

Гений ортопедии. 2021. Т. 27, № 5. С. 645-657.
Genij Ortopedii. 2021. Vol. 27, no. 5. P. 645-657.

Обзорная статья

УДК 616.728.48-001.5-089.227.84-77(048.8)

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-5-645-657>

Эндопротезирование голеностопного сустава

Г.П. Котельников¹, В.В. Иванов¹, А.Н. Николаенко¹, О.Ф. Иванова², С.О. Дороганов^{1✉}

¹Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия

²Самарский государственный технический университет, Самара, Россия

Автор, ответственный за переписку: Святослав Олегович Дороганов, svdor95@gmail.com

Аннотация. Введение. Эндопротезирование голеностопного сустава, бесспорно, является сложной задачей как для врачей, занимающихся лечением данной категории пациентов, так и для инженеров-конструкторов, разрабатывающих оптимальную конструкцию протезов. Экстремальные кратковременные кинетические нагрузки, особенно сложная биомеханика движений, анатомические особенности строения голеностопного сустава диктуют самые высокие требования к конструкции эндопротеза. В целом отмечена благоприятная тенденция ежегодного роста количества прооперированных больных. Наряду с этим значительное отставание эндопротезирования голеностопного сустава в России по сравнению с зарубежными клиниками имеет тенденцию к большому числу артродезов. **Цель.** Провести анализ данных мировой литературы о развитии и современном состоянии эндопротезирования голеностопного сустава. Дать оценку применения известных эндопротезов при поражении дистального отдела большеберцовой кости. **Материалы и методы.** В представленном литературном обзоре проведен анализ зарубежных и отечественных научных публикаций, посвященных вопросам лечения остеоартрита, опухолевого поражения голеностопного сустава. Поиск научных публикаций за последние десять лет был выполнен в электронных базах данных Google Scholar, PubMed, eLIBRARY, PubMed Central на русском и английском языках по ключевым словам «эндопротезирование голеностопного сустава», «артродезирование голеностопного сустава», «остеоартрит голеностопного сустава», «эндопротезирование дистального отдела голени». **Дискуссия.** В настоящее время существуют разногласия в выборе материалов для изготовления эндопротезов и конструкции имплантов. Отдельно остается нерешенным вопрос подбора оптимальных материалов пары трения суставных поверхностей, а также особенности оперативной техники, такие как способ фиксации имплантов в костном ложе, хирургический доступ, моделирование и восстановление капсульно-связочного комплекса. **Выводы.** Эндопротезирование голеностопного сустава является эффективной альтернативой артродезированию и органосохраняющим операциям. Для улучшения результатов лечения необходимо дальнейшее комплексное исследование по разработке оптимальной конструкции протеза, способа фиксации имплантов, подбора подходящей пары трения и воссоздания капсульно-связочного аппарата.

Ключевые слова: эндопротезирование голеностопного сустава, артродезирование голеностопного сустава, остеоартрит голеностопного сустава, эндопротезирование дистального отдела голени

Для цитирования: Эндопротезирование голеностопного сустава / Г.П. Котельников, В.В. Иванов, А.Н. Николаенко, О.Ф. Иванова, С.О. Дороганов // Гений ортопедии. 2021. Т. 27, № 5. С. 645-657. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-5-645-657>

Review article

Total ankle replacement

G.P. Kotelnikov¹, V.V. Ivanov¹, A.N. Nikolaenko¹, O.F. Ivanova², S.O. Doroganov^{1✉}

¹Samara State Medical University, Samara, Russian Federation

²Samara State Technical University, Samara, Russian Federation

Corresponding author: Svyatoslav O. Doroganov, svdor95@gmail.com

Abstract. Introduction Total ankle replacement is definitely a tough issue for both orthopedic surgeons treating patients with ankle pathology and engineers who develop optimal implant constructs. Extreme short-time kinetic loads, complex motion biomechanics, anatomic features of the ankle result in high demands for ankle joint implants. In general, there is a positive tendency in an annual increase of the number of total ankle replacements. Alongside, a significant lagging in performing this procedure and the tendency for ankle arthrodesis has been observed in Russia. **Aim** To review the literature data about development and current status of total ankle replacement. To evaluate the use of modern implants for distal tibia replacement. **Material and methods** The given literature review includes analysis of foreign and domestic publications focused on issues of treatment of osteoarthritis of the ankle joint and tumors of the distal tibia. The information was searched for using Google Scholar, PubMed, eLIBRARY, PubMed Central in the Russian and English languages with the following keywords: total ankle replacement, ankle arthrodesis, ankle osteoarthritis, distal tibia replacement. **Discussion** Currently, there are controversies in selection of biomaterials and constructive parameters for ankle implants. Separately, there is an unsolved issue of selecting the optimal friction pair for bearing surfaces, as well as of operative technique features, such as implant fixation, surgical approach, modeling and restoration of the capsular-ligamentous complex. **Conclusion** Total ankle replacement is an effective alternative procedure to ankle arthrodesis and limb-sacrificing operations. To improve treatment results, optimal implant construction, fixation methods, selecting appropriate friction pair and capsular-ligamentous complex restoration should be further investigated in complex studies.

Keywords: total ankle replacement, ankle arthrodesis, ankle osteoarthritis, distal tibia replacement

For citation: Kotelnikov G.P., Ivanov V.V., Nikolaenko A.N., Ivanova O.F., Doroganov S.O. Total ankle replacement. *Genij Ortopedii*, 2021, vol. 27, no 5, pp. 645-657. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-5-645-657>

ВВЕДЕНИЕ

Среди значительного числа заболеваний голеностопного сустава, несомненно, лидирующее место занимает группа артритов и артрозов различной этиологии. Так, в масштабном исследовании Charles L. Saltzman et al. из 639 пациентов основную массу (445 человек) составили пациенты с посттравматическим остеоартритом (70 %), 76 больных (12 %) с ревматоидным артритом и 46 наблюдений (7 %) с идиопатическим артритом [1].

В общей структуре патологии дистального отдела большеберцовой кости и голеностопного сустава (ГСС) выделяют дегенеративно-дистрофические (артрозы, артриты различной этиологии, анкилозы) – 59 %, воспа-

лительные (остеомиелит костей голени и стопы) – 7 %, гормональные (остеопороз, вторичная гиперпаратиреоидная остеодистрофия) – 8 %, инфекционные (туберкулез, альвеококкоз) – 2 %, костно-травматические (последствия травм, переломов) – 22 %. Отдельную группу составляют пациенты с опухолевым поражением дистального отдела кости и суставного конца (2 %). Прежде всего, это злокачественные новообразования (остеосаркома, хондросаркома, злокачественная хондробластома) – около 1 %, доброкачественные опухоли (гигантоклеточная опухоль, хондромы больших размеров, вызывающие значительную деструкцию) – до 3 %, вторичные злокачественные новообразования – 93 % и

опухолеподобные заболевания (инфаркт костного мозга, фиброзная дисплазия) – не более 3 % [2, 3].

При выполнении данной работы в литературе мы часто встречались с определением: «Артродезирование или эндопротезирование, что лучше?». Уже в самом вопросе звучит определенный вызов к тщательному изучению этой проблемы. Эндопротезирование (ТАР) ГСС на сегодняшний день, несомненно, является отличной органосохраняющей альтернативой операции артродезирования (АА), которая многие годы являлась «золотым стандартом» в лечении остеоартрита ГСС [1, 4, 5]. Ежегодно во всём мире проводятся тысячи операций по замене ГСС, и большое количество зарубежных исследований посвящено результатам эндопротезирования ГСС. Этому способствуют национальные регистры эндопротезирования, существующие в странах Европы и Америки [4].

Мировые статистические данные свидетельствуют о противоречивости этих двух методов хирургического лечения. При этом сводные показатели демонстрируют случаи несращения переломов у пациентов после АА (13,7 %) и единичные случаи пациентов с ТАР, которым потребовалась рефиксация вследствие несращения после остеотомии медиальной лодыжки. Также сообщается об аналогичных ситуациях после артродеза смежных суставов при ТАР. Нарушения оси конечности встречаются у больных, перенесших АА (6,3 %), наряду с выполненным ТАР (3,1 %). Инфекционные осложнения наблюдаются у пациентов с АА в 6,1 % и у 3,4 % пациентов после ТАР. Переломы костей голени в послеоперационном периоде отмечены у 1,9 % пациентов группы АА и у 13,7 % пациентов после ТАР. Технические проблемы наблюдаются при операциях ТАР (12,6 %), включавшие в себя медиальный или латеральный импинджмент, повреждение или износ полиэтиленового вкладыша, несостоятельность и расшатывание импланта. При этом частота ревизионных вмешательств в среднем составляет при артродезировании 10,3 %, при эндопротезировании голеностопного сустава – 20,5 % [5].

Однако, несмотря на возрастающий объём научной информации по данному вопросу, всё ещё недостаточно систематизированных данных по отдалённым результатам эндопротезирования ГСС. Недавний мета-анализ Yuhon et. al (2020) показал отсутствие статистически значимой разницы в результатах эндопротезирования и артродезирования, однако была отмечена необходимость дальнейших исследований и охвата

большого объёма данных для достоверного ответа на вопрос, какая из методик предпочтительнее [6].

Иная картина по данной проблеме складывается в России, где нет регистра эндопротезирования и крайне малое количество проводимых операций по замене ГСС. Обращает на себя внимание опыт коллег из Краснодар, которые проанализировали результаты 26 проведённых операций: за двухлетний период наблюдения неудовлетворительные результаты были у 2 пациентов (7,7 %) [7].

Михайлов К.С. с соавт. (2018) сообщают о результатах эндопротезирования ГСС у 71 пациента, разделённых на две группы: на протяжении первого года наблюдения признаков нестабильности выявлено не было ни у одного больного, в течение двух лет – у 6 пациентов из 31 в первой группе (19,4 %). При анализе отдалённых результатов лечения у 16 пациентов (40 %) наблюдались признаки асептического расшатывания компонентов импланта. Семилетняя выживаемость в этом исследовании составила 85,7 % [8].

