

ТОТАЛЬНОЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВИРТУАЛЬНОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ И АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

DOI: 10.17691/stm2018.10.3.18

УДК 616.728.3–089.81

Поступила 14.11.2017 г.

**Р.О. Горбатов**, руководитель лаборатории аддитивных технологий Института травматологии и ортопедии¹;**Е.Е. Малышев**, к.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии им. М.В. Колокольцева¹;**А.Д. Романов**, научный сотрудник Института транспортных систем²;**Н.Н. Карякин**, д.м.н., ректор¹¹Приволжский исследовательский медицинский университет, Н. Новгород, 603950,

пл. Минина и Пожарского, 10/1;

²Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева, Н. Новгород, 603115,

ул. Минина, 24

Цель исследования — оценка клинико-рентгенологических результатов эндопротезирования коленного сустава с использованием индивидуальных направителей для позиционирования резекционных блоков, созданных с применением виртуального прототипирования и 3D-печати.

Материалы и методы. За период с 2016 по 2018 г. в Институте травматологии и ортопедии Приволжского исследовательского медицинского университета (Н. Новгород) было выполнено 6 операций тотального эндопротезирования коленного сустава с использованием прецизионных персонализированных направителей для позиционирования резекционных блоков. Показанием для выполнения таких операций служило наличие у пациента посттравматического остеоартроза коленного сустава III стадии (по классификации Н.С. Косинской).

Моделирование оперативного вмешательства на виртуальном прототипе нижней конечности позволило провести количественный анализ следующих параметров: углов деформации, глубины резекции и направления ее выполнения, размеров компонентов эндопротеза.

Результаты. У всех пациентов удалось нормализовать ось нижней конечности. Анатомический феморо-тибиальный угол после операции составил $176,1 \pm 2,56^\circ$, а отклонение от оси конечности по данным FLFS — $0,45 \pm 0,46^\circ$. Средний балл по шкале KOOS в сроки от 6 мес до 1 года после операции по признаку «боль» составил $91,2 \pm 10,1^\circ$; «ежедневная физическая активность» — $83,45 \pm 12,70^\circ$; «симптомы и тугоподвижность» — $71,1 \pm 15,23^\circ$; «качество жизни» — $73,10 \pm 16,1^\circ$. Средний объем движений в коленном суставе после тотального эндопротезирования: сгибание — $105,2 \pm 10,9^\circ$, дефицит разгибания отсутствовал. У 4 пациентов данные по позиционированию резекционных блоков совпали с данными компьютерной навигации. В 2 случаях отклонение во фронтальной плоскости бедренного прецизионного персонализированного направителя составило $1-3^\circ$, тибального — $2-4^\circ$. Совпадение размеров имплантатов с результатами предоперационного планирования по компьютерной 3D-модели установлено у всех пациентов.

Заключение. Тотальное эндопротезирование коленного сустава с использованием виртуального трехмерного прототипа нижней конечности пациента, а также 3D-печати позволило достичь хороших и отличных клинико-рентгенологических результатов.

Ключевые слова: эндопротезирование; коленный сустав; 3D-технологии; компьютерное моделирование; виртуальное прототипирование; 3D-печать.

Как цитировать: Gorbatov R.O., Malyshev E.E., Romanov A.D., Karyakin N.N. Total knee arthroplasty using virtual prototyping and additive manufacturing. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2018; 10(3): 146–154, <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.3.18>

English

Total Knee Arthroplasty Using Virtual Prototyping and Additive Manufacturing

R.O. Gorbatov, Head of Additive Manufacturing Laboratory, Institute of Traumatology and Orthopedics¹;Для контактов: Горбатов Роман Олегович, e-mail: gorbatov.ro@yandex.ru

E.E. Malyshev, MD, PhD, Associate Professor, Department of Traumatology, Orthopedics, and Military Surgery named after M.V. Kolokoltsev¹;
A.D. Romanov, Researcher, Institute of Transportation Systems²;
N.N. Karyakin, MD, DSc, Rector¹

¹Privolzhsky Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603950, Russia;

²Nizhny Novgorod State Technical University named after R.E. Alekseyev, 24 Minin St., Nizhny Novgorod, 603115, Russia

The aim of the study was to evaluate clinical and radiological outcomes of total knee arthroplasty using patient-specific guides to position cutting blocks manufactured by means of virtual prototyping and 3D printing.

Materials and Methods. During the period from 2016 to 2018, six surgeries in total knee arthroplasty were performed at the Institute of Traumatology and Orthopedics of Privolzhsky Research Medical University (Nizhny Novgorod, Russia) using patient-specific precision guides to position cutting blocks. The indication for these surgical operations in patients was the presence of post-traumatic knee joint osteoarthritis of stage III (according to the classification of N.S. Kosinskaya).

Simulation of surgery on a virtual prototype of the lower limb provided the possibility to carry out quantitative analysis of the following parameters: deformity angles, resection depth, and direction, the size of endoprosthesis components.

