття безцементних ніжок є дуже важливим питанням, оскільки саме це буде значною мірою визначати вrostання кісткової тканини і, відповідно, забезпечувати надійну і тривалу фіксацію елементів ендопротеза [39]. За даними P. Trisi, наявність мікроархітектури є однією з умов успішного застосування матеріалу для покриття, що забезпечує проростання волокон

колагену і кровоносних судин, з подальшою остеоінтеграцією [40]. Серед матеріалів, якими покривають ніжку імплантату, найбільш часто використання знайшов гідроксиапатит. “Золотий стандарт” ніжки з гідроксиапатитовим покриттям – Corail фірми “DePuy” концерну “Johnson і Johnson” [41, 42].

За даними S.S. Rajaratnam, на підставі аналізу тисячі імплантованих ендопротезів великих суглобів встановлено, що єдиний біоматеріал, здатний до утворення контакту з кісткою без проміжної фіброзної мембрани, – керамічний гідроксиапатит. Автори довели, що величина пір гідроксиапатиту, що забезпечують більш інтенсивне вrostання кісткової тканини, становить 150-400 мкм при товщині покриття в 300-1500 мкм. В експериментальних моделях проростання кістки в пористу поверхню відбувається фактично в термін 12 тижнів [43].

К.А. Ющенко вказує, що поліпшення контакту кісткової тканини з імплантатом можна досягти шляхом плазмового нанесення оксиду титану TiO_2 у вакуумі, методом магнетронного напилення, а товщина напилення до 7 мікронів у процесі експлуатації ендопротеза забезпечує достатню біосумісність та поліпшує стабільність фіксації конструкції у віддалений термін після імплантації [44].

Однією з проблем, що не знайшла певного розв’язання, залишається визначення ознак нестабільності фіксації протезів у різні періоди після протезування. Існує декілька причин виникнення нестабільності протезів.

Біомеханічна обумовлена характером передачі зусиль на кісткову тканину з боку імплантату. Причиною розхитування ендопротеза вважається неадекватність функціональних напружень, які діють на кістку в системі “кістка – імплантат” при фізіологічних навантаженнях. Визначено, що ці навантаження обумовлені жорсткістю матеріалу протеза, тривимірною формою ніжки і ступенем контакту компонентів із кісткою, щільністю кістки та величиною осевих навантажень на імплантат [45, 46].

За даними М.Р. Чає, розв’язати проблеми, пов’язані із нестабільністю, можна завдяки використанню індивідуальних геометрично подібних ендопротезів, спроектованих і виготовлених за допомогою сучасних цифрових технологій, які є точною копією природного суглоба. Це дозволить персоніфікувати підхід до складної анатомо-фізіологічної будови суглобів кисті, індивідуально відновити пошкоджені анатомічні структури [47].

Вищезазначене дає підстави вважати проблему удосконалення конструкції ендопротезів актуальною і такою, що потребує продовження наукових пошуків із застосуванням прикладних розробок і методів біомеханіки, математичного та 3D-моделювання, проведення експериментального і морфологічного обґрунтованого дослідження.

Проведений аналіз даних літератури висвітлює актуальність проблеми відновлення функції суглобів шляхом реконструкції із використанням сучасних моделей та окреслює коло питань для подальшого вирішення.

Базуючись на підґрунті імплантології великих суглобів, ендопротезування суглобів кисті пройшло тернистий шлях сподівань і розчарувань, який привів до необхідності врахування індивідуальних особливостей анатомічної будови і біомеханіки суглобів кисті кожного постраждалого. Імплантати нового покоління мають відповідати вимогам складної анатомічної будови кисті як органу рухомості, праці та самообслуговування.

Висновки

Вагомі здобутки в реконструктивній хірургії суглобів пальців кисті не повною мірою забезпечили умови значного зниження рівня незадовільних наслідків пошкоджень суглобів та широкого запровадження конструкцій ендопротезів, що забезпечують повне і тривале відновлення функції кисті.

