

Эндопротезирование коленного сустава с применением индивидуальных направителей, созданных с помощью технологий 3D-печати

Н.Н. Карякин², Е.Е. Малышев^{1,2}, Р.О. Горбатов¹,
Д.К. Ротич^{2,3}

¹ ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России
Ул. Верхне-Волжская Набережная, д. 18/1, г. Нижний Новгород, 603155, Россия

² ФГБОУ ВО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России
Пл. Минина и Пожарского, д. 10/1, г. Нижний Новгород, 603950, Россия

³ St. Lukes Orthopaedics and Trauma Hospital
Nandi Road, P.O Box 3705-30100, Eldoret, Kenya

Реферат

Цель исследования — оценить клинико-рентгенологические результаты эндопротезирования коленного сустава с использованием индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков, созданных с применением физических прототипов и 3D-печати.

Материал и методы. За период с 2015 по 2016 г. нами было выполнено 4 операции тотального эндопротезирования коленного сустава по поводу посттравматического гонартроза III–IV стадии. Операции выполнялись с использованием индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков. Средний возраст пациентов составил 59 ± 12 лет. Изначально у всех пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе. Средний объем сгибания до операции составил $53,3 \pm 35,1^\circ$. По данным телерентгенографии (FLFS), у всех пациентов имелась варусная деформация нижней конечности со средним значением $15,0 \pm 12,3^\circ$.

Результаты. Во всех случаях после операции нормализовалась ось нижней конечности. Средний балл по шкале KOOS по признаку «боль» составил $85,2 \pm 14,0$; «ежедневная физическая активность» — $74,5 \pm 14,8$; «симптомы и тугоподвижность» — $69,0 \pm 11,0$; «качество жизни» — $62,5 \pm 12,5$ баллов. Средний объем движений в коленном суставе после эндопротезирования: сгибание $113,3 \pm 5,8^\circ$; дефицит разгибания отсутствовал. Поскольку у всех пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе до операции, результат можно рассматривать как отличный.

Заключение. Предоперационное планирование с использованием индивидуальных направителей и прототипирования на физических макетах большеберцовой и бедренной костей позволило добиться нормализации оси нижней конечности у всех пациентов. Показаниями к применению персонализированных прецизионных направителей могут быть наличие в анамнезе воспалительного процесса или деформации бедренной кости; эндопротез тазобедренного сустава на ипсилатеральной стороне, когда желательно избежать вскрытия костномозгового канала; значительные костные дефекты или массивные остеофиты задних отделов мыщелков бедра; выраженное ограничение движений в коленном суставе.

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование коленного сустава, 3D-печать, индивидуальные прецизионные направители.

DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-3-110-118.

Карякин Н.Н., Малышев Е.Е., Горбатов Р.О., Ротич Д.К. Эндопротезирование коленного сустава с применением индивидуальных направителей, созданных с помощью технологий 3D-печати. *Травматология и ортопедия России*. 2017;23(3):110-118. DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-3-110-118.

Cite as: Karyakin N.N., Malyshev E.E., Gorbatov R.O., Rotich G.K. [3D Printing Technique for Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty]. *Traumatalogiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2017;23(3):110-118. (in Russian). DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-3-110-118.

Малышев Евгений Евгеньевич. Ул. Верхне-Волжская Набережная, д. 18/1, г. Нижний Новгород, 603155, Россия / Evgeny E. Malyshev. 18/1, ul. Verkhne-Volzhskaya Naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation; e-mail: eugenemal@yandex.ru

Рукопись поступила/Received: 10.04.2017. Принята в печать/Accepted for publication: 10.07.2017.

3D Printing Technique for Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty

N.N. Karyakin², E.E. Malyshev^{1, 2}, R.O. Gorbatov¹, G.K. Rotich^{2, 3}

¹Privolzhsky Federal Medical Research Centre
18/1, ul. Verkhne-Volzhskaya Naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603155, Russian Federation

²Nizhny Novgorod State Medical Academy,
10/1, pl. Minina i Pozharskogo, Nizhny Novgorod, 603950, Russian Federation

³St. Lukes Orthopaedics and Trauma Hospital
Nandi Road, P.O Box 3705-30100, Eldoret, Kenya

Abstract

The aim of the study was to evaluate clinical and radiological outcomes of knee arthroplasty using patient specific guides produced using physical prototypes and 3D printing that are applied for positioning of resection blocks.

Materials and methods. The authors analyzed the treatment outcomes of 4 patients during the period from 2015 to 2016 who underwent total knee arthroplasty for posttraumatic gonarthrosis of III-IV stage with the use of patient specific guides for resection blocks positioning. The mean age of patients was 59±12 years. Initially, all patients reported marked limitation of movement in the knee joint. The average flexion prior to surgery was 53.3±35.1°. According to FLFS roentgenography all patients had a varus deformity of the lower limb with an average value of 15.0±12.3°.

Results. In all cases the axis of the lower limb was normalized postoperatively. The average KOOS score for “pain” was 85.2±14.0, for “daily physical activity” – 74.5±14.8, for “symptoms and stiffness” – 69.0±11.0, for “quality of life” – 62.5±12.5 points. Average knee ROM after arthroplasty: flexion 113.3±5.787° and full extension. Such outcomes can be considered as excellent considering preoperative marked knee movement limitations in all patients.

