

**ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПЯСТНО-ФАЛАНГОВЫХ СУСТАВОВ ПАЛЬЦЕВ КИСТИ****В.М. Прохоренко^{1,2}, Е.Н. Симонова^{1*}, Т.И. Александров¹**¹ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, Новосибирск, РФ; ²ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет» Минздрава России, Новосибирск, Россия

В статье представлен обзор литературы, в котором описаны основные типы эндопротезов пястно-фаланговых суставов, разработанные за период с 1950 по 2017 г. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов показывает эффективные функциональные результаты, позволяя избавить пациентов от болевого синдрома, улучшить социальную адаптацию и внешний вид рук. Особое внимание уделено модификации конструкций в трех поколениях эндопротезов. Приведено обоснование изменений шарнирных соединений, форм ножек, способов фиксации. На основании анализа осложнений использования имплантатов каждого из поколений определены причинно-следственные связи между конструкциями, нежелательными явлениями и разработанными модификациями. Отдельно рассмотрен вопрос о выборе материала. Несмотря на трудности при попытках удержания силиконовых имплантатов в костномозговых каналах, а также риск разрывов, силикон является единственным материалом, который пережил все поколения протезов практически без изменений. Его можно считать отправной точкой для дальнейших исследований.

Ключевые слова: эндопротезирование, пястно-фаланговые суставы, силикон, кисть, пальцы

Конфликт интересов: не заявлен

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки

КАК ЦИТИРОВАТЬ: Прохоренко В.М., Симонова Е.Н., Александров Т.И. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов пальцев кисти. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. 2018;3-4:104-112. <https://doi.org/10.17116/vto201803-041104>

ENDOPROSTHESIS OF METACARPOPHALANGEAL JOINTS OF THE HAND**V.M. Prokhorenko^{1,2}, E.N. Simonova^{1*}, T.I. Aleksandrov¹**¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia;²Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russia

The literature review presents information about the main types of prostheses for metacarpophalangeal joints that were elaborated from 1950 to 2017. Metacarpophalangeal joints arthroplasty shows good functional results enabling to eliminate the pain syndrome, improve social adaptation of a patient and cosmetic view of the hands. Special attention is paid to the modification of constructions in 3 generations of the implants. The changes in hinged joints, stem shape and methods of fixation are stipulated. Based on the analysis of complications for the implants of each generation the cause-effect relationships between the constructions, side-effects and the elaborated modifications are determined. The question on the choice of the material is discussed separately. In spite of the difficulties in retaining silicone implants in the bone marrow canals and the risk of ruptures, silicone is the only material that survived all the generation of implants with practically no changes. It can be considered as a starting point for further studies.

Key words: arthroplasty, metacarpophalangeal joints, silicone, wrist, fingers

Conflict of interest: the authors state no conflict of interest

Funding: the study was performed with no external funding

TO CITE THIS ARTICLE: Prokhorenko VM, Simonova EN, Aleksandrov TI. Endoprosthesis of metacarpophalangeal joints of the hand. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2018;3-4:104-112. (In Russ.). <https://doi.org/10.17116/vto201803-041104>

Введение. В последние 60 лет велось активное изучение одного из ортопедических способов помощи пациентам с заболеваниями и последствиями травм пястно-фаланговых суставов. Речь идет о протезировании пястно-фаланговых суставов искусственными поверхностями. Наравне с другими хирургическими методами эта методика протезирования прошла этапы становления и развития, модернизации и поиска различных путей решений возникающих вопросов и конфликтов. Многие технические аспекты были заимствованы из смежных направлений: эндопротезирования крупных суставов, ревма-

тологии, реконструктивно-пластической хирургии. Другие — были узкоспецифическими в связи с анатомо-физиологическими особенностями.

Особенности пястно-фаланговых суставов. Это суставы мышечного типа с двумя степенями свободы. Площадь двояковыпуклых поверхностей дополняется специальной фиброзно-хрящевой пластинкой, увеличивающей амплитуду движений. Последняя также «расширяется» за счет «мобильной» капсулы и синовиальной оболочки. Амплитуда активного сгибания/разгибания составляет 90/30–40°. Амплитуда пассивного разгибания может до-

стигать 90° в зависимости от натяжения связочного аппарата. Пястно-фаланговые суставы II–V пальцев действуют в основном синхронно, обеспечивая функцию хвата [1]. Наибольшей подвижностью обладает II палец, который раньше выполняет захват предмета. Функцию продолжительного удерживания захваченного предмета выполняет III палец, IV и V пальцы завершают захват и обеспечивают устойчивость.

Проблематику восстановления анатомии и функции пястно-фаланговых суставов, а также болевой синдром определяет ряд заболеваний — посттравматический остеоартроз, ревматоидный артрит, деформирующий остеоартроз и др. Деформирующий остеоартроз поражает суставы в 20% случаев у мужчин и в 10% — у женщин, тогда как картина при ревматоидном артрите зеркально противоположна. Доля поражения пястно-фаланговых суставов доходит до 95%, при том что на 2002 г. были зафиксированы 280 тыс. пациентов с достоверным диагнозом «ревматоидный артрит» [2]. В рамках того или иного повреждения кисть перестает выполнять свою основную функцию «хвата». Это в свою очередь серьезно отражается на качестве жизни пациента. Появляются жалобы на невозможность выполнения профессиональных и повседневных действий (удержание кружки, расчески, столовых приборов, ключей и т.д.). Таким образом, перед врачом ставится задача не только вылечить пациента, но и повысить качество жизни [3].

Известно, что консервативные методы лечения пациентов результативны только на начальных этапах заболеваний. При серьезном разрушении суставных поверхностей — вывихах и подвывихах при ревматоидном артрите, фиксированном положении при посттравматическом остеоартрозе этой локализации и т.д. — приходится прибегать к хирургическим методам лечения. На сегодняшний день в арсенале травматолога-ортопеда имеется несколько методик, позволяющих избавить пациента от боли и восстановить функцию кисти. Хорошо зарекомендовала себя артропластическая операция с использованием различных вариантов имплантатов.

