

ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

А.В. Стоянов, В.Г. Емельянов, Д.Г. Плиев, К.С. Михайлов

*ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России,
директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов
Санкт-Петербург*

Эндопротезирование голеностопного сустава на сегодняшний день является одним из перспективных, но мало изученных направлений. Представлена история развития эндопротезов голеностопного сустава с подробным анализом конструкций, типов, а также осложнений, возникающих при использовании разных поколений эндопротезов. Описаны основные тенденции развития и пути совершенствования эндопротезов, учитывающих всю сложность биомеханики голеностопного сустава. Использование новых материалов в сочетании с усовершенствованной конструкцией позволило заметно улучшить результаты эндопротезирования голеностопного сустава.

Ключевые слова: голеностопный сустав, эндопротезирование.

ANKLE JOINT REPLACEMENT (REVIEW)

A.V. Stoyanov, V.G. Emelyanov, D.G. Pliev, K.S. Mikhaylov

Ankle joint replacement remains the most promising but at the same time one of the most challenging fields of orthopedics. In this article the authors analyzed the history of ankle joint replacement development with meticulous details of the prosthesis structure as well as complications occurring with different generations of the prosthesis. Major tendencies of development and improvements of the prosthesis are described while taking into account the complicated biomechanics of the ankle joint. Based on the completed analysis the conclusion was made that using new materials in combination with improved structure allows for major improvements in the ankle joint replacement.

Key words: ankle joint replacement.

Лечение заболеваний и последствий повреждений голеностопного сустава – актуальная проблема современной ортопедии. При свежих повреждениях области голеностопного сустава неудачи лечения встречаются в 45–71% случаев [8]. При лечении пациентов с последствиями травм рассматриваемой локализации доля неблагоприятных исходов составляет 10–35% в зависимости от времени, прошедшего с момента травмы, степени повреждения сустава и возникших осложнений [1, 3].

Реконструкция сустава, как бы хорошо она ни была выполнена, все же потенцирует развитие вторичного деформирующего артроза вследствие дополнительного травмирования сустава и околосуставных тканей во время операции и ухудшения трофики сустава в послеоперационный период. Артродезирование сустава влечет за собой функциональную несостоятельность стопы, несостоятельность её компенсаторных функций и как следствие – деформирующий артроз практически всех суставов стопы с болевым синдромом и контрактурой. Несмотря на это, до недавнего времени артродез являлся «золотым»

стандартом при лечении этой категории пациентов в нашей стране и во всём мире [17, 34].

Экспериментально было доказано, что при артродезе голеностопного сустава увеличивается нагрузка на тазобедренный, коленный, подтаранный, предплюсневые и плюсневые суставы, компенсирующие недостаток движения [39]. Со временем это может привести к развитию стрессового деформирующего артроза суставов стопы и необходимости артродезирования и этих суставов. S.T. Hansen считает, что артродезирование голеностопного сустава лишь временно избавляет больного от проблем из-за неизбежного развития стрессового деформирующего артроза подтаранного сустава и других суставов стопы [24]. G. Bauer с соавторами отмечает у 80% пациентов с артродезом голеностопного сустава развитие артрозных изменений в смежных суставах, в т. ч. через 12 лет после операции у 15% больных – артроз подтаранного сустава [6]. При артродезировании голеностопного сустава возникает функциональный дефицит, наиболее проявляющийся при высоком темпе ходьбы и беге [38,

46, 57]. Уменьшение скорости ходьбы, длины шага могут быть компенсированы движениями в мелких суставах стопы, в здоровом голеностопном суставе, а также специальной обувью [38]. Пациенты с уже имеющимися заболеваниями, например с ревматоидным артритом (с поражением связок, подтаранного сустава, других суставов стопы) находятся в наименее выгодном положении из-за уменьшения компенсаторных возможностей [18, 34]. Уменьшение общего объема движения увеличивает стрессовую нагрузку на оставшиеся суставы и большеберцовую кость, уменьшая тем самым положительный эффект артродезирования и приводя даже к перелому большеберцовой кости. Недостатком артродезирования является длительная иммобилизация конечности в гипсе или в аппарате внешней фиксации.

Альтернативой артродезу явилось эндопротезирование голеностопного сустава. На настоящий момент – это одна из наиболее сложных, трудоемких и малоизученных проблем. Создание оптимальной конструкции для эндопротезирования голеностопного сустава смогло бы предотвратить осложнения, связанные с артродезированием сустава.

Трудности эндопротезирования голеностопного сустава связаны, в первую очередь, со сложностью его анатомического строения, многообразием выполняемых им функций и огромными статико-динамическими нагрузками, составляющими, по данным различных авторов, от 3 до 13,5 масс тела [13, 20, 54].

