

РОТАЦИОННОЕ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЕ КОМПОНЕНТОВ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР)

DOI: 10.17691/stm2024.16.6.07

УДК 616.728.3–089.843

Поступила 04.10.2024 г.



М.Х. Ел Касеер, аспирант кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии
им. М.В. Колокольцева;

А.А. Зыкин, к.м.н., зав. отделением травматологии и ортопедии №2 Университетской клиники;

Е.Е. Малышев, д.м.н., доцент, профессор кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии
им. М.В. Колокольцева

Приволжский исследовательский медицинский университет, пл. Минина и Пожарского, 10/1,
Н. Новгород, 603005

Тотальное эндопротезирование коленного сустава (ТЭКС) — одна из наиболее распространенных хирургических процедур, предназначенных для восстановления функции сустава и улучшения качества жизни пациентов с поздней стадией остеоартрита, ревматоидным артритом и другими дегенеративно-дистрофическими заболеваниями. Ключевым аспектом успешности данной процедуры является правильное позиционирование компонентов эндопротеза, особенно в отношении ротационного положения.

Цель настоящего обзора — анализ литературных данных о ротационном позиционировании компонентов эндопротеза при ТЭКС для определения оптимальных подходов, обеспечивающих улучшение функциональных результатов.

Поиск литературы проводили в базах данных PubMed (MEDLINE), Scopus и eLIBRARY.RU по ключевым словам: тотальное эндопротезирование коленного сустава, ротационное положение, компоненты эндопротеза коленного сустава.

В обзоре рассмотрены основные методы и подходы, касающиеся определения ротационного положения компонентов эндопротеза при ТЭКС. Показано, что хирургическая и анатомическая трансэпикондиллярные линии применяются с одинаковой частотой, а основными ориентирами являются задняя мышечковая линия и линия Уайтсайда. Проанализированные работы свидетельствуют об актуальности проблемы ротационного позиционирования компонентов эндопротеза и необходимости дальнейших исследований для разработки стандартизированных протоколов, направленных на снижение рисков осложнений и повышение эффективности ТЭКС.

Ключевые слова: тотальное эндопротезирование коленного сустава; ротационное положение; компоненты эндопротеза коленного сустава.

Как цитировать: El Qaseer M.H., Zykin A.A., Malyshev E.E. Rotational alignment of components in total knee arthroplasty (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2024; 16(6): 78, <https://doi.org/10.17691/stm2024.16.6.07>

English

Rotational Alignment of Components in Total Knee Arthroplasty (Review)

M.H. El Qaseer, PhD Student, Department of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery
named after M.V. Kolokoltsev;

A.A. Zykin, MD, PhD, Head of Traumatology and Orthopedics Department No.2, University Clinic;

E.E. Malyshev, MD, DSc, Associate Professor, Professor, Department of Traumatology,
Orthopedics and Neurosurgery named after M.V. Kolokoltsev

Privolzhsky Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod,
603005, Russia

Total knee arthroplasty (TKA) is one of the most common surgeries aimed at restoring the joint functions and improving the life quality of patients with severe osteoarthritis, rheumatoid arthritis, and other degenerative dystrophic disorders. The key aspect of a successful procedure is the correct alignment of endoprosthesis components, a rotational position in particular.

Для контактов: Мохаммад Хамид Ел Касеер, e-mail: mohammadelqaseer96@mail.ru

The aim of the present review is to analyze the literature data on rotational alignment of endoprosthetic components in TKA to determine the optimal approaches providing improved functional results.

The literature was searched in PubMed (MEDLINE), Scopus, and eLIBRARY.RU by key words: total knee arthroplasty, rotational alignment, knee endoprosthesis components.

The review considered the main techniques and approaches concerning the rotation position determination of endoprosthetic components in TKA. The frequency of use of both surgical and anatomical transepicondylar lines was found to be equal, the main landmarks being the posterior condylar line and Whiteside line. The analyzed studies suggest the relevance of the rotational alignment of endoprosthetic components and the necessity for further research to develop standard protocols focused on reducing complication risks and TKA efficiency improvement.

Key words: total knee arthroplasty; rotational alignment; knee endoprosthesis components.

Введение

Эндопротезирование коленного сустава является одной из самых распространенных ортопедических операций, направленных на замену поврежденных или разрушенных компонентов коленного сустава искусственными протезами. Эндопротезы могут быть униполярными и тотальными. Тотальное эндопротезирование коленного сустава (ТЭКС) зарекомендовало себя как высокоэффективное хирургическое вмешательство, нацеленное на облегчение боли и восстановление функции коленного сустава при остеоартрозах, артритах и других дегенеративно-дистрофических заболеваниях. Достижение оптимальных долгосрочных результатов обусловлено не только заменой поврежденных суставных поверхностей, но и точным позиционированием компонентов эндопротеза, особенно в отношении ротационного положения. Последнее является решающим фактором, влияющим на долговечность имплантата и улучшение качества жизни пациента [1–3].

