

ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРОКСИМАЛЬНОГО МЕЖФАЛАНГОВОГО СУСТАВА. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.

Николаенко А.Н., Иванов В.В., Згирский Д.О., Дороганов С.О., Исайкин П.Ю.,

Кулебакина Я.А.

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Россия, 443099, г. Самара, ул. Чапаевская, д. 89,
Телефон: +7 (846) 333-30-86, E-mail: info@samsmu.ru*

Резюме.

В данном исследовании представлен обзор литературы по эндопротезированию проксимального межфалангового сустава. Авторами изложены анатомо-биомеханические аспекты проксимального межфалангового сустава, которые необходимы как с клинической, так и с инженерной точек зрения в вопросе эндопротезирования. Даны исчерпывающие современные сведения о материалах эндопротезов, приведена краткая история эволюции данного направления хирургии кисти, освещены основные проблемы, требующие проработки. Большое внимание уделено осложнениям, присущим каждому виду современных имплантатов. По современным данным литературы, эндопротезирование проксимального межфалангового сустава – это один из наиболее эффективных методов восстановления функции кисти в целом, однако большое количество осложнений и противоречивость результатов побуждают мировое научное сообщество к поиску новых конструктивных решений для эндопротезов проксимального межфалангового сустава, а также материалов для их изготовления.

Ключевые слова: эндопротезирование проксимального межфалангового сустава, остеоартрит проксимального межфалангового сустава, эндопротезирование суставов кисти

ARTHROPLASTY OF THE PROXIMAL INTERPHALANGEAL JOINT (LITERATURE REVIEW)

Nikolaenko A., Ivanov V., Zgirsky D., Doroganov S., Isaikin P., Kulebakina Y.

Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Samara State Medical University» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation

Russia, 443099, Samara, Chapaevskaya st, 89

+7 (846) 333-30-86, E-mail: info@samsmu.ru

This article shows a literature review concerning current status of PIP joint arthroplasty. Authors described principal anatomical and biomechanical points in PIP joint, which are important for

successful arthroplasty. Also, in this review was given comprehensive data about implant materials development. Authors described a short history of arthroplasty methods evolution, particularly in hand surgery, and discussed current problems and challenges in PIP joint arthroplasty. Special attention had been received to complications inherent in each type of modern implants. According to current literature information PIP joint arthroplasty is one of the most effective methods in hand function restoration. However, high complications rate and controversial research results prompts the global scientific community to find new PIP joint implants design and materials solutions.

Keywords: PIP joint arthroplasty, PIP joint arthritis, arthroplasty, replacement, hand

ВВЕДЕНИЕ

В процессе жизни человека кисть – один из самых сложных и сложноустроенных органов - подвергается бесконечному числу нагрузок, положений и хватов, какие только могут поступить из головного мозга. Для удовлетворения потребностей человека она должна быть высокоадаптируемым и точным продолжением мысли. Важнейшая способность человеческой кисти – функция прецизионного хвата – невозможна без слаженной работы всех звеньев одной функциональной цепи. Понимание анатомии, биомеханики, физиологии кисти и её составных частей – ключ к успеху в комплексном восстановлении её функции и улучшении качества жизни в целом [1, 2].

Хирургия проксимального межфалангового сустава берёт своё начало в середине прошлого столетия и с тех пор претерпела значительные изменения. Большое количество дизайнов имплантатов изобретено и апробировано с целью восстановления функции повреждённого сустава. Однако, несмотря на тернистый путь развития и полученные данные, эндопротезирование проксимального межфалангового сустава отличается противоречивостью результатов и высоким числом и разнообразием осложнений [3].

Логичной становится необходимость дальнейшего поиска конструктивных решений и материалов для изготовления эндопротезов проксимального межфалангового сустава для восстановления функции кисти в целом.

Цель – провести обзор зарубежной и отечественной литературы, посвящённой эндопротезированию проксимального межфалангового сустава, и проанализировать современное состояние проблемы.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В представленном обзоре литературы проведён анализ зарубежных и отечественных научных публикаций, посвящённых вопросам лечения заболеваний и повреждений проксимального межфалангового сустава. Поиск научных статей за последние пять лет был выполнен в

электронных базах данных GoogleScholar, PubMed, eLIBRARY, PubMedCentral на русском и английском языках по ключевым словам «эндопротезирование проксимального межфалангового сустава», «артродез проксимального межфалангового сустава», «остеоартрит проксимального межфалангового сустава». Также в материал обзора вошли актуальные научные публикации по функциональной анатомии и биомеханике проксимального межфалангового сустава. Проанализированы материалы с 1959 по 2022 годы включительно.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ДИСКУССИЯ

Для успеха в эндопротезировании мелких суставов кисти важно иметь точные представления об анатомии и биомеханике сложноустроенного органа. Ниже приведены краткие сведения, которые могут быть полезны как клиницисту, так и инженеру-конструктору.

Проксимальный межфаланговый сустав кисти (ПМФС) - это типичный блоковидный сустав, образованный головкой проксимальной и основанием средней фаланг пальцев. Проксимальная суставная поверхность – головка проксимальной фаланги – состоит из двух мыщелков, разделённых межмыщелковой бороздой. Мыщелки не идентичны, их анатомия варьирует от пальца к пальцу: так, 2 и 3 пальцы обладают более выступающим локтевым мыщелком, в то время как, наоборот, у 4 и 5 пальцев более выражен лучевой мыщелок [4]. Этот анатомический «каскад» обеспечивает дополнительную степень свободы в суставе и имеет значение при захвате различных по форме предметов, выполняя их широкий, равномерный обхват (рис. 1). Головка проксимальной фаланги имеет трапецевидную форму в поперечном сечении, при этом ладонная её часть приблизительно в два раза больше тыльной. Её суставная поверхность обеспечивает дугу движений в 110 градусов [5]. Дистальная суставная поверхность – основание средней фаланги – имеет соответствующий борозде головки межмыщелковый гребень и две вогнутости, соответствующие мыщелкам головки. Ладонный аспект суставной поверхности также шире тыльного, однако при всех «общих» соответствиях особого внимания заслуживает инконгруэнтность сустава: радиус кривизны дистальной суставной поверхности значительно меньше такого у проксимальной, и конгруэнтность достигается вовлечением мягкотканых структур.