По материалам базы данных PubMed, Scopus, Российской государственной библиотеки был проведен анализ исторических моделей протезов за период с 1950 по 2017 г. Для их описания использовали критерии двух следующих классификационных систем:

I. Классификация протезов пястно-фаланговых суставов, основанная на историческом этапном становлении:

1) первое поколение (с 1950 по 1970 г.): Brannon & Klein, Flatt, Blair;

2) второе поколение (с 1970 по 1990 г.): Schultz, Steffe, St. Georg-Buchholtz, Nicolle, Walker, KY (Minami);

3) третье поколение (с 1990 г. по настоящее время): Hagert, Lundborg, Kessler, Beckenbaugh, Ascension;

4) силиконовые протезы — спейсеры (с конца 1960-х годов по настоящее время). Следует уточнить, что силиконовые протезы не относятся ни к одному из поколений, так как, во-первых, их разработка шла на протяжении всего времени существования протезов этой локализации, во-вторых, их конструкция позволяет говорить о спейсере, целью использования которого первоначально являлось заполнение пустого пространства и восполнение объема, а не восстановление функции.

II. Классификация J. Filderhoff, в соответствии с которой протезы подразделяют по их функциональным типам:

— по взаимодействию (связанные, несвязанные, полусвязанные);

— по типу фиксации (цементные, бесцементные);

— по парам трения (металл–металл, металл–полиэтилен, керамические, пирокарбоновые, силиконовые и т.д.).

Информация в статье представлена хронологически в соответствии с первой классификацией. В некоторых случаях для более корректного описания конструкций протезов были использованы критерии второй классификации.

ПЕРВОЕ ПОКОЛЕНИЕ ПРОТЕЗОВ

Отдельные виды протезов для пястно-фаланговых суставов создавались еще в 1950-х годах. Специалисты разрабатывали модели связанных протезов с парой трения металл–металл. В 1959 г. E. Brannon и G. Klein [4] представили 2 случая использования моделей из титана для протезирования пястно-фаланговых суставов. Протез состоял из двух компонентов, соединяющихся закруткой с половинной резьбой. Поверхность была скошена для уменьшения трения и раздражения окружающих мягких тканей. Каждая секция содержала центрированную ножку с треугольной плоскостью сечения для устранения ротационного компонента после установки. Жесткий прямоугольный контур узлового соединения обеспечивал одну степень свободы в суставе.

Клиническое исследование ограничилось 2 случаями использования с продолжительностью наблюдения 2 года. Авторы отмечали значительное уменьшение среднего объема движения суставов, укорочение пальцев. Один из протезов вызвал костную резорбцию с проседанием в кость после операции. Впоследствии ими же были представлены сведения о «намагничивании» окружающих тканей металлическими компонентами. С целью уменьшения степени проседания модификация протеза заключалась во введении специальных скрепок как через ножки протеза, так и через узловое соединение (рис. 1). Возможно, с целью уменьшения намагничивания к титану была добавлена нержавеющая сталь [4]. Не стоит забывать и о «металлозе». В результате трения образуются продукты износа компонентов. Они индуцируют реакцию с образованием простагландинов E2, активирующих в свою очередь остеокласты, следствием деятельности которых яв-

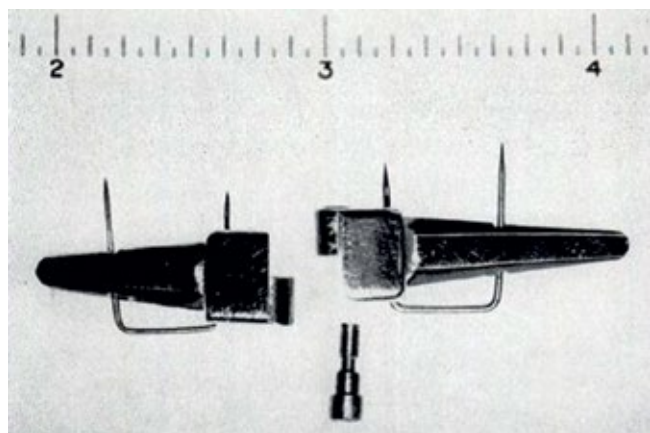


Рис. 1. Эндопротез, предложенный Е. Brannon и G. Klein (1959) [5].

Fig. 1. E. Brannon и G. Klein endoprosthesis (1959) [5].



Рис. 2. Рентгенограмма кисти через 5,5 мес после установки протеза Flatt (1961).

Fig. 2. Wrist roentgenogram in 5.5 months after arthroplasty with Flatt implant (1961).

ляются локальные процессы резорбции, снижающие стабильность компонентов в костных каналах [6]. Хотя результаты использования модификации этого протеза не освещены в литературе, считается, что это послужило основой для дальнейшего изучения возможностей протезирования пальцев.

А. Flatt [7], взяв за основу модель Brannon & Klein [4], в 1960 г. модифицировал дизайн протеза и представил собственную модель. В качестве материала была использована нержавеющая сталь, получаемая вакуумным способом из низкоуглеродного сплава. Этот материал характеризовался отсутствием эффекта «намагничивания» и высокими антикоррозийными свойствами. В протезе имелись сдвоенные интрамедуллярные ножки, кото-

рые должны были увеличить остеоинтеграционные способности протеза, снизить ротационный компонент и эффект проседания в кость, имевшие место при имплантации протезов Brannon & Klein. Однако можно предположить, что дублирование ножек способствовало формированию системы «напряженности» между ними, увеличению выраженности локальных резорбтивных процессов и, в конечном итоге, нестабильности компонентов. Это нашло подтверждение в результатах рентгенологического исследования: в абсолютном большинстве случаев наблюдалась костная резорбция, определяемая в виде щели между костью и протезом. Это становилось причиной проседания, а затем и миграции конструкции в проксимальную фалангу или пястную кость [9]. В арсенале хирурга имелось четыре типоразмера (рис. 2).