Відносно короткий термін функціональної придатності наявних ендопротезів на тлі обмеженої кількості спостережень обумовлює необхідність розширення обсягу досліджень у найближчий і віддалений період після протезування.

У роботах окремих авторів перевага надається розробці конструкцій ендопротезів геометрично подібної конфігурації як елементів кріплення, так і рухомості, що потребує подальшого обґрунтування та створення нових типів імплантатів.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

References

1. Гайко ГВ, Страфун СС, Долгополов ОВ, Полішко ВП, Дейнеко ВО. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України 2014-2015: довідник. Київ: Ін-т травматології та ортопедії НАМН України; 2016. 214 с. Naiko HV, Strafun SS, Dolhopolov OV, Polishko VP, Deineko VO. Analysis of the state of traumatological and orthopedic care for the population of Ukraine 2014-2015: reference book. Kyiv: Institute of traumatology and orthopedics NAMN Ukraine; 2016. 214 s. [in Ukrainian].
2. Науменко ЛЮ, Іпатов АВ, Зуб ТО, Мамет'єв АО. Стан інвалідності внаслідок травм верхньої кінцівки в Україні у 2017 році. Травма. 2018;19(4):9-14. DOI: 10.22141/1608-1706.4.19.2018.142100. Naumenko Llu, Ipatov AV, Zub TO, Mамет'єв AO. Disability status due to upper extremity injuries in Ukraine in 2017. Trauma. 2018;19(4):9-14. [in Ukrainian]. DOI: 10.22141/1608-1706.4.19.2018.142100.
3. Moller K, Sollerman C, Geijer M, Kopylov P, Tagil M. Avanta versus Swanson silicone implants in the MCP joint-a prospec-