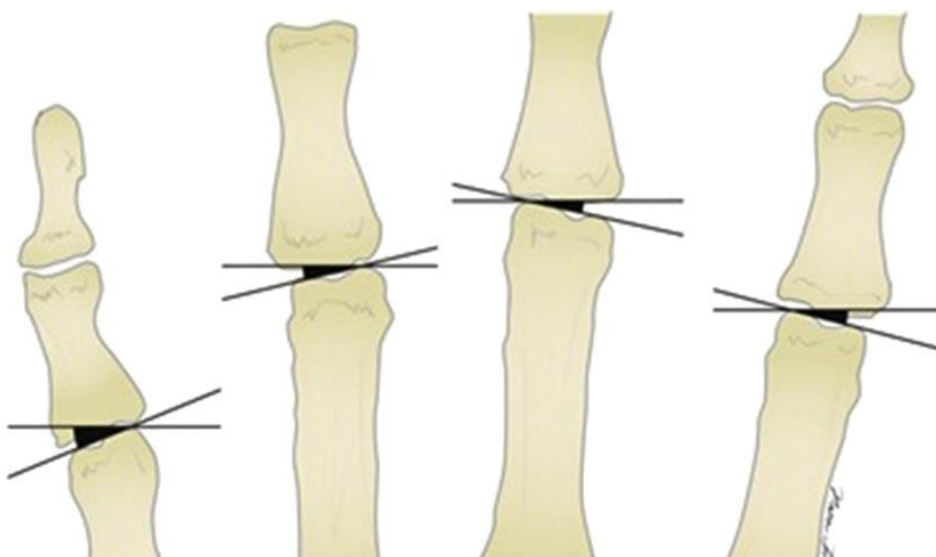


Рисунок 1. Особенности анатомии головок проксимальных фаланг пальцев кисти: лучевые пальцы (2 и 3) обладают более выступающим локтевым мыщелком, в то время как у локтевых пальцев (4 и 5) более выражен лучевой мыщелок.

Стабильность сустава – важнейший фактор как для кистевого хирурга, так и для инженера-конструктора, занимающегося вопросами эндопротезирования суставов кисти. Помимо суставной капсулы, которая сама по себе не способна удержать артикулирующие поверхности даже при рутинной работе, в ПМФС выделяют 3 основных стабилизатора:

Собственные коллатеральные связки: начинаясь от ямок мыщелков проксимальной фаланги, они расширяются и прикрепляются к латеральным бугоркам основания средней фаланги. Будучи толще и шире добавочной, собственные связки покрывают треть латеральной поверхности сустава. Это главные стабилизаторы сустава, предотвращающие его вальгусную варусную деформацию. Они натягиваются при сгибании в ПМФС и обладают наибольшей стабилизирующей функцией при 60 градусах сгибания.

Дополнительные коллатеральные связки более тонкие, начинаются там же, что и собственные, но идут более ладонно и прикрепляются к ладонной пластинке, ладонной поверхности бугорков средней фаланги и дорсальным волокнам сухожильного канала сгибателей. Они натягиваются в положении разгибания в ПМФС, основная их функция – это поддержание и прикрепление ладонной пластинки к капсуле сустава

Ладонная, или волярная, пластинка - толстая соединительнотканная прослойка, прочная, но эластичная, и её основная функция – это обеспечение конгруэнтности суставных поверхностей и защита от переразгибания в ПМФС. Ладонная пластинка вплетается в суставную капсулу и покрыта синовиальной оболочкой дорсально, а ладонно – формирует дно сухожильного канала. Этот важнейший стабилизатор удерживается с помощью добавочных коллатеральных связок и «связок-вожжей» (checkrein) [6].

По тыльной поверхности капсула ПМФС также укреплена волокнами центральной порции разгибательного апоневроза.

Исходя из анатомо-биомеханических свойств связочного аппарата ПМФС, можно вынести два важнейших клинических замечания:

Безопасным положением кисти для её иммобилизации является сгибание в пястно-фаланговых суставах 90 градусов и разгибание в проксимальных межфаланговых суставах. В этом случае достигается релаксация стабилизирующих структур, что препятствует развитию контрактур

Успех эндопротезирования ПМФС может быть достигнут только с сохранением капсульно-связочного аппарата, являющимся ключевым в стабилизации сустава одновременно обеспечивающим (на основании первого вывода) адекватный объём движений.

Амплитуда сгибания в ПМФС составляет от 0 до 130 градусов, увеличиваясь от второго пальца к пятому, при этом активное разгибание отсутствует. Являясь типичным блоковидным суставом, он обладает одной степенью свободы, однако в положении разгибания, когда основной боковой стабилизатор – боковые коллатеральные связки – релаксированы, имеются небольшие пассивные боковые движения. В ряде биомеханических исследований амплитуда движений в ПМФС, необходимый для повседневной деятельности человека без специфических требований (к примеру, обусловленных профессией), составила от 16 до 93 градусов. Такая амплитуда названа функциональной и позволяет прогнозировать результаты лечения патологии сустава [7].

Дегенеративные изменения в ПМФС чаще всего являются следствием идиопатического остеоартрита (до 60%), посттравматического артрита (последствия внутрисуставных переломов, повреждений связок) (до 25%), системных воспалительных заболеваний (наиболее часто – ревматоидный артрит – до 15%), а также при опухолевых поражениях (энхондрома, хондросаркома) [8]. На сегодняшний день наиболее противоречивым вопросом в оперативном лечении пациентов с остеоартритом ПМФС остается выбор между эндопротезированием и артродезом ПМФС. В определении хирургической тактики играют роль множество критериев, такие как комплаентность, род деятельности и функциональные запросы пациента, анатомические особенности строения ПМФС и уникальная функция каждого пальца кисти. [9] Так, для 2 и 3 пальцев более важна безболезненная стабильность для эффективного противопоставления 1 пальцу, в то время как для 4 и 5 - максимально возможный объём сгибания, т.к. они отвечают за силу хвата кисти. Отсюда следует, что на 2, 3 пальце более предпочтительны артродезирующие операции, а на 4, 5 – эндопротезирование. Однако достоверных и полных данных исследований на данный момент недостаточно, чтоб подтвердить или опровергнуть данный тезис. Неоспоримым преимуществом артродеза является значимое снижение болевого синдрома вплоть до полного его отсутствия, а так же при

адекватной фиксации ПМФС в физиологических положениях (20-30 градусов сгибания для 2, 3 и 40-50 градусов - для 4, 5 пальцев) возможно достичь удовлетворительного цилиндрического захвата кисти, однако в значительной степени пострадают прецизионные виды хвата, точные движения и мелкая моторика, что может быть важно для представителей некоторых профессий [10]. Условиями для успешного эндопротезирования ПМФС являются: функционирующие сухожилия, девиации поддающиеся коррекции, РА в стадии ремиссии, интактные связки. При наличии деформаций по типу бутоньерки, лебединой шеи, а также после множественных предшествующих вмешательствах в области ПМФС предпочтение следует отдать артродезу.

Jung et al. (2018) в своём исследовании сформулировали основные показания для артродеза ПМФС [11]:

- 1) Застарелые вывихи, хроническая нестабильность;
- 2) Внутрисуставные переломы и переломо-вывихи;
- 3) Хронический септический артрит;
- 4) Выраженный дефект костной ткани в области сустава;
- 5) Стойкая контрактура;
- 6) Компрометированные мягкие ткани в проекции сустава;
- 7) Стойкое повреждение капсульно-связочного аппарата;
- 8) Неудача в предшествующем эндопротезировании.