А. Flatt и М. Ellison [8] несколько лет спустя модифицировали протез, расположив ось сгибания и разгибания более волярно по отношению к ножкам протеза с целью обеспечения лучшего функционирования. В серии Flatt & Ellison описано значительное уменьшение среднего объема движений в послеоперационном периоде. Также сообщалось о сохранении физиологичности функционирования арок движений в замененных суставах и увеличении объема движений в ассоциированных межфаланговых суставах благодаря их реципрокному раздражению.

Осложнения использования этого же протеза описаны в серии наблюдений [10]. Протезы устанавливали не только в пястно-фаланговые, но и в межфаланговые суставы. Разделения осложнений по локализациям представлено не было. Тем не менее были приведены сведения о четырех основных типах осложнений: разгибательных дислокациях, аксиальной ротации пальцев, возвращении ульнарной девиации и «проседании» имплантатов. Если первые три осложнения встречались в 50% случаев, то частота последнего осложнения достигала 80%. В отношении этих протезов можно предположить чрезмерную жесткость шарнирного соединения, обеспечивающую только одну степень свободы, как и в моделях Brannon & Klein. Обращает на себя внимание и избыточная длина ножек проксимального и дистального компонентов. Возможно, автор за счет длинного рычага движения и большей площади соприкосновения «кость – материал» хотел повысить стабильность имплантата. С другой стороны, длинное действующее «плечо» протеза ведет к дополнительной нагрузке и появлению переломов конструкции в перспективе.

ВТОРОЕ ПОКОЛЕНИЕ ПРОТЕЗОВ

Второе поколение имплантатов было связано с изменением замкового механизма. Жесткая прямоугольная форма, исключая абдукцию/аддукцию, трансформировалась в форму «ball & socket». Таким образом, в протезах была реализована возможность двух степеней свободы. Пару трения чаще стали составлять металл и полиэтилен. На примере



Рис. 3. Имплантаты Mark I (а), Mark II (б) [15].

Fig. 3. Mark I (a), Mark II (б) implants [15].

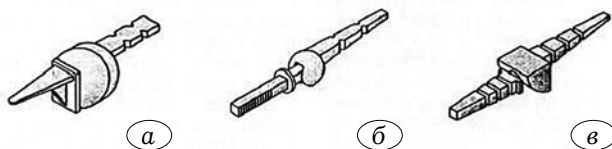


Рис. 4. Внешний вид имплантатов Schultz (а), Steffee (б), St. Georg-Buchholtz (в) [14].

Fig. 4. Schultz (a), Steffee (б), St. Georg-Buchholtz (в) implants [14].

протеза Griffit–Nikoll был представлен роликовый компонент проксимальной фаланги из стали, сопоставляемый с чашечным компонентом пястной кости, сделанным из полипропилена. Гемисферическая сопоставляемая часть была покрыта силиконом для минимизации повреждения мягких тканей.

Трехлетняя серия исследований [11] показала очень низкий уровень переломов таких имплантатов. Дополнительная степень свободы, по-видимому, способствовала перераспределению напряжения на узловое сочленение. Центральной проблемой стало возвращение ульнарной девиации, а также несколько случаев инфицирования. С другой стороны, возвращение ульнарной девиации может быть объяснено недостаточностью подготовки окружающего сустава мягкотканного компонента. Другими словами, возник вопрос об индивидуальной пластической реконструкции сухожильно-связочного аппарата или расширении возможностей геометрии сочленяющихся поверхностей.

За этим последовал огромный ряд разработок моделей имплантатов из разных видов материалов. Все исследования проводились на небольших группах пациентов, презентовался высокий уровень осложнений. В результате большинство из них — Garcia–Moral, Strickland, Walker I, Walker II и др. — было запрещено к использованию [12]. Положительной стороной этих работ стали выводы о необходимости проработки многих вопросов. Исследователи работали над длиной, количеством, формой сечения и шероховатостью ножек протеза. Последнее в совокупности с вырезками и поперечными выемками, возможно, было направлено на повышение стабильности фиксации компонентов в костном канале. В связи с использованием нового материала появлялись осложнения, обусловленные образованием продуктов распада полиэтилена, также отмечались трудности ревизионных оперативных вмешательств при цементном способе фиксации [12].

Примером работ того времени с оценкой ранних и среднесрочных результатов являются ис-

следования R. Beckenbaugh и A. Steffee [13]. Авторами последовательно было предъявлено три модели протеза Mark (**рис. 3**). Модели представляли собой пару трения металл–полиэтилен, фиксируемую цементным способом. Каждую модель изучали в течение 10 лет, начиная с 1964 г. Результаты применения последней модели были опубликованы в 1997 г. Осложнения возникли в 50% случаев, после чего последняя модификация (протез Mark III) также была запрещена к использованию. Продукты распада металл–полиэтиленовой пары трения также обуславливали развитие воспалительных и резорбтивных процессов. Цементирование в свою очередь стало «камнем преткновения» при ревизионных операциях, так как удаление цемента представляло собой техническую трудность.

