

ИСТОРИЯ, НАСТОЯЩЕЕ И БУДУЩЕЕ АРТРОПЛАСТИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

В.М. Прохоренко, А.А. Мамедов, В.С. Баитов

ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
Минздрава России, Новосибирск, РФ

В обзоре представлены различные аспекты артропластики коленного сустава. На фоне улучшения хирургической техники эндопротезирования постоянно совершенствуются сами имплантаты: для их изготовления используют более прочные сплавы с хорошей биосовместимостью, дизайн рассчитывается с помощью математических моделей, узлы трения проходят длительные стендовые испытания. Все эти новшества направлены на улучшение качества эндопротезов, увеличение срока их службы, минимизацию токсического влияния на организм пациента. С учетом выявленных на основе данных литературы и собственного опыта преимуществ и недостатков существующих эндопротезов различного дизайна и возможных пар трения сделан вывод о необходимости разработки модели эндопротеза с повышенной износостойчивостью.

Ключевые слова: коленный сустав, эндопротезирование, пара трения, частицы износа, полиэтилен, керамика.

History, Present and Future of Knee Arthroplasty

V.M. Prokhorenko, A.A. Mamedov, V.S. Baitov

Tsiv'yan Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Novosibirsk, Russia

The review covers different aspects of knee joint arthroplasty. With improvement of arthroplasty techniques the joint implants are constantly perfected: the more strong alloys with high biocompatibility are used for their production, design is developed using mathematical models, endoprosthesis friction node are subjected to long-term bench testing. All these innovations are directed at the improvement of implant quality, increase of their survival time, minimization of toxic effect on the patient's organism. Taking into account all advantages and disadvantages of the available joint implants with different design and various friction pairs being detected from literature data and by our experience it was concluded that elaboration of joint implant with increased wear resistance is required.

Key words: knee joint, arthroplasty, friction pair, wear particles, polyethylene, ceramics.

Стремление восстановить подвижность в пораженных суставах было у человечества всегда. Так, Гиппократ в IV веке до нашей эры для лечения контрактур использовал способ «закрутки», который пережил средние века и дошел до наших времен. Консервативная одномоментная редрессация контрактур суставов была впервые предложена Louvier в 1837 г. Способ заключался в насильственном растяжении и разрыве фиброзных спаек сустава, при том нередко приходилось рассекав сморщенные мягкие ткани в окружности сустава, что облегчало редрессацию. Начало интерпозиционной артропластики заложил в 1860 г. А. Verneuil (Франция), впервые предложив интерпозицию мягких тканей между концами костей после их резекции. Позднее Т. Gluck стал покрывать освеженные суставные поверхности кожей, но не смог добиться удовлетворительных результатов. Он же в серии лекций, прочитанных в 1890 г. в Берлине, представил систему тотального замещения суставов с помощью частей, сделанных из слоновой кости, которые должны были крепиться с помощью особого цемента, но тогда эта идея не получила поддержки и распространения [1]. Однако это новое направле-

ние — «интерпозиционная артропластика» — завоевало внимание ортопедов на многие годы. В интерпозиционной прокладке видели средство, способное воспрепятствовать развитию внутрисуставных сращений, которые сводили результаты резекционной артропластики к нулю. W.S. Baer (1918) пытался покрывать суставные поверхности хромированным мочевым пузырем свиньи, П.Г. Корнев в 1913 г. сделал доклад об успешной мобилизации анкилозированных суставов с применением свободного лоскута широкой фасции бедра; Lexer и другие хирурги пользовались жировым лоскутом, Foderl — стенкой овариальной кисты, Р.Р. Вреден — свиным пузырем [2]. В.А. Оппель смазывал опиленные кости при артропластике стерильным пчелиным воском, который играл роль гемостатического средства и при рассасывании замещался соединительной тканью; Н.Н. Новиков применял в качестве прокладки фибриновую пленку, Е.Т. Скляренко — белковую оболочку семенников быка, А. Груца — вазелиновую пломбу; Kalio — кожу, а Schmerz — амниотическую оболочку [2]. Кроме тканей биологической природы для интерпозиции использовались серебряная и золотая фольга, пластин-