К сожалению, до сих пор обращает на себя внимание очевидное отставание в практическом применении эндопротезирования ГСС в России по сравнению с опытом зарубежных коллег, и сохраняется тенденция артродезирования как метода выбора [9].

Особенно сложная биомеханика движений, чрезвычайно высокие, зачастую экстремальные механические нагрузки, анатомические особенности строения голеностопного сустава предъявляют самые высокие требования к конструкции эндопротеза [10, 11, 12].

В настоящее время среди инженеров-конструкторов существуют разногласия в выборе материалов для изготовления эндопротезов и конструкции имплантов. Отдельно остается нерешенным вопрос подбора оптимальных материалов пары трения суставных поверхностей, а также методики установки. [13, 14, 15].

Наряду с этим, особенности оперативной техники, такие как способ фиксации имплантов в костном ложе, хирургический доступ, моделирование и восстановление капсульно-связочного комплекса до настоящего времени являются предметом дискуссии среди врачей травматологов-ортопедов, занимающихся эндопротезированием голеностопного сустава [16, 17].

Цель – провести анализ данных мировой литературы о развитии и современном состоянии эндопротезирования голеностопного сустава. Дать оценку применения известных эндопротезов при поражении дистального отдела большеберцовой кости.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В представленном литературном обзоре проведён анализ зарубежных и отечественных научных публикаций, посвящённых вопросам лечения остеоартрита, опухолевого поражения голеностопного сустава. Поиск научных публикаций за последние десять лет был выполнен в электронных базах данных Google Scholar, PubMed, eLIBRARY, PubMed Central на русском и английском языках по ключевым сло-

вам «эндопротезирование голеностопного сустава», «артродезирование голеностопного сустава», «остеоартрит голеностопного сустава», «эндопротезирование дистального отдела голени». Также в материал обзора вошли актуальные научные публикации по хирургической анатомии и биомеханике голеностопного сустава. Проанализированы материалы с 1973 по 2021 год включительно.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Для всестороннего понимания данной проблемы и объективной оценки применения эндопротезов ГСС необходимо четко знать и учитывать анатомические

особенности строения и биомеханические нюансы движений в голеностопном суставе [11, 12, 17–20].

Голеностопный сустав образован дистальными

отделами обеих костей голени – латеральной и медиальной лодыжками. Таким образом, малоберцовая и большеберцовая кости формируют подкову, в которую входит таранная кость. Блок таранной кости является её частью и имеет клиновидную форму, спереди он несколько шире, чем сзади. Этот отдел сочленяется с большеберцовой и малоберцовой костями. При тыльном сгибании передний широкий отдел клина прочно входит в вилку, вследствие чего сустав становится очень стабильным. Напротив, при подошвенном сгибании в вилку голеностопа входит узкий задний отдел блока таранной кости, здесь возможна значительная подвижность сустава (инверсионно-эверсионные движения). Исходя из этого, значительное количество повреждений голеностопного сустава происходит именно в положении подошвенного сгибания [21].

Суставная капсула голеностопного сустава имеет три слоя. Первый слой – капсула, содержащая связки голеностопного сустава; второй – сухожилия мышц, проходящие над суставом к стопе; третий – фиброзные пучки, удерживающие сухожилия у места их прикрепления к костям стопы [22].

Капсула, в свою очередь, поделена на четыре отдела. Она менее прочна в переднем отделе, несмотря на то, что здесь имеется верхний и нижний удерживатели сухожилий разгибателей и связка, соединяющая переднюю поверхность большеберцовой кости и шейку таранной кости. В заднем отделе капсула сустава также ослаблена, связка здесь короче передней и тянется от заднего края большеберцовой кости к задней поверхности таранной кости [11, 24].

В то же время более прочное строение суставная капсула имеет там, где есть основные связки. С медиальной стороны это пучки единой дельтовидной связки, которые прикрепляются к большеберцовой кости (большеберцово-ладьевидный отдел, передний большеберцово-таранный отдел, задний большеберцово-таранный отдел, большеберцово-пяточный отдел); с наружной стороны укреплена связками малоберцовой кости (пяточно-малоберцовая связка, передняя и задняя таранно-малоберцовая связки) [20, 26].

Между наружной лодыжкой и задним бугорком таранной кости (иногда он представлен отдельным образованием и называется треугольной костью) находится задняя таранно-малоберцовая связка, а от наружной лодыжки к пяточной кости тянется пяточно-малоберцовая связка [23]. Проксимальнее латеральной группы связок малоберцовая кость соединена с большеберцовой рядом прочных фиброзных волокон, образующих вкуче так называемый межберцовый синдесмоз. Этот синдесмоз состоит из межкостной перепонки, соединяющей большеберцовую и малоберцовую кости на всем их протяжении. Внизу перепонка укреплена двумя утолщающимися фиброзными пучками: передней нижней и задней нижней межберцовыми связками [20, 27].

Медиальную связку называют дельтовидной. Она представляет собой четырехугольную единую структуру, отличающуюся тем, что единственная среди связок голеностопного сустава содержит эластическую ткань, придающую связке некоторую степень растяжимости и, тем самым, уменьшающую вероятность разрыва. Дельтовидная связка состоит из четырех пучков, переплетенных друг с другом и тянущихся от внутренней

лодыжки к ладьевидной, таранной и пяточной костям. Первый пучок – таранно-ладьевидная связка. Еще два пучка идут к таранной кости; один из них называют передней большеберцово-таранной связкой, которая крепится к шейке таранной кости, другой – задней большеберцово-таранной связкой [24].

Таранная кость, поддерживаемая этими связками, движется вместе со стопой при истинно тыльном или подошвенном сгибании и вместе с голенью — при чистых инверсионно-эверсионных движениях. Важной связкой, не входящей в состав капсулы, но нередко повреждаемой при травмах голеностопного сустава и средней части стопы, является пружинная связка. Эта связка натянута между поддерживающей структурой таранной кости и ладьевидной костью и закрывает промежуток между пяточной и ладьевидной костями. Ее функция заключается в дополнительной поддержке головки таранной кости при нагрузке веса тела. Она состоит из плотной фиброзной ткани, участки которой напоминают суставной хрящ [25].

Поверхностнее капсулы голеностопного сустава расположены сухожилия, из которых ни одно, собственно, не крепится к самому суставу, но все проходят над ним. Все сухожилия подразделены на две группы: разгибатели и сгибатели стопы. Разгибатели проходят по передней поверхности голеностопного сустава, а сгибатели – сзади от внутренней лодыжки. Также выделяют группу сухожилий мышц малоберцовой кости, проходящих позади наружной лодыжки. Эти сухожилия окружены синовиальными футлярами, длина которых достигает 8 см. Поверхностнее сухожилий расположены три расходящихся фиброзных пучка, удерживающие сухожилия от смещения. Эти пучки классифицируют аналогично сухожилиям. Соответственно выделяют удерживатели разгибателей, сгибателей и сухожилий мышц малоберцовой кости. Удерживатель разгибателей делят на верхний и нижний удерживатели. Удерживатель сгибателей состоит из одного фиброзного пучка, проходящего позади внутренней лодыжки. Малоберцовый удерживатель делится на два — верхний и нижний удерживатели сухожилий мышц малоберцовой кости [26, 27].

Анализ зарубежных и отечественных источников показал, что особое значение имеет знание и понимание особенностей биомеханики движений голеностопного сустава.

Схематично изобразить сочленение в голеностопном суставе можно в виде модели, состоящей из двух компонентов: нижняя деталь, имитирующая таранную кость, на верхней части которой имеется цилиндрическая поверхность, с поперечной осью вращения; верхняя деталь, представляющая дистальный отдел большеберцовой и малоберцовой костей, образует единую структуру, которая внизу имеет цилиндрическую полость, соответствующую цилиндрической форме верхней суставной поверхности таранной кости. Прочный цилиндр нижней детали заключен в цилиндрическую полость верхней детали и удерживается составляющими ее костями [12, 28].

Непосредственно в самом голеностопном суставе, т.е. между большеберцовой и таранной костью, существует движение только по одной оси: сгибание и разгибание. В нейтральном положении подошва стопы располагает-

ся перпендикулярно к оси голени. Из этого положения сгибание в голеностопном суставе будет представлять собой движение, которое сближает тыл стопы с передней поверхностью голени и составляет от 20 до 30 градусов. Такое движение также называют тыльным сгибанием. И, наоборот, разгибание в голеностопном суставе (не совсем корректное название – «подошвенное сгибание») – это движение, при котором тыльная поверхность стопы отдалается от передней поверхности голени, так, что продольная ось стопы как бы продолжает продольную ось голени, что составляет от 30 до 50 градусов.

На конечных градусах движений голеностопный сустав перестает быть единственным активным суставом, к его амплитуде прибавляется амплитуда движений суставов плюсны. Так, при крайнем сгибании суставы плюсны добавляют несколько градусов, а подошвенные своды уплощаются. И, напротив, при крайнем разгибании увеличение амплитуды обеспечивается увеличением сводов.

Амплитуда сгибания и разгибания, прежде всего, определяется размером и степенью развития суставных поверхностей. Суставная поверхность большеберцовой кости напоминает дугу, сектор которой составляет 70°, а блоковидная поверхность таранной кости – дугу с сектором 140–150°, соответственно, что общий объем сгибания и разгибания составляет от 70° до 80°. Поскольку «длина дуги» блоковидной поверхности больше сзади, чем спереди, то амплитуда разгибания больше, чем сгибания [28].

Сгибание в голеностопном суставе контролируется рядом факторов:

1) фактор костного контакта. При крайнем сгибании верхняя поверхность шейки таранной кости контактирует с передним краем суставной поверхности большеберцовой кости, и, если сгибание продолжается, может произойти перелом шейки таранной кости. Передняя часть суставной капсулы не ущемляется между двумя костями, потому что ее подтягивают вверх сгибатели, влагалища которых прикрепляются к капсуле;

2) факторы натяжения капсулы и связок. Задняя часть капсулы растягивается, как и задние волокна коллатеральных связок;

3) мышечный фактор. Сопротивление, оказываемое тонически активными подошвенной и икроножной мышцами, обычно ограничивает сгибание еще до того, как в действие вступят два вышеназванных фактора. Поэтому укорочение этих мышц может привести к преждевременному ограничению сгибания, и стопа окажется постоянно зафиксированной в положении разгибания (конская стопа).