Несмотря на то что артродез ПМФС по сей день является наиболее распространённой методикой хирургического лечения патологии ПМФС, развитие артропластики мелких суставов кисти позволило выдвинуть эндопротезирование в качестве эффективного способа для восстановления функции поражённого пальца и, следовательно, кисти в целом.

История эндопротезирования ПМФС берёт своё начало с 60-х годов прошлого века и ассоциирована с развитием артропластики пястно-фалангового сустава. Было предложено множество дизайнов имплантатов, основные из которых связаны с именами Brannon, Klein и Flatt: они предложили титановый двухкомпонентный протез, обладавший замковым механизмом, закреплённым дополнительным винтов [12]. Различные модификации этого «первого» поколения эндопротезов подразумевали бесцементную фиксацию ножек, которые также различались по форме: любопытным предложением было использование раздвоенной интрамедуллярной ножки с целью лучшей фиксации в канале. Однако большое число осложнений, основные из которых перелом имплантата, костная резорбция и расшатывание протеза, подтолкнули научное и клиническое сообщество к дальнейшему поиску. «Второе» поколение эндопротезов ПМФС можно охарактеризовать как попытку воплощения успеха эндопротезирования крупных суставов на мелких суставах кисти: эндопротезирование

тазобедренного и коленного суставов являются наиболее успешными и зарекомендовавшими себя оперативными вмешательствами на сегодняшний день. К сожалению, данный успех не был перенесен на хирургию мелких суставов [13]. Трудности возникают вследствие небольших размеров сустава, сложными движениями в кинетической цепи, уникальной функции каждого отдельного пальца и баланса мягких тканей. Тем не менее достижения в эндопротезировании крупных суставов дали развитие артропластике мелких суставов. Конструкция протезов «второго» поколения подразумевала связанный, а в дальнейшем и полусвязанный, механизм с проксимальным компонентом из полиэтилена и металлическим дистальным. Стоит отметить успехи коллег-конструкторов в смещении центра ротации в ладонную сторону в попытках анатомического восстановления функции сустава. Этому способствовали фундаментальные биомеханические исследования, проведённые к тому времени зарубежными исследователями. К сожалению, данная концепция не зарекомендовала себя в среднесрочном периоде, проявив себя в высоком проценте переломов конструкции, деформации пальцев и костной эрозии.

Отдельным эшелон развивалось эндопротезирование силиконовыми имплантатами. Swanson стал пионером силиконового эндопротезирования мелких суставов, разработав силиконовый спейсер в 1966 г. Силиконовые имплантаты Swanson отвечали большинству критериев идеальной артропластики: сохранение суставной щели, стабильных движений в суставе, простая и эффективная конструкция, прочная фиксация, устойчивость к нагрузкам и износу, биологически и механически совместимый материал, простота изготовления и стерилизации, ускоренная реабилитация [14]. Имплантат состоит из интрамедуллярных компонентов, соединённых шарниром. Свойственная силиконовым эластомерам гибкость обеспечивает сгибание и разгибание в шарнирном элементе, что позволяет перераспределять нагрузку на кость. Имплантат достаточно жесткий, чтобы поддерживать форму суставной поверхности после костной резекции и баланс мягкотканых структур. Силиконовые имплантаты прошли машинное тестирование - в течение более 130 миллионов циклов не было обнаружено повреждений.

Биосовместимые имплантаты находятся в костной ткани, не повреждая ее. Стабильность силиконового имплантата достигается естественным процессом инкапсуляции (фиброзирования) – в течение трёх дней после установки фиброзная капсула окружает имплантат. Капсула, образуемая вокруг имплантата, в последующем стабилизирует сустав. Ножки имплантата не фиксируются непосредственно к кости, допуская микроподвижность в костном канале, тем самым снижая нагрузку и продлевая срок службы эндопротеза [15].

В настоящее время рынок силиконовых эндопротезов представлен в основном классическими Swanson и его новейшими модификациями Avanta с прямоугольной в сечении ножкой для

лучшей ротационной стабильности и NewFlex с предизогнутым на 30 градусов дизайном для снижения нагрузки на материал протеза (рис. 2)

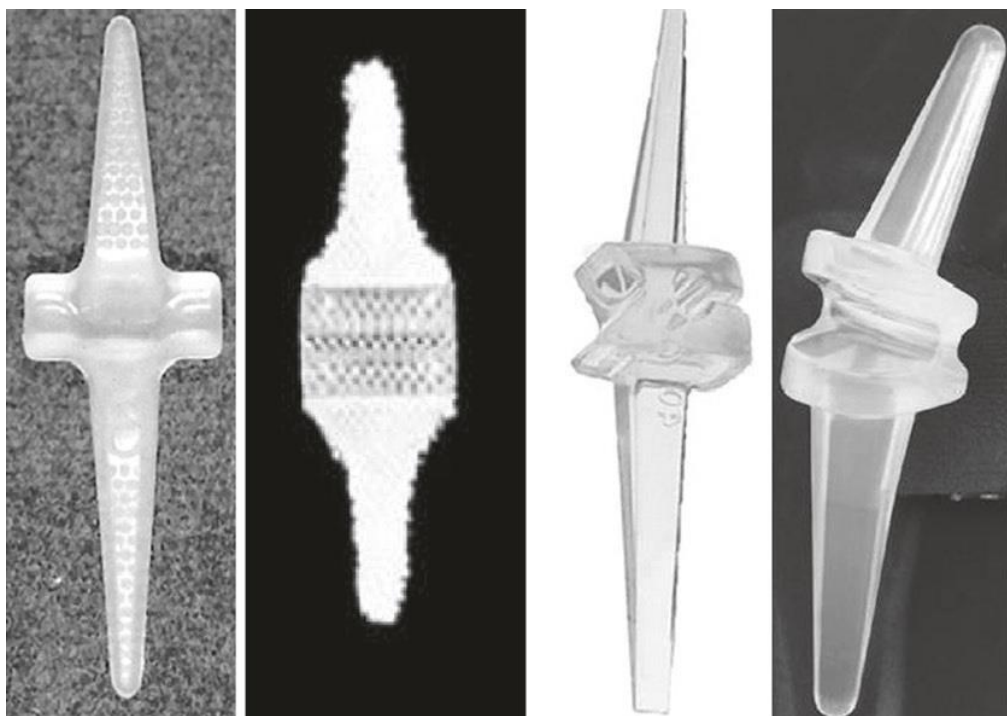


Рис. 2. Семейство силиконовых протезов ПМФС: а – Swanson; б – Niebauer с дакроновым покрытием; в – Avanta; г – NewFlex

Артропластика силиконовыми имплантатами продемонстрировала стойкое уменьшение болевого синдрома в артрозно измененном ПМФС. Nagshineh et al. (2018) в исследовании 45 заменённых ПМФС у 25 пациентов отмечают снижение болевого синдрома по ВАШ с 7.4 до 1.9 баллов со средним сроком наблюдения 42 месяца. Подобный результат трактуется как отличный [16].