Conclusion. Preoperative planning using the technology of producing patient specific guides and prototyping on physical tibia and femur models allowed to restore normal axis of the lower limb. The authors observed a significant improvement in joint function and a pain syndrome reduction in all patients. In authors' opinion patient specific precision guides can be used in the following cases: inflammatory process or deformation of the femur in patient's history; when the use of intramedullary guides is difficult and does not allow positioning of the prosthesis components with sufficient accuracy or is associated with an increased risk of a purulent-inflammatory process; ipsilateral hip joint prosthesis when it is desirable to avoid opening the medullary canal; substantial bone defects or massive osteophytes of the posterior portion of femoral condyles that impede correct rotation of the femoral component; severe movement limitations in the knee joint, when it is technically impossible to perform TKA using computer navigation and the use of a standard set of instruments poses significant technical difficulties.

Keywords: total knee arthroplasty, 3D printing, patient specific precision guided, osteoarthritis.

DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-3-110-118.

Competing interests: the authors declare that they have no competing interests.

Funding: the authors have no support or funding to report.

Введение

Остеоартроз коленного сустава III–IV стадии (по классификации Kellgren и Lawrence) проявляется выраженным болевым синдромом, нарушением функции опоры и передвижения нижней конечности, а также значительным снижением качества жизни пациентов. Одним из наиболее эффективных методов его лечения, позволяющим добиться восстановления объема движений и стабильности в пораженном суставе, а также купирования болевого синдрома, является тотальное эндопротезирование [1–4]. Однако наличие костных дефектов, капсулярной адгезии, рубцово-спаечного процесса передних мышц бедра, внесуставных деформаций и посттравматических изменений структуры кости приводит к неудовлетворительным результатам операции [4–7]. Для снижения частоты асептических расшатываний,

достигающих 60%, необходимо точное восстановление оси конечности [8, 9].

Инновационным решением этой проблемы является применение прецизионных персонафицированных направителей (ППН), которые позволяют точно выполнять реконструкцию оси нижней конечности, сокращать время оперативного вмешательства, улучшать клинические результаты, точно определять необходимую ротацию компонентов эндопротеза по сравнению с компьютерной навигацией и стандартными направителями [9–15]. Имеющиеся методики эндопротезирования коленного сустава с использованием ППН включают в себя применение индивидуальных резекционных блоков, создаваемых методом компьютерного моделирования с последующим изготовлением на 3D-принтере. Однако использование только технологий виртуального прототипирования

приводит к снижению во время операции точности позиционирования персонафицированных направителей от запланированного и как следствие – увеличению процента расшатываний компонентов эндопротеза, уменьшению количества отличных и хороших результатов оперативного лечения [9, 15–19].

Цель исследования – оценить клинико-рентгенологические результаты эндопротезирования коленного сустава с использованием индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков, созданных с применением физических прототипов и 3D-печати.

Материал и методы

За период с 2015 по 2016 г. авторами было выполнено 4 операции тотального эндопротезирования коленного сустава (ТЭКС) с использованием индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков. Средний возраст пациентов составил 59 ± 12 лет. Все пациенты были мужского пола. Во всех случаях выполнено первичное эндопротезирование коленного сустава с использованием имплантатов Zimmer Biomet NexGen по поводу посттравматического гонартроза III–IV стадии (по классификации Kellgren и Lawrence).

Изначально у пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе. Средний объем сгибания составлял $53,3 \pm 35,1^\circ$, дефицит разгибания – $15,0 \pm 5,0^\circ$. Средний балл до операции по шкале KOOS: «боль» – $44,4 \pm 5,5$; «ежедневная физическая активность» – $43,6 \pm 3,7$; «симптомы и тугоподвижность» – $47,6 \pm 4,0$; «качество жизни» – $4,2 \pm 7,2$. У всех пациентов, по данным телерентгенографии (FLFS), отмечалась выраженная варусная деформация оси нижней конечности, которая составляла $15,0 \pm 12,3^\circ$. Среднее значение до операции анатомического феморо-тибиального угла (АФТУ) – $183,3 \pm 2,1^\circ$.

Показанием для выполнения ТЭКС с использованием ППН у первого пациента была деформация бедренной кости в сочетании с выраженной разгибательной контрактурой коленного сустава. Применение интрамедуллярного направителя не обеспечивало бы достаточной точности установки бедренного компонента по оси конечности, а применение компьютерной навигации могло сопровождаться техническими затруднениями. У второго пациента разгибательная контрактура коленного сустава с суммарным объемом движений составляла 5° , что затрудняло выполнение эндопротезирова-

ния не только с использованием компьютерной навигации, но и стандартного инструментария. У третьего пациента в анамнезе были воспалительный процесс и деформация бедренной кости, поэтому применение как стандартного интрамедуллярного направителя для бедра, так и компьютерной навигации сопровождалось бы повышенным риском инфекционных осложнений. У четвертого пациента наблюдалась выраженная разгибательная контрактура коленного сустава и комбинированная контрактура тазобедренного сустава ипсилатеральной стороны после эндопротезирования. Было желательно избежать вскрытия костномозгового канала, а применение компьютерной навигации было технически сложным.