Коленный сустав представляет собой сложную анатомическую структуру, обеспечивающую опороспособность, возможность движений и стабильность при больших нагрузках по оси конечности и сдвигающих нагрузках, которые возникают при переднезаднем и медиально-латеральном отклонениях. Кроме того, коленный сустав функционирует в контексте рычагов, составляющих его разгибательный аппарат.

Ротационное положение компонентов коленного сустава, включая искусственные элементы, играет ключевую роль в успешности хирургических вмешательств и восстановлении пациентов. Под ротационным положением понимают точное угловое расположение всех компонентов сустава в соответствии с анатомическими особенностями пациента. Достижение оптимального ротационного положения компонентов эндопротеза имеет первостепенное значение, поскольку оно способствует поддержанию сбалансированной кинематики движений благодаря сложному взаимодействию связок и мышц, а также обеспечивает стабильность и функциональность сустава. Оптимальное ротационное позиционирование снижает частоту послеоперационных осложнений, таких как пателлофemorальная нестабильность и

ущемление мягких тканей, обеспечивает более гладкое течение послеоперационного периода и быстрое функциональное восстановление [4, 5].

В клинической практике применяют различные подходы и методы для достижения оптимального ротационного позиционирования компонентов при эндопротезировании. К настоящему времени еще не выработана единая концепция, позволяющая добиться наилучших функциональных результатов. Это и послужило основанием для проведения нашего исследования.

Цель настоящего обзора — анализ литературных данных о ротационном позиционировании компонентов эндопротеза при ТЭКС для определения оптимальных подходов, обеспечивающих улучшение функциональных результатов.

Поиск литературы проводили в базах данных PubMed (MEDLINE), Scopus и eLIBRARY.RU по следующим ключевым словам: тотальное эндопротезирование коленного сустава, ротационное положение, компоненты эндопротеза коленного сустава.

Методы планирования тотального эндопротезирования коленного сустава

Позиционирование бедренного компонента эндопротеза. Одним из ключевых аспектов успешной имплантации элементов эндопротеза является определение ротации бедренного компонента. Положение этого компонента в трехмерном пространстве оказывает существенное влияние на функционирование коленного сустава [6].

Выделяют три наиболее надежных метода ротационного позиционирования бедренного компонента, которые обеспечивают точность установки имплантата и способствуют улучшению результатов ТЭКС.

В качестве первого и наиболее универсального решения предлагается использовать заднюю мыщелковую линию (PCA, posterior condylar axis), которая считается «золотым стандартом» при ТЭКС. Как правило, для определения ротационного позиционирования бедренного компонента используется формула $PCA + 3^\circ ER$, где PCA — это анатомическая линия, проходящая через задние поверхности мыщелков

бедря; 3° ER (3 degrees of external rotation) — дополнительный угол, который добавляется к углу, определенному PCA [7, 8].

При наличии артроза с заметной варусной или вальгусной деформацией наблюдается нехватка костной ткани. На практике при варусной деформации это обычно связано с медиальным тибальным плато, а при вальгусной — с латеральным мыщелком бедра. Следует отметить, что ходе задней резекции бедра дорсальный сегмент мыщелка не всегда является надежным ориентиром для правильного ротационного позиционирования компонентов эндопротеза [9].

Второй метод ориентирован на определение трансэпикондиллярной линии (transepicondylar axis, TEA), которая соединяет медиальный и латеральный надмыщелки [10, 11]. Опил задних отделов мыщелков бедра выполняется параллельно этой линии. В типичных случаях такая резекция соответствует внешней ротации в 3° относительно данной линии. Положение надмыщелков остается постоянным, что позволяет проводить резекцию независимо от костного дефицита. Однако у данного метода есть существенный недостаток: трудно точно идентифицировать центр надмыщелков, так как они покрыты функционально важными мягкими тканями и их скелетирование значительно увеличивает травматичность операции.

Теоретически трансэпикондиллярная линия является надежным ориентиром для измерения ротационного выравнивания бедренного компонента [12]. Однако если точка на латеральном надмыщелке уникальна — это вершина костного выступа, то для медиального мыщелка возможны два варианта (рис. 1):

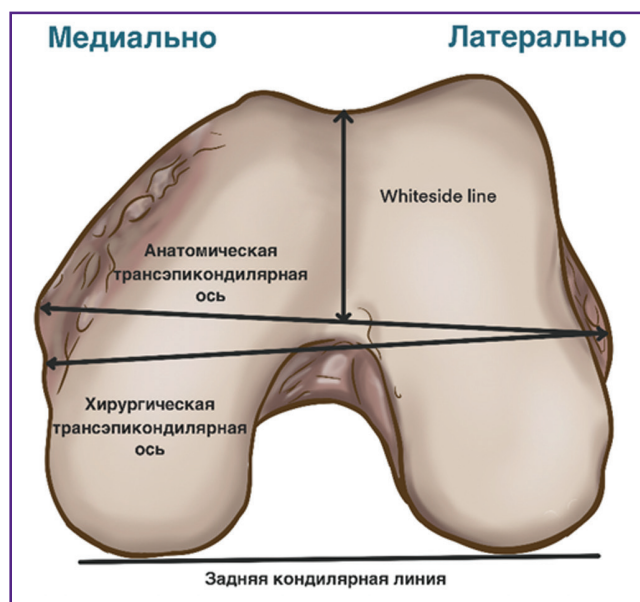


Рис. 1. Дистальный отдел бедренной кости с осями вращения, аксиальная плоскость (по [14] с изменениями)

вершина медиального выступа, которая определяет анатомическую трансэпикондиллярную линию (anatomical TEA); медиальная борозда бедренной кости, обозначающая хирургическую трансэпикондиллярную линию (surgical TEA) [13, 14].