Успехи при эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов привели хирургов к мысли о легкости замещения суставов других локализаций. В начале 1970-х годов господствовала точка зрения, что удовлетворительных результатов можно добиться почти на любом уровне, если биоинженер обеспечит правильную конструкцию эндопротеза и он будет изготовлен из современных материалов. Однако B.G. Bolton-Maggs с соавторами, а также многие другие подвергли сомнению обоснованность оптимизма в отношении эндопротезирования голеностопного сустава [7, 18, 23, 36, 40, 43, 52–54]. Результаты эндопротезирования первыми моделями протезов голеностопного сустава были менее удовлетворительны, чем тазобедренного и коленного суставов [10, 14, 50]. Этому способствовали плохой учёт баланса мягких тканей, недоучёт варусной, вальгусной деформации, из-за чего происходило неправильное расположение компонентов. Нередко возникали переломы лодыжек из-за неправильных предоперационного планирования и определения размера компонентов, а также не-

совершенного инструментария. Встречались осложнения и со стороны послеоперационной раны [7]. Массивная костная резекция до 17 мм на большеберцовой кости и до 7 мм на таранной способствовали проседанию и миграции компонентов в менее плотной губчатой кости [18].

Сложность биомеханики голеностопного сустава, необходимость обязательного учета функционального статуса подтаранного сустава и большая изменчивость геометрии оси и амплитуды движения делают процесс создания протеза, который мог бы заменить этот сустав любому человеку, чрезвычайно трудным. Все общие неудачи до настоящего времени связаны не только с плохим воспроизведением механики сустава, но и с невозможностью сохранить во время операции критические связочные стабилизаторы и с неспособностью конструкторов окончательно решить проблему фиксации компонентов сустава.

Классифицируя существующие модели эндопротезов голеностопного сустава, можно выделить два основных вида – связанные и несвязанные. Связанный эндопротез не может компенсировать все механические особенности сустава, в связи с чем возникает максимальная нагрузка в местах фиксации, особенно в местах контакта костного цемента с костью, что вызывает скорую его нестабильность. Преимуществом связанного эндопротеза является лишь стабильность между собой образующих его компонентов [57]. К таким эндопротезам относятся модели TPR (Thompson, Parkridge & Richards) [58], ICLH (Imperial College London Hospital) [44], Conaxial (Beck-Steffe) [57], Oregon [48] и Mayo Clinic Ankle 1976 [26, 27].

После анализа результатов девятилетнего применения одного из наиболее часто использовавшегося в то время связанного эндопротеза Mayo, H.B. Kitaoka и G.L. Patzer не рекомендуют его использование при любом дегенеративном поражении голеностопного сустава. По их данным, 41% прооперированных пациентов потребовалась повторная операция в связи с болевым синдромом, развитием инфекции, развитием импиджмент-синдрома между протезом и лодыжками, необходимостью артродезирования при нестабильности [27]. По данным другого исследования связанного эндопротеза Conaxial, в 90% случаев через 10 лет возникла нестабильность, а частота осложнений достигла 60% [57].

К несвязанным эндопротезам, имеющим несколько осей вращения, относятся модели Mayo Clinic Ankle, St. George-Buckholz, Smith, Newton, Irvine [9, 19, 27, 32, 56]. И у этих моделей нередко возникает импиджмент-синдром, однако нагрузка на кость в местах фиксации

меньше, и именно этим обусловлены лучшие отдалённые результаты.

По способу движений эндопротезы голеностопного сустава разделяются на одноосные (Mayo; TPR; Buchholz; Oregon; Grundaj; Лоскутова и т. д.) и многоосные (Smith; Newton; S.T.A.R.; Agiliti; Hintegra, и т. д.). Результаты применения многоосных конструкций лучше, особенно при тугоподвижной (ревматоидной) задней части стопы, когда восстановление супинации и пронации уменьшает нагрузку, вызывающую механическое разбалтывание.

Н. Kofoed, принявший участие в создании протеза модели Waldemar Link – S.T.A.R. охарактеризовал недостатки ранних моделей как плату за недостаточное внимание к анатомии, кинематике и стабильности в голеностопном суставе. С его слов, поиски удачного дизайна модели эндопротеза должны основываться на изучении биомеханических факторов, анатомии голеностопного сустава с особенностями осей вращения и происходящими движениями, сил, возникающих при этом в суставе, принципов стабильности сустава, уровня резекции суставных концов, достаточного для имплантации [28].

М.В. Matejczyk с соавторами в 1979 году дали оценку 8 моделям искусственных голеностопных суставов, испытав их внутреннюю устойчивость к движениям во всех плоскостях при компрессионных воздействиях [37]. Они показали, что наибольшая нагрузка на поверхность раздела происходила в конструкциях с наивысшей внутренней устойчивостью, особенно в протезах Mayo и ICLN, где коэффициент клинического расшатывания отличается незначительно между собой. Этому было дано одно из возможных объяснений в исследованиях R.N. Stauffer с соавторами. Авторы смогли доказать, что эти больные просто изменили походку для заметного уменьшения компрессирующей и тангенциальной сил, проходящих через голеностопный сустав [49]. Многоосные конструкции в меньшей степени подвержены паразитарным напряжениям, возникающим при движении сустава, но они увеличивают нестабильность и риск подвывиха.