В плане выявления новых осложнений важной вехой стала работа B. Adams и соавт. [16] по использованию моделей Shultz (**рис. 4, а**). Двухкомпонентный протез был представлен парой трения высокоэффективного полиэтилена и кобальт-хрома. Устанавливали его методом цементирования. HDPE-полиэтилен характеризуется твердостью, жесткостью, прочностью на растяжение и сжатие, химической устойчивостью, гибкостью и эластичностью в интервале температур от -70 до 100°C . Что касается кобальтохромового сплава, то механические прочностные качества кобальта поддерживаются антикоррозийными свойствами хрома. Сплав, обработанный методом «полирования», характеризуется исключительно низкой шероховатостью и соответственно низким уровнем образования продуктов распада и трения. Главной проблемой протеза стали частые случаи переломов компонентов вблизи узлового соединения, гетеротопическая оссификация в 100% случаев и расшатывание компонентов, подтверждавшееся рентгенологическими изменениями окружающей костной ткани в виде полос повышенной интенсивности. Кроме того, после установки протезов возникала ульнарная девиация. Результаты дают основание задуматься о направлении сил напряженности, «срезающих» силах, предельно допустимых нагрузках по отношению к каждому из дизайнов.

Приблизительно в то же время была представлена серия исследований алюмокерамических протезов КУ, базировавшихся на модели MINAMI [17, 18]. Обе модели имели пястную ножку из поликристаллического алюминия и проксимально-фаланговую ножку из монокристаллического алюминия, покрытого высокоплотным полиэтиленом. Все протезы устанавливали без использования цемента. Протез также имел две степени свободы. Результаты выявили чрезвычайно маленький средний объем движений в послеоперационном периоде. Слабыми сторонами протеза этого дизайна стали качество керамики, неконтролируемая порозность материала при изготовлении, однородность керамических «зерен» и присутствие добавочных включений. Этим, вероятно, можно объяснить большое количество переломов (серия Mahoney и Dimon). Та-

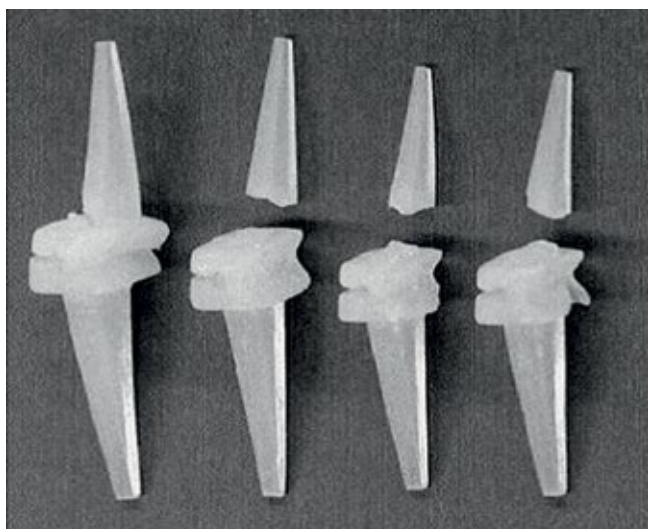


Рис. 5. Переломы протезов Sutter, полученные в ходе тестов-симуляций [27].

Fig. 5. Fractures of Sutter implants during simulation tests [27].

ким образом, фокус внимания переместился на использование других материалов.

СИЛИКОНОВЫЕ СПЕЙСЕРЫ

Наравне с представленными выше моделями с 1962 г. в пястно-фаланговые суставы стали устанавливать силиконовые протезы Swanson из силикона «флекспан». Если все другие протезы со временем были запрещены по тем или иным соображениям, то силиконовые протезы, прошедшие ряд модификаций, прочно обосновались в арсенале травматологов-ортопедов. Протез связанного типа свободно устанавливался в костные каналы и фиксировался, по задумке автора, формированием плотной фиброзной капсулы вокруг него. За 55-летний период проведено более 60 крупных исследований, направленных на изучение свойств имплантата, сравнение его с другими моделями. Абсолютное большинство врачей видят в нем «золотой стандарт» при имеющихся у него отрицательных свойствах [5].

Споры ведутся в связи с целесообразностью использования протеза в «ревматоидной» кисти. С одной стороны, эластические свойства силикона способствуют меньшей травматизации разряженной костной ткани. С другой стороны, не стоит забывать о необходимости формирования плотной капсулы и стабильности мягкотканного компонента, так необходимых для функционирования сустава в послеоперационном периоде. Ввиду того, что ревматоидный артрит — это системное заболевание, поражающее не только костные компоненты сустава, возникает необходимость проработки вопроса о сухожильно-связочном балансе в патологически измененной кисти. Установка силиконового имплантата сама по себе не является законченным оперативным вмешательством, так как требует дополнительного этапа — реконструктивно-пластического вмешательства на сухожильно-мышечном аппарате.

Тем не менее все исследователи пришли к выводу о несомненной эффективности силиконовых

протезов при этом заболевании. Во-первых, от 80 до 99% опрошенных пациентов указывали и ставили на первое место по важности устранение болевого синдрома. Во-вторых, на фоне распространенного метода артродезирования, исключающего любые типы движения, эндопротезирование не только сохраняет имеющийся объем, но и зачастую увеличивает его, выравнивает осевые компоненты. Наконец, немаловажным условием, предъявляемым пациентами, является внешний косметический результат операции. В исследованиях по всему миру доказано повышение социальной адаптации и качества жизни пациентов в послеоперационном периоде [3].

Попытки модифицировать имплантат Swanson путем добавления тех или иных материалов не дали выраженных результатов. Как правило, модификации уступали некоторым свойствам оригинальной модели, ни разу не превосходя его в эффективности.

Примером служит модель Niebauer, созданная в 1966 г. [19, 20]. Силиконовый протез усиливали как изнутри, так и снаружи дакроновой нитью для прочностных характеристик и фиксации соответственно. Использование дакрона — синтетической плетеной нерастворяющейся полиэфировой нити высокой прочности — должно было повысить способность к фиксации в костном канале. Однако никаких изменений выявлено не было. Более того, возникал конфликт двух разных материалов — более мягкий из них деформировался. И R. Beckenbaugh [13], и C. Hagert [21] сообщили о высокой частоте переломов этих моделей, предположив, что протез недостаточно прочен, чтобы противостоять испытываемым пациентом нагрузкам.