- tive, randomized comparison of 30 patient followed for 2 yers. *J Hand Surg Br.* 2005;30(1):8-13. PMID: 15620485; DOI: 10.1016/j.jhsb.2004.09.011.
4. Joyse TJ, Unsworth A. A literature review of “failures” of the Swanson finger prosthesis in the metacarpophalangeal joint. *J Hand Surgery.* 2002;7(1):139-146. PMID: 12365055; DOI: 10.1142/s0218810402000881.
5. Elherik FK, Dolan S, Antrum J, Unglaub F, Howie CR, Breusch SJ. Functional and patient-reported outcomes of the Swanson metacarpo-phalangeal arthroplasty in the rheumatoid hand. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 May;137(5):725-31. DOI: 10.1007/s00402-017-2675-1. PMID: 28337536.
6. Tagil M, Geijer M, Malcus P, Kopylov PJ. Correlation between range of motion and implant fracture: a 5 year follow-up of 72 joints in 18 patients in a randomized study comparing Swanson and Avanta/Sutter MCP silicone prosthesis. *J. Hand Surg. Eur. Vol.* 2009;34(6):743-7. PMID: 19786405; DOI: 10.1177/1753193409346793.
7. Вороков АА, Бортулев ПИ, Хайдаров ВМ. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: показания к операции. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста.* 2020;8(3):355-64. DOI: 10.17816/PTORS34164.
- Vorokov AA, Bortulev PI, Khaydarov VM. Endoprosthetics of the hip and knee joints: indications for surgery. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naya khirurgiya detskogo vozrasta.* 2020;8(3):355-64. [in Russian]. DOI: 10.17816/PTORS34164.
8. Choi YJ, Ra HJ. Patient satisfaction after total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res.* 2016;28(1):1-15. DOI: 10.5792/ksrr.2016.28.1.1.
9. Swarup I, Lee YY, Chiu YF, Sutherland R, Shields M, Figgie MP. Implant survival and patient-reported outcomes after total hip arthroplasty in young patients. *J Arthroplasty.* 2018;33(9):2893-8. DOI: 10.1016/J.Arth.2018.04.016.
10. Мурадов МИ, Мухамедкерим КБ. Современные концепции протезирование суставов пальцев кисти. *Вестник хирургии Казахстана.* 2016;(1):5-8.
- Muradov MI, Mukhamedkerim KB. Modern concepts of finger joints prosthetics. *Vestnik khirurgii Kazakhstana.* 2016;(1):5-8. [in Russian].
11. Коломацкий ВВ. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов у пациентов с ревматоидным артритом имплантом нового поколения. Москва; 2008. 134 с.
- Kolomatskiy VV. Endoprosthetics of metacarpophalangeal joints in patients with rheumatoid arthritis with a new generation implant. Москва; 2008. 134 s. [in Ukrainian].
12. Alnaimat FA, Owida HA, Al Sharah A, Alhaj M, Hassan M. Silicone and Pyrocarbon Artificial Finger Joints. *Appl Bionics Biomech.* 2021 Jun 3;2021:5534796. DOI: 10.1155/2021/5534796.
13. Родоманова ЛА, Афанасьев АО. Сравнительный анализ эффективности эндопротезирования пястно-фаланговых суставов у больных с ревматоидным поражением кисти. *Травматология и ортопедия России.* 2015;(1):42-50. DOI: 10.21823/2311-2905-2015-0-1-48-51.
- Rodomanova LA, Afanasev AO. Comparative analysis of the effectiveness of endoprosthetics of the metacarpophalangeal joints in patients with rheumatoid lesions of the hand. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2015;(1):42-50. [in Russian]. DOI: 10.21823/2311-2905-2015-0-1-48-51.
14. Прохоренко ВМ, Симонова ЕН, Александров ТИ. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов пальцев кисти. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2018;3-4:104-12. DOI: 10.17116/vto201803-041104.