Разгибание контролируется подобными же факторами:

1) костные факторы. Бугорки таранной кости, особенно задний, сталкиваются с задним краем суставной поверхности большеберцовой кости. Иногда при переразгибании происходит перелом латерального бугорка, но чаще встречается его отрыв от таранной кости; такую картину называют добавочной таранной костью. Капсула при этом защищена от ущемления благодаря механизму, идентичному тому, который действует при сгибании;

2) факторы натяжения капсулы и связок. Передняя часть капсулы натягивается, как и передние волокна коллатеральных связок;

3) мышечный фактор. Сопротивление, оказываемое тонически активными сгибателями, является первым ограничивающим фактором. Гиперактивность сгибателей приводит к сгибательной контрактуре голеностопного сустава (пяточная стопа) [29, 30].

Передне-задняя стабильность голеностопного сустава и соответствие его сочленяющихся поверхностей зависят от действия силы тяжести, которая прижимает таранную кость к дистальной поверхности большеберцовой кости, а передний и задний края суставной поверхности большеберцовой кости образуют костные шпоры, которые не дают блоку таранной кости сместиться кпереди, а чаще кзади, поскольку стопа при разгибании очень сильно ударяется об пол. Коллатеральные связки пассивно участвуют в кооптации суставных поверхностей, им помогают мышцы, которые являются активными кооптаторами, если сустав интактен. Когда сгибание или разгибание превышает нормальные пределы, это означает, что один из ограничивающих факторов перестает действовать. Так, при переразгибании может произойти задний вывих с частичным или полным разрывом связок капсулы или же перелом заднего края большеберцовой кости с вторичным задним подвывихом в суставе. Подобным же образом при избыточном сгибании может произойти передний вывих или перелом переднего края суставной поверхности большеберцовой кости. Когда повреждается наружная коллатеральная связка, первым страдает ее передний пучок. При легком повреждении он просто растягивается, а при тяжелом – разрывается. Если центры дуг не совпадают на 4–5 мм, это говорит о разрыве переднего пучка наружной коллатеральной связки [31].

Поперечная стабильность зависит от прочного замыкания его суставных поверхностей. Его конструкция аналогична седловидному суставу, где «седло» таранной кости прочно входит в вилку, образованную берцовыми костями. Две лодыжки, как две щеки шипцов, захватывают таранную кость с обеих сторон, если расстояние между наружной и внутренней лодыжками неизменно. Это условие имеется только в том случае, когда лодыжки и нижние межберцовые связки интактны. Мощные наружная и внутренняя коллатеральные связки не дают таранной кости вращаться вокруг ее продольной оси.

Межлодыжечные шипцы перестают функционировать из-за разрыва нижних межберцовых связок, это приводит к расширению суставной вилки или к диастазу в голеностопном суставе. Таранная кость уже не удерживается в вилке плотно и двигается из стороны в сторону. Повреждения межлодыжечных шипцов требуют лечения для восстановления структуры и функциональной целостности голеностопного сустава [32]. Данный факт особенно необходимо учитывать при эндопротезировании голеностопного сустава (ТАР).

Артродезирование голеностопного сустава

Несомненно, перспективной операцией по сохранению движений в голеностопном суставе является эндопротезирование как с биоинженерной, так и с клинической точки зрения. Тем временем, артротомия (артродез) остаётся наиболее распространённым методом хирургического лечения патологии голеностопного сустава во многих странах, в том числе и в России.

В первую очередь, дешевизна и доступность данного метода в сравнении с артропластикой дополняются возможностью купирования болевого синдрома у пациентов с терминальными стадиями круартроза и обширной сопутствующей патологией, когда эндопротезирование противопоказано либо заведомо прогнозировано неудовлетворительным функциональным исходом [33, 34].

В настоящее время существует огромное количество вариаций артродезирования голеностопного сустава, отличающихся рядом технических моментов, среди которых резекция или сохранение суставных поверхностей, выполнение остеотомии в области голеностопного сустава. Основным отличием является выбор используемых металлофиксаторов. В качестве имплантов для артродезирования используются спицы, канюлированные винты, интрамедуллярные стержни, пластины и аппараты наружной фиксации. В ряде случаев возможно комбинирование различных методик [35].

По сводным данным, наилучшие функциональные результаты отмечаются при использовании канюлированных винтов в качестве имплантов для артродезирования голеностопного сустава, с помощью которых возможно достичь стабильного костного анкилоза при минимальном количестве инфекционных осложнений. Использование интрамедуллярных стержней всегда приводит к артродезу подтаранного сустава, чего можно избежать при других методиках, если этого не требуется [36].

Ряд авторов предпочитают использовать артроскопическую методику артродезирования, объясняя это щадящим отношением к окружающим мягким тканям с сохранением кровоснабжения таранной и большеберцовой костей, что приводит к сокращению сроков образования костного анкилоза. Тем не менее, данный вариант операции не подразумевает остеотомию лодыжек [37].

Другие исследователи придерживаются варианта с использованием аппарата внешней фиксации, что позволяет достичь костного сращения как с резекцией суставных поверхностей, так и без неё, исправить тяжелую деформацию и обеспечить компрессию в послеоперационном периоде. Однако при этом остаётся высоким процент инфекционно-воспалительных осложнений в местах проведения спиц, а длительное ношение громоздкого аппарата создает ряд неудобств для пациентов [38].

Самым часто встречающимся осложнением при артродезе авторы указывают образование фиброзного анкилоза и несращение зоны резекции; помимо этого, среди состояний, которые ухудшают прогноз и результаты артродезирования, выделяют ожирение, сахарный диабет, ревматоидный артрит, нарушение кровоснабжения дистального отдела нижней конечности.

Причинами развития фиброзных анкилозов при артродезировании голеностопного сустава прежде всего отмечают несоблюдение рекомендаций пациентами в послеоперационном периоде и технические ошибки при выполнении операции (недостаточное удаление хрящевой ткани, неустраненная деформация, нестабильность фиксации, артродез в нефизиологическом положении) [39].

Анализ литературных данных показал частые технические ошибки при выполнении оперативного вмешательства (неполное устранение осевой деформации, отсутствие достаточной стабильности и компрессии в зоне артродеза). Наблюдаемые инфекционные осложне-

ния у таких пациентов также не зависят от данного показателя и, очевидно, связаны с иными причинами (ревматоидный артрит тяжелой формы, сахарный диабет, нестабильность первичной фиксации спицами) [40].

В настоящее время современное артродезирование заключается в том, что выбор метода артродеза голеностопного сустава и вид металлофиксатора зависит не только от типа и выраженности деформации, но и от возраста пациента, гендерных особенностей, наличия заболеваний, способствующих развитию неудовлетворительных результатов (сахарный диабет, ревматоидный артрит тяжелой степени, нарушение кровоснабжения дистальных отделов нижних конечностей). Наилучшие клинично-функциональные результаты мы связываем как с методами фиксации, обеспечивающими первичную стабильность, так и с регенераторными и адаптивными возможностями, наличием у пациентов компенсаторного стереотипа движений, конституциональных особенностей, отсутствием дегенеративных заболеваний как крупных суставов нижних конечностей, так и суставов заднего, среднего и переднего отделов стопы. Наиболее оптимальным современным имплантом для артродеза является перекрестная фиксация винтами, обеспечивающая наибольшую прочность и хорошую первичную компрессию при условии отсутствия выраженного нарушения кровоснабжения сочленяющихся костей и радикального удаления хрящевой ткани [41].

Биоматериалы в эндопротезировании голеностопного сустава

Эндопротезы ГСС должны функционировать в сложных условиях циклических нагрузок и потенциально агрессивной среды, при этом поддерживая механическую и химическую целостность своих компонентов. При выборе подходящих материалов эндопротезов учитываются следующие основные аспекты: биосовместимость, механические свойства, экономическая выгода изготовления. Важно понимать, как организм реагирует на материал и как материал ведёт себя в биоактивной среде. Идеальные материалы будут иметь высокую коррозионную стойкость, жесткость, аналогичную костной ткани, и биоактивность только в местах необходимой фиксации. Меньшая выживаемость TAR относительно таковой у эндопротезов тазобедренного и коленного суставов связана с отсутствием оптимального выбора материалов, специфичных для TAR, жесткости условий и сложности геометрии сустава [13, 42].

На современном рынке существует множество используемых материалов как самого протеза, так и применяемых для пары трения, но до сих пор вопрос оптимального сочетания остаётся открытым и дискуссионным. Исторически самой используемой в эндопротезах суставов парой трения стала «металл-полиэтилен», однако износ и биологическая активность мелких частиц компонентов подталкивают к поиску и выбору новых материалов для TAR [14, 43].

Сплав кобальта и хрома (CoCr) впервые применён в 1938 году для замены тазобедренного сустава и характеризуется прочностью и устойчивостью к коррозии и абразивному износу, а также хорошим балансом между механическими свойствами и биосовместимостью. Этот сплав показывает хорошие отдаленные результаты в паре со сверхвысокомолекулярным полиэтиленом (СВМПЭ). Основное ограничение CoCr связано с ио-

нами металлов, образующимися в результате эксплуатации, с которыми была ассоциирована гиперчувствительность и иммуновоспалительные реакции [15, 44].

Проблема высвобождения ионов металла была решена с использованием в качестве материала эндопротеза титановой основы (Ti-6AL-4V), покрытой тонким слоем нитрида титана TiN. Данное сочетание близко по своим физическим свойствам к нативной кости. Ограничением для этого материала является потенциально повышенная скорость износа компонента в случае повреждения покрытия. Ряд клинических исследований показал больший износ полиэтилена в паре с нитридом титана [42].