В 1987 г. была представлена модель Sutter, созданная с целью устранить или хотя бы уменьшить недостатки модели Swanson [22–24]. В этом протезе использовался силикон «силфлекс». Хирургам были доступны 7 типоразмеров. Утверждалось, что этот протез обеспечивает больший объем движений, так как центр фиксации располагался пальмарнее продольной оси имплантата. За счет этого облегчался процесс разгибания. В серии Joyce 25% протезов были удалены по причине полного разрыва. Все разрывы возникли в типичном месте, как и в протезе Swanson [25, 26].

В 2003 г. Т. Joyce и соавт. [27] провели серию тестов-симуляций. При циклическом процессе сгибания и разгибания было выявлено, что один тип протеза Sutter рвался через 10 млн циклов, а второй — через 5,3 млн циклов (**рис. 5**). Локализация разрыва соответствовала таковой у удаленных протезов Sutter и Swanson. Силикон рвался по малому радиусу в месте соединения дистальной ножки и узла, место разрыва имело треугольную форму сечения. Принимая во внимание полученные данные, можно сделать следующее предположение. В связи с тем, что протез сделан из силикона, он будет изгибаться не только в узле, но и в ножке, которая, имея маленькую площадь сечения, не может противостоять воздействию, а значит, большинство переломов будет возникать именно здесь.

Для повышения стабильности была создана модель Helal с дорсоульнарной «створкой», благодаря которой должна была быть преодолена ульнарная девиация [28]. В исследовании приняли участие 40 пациентов. Результатом стал рецидив ульнарной девиации. Нововведение в геометрию «замка» не дало эффекта. Положительной стороной стал небольшой процент переломов.

Проводились экспериментальные исследования по разработке способов фиксации силиконовых протезов. Так, в модели Calnan–Riese один из компонентов фиксировали цементом [29]. Ее модификацией стала модель Calnan–Nikoll: полипропиленовый монокомпонент, облаченный снаружи в силиконовую капсулу. За 1 год исследования в серии Calnan–Nikoll 1972 г. производства констатировали хороший объем движений на фоне высокой частоты рецидива ульнарной девиации [30]. В серии Griffiths–Nikoll объем движения в позднем отдаленном периоде был меньше, чем в раннем послеоперационном [31]. Показатели частоты развития инфекционного процесса и переломов остались на прежнем уровне. Результат был хорошим, однако протез Swanson по-прежнему считался превосходящим все другие модели по большинству показателей.

В отечественной практике был известен силиконовый протез Мовшовича–Гришина, изготавливаемый из вспененного силикона [32]. Протез служил в качестве эластической распорки соответствующего дефекту размера. Целью являлось предупреждение подвывиха и восстановление функции.

На сегодняшний день используются очень близкие к оригинальной модели протеза Swanson 1962 г. силиконовые протезы: Swanson («Wright»), Sutter («Avanta»), NeuFlex («DePuy»), PreFlex («Avanta»), SiliconeMCP («Ascension»), SBI. Модели различаются длиной, формой поперечного сечения «ножек», предизогнутостью шарнирного соединения. Их сравнивают между собой, тестируют в автоматизированных системах на прочность разрыва.

Протез NeuFlex — более современная модель на рынке, созданная в 1998 г. компанией «DePuy» [33–37]. Главной особенностью дизайна стал 30-градусный нейтральный угол, направленный на воссоздание естественной «отдыхающей» позиции руки, что, предположительно, устраняет стрессовое воздействие на имплантат, особенно на узловое соединение. Разработчики утверждали, что он обеспечивает комфорт и требует меньших усилий для сгибания пальца. Он состоит из силиконового монокомпонента (материал «Anasil») и имеет 7 возможных типоразмеров, которые должны удовлетворить любым индивидуальным запросам. R. Delaney и соавт. [38] сравнили результаты использования протезов Swanson и NeuFlex по прошествии 2 лет после операции. Не было выявлено ни одного случая перелома, однако сообщалось о случаях силиконового синовита и инфекционного процесса. Также было обнаружено, что средний объем движений после операции был больше в новой модели. Тем не менее не было обнаружено различий в отношении функ-

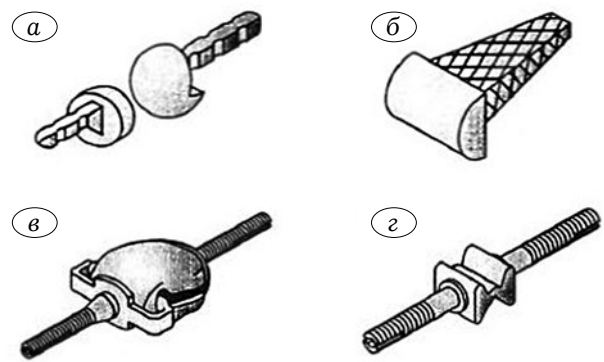


Рис. 6. Гибридные протезы Beckenbaugh (а), Kessler (б), Hagert (в), Lundborg (г).

Fig. 6. Hybrid Beckenbaugh (a), Kessler (б), Hagert (в), Lundborg (г) implants.

ционирования, силы и частоты рецидива ульнарной девиации. При тестировании трех типоразмеров в 30 имплантатах была констатирована возможность выполнения 9,4, 10,3 и 19,9 млн циклов сгибания и разгибания до возникновения перелома. Все три перелома возникли вдоль стержня центрального узлового соединения. Для сравнения: имплантат Sutter ломается через 10 и 5,3 млн, Swanson — 400 млн циклов.

ТРЕТЬЕ ПОКОЛЕНИЕ ПРОТЕЗОВ

К третьему поколению зарубежные ученые относят модели, полностью восполняющие поверхности суставов, «тотальные» протезы или гибриды связанных и эластичных моделей. В них доступны как флексия/экстензия, так и абдукция/аддукция.