- Prokhorenko VM, Simonova YeN, Aleksandrov TI. Endoprosthetics of the metacarpophalangeal joints of the fingers. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2018;3-4:104-12. [in Russian]. DOI: 10.17116/vto201803-041104.
15. Roy ME, Whiteside LA, Magill ME, Katerberg BJ. Reduced wear of cross-linked UHMWPE using magnesia-stabilized zirconia femoral heads in a hip simulator. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2011;469(8):2337-45.
16. Измалков СН, Братийчук АН, Усов АК, Куропаткин ГВ. Среднесрочные и отдаленные результаты цементной фиксации вертлужного компонента при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Вестник новых медицинских технологий.* 2017;(2):88-94.
- Izmalkov SN, Bratiychuk AN, Usov AK, Kuropatkin GV. Mid-term and long-term results of cement fixation of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy.* 2017;(2):88-94. [in Russian].
17. Swanson, A. Flexible implant arthroplasty for arthritic finger joints. *Joint Surg.* 1972;52-B(1):283-5.
18. Zhang H, Xue D, Yu JJ. Is Swanson prosthesis better than Sutter prosthesis for metacarpophalangeal joint arthroplasty? A meta-analysis. *J. Plast. Surg. Hand Surg.* 2015;49(1):45-51. DOI: 10.3109/2000656X.2014.942313.
19. Weiss AP, Moore DC, Infantolino C, Crisco JJ, Akelman E, McGovern RD. Metacarpophalangeal joint mechanics after 3 different silicone arthroplasties. *J Hand Surg Am.* 2004;29(5):796-803. DOI: 10.1016/j.jhsa.2004.04.023; PMID: 15465227.
20. Михалкевич ДИ, Беспальчук ПИ. Эндопротезирование суставов кисти. *Медицинский журнал.* 2015;(1):143-4.
- Mikhailkevich DI, Bepalchuk PI. Endoprosthetics of hand joints. *Meditsinskiy zhurnal.* 2015;(1):143-4. [in Russian].
21. Moller K, Sollerman C, Geijer M, Kopylov P, Tagil M. Avanta versus Swanson silicone implants in the MCP joint—a prospective, randomized comparison of 30 patient followed for 2 yers. *J Hand Surg Br.* 2005; 30(1):8-13.
22. Мурадов МИ, Байтингер ВФ, Камолов ФФ. Оценка отдаленных результатов эндопротезирования суставов пальцев кисти. *Вопросы реконструктивной и пластической хирургии.* 2016;1(56):33-9.
- Muradov MI, Baytinger VF, Kamolov FF. Evaluation of long-term results of endoprosthetics of finger joints. *Voprosy rekonstruktivnoy i plasicheskoy khirurgii.* 2016;1(56):33-9. [in Russian].
23. Herren DB, Schindele S, Goldhahn J, Simmen BR. Problematic bone fixation with pyrocarbon implants in proximal interphalangeal joint replacement: short-term results. *J Hand Surg Br.* 2016;31:643-51. PMID: 17046119; DOI: 10.1016/j.jhsb.2006.08.004.
24. Мовшович ИА, Бородкин ВС, Гришин ИГ, Ройтберг ПИ. Эндопротез сустава пальца кисти. Авторское свидетельство СССР: № 1661375/31-16; 1974.
- Movshovich IA, Borodkin VS, Grishin IG, Roitberg GI. Finger joint endoprosthesis. USSR copyright certificate: № 1661375/31-16; 1974. [in Russian].
25. Hussein AI, Stranart JC, Meguid SA, Bogoch ER. Biomechanical validation of finite element models for two silicone meta-carpophalangeal joint implants. *J. Biomech. Eng.* 2011;133(2):024501-6. DOI: 10.1115/1.4003311.
26. Delaney R, Trail IA, Nuttall D. A comparative study of outcome between the Neuflex and Swanson metacarpophalangeal joint replacements. *J. Hand Surg. Br.* 2005;30(1):3-7. DOI: 10.1016/J.JHSB.2004.10.013.
27. Gillespie T.E., Flatt A.E., Youm Y., Sprague B.L. Biomechanical evaluation of metacarpophalangeal joint prosthesis designs. *Am. J. Hand Surg.* 1979; 4 (6): 508-21. DOI: 10.1016/S0363-5023(79)80002-7.
28. Waljee JF, Chung KC. Objective functional outcomes and patient satisfaction after silicone metacarpophalangeal arthroplasty.