Работа над конструированием эндопротезов продолжается в течение 40 лет, с 1970 года, когда G. Lord и J.H. Marotte впервые успешно выполнили эндопротезирование голеностопного сустава. Самый первый эндопротез выглядел так: тибиальный компонент имел длинную ножку по аналогии с протезом тазобедренного сустава, соединённую с полиэтиленовой частью, которая опиралась на таранную кость. Во время операции производили подтаранный артродез.

Через 10 лет 12 из 25 установленных протезов расшатались, и только в семи случаях результат был удовлетворительным [36]. Эта модель эндопротеза не получила дальнейшего развития.

В 1973 году в Швеции был впервые имплантирован эндопротез St. Georg – было выполнено 8 операций. Количество неудовлетворительных результатов было настолько высоким, что от предложенной модели отказались [15, 35]. Эндопротез Имперского колледжа Лондона (ICLN) (рис. 1) был сконструирован таким образом, что медиальная и латеральная стенки таранного компонента были приподняты на 3 мм для обеспечения лучшей стабильности и центрации [5, 45].

Как показал анализ результатов эндопротезирования голеностопного сустава, у 50–88% пациентов возникали различные осложнения: воспаления в области раны, краевой некроз кожи, сохранялись боли в суставе и его контрактура. Разные авторы говорили о том, что в результате имплантации эндопротеза увеличения объема движений вообще не происходит либо оно составляет не более 10° [21, 47, 53], возникали протрузия и нестабильность, особенно тибиального компонента эндопротеза [18, 40, 43]. Кроме этого, довольно часто встречались переломы, деформации лодыжек и подвывихи компонентов протеза как в ходе операции, так и во время эксплуатации эндопротеза [7, 16].

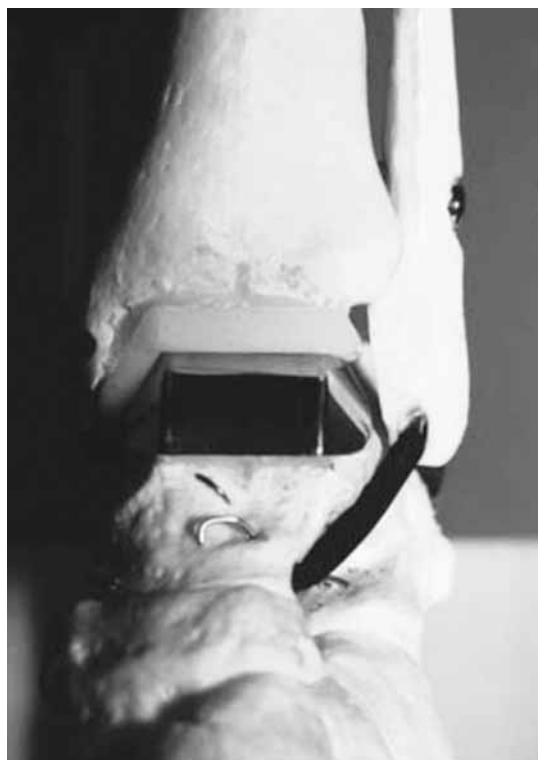


Рис. 1. Эндопротез Имперского колледжа Лондона

В послеоперационном периоде возникали гетеротопические оссификаты, синовиты, неадекватное движение эндопротеза и стопы, экзостозы лодыжек, мешающие ходьбе, остеопороз костной ткани в области цементного крепления («появление рентгенопрозрачных зон») [21, 40]. Важным обстоятельством являлось и то, что все модели не были рассчитаны на длительный срок службы, а это категорически неприемлемо, особенно для лиц молодого и среднего возраста.

Множество проблем первого поколения эндопротезов было обусловлено плохо сконструированным инструментом для имплантации, техническими сложностями с установкой компонентов. Костный цемент, использовавшийся для фиксации, часто выдавливался за пределы эндопротеза во время установки [12, 16]. При установке первых моделей эндопротезов существовала необходимость в резекции значительной части суставных поверхностей, в результате чего губчатая кость не могла являться достаточной опорой для костного цемента и происходила миграция имплантатов в дистальный метаэпифиз большеберцовой кости и тело таранной кости. Кроме того, значительная хирургическая травма обуславливала плохое заживление послеоперационной раны. Количество осложнений варьировало у связанных моделей эндопротезов от 71 до 90% [41, 57]. Анализ ранних результатов эндопротезирования голеностопного сустава вначале показал хорошие результаты, но в дальнейшем процент их уменьшался. P.F. Lachiewicz с соавторами сообщают о 15 пациентах с превосходными результатами со средним сроком наблюдения 3,3 года [33]. По данным A.S. Unger с соавторами, у всех 15 пациентов со сроком наблюдения 6,2 года были

признаки нестабильности и износа компонентов эндопротеза [55]. Проведённый анализ показал большую выживаемость эндопротеза у пациентов с ревматоидным артритом и у людей со сниженной физической активностью [50]. Наоборот, B.G. Bolton-Maggs с соавторами, проанализировав результаты эндопротезирования голеностопного сустава, рекомендуют артродезирование сустава у пациентов с ревматоидным артритом [7]. Таким образом, энтузиазм хирургов при эндопротезировании голеностопного сустава ослаб. Bolton-Maggs 1985 г. пессимистично заметил, что артродез это лишь вопрос времени, после любого эндопротеза.