Попытки решить вопрос о необходимости правильного сопоставления центров ротации в отношении пястно-фалангового сустава и имплантатов привели к созданию несвязанных протезов, повторяющих суставные поверхности. Эта концепция широко использовалась в моделях из пирокарбона. Изучение свойств этого материала в протезировании не вызвало широкого интереса на территории РФ. Тем не менее зарубежные коллеги изучают его с таким же интересом, как и протезы Swanson.

Примером может служить модель Ascension, показавшая достаточную стабильность, вызвавшая высокую удовлетворенность пациентов, увеличившая средний объем движений и выживаемость. Однако модель была запрещена по двум причинам: 1) из-за низкой костной фиксации и последующей сублюкации; 2) из-за неудовлетворительных рентгенологических показателей (ободок просветления на границе имплантат–кость) [33, 39].

R. Beckenbaugh создал бесцементный несвязанный двухкомпонентный протез (рис. 6, а) из пирокарбона. Через 1 год исследований средний объем движений составил 47°, о случаях инфекции не сообщалось. Через 8 лет клинических испытаний арка движения увеличилась, наблюдались исправление деформации и низкий уровень переломов [39].



Рис. 7. Протезы Daphne (а), Mathys (б).

Fig. 7. Daphne (a), Mathys (b) implants.



Кроме пирокарбонных имплантатов, известны модели Kessler [41], Hagert [42], Lundborg [43] (см. рис. 6, б—г), выполненные из разных материалов. Они все находятся на стадии изучения с целью выявления положительных и отрицательных характеристик. Однако из-за отсутствия эластических свойств они уже исключены из списка имплантатов, рекомендуемых к использованию у пациентов с грубой ревматоидной кистью. В этом отношении протез Swanson является предпочтительным.

Протез Kessler (1974) — это силиконовый протез для замещения головки пястной кости, укрепленный в ножках дакроновой нитью. В открытых источниках на сегодняшний день отсутствует информация о результатах применения этих протезов в объеме, позволяющем судить об их эффективности [39]. Можно предположить возникновение проблем и осложнений в связи с отсутствием сферичности в геометрии протеза (нарушение функции), а также ввиду несоответствия силикона и дакрона как материалов.

Протез Hagert (1986), выполненный по технологии титанового дистального компонента и UHMWPE-полиэтиленовой головки проксимального компонента (ball & socket), допускает сгибание, разгибание, флексию и экстензию. За 3,5 года авторского наблюдения были выявлены арка движения в 65° сгибания, отсутствие рецидива деформации, однако наблюдалась высокая частота переломов [42].

В СССР и РФ (В.Н. Кустов, 1987; С.П. Лушников, 1991; С.В. Архипов, 1997; С.Л. Кабаргин, 2002; П.П. Пашук, 2002; В.Г. Абросимов, 2004; А.Л. Свистков, 2016) было предложено большое количество разнообразных моделей пястно-фаланговых эндопротезов, но ни один из них не получил массового распространения, а клинические результаты их использования в литературе практически не представлены.



Рис. 8. Протез MOJE.

Fig. 8. MOJE implant.

В ЦИТО в 1970-е годы был предложен протез оригинальной конструкции Мовшовича—Гришина [32]. Силиконовая монолитная конструкция представляла собой фигурный стержень с расширенной средней частью и двумя концами в виде штуцера. Ножки протеза дополнительно армировались металлическими стержнями и имели специальные выступы, что позволяло более прочно фиксировать протез в костномозговых каналах. В исследовании на 97 пациентах в 4 случаях имел место неудовлетворительный результат вследствие нагноения; в 4 случаях отмечался разрыв конструкции, два из которых потребовали реэндопротезирования. При ревизии был сделан акцент на формирование хорошо выраженной фиброзной капсулы [44].

В отечественной литературе часто упоминаются и другие модели протезов пястно-фаланговых суставов: Mathys, Daphne [45, 46].

Установка выполненного из полиметилметакрилата и полимеров связанного протеза Daphne в 1/2 случаев осложнялась переломом ножек и возвращением ульнарной девиации. В протезе два цилиндрических компонента были связаны между собой шарнирным соединением из нержавеющей стали. Создатели пришли к четырехгранному сечению ножек для устранения ротационного компонента в каналах (рис. 7, а) [45, 46].

Связанный протез Mathys выполнен из полиэфирэфиркетона. Блокирование в костных каналах осуществляется путем закручивания титановых винтов в ножках протеза. Имеется 9 типоразмеров (см. рис. 7, б).

Около 10 лет назад в арсенал травматологов-ортопедов вернулись керамические модели в лице несвязанных протезов МОJE (рис. 8).

Оба компонента имеют угол подъема 6°, наклон головки 30° и общую флексию 90°. Для повышения устойчивости компонентов в костных каналах ножки имеют рифленую поверхность. На сегодняшний день имеется опыт установки свыше 50 протезов МОJE, ближайшие результаты оцениваются как благоприятные, однако окончательный анализ будет представлен позже.

Заключение. 1. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов кисти является перспективным и современным методом лечения заболеваний кисти.

2. Проблема создания оптимальной конструкции все еще далека от своего решения, на что указыва-

ют большое число моделей имплантатов и продолжающиеся разработки.

3. Отсутствие единой концепции в отношении формы протеза, материала, из которого он должен быть изготовлен, способа фиксации требует углубленного изучения анатомических и биомеханических особенностей сустава.