Для создания ППН на первом этапе выполнялось КТ-исследование поврежденной нижней конечности на протяжении от гребня подвздошной кости до таранной кости. Из массива томографических данных с установкой эмпирически по шкале Хаунсфилда уровня отсечки для сохранения только костно-хрящевых структур создавалась трехмерная модель нижней конечности. С использованием методик гибридного параметрического моделирования формировались компьютерные трехмерные модели бедренной и большеберцовой костей, которые производились на FDM* 3D-принтере.

В нестандартных клинических ситуациях, о которых идет речь в статье, крайне затруднительно контролировать костные резекции интраоперационно во всех плоскостях, поэтому предварительное планирование этапов операции на созданном с помощью 3D-принтера индивидуальном макете, свободном от мягких тканей, позволяет прогнозировать различные варианты отклонений и более достоверно определять костные ориентиры. Именно в этом мы и видим основное рациональное зерно применения этой технологии. Установка во фронтальной плоскости резекционных блоков осуществлялась по общепринятой методике выравнивания оси конечности в соответствии с осью Микулича. Ротационная установка большеберцового компонента также осуществлялась по общепринятой методике ориентации на внутреннюю треть бугристости большеберцовой кости. Установка в сагиттальной плоскости осуществлялась согласно рекомендованному при установке компонента наклону резекции тибиаляного плато, исходя из особенностей клинической ситуации и типа устанавливаемого эндопротеза.

* FDM (англ. fused deposition modeling) – моделирование методом послойного наплавления.

Так, при сохранении задней крестообразной связки угол наклона резекции увеличили на 2–3°, при установке эндопротеза с замещением задней крестообразной связки угол наклона был минимальным. В задачи предоперационного планирования на данном этапе исследования при ротационной установке бедренного компонента входило только точное определение надмышелков бедренной кости и эпикондиллярной линии, при этом данные отмечались на направителе для установки пинов. Глубина и направление дистальной резекции бедра, а также ориентация направляющих пинов для резекционного блока осуществлялись с использованием стандартного инструментария. Следует отметить, что позиционирование значительно облегчалось благодаря визуализации бедренной кости на всем ее протяжении и всех необходимых для ориентации костных ориентиров.

После этого с применением стандартного инструментария в созданные прототипы костей пациента вводились пины для позиционирования резекционных блоков. Затем выполнялось 3D-сканирование проксимального отдела макета большеберцовой кости и дистальной отдела бедренной кости. С использованием полученных данных, в том числе результатов измерения расположения и направления введения пинов в трехмерном пространстве, выполнялось их позиционирование на компьютерной 3D-модели нижней конечности. Затем создавали с использованием методик гибридного параметрического моделирования индивидуальные направители для ориентации резекционных блоков, которые изготавливались на FDM 3D-принтере. После их стерилизации выполнялось тотальное эндопротезирование коленного сустава через срединный доступ с медиальной парапателлярной артротомией, позиционированием индивидуальных направителей и введением через них пинов, которые в последующем использовались для установки стандартных резекционных блоков. Окончательное решение по ротационной установке бедренного компонента принималось интраоперационно по технике резекции первым этапом большеберцовой кости, дистальной резекции бедра и выравнивания разгибательного промежутка. В дальнейшем ротационная установка бедренного компонента выполнялась с достижением симметричности сгибательного промежутка с учетом баланса связочного аппарата.

3D-печать осуществлялась на FDM 3D-принтерах Makerbot Replicator 2 (США) и Ultimaker 2 Extended Plus (Нидерланды).

Для клинической оценки состояния пациентов после эндопротезирования коленного сустава использовалась международная шкала KOOS. При сумме баллов 85 и более результат оценивался как отличный, от 84 до 70 баллов — как хороший, от 69 до 60 — удовлетворительный, менее 60 — неудовлетворительный.

Клинико-рентгенологическое обследование пациентов проводилось на контрольном осмотре через 6 мес. после операции.

Статистическая обработка результатов исследования выполнена с помощью пакета прикладных программ Statistica 10.0 (StatSoft Inc., США).

Исследование одобрено локальным этическим комитетом. Все пациенты, включенные в исследование, дали письменное информированное согласие.

Результаты

Суммарная средняя продолжительность всех этапов создания индивидуальных направителей для ориентации резекционных блоков для одного пациента составила 10 ± 3 дня. Она включала в себя среднюю продолжительность компьютерного моделирования — 5 ± 2 ч, 3D-печать — 6 ± 2 дня (общая продолжительность работы 3D-принтера $48,3 \pm 3,7$ ч), моделирование операции на физическом прототипе — $0,5 \pm 0,2$ ч.