Тем не менее, в связи с созданием новых моделей эндопротеза более поздние исследования по этой проблеме выглядят более обнадеживающими. Интерес к эндопротезированию голеностопного сустава возобновился с внедрением бесцементных имплантатов, усовершенствования дизайна (трехкомпонентные модели), улучшением качества хирургического инструмента [29, 51]. Основной задачей конструкторов эндопротезов второго поколения была минимизация резекции суставных поверхностей и уменьшение срезывающих (тангенциальных) сил. К этим моделям можно отнести двухкомпонентные TNK (Nara, Япония), AGILITY (DePuy, США) (рис. 2). В этих моделях полиэтиленовый вкладыш был фиксирован.

Позднее появились современные трехкомпонентные модели, такие как Buechel-Pappas (Endotec, США), HINTEGRA (New Deal SA, Франция) (рис. 3) и SALTO (Tornier SA, Франция) (рис. 4), S.T.A.R. (Waldemar Link, Германия) (рис. 5), у которых полиэтиленовый вкладыш не был жестко фиксирован [51].



Рис. 2. Двухкомпонентный эндопротез голеностопного сустава AGILITY DePuy



Рис. 3. Несвязанный трехкомпонентный эндопротез голеностопного сустава HINTEGRA

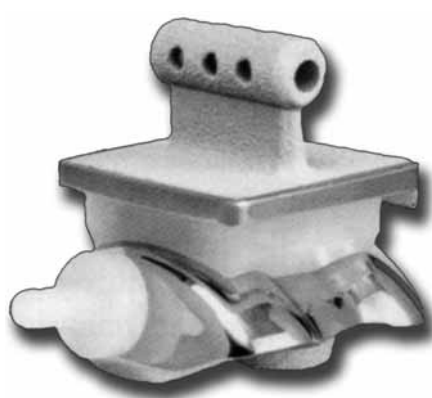


Рис. 4. Бесцементный трехкомпонентный эндопротез голеностопного сустава SALTO с возможностью установки полиэтиленового вкладыша для малоберцовой кости



Рис. 5. Трехкомпонентный бесцементный эндопротез голеностопного сустава S.T.A.R. (Waldemar Link)

Представляют интерес сравнительные данные результатов лечения в зависимости от способа фиксации. При цементном эндопротезировании в среднем через 8,1 года у 27% пациентов были отмечены удовлетворительные результаты. При бесцементном эндопротезировании в среднем через 4,1 года у 67% пациентов результаты были удовлетворительными. Миграция компонентов эндопротеза и развитие нестабильности происходили в 85% случаев при цементном эндопротезировании и лишь в 23% – при бесцементном. М.Т. Pyevich с соавторами установили 100 эндопротезов AGILITY, срок наблюдений составил 4,8 года. У 54% пациентов жалобы на боли отсутствовали, 29% испытывали незначительную боль, 16% – умеренную [42]. Результаты при установке трехкомпонентных эндопротезов были более обнадеживающими. F.F. Buechel с соавторами сообщили о 10-летней выживаемости своей модели эндопротеза в 94,75% случаев [10]. Для эндопротеза S.T.A.R. этот показатель составил 72,7% [31]. Также обнадеживающие результаты демон-

стрирует HINTEGRA (New Deal SA, Франция). Пятилетняя выживаемость этого эндопротеза составляет 98% [22].

В настоящий момент создано более 40 различных видов эндопротезов голеностопного сустава, запатентовано порядка 30 моделей, а в клиниках используется около 15 [48]. Сейчас в мире выполняется за год примерно 3000 эндопротезирований, в Германии около 1500 эндопротезирований, в Испании примерно 200. В России в год сейчас устанавливается около 50 протезов, в основном в центральных клиниках страны. Золотым стандартом в настоящее время является бесцементная фиксация компонентов эндопротеза.

Практически решен вопрос о доступе к голеностопному суставу в зависимости от выбранной модели эндопротеза. Например, конструкция Buchholz имплантируется латеральным доступом, эндопротез Newton и многие другие – более распространенным передним доступом, эндопротез Лоскутова – переднелатеральным косым чрезлодыжечным доступом. Опыт поперечного

направления разреза, к которому прибегали в прошлом, не зарекомендовал себя как надежный. Попытки установить протез при помощи заднего или медиального подходов оказались еще менее успешными. Хотя передний доступ и используется чаще, чем все остальные, он также не идеален, т. к. позволяет достичь только ограниченного интраоперационного расслабления суставной капсулы, а длительная иммобилизация сустава после операции приводит к возникновению рубцовых контрактур. В результате амплитуда движений после операции составляет в среднем 20–30° [7] и даже меньше, если измерения производят по рентгенограммам, а не клинически. При выборе и осуществлении доступа необходимо соблюдать требования анатомичности, малой травматичности, разрез не должен иметь углов, которые приближались бы к 90°. В каждом случае следует выполнять почти полную синовэктомию (как вариант артролиза) и делать это правильно, точно и тщательно, что важно при имплантации протеза, а в дальнейшем способствует улучшению функции сустава [52].