4. Учитывая сложность конструирования моделей протезов и незавершенность исследований, такой вид оперативного пособия должен проводиться в специализированных отделениях.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Капанджи А.И. Верхняя конечность. Физиология суставов. М.: Эксмо; 2009: 220-9. [Kapandji A.I. Upper Extremities. Physiology of the Joints. Moscow: Eksmo; 2009: 220-9. (in Russ.)].
2. Насонов Е.Л., Насонова В.А. Национальное руководство. Ревматология. М.: «Гэотар-Медиа»; 2008: 290-1. [Nasonov E.L., Nasonova V.A. National guide. Rheumatology. Moscow: Geotar-Media; 2008: 290-1. (in Russ.)].
3. Bogoch E.R., Escott B.G., Ronald K. Hand appearance as a patient motivation for surgery and a determinant of satisfaction with metacarpophalangeal joint arthroplasty for rheumatoid arthritis. *Am. J. Hand Surg.* 2011; 36 (6): 1007-14. doi:10.1016/j.jhsa.2011.02.002.
4. Brannon E.W., Klein G. Experiences with a finger-joint prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1959; 41-A (1): 87-102.
5. Lester L.E. The Biomechanical analysis of the hand in rheumatoid arthritis patients with MCP arthroplasty. E-thesis. Jan.2009 (www.theses.bham.ac.uk/id/eprint/441/).
6. Митин В.Н., Ягников С.А. Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у собак при его дисплазии. Российский ветеринарный журнал. 2005; 1: 2-5. [Mitin V.N., Iagnikov S.A. Distant results of the total endoprosthesis of the hip joint in dogs with dysplasia. *Rossiiskij veterinarnyi zhurnal.* 2005; 1: 2-5. (in Russ.)].
7. Flatt A.E. Restoration of rheumatoid finger-joint function. Interim report on trial of prosthetic replacement. *J. Bone Joint Surg.* 1961; 43 (5): 753-74.
8. Flatt A.E., Ellison M.R. Restoration of rheumatoid finger joint function. A follow-up note after 14 years of experience with a metallic-hinged prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1972; 54 (6): 1317-22.
9. Ferlic D.C., Serot D.I., Clayton M.L. The use of the Flatt hinge prosthesis in the rheumatoid thumb. *Hand.* 1978; 10 (1): 94-8.
10. Blair W.F., Shurr D.G., Buckwalter J.A. Metacarpophalangeal joint arthroplasty with a metallic hinged prosthesis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1984; (184): 156-63.
11. Varma S.K., Milward T.M. The Nicolle finger joint prosthesis: a reappraisal. *J. Hand Surg. Br.* 1991; 16 (2): 187-90.
12. 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.
13. Beckenbaugh R.D., Steffee A.D. 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.
14. Beevers D.J., Seedhom B.B. Metacarpophalangeal Joint Prostheses: A Review of past and Current Designs. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 1993; 207 (4): 195-206. doi:10.1243/pime_proc_1993_207_297_02.
15. <http://www.orthopaediclist.com/category/implants-37.html?Initial=&searchoff=60>.
16. Adams B.D., Blair W.F., Shurr D.G. Schultz metacarpophalangeal arthroplasty: A long-term follow-up study. *J. Hand Surg.* 1990; 15 (4): 641-5. doi:10.1016/S0363-5023(09)90029-6.
17. Minami M., Yamazaki J., Kato S., Ishii S. Alumina ceramic prosthesis arthroplasty of the metacarpophalangeal joint in the rheumatoid hand: A 2-3-year follow-up study. *J. Arthroplasty.* 1988; 3 (2): 157-66.
18. Doi K., Kuwata N., Kawai S. Alumina ceramic finger implants: a preliminary biomaterial and clinical evaluation. *Am. J. Hand Surg.* 1984; 9 (5): 740-9. doi:10.1016/S0363-5023(84)80027-1.
19. Niebauer J.J., Landry R.M. Dacron-silicone prosthesis for the metacarpophalangeal and interphalangeal joints. *Hand.* 1971; 3 (1): 55-61. doi: 10.1016/0072-968X(71)90012-X.
20. Niebauer J.J., Shaw J.L., Doren W.W. Silicone-dacron hinge prosthesis. Design, evaluation, and application. *Ann. Rheum. Dis.* 1969; 28 (5): Suppl: 56-8.
21. Hagert C.G. Metacarpophalangeal joint implants. II. Roentgenographic study of the Niebauer-Cutter metacarpophalangeal joint prosthesis. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1975; 9 (2): 158-164. doi:10.3109/02844317509022781.
22. Zhang H., Xue D., Yu J.J. 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.
23. Tägil M., Geijer M., Malmus P., Kopylov P.J. 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. doi: 10.1177/1753193409346793.
24. Williams N.W., Penrose J.M., Hose D.R. Computer model analysis of the Swanson and Sutter metacarpophalangeal joint implants. *J. Hand Surg. Br.* 2000; 25 (2): 212-20. doi:10.1054/jhsb.1999.0352.
25. Joyce T.J., Unsworth A. A literature review of “failures” of the Swanson finger prosthesis in the metacarpophalangeal joint. *Hand Surg.* 2002; 7 (1): 139-46. doi:10.1142/S0218810402000881.
26. Joyce T.J., Unsworth A. NeuFlex metacarpophalangeal prostheses tested in vitro. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2005; 219 (2): 105-10. doi: 10.1243/095441105X9192.
27. Joyce T.J., Milner R.H., Unsworth A. A comparison of ex vivo and in vitro Sutter metacarpophalangeal prostheses. *J. Hand Surg.* 2003; 28 (1): 86-91. doi:10.1054/jhsb.2002.0862.
28. Levack B., Stewart H.D., Flierenga H., Helal B. Metacarpophalangeal joint replacement with a new prosthesis: description and preliminary results of treatment with the helal flap joint. *J. Hand Surg. Br.* 1987; 12 (3): 377-81. doi:10.1016/0266-7681(87)90193-8.
29. Calnan J.S., Reis N.D., Bywaters E.G., Holt P.J. Development of an artificial finger joint for rheumatoid arthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 1968; 27 (5): 476.
30. Nicolle F.V., Calnan J.S. New design of finger prosthesis for the rheumatoid hand. *Hand.* 1972; 4 (2): 135-46. doi: 10.1016/0072-968X(72)90031-9.
31. Griffiths R.W., Nicolle F.V. Three years' experience of metacarpophalangeal joint replacement in the rheumatoid hand. *Hand.* 1975; 7 (1): 75-7. https://doi.org/10.1016/0072-968X_75_90068-6.
32. Мовшович И.А., Бородин В.С., Гришин И.Г., Ройтберг Г.И. Эндопротез сустава пальца кисти. Авторское свидетельство СССР: № 1661375/31-16; 1974. [Movshovich I.A., Borodkin V.S., Grishin I.G., Roitberg G.I. Finger joint endoprosthesis. USSR copyright certificate: # 1661375/31-16; 1974. (in Russ.)].
33. Hilker A., Miehke R.K., Schmidt K. Prosthetics of metacarpophalangeal joints. *Z. Rheumatology.* 2007; 66 (5): 366-75 (in German). doi: 10.1007/s00393-007-0193-1.
34. Hussein A.I., Stranart J.C., Meguid S.A., Bogoch E.R. Biomechanical validation of finite element models for two silicone meta-carpo-phalangeal joint implants. *J. Biomech. Eng.* 2011; 133 (2): 024501. doi: 10.1115/1.4003311.
35. Escott B.G., Ronald K., Judd M.G., Bogoch E.R. NeuFlex and Swanson metacarpophalangeal implants for rheumatoid arthritis: prospective randomized, controlled clinical trial. *J. Hand Surg. Am.* 2010; 35 (1): 44-51. doi:10.1016/j.jhsa.2009.09.020.