ки из железа, олова, свинца, магнезита, резины, целлюлозы, целлоидина; полимерные материалы — капрон, лавсан, тефлон, поливинилформаль и др. Все эти материалы оказались неэффективными и поэтому не получили распространения, оставив только исторический след. В 1924 г. Magnus провел исследования, которыми доказал, что интерпозиционная между костными концами биологическая ткань, независимо от ее природы, быстро и полностью погибает и замещается молодой соединительной тканью, которая превращается в соединительнотканый рубец. Другими словами, интерпозиция мягких тканей при суставной пластике не нужна и существенного значения не имеет [2]. Использование металла в качестве интерпозиционного материала связано с именем W. Campbell (1940), который применил дугообразную пластину из виталлиума на мышцелки бедра, но получил плохие результаты. Smith-Petersen усовершенствовал эту конструкцию, включив в нее внутрикостный штифт, который повысил стабильность эндопротеза. Обнадеживающие результаты операций с этой конструкцией были представлены Jones в 1967 г. [3]. Позднее McKeever, Macintosh и Townley создали металлические пластинки для суставной поверхности большеберцовой кости, которые имели полулунную форму и вогнутую рабочую поверхность [3]. Эти конструкции отличались друг от друга лишь способом фиксации, но ни одна из них не требовала применения костного цемента. Однако ни феморальные колпачки, ни большеберцовые пластинки не позволяли надолго избавиться от боли и, соответственно, полностью восстановить функцию коленного сустава. В начале 50-х годов XX века были разработаны петлевые эндопротезы с интрамедуллярным креплением для замещения обеих суставных поверхностей, обеспечения стабильности и восстановления соотношения сегментов конечности (Walldius, Shiers и др.). В последующем были разработаны и предложены эндопротезы Gunston (1971), Guepar (1973), сфероцентрический (1973), Sheehan (1978), Attenborough (1978) [4]. Первым костный цемент для фиксации эндопротезов применил датский ортопед Naboush в 1953 г. [5]. Однако научную основу его использования в ортопедии разработал английский ортопед J. Charnley в 1958 г. [6, 7].

На сегодняшний день эндопротезирование позволяет получать хорошие результаты, сохраняющиеся в течение 10–15, а иногда и 20 лет. Ежегодно по всему миру выполняется около 800 тыс. подобных операций, 90% из которых являются успешными [8].

На протяжении последнего десятилетия продолжают исследования, направленные на улучшение трибологических характеристик пары трения металл–полиэтилен, традиционно применяемой в эндопротезах коленного сустава. D. Maupan и соавт. [9, 10], используя трехмерный симулятор, установили, что применение перекрестно-связанного высокомолекулярного полиэтилена с добавле-

нием витамина Е статистически значимо уменьшает износ вкладыша по сравнению со стандартным высокомолекулярным полиэтиленом.

На необходимость более глубокого клинического изучения результатов использования вкладышей из высокомолекулярного поперечно-связанного полиэтилена указывают и другие исследователи [11, 12]. На их взгляд, применение этого материала имеет как потенциальное преимущество в виде повышенной износостойчивости, так и ряд недостатков: образование более мелких и потенциально более активных в отношении остеолита продуктов истирания, повышенный риск перелома заднего стабилизатора и разрушения механизма фиксации вкладыша из-за меньшей механической прочности материала.

Ряд работ посвящен особенностям функционирования *in vivo* и *in vitro* альтернативных пар трения. A. Essner и соавт. [13], сравнивая при помощи симулятора модели эндопротезов Oxinium Genesis II и Triathlon X3, выяснили, что дизайн имплантата оказывает большее влияние на износ его компонентов, нежели материалы, из которого он изготовлен.

Проведя рандомизированное контролируемое сравнительное клиническое исследование 5-летних результатов эндопротезирования коленного сустава с использованием бедренных компонентов из оксида циркония и кобальт-хромового стального сплава, C. Huji и соавт. пришли к выводу, что оба компонента обеспечивают идентичные клинические, субъективные и рентгенологические результаты [14]. В исследование было включено 40 пациентов, которым проводилось одноэтапное двустороннее эндопротезирование коленных суставов с имплантацией бедренных компонентов из разных материалов. Также не было выявлено никаких нежелательных явлений, связанных с использованием оксида циркония. Изучая *in vivo* количество и характеристики дебриса через 7 лет после эндопротезирования с использованием двух типов бедренных компонентов — кобальтхромового и керамического (ZrO₂), D. Veigl и соавт. не смогли найти каких-либо значимых различий [15].

Процесс совершенствования геометрии компонентов эндопротеза коленного сустава идет в направлении максимально возможного анатомического соответствия. R. Willing и соавт. [16] в работе, посвященной оптимизации дизайна искусственных суставов, обращают внимание на отсутствие в настоящее время системного метода определения оптимальной формы компонентов эндопротеза. Они предлагают новый дизайн бедренного компонента и полиэтиленового вкладыша, отличительными особенностями которого являются малый радиус кривизны бедренного компонента во фронтальной и сагиттальной плоскостях с несколько большим радиусом кривизны латерального мышцелка. Кроме того, латеральный мышцелок менее конгруэнтен вкладышу, чем медиальный. По сравнению с доступными коммерческими образцами эндопротез с разработанным авторами дизайном улучшает

стабильность на 81%, что приближает его к натуральному суставу, и амплитуду сгибания на 12,6% (до 143°). По мнению авторов, предложенная методика не только позволила разработать новый эндопротез, но и показала перспективы оптимизации дизайна существующих имплантатов.

В проспективном исследовании S. Guu и соавт. [17] у 50 мужчин и 50 женщин интраоперационно провели стандартизованное измерение дистального отдела бедренной кости, а также оценили размеры стандартного и «женского» бедренных компонентов в рамках одной системы имплантатов. Были выявлены значительные различия в частоте и величине нависания бедренного компонента над костной основой у мужчин и женщин. При использовании стандартного бедренного компонента нависание переднего фланца более 2 мм было выявлено более чем у 80% женщин, нависание в медиально-латеральном размере более 2 мм — у 96% женщин, тогда как у мужчин эти явления были отмечены лишь в 2% случаев. Использование «женского» типа бедренного компонента позволило снизить у женщин частоту нависания более 2 мм до 6%. Авторы пришли к выводу, что использование гендерно-специфичного бедренного компонента позволяет снизить вероятность его нависания, однако требуются исследования отдаленных результатов, чтобы оценить клиническую значимость данного факта.