При резекции суставных поверхностей большеберцовой и таранной костей все хирурги стремятся в настоящее время выполнять её экономно, что обусловлено, кроме вышеописанных критериев, возможным отступлением к артродезу при осложнении эндопротезирования. Значительная протяженность резекции грозит в подобных ситуациях укорочением конечности или требует артродезирования голеностопного сустава с замещением дефекта кости аутопластическим костным материалом, что не всегда выполнимо (например, в случае гнойного осложнения) [52]. Кроме того, исследованиями, проведенными в Днепропетровском медицинском институте проф. А.Е. Лоскутовым [4] и Л.М. Головахой [2], доказано, что допустимый уровень резекции суставных концов большеберцовой и таранной костей при проведении имплантации эндопротеза не должен превышать 5 и 2 мм соответственно, т. к. их спонгиозная ткань чрезвычайно чувствительна к локальным нагрузкам. Прочностные и трибологические характеристики её по мере углубления от субхондрального слоя значительно уменьшаются, и на глубине 5 мм от поверхности субхондрального слоя дистального метаэпифиза большеберцовой кости и 2,2 мм таранной кости наблюдается значительное увеличение необратимых деформаций и падение прочности костной ткани. Этот факт служит основной причиной нестабильности и последующей протрузии существующих конструкций эндопротезов, конструктивные особенности и методика имплан-

тации которых предусматривает выполнение объемной резекции суставных поверхностей голеностопного сустава. Таким образом, объемная резекция является одной из причин неблагоприятных результатов эндопротезирования. Попытка решить проблему путем применения костного цемента не может обеспечить эффект стабильности, т. к. эндопротез опосредованно через костный цемент опирается на слабый лежащий глубже спонгиозный слой.

С нашей точки зрения, значительной проблемой при эндопротезировании голеностопного сустава, особенно у лиц пожилого возраста с деформирующим артрозом дегенеративно-дистрофической природы, является аваскулярный некроз таранной кости, который в той или иной степени практически всегда присутствует у этих пациентов. Хотя это и считается противопоказанием для эндопротезирования, оно все же выполняется по разным и вполне объективным причинам, увеличивая в последующем отрицательные показатели для этой операции. Для подобных пациентов некоторыми авторами создаются модели эндопротезов, крепящихся к пяточной кости после резекции таранной кости (протез Бердыева). Однако они не очень хорошо зарекомендовали себя вследствие укорочения конечности и нестабильности крепления элементов массивного эндопротеза [36]. В случае неудачной имплантации приходится производить тиббально-пяточный артродез, инвалидизирующий пациента больше, чем обычный тиббально-таранный. По всей видимости, для того, чтобы включить эту многочисленную группу больных в число лиц, подлежащих эндопротезированию, необходимо выполнять артродез таранно-пяточного сустава в процессе эндопротезирования голеностопного сустава или заранее с целью реваскуляризации таранной кости и улучшения её трофики, а также для создания прочной основы для крепления впоследствии таранного компонента эндопротеза. Работ, затрагивающих эту важную тему – всего единицы [43, 52].

В поиске оптимальных решений проблемы создания эндопротезов эволюционируют параметры конструкций и материалы эндопротезов суставов для всех локализаций. Это особенно актуально для эндопротезов голеностопного сустава, которые все еще находятся на стадии развития. Требуется решения проблема их крепления: на цементе или без него, к какой кости фиксировать дистальный компонент протеза: к таранной, пяточной или синостозированному таранно-пяточному блоку, а в связи с этим, каким вообще должен быть эндопротез, т. к. сторонники одноосного и многоосного типов

протезов разделились и отстаивают свои позиции. Например, S.E. Newton говорит: «Я считал и сейчас считаю, что ограничение движений в голеностопном суставе только в пределах сгибания и разгибания и невозможность наклона таранной кости и вращения вызовет ослабление одного или обоих компонентов протеза» [41]. В связи с этим его модель дает возможность не только сгибания и разгибания в суставе, но и незначительных поворотов и вращения. Рентгенокинематограммы нормального голеностопного сустава, а также исследования V.T. Inman [25] показали, что все эти движения присутствуют в нормальном здоровом суставе. Точно с таким же энтузиазмом доказывают состоятельность одноосных эндопротезов их создатели [53].

В настоящий момент наметилась тенденция к созданию и увеличению количества моделей бесцементных эндопротезов, состоящих из большеберцового, таранного компонентов и полиэтиленового мениска между ними, являющегося компенсатором тангенциальных напряжений, воздействующих на границе кость – металл при эксплуатации протеза и расшатывающих его. Такими протезами, хорошо зарекомендовавшими себя в Европе при клиническом использовании в течение достаточно большого срока, являются, например, эндопротез голеностопного сустава S.T.A.R. производства фирмы WALDEMAR LINK GmbH & Co. KG (Германия) и эндопротез Mobility™ (DePuy, Англия), эндопротезом HINTEGRA (New Deal SA, Франция). Особенностью эндопротеза S.T.A.R. является таранный компонент, имеющий боковые плоскости, которые защищают суставной хрящ лодыжек при функционировании протеза. Это техническое решение позволяет использовать протез у пациентов со значительной степенью поражения боковых отделов голеностопного сустава, что в большей степени относится к таранной кости. Эндопротез выполнен из кобальт-хромового сплава, имеет пористое напыление на контактирующих с костью поверхностях и покрыт кальция фосфатом для придания остеотропных свойств металлу. Пластмассовый мениск между большеберцовым и таранным компонентом изготовлен из полиэтилена сверхвысокого давления. Оба компонента эндопротеза (таранный и большеберцовый) имплантируются с использованием технологии пресс – фит (см. рис. 5).