Results. The attempt to normalize the lower limb axis proved to be successful in all patients. The anatomical femorotibial angle was $176.1 \pm 2.56^\circ$ after surgery, the deviation from the limb axis was $0.45 \pm 0.46^\circ$ according to FLFS. In the period from 6 to 12 months after surgery, the average KOOS score was $91.2 \pm 10.1^\circ$ for Pain; $83.45 \pm 12.70^\circ$ for Daily Physical Activity; $71.1 \pm 15.23^\circ$ for Symptoms and Stiffness; $73.10 \pm 16.1^\circ$ for Quality of Life. The average range of motion in the knee joint after total knee arthroplasty was $105.2 \pm 10.9^\circ$ in flexion and there was full extension. In 4 patients, the data on positioning the cutting blocks corresponded to computer navigation data. In 2 cases, the deviation of the femoral patient-specific precision guide in the frontal plane was $1-3^\circ$, in the tibial plane — $2-4^\circ$.

The implant size was found to correspond to the results of preoperative planning on computer 3D models in all patients.

Conclusion. Total knee arthroplasty using a virtual three-dimensional prototype of the patient's lower limb and 3D printing allowed achieving good and excellent clinical and radiological results.

Key words: knee arthroplasty; knee joint; 3D technologies; computer modeling; virtual prototyping; 3D printing.

Введение

Остеоартроз коленного сустава (гонартроз) III–IV стадии (по классификации Kellgren и Lawrence) проявляется выраженным болевым синдромом, нарушением функции опоры и передвижения пациентов, а также значительным снижением качества их жизни [1]. Частота гонартроза достигает 99,6 случаев на 10 000 взрослого населения. В 86% случаев данное заболевание встречается у лиц трудоспособного возраста, а у 6,5–14,6% пациентов приводит к инвалидности. Среди всех дистрофических заболеваний крупных суставов нижней конечности остеоартроз коленного сустава составляет 50,6–54,5% [2–5].

Первые попытки хирургического лечения пациентов, страдающих гонартрозом, относятся к середине XIX в., когда стали применять интерпозиционную артропластику или выполнять артрорезирование коленного сустава [6]. В настоящее время одним из наиболее эффективных методов хирургического лечения, позволяющим добиться восстановления объема движений и стабильности в пораженном суставе, купирования болевого синдрома, является тотальное эндопротезирование [7]. Однако наличие костных дефектов, капсулярной адгезии, рубцово-спаечного процесса передних мышц бедра, внесуставных деформаций, посттравматических изменений структуры

кости приводит к неудовлетворительным результатам операции более чем в 17% случаев [1, 2, 8]. Кроме того, при нарушениях оси конечности более 3° от нормы частота асептического расшатывания компонентов эндопротеза через 8 лет возрастает до 24%. Если же отклонение не превышает 3° , расшатывание составит всего 3% [9, 10]. Использование компьютерной навигации позволяет повысить точность пространственной ориентации компонентов эндопротеза коленного сустава во всех плоскостях [9–11]. Однако ее применение имеет ряд недостатков, среди которых основной — возрастающая длительность операции. При использовании компьютерной навигации диагностика анатомических ориентиров и механической оси выполняется интраоперационно [1, 12, 13], но в ряде клинических ситуаций навигация может быть затруднена или невозможна, например при анкилозе тазобедренного сустава или выраженном коксартрозе, поскольку ротация бедра сопровождается смещением таза. Выраженная деформация голеностопного сустава также ограничивает возможность ее использования [1, 3, 13]. Ошибки могут быть связаны со смещением фиксируемых к костям датчиков во время операции. Компьютерная навигация не может быть использована при артрорезе тазобедренного сустава, деформациях головки бедренной кости, сложных деформациях эпифизов бедренной и большеберцовой костей.

Ее применение затруднено у пациентов с избыточной массой тела [1, 5, 14]. При проведении операции эндопротезирования коленного сустава с использованием компьютерной навигации получены следующие результаты: только у 35% всех оперированных пациентов механическая ось конечности была в пределах нормы, отклонение от 1 до 2° зафиксировано у 55%. При эндопротезировании коленного сустава без применения компьютерной навигации отклонения до 4° наблюдались у 60% пациентов [1, 2, 12, 13].

Одним из основных моментов в правильной имплантации компонентов эндопротеза является определение ротации бедренного компонента. От его позиционирования в трехмерном пространстве во многом зависит функция коленного сустава. При внутренней ротации на 4,7° в 5 раз повышается частота развития болей в переднем отделе коленного сустава, а при ротации на 5,5° развиваются значительные функциональные ограничения в суставе. При неправильной ротации бедренного компонента на 5° случается подвывих надколенника, а на 10° — вывих [1–3, 11, 13]. Также при неправильной ротации бедренного компонента наблюдается повышенный износ вкладыша эндопротеза (см. таблицу).