На фоне улучшения хирургической техники постоянно совершенствуются сами имплантаты: для их изготовления используют более прочные сплавы с хорошей биосовместимостью, дизайн рассчитывается с помощью математических моделей, узлы трения проходят длительные стендовые испытания, что обеспечивает появление новых износостойчивых пар трения. Все эти новшества направлены на улучшение качества эндопротезов, увеличение срока их службы, минимизацию токсического влияния на организм пациента.

В настоящее время по степени связанности компонентов эндопротеза коленного сустава различают следующие типы эндопротезов:

- несвязанные (низкоконгруэнтное, не имеющее ограничителей устройство с сохранением задней крестообразной связки);
- полусвязанные (имеется переднезадняя стабилизация с замещением задней крестообразной связки);
- связанные (с лимитированным варусным или вальгусным отклонением и имеющие вращение в плоскости сгибания);
- шарнирные (имеющие жесткий или ротационный шарнир с возможностью движения в одной плоскости).

В зависимости от мобильности полиэтиленового вкладыша эндопротезы могут быть с фиксированным и подвижным типом вкладыша.

По количеству восстанавливаемых суставных поверхностей современные модели эндопротезов коленного сустава можно разделить на:

— тотальные (замещают как бедренно-большеберцовый, так и бедренно-надколенниковый сустав);

— одномышечковые (предназначены для восстановления внутреннего или наружного отдела бедренно-большеберцового сочленения);

— эндопротезы бедренно-надколенникового сочленения.

Односуставные эндопротезы феморопателлярного сустава. При изолированном тяжелом дегенеративно-дистрофическом поражении бедренно-надколенникового сочленения предложено выполнять его эндопротезирование. Подобные хирургические вмешательства проводятся крайне редко, так как частота получения положительных отдаленных результатов варьирует в широких пределах — от 45 до 96% [8]. Полагают, что оптимальными кандидатами для эндопротезирования феморопателлярного сустава являются молодые пациенты, у которых тотальное замещение сустава выполнять слишком рано, и пациенты старшей возрастной группы при хорошем состоянии феморотибиального сустава. Данная операция менее травматична по сравнению с тотальным эндопротезированием, период реабилитации непродолжителен, а общая стоимость лечения ниже. Основной причиной неудовлетворительных исходов является быстрое прогрессирование артроза в бедренно-большеберцовом сочленении.

Показания к эндопротезированию феморопателлярного сустава ставят при наличии четырех обязательных условий:

1) причиной болевого синдрома является изолированный феморопателлярный артроз; все остальные причины болей в переднем отделе коленного сустава (тендинит, бурсит, рефлекторная симпатическая дистрофия и т.д.) необходимо исключить, патологические изменения бедренно-надколенниковой борозды и надколенника должны быть довольно выраженными (терминальная стадия остеоартроза с краевыми остеофитами, субхондральным склерозом, сужением суставной щели, выраженной деформацией надколенника и нарушением конгруэнтности суставных поверхностей) и подтверждены данными рентгенологического и эндоскопического исследований;

2) выраженность болей должна существенно ограничивать повседневную активность пациента; целью тотального эндопротезирования феморопателлярного сустава является возвращение больного к обычной двигательной активности, а не к занятиям спортом;

3) молодые пациенты должны осознанно дать согласие снизить спортивные нагрузки после операции (бег, прыжки, приседание глубже 90° должны быть исключены даже при полном отсутствии болей в оперированном суставе);

4) все другие методы лечения поражений феморопателлярного сустава, включая централизацию бугристости большеберцовой кости, должны быть безуспешными или противопоказанными.

Противопоказания к эндопротезированию бедренно-надколенного сустава такие же, как и к тотальному. Относительным противопоказанием является низкое положение надколенника, которое должно быть исправлено предварительно или в один этап с эндопротезированием.

Трехполюсные эндопротезы в зависимости от выраженности механической связи между бедренным и большеберцовым компонентом условно разделяют на несвязанные (*unconstrained*), полусвязанные (*semiconstrained*) и полностью связанные (*fully constrained*).

Бедренные компоненты чаще всего изготавливаются из кобальт-хром-молибденового стального сплава (кобальта 65%, хрома 28%, молибдена 5,5–6%). Бедренный компонент может иметь симметричные фланцы для феморопателлярного сочленения, являясь, таким образом, универсальным для правой или левой конечности, или быть асимметричным с вытянутым передним фланцем, изогнутым в правую или левую сторону. Отдельные производители для повышения износостойкости дополнительно покрывают сочленяющуюся поверхность металлического бедренного компонента слоем нитрида титана, а также другими материалами.