- ty for rheumatoid arthritis. *J Hand Surg Am.* 2012 Jan;37(1):47-54. DOI: 10.1016/j.jhsa.2011.09.042; PMID: 22196292.
29. Johnstone BR. Proximal interphalangeal joint surface replacement arthroplasty. *Hand Surg.* 2011;6:1-11.
30. Trauner KB. The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics. *J. Arthroplasty.* 2018;33:2352-4. DOI: 10.1016/j.arth.2018.02.033. PMID: 29572035.
31. Wong TM. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review. *J. Orthop. Surg.* 2017;25(1):1-7. PMID: 28142354 DOI: 10.1177 / 2309499016684077.
32. Хоминец ВВ, Пелешок СА, Волов ДА. Технологии 3D-печати в лечении пациентов с травмами и заболеваниями предплечья и кисти. *Вестник Российской военно-медицинской академии.* 2020;1(69):113-8. DOI: 10.17816/BRMMA25978.
33. Lee KH, Kim SJ, Cha YH, Kim JL, Kim DK, Kim SJ. Three-dimensional printed prosthesis demonstrates functional improvement in a patient with an amputated thumb: A technical note. *Prosthet. Orthot. Int.* 2018;42(1):107-11. DOI: 10.1177/0309364616679315.
34. Митрошин АН, Космынин ДА. Керамика как материал выбора в эндопротезировании коленного сустава. *Медицинские науки.* 2016;1(37):98-110. Mitroshin AN, Kosmyinin DA. Ceramics as the material of choice in knee arthroplasty. *Meditinskii nauki.* 2016;1(37):98-110. [in Ukrainian].
35. Garino J, Rhaman MN, Bal BS. Reliability of modern alumina bearings in total hip replacements. *Semin arthroplasty.* 2006;17:113-9. DOI: 10.1053/J.SART.2014.01.003.
36. Beckenbaugh RD, Steffee AD. Total joint arthroplasty for the metacarpophalangeal joint of the thumb—a preliminary report. *Orthopaedics.* 1981;4:295-8. DOI: 10.3928/0147-7447-19810301-06.
37. Федосеев АВ, Литвинов АА, Чекушин АА, Филоненко ПС, Аль Мансур АЮ, Юрчикова ЕЕ. Проблемы цементной фиксации компонентов при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с переломом шейки бедренной кости (обзор литературы). *Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова.* 2015;23(1):168-74. DOI: 10.17816/PAVLOVJ20151168-174. Fedoseev AV, Litvinov AA, Chekushin AA, Filonenko PS, Al Mansur A.Yu, Yurchikova YeYe. Problems of cement fixation of components in primary hip arthroplasty in patients with a fracture of the femoral neck (literature review). *Rossiyskiy mediko-biologicheskii vestnik im. akademika I.P. Pavlova.* 2015;23(1):168-74. [in Russian]. DOI: 10.17816/PAVLOVJ20151168-174.
38. Лоскутов АЕ, Ковбаса ЕА, Лоскутов ОА, Синегубов ДА. Анализ выживаемости эндопротезов тазобедренного сустава у геронтологической группы больных. *Проблемы остеологии.* 2016;19(2):41-47. Loskutov AYe, Kovbasa YeA, Loskutov OA, Sinegubov DA. Analysis of the survival rate of hip joint endoprosthesis in the gerontological group of patients. *Problemi osteologii.* 2016;19(2):41-47. [in Russian].
39. Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136(1):P.125-30. DOI: 10.1007/s00402-015-2370-z.
40. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. Effect of Implant Thread Geometry on Secondary Stability, Bone Density, and Bone-to-Implant Contact: A Biomechanical and Histological Analysis. *Implant Dent.* 2015;24(4):384-91. DOI: 10.1097/ID.0000000000000269.
41. Danilyak VV, Vergay AA, Kluchevskiy VV, Molodov MA [medium-term results hip arthroplasty asr xl (DePuy)]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2015; (1):21-31. [in Russian].
42. Сибилева СВ, Козлова ЛС. Обзор технологий получения покрытий на титановых сплавах плазменным электролитическим окислением. *Авиационные материалы и технологии.* 2016;52(44):3-10. DOI: 10.18577/2071-9140-2016-0-S2-3-10. Sibileva SV, Kozlova LS. Review of technologies for obtaining coatings on titanium alloys by plasma electrolytic oxidation. *Aviatsionnye materialy i tekhnologii.* 2016;52(44):3-10. [in Russian]. DOI: 10.18577/2071-9140-2016-0-S2-3-10.
43. Rajaratnam SS, Jack C, Tavakkolizadeh A, George MD, Fletcher RJ, Hankins M, et al. Long-term Results of a Hydroxyapatite Coated (JRI Furlong) Total Hip Replacement Femoral Stem: A 15-21 Year Follow up. *The journal of bone and joint surgery.* 2008;90-B:27-30. DOI: 10.1302/0301-620X.90B1.19731.
44. Ющенко КА, Борисов ЮС, Войнарлович СГ, Кислица АН, Кузьмич-Янчук ЕК. Двухслойное биокерметное покрытие титан-гидроксиапатит. *Автоматическая сварка.* 2011;(12):46-9. Yushchenko KA, Borisov YuS, Voynarovich SG, Kislitsa AN, Kuzmich-Yanchuk YeK. Two-layer biocermet titanium-hydroxyapatite coating. *Avtomaticheskaya svarka.* 2011;(12):46-9. [in Russian].
45. Sadovoy MA, Pavlov VV, Bazlov VA, Mamuladze TZ, Efimenko MV, Prokhorenko VM, et al. Modeling of 3D Implants via Personalized Contour Correction with Evaluation of Bone Tissue Density on the Hounsfield Scale. *Biomedical Engineering.* 2018;52(3):195-8. DOI: 10.1007/S10527-018-9812-1.
46. Дутчак ЮВ. Биомеханіка. Хмельницький; 2013. 19 с. Dutchak YuV. *Biomechanics.* Khmelnytskyi; 2013. 19 s. [in Ukrainian].
47. Chae MP, Lin F, Spychal RT, Hunter-Smith DJ, Rozen WM. 3D-printed haptic “reverse” models for preoperative planning in soft tissue reconstruction: a case report. *Microsurgery.* 2015;35(2):148-153. DOI: 10.1002 / micr.22293.