Во избежание асептического расшатывания, которое достигает 60% от всех причин ревизий [3, 5, 6, 15], отклонение механической оси не должно превышать 3°, должна быть выполнена правильная ротация, соблюдены углы наклона в сагиттальной плоскости бедренного и большеберцового компонентов, достигнут правильный баланс связок коленного сустава. В случае экстраартикулярных деформаций коленного сустава при использовании стандартных методик для эндопротезирования могут быть допущены ошибки во фронтальном позиционировании компонентов. В ряде случаев при деформации задних отделов мыщелков бедренной кости (в результате дисплазии, травмы или артроза) может быть допущена ошибка в ротации бедренного компонента [1–4, 9, 11].

Таким образом, в современном эндопротезировании коленного сустава остаются актуальной проблемой разработка и усовершенствование технологии оперативного вмешательства, которая позволила бы улучшить прецизионность восстановления механической оси конечности и позиционирования компонентов эндопротеза и тем самым снизить количество асептических расшатываний имплантатов.

Характеристика симптомов при эндопротезировании коленного сустава в зависимости от ротации бедренного компонента

Отклонение от механической оси	Симптомы
0–10° внешней ротации	Нет проблем с надколенником
1–4° внутренней ротации	Боль в надколеннике, латерализация надколенника
3–8° внутренней ротации	Подвывих надколенника, функциональные ограничения в суставе
7–17° внутренней ротации	Вывих надколенника и асептическое расшатывание компонентов эндопротеза

Инновационным решением данной проблемы служит применение прецизионных персонализированных направителей (ППН). Одним из преимуществ данной технологии является возможность более точной реконструкции оси нижней конечности с уменьшением времени оперативного вмешательства, выполнения эндопротезирования при наличии противопоказаний к использованию компьютерной навигации и стандартных направителей [5, 13, 14, 16]. Кроме того, использование индивидуальных направителей позволяет улучшить клинические результаты после операции, более точно установить необходимую ротацию компонентов эндопротеза по сравнению с компьютерной навигацией [5, 14, 16]. Их применение особенно показано в следующих ситуациях [5, 11–13]:

при наличии в анамнезе воспалительного процесса или деформации бедренной кости, когда применение интрамедуллярных направителей затруднено и не позволяет с достаточной точностью выполнить позиционирование компонентов эндопротеза или сопряжено с увеличением риска гнойно-воспалительного процесса;

при эндопротезе тазобедренного сустава ипсилатеральной стороны, когда желательно избежать вскрытия костномозгового канала;

при значительных костных дефектах или массивных остеофитах задних отделов мыщелков бедра, затрудняющих правильную ротационную установку бедренного компонента;

при выраженном ограничении движений в коленном суставе, когда технически невозможно выполнить эндопротезирование с использованием компьютерной навигации, а применение стандартного набора инструментов сопряжено со значительными техническими трудностями.

Имеющиеся методики эндопротезирования коленного сустава с использованием ППН включают в себя применение индивидуальных резекционных блоков, изготовленных на 3D-принтере. Однако использование подобных технологий без моделирования оперативного вмешательства на индивидуальном виртуальном прототипе нижней конечности пациента приводит к снижению точности позиционирования персонализированных направителей во время операции и вследствие этого — к увеличению числа расшатываний компонентов эндопротеза, уменьшению количества отличных и хороших результатов лечения [5, 14, 16]. Например, при использовании индивидуальных резекционных блоков

Zimmer PSI (Zimmer, Канада) для эндопротезирования коленного сустава отклонение расположения бедренного и большеберцового компонентов эндопротеза более чем на 3° по сравнению с предоперационным планированием диагностируется в 3–17% случаях. Применение направителей

ГМК MyKnee (Medacta Internacional, Швейцария) приводит в 12,4% случаев к отклонению расположения компонентов эндопротеза более чем на 3° от запланированного [11, 12, 17, 18].

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

Материалы и методы

За период с 2016 по 2018 г. в Институте травматологии и ортопедии Приволжского исследовательского медицинского университета (Н. Новгород) выполнено 6 операций тотального эндопротезирования коленного сустава (ТЭКС) с использованием индивидуальных направителев для позиционирования резекционных блоков, созданных с применением виртуального прототипирования и 3D-печати. Средний возраст пациентов составил 47,67±9,2 года. Среди них было 5 женщин и 1 мужчина. Во всех случаях выполнено первичное эндопротезирование коленного сустава с использованием имплантатов Zimmer NexGen (Zimmer, Канада) по поводу посттравматического гонартроза III–IV стадии (по классификации Kellgren и Lawrence).

Данное ретроспективное исследование было одобрено Этическим комитетом Приволжского исследовательского медицинского университета и соответствует требованиям Хельсинкской декларации (2013). Все больные дали письменное информированное согласие для научного анализа их данных.

Изначально у всех пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе. Средний объем сгибания составлял 42,1±24,5°, дефицит разгибания — 10±3°. До операции средний балл по шкале KOOS по признаку «боль» составлял 37,21±3,2; «ежедневная физическая активность» — 41,51±2,6; «симптомы и тугоподвижность» — 43,5±3; «качество жизни» — 3,2±1,3. У всех пациентов по данным телерентгенографии (FLFS) отмечалась выраженная варусная деформация оси нижней конечности (13,0±10,1°).