Большеберцовый компонент состоит из металлической части (стальной кобальт-хром-молибденовой или титановой сплав) и вкладыша из высокомолекулярного полиэтилена. Полиэтиленовый вкладыш может зацепляться в металлической большеберцовой части или фиксироваться к ней винтом во время операции, либо образовывать монолит за счет наваривания полиэтилена на металл при изготовлении имплантата. Ряд авторов считает последний вариант предпочтительным, так как в случае зацепки или фиксации винтом сохраняется микроподвижность между нижней поверхностью вкладыша и неполированной металлической частью большеберцового компонента, что потенциально может привести к появлению частиц износа полиэтилена и металла, развитию остеолита и асептического расшатывания эндопротеза [8].

Металлическая часть большеберцового компонента служит для более равномерного распределения нагрузок на метафизарную губчатую кость и предотвращает деформацию полиэтилена. У пациентов старше 80 лет, не страдающих ожирением и ведущих малоподвижный образ жизни, допустимо использование полиэтиленового большеберцового компонента без металлической основы, при этом его толщина должна составлять не менее 10 мм. Полиэтиленовые вкладыши различной толщины позволяют добиться во время хирургического вмешательства требуемого уровня стабильности сустава.

Надколенный компонент изготавливается, как правило, только из полиэтилена с одной или несколькими короткими ножками, реже имеет по задней поверхности металлическое покрытие.

Наиболее часто имплантируемые в настоящее время эндопротезы коленного сустава можно отнести к категории полусвязанных, или частично связанных, в которых конструктивно заложено ограничение подвижности в одной или более осях движения. Степень «связанности» варьирует в очень широких пределах. Она определяется конгруэнтностью бедренного компонента и пластиковой части большеберцового компонента в трех плоскостях, между которыми происходят движения в суставе.

Эндопротезы с подвижным полиэтиленовым вкладышем (mobile-bearing knee), который может быть цельным или разделенным на два: внутренний и наружный. У имплантатов данной конструкции имеется две плоскости движения — между бедренным компонентом и полиэтиленовым вкладышем и между вкладышем и полированным металлическим большеберцовым компонентом. Целью данной конструкции является максимальное увеличение поверхности контакта между бедренным компонентом и полиэтиленовым вкладышем при любом угле сгибания сустава для уменьшения износа полиэтилена и снижения механических нагрузок на большеберцовый компонент и подлежащую кость. В некоторых эндопротезах полиэтиленовый вкладыш может смещаться в переднезаднем направлении и ротироваться, в то время как в других возможны только его ротационные движения (так называемая ротационная платформа). По отношению к задней крестообразной связке эндопротезы с подвижным полиэтиленовым вкладышем также делятся на требующие ее сохранения и замещения. Степень «связанности» имплантатов с подвижным полиэтиленовым вкладышем варьирует в широких пределах. Разработаны эндопротезы надколенника с подвижным полиэтиленовым вкладышем.

Надо отметить, что опубликованные S. Metsovitis и соавт. [18] отдаленные (15–20-летние) результаты применения эндопротезов с подвижным полиэтиленовым вкладышем статистически значимо не превосходят аналогичные показатели для конструкций с фиксированной полиэтиленовой частью, поэтому для окончательных выводов о преимуществе того или иного типа конструкции необходимо более длительное наблюдение. Некоторые ортопеды полагают, что у молодых активных пациентов, совершающих в год более 1 млн циклов движений в коленном суставе, предпочтительнее применять эндопротезы коленного сустава с подвижным полиэтиленовым вкладышем.

Несвязанные эндопротезы (unconstrained). Эндопротезирование полностью несвязанными эндопротезами имеет ряд теоретических преимуществ: оптимально восстанавливается кинематика движений; сохранность всех связочных структур, кроме задней крестообразной связки, обеспечивает высокую стабильность сустава; не страдает проприоцепция и рефлекторные движения; создаются оптимальные условия для функционирования разгибательного аппарата; выполняются минимальные опиловы бедренной и

большеберцовой костей. В то же время установка имплантатов данного типа сопровождается рядом существенных технических сложностей: трудно добиться оптимального баланса связок, удалить задние остеофиты и выполнить релиз капсулы; сохранение передней крестообразной связки не допускает переднего подвывиха голени и затрудняет производство опилов большеберцовой кости; отсутствие центральной ножки у большеберцового компонента снижает прочность его фиксации, что ведет к более частому асептическому расшатыванию. В настоящее время считается, что эндопротезирование полностью несвязанными эндопротезами может быть выполнено молодым, физически активным пациентам с интактным связочным аппаратом коленного сустава [19].