Качественной альтернативой металлу служит керамика. В качестве материала для изготовления имплантов она характеризуется твёрдостью, высокой степенью возможной полировки и абсолютной биосовместимостью. Достаточно успешно применяясь в хирургии тазобедренного сустава, керамика имеет ограниченные рамки применения в TAR из-за сложности геометрии сустава и необходимости использования тонких компонентов импланта, что повышает риск их перелома. Единственный пример настоящего использования керамики в хирургии TAR – полусвязанный эндопротез TNK (Куосега, Япония) с ограниченным количеством отдалённых результатов [16, 66].

Несмотря на бурное развитие и создание биоматериалов, СВМПЭ остаётся предпочтительным для создания компонентов имплантов, особенно в эндопротезировании коленного и голеностопного суставов. Он состоит из длинных цепей этилена, и данная конфигурация способствует эффективному распределению нагрузки. Современные материалы из сверхвысокомолекулярного полиэтилена обладают хорошими фрикционными характеристиками в паре с металлом, биосовместимостью и износостойкостью [43].

Анализ отдалённых результатов TAR показал связь перипротезного остеолита с продуктами износа СВМПЭ. Гистологическое исследование показало обильное присутствие частиц износа полиэтилена как внутриклеточно, так и внеклеточно [44]. Для решения этой проблемы был создан и внедрён в практику эндопротезирования полиэтилен с поперечно сшитыми молекулами (cross-linked UHMWPE), эксплуатация которого приводит к значительно меньшему количеству продуктов износа. При этом, чем выше степень сшивания, тем выше износостойкость. СВМПЭ с высокой степенью сшивки показал значительные преимущества в отношении износа в эндопротезировании тазобедренного сустава [45].

В хирургии TAR, как правило, используется умеренно сшитый СВМПЭ. Анализ современных данных показал перспективы использования полиэтилена, сшитого витамином Е, в хирургии TAR [46].

Выживаемость импланта определяется также достижением двух видов стабильности. Первичная стабильность – это первоначальная механическая фиксация протеза, полученная во время операции. Она достигается за счёт прецизионной press-fit установки компонента, использования костного цемента и, при необходимости, фиксирующих винтов. Вторичная стабильность – последующая биологическая фиксация преимущественно за счет пористых покрытий и используемых биоактивных материалов на поверхности

импланта [47]. Костный цемент, успешно применяемый в хирургии тазобедренного и коленного сустава, не нашёл широкого применения в эндопротезировании ГСС из-за ограниченных возможностей для ревизии. Однако примечательно, что все эндопротезы ГСС на территории США одобрены FDA только при использовании цементной фиксации. За рубежом и в РФ альтернативным методом фиксации является использование специальных покрытий. В этом случае вторичная стабильность достигается за счёт остеоинтеграции [48].

Одним из способов достижения остеоинтеграции на сегодняшний день является использование покрытия из пористого титана. Ячеистая структура, достигаемая плазменной обработкой металлической поверхности компонента, позволяет костной ткани прорасти в свободное пространство и, тем самым, обеспечить стабильность эндопротеза. Одним из недостатков данного способа фиксации является потенциальный риск усталости материала на границе раздела сред [49].

Второй основной способ обеспечения вторичной стабильности является остеоинтеграция за счёт гидроксиапатитного покрытия. Зачастую оба компонента – пористый титан и гидроксиапатит (НА) – используются в комбинации для достижения большего эффекта. Хотя и экспериментально, и теоретически использование НА поощряется, убедительных клинических данных по-прежнему не получено. В ряде исследований сообщается о большом количестве перипротезных костных кист при использовании НА-покрытий [50]. Это указывает на необходимость дальнейших высококачественных исследований эффективности НА в хирургии TAR.

Новейшим методом фиксации компонентов эндопротеза ГСС является использование танталового трабекулярного слоя, образующего пористую структуру, схожую по физическим свойствам с губчатой костью. Этот слой инертен и устойчив к коррозии, однако на данный момент недостаточно данных для оценки эффективности использования методики в хирургии TAR [51].

Эндопротезирование голеностопного сустава

Развитие эндопротезирования ГСС началось с начала 1970-х годов, логически последовав за бурным развитием эндопротезирования тазобедренного и коленного суставов. Использование имплантов первого поколения не увенчалось успехом: несовершенная хирургическая техника, излишняя костная резекция, неконгруэнтность суставных поверхностей и неподходящие материалы приводили к высокой частоте осложнений и неудовлетворительным функциональным результатам. Первые попытки эндопротезирования ГСС провели Lord и Marotte с использованием уменьшенной копии реверсивного бедренного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава. При этом выполняли артродез подтаранного сустава и имплантировали таранный компонент из полиэтилена. Из 25 случаев подобной операции лишь 7 пациентов отмечали удовлетворительные результаты, что послужило причиной отказа от использования данной конструкции [52, 53].

Дальнейшая эволюция имплантов ГСС подразумевала переход к анатомичности формы компонентов, минимальной резекции, возможности коррекции деформаций сустава и стопы, а также использование современных биосовместимых и износостойких материалов (рис. 1).



Рис. 1. Фото конструкций протезов голеностопного сустава, показывающие элементы фиксации большеберцового и таранного компонентов

На сегодняшний день существует множество эндопротезов ГСС, отличающихся своими конструктивными параметрами, условиями и показаниями для их установки. Многообразие и вариабельность технико-функциональных решений отражены на схеме T.S. Roukis and A.F.P. Bartel (2015) (рис. 2).

По данным различных источников, в настоящее

время актуальны эндопротезы третьего поколения, характеризующиеся несвязанной конструкцией, бесцементной фиксацией компонентов и полиэтиленовым вкладышем – фиксированным (fixed-bearing) или мобильным (mobile-bearing). Они обеспечивают точное повторение анатомии нативного сустава, адекватный объём движений [54].

Total Ankle Replacement Design Feature Classification System

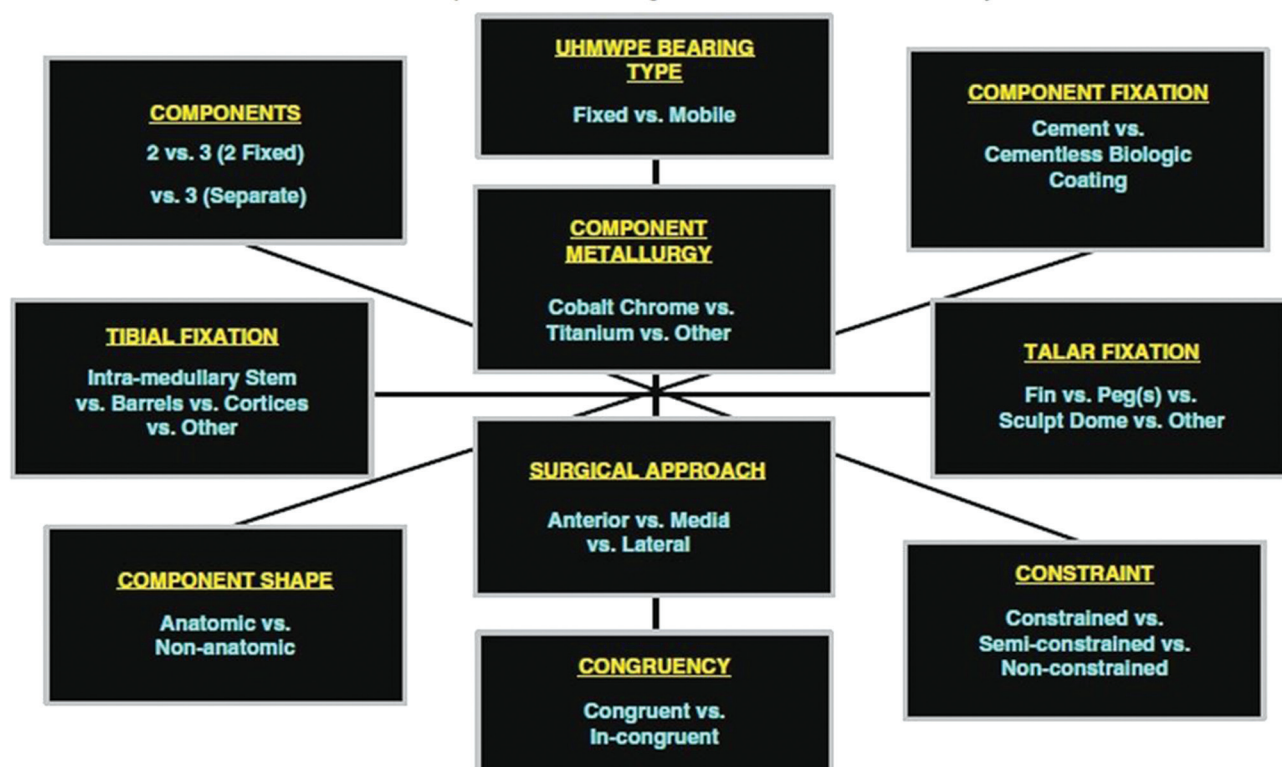


Рис. 2. Вариабельность технико-функциональных решений эндопротезирования голеностопного сустава

"INBONE ankle", разработанный в 2005 году, представляет собой модульную систему двухкомпонентного эндопротеза бесцементной фиксации. Тибиа́льный и таранный компоненты из пористого титана, обработанного плазмой, собираются в модуль и устанавливаются в тибиа́льный канал и таранный синус соответственно. Это единственный на данное время эндопротез модульной конструкции. Имплант оснащён фиксированным полиэтиленовым вкладышем. Harston et al. (2017) сообщают о 149 случаях использования импланта со значительным улучшением функции голеностопного сустава и устранением болевого синдрома. Также сообщается об отсутствии разницы в результатах при предоперационной вальгусной или варусной деформации сустава, что говорит в пользу данного эндопротеза и о возможности интраоперационной угловой коррекции. Выживаемость эндопротеза составила 90,6 % на среднем сроке наблюдения 5,9 года. Выход из строя таранного компонента выявлен в 2,7 % случаев [55].