Эндопротез голеностопного сустава Mobility™ (DePuy, Англия) улучшает функциональное состояние оперированного сустава и конечности, значительно уменьшает или полностью ликвидирует болевой синдром при ми-

нимальном количестве осложнений. Протез, как и предыдущий, имеет вкладыш (мениск) между таранным и тибиальным компонентами, являющийся компенсатором тангенциальных сил, воздействующих на протез в процессе эксплуатации [30]. Особенностью данного эндопротеза является отсутствие боковых плоскостей таранного компонента и возможность имплантации его при меньшей степени поражения таранной кости. Протез изготовлен из кобальт-хромового сплава, имеет напыление Porocoat® в месте контакта изделия с костью для придания остеointegrационных свойств поверхностям протеза, контактирующим с костью (рис. 6).

Мениск изготовлен из полиэтилена сверхвысокого давления. Таранный компонент имплантируется с использованием технологии пресс-фит, большеберцовый компонент – простым внедрением ножки протеза в большеберцовую кость через специальное окно, закрываемое затем аутокостью.

Удовлетворительные результаты эндопротезирования спустя десятилетия были достигнуты благодаря глубокому изучению и пониманию биомеханики, анатомии сустава конструкторами эндопротезов, появлению новых материалов для эндопротезирования и они внушили надежду на будущее. Появились трёхкомпонентные протезы (с разными осями вращения, степенями свободы), стали использоваться металлические компоненты с напылением, обеспечивающим биологическую фиксацию, зона резекции кости для имплантации значительно уменьшилась. Но до сих пор уникальные анатомо-физиологические и механические характеристики голеностопного сустава остаются предметом изучения в связи с тем, что результаты эндопротезирования данной локализации до настоящего времени несколько хуже, чем других. Считают, что это происходит из-за неполного восстановления связочного баланса во время выполнения операции, а также из-за недостаточного воспроизведения нормальной биомеханики симбиоза голеностопного и подтаранного суставов. Предполагается, что правильный отбор пациентов (определение показаний к операции), чёткое планирование, учёт сопутствующих фак-



Рис. 6. Внешний вид эндопротеза Mobility™ (DePuy)

торов: нестабильности сустава, его деформации, артроза смежных суставов минимизируют осложнения и позволят увеличить количество удовлетворительных исходов.