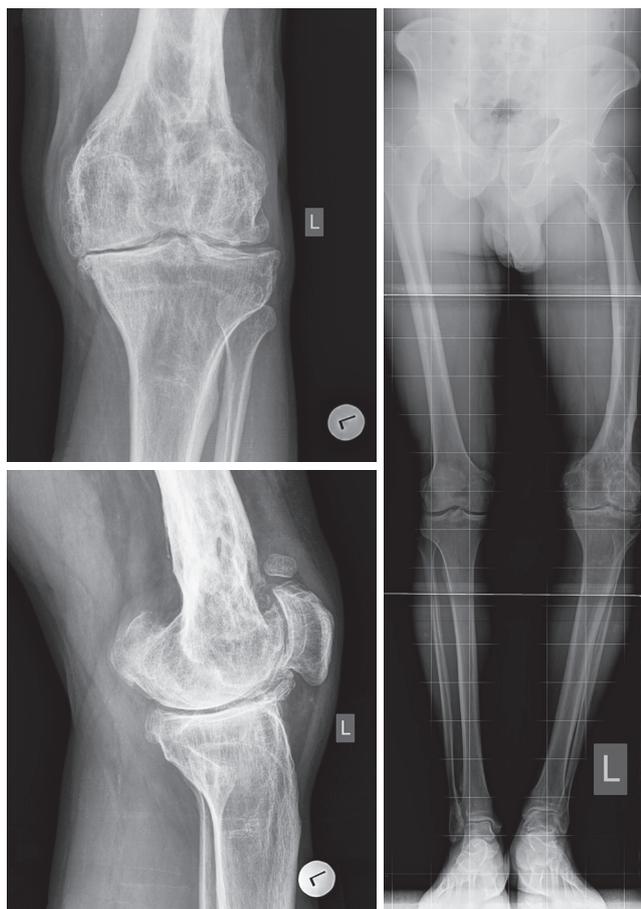
Средний объем интраоперационной кровопотери составил 135 ± 35 мл. Дренаж во всех случаях был удален на вторые сутки после операции. Средняя периоперационная кровопотеря составила 225 ± 65 мл. Эти данные показывают, что существенных различий в сравнении с традиционным ТЭКС не было. Средняя продолжительность оперативного вмешательства составила 50 ± 12 мин. У всех пациентов после операции отмечалось значительное улучшение функции оперированного коленного сустава и купирование болевого синдрома.

Во всех случаях удалось нормализовать ось нижней конечности. АФТУ после операции составил $173,3 \pm 3,8^\circ$, а отклонение от оси конечности, по данным FLFS, составило $0,7 \pm 0,6^\circ$. Средний балл по шкале KOOS: «боль» — $85,2 \pm 14,0$; «ежедневная физическая активность» — $74,5 \pm 14,8$; «симптомы и тугоподвижность» — $69,0 \pm 11,0$; «качество жизни» — $62,50 \pm 12,50$. Показатель «физическая активность при занятиях спортом» не оценивался, так как пациентам было рекомендовано ограничивать занятия спортом. Средний объем движений в коленном суставе после ТЭКС составил: сгибание $113,3 \pm 5,8^\circ$, дефицит разгибания отсутствовал. Учитывая, что у всех пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе до операции, результат можно рассматривать как отличный.

Клинический пример

Пациент 44 лет с диагнозом: посттравматический гонартроз III стадии слева, варусная деформация левой нижней конечности. Жалобы на выраженные боли в области левого коленного сустава. Анамнез заболевания: после травмы был диагностирован открытый перелом диафиза левой бедренной кости, осложненный остеомиелитом. Лечился по месту жительства, несколько раз выполнялись хирургические санации. Перелом сросся с внесуставной варусной деформацией. Воспалительный процесс был купирован, на протяжении 12 лет рецидивов не отмечалось, но, по данным рентгенологического исследования, имелся очаг хронического остеомиелита в области нижней трети бедра. Постепенно стали появляться боли в левом коленном суставе, прогрессировала варусная деформация.

Объем движений в левом коленном суставе (по нейтральному 0-проходящему методу): $0^{\circ}/10^{\circ}/90^{\circ}$. Пациент передвигался с помощью трости. По данным телерентгенограмм диагностирована варусная деформация левой нижней конечности 29° с наличием как внутрисуставного, так и внесуставного компонентов (рис. 1).



В связи с наличием у пациента в анамнезе воспалительного процесса и деформации левой бедренной кости применение как стандартного интрамедуллярного направителя для бедра, так и компьютерной навигации привело бы к инвазии в область очага хронического остеомиелита метадиафизарного отдела бедра. Это послужило основанием для применения индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков.

На первом этапе по данным компьютерной томографии были созданы макеты бедренной и большеберцовой костей пациента, установлены с использованием стандартного инструментария пины для ориентации стандартных резекционных блоков (рис. 2).

Затем на FDM 3D-принтере были изготовлены индивидуальные направители для ориентации резекционных блоков, с использованием которых выполнено ТЭКС (рис. 3).

Мы использовали эндопротез Zimmer Biomet NexGen с тибиальным компонентом из трабекулярного металла. Потребовался значительный мягкотканый релиз внутреннего отдела коленного сустава с поэтапным переходом от 1-й степени релиза глубокой порции медиальной коллатеральной связки, заднемедиальной капсулы и задней крестообразной связки до релиза 3-й степени поверхностной порции медиальной коллатеральной связки. Уменьшение заднего оффсета бедра потребовалось для создания сбалансированного сгибательного промежутка. Длительность операции составила 50 мин. Объем периоперационной кровопотери — 320 мл. Механическая ось нижней конечности была восстановлена (рис. 4).