Замещение суставной поверхности надколенника. Вопрос о необходимости замещения суставной поверхности надколенника при тотальном эндопротезировании коленного сустава до сих пор является предметом дискуссий. Потенциальная возможность возникновения болей в переднем отделе коленного сустава в ближайшее время после операции и необходимость повторного вмешательства являются факторами, обосновывающими замещение суставной поверхности надколенника во время тотального эндопротезирования. Однако подобные жалобы могут возникать и после эндопротезирования надколенника вследствие нарушения его нормального скольжения по центру бедренно-надколенниковой борозды, причинами которого могут являться ошибки в расположении бедренного (избыточная внутренняя ротация, медиализация или чрезмерное смещение переднего фланца кпереди относительно переднего коркового слоя бедренной кости), большеберцового (внутренняя ротация) или пателлярного (толщина и наклон надколенника, расстояние до суставной линии) компонентов, а также дисбаланс мягких тканей. Мета-анализ исследований, посвященных эндопротезированию надколенника, проведенный G. Pavlou и соавт. [20], не выявил существенных различий в частоте возникновения боли в переднем отделе коленного сустава в зависимости от этого, был протезирован надколенник или нет. Z. Liu и соавт. [21] так же показали, что боль в переднем отделе после эндопротезирования отмечается почти у одинакового количества пациентов как при выполнении эндопротезирования надколенника, так и при сохранении собственного надколенника — 14,7% против 12,5% соответственно [21]. В 80-е годы XX века до 50% ранних ревизий после тотального эндопротезирования коленного сустава были обусловлены несостоятельностью надколенникового компонента. Улучшения в конструкции пателлярного компонента и совершенствование хирургической техники снизили этот показатель до 2–10% [10]. Тем не менее риск осложнений заставляет многих хирургов отказываться от рутинного эндопротезирования надколенника во время первичной операции.

В настоящее время наиболее часто используются полностью полиэтиленовые надколенники выпуклой формы или частично повторяющие форму бедренно-надколенниковой борозды бедренного компонента. Основным их недостатком является малая площадь контакта с бедренным компонентом и, соответственно, постепенный износ полиэтилена. Надколенники с металлической основой в настоящее время не применяются, так как, несмотря на хорошую интеграцию с костью, в них необходимо использовать тонкий слой полиэтилена, быстрое стирание которого рано приводит к необходимости ревизионного вмешательства. Разработаны модели эндопротезов надколенника с высоко конгруэнтным подвижным полиэтиленовым вкладышем, расположенным на металлической платформе.

Полусвязанные эндопротезы (semiconstrained) позволяют в сочетании с ограниченной мобилизацией связок и капсулы сустава исправлять тяжелые фиксированные деформации (ограничение разгибания до 135–130° и угловые деформации до 20–25°), достигая восстановления нормальной оси конечности и стабильности сустава. Переднюю крестообразную связку иссекают при имплантации всех типов частично связанных эндопротезов коленного сустава. Конструкция данных имплантатов предполагает обеспечение фронтальной стабильности сустава за счет относительно интактных и хорошо сбалансированных во время операции коллатеральных связок. По отношению к задней крестообразной связке они принципиально делаются на эндопротезы, требующие ее сохранения (CR) и требующие ее замещения (PCL-substituting). В последнем случае переднезадняя стабилизация может достигаться разными способами: за счет более выраженных углублений в полиэтиленовом вкладыше для мышечков бедренного компонента; путем использования специального продольного углубления в центре большеберцового вкладыша, которое соответствует выступу в середине бедренного компонента («выступ – борозда»), при помощи выступа на полиэтиленовом вкладыше, который при разгибании погружается в специальный вырез в бедренном компоненте. Два направления конструирования тотальных частично связанных эндопротезов коленного сустава — с сохранением и замещением задней крестообразной связки — развивались параллельно, каждое имело своих сторонников, между которыми велась яркая полемика о превосходстве одного типа над другим. С появлением данных M. Abdel и соавт. [22] об отдаленных (15–20 лет) результатах эндопротезирования стало очевидно, что ни послеоперационный объем движений, ни параметры ходьбы по ровной плоскости и по лестнице, ни сила мышц, ни степень асептического расшатывания и потребность в ревизионных вмешательствах существенно не отличаются друг от друга. Таким образом, выбор эндопротеза определяется предпочтениями хирурга, обе конструкции имеют право на существование и на сегодняшний день считаются «золотым стандартом». Мы

полагаем, что при первичном эндопротезировании коленного сустава использование изолированных конструкций оправдано в основном при невозможности устранения фиксированной сгибательной контрактуры коленного сустава без резекции задней крестообразной связки; при несостоятельности задней крестообразной связки, что в клинической практике встречается крайне редко, даже среди больных с ревматологическими заболеваниями.

Полностью связанные протезы (fully constrained) позволяют осуществлять сгибание–разгибание и ротацию, целиком ограничивая приведение–отведение. Они используются при первичном и ревизионном эндопротезировании в случаях значительной потери или необходимости обширной резекции костной ткани, выраженной нестабильности или деформации коленного сустава, которые невозможно компенсировать несвязанными протезами.

В настоящее время большинство производителей выпускают модульные системы эндопротезов коленного сустава, позволяющие при необходимости модифицировать конструкцию имплантата в зависимости от особенностей хирургического вмешательства путем добавления клиньев, блоков и длинных интрамедуллярных ножек. При эндопротезировании коленного сустава главной проблемой, как, собственно, и в целом при замене суставов, является потеря костного вещества и снижение минеральной плотности костной ткани. В связи с этим предложены добавочные конструкции (аугменты, штифты, сливы), которые могут заместить тот или иной дефект, а также увеличить площадь опоры протеза на кость [19].