Во время операции сложно правильно установить костные ориентиры из-за возможных деформаций и используемого хирургического доступа. По этой причине трансэпикондиллярная линия не должна быть единственным критерием для определения ротации бедренного компонента.

В качестве альтернативы (третий вариант) предложена линия Уайтсайда (Whiteside line), так называемая переднезадняя ось (anteroposterior (AP) axis), которая соединяет глубокую точку trochlear с высшей точкой межмыщелковой борозды [15]. По данным литературы, эта ось точно коррелирует с эпикондиллярной линией и ее легче идентифицировать [9]. В сложных случаях для определения ротационного положения бедренного компонента используют как переднезаднюю (Whiteside line), так и трансэпикондиллярную линию (TEA) [16].

Помимо перечисленных выше традиционных методов для оценки вращения бедренного компонента используют механическую ось большеберцовой кости (tibial shaft axis, TSA). J.B. Stiehl и P.M. Cherveny [17] полагают, что преимуществом использования данной линии является возможность получить сбалансированный сгибательный промежуток, если передний и задний спилы бедренной кости выполнять перпендикулярно механической оси большеберцовой кости.

Кроме того, следует обратить внимание на механическую ось нижней конечности (mechanical axis of the leg), которая проходит через центр головки бедренной кости, а также центры коленного и голеностопного суставов. В целом нормальное выравнивание коленного сустава составляет 2–3° варусного отклонения по сравнению с механической осью [18]. Считается, что плоскость резекции большеберцовой кости должна располагаться под углом 90° к механической оси нижней конечности, однако D.S. Hungerford и K.A. Krackow [19] допускают варусный наклон под углом 2–3° для плоскости резки плато. Плоскость дистальной резекции бедренной кости тоже должна находиться под углом 90° относительно оси нижней конечности, а угол наклона — составлять от 3 до 10° относительно анатомической оси, проходящей через центры диафизов бедренной и большеберцовой костей [20, 21].

Ротационное выравнивание бедренного компонента влияет на стабильность сгибания сустава, кинематику большеберцовой и надколенниково-бедренной частей, а также выравнивание при сгибании. Взаимосвязь между ротационным выравниванием и стабильностью надколенника была признана еще на заре эндопротезирования коленного сустава.

Успех ТЭКС во многом определяется планирова-

нием хирургического вмешательства, которое базируется на данных аппаратных методов диагностики. Рентгенография является основным методом первичного обследования при жалобах пациента на боль и ограничение функции со стороны коленного сустава. Однако этот метод не позволяет должным образом оценить все структуры коленного сустава ввиду его сложного анатомического строения и ограничений рентгенологической методики. Компьютерная томография имеет большие диагностические возможности: предоставляет детализированную информацию о предоперационных показателях, анатомических ориентирах и вспомогательных линиях, необходимых для точного ротационного планирования эндопротеза [22].

Опираясь на данные компьютерной томографии, Н.Н. Корнилов с соавт. [23] в качестве ориентира выбирают надмыщелковую линию и линию Уайтсайда; J.B. Stiehl и P.M. Cherveny — механическую ось большеберцовой кости [17].

В работе Y. Hattori и соавт. [24] показано, что надежным и воспроизводимым анатомическим ориентиром для точного определения ротационного выравнивания при ТЭКС является передняя касательная линия бедренной кости (femoral anterior tangent, FAT).

Н.М. Ji с соавт. [25] сравнили два анатомических ориентира — FAT и TAL (передняя блоковая линия, trochlear anterior line) — и пришли к выводу, что последний является более надежным, особенно в случаях, когда традиционные анатомические линии, такие как ось PCA и TEA, трудно определить (рис. 2).

Позиционирование тибияльного компонента. Правильное позиционирование тибияльного компонента при ТЭКС является основополагающим для достижения успешного восстановления функ-

ции коленного сустава и обеспечения долговечности протеза. Установка тибияльного компонента требует учета ряда ключевых аспектов. В частности, следует помнить, что задний наклон оказывает значительное влияние на ширину суставной щели в сгибательном положении. Недостаточный наклон может ограничить сгибание, а чрезмерный — привести к нестабильности в суставе и соскальзыванию бедренного компонента. Данные факторы вызывают перегрузку задней части полиэтиленового вкладыша и его быстрый износ. В связи с этим настоятельно рекомендуется выбирать угол наклона, который будет немного меньше анатомического угла, примерно на 7° [26]. Оптимальным считается угол заднего наклона в диапазоне $3\text{--}5^\circ$ [9].