К сожалению, в улучшении объема движений таких успехов не было достигнуто. В исследование Bales (2014) включен в среднем десятилетний срок наблюдения за 38 ПМФС после эндопротезирования имплантатами Swanson. Отмечено, что значительной прибавки в объеме движений не было получено: средние цифры предоперационного градуса сгибания составили 50, в то время как после эндопротезирования этот показатель увеличился лишь до 55 градусов. При этом пациенты исследуемой группы отмечают стойкое снижение болевого синдрома и общее удовлетворение от лечения в 90% [17].

Очень важно добиться функционального объема движений после эндопротезирования в пределах 15-90 градусов сгибания. Помещение общего объема движений в пределы функциональной зоны улучшает функцию сустава и качество жизни пациента в целом неизменной.

Силиконовые эндопротезы доказанно эффективны в лечении ревматоидной кисти. Однако деструктивная природа ревматоидного артрита, в частности, становится причиной деформаций,

таких как бутоньерка, лебединая шея, подвывих, лучевая и локтевая девиация. Также в процесс вовлекаются окружающие ткани, дестабилизируя сустав. С этим связано большое количество рецидивов деформации кисти после силиконового эндопротезирования [18].

Перелом имплантата – осложнение, характерное для силиконовых имплантатов. Переломы вызываются разрывом спейсера вследствие его трения об острый край кости (рис. 3.)



Рис. 3. Нестабильность силиконового имплантата, вызванная переломом его ножки.

По данным литературы, частота переломов имплантатов колеблется от 0 до 55%. Перелом имплантата не всегда сопровождается болью и ограничением функции [19]. Ряд исследований подводит к выводу, что образование фиброзной капсулы вокруг имплантата обеспечивает стабильность и предотвращает возникновение боли в суставе. Рентгенологические изменения, включающие рентгенпрозрачность, миграцию протеза, гетеротопическую оссификацию - никак не влияли на исход [20].

Подводя некоторый итог по силиконовому эндопротезированию ПМФС, можно сделать ряд выводов:

- 1) Силиконовые эндопротезы не восстанавливают нативную биомеханику ПМФС ввиду связанной конструкции и высокого количества осложнений;
- 2) Хорошо зарекомендовали себя у пациентов пожилого возраста с ревматоидным поражением суставов и плохим состоянием капсульно-связочного аппарата, обеспечивая надёжное снижение болевого синдрома;
- 3) Ограничены в применении у молодых пациентов с посттравматической патологией и адекватным состоянием периартикулярных тканей, с большей силой хвата, объёмом движений до операции и функциональными требованиями к кисти

Наряду с силиконовым эндопротезированием в настоящее время для эндопротезирования ПМФС применяется «третье» поколение имплантатов, которые представляют из себя несвязанные двухкомпонентные протезы бесцементной фиксации. В основном представлены пирокарбоновыми протезами Ascension и металл-полиэтиленовыми – так называемыми протезами типа SRA (surface replacement arthroplasty).

Пирокарбонное эндопротезирование ПМФС – относительно новый метод и впервые был применен в Европе в 2000 году. Он был одобрен FDA для использования в США в 2002 году. Использование пирокарбона для создания имплантатов – не новая идея. В 1969 году пироуглерод был впервые использован в протезах клапанов сердца. Великолепные характеристики материала – биосовместимость и износостойкость, продемонстрированные в искусственных сердечных клапанах, вызвали интерес к его использованию в качестве материала для эндопротезов [21]. Пироуглерод принадлежит к группе турбостатного углерода, у которого отсутствует структурная организация. Они состоят из параллельных слоев углерода без пространственной связи между этими слоями. Беспорядочные слои образуют небольшие организованные единицы – кристаллиты. Изменения размера, плотности и предпочтительной ориентации кристаллитов дает пироуглероду низкий модуль упругости, но в то же время высокую прочность. Низкий модуль упругости и высокая прочность на разрыв – идеальные характеристики для эндопротезов суставов по нескольким причинам [22]. Данная комбинация выдерживает высокое напряжение до разрушения опорной поверхности по сравнению с другими (как керамика) и требует большего усилия для возникновения перелома. В отличие от металлов и полимеров, пироуглерод не подвергается деструкции, вызванной циклическими нагрузками. Поверхности из пироуглерода способны выдерживать высокоинтенсивные деформации, не разрушаясь [23].

Под циклическими нагрузками имплантаты из пироуглерода *in vivo* показали незначительный износ после более чем 5 миллионов циклов испытаний. Данные, полученные после извлечения имплантатов *ex vivo*, показали аналогичную минимальную степень износа. Долгосрочные наблюдения эндопротезов ПФС также подтвердили минимальный износ, устойчивость и долговечность изделия [24].

Основным показанием к эндопротезированию ПМФС является болевой синдром. В целом литература показывает, что пирокарбоновые имплантаты эффективно снижают болевой синдром, однако не увеличивают объем движений. Watts et al. (2012) сообщают о 60-месячном наблюдении за 97 эндопротезированиями ПМФС, выделяя характерную закономерность в отсутствии значимого увеличения объема движений при хорошем купировании болевого синдрома [25]. Некоторые исследования показали увеличение амплитуды движений разной степени, тогда как другие – указывают на отсутствие изменений, а иногда и уменьшение

объема движений. Изменчивость в результатах исследований изменения объема движений объясняется неоднородностью в группах в отношении хирургического доступа, этиологии артроза и наличия деформации [26].

Так или иначе, выявлена высокая частота осложнений, связанная с пироуглеродными имплантатами (до 68%). Перелом, расшатывание и миграция протеза – все это общие осложнения для пироуглеродных имплантатов (рис. 4.). Wagner et al. (2018) в своём анализе 170 эндопротезирований ПМФС пирокарбоновыми имплантатами указывают на высокий процент реопераций – до 34%, а десятилетняя выживаемость пирокарбоновых эндорпротезов составила 77% [27]. Другими частыми осложнениями после эндопротезирования с применением пирокарбоновых имплантов являются контрактуры, вывих эндопротеза, тугоподвижность. Также высокая частота осложнений привела к более высокой частоте ревизий.