Коленный сустав является самым крупным суставом. Его анатомическая структура сложно устроена, а движения в нем происходят в трех взаимно перпендикулярных осях и плоскостях, что ставит его в разряд самых уязвимых анатомических структур опорно-двигательного аппарата тела человека. Согласно данным сводной статистики, травмы коленного сустава составляют 4,1–4,9% от числа других повреждений опорно-двигательной системы и около 50% от числа регистрируемых повреждений других суставов [19].

Главной целью тотального эндопротезирования является полная реконструкция коленного сустава, устранение патологических проявлений заболевания с сохранением или восстановлением его функции. Активный образ жизни пациента способствует износу протеза, что логично повышает вероятность реэндопротезирования. В связи с проблемами, которые могут возникать из-за продуктов износа пар трения, изготовленных из металла и полиэтилена, увеличение срока функционирования протеза становится необходимой потребностью. Повышенный уровень активности пациента не должен ассоциироваться с увеличением риска ревизионного вмешательства по причине износа. В связи с этим материалы пар трения должны быть биологически нейтральными, иметь низкий коэффициент тре-

ния, обуславливать появления минимального количества частиц износа, обладающих низким остеолитическим эффектом [4].

Операции ревизионного эндопротезирования являются более сложными, чем первичные артропластики, имеют менее перспективные результаты и высокий риск развития осложнений, что обусловлено наличием дефектов костей и мягких тканей. В связи с расширением показаний к проведению операций первичного эндопротезирования коленного сустава и увеличением числа пациентов молодого возраста количество ревизионных вмешательств ежегодно растет [23].

В настоящее время особый интерес клиницистов вызывает изолированное эндопротезирование одного или нескольких отделов коленного сустава. Изолированное эндопротезирование более чем одного отдела коленного сустава является одним из трендов современной артропластики. Однако надежность данного подхода пока вызывает сомнения. Так, Т. Morrison и соавт. [24], изучив двухлетние результаты изолированного замещения бедренно-надколенникового сустава и медиального отдела бедренно-большеберцового сочленения у 21 пациента, выявили статистически значимо большую частоту осложнений в сравнении с контрольной группой прооперированных, которым при аналогичной патологии было выполнено тотальное замещение сустава.

В то же время на основании мета-анализа 28 публикаций С. Ду и соавт. [25] пришли к выводу, что результаты использования имплантатов для артропластики бедренно-надколенникового сочленения второго поколения сопоставимы с результатами тотального эндопротезирования коленного сустава по эффективности, количеству осложнений и частоте ревизионных вмешательств.

Современные взгляды на перспективы развития методов эндопротезирования коленного сустава также связаны с развитием индивидуализированных методик диагностики, определения тактики подготовки и хирургического лечения заболеваний коленного сустава. Ключевой тенденцией является использование современных знаний по биомеханике сустава и персонализированных подходов к коррекции патологических изменений посредством математического моделирования и аддитивного изготовления частей либо специальных аугментов эндопротеза. Не утратил интерес медицины и к совершенствованию материалов контактной пары эндопротеза коленного сустава.

Современный эндопротез — это сложная имплантируемая механическая сопрягаемая система, состоящая из высокопрочных и биоинертных металлических, полимерных или биосовместимых керамических частей. На сегодняшний день наиболее распространенной парой трения является металл–пластик. Эта комбинация материалов обеспечивает длительное функционирование сустава [19]. Возрастающее число пациентов молодого возраста,

нуждающихся в тотальном замещении коленного сустава эндопротезом, диктует необходимость увеличения срока службы протеза с целью избежать повторных ревизионных операций.

Пары трения керамика–керамика и керамика–полиэтилен в этих условиях вызывают устойчивый интерес во всем мире. В эндопротезах коленного сустава керамика продемонстрировала очень низкий износ и хороший клинический результат [26]. Кроме того, керамические имплантаты представляются выгодной альтернативой металлическим в случае аллергических реакций, так как высококачественная керамика биосовместима и биоинертна и на данный момент ничего не известно о развитии аллергии на данный материал. Публикации клинических случаев показали существенное улучшение симптомов и уменьшение нагрузки ионами металлов после ревизии на керамические компоненты в случае отрицательных реакций на металлы. Плотная структура и гладкая поверхность керамики минимизирует износ полиэтилена. В работе [27] также показано, что керамика может влиять на уменьшение риска инфекций.

В Новосибирске создан керамический материал и эндопротез на его основе, который соответствует требованиям международных стандартов, используемых ведущими мировыми производителями [19]. С учетом этих достижений, эндопротез коленного сустава с контактной поверхностью, содержащей керамический материал, не только будет обладать наиболее низким коэффициентом трения и линейным износом, но и позволит увеличить конгруэнтность трущихся поверхностей в процессе эксплуатации. Это в свою очередь снижает образование продуктов износа и может значительно увеличить срок службы эндопротезов.