Угол установки тибияльного компонента можно определить более точно, если ориентироваться на передний край большеберцовой кости, а не на плоскость сустава. Это связано с тем, что передний край представляет собой более протяженный участок для визуального и инструментального сравнения. Небольшое смещение линии измерения относительно суставной плоскости существенно влияет на угол. Так, отклонение измерения на 1 мм соответствует изменению угла примерно на $1,2^\circ$. При измерении угла относительно переднего края большеберцовой кости даже значительное смещение (на 1 см) вызывает изменение угла на $1,5^\circ$ [9].

Ротационная установка тибияльного компонента критически важна для центрированного движения надколенника. Внутренняя ротация данного компонента может привести к внешней ротации бугристости большеберцовой кости, увеличению Q-угла и латерализации надколенника. При установке тибияльного компонента лучше всего ориентироваться по медиальному краю или медиальной трети бугристости большеберцовой кости [27].

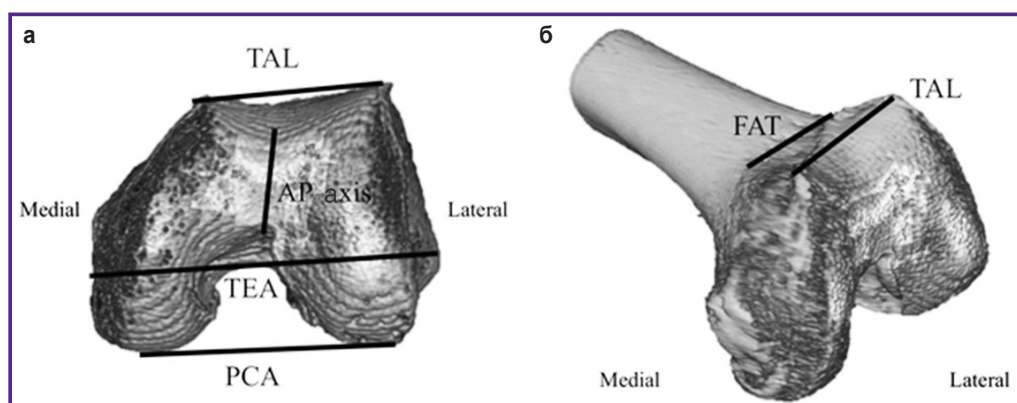


Рис. 2. Ориентиры для определения вращения бедренного компонента [25]:

а — 3D-реконструкция дистальной части бедренной кости, вид снизу; *б* — дистальная часть бедренной кости, вид спереди в косом направлении. Традиционные ориентиры: TEA — трансэпикондиллярная ось, AP axis — переднезадняя ось, PCA — задняя мыщелковая ось. Альтернативные ориентиры: TAL — передняя блоковая линия, FAT — передняя касательная линия бедренной кости

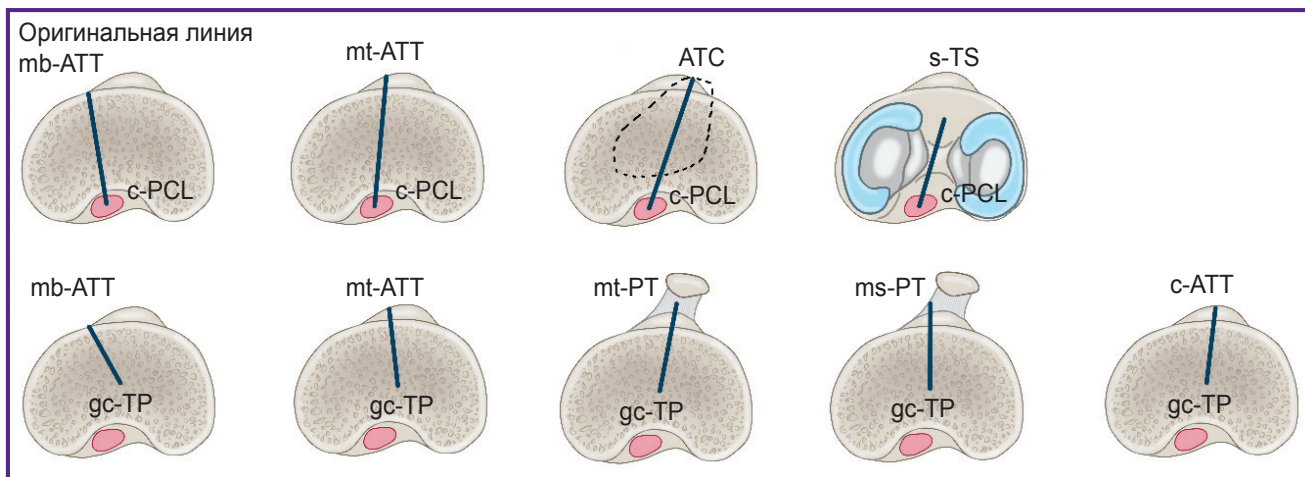


Рис. 3. Варианты линии Akagi (по [33])