При обследовании через 6 мес. пациент жалоб не предъявлял. Объем движений в левом коленном суставе: сгибание — 110° , дефицита разгибания не выявлено. Передвигался без дополнительных средств опоры. Оценка по системе KOOS: «боль» — 100, «симптомы и тугоподвижность» — 71, «ежедневная физическая активность» — 77, «качество жизни» — 75. Пациент безболезненно присаживался на корточки без дополнительной поддержки.

Рис. 1. Стандартные рентгенограммы коленного сустава и телерентгенограмма нижних конечностей пациента: варусная деформация левой нижней конечности 29° с наличием внутрисуставного и внесуставного компонентов

Fig. 1. Standard x-rays of knee joint and teleroentgenogram of the lower limbs: varus 29° deformity of the left leg with intra- and extraarticular components

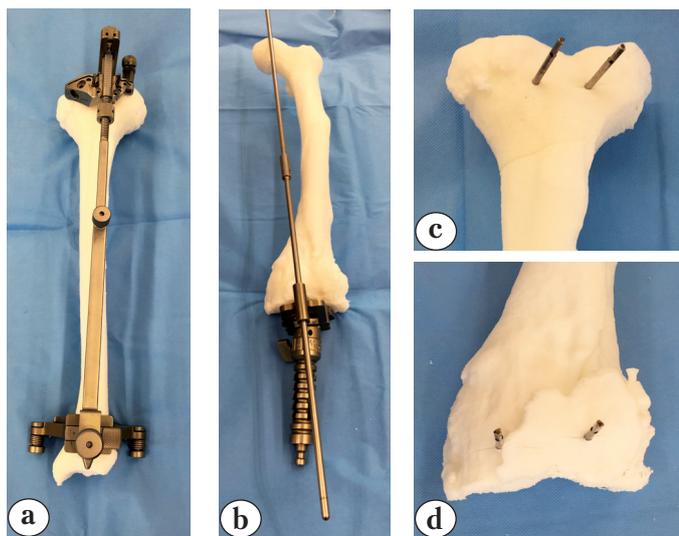


Рис. 2. Этапы установки пинов для ориентации резекционных блоков на макетах костей нижней конечности:
 а — большеберцовой кости с установкой экстрамедулярного направителя;
 б — бедренной кости с установкой интрамедулярного направителя;
 с — большеберцовой кости с введенными пинами для ориентации тибияльного резекционного блока;
 д — бедренной кости с введенными пинами для ориентации феморального резекционного блока

Fig. 2. Pin insertion stages for resection blocks positioning on bohe models:
 a — tibia with extramedullary guide;
 b — femur with intramedullary guide;
 c — tibia with inserted pins for positioning of tibial resection block;
 d — femur with inserted pins for positioning of femoral resection block