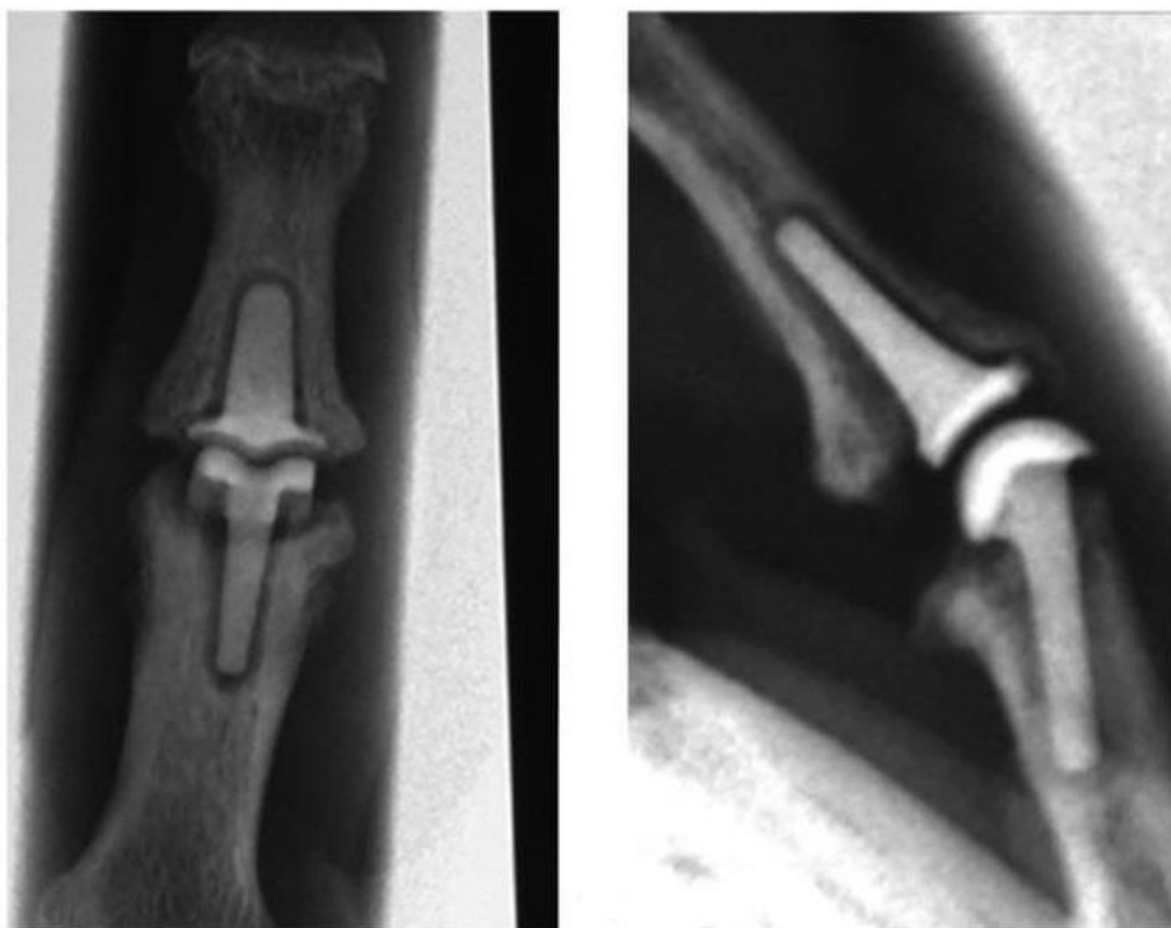


Рис. 4. Миграция дистального компонента пирокарбонового эндопротеза ПМФС, ассоциированная с появлением остеофита. Проксимальный компонент фиксирован в кости под углом, вызывая эрозию переднего кортикального слоя фаланги.

Многие авторы предполагают, что ранние осложнения могут быть обусловлены техническими проблемами, такими как нарушение баланса мягких тканей [28]. Артропластика с применением

пирокарбоновых имплантатов остается одним из вариантов лечения артроза ПМФС. Пациенты должны быть предупреждены о высокой частоте осложнений, связанных с использованием данного вида имплантатов. Для определения роли пирокарбоновых эндопротезов в лечении патологии ПМФС необходимы более совершенные методики оперативного пособия и долгосрочные наблюдения.

Одним из ярких представителей «третьего» поколения имплантатов является так называемое SRA-эндопротезирование (surface replacement arthroplasty), то есть артропластика с минимальной резекцией. Современная модель SRA была предложена Linscheid и Dobyns в 1979г. Их целью было восстановление физиологических движений, сохраняя костную массу и стабилизаторы сустава, в частности, коллатеральные связки. Считалось, что приближение к нативному центру ротации позволит восстановить баланс сил в суставе. Сохранение коллатеральных связок также уменьшает эндостальные контактные силы (прикладываемые имплантом к кости), сводящие к минимуму остеолит и миграцию протеза. Оригинальный имплантат состоял из проксимального компонента из виталлия и дистального компонента из сверхвысокомолекулярного полиэтилена, обработанного вручную [29]. В настоящее время эндопротезирование SRA представлено тремя моделями: MatOrthoPIP, бесцементной фиксации, с предварительно собранным на дистальном компоненте полиэтиленовым вкладышем; TACTYS PIP, состоящий из четырех частей – кобальт-хромовой головки, полиэтиленового вкладыша и двух титановых ножек с гидроксиапатитным покрытием для бесцементной фиксации; и, наконец, CapFlex-PIP, состоящий из двух сложноустроенных компонентов – кобальт-хромовой головки и полиэтиленового вкладыша, каждый из компонентов имеет титановое основание, устанавливаемое на костный опил, с короткими ножками-пинами из пористого титана для бесцементной фиксации (рис. 5.). Все протезы из группы SRA характеризуются анатомической адаптированностью и минимальными объемами костной резекции, необходимой для эндопротезирования [30].