Показанием для выполнения ТЭКС с использованием ППН служило наличие деформации бедренной кости в сочетании с выраженной разгибательной контрактурой коленного сустава, поскольку применение интрамедуллярного направителя в таком случае не обеспечивало достаточной точности установки бедренного компонента по оси конечности, а компьютерная навигация была технически невозможна. Наличие в анамнезе воспалительного процесса и деформации бедренной кости не позволяло использовать как стандартный интрамедуллярный направитель для бедра, так и компьютерную навигацию вследствие повышенного риска инфекционных осложнений. Наличие

выраженной разгибательной контрактуры коленного сустава и эндопротеза тазобедренного сустава ипсилатеральной стороны делало нежелательным вскрытие костномозгового канала, а применение компьютерной навигации было невозможно.

Для создания ППН на первом этапе выполняли КТ-исследование поврежденной нижней конечности на протяжении от гребня подвздошной кости до таранной кости. Полученные данные в виде серии DICOM-файлов с использованием специализированного программного обеспечения конвертировали в 3D-модель. Для этого из массива томографических данных с установкой эмпирически, по шкале Хаунсфилда, уровня отсечки для сохранения только костно-хрящевых структур создавали виртуальный трехмерный прототип нижней конечности. Затем стандартными средствами программного обеспечения выполняли моделирование позиционирования компонентов эндопротеза с учетом деформаций, костно-хрящевых дефектов бедренной и большеберцовой костей, а также плотности костной ткани. После этого проводили анализ анатомических особенностей строения тазобедренного, коленного, голеностопного суставов, позволяющий оценить исходное состояние по отношению к оптимальным механическим осям.

Особенностью моделирования оперативного вмешательства на виртуальном прототипе нижней конечности является учет погрешностей позиционирования компонентов эндопротеза по всем трем осям с равной точностью. Установку резекционных блоков во фронтальной плоскости осуществляли по общепринятой методике выравнивания оси конечности в соответствии с осью Микулича. Ротационную установку большеберцового компонента выполняли с учетом его ориентации на внутреннюю треть бугристости большеберцовой кости. Позиционирование в сагиттальной плоскости проводили согласно стандартному наклону резекции тибияльного плато, а также с учетом особенностей клинической ситуации и типа эндопротеза. Затем на виртуальной модели нижней конечности проводили топологическую оптимизацию мест прилегания имплантата к области деформации и, при необходимости, коррекцию конгруэнтности компонентов имплантата и костных поверхностей. После этого с использованием методик гибридного параметрического моделирования создавали индивидуальные направители для ориентации резекционных блоков.

При завершении 3D-моделирования модель ППН сохраняли в формате .stl и конвертировали в g-code или .x3g с последующим ее изготовлением по технологии FDM на 3D-принтере. После стерилизации индивидуальных направителев (бедренный и тибияльный компоненты) выполняли ТЭКС через срединный доступ с медиальной парапателлярной артротомией, позиционированием ППН и введением через них пинов, которые в последующем использовались для установки стандартных резекционных блоков.

Контроль позиционирования компонентов эндопротеза и окончательное решение по их установке осуществляли по результатам компьютерной навигации с использованием системы OrthoPilot (B. Braun, Aescular, Германия).

3D-печать направлятелей из материала HIPS, который был проверен на цитотоксичность в лаборатории биотехнологий Приволжского исследовательского медицинского университета, осуществляли с высокой точностью (менее 100 мкм) соответствия компьютерным трехмерным моделям на FDM 3D-принтере Makerbot Replicator 2 (MakerBot Industries, США) и Ultimaker 2 extended plus (Ultimaker, Нидерланды). Компьютерное моделирование проводили в программе Autodesk Meshmixer. После 3D-печати осуществляли измерение размеров ППН и сравнение их с параметрами трехмерных моделей. Во время операции использовали индивидуальные направлятели, которые с точностью до 1 мм соответствовали запланированным размерам.

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

Клинико-рентгенологическое обследование пациентов проводили при контрольном осмотре через 6 мес после операции.

Статистическая обработка цифрового материала результатов выполнена с использованием программы Microsoft Office Excel 2010, статистического пакета Statistica 10.0 (STATSOFT, США). Описательная статистика признака включала среднюю арифметическую (M) и стандартную ошибку средней (m).

Результаты

Суммарная продолжительность всех этапов создания индивидуальных направлятелей для ориентации резекционных блоков в расчете на одного пациента составила 4 ± 2 дня. Она включала в себя компьютерное моделирование — 9 ± 2 ч, 3D-печать — 2 ± 1 день (общая продолжительность работы 3D-принтера — $28,1 \pm 3,4$ ч).

Средний объем интраоперационной кровопотери составил 185 ± 25 мл. Дренаж во всех случаях удален на 2-е сутки после операции. Средняя периоперационная кровопотеря — 241 ± 50 мл. Средняя продолжительность оперативного вмешательства составила 40 ± 15 мин с учетом вычета времени установки датчиков и сбора информации, необходимой для применения компьютерной навигации. У всех пациентов после операции отмечалось значительное улучшение функции оперированного коленного сустава и купирование болевого синдрома.