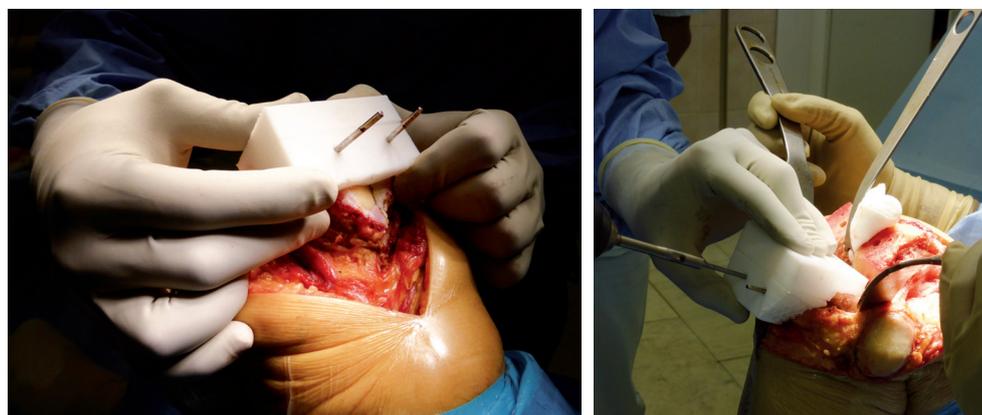


Рис. 3. Установка индивидуальных направителей для ориентации резекционных блоков

Fig. 3. Insertion of patient-specific guides for positioning of resection blocks

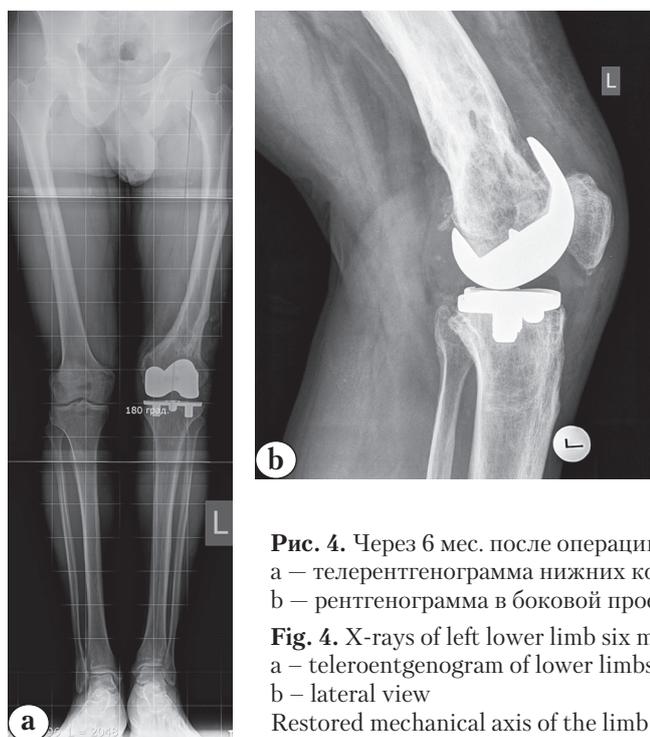


Рис. 4. Через 6 мес. после операции механическая ось конечности восстановлена:
 а — телерентгенограмма нижних конечностей;
 б — рентгенограмма в боковой проекции

Fig. 4. X-rays of left lower limb six months postoperatively:
 a — telerentgenogram of lower limbs;
 b — lateral view
 Restored mechanical axis of the limb

Обсуждение

Создание ППН с применением только технологий виртуального прототипирования приводит к снижению точности позиционирования имплантатов и, соответственно, к увеличению неудовлетворительных клинико-рентгенологических результатов лечения [9, 15–19]. В работе В. Воопен с соавторами представлена информация о 29% случаев отклонений от механической оси нижней конечности (более 3°) во фронтальной плоскости при использовании индивидуальных резекционных блоков, изготовленных на 3D-принтере [16]. В исследовании R.M. Nunley с соавторами представлены данные о неудовлетворительных результатах в виде смещения оси конечности от нормы у 37% пациентов при использовании ППН [15]. Такие же результаты были получены при применении прецизионных персонифицированных направителей, изготавливаемых различными компаниями. Например, при использовании Zimmer PSI для эндопротезирования коленного сустава несоответствие расположения бедренного и большеберцового компонентов эндопротеза более чем на 3° по сравнению с предоперационным планированием диагностировано в 3–17% случаях [20]. Применение направителей GMK МуКнее привело в 12,4% случаев к отклонению расположения компонентов эндопротеза более чем на 3° от запланированного [19]. В нашем исследовании у всех пациентов удалось достичь высокой точности позиционирования компонентов эндопротеза в соответствии с запланированным и добиться хороших и отличных результатов лечения.

Нами не обнаружено значительного снижения кровопотери при использовании ППН, как сообщается в исследовании E. Thienpont с соавторами [21]. Такие же результаты были получены P.V. Voleti с соавторами [22]. Мы считаем, что это связано с использованием костной аутопластики для закрытия отверстия в бедренной кости, возникающего при применении интрамедуллярного направителя, что обеспечивает уменьшение кровопотери из костномозгового канала.

Сокращения времени оперативного вмешательства по сравнению с традиционными методиками ТЭКС нами обнаружено не было, что соответствует результатам, представленным в работах R.M. Nunley [15], P.V. Voleti [22] и W.G. Hamilton с соавторами [23].

Использование компьютерной навигации позволяет повысить точность пространственной ориентации компонентов эндопротеза коленного сустава во всех плоскостях [11, 16, 17, 24, 25]. Однако ее применение имеет ряд недостатков, включающих высокую стоимость обо-

рудования и увеличение продолжительности хирургического вмешательства [11, 16, 17]. При ее использовании диагностика анатомических ориентиров и механической оси выполняется интраоперационно (без предварительной КТ, МРТ или ЭОП-контроля во время операции). Поэтому от того, насколько точно хирург определит данные точки, зависит степень соответствия показателей в навигаторе реальной клинической ситуации [25]. В ряде клинических ситуаций применение навигации невозможно, например, при анкилозе тазобедренного сустава или выраженном коксартрозе, поскольку ротация бедра сопровождается смещением таза, из-за чего возникнет погрешность при определении проксимальной точки оси конечности. Выраженная деформация голеностопного сустава также ограничивает возможность ее использования [11, 17, 25]. Ошибки в работе навигационной системы могут быть связаны со смещением фиксируемых к костям датчиков во время операции. Компьютерная навигация не может быть использована при артродезе тазобедренного сустава, деформациях головки бедренной кости, сложных деформациях эпифизов бедренной и большеберцовой костей. Ее применение затруднено у тучных пациентов [16, 17, 25].