36. Kimani B.M., Trail I.A., Hearnden A. et al. Survivorship of the Neuflex silicone implant in MCP joint replacement. *J. Hand Surg. Eur. Vol.* 2009; 34 (1): 25-8. doi: 10.1177/1753193408094437.
37. Namdari S., Weiss A.P. Anatomically neutral silicone small joint arthroplasty for osteoarthritis. *J. Hand Surg. Am.* 2009; 34 (2): 292-300. doi: 10.1016/j.jhsa.2008.11.005.
38. Delaney R., Trail I.A., 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.
39. Lee K.H., Kim S.J., Cha Y.H. et al. Three-dimensional printed prosthesis demonstrates functional improvement in a patient with an amputated thumb: A technical note. *Prosthet. Orthot.* 2018; 42 (1): 107-111. doi: 10.1177/0309364616679315.
40. Cook S.D., Beckenbaugh R.D., Redondo J, Popich B.S., Klawitter J.J., Linscheid R.L. Long-term follow-up of pyrolytic carbon metacarpophalangeal implants. *J Bone Joint Surg.* 1999; 81A: 635-48.
41. Kessler I. A new silicone implant for replacement of destroyed metacarpal heads. *Hand.* 1974; 6 (3): 308-10. doi: 10.1016/0072-968X(74)90046-1.
42. Hagert C.G., Branemark P.I., Albrektsson T. et al. Metacarpophalangeal joint replacement with osseo-integrated endoprotheses. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1986; 20 (2): 207-18.
43. Lundborg G., Branemark P.I. Osseointegrated silicone implants for joint reconstruction after septic arthritis of the metacarpophalangeal joint: a 10-year follow-up. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 2001; 35 (3): 311-5. doi: 10.1080/028443101750523249.
44. Гришин И.Г., Хлебников Ф.И. Восстановление подвижности суставов пальцев кисти методом эндопротезирования. Эндопротезирование в травматологии и ортопедии: Сборник научных трудов. Саратов; 1987: 139-44. [Grishin I.G., Khlebnikov F.I. Restoration of finger joints movements with endoprotheses. Joint replacement in traumatology and orthopaedics: Collection of scientific papers. Saratov; 1987: 139-44. (in Russ.)].
45. Родоманова Л.А., Афанасьев А.О. Сравнительный анализ эффективности эндопротезирования пястно-фаланговых суставов у больных с ревматоидным поражением кисти. Травматология и ортопедия России. 2015; (1): 42-50. [Rodomanova L.A., Afanas'yev A.O. Comparative study of metacarpophalangeal joint arthroplasty effectiveness in patients with rheumatoid hand. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2015; (1): 42-50. (in Russ.)]. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-1-48-51
46. Коломацкий В.В. Эндопротезирование пястно-фаланговых суставов у пациентов с ревматоидным артритом имплантатом нового поколения: Автореф. ... дис. канд. мед. наук. М.; 2008. [Kolomatskiy V.V. Metacarpophalangeal joint arthroplasty using new generation implant in patients with rheumatic arthritis. *Cand. med. sci. Diss.* Moscow; 2008. (in Russ.)].

Сведения об авторах: Прохоренко Валерий Михайлович — доктор мед. наук, проф., главный науч. сотр. ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна, зав. кафедрой травматологии и ортопедии НГМУ, <https://orcid.org/0000-0002-0655-9644>; Симонова Екатерина Николаевна — аспирант ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна, <https://orcid.org/0000-0002-4368-169X>, e-mail: Nepalopeno@mail.ru; Александров Тимофей Игоревич — канд. мед. наук, науч. сотр. ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна, <https://orcid.org/0000-0002-6257-8356>.

Для контактов: Прохоренко В.М. — e-mail: nicto@nicto.ru

Information about the authors: Prokhorenko V.M. — Dr. of Sci. (Med.), head researcher, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, head of the chair of traumatology and orthopaedics, <https://orcid.org/0000-0002-0655-9644>; Simonova E.N. — Postgraduate, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, <https://orcid.org/0000-0002-4368-169X>, e-mail: Nepalopeno@mail.ru; Aleksandrov T.I. — Cand. of Sci. (Med.), researcher, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, <https://orcid.org/0000-0002-6257-8356>.

Contact: Prokhorenko V.M. — e-mail: nicto@nicto.ru