Передний ориентир: mb-ATT — медиальный край передней бугристости большеберцовой кости, mt-ATT — медиальная треть передней бугристости большеберцовой кости, ATC — передний большеберцовый гребень, s-TS — борозда между большеберцовыми остями, mt-PT — медиальная треть сухожилия надколенника, ms-PT — медиальная шестая часть сухожилия надколенника, c-ATT — центр передней бугристости большеберцовой кости. Задний ориентир: c-PCL — центр задней крестообразной связки, gc-TP — геометрический центр большеберцового плато

В 2001 г. D.F. Dalury [28] предложил использовать линию, проведенную на 1 мм кнутри от медиальной границы большеберцового бугорка и проходящую через срединную бороздку большеберцового остистого отростка (линия срединной бороздки). Эта методика показала высокую точность — 46 из 50 коленей были правильно выровнены. Однако эта ось трудно определяется во время операции, поскольку большеберцовые остистые отростки не могут быть идентифицированы после резекции большеберцовой кости.

В 2002 году К. Uehara с соавт. [29] предложили ось, определяемую на основе надмыщелковой оси для бедренной кости и медиальной одной трети бугристости большеберцовой кости. Исследование показало, что угол между линиями варьировал в пределах 5° от стандартной оси только в 50% случаев. Такой результат авторы объяснили внутренними причинами ротационного несоответствия в коленях с варусным остеоартритом.

В 2004 г. М. Akagi с соавт. [30] описали ось, перпендикулярную трансэпикондиллярной оси и проходящую через середину задней крестообразной связки. Эта ось может служить надежной опорной осью для определения переднезадней ориентации большеберцового компонента.

Ротационное положение тибialного компонента контролируется по оригинальной линии Akagi, соединяющей дистальную точку прикрепления задней крестообразной связки с точкой, ориентированной по медиальной трети бугристости большеберцовой кости или медиальной части сухожилия надколенника спереди. Линия Akagi является широко принятым

ориентиром для определения вращения тибialного компонента, однако некоторые авторы критикуют воспроизводимость ее анатомических ориентиров [31, 32]. Выбор передних и задних большеберцовых ориентиров привел к появлению нескольких вариантов линии Akagi (рис. 3) [33].

Согласно систематическому обзору [33], оригинальная линия Akagi и ATB (anterior tibial border) являются единственными анатомическими ориентирами или проецируемыми осями, которые отвечают критериям точности и повторяемости. Однако на сегодняшний день нет единого мнения относительно наиболее надежных анатомических ориентиров для вращения большеберцовой кости при ТЭКС.

Интраоперационные методы достижения точного ротационного позиционирования

Для достижения точного ротационного положения компонентов эндопротеза во время ТЭКС используют различные подходы. Мануальная техника с применением инструментов для направленной установки имплантатов [34] может приводить к небольшим отклонениям и в значительной степени зависит от опыта хирурга, в то время как компьютерная навигация, включающая специализированное программное обеспечение, способствует повышению точности положения компонентов эндопротеза во всех плоскостях [35–37].

Определение правильного осевого вращения бедренного компонента при механически выравниваемом ТЭКС осуществляется двумя разными методами: 1) предоперационное планирование опилов и

интраоперационная балансировка разгибательного и сгибательного промежутков; 2) метод выполнения опилов на основе балансировки разгибательного и сгибательного промежутков во время операции.

Техника femur first является наиболее простой и распространенной и соответствует методу предоперационного планирования опилов. В ходе ТЭКС резекция бедренного и большеберцового компонентов выполняется независимо друг от друга. Ориентирами ротационного положения бедренного компонента до и во время операции служат надмышцелковая линия, линия Уайтсайда и задняя мышцелковая линия [38].

Техника tibia first, соответствующая интраоперационной балансировке разгибательного и сгибательного промежутков, предоставляет собой ручную технику, использующую плоскость резекции большеберцовой кости для направления ротационной установки бедренного компонента. Этот метод применяется в сочетании со спейсерными блоками и/или натяжными устройствами для оценки сгибательного и разгибательного промежутков и помощи в балансировке мягких тканей [17, 39, 40]. Данный метод устраняет необходимость идентификации отдельных ориентиров на дистальном отделе бедренной кости для определения опорной оси. Поверхность опилов большеберцовой кости служит опорной плоскостью для дальнейших резекций бедренной кости. Однако для точного позиционирования проксимального направляющего сегмента резецируемой большеберцовой кости и выполнения резекции требуется применение навигационной системы. Использование навигационной системы при резекции бедренной кости может обеспечить более высокую точность по сравнению с традиционной ручной техникой [41, 42].