"STAR ankle prosthesis", впервые разработанный в начале 1980-х годов, пережил значительные изменения в конструкции, и сегодня выполнено более 30 тысяч операций во всём мире. Это несвязанный трёхкомпонентный эндопротез, тибиа́льный компонент которого покрыт гидроксиапатитом, плоский и фиксируется в кость с помощью двух равноудалённых от центра цилиндров. Таранный компонент имеет куполообразную форму и фиксируется в кости с помощью «плавника» (fin). На суставной поверхности по центру расположен полуцилиндрический гребень, защищающий вкладыш от миграции в стороны. Мобильный полиэтиленовый вкладыш имеет посередине борозду, конгруэнтную гребню таранного компонента, а также полумиллиметровый стальной ободок рентгенологической маркировки. В анализе Palanca et al. (2018) сообщается о 73 % выживаемости кобальт-хромовых компонентов на сроке наблюдения до 15 лет. В 70,7 % случаев не выявлено изменений в стоянии компонентов эндопротеза по сравнению с первыми послеоперационными рентгенограммами. Однако более половины пациентов (52,4 %) с сохранёнными тибиа́льным и таранным компонентами нуждались в повторной операции по замене вкладыша [56]. В исследовании, проведённом Frigg et al. (2017), сообщается о 10-летнем наблюдении 46 пациентов. Выживаемость импланта составила 94 %, однако замена компонентов, включая вкладыш, потребовалась в 22 %. 19-летняя выживаемость составила 91 %, но в 45 % случаев требовалась ревизия одного из компонентов. В анализе Daniels et al. (2015) в 111 случаях операции с использованием данного эндопротеза со средним сроком наблюдения 9 лет в 12 % случаев требовалась ревизия кобальт-хромового компонента, и в 18 % отмечалась несостоятельность полиэтиленового вкладыша [57].

"HINTEGRA ankle", разработанный в 2000 году, – это несвязанный трёхкомпонентный эндопротез ГСС третьего поколения. Тибиа́льный и таранный компоненты из кобальта-хрома, обработанные плазмой и покрытые гидроксиапатитом, фиксируются бесцементно в кость с помощью пирамидок с возможностью дополнительной фиксации винтами. Существует два варианта импланта – с мобильным и фиксированным полиэтиленовым вкладышем. Yang et al. (2019) сообщают о результатах 210 артропластик у 205 пациентов со сред-

ним сроком наблюдения 6,4 года (2–13,4). Выживаемость эндопротеза составила 91 % с 12 случаями неудовлетворительных результатов (5,7 %) [58]. Barg et al. (2013) провели анализ 722 операций с использованием данного импланта со средним сроком наблюдения 6,3 года. Выживаемость эндопротеза составила 94 % и 84 % через 5 и 10 лет эксплуатации соответственно [59].

Трендом последних лет является развитие эндопротезов четвёртого поколения, набирающее обороты в эпоху интеграции компьютерных и инженерных технологий в медицину. Использование имплантов нового поколения подразумевает применение пациент-специфичного инструментария и персонализированного подхода. Примером подающего надежды проекта служит APEX 3D Total Ankle Replacement System. Это трёхкомпонентный эндопротез цементной фиксации предполагает варианты установки для правой и левой конечности. Тибиа́льный компонент выполнен из градиентно-пористого титана и имеет на проксимальной поверхности два антиротационных стержня. Таранный компонент из кобальта-хрома куполообразной формы имеет сложную геометрию суставной поверхности, созданную на основе биомеханического исследования здорового сустава во время походки. Дистальная поверхность компонента адаптирована под морфологически изменённую структуру кости при остеоартрите ГСС и снабжена одним антиротационным стержнем [60].

Несмотря на всю перспективность предложенной модели протеза, в настоящее время нельзя объективно оценить результаты использования этой конструкции в связи с недостаточным количеством проведённых операций и малым сроком наблюдения пациентов.

Онкологическое эндопротезирование голеностопного сустава

Проведение классического ортопедического эндопротезирования в последнее стало рутинной методикой реконструкции утраченного в результате травм и дегенеративных нарушений голеностопного сустава, тем самым удалось достичь удобоваримых результатов и провести анализ осложнений в ближайшем и отдалённом периодах наблюдения, обосновать стратегию ревизионных операций [61].

Говоря о хирургическом лечении патологии дистальной части голени, отметим, что на протяжении длительного времени альтернативой онкологическому эндопротезированию ГСС служили органосохраняющие операции в виде ампутации или экзартикуляции [62].

Первые литературные упоминания об успешном использовании онкологических эндопротезов голеностопного сустава были опубликованы в 1999 г. S.H. Lee с соавт. [63].

Аналогичным сообщением в том же году поделились коллеги из Королевского ортопедического госпиталя в Бирмингеме. В клиническое наблюдение вошли пять пациентов, которые отказались от ампутации. Средний возраст составил 32 года. У двоих была остеосаркома, у одного – саркома Юинга, лейомиосаркома и гигантоклеточная опухоль. Протезы были изготовлены на заказ, исходя из предполагаемого уровня резекции большеберцовой кости. Ножка и тело тибиа́льного компонента были изготовлены из титана. Таранный компонент был изготовлен из сплава хрома-кобальта с вкладышем из сверхвысокомолекулярного полиэти-

лена. Протез был спроектирован как шарнирный полусвязанный, фиксация компонентов протеза в кости цементная. В послеоперационном периоде был показан постельный режим в течение 5 дней, а также гипсовая иммобилизация без опоры на оперированную конечность 6 недель, дозированная нагрузка после снятия гипса (рис. 3). Все пациенты достигли полной нагрузки на конечность к 3 месяцам. В этом наблюдении отмечено два летальных исхода из-за прогрессии заболевания, местный рецидив обнаружили у одного пациента, некроз раны и глубокая инфекция развились у одного пациента, а также у одного больного отмечалось асептическое расшатывание таранного компонента, поражение дистального отдела малоберцовой кости и выраженный хронический болевой синдром. Функциональная оценка в представленном случае варьировала от 50 до 90 % (в среднем 65 %) [64].

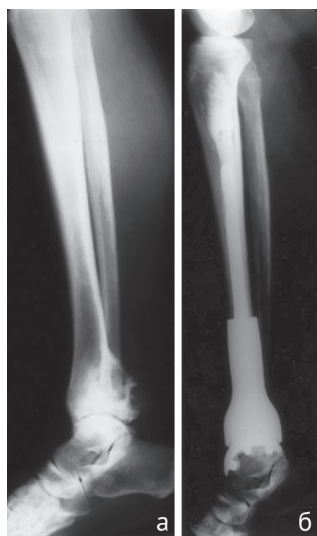


Рис. 3 Рентгенограмма голенисто-таранного сустава пациента с хондромиксоидной фибромой. Состояние после эндопротезирования онкологическим протезом (через 2 месяца после операции) [64]

В 2009 году коллектив авторов королевской национальной ортопедической больницы (Стэнмор, Мидлсекс, Англия) сообщил о результатах лечения шести пациентов в период с 1981 по 2007 год. При этом они использовали эндопротезы собственного производства, которые изготавливали на заказ (Stanmore Implants Worldwide, Центр биомедицинской инженерии, Лондон, Великобритания) с использованием технологии компьютерного проектирования и производства (CAD-CAM). Он имеет связанную конструкцию, чтобы воспроизвести стабильность, обычно обеспечиваемую капсулой лодыжки и ее связками, чем зачастую приходится жертвовать при удалении опухоли. Протез состоит из двух компонентов, большеберцового и таранного, и имеет вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена высокой прочности на большеберцовом компоненте. Последний изготовлен из титанового сплава (TA1) с рифленым интрамедуллярным стержнем для цементной фиксации, в проксимальном отделе большеберцовой кости воротник из гидроксиапатита (ГА), чтобы способствовать прорастанию костной ткани. Дистально большеберцовый компонент имеет азотированную поверхность для предотвращения поверхностного износа с подкожным накоплением частиц износа. Компонент таранной кости, изготовленный из кобальт-хром-молибденового сплава (ASTM F75), закреплен в кости одним или двумя фланцами (рис. 4).

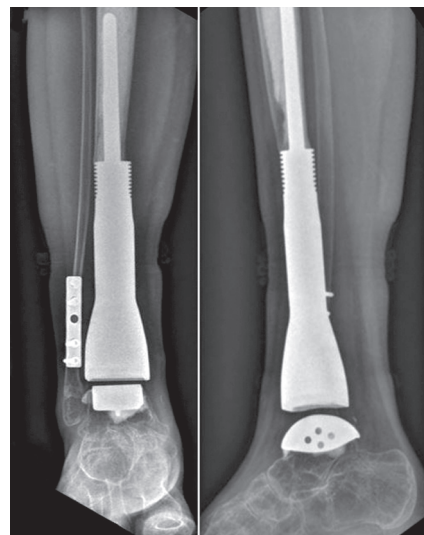


Рис. 4 Рентгенограммы голенисто-таранного сустава. Состояние после эндопротезирования онкологическим протезом (через 19 месяцев после операции) [65]

В этом исследовании не было отмечено ни одного онкологического осложнения, двое из шести больных были подвержены транстибиальной ампутации из-за хронической инфекции, четверо пациентов, сохранившие эндопротез, имели средний балл MSTS 70 % [65].

В 2011 году врачи отделения ортопедической хирургии японского Медицинского центра рака и сердечно-сосудистых заболеваний поделились опытом двух наблюдений онкологического эндопротезирования при опухолях дистального отдела большеберцовой кости. У одного пациента с метастатическим поражением при раке толстой кишки и центральной остеосаркомой низкой степени злокачественности – у второго больного.

Протезная система (Japan Medical Materials Ltd., Киото, Япония) изготавливалась по индивидуальному заказу на основе предполагаемого уровня резекции большеберцовой кости при ее дистальных опухолях. Производство протеза занимало около 6 недель. Компонент изготовлен из титанового (сплав Ti-6Al-4V) интрамедуллярного стержня и глиноземистого керамического корпуса. Суставная поверхность эпифиза покрыта сверхвысокомолекулярным полиэтиленом (UMWP) для достижения плавного контакта с суставной поверхностью таранной кости (рис. 5).