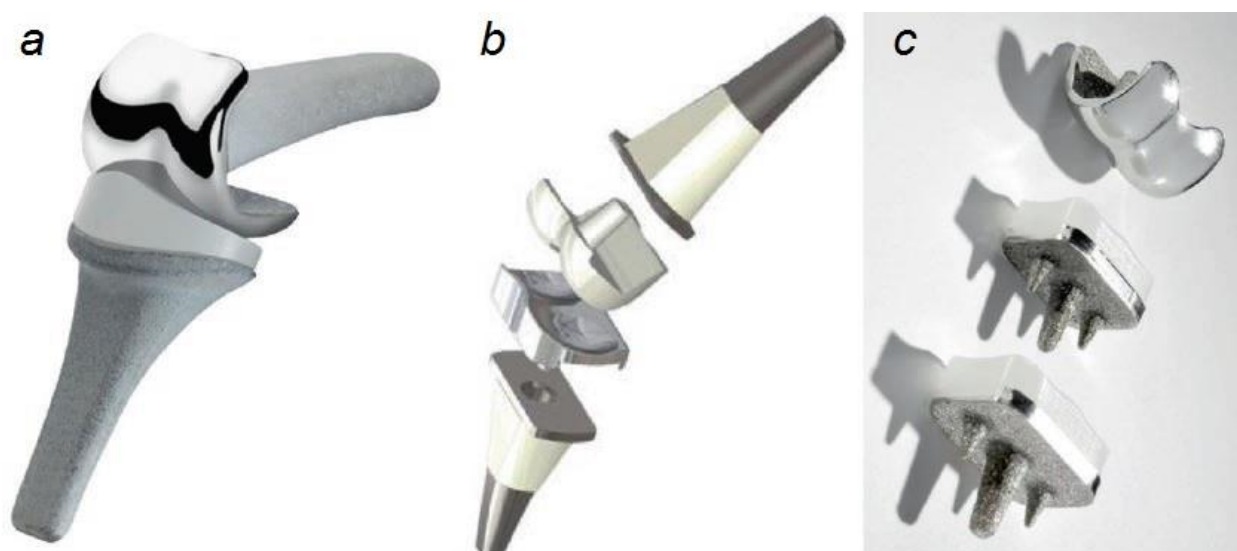


Рис. 5. Семейство имплантатов SRA: а – MatOrtho PIP; б – TACTYS PIP; в - CapFlex-PIP

SRA-имплантаты продемонстрировали хорошее снижение боли при относительном увеличении объема движений. Данные относительно фиксации имплантата противоречивы. Недавняя модификация имплантата включает добавление гидроксиапатита, которым покрывается ножка. Краткосрочное наблюдение за этими эндопротезами показывает многообещающие результаты при отсутствии рентгенологических признаков расшатывания имплантата, однако необходимы долгосрочные наблюдения. В исследовании Janssens (2022) проанализированы 34 случая эндопротезирования ПМФС с помощью имплантата MatOrtho. Результаты наблюдения со средним сроком в 33 месяца многообещающи: выраженное снижение болевого синдрома (с 7 до 1 балла по ВАШ) сочеталось с увеличением объёма движений на 25%. Однако подобных исследований всё ещё мало. Частота осложнений остается высокой – от 21% до 40%. Наиболее распространенные осложнения – расшатывание, деформация, тугоподвижность в суставе [31]. Как пирокарбоновые, так и металл-полиэтиленовые эндопротезы показывают удовлетворительные функциональные результаты при соблюдении определённых клинических условий, которые можно выделить в качестве показаний для использования данных типов имплантатов:

- 1) Молодой возраст пациентов (до 55 лет) с высокими требованиями к функции кисти;
- 2) Адекватное состояние мягких тканей;
- 3) Возможность минимальной резекции для обеспечения интактности стабилизаторов, в первую очередь, коллатеральных связок;
- 4) Невоспалительный характер остеоартрита.

Отдельно хочется сказать про фиксацию компонентов имплантатов. Отмечено, что цементная фиксация не получила широкого распространения в хирургии мелких суставов кисти. Это

связано с рядом осложнений, встречающихся при данном способе фиксации. «Бедность» костной ткани в коротких костях усложняет резэндопротезирование после использования костного цемента и может приводить к нежелательным результатам, в том числе к артродезу, а экзотермическая реакция усиливает риск костной резорбции и, как следствие, миграции протеза, его нестабильности. Таким образом, современная хирургия мелких суставов кисти практически полностью обращена в сторону бесцементной фиксации компонентов, за исключением случаев индивидуального эндопротезирования [32].

В настоящее время одним из трендов ортопедической и дентальной имплантологии является применение керамики в качестве материала для изготовления компонентов. Этому способствовали колоссальные успехи применения пары трения «керамика-керамика» в хирургии крупных суставов. За время использования керамики в эндопротезировании тазобедренного сустава исследователи высоко оценили неотъемлемые качества данного материала: износостойкость, бионертность и биосовместимость. Не обошло стороной и применение циркониевой и алюмокерамики в аддитивной ортопедии и стоматологии: сообщают об успешном применении индивидуальных имплантатов. Имплантаты из керамики с гидроксиапатитным покрытием показали воодушевляющую комбинацию оптимальной трибологической пары и остеоинтеграции одновременно, что значительно поднимает интерес к изучению данного материала. Не обошёл стороной интерес к керамике и кистевых хирургов. Пожалуй, самым крупным отечественным исследованием керамических имплантатов кисти стало сообщение Мурадова М.И. с соавт. об анализе результатов эндопротезирования 81 сустава. Авторы отмечают стойкое увеличение объёма движений с 16 до 73 градусов и высокий процент удовлетворённости пациентов – 82 % [33].

На сегодняшний день в хирургии мелких суставов кисти керамика представлена линейкой несвязанных эндопротезов Moje Keramik Implantate. Однако данных о результатах эндопротезирования недостаточно для объективной комплексной оценки, а предоставленные сведения характеризуются противоречивостью [34]. По нашему мнению, существующие керамические эндопротезы требуют конструктивной эволюции при общих отличных перспективах керамики в конструкции имплантатов кисти.

Отдельный интерес представляет разработка японской компании Teijin Nakashima medical – самоблокирующийся эндопротез SLFJ (Self Locking Finger Joint). Уникальность его конструкции – в интрамедуллярной ножке: она состоит из титанового конического самонарезающегося винта и двух ножек, которые раздвигаются при закручивании дополнительного блокирующего винта до нужной степени фиксации, контролируемой

хирургом. Проксимальная суставная часть выполнена из кобальт-хромового сплава, а дистальная – из полиэтилена, дизайн имплантата соответствует философии SRA [35]. (рис. 6.) Многокомпонентность эндопротеза, его дороговизна и сложность установки сужают круг использования, однако ближайшие результаты эксплуатации изделия воодушевляющие. Так, Komatsu et al. (2017) проанализировали результат эндопротезирования 26 ПМФС по поводу остеоартрита с помощью данного протеза со средним сроком наблюдения в 44 месяца. Средний объём движений увеличился с 36 градусов до 44, оценка по шкале DASH улучшилась с 40 до 15, а по по шкале ВАШ – с 5 до 1. Общая удовлетворённость лечением пациентов составила 94% [36].

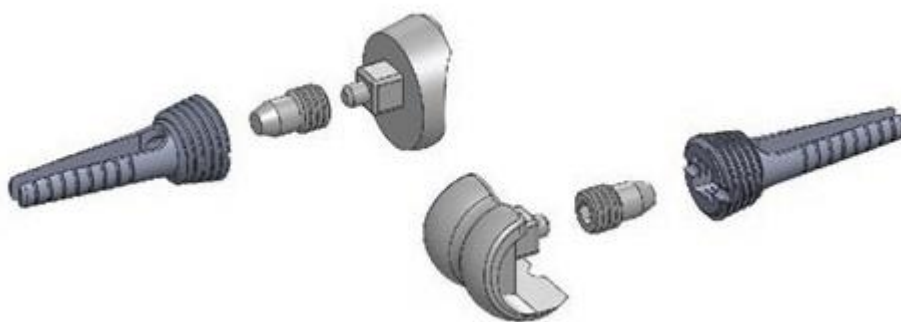


Рис. 6. Эндопротез ПМФС Self Locking Finger Joint (Япония)

По данным литературы, данный вид эндопротеза можно применять в соответствии с требованиями, применяемыми к SRA-имплантатам: для SLFJ так же важно адекватное состояние стабилизирующего аппарата сустава.