В технике tibia first постепенный релиз мягких тканей и удаление остеофитов могут приводить к нарастающей нестабильности в суставе, что является одним из недостатков этого метода. Баланс промежутков после выполнения всех резекций и удаления остеофитов, особенно задних отделов сустава, отличается от баланса промежутков, получаемого только после резекции большеберцовой кости. Кроме того, не учитывается натяжение разгибательного аппарата, поскольку резекция планируется при вывихнутом или эверсированном надколеннике.

А.В. Лычагин с соавт. [43] в своем первом опыте роботизированного эндопротезирования описали, как под контролем врача «рука робота» выполняет резекции бедренной и большеберцовой костей и формирует костное ложе протеза коленного сустава.

Эндопротезирование коленного сустава с использованием робота состоит из двух основных этапов:

1. Предоперационное планирование осуществляется на основании данных КТ тазобедренного, коленного и голеностопного суставов с предварительным расчетом углов пиления удаляемых костей, а также размеров и расположения имплантируемых компонентов.

2. Резекция костной ткани выполняется с использованием активной системы («роботизированной руки») на основе индивидуального предоперационного планирования, затем происходит установка компонентов эндопротеза и осуществляется контроль за балансом мягких тканей с помощью навигационной системы [44].

Недостатками данной хирургии является повышенная длительность операции, невозможность ее использования при выраженных деформациях суставов и костей, а также при избыточной массе тела [45, 46].

Г.А. Айрапетов с соавт. [47] среди недостатков данного метода называют дополнительное облучение пациента на этапе дооперационной диагностики и необходимость наличия дополнительного дорогостоящего оборудования.

В исследовании В.Н. Бабушкина с соавт. [48] показано, что компьютерная навигация является надежным инструментом выравнивания биомеханической оси. Полностью восстановить биомеханическую ось в 47% случаев позволило ТЭКС с использованием компьютера. Отклонение оси в пределах 1–2° было выявлено у 35,3% пациентов, отклонение в 3° — в 13,7% случаев, варусная деформация в 4° — у 2 пациентов.

Использование компьютер-ассистированной техники при установке эндопротеза способствует более точной резке дистального отдела бедренной кости и проксимального отдела большеберцовой кости. Кроме того, роботизированная поддержка позволяет выбрать наиболее подходящие размеры компонентов протеза и правильно сформировать механическую ось конечности с учетом навигационного контроля [49, 50, 51]. Такой подход обеспечивает оптимальный баланс связок [52, 53]. Так, Е.Л. Нампр и соавт. [54] продемонстрированы преимущества компьютер-ассистированной техники по сравнению с мануальной техникой эндопротезирования коленного сустава, которые заключаются в более высокой точности и прецизионности в выполнении срезов и позиционировании компонентов протеза.

При всех преимуществах роботизированной хирургии не следует забывать о роли хирурга, ответственного за планирование операции, ее выполнение и достижение баланса мягких тканей [47].

Методы анатомической и функциональной оценки ротационного позиционирования

Успешность ТЭКС определяется на основе анатомической и функциональной оценки ротационного позиционирования имплантатов. Правильное ротационное позиционирование компонентов обеспечивает оптимальное распределение нагрузки, восстановление механики сустава, предотвращает ограничение

его подвижности, износ имплантатов, а также боли в передней части колена.

Среди аппаратных методов оценки ротационного позиционирования выделяют рентген и КТ. Рентгеновские снимки в двух проекциях позволяют установить механическую и анатомическую ось бедренной кости, а также латеральный дистальный угол бедра и медиальный проксимальный тибиаальный угол. С их помощью можно оценить различные индексы высоты надколенника и выявить деформации коленного сустава, такие как варус и вальгус. Тем не менее стандартное рентгенологическое исследование не дает представления о ротационном позиционировании компонентов и зачастую при «идеальных» рентгеновских снимках можно наблюдать абсолютно неудовлетворенного результатом операции пациента.

Компьютерная томография коленного сустава позволяет определять множество необходимых параметров, включая внутреннюю ротацию бедренной кости (особенности дистального отдела), хирургическую трансэпикондиллярную линию, заднюю мышечковую линию и линию Уайтсайда [7].

S. Watanabe с соавт. [55], используя метод 3D-КТ для сопоставления изображений, отметили надежность и хорошую воспроизводимость положения имплантата в корональной и сагиттальной плоскостях в послеоперационном периоде, за исключением сагиттального выравнивания бедренного компонента. При этом измеренное положение имплантата по традиционной механической оси и оси имплантата имело небольшие, но существенные отличия. A. Rajgoral с соавт. [56] в ходе исследования корреляции КТ-анализа и клинических исходов после первичной ТЭКС выявили связь между неправильным движением надколенника и внутренней ротацией бедра, болью и внутренней ротацией тибиаального компонента, а также ригидностью коленного сустава у пациентов с комбинированной компонентной мальротацией. M. Hanada с коллегами [57] изучили КТ-изображения, полученные до и после операции, и установили положительное влияние позиционирования бедренного компонента при внутренней ротации на кинематику колена после ТЭКС.