Заключение. На сегодняшний день основная проблема эндопротезирования заключается в пусть не быстром, но все-таки износе компонентов эндопротеза, приводящем в конечном итоге к нестабильности эндопротеза и повторным оперативным вмешательствам.

Используя данные мировой литературы и собственных исследований, нами ведется работа, направленная на создание эндопротеза коленного сустава, обладающего рядом преимуществ, в частности:

— персонификация дизайна имплантируемых конструкций на основе математического моделирования;

— использование современных технологий и материалов для контактной пары керамика–керамика и керамика–полиэтилен;

— применение аддитивных технологий изготовления частей либо специальных аугментов эндопротеза;

— возможность проведения предоперационного анализа биомеханики, упругих свойств сопрягаемых поверхностей сустава для каждого пациента с использованием разрабатываемого программного обеспечения.

Работа выполнена совместно с Инновационным медико-технологическим центром («Медицинский технопарк») в рамках государственного задания «Разработка керамического эндопротеза коленного сустава»

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

- Oglesby J.W., Wilson F.C. The evolution of knee arthroplasty. Results with three generations of prostheses. Clin. Orthop. Relat. Res. 1984; (186): 96–103.
- Мовшович И.А. Принципы эндопротезирования суставов и костей. Ортопедия, травматология, протезирование. 1991; 12: 34–8 [Movshovich I.A. Principles of joint and bone endoprosthetics. Ortopediya, travmatologiya, protezirovaniye. 1991; 12: 34–8 (in Russian)].
- Москалев Э.В. Тотальное эндопротезирование коленного сустава металло-полимерным эндопротезом с полицентрическим шарниром: Дис. ... канд. мед. наук. СПб; 1998 [Moskalyov E.V. Total knee arthroplasty using metal-polymer implant with polycentric hinge. Cand. med. sci. Diss. St. Petersburg; 1998 (in Russian)].
- Benazzo F., Bragdon C.R., Dalla Pria P., Mittelmeier W., Tigani D., Zorzi C. et al. Reasons using a ceramic femoral component and first clinical experience. In: Chang J.D., Billau K., eds. Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty. Steinkopff-Verlag; 2007: 145–8.
- Freeman M.A.R., Levack B. British contribution to the knee arthroplasty Clin. Orthop. Relat. Res. 1986; (210): 69–79.
- Charnley J.A. Total hip replacement. Clin. Orthop. Relat. Res. 1970; 72: 7–21.
- Charnley J.A. Low arthroplasty of hip. New York: Springer-Verlag. 1979.
- Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Артропластика коленного сустава. СПб: РНИИТО им. Р.Р. Вредена; 2012 [Kornilov N.N., Kulyaba T.A. Knee arthroplasty. St. Petersburg: RNIITO im. R.R. Vredena; 2012 (in Russian)].
- Mayman D.J., Anderson J.A., Su E.P., Sculco T.P. Wear data and clinical results for a compression molded monoblock elliptical acetabular component: 5- to 9-year data. J. Arthroplasty. 2007; 22 (6 Suppl 2): 130–3.
- Mayman D., Bourne R.B., Rorabeck C.H., Vaz M., Kramer J. Resurfacing versus not resurfacing the patella in total knee arthroplasty: 8- to 10-year results. J. Arthroplasty. 2003; 18 (5): 541–5.
- Lachiewicz P.F., Geyer M.R. The use of highly crosslinked polyethylene in total knee arthroplasty. J. Am. Acad. Orthop. Surg. 2011; 19 (3): 143–51.
- Zietz C., Thomas P., Lachiewicz M., Bergschmidt P., Lange R., Mittelmeier W., Bader R. Third-body abrasive wear of tibial polyethylene inserts combined with metallic and ceramic femoral components in a knee simulator study. Int. J. Artif. Organs. 2013; 36 (1): 47–55.
- Essner A., Herrera Hughes P., Kester M. The influence of material and design on total knee replacement. J. Knee Surg. 2011; 24 (1): 9–17.
- Huj C., Salmon L., Maeno S., Roe J., Walsh W., Pinczewski L. Five-year comparison of oxidized zirconium and cobalt-chromium femoral components in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. J. Bone Joint Surg. Am. 2011; 93 (7): 624–30.
- Veigl D., Muhziger U. Contact stress and wear pattern in mobile bearing total knee arthroplasty: World tribology forum in arthroplasty. Hans Hyber. 2001: 53–65.
- Willing R., Kim I.Y. Design optimization of a total knee replacement for improved constraint and flexion kinematics. J. Biomech. 2011; 44 (6): 1014–20.
- Guy S.P., Farndon M.A., Sidhom S., Al-Lami M., Bennett C., London N.J. Gender differences in distal femoral morphology and the role of gender specific implants in