Каким должен быть имплантат проксимального межфалангового сустава, чтобы соответствовать современным требованиям хирургии кисти и удовлетворять высокие запросы пациента? По нашему мнению, Yamamoto et al. (2018) приводят исчерпывающие и при этом внятные критерии к конструктиву эндопротезов ПМФС [37]:

- 1) Сохранение адекватной длины кости;
- 2) Регулирование положение дистального компонента для сохранения нативного центра ротации сустава;
- 3) Обеспечение внутреннего механизма ограничения для силы вне сагиттальной плоскости;
- 4) Наличие закруглённого дорсального контур для обеспечения скольжения боковых пучков разгибательного апоневроза во время сгибания;
- 5) Обеспечение функционального объёма движений;
- 6) Простота установки.

Анализ зарубежной и отечественной литературы последних лет показал значительный прогресс в хирургии мелких суставов кисти, в частности, революцию и эволюцию эндопротезирования ПМФС. Философия SRA на сегодняшний день позволяет сохранить функцию пальца и кисти в целом на достойном уровне, а современные достижения биоинженерии, трибологии и материаловедения расширяют ассортимент «сырья» для мелких имплантатов. Однако имеющееся многообразие эндопротезов, всё ещё противоречивые результаты и высокое количество различных осложнений наводят на мысль о необходимости дальнейшей проработки данной проблемы, поиске новых конструктивных решений для маленького, но такого важного сустава кисти.

ВЫВОДЫ

1. Лечение заболеваний и повреждений проксимального межфалангового сустава является неотъемлемой частью комплексного восстановления функции кисти. Наиболее результативным среди существующих методов лечения на сегодняшний день является эндопротезирование ПМФС.
2. Современные тенденции эндопротезирования ПМФС направлены в сторону анатомической адаптации имплантатов, минимальной костной резекции и сохранения капсульно-связочного аппарата – основного стабилизатора сустава.
3. Несмотря на более чем полувековую эволюцию, процент осложнений после эндопротезирования ПМФС остаётся на высоком уровне, а функциональные результаты – противоречивыми. Это свидетельствует о необходимости создания новых конструктивных решений для имплантатов, поиска и внедрения оптимальных трибологических пар, в свете чего керамические эндопротезы являются, по нашему мнению, перспективным направлением

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Swann J. The world at your finger tips: how the hand functions // Nursing and Residential Care. 2015. Vol. 17, No 8. P. 444-448. DOI: 10.12968/nrec.2015.17.8.444.
2. (“Mind the thumb”: Judging hand laterality is anchored on the thumb position / M. Conson, A. Di Rosa, F. Polito, I. Zappullo, C. Baiano, L. Trojano // Acta Psychol. (Amst). 2021. Vol. 219. Art. 103388. DOI: 10.1016/j.actpsy.2021.103388
3. Deb R, Sauerbier M, Rauschmann MA. Geschichte der Endoprothetik der Fingergelenke [History of arthroplasty for finger joints]. Orthopade. 2003 Sep;32(9):770-8. German. doi: 10.1007/s00132-003-0518-y. PMID: 14508641.

4. Leibovic SJ, Bowers WH. Anatomy of the proximal interphalangeal joint. *Hand Clin.* 1994 May;10(2):169-78. PMID: 8040195.
5. Cheah AE, Yao J. Surgical Approaches to the Proximal Interphalangeal Joint. *J Hand Surg Am.* 2016 Feb;41(2):294-305. doi: 10.1016/j.jhsa.2015.11.013. Epub 2015 Dec 18. PMID: 26708513
6. Cheah AE, Yao J. Surgical Approaches to the Proximal Interphalangeal Joint. *J Hand Surg Am.* 2016 Feb;41(2):294-305. doi: 10.1016/j.jhsa.2015.11.013. Epub 2015 Dec 18. PMID: 26708513
7. Pang EQ, Yao J. Anatomy and Biomechanics of the Finger Proximal Interphalangeal Joint. *Hand Clin.* 2018 May;34(2):121-126. doi: 10.1016/j.hcl.2017.12.002. PMID: 29625632.
8. Harris CA, Shauver MJ, Yuan F, Nasser J, Chung KC. Understanding Patient Preferences in Proximal Interphalangeal Joint Surgery for Osteoarthritis: A Conjoint Analysis. *J Hand Surg Am.* 2018 Jul;43(7):615-624.e4. doi: 10.1016/j.jhsa.2018.03.001. Epub 2018 Apr 5. PMID: 29627279.
9. Vitale MA, Fruth KM, Rizzo M, Moran SL, Kakar S. Prosthetic Arthroplasty Versus Arthrodesis for Osteoarthritis and Posttraumatic Arthritis of the Index Finger Proximal Interphalangeal Joint. *J Hand Surg Am.* 2015 Oct;40(10):1937-48. doi: 10.1016/j.jhsa.2015.05.021. Epub 2015 Jul 15. PMID: 26188383.
10. Jacoby, S.M., Gaspar, M.P. (2016). PIP Fusion. In: Adams, J. (eds) PIP Joint Fracture Dislocations. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-28579-5_13
11. Jung J, Haghverdian B, Gupta R. Proximal Interphalangeal Joint Fusion: Indications and Techniques. *Hand Clin.* 2018 May;34(2):177-184. doi: 10.1016/j.hcl.2017.12.007. PMID: 29625637.
12. BRANNON EW, KLEIN G. Experiences with a finger-joint prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1959 Jan;41-A(1):87-102. PMID: 13620689.
13. Linscheid RL. Implant arthroplasty of the hand: retrospective and prospective considerations. *J Hand Surg Am.* 2000 Sep;25(5):796-816. doi: 10.1053/jhsu.2000.4166. PMID: 11040295.
14. Herren DB. Current European Practice in the Treatment of Proximal Interphalangeal Joint Arthritis. *Hand Clin.* 2017 Aug;33(3):489-500. doi: 10.1016/j.hcl.2017.04.002. PMID: 28673625.
15. Lans J, Notermans BJW, Germawi L, Lee H, Jupiter JB, Chen NC. Factors Associated With Reoperation After Silicone Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty. *Hand (N Y).* 2021 Jul;16(4):461-466. doi: 10.1177/1558944719864453. Epub 2019 Aug 6. PMID: 31387388; PMCID: PMC8283101.
16. Naghshineh N, Goyal K, Giugale JM, Neral MK, Ferreira JV, Buterbaugh GA, Imbriglia JE. Proximal Interphalangeal Joint Silicone Arthroplasty for Osteoarthritis: Midterm Outcomes. *Hand (N Y).* 2019 Sep;14(5):664-668. doi: 10.1177/1558944718769427. Epub 2018 Apr 5. PMID: 29619888; PMCID: PMC6759980.