Помимо аппаратных методов применяют интегральные балльные системы оценки результатов лечения после эндопротезирования. Среди существующих инструментов зарекомендовали себя шкалы Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC), Oxford Knee Score (OKS), Forgotten Joint Score-12 (FJS-12) и Knee Society Score (KSS) [58–61]. Шкалы KSS и WOMAC считаются более надежными и применяются ортопедами всего мира.

Оценка по шкале KSS проводится врачом, что, как правило, приводит к субъективной интерпретации функционального состояния пациента [61]. В то же время опросники, которые заполняются непосредственно пациентом (например, WOMAC),

имеют ограничения в способности различать хорошие и отличные результаты, а также не позволяют выявлять более тонкие отличия в уровне удовлетворенности [62–64]. Одним из основных ожиданий пациентов является возможность забыть о наличии искусственного сустава в повседневной жизни. Согласно литературным данным [63], наиболее точным инструментом для оценки степени возвращения к привычному уровню физической активности является шкала FJS-12; данный опросник также заполняется пациентом.

А.А. Иржанский с соавт. [65] внедрили балльные системы WOMAC, KSS и FJS-12 в отечественную медицину. Они охарактеризовали данные опросники как надежные, достоверные и чувствительные инструменты оценки функционального состояния коленного сустава. При этом авторы отметили, что шкалы WOMAC и KSS отражают состояние на текущий момент времени и изначально создавались для пациентов без протезов. В отличие от них шкала FJS-12 была разработана для оценки результатов эндопротезирования. Данная шкала позволяет более тонко выявлять различия до и после операции, чем опросники KSS и WOMAC.

Универсальной системы анализа функционального состояния коленного сустава пока не существует, тем не менее комплексная оценка с помощью шкал KSS, WOMAC и FJS-12 дает наиболее полное представление о состоянии коленного сустава в различные периоды времени [65].

Влияние ротационного позиционирования компонентов эндопротеза на результаты тотального эндопротезирования коленного сустава

Ротационное выравнивание бедренного компонента эндопротеза при ТЭКС по-прежнему остается актуальной проблемой. Долгое время послеоперационные отклонения в осевом выравнивании игнорировались из-за сложности объективной оценки. Точная диагностика ротационного выравнивания возможна только с использованием КТ и требует глубокого понимания анатомических осей. Клинические последствия ротационного смещения могут приводить к серьезным функциональным нарушениям, а также к повторным операциям. Для получения оптимальных результатов недостаточно полагаться только на одну основную ось, метод или вращение, необходим индивидуальный комплексный подход.

R.A. Berger с соавт. [66] использовали КТ для оценки вращательного выравнивания компонентов после ТЭКС. При сравнении пациентов с изолированными надколенниково-бедренными осложнениями с группой пациентов с хорошо функционирующими коленными суставами выявлена прямая связь нарушения функции надколенниково-бедренного сустава с вели-

чиной внутренней ротации компонента. Так, легкая ротация (1–4°) приводила к латеральному смещению и наклону надколенника, умеренная внутренняя ротация (5–8°) вызывала подвывих надколенника, а выраженная ротация в пределах 7–17° — вывих надколенного сустава. В качестве ориентиров авторы использовали трансэпикондиллярную ось и бугристость большеберцовой кости.

S. Matsuda с соавт. [67] с помощью КТ оценили ротационное выравнивание бедренного и большеберцового компонентов и сообщили о значимой корреляции между внутренним вращением большеберцового и бедренного компонентов и увеличением угла наклона надколенника.

M. Akagi с соавт. [68] сравнили пациентов с установкой бедренного компонента параллельно задней мышечковой линии (в нейтральном положении) и пациентов с внешней ротацией 3–5° относительно оси. У последних показатели, характеризующие функциональное состояние надколенника бедренного сустава, были лучше. Постоперационные измерения, выполненные с использованием КТ, показали, что средний угол между задней мышечковой осью протеза и трансэпикондиллярной осью составил 7,9° в группе с нейтральным выравниванием и 3,2° в группе с внешним выравниванием.

Y.S. Anouchi с соавт. [69] в эксперименте на трупах показали, что наружная ротация бедренного компонента обеспечивает анатомически правильное положение, а внутренняя приводит к медиальному смещению.

C.W. Olcott и R.D. Scott [70] установили, что чрезмерная внешняя ротация бедренного компонента может стать причиной увеличенного зазора сгибания на медиальной стороне колена. M. Hanada с соавт. связали [71] чрезмерное наружное вращение бедренного компонента с варусным выравниванием сустава и повышенной нагрузкой на медиальной стороне.

Отклонение от оптимального ротационного положения может способствовать развитию различных осложнений, включая нестабильность коленного сустава, деформацию, износ вкладышей эндопротеза и его расшатывание.

A.A. Джавадов с соавт. [72] отметили, что одной из проблем при первичном ТЭКС является мальпозиция компонентов, которая в 12% случаев приводит к ревизионному эндопротезированию коленного сустава.