Технология выполнения эндопротезирования коленного сустава под контролем компьютерной навигации подразумевает «считывание» костных ориентиров при наличии движений в коленном суставе, что делает ее применение ограниченным при выраженных контрактурах. При этом возможны доступы с дистальным и проксимальным расширением, которые позволяют получить удовлетворительный для применения компьютерной навигации объем движений путем «отключения» разгибательного аппарата расширением [26]. При этом, по нашему мнению, ограничивается потенциал ранней активной мобилизации пациента с полной нагрузкой на оперированную конечность. Поэтому мы стремимся даже при фиброзных анкилозах обходиться без остеотомии бугристости большеберцовой кости, проксимального расширения и т.д. При этом техническая возможность установки эндопротеза достигается мобилизацией сустава и резекцией большеберцовой кости, то есть костная резекция осуществляется в положении разгибания еще до достижения удовлетворительного объема движений для устранения внутрисуставных причин контрактуры. Таким образом, по нашему мнению, одним из показаний к применению ППН является ограниченная возможность использования компьютерной навигации.

Заключение

Тотальное эндопротезирование коленного сустава с использованием 3D-технологии создания индивидуальных направителей и этапа прототипирования на физических макетах большеберцовой и бедренной костей позволило достигнуть хороших и отличных клинико-рентгенологических результатов. Основным показанием к использованию данной технологии мы считаем наличие технических сложностей при выполнении эндопротезирования коленного сустава как с использованием стандартного инструментария, так и компьютерной навигации.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки.

Литература / References

1. Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Артропластика коленного сустава. СПб., 2012. 228 с.
Kornilov N.N., Kulyaba T.A. Arthroplastika kolennogo sustava [Knee Arthroplasty]. St. Petersburg; 2012. 228 p. (in Russian).
2. Мальшев Е.Е., Павлов Д.В., Блинов С.В. Динамический контроль угловых деформаций в коленном суставе. *Травматология и ортопедия России*. 2013;(3):136-142.
Malyshev E.E., Pavlov D.V., Blinov S.V. [Dynamic control of angular deformations in the knee joint]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2013;(3):136-142. (in Russian).
3. Soo Hoo N.F., Lieberman J.R., Ko C.Y., Zingmond D.S. Factors predicting complication rates following total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(3):480-485. DOI: 10.2106/00004623-200603000-00003.
4. Wu L. D., Xiong Y., Yan S. G., Yang Q. S. Total knee replacement for posttraumatic degenerative arthritis of the knee. *Chin J Traumatol*. 2005;8(4):195-199. DOI: 10.1007/978-1-4612-4310-6_24.
5. Haidukewych G.J., Springer B.D., Jacofsky D.J., Berry D.J. Total knee arthroplasty for salvage of failed internal fixation or nonunion of the distal femur. *J Arthroplasty*. 2005;20(3):344-349.
6. Lunebourg A., Parratte S., Ollivier M., Garcia-Parra K., Argenson J. Lower function, quality of life, and survival rate after total knee arthroplasty for posttraumatic arthritis than for primary arthritis. *Acta Orthop*. 2015;86(2):189-194. DOI: 10.3109/17453674.2014.979723.
7. Papagelopoulos P.J., Karachalios T., Themistocleous G.S., Papadopoulos E.C., Savvidou O.D., Rand J.A. Total knee arthroplasty in patients with pre-existing fracture deformity. *Orthopedics*. 2007;30(5):373-378. DOI: 10.1016/j.arth.2014.07.007.
8. Приходько В.С., Тарбушкин А.А., Прохорова М.Ю., Шилин А.П., Усманов Д.Н., Морозов Д.С. Риски при эндопротезировании крупных суставов у пациентов с ожирением. *Ожирение и метаболизм*. 2015;12(4):52-56.
Prikhodko V.S., Tarbushkin A.A., Prokhorova M.Yu., Shilin A.P., Usmanov D.N., Morozov D.S. [Risks in arthroplasty of large joints in patients with obesity]. *Ozhirenie i metabolism* [Obesity and Metabolism]. 2015;12(4):52-56. (in Russian).
9. Sassoon A., Nam D., Nunley R. Systematic review of patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty: new but not improved. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(1):151-158. DOI: 10.1007/s11999-014-3804-6.
10. Burnett R.S., Barrack R.L. Computer-assisted total knee arthroplasty is currently of no proven clinical benefit: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(1):264-276. DOI: 10.1007/s11999-012-2528-8.
11. Confalonieri N., Manzotti A., Pullen C., Ragone V. Computer-assisted technique versus intramedullary and extramedullary alignment systems in total knee replacement: a radiological comparison. *Acta Orthop Belg*. 2005;71(6):703-709.
12. Mattei L., Pellegrino P., Calò M. Patient specific instrumentation in total knee arthroplasty: a state of the art. *Ann Transl Med*. 2016;4(7):126. DOI: 10.21037/atm.2016.03.33.
13. Pang C.H., Chan W.L., Yen C.H. Comparison of total knee arthroplasty using computer-assisted navigation versus conventional guiding systems: a prospective study. *J Orthop Surg [Hong Kong]*. 2009;17(2):170-173. DOI: 10.1177/230949900901700209.
14. Yaffe M., Luo M., Goyal N. Clinical, functional, and radiographic outcomes following total knee arthroplasty with patient-specific instrumentation, computer-assisted surgery, and manual instrumentation: a short-term follow-up study. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2014;9(5):837-844. DOI: 10.1007/s11548-013-0968-6.
15. Nunley R.M., Ellison B.S., Ruh E.L. Are patient-specific cutting blocks cost-effective for total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(3):889-894. DOI: 10.1007/s11999-011-2221-3.
16. Boonen B., Schotanus M.G., Kort N.P. Preliminary experience with the patient-specific templating total knee arthroplasty. *Acta Orthop*. 2012;83(4):387-393. DOI: 10.3109/17453674.2012.711700.
17. Conteduca F., Massai F., Iorio R. Blood loss in computer-assisted mobile bearing total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with a conventional technique. *Int Orthop*. 2009;33(6):1609-1613. DOI: 10.1007/s00264-008-0651-7.
18. Tibesku C.O. Total knee arthroplasty with the use of patient specific instruments: The Visionaire system. *Orthopade*. 2016;45(4):286-293. DOI: 10.1007/978-3-642-29728-1_3.
19. Zambianchi F., Colombelli A., Digennaro V. Assessment of patient-specific instrumentation precision through bone resection measurements. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015. [Epub ahead of print]. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26704807>. DOI: 10.1007/s00167-015-3949-1.
20. Scholes C., Sahni V., Lustig S. Patient-specific instrumentation for total knee arthroplasty does not match the pre-operative plan as assessed by intra-operative computer-assisted navigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(3):660-665. DOI: 10.1007/s00167-013-2670-1.
21. Thienpont E., Grosu I., Paternostre F. The use of patient-specific instruments does not reduce blood loss during minimally invasive total knee arthroplasty? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(7):2055-2060. DOI: 10.1007/s00167-014-2952-2.
22. Voleti P.B., Hamula M.J., Baldwin K.D. Current data do not support routine use of patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(9):1709-1712. DOI: 10.1016/j.arth.2014.01.039.
23. Hamilton W.G., Parks N.L., Saxena A. Patient-specific instrumentation does not shorten surgical