Во всех случаях удалось нормализовать ось ниж-

ней конечности. Анатомический феморо-тибиальный угол после операции составил $176,1 \pm 2,56^\circ$, а отклонение от оси конечности по данным FLFS — $0,45 \pm 0,46^\circ$. Средний балл по шкале KOOS в сроки от 6 мес до 1 года после операции по признаку «боль» составил $91,2 \pm 10,1$; «ежедневная физическая активность» — $83,45 \pm 12,70$; «симптомы и тугоподвижность» — $71,1 \pm 15,23$; «качество жизни» — $73,10 \pm 16,1$. Средний объем движений в коленном суставе после ТЭКС: сгибание — $105,2 \pm 10,9^\circ$, дефицит разгибания отсутствовал. Учитывая, что у всех пациентов отмечалось выраженное ограничение движений в коленном суставе до операции, результат можно рассматривать как отличный.

У 4 пациентов данные по позиционированию резекционных блоков совпали с данными компьютерной навигации. В двух случаях отклонение во фронтальной плоскости бедренного ППН составило от 1 до 3° , тибального — от 2 до 4° .

Совпадение размеров имплантатов с результатами предоперационного планирования по компьютерной 3D-модели было выявлено у всех больных, однако у одного пациента потребовалось уменьшение бедренного компонента эндопротеза для достижения баланса сгибательного и разгибательного промежутков.

Приводим клинический пример.

Пациентка Е., 62 года.

Жалобы на боли в обоих коленных суставах, больше — справа. Нарушение функции опоры и передвижения правой нижней конечности.

Анамнез заболевания: боли в правом коленном суставе возникли около 2 лет назад, постепенно усиливаясь, стали появляться и в покое. В настоящий момент консервативная терапия существенного улучшения не приносит, госпитализирована для оперативного лечения.

Локальный статус: передвигается по отделению без дополнительных средств опоры, хромая на правую нижнюю конечность. Кожные покровы — чистые, физиологической окраски, без видимых нарушений целостности. При пальпации отмечается болезненность в области правого коленного сустава. Движения в тазобедренном суставе не ограничены. Активные и пассивные движения в правом коленном суставе болезненны и ограничены: сгибание — 50° , дефицит разгибания — 15° . При линейном измерении длины нижних конечностей $D=L$. Расстройств чувствительности кожи бедра и голени нет. Движения в голеностопном суставе — в пределах нормы. Определяется варусная деформация правой нижней конечности. При движениях в правом коленном суставе — хруст и щелчки. Симптом баллотирования надколенника — отрицательный. Визуально отмечается незначительная отечность правого коленного сустава. Сосудистых расстройств не выявлено.

По данным рентгенографии диагностирован

посттравматический гонартроз III стадии справа с варусной деформацией (рис. 1).

Оценка по системе KOOS: «боль» — 25, «симптомы и тугоподвижность» — 30, «ежедневная физическая активность» — 25, «качество жизни» — 15.

По данным КТ создан виртуальный прототип правой нижней конечности (рис. 2).

С использованием гибридного параметрического моделирования и топологической оптимизации (рис. 3) созданы компьютерные модели индивидуальных направляющих для позиционирования пинов резекционных блоков (рис. 4) с последующим их изготовлением на FDM 3D-принтере.

После этого выполнено тотальное эндопротезирование правого коленного сустава протезом Zimmer NexGen LPS (Zimmer, Канада) с использованием индивидуальных направляющих для пинов резекционных блоков, созданных по разработанной технологии. Ось нижней конечности нормализована (рис. 5, 6).

При обследовании через 6 мес пациентка жалоб не предъявляла. Объем движений в правом колен-

ном суставе: сгибание — 110°, дефицита разгибания не выявлено. Передвигалась без дополнительных средств опоры. Оценка по системе KOOS: «боль» — 100, «симптомы и тугоподвижность» — 71, «ежедневная физическая активность» — 77, «качество жизни» — 75.