Литература

1. Анисимов, И.Н. Клинические и биомеханические аспекты функционально-стабильного чрескостного остеосинтеза сложных повреждений голеностопного сустава : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Анисимов И.Н. — Ставрополь, 1994. — 23 с.
2. Головаха, М.Л. К методике разработки элементов крепления эндопротезов (на примере голеностопного сустава) / М.Л. Головаха // Ортопед., травматол. — 1994. — № 4. — С. 101–124.
3. Комплексное лечение переломов голеностопного сустава в постиммобилизационном периоде с помощью нетрадиционных методов физиотерапии : методические рекомендации / сост. А.И. Анисимов [и др.]. — Л. : б/и, 1989. — 11 с.
4. Лоскутов, А.Е. Первый опыт тотального эндопротезирования голеностопного сустава / А.Е. Лоскутов // Ортопед., травматол. — 1993. — № 3. — С. 14–16.
5. Bartel, D.L. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants / D.L. Bartel, A.H. Burstein, M.D. Toda, D.L. Edwards // J. Biomech. Eng. — 1985. — Vol. 107. — P. 193–199.
6. Bauer, G. Total ankle replacement. Review and critical analysis of the current status / G. Bauer [et al.] // Foot Ankle Surg. — 1996. — Vol. 2. — P. 119–126.
7. Bolton-Maggs, B.G. Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience / B.G. Bolton-Maggs, R.A. Sudlow, M.A. Freeman // J. Bone Joint Surg. — 1985. — Vol. 67-B. — P. 785–790.
8. Bouerne, R.B. Pylon Fractures of the distal tibia / R.B. Bouerne // Clin. Orthop. — 1989. — N 240. — P. 42–46.
9. Buchholz, H. Totale sprunggelenkendoprothese modell "St. Georg" / H. Buchholz, E. Engelbrecht, A. Siegel // Chirurg. — 1973. — Bd. 44. — S. 241–244.
10. Buechel, F.F. New Jersey low contact stress total ankle replacement: Biomechanical rationale and review of 23 cementless cases / F.F. Buechel, M.G. Pappas, L.J. Jorio // Foot Ankle. — 1988. — Vol. 8, N 5. — P. 279–281.
11. Buechel, F.F. Survivorship and clinical evaluation of cementless, meniscal-bearing total ankle replacements / F.F. Buechel, M.J. Pappas // Semin Arthroplasty. — 1992. — Vol. 3. — P. 43–50.
12. Burge, P.D. Effect of surface replacement arthroplasty on stability of the ankle / P.D. Burge, M. Evans // Foot Ankle. — 1986. — Vol. 7. — P. 10–17.
13. Calderale, P.M. Methodology concerning biomechanical problems of human load bearing joints / P.M. Calderale // Acta Med. Rom. — 1978. — Vol. 4, N 9. — P. 567–573.
14. Calderale, P.M. Biomechanical design of the total ankle prosthesis / P.M. Calderale [et al.] // Eng. Med. — 1983. — Vol. 1, N 4. — P. 69–70.
15. Calhoun, J.H. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion / J.H. Calhoun, F. Li, B.R. Ledbetter, S.F. Viegas // Foot Ankle Int. — 1994. — Vol. 15. — P. 125–133.
16. Deland, J.T. Biomechanics of the ankle joint. A perspective on total ankle replacement / J.T. Deland, G.D. Morris, I.H. Sung // Foot Ankle Clin. — 2000. — Vol. 5. — P. 747–759.
17. Demetriades, L. Osteoarthritis of the ankle / L. Demetriades, E. Strauss, J. Gallina // Clin. Orthop. — 1998. — N 349. — P. 28–42.
18. Demottaz, J.D. Clinical study of total ankle replacement with gait analysis / J.D. Demottaz [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 1979. — Vol. 61-A. — P. 976–988.
19. Dini, A.A. Evaluation of the early result of Smith total ankle replacement / A.A. Dini, F.H. Bassett III // Clin. Orthop. — 1980. — N 146. — P. 228–230.
20. Ericson, M.O. The forces of ankle joint structures during ergometer cycling / M.O. Ericson [et al.] // Foot Ankle. — 1985. — Vol. 6, N 3. — P. 135–142.
21. Harry, E. Salvage procedures for complications of total ankle arthroplasty / E. Harry, M.D. Groth, H.F. Fitch // Clin. Orthop. — 1987. — N 224. — P. 45–49.
22. Hintermann, B. Mid- to long-term survivorship of Hintegra total ankle / B. Hintermann, A. Barg. Paper N 68. Presented at the American Academy of Orthopaedic Surgeons 76th Annual Meeting. Feb. 25–27, 2009. Las Vegas.
23. Hamblen, D.L. Can the ankle joint be replaced? / D.L. Hamblen // J. Bone Joint Surg. — 1985. — Vol. 67-B, N 5. — P. 316–318.
24. Hansen, S.T. Long-term complications of ankle arthrodesis — a survey / S.T. Hansen // Current status of ankle arthroplasty. — Berlin : Springer, 1998. — P. 129–131.
25. Inman, V.T. The joints of the ankle / V.T. Inman. — Baltimore, 1976.
26. Kitaoka, H.B. Survivorship analysis of the Mayo total ankle arthroplasty / H.B. Kitaoka, H.L. Patzer, D.M. Ilstrup, S.L. Wallrichs // J. Bone Joint Surg. — 1994. — Vol. 76, N 7. — P. 974–979.
27. Kitaoka, H.B. Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty / H.B. Kitaoka, G.L. Patzer // J. Bone Joint Surg. — 1996. — Vol. 78, N 11. — P. 1658–1664.
28. Kofoed, H. Current status of ankle arthroplasty / H. Kofoed. — Berlin : Springer, 1998. — 157 p.
29. Kofoed, H. Biological fixation of ankle arthroplasty / H. Kofoed, L. Danborg // Foot. — 1995. — Vol. 5. — P. 27–31.
30. Kofoed, H. Meniscal-bearing ankle arthroplasty is stable. In vivo analysis using stabilometry / H. Kofoed, L. Garde // Foot Ankle Surg. — 1966. — Vol. 2, N 3. — P. 137–143.
31. Kofoed, H. Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis: prospective long-term study of cemented replacements / H. Kofoed, T.S. Sorensen // J. Bone Joint Surg. — 1998. — Vol. 80-B. — P. 328–332.
32. Kirkup, J. Richard Smith ankle arthroplasty / J. Kirkup // J. R. Soc. Med. — 1985. — Vol. 78, N 4. — P. 301–304.
33. Lachiewicz, P.F. Total ankle replacement in rheumatoid arthritis / P.F. Lachiewicz, A.E. Inglis, C.S. Ranawat // J. Bone Joint Surg. — 1984. — Vol. 66-A, N 3. — P. 340–343.
34. Lachiewicz, P.F. Total ankle arthroplasty. Indications, techniques, and results / P.F. Lachiewicz // Orthop. Rev. — 1994. — Vol. 23, N 4. — P. 315–320.