- total knee replacement: A prospective clinical study. *Knee*. 2012; 19 (1): 28–31.
18. *Metsovitis S.R., Ploumis A.L., Chantzidis P.T., Terzidis I.P., Christodoulou A.G., Dimitriou C.G., Tsakonas A.C.* Rotaglide total knee arthroplasty: a long-term followup study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2011; 93 (9): 878–84.
 19. Александров Т.И., Баитов В.С., Овтин М.А., Пахомов И.А., Прохоренко В.М., Садовой М.А. и др. Атлас первичного эндопротезирования крупных суставов: Учебное пособие. Новосибирск: Наука; 2016 [Aleksandrov T.I., Baitov V.S., Ovtin M.A., Pakhomov I.A., Prokhorenko V.M., Sadovoy M.A., et al. Atlas of primary arthroplasty of large joints: manual. Novosibirsk: Nauka; 2016 (in Russia)].
 20. *Pavlou G., Meyer C., Leonidou A., As-Sultany M., West R., Tsiridis E.* Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: does design matter? A metaanalysis of 7075 cases. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2011; 93 (14): 1301–9.
 21. *Liu Z.T., Fu P.L., Wu H.S., Zhu Y.* Patellar reshaping versus resurfacing in total knee arthroplasty. Results of a randomized prospective trial at a minimum of 7 years' follow-up. *Knee*. 2011; 19 (3): 198–202.
 22. *Abdel M.P., Morrey M.E., Jansen M.R., Morrey B.F.* Increased long-term survival of posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-stabilizing total knee replacement. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2011; 93: 2072–8.
 23. Корнилов Н.В., Новоселов К.А., Москалев Э.В., Каземирский А.В. Основные этапы развития эндопротезирования коленного сустава. Травматология и ортопедия России. 1996; 4: 85–8 [Kornilov N.V., Novosyolov K.A., Moskalyov E.V., Kazemirskiy A.V. Basic steps of knee arthroplasty development. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 1996; 4: 85–8 (in Russian)].
 24. *Morrison T.A., Nyce J.D., Macaulay W.B., Geller J.A.* Early adverse results with bicompartmental knee arthroplasty: a prospective cohort comparison to total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty*. 2011; 26 (6 Suppl.): 35–9.
 25. *Dy C.J., Franco N., Ma Y., Mazumdar M., McCarthy M.M., Gonzalez Della Valle A.* Complications after patello-femoral versus total knee replacement in the treatment of isolated patello-femoral osteoarthritis. A meta-analysis. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2012; 20 (11): 2174–90.
 26. *Bal B.S., Guy S.P., Greenberg D.D., Aleto T.J.* Primary total knee replacement with a zirconia ceramic femoral component. Bioceramics and alternative bearings in joint. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House. 2014: Doc 22–945.
 27. *Bergschmidt P., Bader R., Ganzer D., Hauzeur C., Lohmann C., Krüger A. et al.* 15-year clinical and radiological outcomes of a prospective international multi-centre study on a ceramic femoral component in total knee arthroplasty. *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU)*. Berlin; 2014: 28–31.

Сведения об авторах: Прохоренко В.М. — доктор мед. наук, профессор, зам. директора ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна по научно-лечебной работе, рук. клиники эндопротезирования и эндоскопической хирургии суставов, зав. кафедрой травматологии и ортопедии Новосибирского государственного медицинского университета; Мамедов А.А. — канд. мед. наук, науч. сотр. отделения эндопротезирования и эндоскопической хирургии суставов; Баитов В.С. — канд. мед. наук, зав. отделением эндопротезирования коленного сустава.

Для контактов: Прохоренко Валерий Михайлович. 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, д. 17. Тел.: 8 (383) 363–31–31. E-mail: niito@niito.ru.

ВНИМАНИЮ АВТОРОВ!

При направлении статей в редакцию просим обращать особое внимание на правильность представления материала.

Все термины и определения должны быть научно достоверны, их написание (как русское, так и латинское) должно соответствовать «Энциклопедическому словарю медицинских терминов» (в 3-х томах, под ред. акад. Б.В. Петровского).

Лекарственные препараты должны быть приведены только в международных непатентованных названиях, которые употребляются первыми, затем в случае необходимости приводится несколько торговых названий препаратов, зарегистрированных в России (в соответствии с информационно-поисковой системой «Клифар-Госреестр» [Государственный реестр лекарственных средств]).

Желательно, чтобы написание ферментов соответствовало стандарту *Enzyme Classification*, названия наследуемых или семейных заболеваний — международной классификации наследуемых состояний у человека (*Mendelian Inheritance in Men* [<http://ncbi.nlm.nih.gov/Omim>]).

Названия микроорганизмов должны быть выверены в соответствии с «Энциклопедическим словарем медицинских терминов» (в 3 томах, под ред. акад. Б.В. Петровского) или по изданию «Медицинская микробиология» (под ред. В.И. Покровского).

Написание Ф.И.О. авторов, упоминаемых в тексте, должно соответствовать списку литературы.

Помимо общепринятых сокращений единиц измерения, физических, химических и математических величин и терминов (например, ДНК), допускаются аббревиатуры словосочетаний, часто повторяющихся в тексте. Все вводимые автором буквенные обозначения и аббревиатуры должны быть расшифрованы в тексте при их первом упоминании. Не допускаются сокращения простых слов, даже если они часто повторяются.

Дозы лекарственных средств, единицы измерения и другие численные величины должны быть указаны в системе СИ.