- time: a prospective, randomized trial. *J Arthroplasty*. 2013;28(8):96-100. DOI: 10.1016/j.arth.2013.04.049.
24. Мурылев В., Музыченко А., Жучков А., Рукин Я., Рубин Г., Лычагин А. Тотальное эндопротезирование коленного сустава при посттравматических деформациях нижних конечностей. *Врач*. 2015;(11):4-7.
Murylev V., Muzychenkov A., Zhuchkov A., Rukin YA., Rubin G., Lychagin A. [Total knee arthroplasty in posttraumatic deformities of the lower extremities]. *Vrach [The Doctor]*. 2015;(11):4-7. (in Russian).
25. Петухов А.И., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А., Тихилов Р.М., Селин А.В., Кройтору И.И., Игнатенко В.Л., Сараев А.В., Муранчик Ю.И. Современные взгляды на применение компьютерных навигационных систем при первичном тотальном эндопротезировании коленного сустава (обзор литературы). *Травматология и ортопедия России*. 2010;(1):115-123.
Petukhov A.I., Kornilov N.N., Kulyaba T.A., Tikhilov R.M., Selin A.V., Kroitoru I.I., Ignatenko V.L., Saraev A.V., Muranchik Y.I. [Contemporary view on computer navigation using at primary knee total replacement (review)]. *Traumatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia]*. 2010;(1):115-123. (in Russian).
26. Гиркало М.В., Гаврилов М.А., Бахтеева Н.Х., Воскресенский О.Ю., Коршунова Г.А., Козлов В.В. Эндопротезирование коленного сустава при комбинированной контрактуре. *Саратовский научно-исследовательский журнал*. 2009;5(3):410-414.
Girkalo M.V., Gavrilov M.A., Bakhteyeva N.Kh., Voskresenskiy O.Yu., Korshunova G.A., Kozlov V.V. [Endoprosthesis of the knee joint with combined contracture]. *Saratovskiy nauchno-issledovatel'skiy zhurnal [Saratov Research Journal]*. 2009;5(3):410-414. (in Russian).

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Карякин Николай Николаевич — д-р мед. наук, и.о. обязанности ректора ФГБОУ ВО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России, г. Нижний Новгород

Мальшев Евгений Евгеньевич — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед, доцент кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии ФГБОУ ВО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России, г. Нижний Новгород

Горбатов Роман Олегович — врач травматолог-ортопед, руководитель лаборатории аддитивных технологий ФГБУ ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, г. Нижний Новгород

Ротич Джеффри Кипсанг — врач общей практики St. Luke's Orthopaedics and Trauma Hospital Nandi Road, Kenya; врач ординатор ФГБОУ ВО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России, г. Нижний Новгород

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Nikolay N. Karyakin — Dr. Sci. (Med.), Acting Rector, Nizhny Novgorod State Medical Academy, Nizhny Novgorod, Russian Federation

Evgeny E. Malyshev — Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Department of Traumatology, Orthopedics and Field Surgery, Nizhny Novgorod State Medical Academy, Nizhny Novgorod, Russian Federation

Roman O. Gorbatov — Head of Laboratory of Additive Technologies, Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Nizhny Novgorod, Russian Federation

Geoffrey Kipsang Rotich — Medical Practitioner, St. Luke's Orthopaedic and Trauma Hospital Nandi Road, Kenya; Resident Doctor, Nizhny Novgorod State Medical Academy, Nizhny Novgorod, Russian Federation