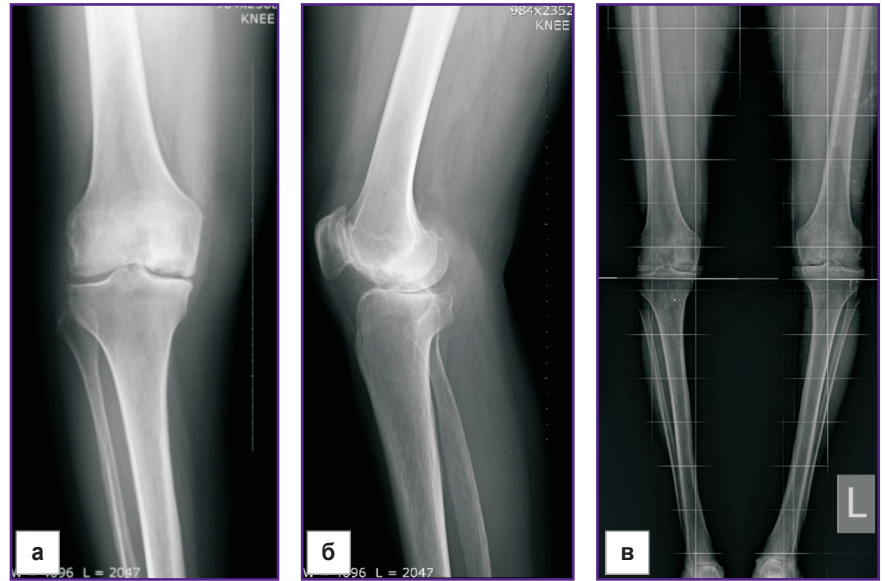


Рис. 1. Рентгенограммы пациентки Е., 62 лет: а — переднезадняя проекция; б — боковая проекция; в — рентгенограмма нижних конечностей на протяжении (телерентгенограмма)



Рис. 2. Фотография виртуального прототипа правой нижней конечности: а — прямая проекция (проекционная наружная ротация правой нижней конечности); б — боковая проекция

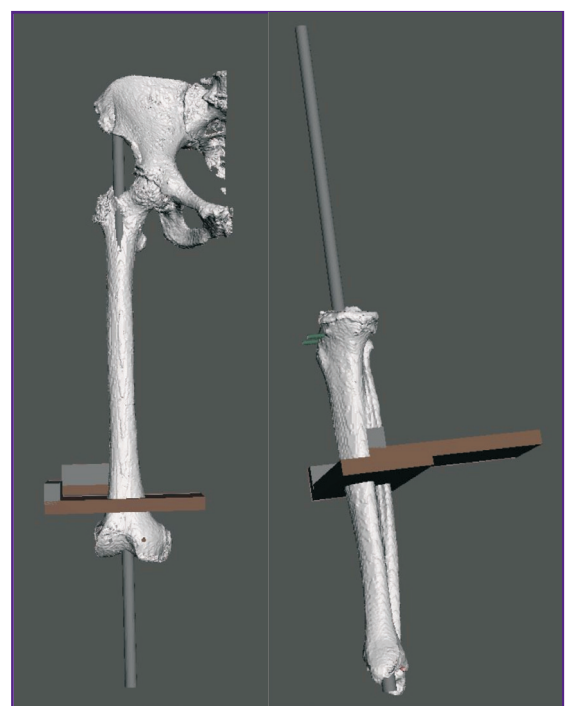


Рис. 3. Этапы компьютерного моделирования

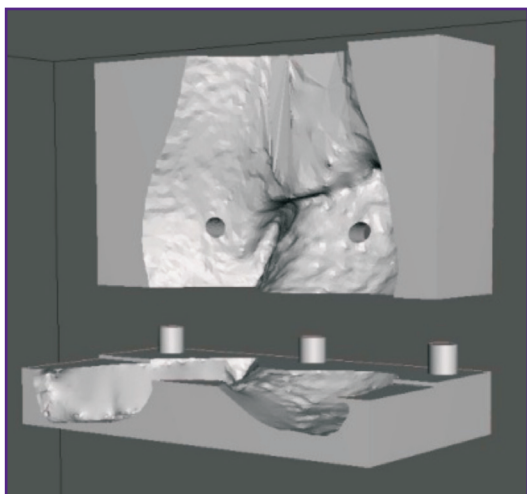


Рис. 4. Компьютерная модель индивидуального направителя для позиционирования пинов резекционного блока бедренного компонента эндопротеза



Рис. 5. Интраоперационная фотография этапа установки индивидуальных направителей для позиционирования пинов резекционных блоков