17. Bales, Joshua & Wall, Lindley & Stern, Peter. (2014). Long-Term Results of Swanson Silicone Arthroplasty for Proximal Interphalangeal Joint Osteoarthritis. *The Journal of Hand Surgery*. 39. 455–461. 10.1016/j.jhsa.2013.11.008.
18. Herren, D. (2019). The proximal interphalangeal joint: arthritis and deformity, *EFORT Open Reviews*, 4(6), 254-262. Retrieved Dec 4, 2022, from <https://eor.bioscientifica.com/view/journals/eor/4/6/2058-5241.4.180042.xml>
19. Helder O, Marks M, Schweizer A, Herren DB, Schindele S. Complications after surface replacing and silicone PIP arthroplasty: an analysis of 703 implants. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021 Jan;141(1):173-181. doi: 10.1007/s00402-020-03663-5. Epub 2020 Nov 7. PMID: 33159549
20. Forster N, Schindele S, Audigé L, Marks M. Complications, reoperations and revisions after proximal interphalangeal joint arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Hand Surg Eur Vol*. 2018 Dec;43(10):1066-1075. doi: 10.1177/1753193418770606. Epub 2018 May 6. PMID: 29732958
21. Klawitter JJ, Patton J, More R, Peter N, Podnos E, Ross M. In vitro comparison of wear characteristics of PyroCarbon and metal on bone: Shoulder hemiarthroplasty. *Shoulder Elbow*. 2020 Dec;12(1 Suppl):11-22. doi: 10.1177/1758573218796837. Epub 2018 Sep 11. PMID: 33343712; PMCID: PMC7726179.
22. N Indayaningsih *et al* 2017 *J. Phys.: Conf. Ser.* **817** 012006
23. Kim T, Cho M, Yu KJ. Flexible and Stretchable Bio-Integrated Electronics Based on Carbon Nanotube and Graphene. *Materials (Basel)*. 2018 Jul 8;11(7):1163. doi: 10.3390/ma11071163. PMID: 29986539; PMCID: PMC6073353
24. Brendsdal ES, Lie SA, Furnes O, Hove LM, Krukhaug Y. Long-term survival of 2997 finger metacarpophalangeal joint arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *J Hand Surg Eur Vol*. 2022 Nov 2;17531934221129961. doi: 10.1177/17531934221129961. Epub ahead of print. PMID: 36324068.
25. Watts AC, Hearnden AJ, Trail IA, Hayton MJ, Nuttall D, Stanley JK. Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: minimum two-year follow-up. *J Hand Surg Am*. 2012 May;37(5):882-8. doi: 10.1016/j.jhsa.2012.02.012. Erratum in: *J Hand Surg Am*. 2012 Jul;37(7):1513. PMID: 22541153
26. Watts AC, Hearnden AJ, Trail IA, Hayton MJ, Nuttall D, Stanley JK. Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: minimum two-year follow-up. *J Hand Surg Am*. 2012 May;37(5):882-8. doi: 10.1016/j.jhsa.2012.02.012. Erratum in: *J Hand Surg Am*. 2012 Jul;37(7):1513. PMID: 22541153

27. Wagner ER, Weston JT, Houdek MT, Luo TD, Moran SL, Rizzo M. Medium-Term Outcomes With Pyrocarbon Proximal Interphalangeal Arthroplasty: A Study of 170 Consecutive Arthroplasties. *J Hand Surg Am.* 2018 Sep;43(9):797-805. doi: 10.1016/j.jhsa.2018.06.020. PMID: 30172276.
28. Dickson DR, Nuttall D, Watts AC, et al. Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: minimum five-year follow-up. *J Hand Surg* 2015; 40(11):2142–8.e4.
29. Bravo, E., Rodríguez-Merchán, E.C. (2022). Metacarpophalangeal (MCP) and Proximal Interphalangeal (PIP) Joint Arthroplasty. In: Rodríguez-Merchán, E.C., Moreno-García, A. (eds) *Controversies in Orthopedic Surgery of The Upper Limb*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-04907-1_20
30. Jennings CD, Livingstone DP. Surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal joint using the SR PIP implant: long-term results. *J Hand Surg Am.* 2015 Mar;40(3):469-473.e6. doi: 10.1016/j.jhsa.2014.11.015. Epub 2015 Jan 21. PMID: 25617221.
31. Kulkarni K, Sheikh N, Aujla R, Divall P, Dias J. Outcomes of Unconstrained Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty: A Systematic Review. *J Hand Surg Asian Pac Vol.* 2022 Apr;27(2):300-312. doi: 10.1142/S2424835522500266. Epub 2022 Mar 31. PMID: 35404211.
32. Muder D., Hailer N.P., Vedung T. Two-component surface replacement implants compared with perichondrium transplantation for restoration of metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints: a retrospective cohort study with a mean follow-up time of 6 respectively 26 years // *BMC Musculoskelet. Disord.* 2020. Vol. 21, No 1. P. 657. DOI: 10.1186/s12891-020-03687-3.
33. Оценка отдаленных результатов эндопротезирования суставов пальцев кисти / М.И. Мурадов, В.Ф. Байтингер, Ф.Ф. Камолов, П.Ю. Сайк, О.С. Курочкина // *Вопросы реконструктивной и пластической хирургии.* 2016. № 1 (56). С. 33-40.
34. Wesemann A, Flügel M, Mamarvar M. Moje-Prothese im proximalen Interphalangealgelenk [Moje prosthesis for the proximal interphalangeal joint]. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 2008 Jun;40(3):189-96. German. doi: 10.1055/s-2007-965476. Epub 2008 Jun 12. PMID: 18551388.
35. Minamikawa Y, Horii E, Hamada Y. Hand Surgery in Japan. *J Hand Microsurg.* 2021 Jan;13(1):42-48. doi: 10.1055/s-0041-1725210. Epub 2021 Mar 7. PMID: 33707922; PMCID: PMC7937451.
36. Komatsu I, Arishima Y, Shibahashi H, Yamaguchi T, Minamikawa Y. Outcomes of Surface Replacement Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty Using the Self Locking Finger Joint Implant: Minimum Two Years Follow-up. *Hand (N Y).* 2018 Nov;13(6):637-645. doi: 10.1177/1558944717726136. Epub 2017 Sep 16. PMID: 28918664; PMCID: PMC6300185.
37. Yamamoto M, Chung KC. Implant Arthroplasty: Selection of Exposure and Implant. *Hand Clin.* 2018 May;34(2):195-205. doi: 10.1016/j.hcl.2017.12.009. PMID: 29625639.