35. Leardini, A. Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design / A. Leardini // Clin. Biomech. — 2001. — Vol. 16. — P. 706–709.
36. Lord, G. L'arthroplastie totale de cheville / G. Lord, J.H. Marotte // Rev. Chir. Orthop. — 1980. — Vol. 66, N 6. — P. 527–530.
37. Matejczyk, M.B. Ankle implant systems: Laboratory evaluation and clinical correlation / M.B. Matejczyk, A.S. Greenwald, J.D. Black // Orthop. Trans. — 1979. — Vol. 3, N 15. — P. 199–200.
38. Mazur, J. Ankle arthrodesis: long-term follow-up with gait analysis / J. Mazur, E. Schwartz, S. Simon // J. Bone Joint Surg. — 1979. — Vol. 61-A. — P. 976–988.
39. McGuire, M.R. Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis / M.R. McGuire [et al.] // Clin. Orthop. — 1988. — N 226. — P. 74–81.
40. Newton, S.E. Total ankle arthroplasty: clinical study of fifty cases / S.E. Newton // J. Bone Joint Surg. — 1982. — Vol. 64-A, N 1. — P. 104–111.
41. Newton, S.E. Total ankle arthroplasty / S.E. Newton // Disorders of the foot and ankle. — Philadelphia : Saunders, 1982. — P. 816–825.
42. Pyevich, M.T. Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve year follow-up / M.T. Pyevich, C.L. Saltzman, J.J. Callaghan, F.G. Alvine // J. Bone Joint Surg. — 1998. — Vol. 80-A. — P. 1410–1420.
43. Richard, N. Salvage of painful total ankle arthroplasty / N. Richard, M.D. Stauffer // Clin. Orthop. — 1982. — N 170. — P. 39–42.
44. Samuelson, K.M. Development and evolution of the ICLH ankle replacement / K.M. Samuelson, M.A. Freeman, M.A. Tuke // Foot Ankle. — 1982. — Vol. 3, N 1. — P. 32–36.
45. Sarrafian, S.K. Anatomy of foot and ankle / S.K. Sarrafian. — Philadelphia : Lippincott, 1994. — 2nd ed. — P. 239–240.
46. Scholz, K.C. Total ankle arthroplasty using biological fixation components compared to ankle arthrodesis / K.C. Scholz // Orthopedics. — 1987. — Vol. 10, N 1. — P. 125–131.
47. Siemsen, C.H. Systematic der Entwicklung einer Endoprothese von der Planung Sprunggelenkendoprothese / C.H. Siemsen // Biomed. Tech. — Bd. 26, N 1–2. — S. 19–27.
48. Spector, E. Ankle implants / E. Spector // Clin. Pod. — 1984. — Vol. 1. — P. 225–235.
49. Stauffer, R.N. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint / R.N. Stauffer, E.Y.S. Chao, R.C. Brewster // Clin. Orthop. — 1977. — N 127. — P. 189–196.
50. Stauffer, R.N. Total ankle arthroplasty. Four year of experience / R.N. Stauffer, N.M. Segal // Clin. Orthop. — 1981. — N 160. — P. 217–219.
51. Takakura, Y. Ankle arthroplasty. A comparative study of cemented metal and uncemented ceramic prostheses / Y. Takakura [et al.] // Clin. Orthop. — 1990. — N 252. — P. 209–216.
52. Thabe, H. Die endoprothetische Versorgung des oberen Sprunggelenkes bei Rheumatoider / H. Thabe // Arthr. Akt. Rheumatol. — 1987. — Bd. 12, N 9. — P. 48–56.
53. Tomeno, B. Que faut-on penser de l'arthroplastie de cheville? / B. Tomeno, M. Cornic // Rev. Chir. Orthop. — 1981. — T. 67, N 13. — P. 141–145.
54. Truger, D. Zwischenuntersuchungsergebnisse bei 5 Sprunggelenksprothesen vom Typ St. Georg / D. Truger // Unfallheilkunde. — 1981. — Bd. 84, N 9. — S. 390–392.
55. Unger, A.S. Total ankle arthroplasty in rheumatoid arthritis: a long-term follow-up study / A.S. Unger [et al.] // Foot Ankle. — 1988. — Vol. 8, N 4. — P. 173–179.
56. Waugh, T.R. Irvine ankle arthroplasty. Prosthetic design and surgical technique / T.R. Waugh, P.M. Evanski, W.C. McMaster // Clin. Orthop. — 1976. — N 114. — P. 180–184.
57. Wynn, A.H. Long-term follow-up of the Conaxial (Beck-Steffee) total ankle arthroplasty / A.H. Wynn, A.H. Wilde // Foot Ankle. — 1992. — Vol. 13, N 6. — P. 303–306.
58. Zych, G. Total ankle replacement. A new approach to an old problem / G. Zych, W. Mnaymneh // J. Florida Med. Assoc. — 1979. — Vol. 66, N 1. — P. 96–100.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Стоянов Александр Вячеславович – к.м.н. научный сотрудник отделения восстановительной хирургии конечностей ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России

E-mail: stojanoff@mail.ru;

Емельянов Владимир Геннадьевич – к.м.н. заведующий отделением № 19 ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России;

Плиев Давид Гивиевич – к.м.н. врач травматолог-ортопед отделения № 19 ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России;

Михайлов Кирилл Сергеевич – клинический ординатор ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздравсоцразвития России.