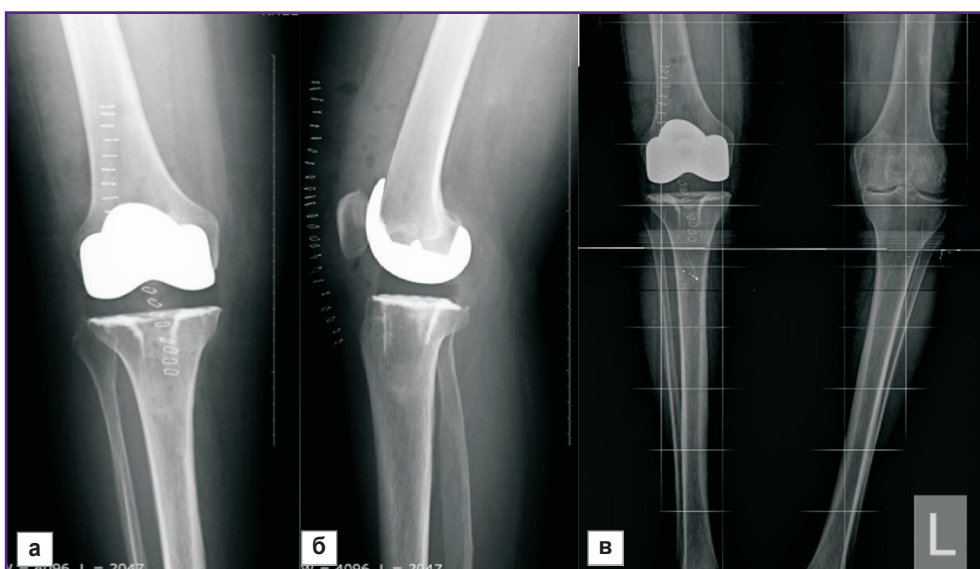


Рис. 6. Рентгенограммы после тотального эндопротезирования правого коленного сустава с использованием индивидуальных направителей:
 а — переднезадняя проекция; б — боковая проекция; в — рентгенограмма нижних конечностей на протяжении (телерентгенограмма)

Обсуждение

Компьютерное предоперационное планирование и изготовление направителей пинов на 3D-принтере с использованием виртуального прототипирования позволяет провести количественный анализ параметров: углов деформации, толщины резекции, объема и направления ее выполнения, размеров компонентов эндопротезов. Однако использование данной методики в эндопротезировании коленного сустава требует

отличного знания анатомии как хирургом, так и IT-специалистом, а также наличия у оператора большого опыта выполнения артропластики с применением различных навигационных систем.

Также, как и в исследовании [10], нами было получено значительное улучшение функционального результата у пациентов после операции, что подтверждает клиническую эффективность данной методики.

В отличие от работ [16] и [13], где представлена информация о 29 и 37% случаев отклонений более 3° от

механической оси нижней конечности во фронтальной плоскости при использовании ППН, нами подобное отклонение получено только у 1 из 6 больных. По нашему мнению, снижение числа неудовлетворительных результатов обусловлено использованием методик гибридного параметрического моделирования и топологической оптимизации направлятелей в соответствии с анатомическими ориентирами компьютерной трехмерной модели всей нижней конечности.

По сравнению с результатами работы [18] нами не обнаружено значительного снижения кровопотери при использовании ППН. По нашему мнению, это связано с применением костной аутопластики для закрытия отверстия в бедренной кости, возникающего при использовании интрамедуллярного направлятеля, что обеспечивает уменьшение кровопотери из костномозгового канала.

Уменьшения времени оперативного вмешательства при эндопротезировании с применением ППН нами не выявлено в отличие от данных работ [11–13].

Так же, как и в работах [19] и [20], установлено, что одним из преимуществ использования ППН является прецизионность ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза, что особенно важно и практически значимо при выраженных контрактурах коленного сустава, ограниченной интраоперационной визуализации как задней кондиллярной линии, так и надмыщелковой.

Совпадение размеров имплантатов с результатами предоперационного планирования по компьютерной 3D-модели выявлено у всех пациентов, что соответствует данным, полученным в исследовании [21], и подтверждает высокую точность данной методики.

По данным нашего опыта, одним из недостатков методики является трудность определения по шкале Хаунсфилда на этапе компьютерного моделирования уровня отсечки только для костно-хрящевых структур. Очень часто дегенеративно измененные мениски, даже после гибридного параметрического моделирования, воспринимаются программой как части эпифиза большеберцовой кости и в последующем затрудняют интраоперационное позиционирование индивидуального направлятеля. Мы считаем, что одним из решений данной проблемы является комбинация результатов КТ- и МРТ-обследований пациента.

Заключение

Тотальное эндопротезирование коленного сустава с использованием виртуального трехмерного прототипа нижней конечности пациента, а также 3D-печати индивидуальных направлятелей позволило достичь хороших и отличных клинико-рентгенологических результатов. Одним из путей дальнейшего улучшения точности позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава с использованием прецизионных персонализированных направлятелей является повышение качества компьютерного моделирования, объе-

динение статической и динамической 3D-моделей, совместный анализ данных КТ- и МРТ-исследований, совершенствование методологии ротационного позиционирования компонентов.

Финансирование исследования и конфликт интересов. Исследование не финансировалось какими-либо источниками, и конфликты интересов, связанные с данным исследованием, отсутствуют.