Problematic Issues of the Theory and Practice of Finger Joints Endoprosthesis (Literature Review)

Mametiev A.O.¹, Naumenko L.Yu.¹

¹Dnipro State Medical University, Department of Traumatology and Orthopedics, Department of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, Dnipro

Summary. *The proximal interphalangeal and metacarpophalangeal joints play an important role in the function of the hand as an organ of labor and self-care. The frequency of joint injuries of this localization reaches 32% in the structure of hand injuries, and unsatisfactory consequences are associated with the severity of the injury. Wrong*

treatment ranges between 60-80%, which gives ground to classify the problem as socially significant. The development and improvement of implant designs came through the introduction of new materials, structural changes in the fasteners and mobility. Much of the implants design became a thing of the past, giving a push to the development of new models. The need for anatomical and functional compliance of the implant with the characteristics of a healthy joint gave an impulse to research on the manufacture of individual prostheses with the help of 3D modeling. The analysis of literature sources showed a high level of unfavorable consequences of damage to the finger joints and the prospects for the development of more anatomical designs of hand joints prostheses. The development of individual geometrically similar designs endoprostheses of the finger joints of hand that will provide conditions of improvement of quality of treatment of patients remains an actual problem. The relatively short period of operational suitability of existing endoprostheses affected by a limited number of medical supervision necessitates the expansion of research in the near and long terms after prosthetics.

Key words: literature review; hand joints; joint endoprosthesis; intra-articular fractures.

Проблемные вопросы теории и практики эндопротезирования суставов пальцев кисти (Обзор литературы)

Маметьев А.А.¹, Науменко Л.Ю.¹

¹Днепропетровский государственный медицинский университет, кафедра травматологии и ортопедии, кафедра медико-социальной экспертизы и реабилитации ФПО, г. Днепр

Резюме. Проксимальные межфаланговые и пястно-фаланговые суставы играют важную роль в функции кисти как органа труда и самообслуживания. Частота повреждений суставов этой локализации в структуре травм кисти достигает 32%, а неудовлетворительные последствия обусловлены тяжестью травмы. Ошибки в лечении составляют 60-80%, что дает основания отнести проблему к социально значимым. Разработка и совершенствование конструкций имплантатов проходили через внедрение новых материалов, конструктивных изменений элементов крепления и подвижности. Значительная часть конструкций имплантатов отошла в прошлое, активизировав разработку новых моделей. Потребность анатомо-функционального соответствия имплантата характеристикам здорового сустава дала толчок исследованиям по изготовлению индивидуальных протезов путем 3D-моделирования. Анализ литературных источников показал высокий уровень неудовлетворительных последствий повреждений суставов пальцев кисти и перспективность разработки более совершенных анатомических конструкций протезов суставов кисти. Сохраняет актуальность проблема разработки индивидуальных геометрически подобных конструкций суставов пальцев кисти, которые обеспечат улучшение качества лечения. Относительно короткий срок функциональной пригодности существующих эндопротезов на фоне ограниченного количества наблюдений обуславливает необходимость расширения объема исследований в ближайшем и отдаленном периоде после протезирования.

Ключевые слова: обзор; суставы кисти; эндопротез сустава; внутрисуставные переломы.