Пациентам был показан постельный режим в течение двух суток и иммобилизация короткой гипсовой лонгетой четыре недели. Частичную нагрузку на ногу и пассивные и активные движения разрешали после снятия лонгеты. Примерно через 6 недель разрешали полную нагрузку на ногу. У одного из пациентов впоследствии возник местный рецидив в дистальном отделе малоберцовой кости. Резекцию проводили через 8 месяцев после первичной операции. При дальнейшем наблюдении без признаков прогрессии. Диапазон дорсифлексии голенисто-таранного сустава составлял -10° , а подошвенного сгибания -30° . Средний функциональный балл MSTS составил 83,3 %. У второго больного интраоперационно произошел перелом малоберцовой кости и был зафиксирован интрамедуллярно с помощью спицы. Диапазон дорсифлексии голенисто-таранного сустава после операции составлял -5° , подошвенное сгибание -30° . Пациент оставался свободным от болезни при последнем наблюдении и не показал ни рентгенологического ослабления, ни оседания таранного компонента в течение восьми лет. Функциональная оценка по шкале MSTS составила 80 % [66].



Рис. 5. Рентгенограммы голеностопного сустава пациента с низкодифференцированной центральной остеосаркомой. Интраоперационный перелом малоберцовой кости. Состояние после эндопротезирования онкологическим протезом (через 3 месяца после операции) [66]

В России эндопротез голеностопного сустава при поражении дистального метаэпифиза большеберцовой кости впервые был применен в 2008 году в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина, о чем в последующем вышла публикация М.Д. Алиева [67].

Среди причин выполнения онкологического эндопротезирования поражения первичными опухолями дистального метаэпифиза большеберцовой кости встречаются достаточно редко, поэтому имеются определенные трудности и пробелы в объективной оценке полученных результатов [62].

В настоящее время в нашей стране имеются немногочисленные сведения об опыте эндопротезирования онкологическими протезами голеностопного сустава лишь в ведущих федеральных учреждениях [67, 68].

Самой свежей публикацией по опыту онкологического эндопротезирования голеностопного сустава стала работа коллектива авторов ФГБУ НМИЦО им. Н.Н. Блохина и МНИОИ им П.А. Герцена под руководством академика РАН Алиева М.Д. По результатам лечения 20 пациентов с доброкачественными опухолями кости и первично локализованными саркомами кости в период 2008 по 2019 г. врачами выполнены 33 операции (первичные и ревизионные эндопротезирования) при поражении дистального эпифиза большеберцовой кости. В работе применялись два типа связанных тотальных онкологических эндопротезов голеностопного сустава: в первом случае это были импланты фирмы Prospan (Чехия), блоковидный тип, в котором металлическая часть выполняется из титанового сплава TiA16V4 и покрывается карбоном. Пластиковые элементы узла эндопротеза представлены 2 втулками, выполненными из полиэфир-

эфиркетона (ПЕЕК). Вал узла устанавливается отдельно и фиксируется через его блок. Форма большеберцовой и таранной ножек эндопротеза – цилиндрическая, материал сплава TiA16V4. Во втором случае хирурги использовали германские онкопротезы фирмы Implantcast, конструкция которых подразумевает блоковидный тип: металлическая часть узла эндопротеза изготавливается из сплава CoCrMo. Пластиковые элементы узла эндопротеза представлены 2 втулками, выполненными из высокомолекулярного полиэтилена UHMW-PE, они устанавливаются непосредственно на вал узла, который фиксирован к таранному компоненту эндопротеза, затем имплантируется в большеберцовый модуль голеностопного узла эндопротеза. Большеберцовая ножка имеет форму шестигранника для обеспечения ротационной стабильности, таранная ножка цилиндрическая. Обе ножки выполнены из сплава CoCrMo. Основным осложнением в этом исследовании авторы указывают раннюю асептическую нестабильность 46,2 %. Онкологические осложнения были выявлены у 45 % (из них местный рецидив у 15 %). Тем не менее, средний функциональный результат после эндопротезирования голеностопного сустава составил 76 % по шкале MSTS [69].

В своем заключении авторы сошлись во мнении, что данное направление имеет значительный потенциал при лечении доброкачественных и злокачественных поражений дистального сегмента большеберцовой кости. Количество рецидивов и частота осложнений напрямую зависят от выбора модели эндопротеза, а именно дизайна, конструкции узлов эндопротеза, способов его фиксации, используемых материалов, а также соблюдения принципа онкологической радикальности.

ДИСКУССИЯ

Несмотря на то, что TAR стало общепринятым рядом с артродезированием методом лечения терминальных стадий остеоартрита ГСС, частота ревизионных вмешательств значительно выше, чем после артродезирования. Пациенты, перенёсшие TAR, отмечают лучшие функциональные результаты в виде сохранения кинематики походки и объёма движений, чем после артродеза голеностопного сустава. Исходя из обзора современной литературы, TAR эффективен в плане лечения болевого синдрома и

восстановления функции. Тем не менее, для достижения наилучших результатов следует детально подходить к отбору пациентов для выполнения данной операции. Также немаловажным аспектом является экономическая составляющая операций: артродезирование значительно дешевле и лучше в плане лечения болевого синдрома, однако объёмом движений, очевидно, приходится жертвовать, кроме того, нарушается кинематика походки. При TAR сохраняется и улучшается объём движений в ГСС.

Хотя на сегодняшний день имеются определённые доказательства в пользу TAR при сохранении объёма движений, снижении болевого синдрома и высокого удовлетворения от лечения, процент ревизий после него значительно превышает таковой после артрорезирования. Более того, появляется обеспокоенность отдалёнными рисками развития остеоартрита в смежных суставах стопы (таранно-ладьевидном, пяточно-кубовидном и/или подтаранном) после артрорезирования. При рассмотрении других параметров лечения, TAR – привлекательная альтернатива для лечения ОА ГСС с сохранением движений в суставе. Однако на сегодняшний день недостаточно долгосрочных доказательных данных, чтобы уверенно рекомендовать TAR вместо артрорезирования всем пациентам.

Проведённый анализ мировой литературы показал сформировавшиеся тенденции в эндопротезировании голеностопного сустава, а также выявил ряд нерешённых вопросов в этом, безусловно, перспективном и активно развивающемся направлении. Отдельной ветвью данного вопроса является онкологическое эндопротезирование дистального отдела голени и голеностопного сустава. По данной проблеме на сегодняшний день нет единой концепции ввиду недостаточного количества систематизированных данных и малого количества описанных случаев. Однако при анализе литературы не остаётся сомнений в актуальности данного направления и поиска унифицированных согласований медицинской инженерии и практической ортопедии.

ВЫВОДЫ

1. Стандартное эндопротезирование голеностопного сустава является эффективной альтернативой артрорезированию. Применение современных имплантатов с использованием эволюционирующих анатомических и персонализированных технологий позволяет достигать положительных ближайших и отдалённых результатов в подавляющем большинстве случаев (92,3 %).

2. Несмотря на общее благоприятное состояние ситуации во всем мире и ежегодно увеличивающиеся объёмы проводимых операций по эндопротезированию ГСС, всё ещё недостаточно данных для оценки отдалённых результатов лечения. В России отмечается заметное отставание от Европы и США в этом направлении, что

затрудняет создание отечественной доказательной базы по данному виду лечения и требует развития данного направления и создания актуальных реестров.