Литература/References

1. Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Артропластика коленного сустава. СПб: Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена; 2012; 228 с. Kornilov N.N., Kulyaba T.A. *Artroplastika kolennogo sustava* [Arthroplasty of the knee joint]. Saint Petersburg: Sankt-Peterburgskiy nauchno-issledovatel'skiy institut travmatologii i ortopedii im. R.R. Vredena; 2012; 228 p.
2. Новоселов К.А., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Повреждения и заболевания коленного сустава. СПб: Гиппократ; 2006; 438 с. Novoselov K.A., Kornilov N.N., Kulyaba T.A. *Povrezhdeniya i zabolevaniya kolennogo sustava* [Injuries and diseases of the knee joint]. Saint Petersburg: Gippokrat; 2006; 438 p.
3. Игнатенко В.Л., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А., Селин А.В., Петухов А.И., Кроиторю И.И., Сараев А.В. Эндопротезирование при вальгусной деформации коленного сустава (обзор литературы). Травматология и ортопедия России 2011; 4: 140–146. Ignatenko V.L., Kornilov N.N., Kulyaba T.A., Selin A.V., Petukhov A.I., Croitoru I.I., Saraev A.V. *Arthroplasty at valgus deformity of the knee (review)*. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2011; 4: 140–146.
4. Малышев 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 knee axial deformities*. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2013; 3: 136–142.
5. Карякин Н.Н., Малышев Е.Е., Горбатов Р.О., Ротич Д.К. Эндопротезирование коленного сустава с применением индивидуальных направлятелей, созданных с помощью технологий 3D печати. Травматология и ортопедия России 2017; 23(3): 110–118. Karyakin N.N., Malyshev E.E., Gorbатов R.O., Rotich G.K. *3D printing technique for patient specific instrumentation in total knee arthroplasty*. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2017; 23(3): 110–118. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2017-23-3-110-118>.
6. 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.
7. Малышев Е.Е., Павлов Д.В., Горбатов Р.О. Эндопротезирование коленного сустава после переломов проксимального отдела большеберцовой кости. Травматология и ортопедия России 2016; 1: 65–73. Malyshev E.E., Pavlov D.V., Gorbатов R.O. *Total knee arthroplasty after proximal tibia fracture*. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2016; 1: 65–73.
8. Малышев Е.Е., Зыкин А.А., Горбатов Р.О., Кувшинов С.Г., Павлов Д.В. Математическое моделирование

изменения нагрузок на коленный сустав при осевых деформациях нижней конечности и результаты его клинического применения. Современные проблемы науки и образования 2016; 2: 162. Malyshev E.E., Zykin A.A., Gorbato R.O., Kuvshinov S.G., Pavlov D.V. Mathematical modeling of load variation on the knee joint axial deformation in lower limb and results its clinical application. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* 2016; 2: 162.

9. Середа А.П., Саградян А.С., Лычагин А.В. Эндопротезирование суставной поверхности надколенника при тотальной артропластике коленного сустава. Кафедра травматологии и ортопедии 2012; 3: 18–28. Sereda A.P., Sagradyan A.S., Lychagin A.V. Patellar resurfacing of total knee arthroplasty. *Kafedra travmatologii i ortopedii* 2012; 3: 18–28.

10. Yaffe M., Luo M., Goyal N., Chan P., Patel A., Cayo M., Stulberg S.D. 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, <https://doi.org/10.1007/s11548-013-0968-6>.

11. Voleti P.B., Hamula M.J., Baldwin K.D., Lee G.C. Current data do not support routine use of patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014; 29(9): 1709–1712, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.01.039>.

12. 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, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.04.049>.

13. Nunley R.M., Ellison B.S., Ruh E.L., Williams B.M., Foreman K., Ford A.D., Barrack R.L. Are patient-specific cutting blocks cost-effective for total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470(3): 889–894, <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2221-3>.

14. Карякин Н.Н., Горбатов Р.О. Прецизионные персонализированные направлятели для эндопротезирования коленного сустава. Современные проблемы науки и образования 2016; 5: 23–33. Karyakin N.N., Gorbato R.O. Patient specific instruments for total knee arthroplasty. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* 2016; 5: 23–33.

15. Байтов В.С., Мамуладзе Т.З., Базлов В.А. Возможности использования объемного моделирования и 3Д печати с целью создания индивидуальных артродезирующих конструкций в ревизионном эндопротезировании коленного сустава. Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований 2016; 12–7: 1189–1193. Baitov V.S., Mamuladze T.Z., Bazlov V.A. The possibility of using three-dimensional modeling and 3D printing to create individual arthrodesis designs in revision arthroplasty of the knee joint. *Mezhdunarodnyy zhurnal prikladnykh i fundamental'nykh issledovaniy* 2016; 12–7: 1189–1193.

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, <https://doi.org/10.3109/17453674.2012.711700>.

17. Малышев Е.Е., Павлов Д.В., Горбатов Р.О. Эндопротезирование коленного сустава после переломов проксимального отдела большеберцовой кости. Травматология и ортопедия России 2016; 1: 65–73. Malyshev E.E., Pavlov D.V., Gorbato R.O. Total knee arthroplasty after proximal tibia fracture. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2016; 1: 65–73.

18. Thienpont E., Grosu I., Paternostre F., Schwab P.E., Yombi J.C. 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, <https://doi.org/10.1007/s00167-014-2952-2>.

19. Heyse T.J., Tibesku C.O. Improved femoral component rotation in TKA using patient-specific instrumentation. *Knee* 2014; 21(1): 268–271, <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.10.009>.

20. Heyse T.J., Tibesku C.O. Improved tibial component rotation in TKA using patient-specific instrumentation. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015; 135: 697–701, <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2157-2>.

21. Noble J.W. Jr., Moore C.A., Liu N. The value of patient-matched instrumentation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012; 27(1): 153–155, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.07.006>.