3. Онкологическое эндопротезирование ГСС, несомненно, является прямой альтернативой органосохраняющим операциям при опухолевых поражениях дистального отдела большеберцовой кости, сопровождающимся большим количеством осложнений (до 40 %). Для улучшения результатов лечения необходимо дальнейшее комплексное исследование по разработке оптимальной конструкции протеза, способа фиксации имплантов, подбора подходящей пары трения и воссоздания капсульно-связочного аппарата.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Epidemiology of ankle arthritis: report of a consecutive series of 639 patients from a tertiary orthopaedic center / C.L. Saltzman, M.L. Salamon, G.M. Blanchard, T. Huff, A. Hayes, J.A. Buckwalter, A. Amendola // *Iowa Orthop. J.* 2005. Vol. 25. P. 44-46.
2. Malignant tumours of the foot and ankle / E. Mascaró, N. Gaspar, L. Brugières, C. Glorion, S. Pannier, A. Gomez-Bouchet // *EFFORT Open. Rev.* 2017. Vol. 2, No 5. P. 261-271. DOI: 10.1302/2058-5241.2.160078.
3. Malignant tumours of the foot and ankle / S. Rammelt, H. Fritzsche, C. Hofbauer, K.D. Schaser // *Foot Ankle Surg.* 2020. Vol. 26, No 4. P. 363-370. DOI: 10.1016/j.fas.2019.05.005.
4. D'Ambrosi R., Banfi G., Uselli F.G. Total ankle arthroplasty and national registers: What is the impact on scientific production? // *Foot Ankle Surg.* 2019. Vol. 25, No 4. P. 418-424. DOI: 10.1016/j.fas.2018.02.016.
5. Outcome of ankle arthrodesis and ankle prosthesis: a review of the current status / N. Maffulli, U.G. Longo, J. Locher, G. Romeo, G. Salvatore, V. Denaro // *Br. Med. Bull.* 2017. Vol. 124, No 1. P. 91-112. DOI: 10.1093/bmb/ldx042.
6. Li Y., He J., Hu Y. Comparison of the Efficiency and Safety of Total Ankle Replacement and Ankle Arthrodesis in the Treatment of Osteoarthritis: An Updated Systematic Review and Meta-analysis // *Orthop. Surg.* 2020. Vol. 12, No 2. P. 372-377. DOI: 10.1111/os.12635.
7. Опыт эндопротезирования голеностопного сустава / Д.Л. Мирошников, О.В. Сабодашевский, А.А. Афаунов, И.И. Замятин, Х.Х. Матар, Ю.В. Напах // *Инновационная медицина Кубани.* 2017. Т. 6, № 2. С. 15-20.
8. Результаты эндопротезирования голеностопного сустава третьим поколением моделей эндопротезов / К.С. Михайлов, А.А. Булатов, Д.Г. Плиев, Е.П. Сорокин, М.С. Гуацаев // *Кафедра травматологии и ортопедии.* 2018. № 1(31). С. 40-45. DOI: 10.17238/issn2226-2016.2018.1.40-45.
9. Эндопротезирование и артрорез голеностопного сустава. Сравнение результатов лечения / Д.Л. Мирошников, О.В. Сабодашевский, А.А. Афаунов, И.И. Замятин, Х.Х. Матар, Ю.В. Напах // *Инновационная медицина Кубани.* 2018. № 2(10). С. 29-36.
10. Anatomy of the Ankle. In: *The Ankle in Football.* 1st Ed. / P. Golano, M. Dalmau-Pastor, J. Vega, J.P. Batista; PPRN d'Hooghe, GMMJ Kerkhoffs, editors. Springer Paris. 2014. P. 1-24. DOI: 10.1007/978-2-8178-0523-8_1.
11. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay / P. Golano, J. Vega, P.A. de Leeuw, F. Malagelada, M.C. Manzanares, V. Götzens, C.N. van Dijk // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2010. Vol. 18, No 5. P. 557-569. DOI: 10.1007/s00167-010-1100-x.
12. Brockett C.L., Chapman G.J. Biomechanics of the ankle // *Orthop. Trauma.* 2016. Vol. 30, No 3. P. 232-238. DOI: 10.1016/j.mporth.2016.04.015.
13. Im G.I. Biomaterials in orthopaedics: the past and future with immune modulation // *Biomater. Res.* 2020. Vol. 24. P. 7. DOI: 10.1186/s40824-020-0185-7.
14. Cutters D., Currier B. Polyethylene inserts in ankle arthroplasty: a factor in revision rate? // *Orthopaedic Proceedings.* 2019. Vol. 101-B, No SUPP_5. P. 68.
15. Sonntag R., Reinders J., Kretzer J.P. What's next? Alternative materials for articulation in total joint replacement // *Acta Biomater.* 2012. Vol. 8, No 7. P. 2434-2441. DOI: 10.1016/j.actbio.2012.03.029.
16. Total ankle arthroplasty incorporating a total talar prosthesis: a comparative study against the standard total ankle arthroplasty / H. Kurokawa, A. Taniguchi, S. Morita, Y. Takakura, Y. Tanaka // *Bone Joint J.* 2019. Vol. 101-B, No 4. P. 443-446. DOI: 10.1302/0301-620X.101B4.BJJ-2018-0812.R2.
17. Morash J., Walton D.M., Glazebrook M. Ankle Arthrodesis versus Total Ankle Arthroplasty // *Foot Ankle Clin.* 2017. Vol. 22, No 2. P. 251-266. DOI: 10.1016/j.fcl.2017.01.013.
18. Бикмуллин Р.А., Борзилова О.Х., Михтафулинов Р.Р. Дополнения к классификации суставов по строению // *Морфология.* 2019. Т. 155, № 2. С. 41-42.
19. Анатомия мышечных суставов: спорные вопросы классификации / А.И. Шведавченко, В.А. Кудряшова, М.В. Оганесян, Н.А. Ризаева // *Морфология.* 2018. Т. 153, № 3. С. 318.
20. Anand Prakash A. Anatomy of Ankle Syndesmotic Ligaments: A Systematic Review of Cadaveric Studies // *Foot Ankle Spec.* 2020. Vol. 13, No 4. P. 341-350. DOI: 10.1177/1938640019897214.
21. Cadaveric Analysis of the Distal Tibiofibular Syndesmosis / M. Lilyquist, A. Shaw, K. Latz, J. Bogener, B. Wentz // *Foot Ankle Int.* 2016. Vol. 37, No 8. P. 882-890. DOI: 10.1177/1071100716643083.

22. Anatomy of the ankle capsule: A cadaveric study / D. Tantigate, P.C. Noback, H.C. Bäcker, M. Seetharaman, J.K. Greisberg, J.T. Vosseller // Clin. Anat. 2018. Vol. 31, No 7. P. 1018-1023. DOI: 10.1002/ca.23219.
23. Szaro P., Ghali Gataa K., Polaczek M. Ligaments of the os trigonum: an anatomical study // Surg. Radiol. Anat. 2021. Vol. 43, No 7. P. 1083-1090. DOI: 10.1007/s00276-021-02694-w.
24. Anatomic study of the medial side of the ankle base on the joint capsule: an alternative description of the deltoid and spring ligament / K. Amaha, A. Nimura, R. Yamaguchi, N. Kampan, A. Tasaki, K. Yamaguchi, R. Kato, K. Akita // J. Exp. Orthop. 2019. Vol. 6, No 1. P. 2. DOI: 10.1186/s40634-019-0171-y.
25. Spring Ligament Instability / G.F. Bastias, M. Dalmau-Pastor, C. Astudillo, M.J. Pellegrini // Foot Ankle Clin. 2018. Vol. 23, No 4. P. 659-678. DOI: 10.1016/j.fcl.2018.07.012.
26. Anatomy of the inferior extensor retinaculum and its role in lateral ankle ligament reconstruction: a pictorial essay / M. Dalmau-Pastor, Y. Yasui, J.D. Calder, J. Karlsson, G.M. Kerkhoffs, J.G. Kennedy // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. 2016. Vol. 24, No 4. P. 957-962. DOI: 10.1007/s00167-016-4082-5.
27. Morphometric study of inferior peroneal retinaculum and contents of inferior peroneal tunnel / P. Dangintawat, J. Apinun, T. Huanmanop, S. Agthong, V. Chentanez // Folia Morphol. (Warsz). 2019. Vol. 78, No 3. P. 582-587. DOI: 10.5603/FM.a2018.0108.
28. Medina McKeon J.M., Hoch M.C. The Ankle-Joint Complex: A Kinesiologic Approach to Lateral Ankle Sprains // J. Athl. Train. 2019. Vol. 54, No 6. P. 589-602. DOI: 10.4085/1062-6050-472-17.
29. Combined Effects of Stretching and Resistance Training on Ankle Joint Flexibility / E. Kato, T. Kurihara, H. Kanehisa, T. Fukunaga, Y. Kawakami // Physiology Journal. 2013. URL: <https://doi.org/10.1155/2013/171809>.
30. Influence of different knee and ankle ranges of motion on the elasticity of triceps surae muscles, Achilles tendon, and plantar fascia / C.L. Liu, J.P. Zhou, P.T. Sun, B.Z. Chen, J. Zhang, C.Z. Tang, Z.J. Zhang // Sci. Rep. 2020. Vol. 10, No 1. P. 6643. DOI: 10.1038/s41598-020-63730-0.
31. Function of ankle ligaments for subtalar and talocrural joint stability during an inversion movement – an in vitro study / L. Li, A. Gollhofer, H. Lohrer, N. Dorn-Lange, G. Bonsignore, D. Gehring // J. Foot Ankle Res. 2019. Vol. 12. P. 16. DOI: 10.1186/s13047-019-0330-5.
32. Diagnosis and treatment of tibiofibular syndesmosis lesions / Y. Tourné, F. Molinier, M. Andrieu, J. Porta, G. Barbier // Orthop. Traumatol. Surg. Res. 2019. Vol. 105, No 8S. P. S275-S286. DOI: 10.1016/j.otsr.2019.09.014.
33. Consumer Prices for Surgical Management of Ankle Arthritis: Limited Availability and Wide Variability / N.A. Smyth, B.J. Dawkins, J.P. Goldstein, J.R. Kaplan, L.C. Schon, A.A. Ayier // J. Am. Acad. Orthop. Surg. Glob. Res. Rev. 2019. Vol. 3, No 7. P. e011. DOI: 10.5435/JAAOSGlobal-D-19-00011.
34. Comparing outcomes of the ankle arthrodesis by using two different materials via a transfibular approach / J.B. Kim, B.J. Lee, D. Jung, U. Jeong, A.N. Chunghan // Acta Orthop. Bras. 2020. Vol. 28, No 2. P. 55-59. DOI: 10.1590/1413-785220202802223986.
35. Концепция современного артродезирования голеностопного сустава при посттравматическом крузартрозе III–IV стадии / Р.О. Горбатов, В.В. Горин, Д.В. Павлов, Е.Е. Малышев // Современные технологии в медицине. 2016. Т. 8, № 3. С. 64-74. doi:10.17691/stm2016.8.3.07.
36. A biomechanical comparison of internal fixation techniques for ankle arthrodesis / C. Clifford, S. Berg, K. McCann, B. Hutchinson // J. Foot Ankle Surg. 2015. Vol. 54, No 2. P. 188-191. DOI: 10.1053/j.fas.2014.06.002.
37. Arthroscopic ankle fusion only has a limited advantage over the open operation if osseous operation type is the same: a retrospective comparative study / C. Wang, C. Xu, M. Li, H. Li, L. Wang, D. Zhong, H. Liu // J. Orthop. Surg. Res. 2020. Vol. 15, No 1. P. 80. DOI: 10.1186/s13018-020-01599-5.
38. Clinical evaluation of ankle arthrodesis with Ilizarov fixation and internal fixation / P. Morasiewicz, M. Dejneke, W. Orzechowski, W. Urbański, M. Kulej, S.L. Dragan, S.F. Dragan, Ł. Pawik // BMC Musculoskelet. Disord. 2019. Vol. 20, No 1. P. 167. DOI: 10.1186/s12891-019-2524-1.
39. Overley B.D. Jr., Rementer M.R. Surgical Complications of Ankle Joint Arthrodesis and Ankle Arthroplasty Procedures // Clin. Podiatr. Med. Surg. 2017. Vol. 34, No 4. P. 565-574. DOI: 10.1016/j.cpm.2017.05.011.
40. Mills A., Fortin P.T. Revision of the Failed Ankle Fusion // Instr. Course Lect. 2019. Vol. 68. P. 275-286.
41. Ankle arthrodesis: A systematic approach and review of the literature / Y. Yasui, C.P. Hannon, D. Seow, J.G. Kennedy // World J. Orthop. 2016. Vol. 7, No 11. P. 700-708. DOI: 10.5312/wjo.v7.i11.700.
42. Bell C.J., Fisher J. Simulation of polyethylene wear in ankle joint prostheses // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. 2007. Vol. 81, No 1. P. 162-167. DOI: 10.1002/jbm.b.30649.
43. Espinosa N., Klammer G., Wirth S.H. Osteolysis in total ankle replacement: How does it work? // Foot Ankle Clin. 2017. Vol. 22, No 2. P. 267-275. DOI: 10.1016/j.fcl.2017.01.001.
44. Histological analysis of early osteolysis in total ankle arthroplasty / O.N. Schipper, S.L. Haddad, P. Pytel, Y. Zhou // Foot Ankle Int. 2017. Vol. 38, No 4. P. 351-359. DOI: 10.1177/1071100716682333.
45. The John Charnley Award: Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty decreases long-term wear: a double-blind randomized trial / S. Glyn-Jones, G.E. Thomas, P. Garfield-Roberts, R. Gundle, A. Taylor, P. McLardy-Smith, D.W. Murray // Clin. Orthop. Relat. Res. 2015. Vol. 473, No 2. P. 432-438. DOI: 10.1007/s11999-014-3735-2.
46. Creep and wear in vitamin E-infused highly cross-linked polyethylene cups for total hip arthroplasty: A prospective randomized controlled trial / G. Rochcongar, G. Buia, E. Bourroux, J. Dunet, V. Chapus, C. Hulet // J. Bone Joint Surg. Am. 2018. Vol. 100, No 2. P. 107-114. DOI: 10.2106/JBJS.16.01379.
47. Pegg E.C., Mellon S.J., Gill H.S. Early and late mechanical stability of the cementless bone-implant interface in total joint arthroplasty. In: Bone-Implant Interface in Orthopedic Surgery. Basic Science to Clinical Applications / Karachalios T., editor. London: Springer-Verlag. 2014. P. 13-26. DOI: 10.1007/978-1-4471-5409-9.
48. An alternative ex vivo method to evaluate the osseointegration of Ti-6Al-4V alloy also combined with collagen / F. Veronesi, P. Torricelli, L. Martini, M. Tschon, G. Giavaresi, D. Bellini, V. Casagrande, F. Alemani, M. Fini // Biomed. Mater. 2021. Vol. 16, No 2. DOI: 10.1088/1748-605X/abdbda.
49. In Vitro Bone Cell Behavior on Porous Titanium Samples: Influence of Porosity by Loose Sintering and Space Holder Techniques / A. Civasantos, M. Giner, P. Trueba, S. Lascano, M.-J. Montoya-García, C. Arévalo, M.Á. Vázquez, J.P. Allain, Y. Torres // Metals. Open Access Metallurgy Journal. 2020. Vol. 10, No 5. P. 696. doi: 10.3390/met10050696.
50. Peri-prosthetic bone cysts after total ankle replacement. A systematic review and meta-analysis / J. Arcangelo, F. Guerra-Pinto, A. Pinto, A. Grenho, A. Navarro, X. Martin Oliva // Foot Ankle Surg. 2019. Vol. 25, No 2. P. 96-105. DOI: 10.1016/j.fas.2017.11.002.
51. Bargiotas K.A. Trabecular metal: Bone interface in total joint arthroplasty. In: Bone-Implant Interface in Orthopedic Surgery / Karachalios T., editor. London: Springer-Verlag. 2014. P. 121-126. DOI: 10.1007/978-1-4471-5409-9.
52. Lord G., Marotte J.H. Prothèse total de cheville. Technique et premiers résultats. A propos de 12 observations Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. 1973. Vol. 59, No 2. P. 139-151. PMID: 4270874.
53. Pillai A. The Evolution of Total Ankle Arthroplasty // Orthopedic & Muscular System. 2013. Vol. 03, No 01. DOI: 10.4172/2161-0533.1000145.
54. Total Ankle Arthroplasty: Summary of Current Status / K.O'Connor, S. Klein, P. Ebeling, A.S. Flemister, P. Phisitkul; American Orthopaedic Foot & Ankle Society (AOFAS) Evidence-Based Medicine Committee // Foot & Ankle Orthopaedics. 2018. Vol. 3, No 3. DOI: 10.1177/2473011418790003.
55. Midterm outcomes of a fixed-bearing total ankle arthroplasty with deformity analysis / A. Harston, A.L. Lazarides, S.B. Adams Jr., J.K. DeOrio, M.E. Easley, J.A. Nunley 2nd // Foot Ankle Int. 2017. Vol. 38, No 12. P. 1295-1300. DOI: 10.1177/1071100717731853.
56. Scandinavian Total Ankle Replacement: 15-year follow-up / A. Palanca, R.A. Mann, J.A. Mann, A. Haskell // Foot Ankle Int. 2018. Vol. 39, No 2. P. 135-142. DOI: 10.1177/1071100717738747.
57. Survival of the Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR): Results of ten to nineteen years follow-up / A. Frigg, U. Germann, M. Huber, M. Horisberger // Int. Orthop. 2017. Vol. 41, No 10. P. 2075-2082. DOI: 10.1007/s00264-017-3583-2.
58. Yang H.Y., Wang S.H., Lee K.B. The HINTEGRA total ankle arthroplasty: functional outcomes and implant survivorship in 210 osteoarthritic ankles at a mean of 6.4 years // Bone Joint J. 2019. Vol. 101-B, No 6. P. 695-701. DOI: 10.1302/0301-620X.101B6.BJJ-2018-1578.R1.
59. HINTEGRA total ankle replacement: Survivorship analysis in 684 patients / A. Barg, L. Zwicky, M. Knupp, H.B. Henninger, B. Hintermann // J. Bone Joint Surg. Am. 2013. Vol. 95, No 13. P. 1175-1183. DOI: 10.2106/JBJS.L.01234.

60. Fortifying the Bone-Implant Interface Part 1: An In Vitro Evaluation of 3D-Printed and TPS Porous Surfaces / R.F. MacBarb, D.P. Lindsey, C.S. Bahney, S.A. Woods, M.L. Wolfe, S.A. Yerby // *Int. J. Spine Surg.* 2017. Vol. 11, No 3. P. 15. DOI: 10.14444/4015.
61. Long-term Functional and Radiographic Outcome of a Mobile Bearing Ankle Prosthesis / Y.R. Kerkhoff, N.M. Kosse, W.P. Metsaars, J.W. Louwerens // *Foot Ankle Int.* 2016. Vol. 37, No 12. P. 1292-1302. DOI: 10.1177/1071100716661477.
62. Surgical options and reconstruction strategies for primary bone tumors of distal tibia: A systematic review of complications and functional outcome / Z. Zhao, T. Yan, W. Guo, R. Yang, X. Tang, W. Wang // *J. Bone Oncol.* 2018. Vol. 14. DOI: 10.1016/j.jbo.2018.100209.
63. Prosthetic reconstruction for tumors of the distal tibia and fibula / S.H. Lee, H.S. Kim, Y.B. Park, T.Y. Rhie, H.K. Lee // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1999. Vol. 81, No 5. P. 803-807. DOI: 10.1302/0301-620X.81b5.9588.
64. Endoprosthetic replacement of the distal tibia and ankle joint for aggressive bone tumours / A. Abudu, R.J. Grimer, R.M. Tillman, S.R. Carter // *Int. Orthop.* 1999. Vol. 23, No 5. P. 291-294. DOI: 10.1007/s002640050374.
65. Endoprosthetic reconstruction of the distal tibia and ankle joint after resection of primary bone tumours / A.S. Shekheris, S.A. Hanna, M.D. Sewell, B.G.I. Spiegelberg, W.J. Aston, G.W. Blunn, S.R. Cannon, T.W. Briggs // *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009. Vol. 91, No 10. P. 1378-1382. DOI: 10.1302/0301-620X.91B10.22643.
66. Prosthetic reconstruction for tumors of the distal tibia. Report of two cases / K. Hamada, N. Naka, Y. Murata, Y. Yasui, S. Joyama, N. Araki // *Foot (Edinb).* 2011. Vol. 21, No 3. P. 157-161. DOI: 10.1016/j.foot.2011.01.014.
67. Результаты реконструкций голеностопного сустава мегапротезом при поражении опухолью дистального отдела большеберцовой кости / М.Д. Алиев, А.В. Соколовский, В.А. Соколовский, П.С. Сергеев // *Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи.* 2010. № 4. С. 13-18.
68. Карпенко В.Ю., Бухаров А.В., Курильчик А.А. Эндопротезирование при опухолевом поражении дистальных отделов конечностей // *Онкология. Журнал им. П.А. Герцена.* 2017. № 5. С. 31-36.
69. Соколовский А.В., Соколовский В.А., Алиев М.Д. Отдаленные результаты индивидуализированного первичного и повторного онкологического эндопротезирования области голеностопного сустава при поражении доброкачественными и злокачественными опухолями кости // *Саркомы костей, мягких тканей и опухолей кожи.* 2020. Т. 12, № 2-3. С. 5-15.

Статья поступила в редакцию 12.04.2021; одобрена после рецензирования 28.04.2021; принята к публикации 23.08.2021.

The article was submitted 12.04.2021; approved after reviewing 28.04.2021; accepted for publication 23.08.2021.

Информация об авторах:

1. Геннадий Петрович Котельников – доктор медицинских наук, профессор, академик РАН, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>;
2. Виктор Вячеславович Иванов – кандидат медицинских наук, Viktor_travm@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2813-5826>;
3. Андрей Николаевич Николаенко – кандидат медицинских наук, nikolaenko.83@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3411-4172>;
4. Ольга Фёдоровна Иванова – кандидат медицинских наук, doc_olga@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5519-6034>;
5. Святослав Олегович Дороганов – svdor95@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7169-5370>.

Information about the authors:

1. Gennady P. Kotelnikov – Doctor of Medical Sciences, Professor, Academician of RAS, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>;
2. Victor V. Ivanov – Candidate of Medical Sciences, Viktor_travm@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2813-5826>;
3. Andrey N. Nikolaenko – Candidate of Medical Sciences, nikolaenko.83@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3411-4172>;
4. Olga F. Ivanova – Candidate of Medical Sciences, doc_olga@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5519-6034>;
5. Svyatoslav O. Doroganov – svdor95@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7169-5370>.