P.F. Sharkey с соавт. [73] основными причинами неудач при повторном ТЭКС называют износ полиэтилена, асептическое расшатывание, нестабильность, инфекцию, артрофиброз, неправильное расположение или неправильное положение компонентов, недостаточный разгибательный механизм, аваскулярный некроз надколенника, перипротезный перелом и изолированную замену поверхности надколенника.

В обзоре литературы [14], посвященном ротационному выравниванию дистального отдела бедренной кости, обсуждаются различные методы, позволяющие достичь правильного ротационного выравнивания бедренного компонента. Авторы определили основные ошибки, возникающие при использовании различных техник (см. таблицу), и пришли к выводу, что не следует систематически полагаться на одну референтную ось или метод.

В систематическом обзоре M. Saffarini и соавт. [33] проанализированы анатомические ориентиры и оси для ротационного выравнивания большеберцовой кости при ТЭКС. Установлено, что для позиционирования большеберцового компонента чаще всего применяют оригинальную линию Akagi и ее первый вариант, при котором используют медиальную треть передней большеберцовой бугристости (mt-ATT) в качестве ориентира. Авторы показали, что оригинальная линия Akagi и АТВ (передний большеберцовый край) являются надежными ориентирами для правильного выравнивания большеберцовых пластин при ТЭКС, однако недостаточный объем исследований не позволяет в полной мере судить об их эффективности. Для достижения правильного положения большеберцовой пластины рекомендуется использовать сочетание нескольких анатомических ориентиров или направляющих осей. Это поможет учесть индивидуальные особенности пациента и конструктивный дизайн имплантата, что важно для предотвращения проблем с протезом.

Ошибки при использовании разных техник и полученные результаты [14]

Техника	Причина ошибки	Результат
Tibia first	Естественная латеральная нестабильность	Наружная ротация
	Натяжение сухожилия надколенника	Внутренняя ротация
	Дисбаланс связок	Изменчивый
	Некорректный опил большеберцовой кости	Изменчивый
Задняя мышечковая линия	Дисплазия наружного мышелка	Внутренняя ротация
Переднезадняя ось	Большая вариабельность	Изменчивый
Трансэпикондиллярная ось	Неточное определение	Изменчивый

Заключение

Анализ литературных данных показал растущий интерес к проблеме улучшения ротационного позиционирования при тотальном эндопротезировании коленного сустава. Отмечено, что хирургическая и анатомическая трансэпикондиллярные линии применяются с одинаковой частотой, а основными ориентирами для сравнения являются задняя мышечковая линия и линия Уайтсайда. Необходимо продолжать исследования в данной области, чтобы разработать стандартизированные протоколы и рекомендации, которые позволят минимизировать риски осложнений и повысить эффективность хирургического вмешательства.

Вклад авторов. М.Х. Ел Касеер — поиск литературы, написание статьи; А.А. Зыкин — написание статьи, научное редактирование; Е.Е. Малышев — общее руководство, идея и концепция статьи, написание статьи.

Финансирование исследования. Работа не финансировалась никакими источниками.

Конфликта интересов не отмечено.

Литература/References

1. Cho Y., Lee M.C. Rotational alignment in total knee arthroplasty. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2014; 1(4): 113–118, <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2014.08.001>.
2. Varacallo M., Luo T.D., Mabrouk A., Johanson N.A. Total knee arthroplasty techniques [Updated 2024 May 6]. In: *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499896>.
3. Alrawashdeh W., Eschweiler J., Migliorini F., El Mansy Y., Tingart M., Rath B. Effectiveness of total knee arthroplasty rehabilitation programmes: a systematic review and meta-analysis. *J Rehabil Med* 2021; 53(6): jrm00200, <https://doi.org/10.2340/16501977-2827>.
4. Hohman D.W. Jr, Nodzo S.R., Phillips M., Fitz W. The implications of mechanical alignment on soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015; 23(12): 3632–3636, <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3262-4>.
5. Elkins J.M., Jennings J.M., Johnson R.M., Brady A.C., Parisi T.J., Dennis D.A. Component rotation in well-functioning, gap balanced total knee arthroplasty without navigation. *J Arthroplasty* 2023; 38(6S): S204–S208, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.03.033>.
6. Gorbатов 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, <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.3.18>.
7. Jang E.S., Connors-Ehler R., LiArno S., Geller J.A., Cooper H.J., Shah R.P. Accuracy of reference axes for femoral component rotation in total knee arthroplasty: computed tomography-based study of 2,128 femora. *J Bone Joint Surg Am* 2019; 101(23):e125, <https://doi.org/10.2106/JBJS.19.00438>.
8. Nam J.H., Koh Y.G., Kim P.S., Park J.H., Kang K.T. Effect of the presence of the articular cartilage on the femoral component rotation in total knee arthroplasty in female and varus osteoarthritis knees. *J Orthop Surg Res* 2020; 15(1): 499, <https://doi.org/10.1186/s13018-020-02030-9>.
9. Мальцер У., Шулер П., Шапошников Ю.Г. Установка компонентов эндопротеза коленного сустава. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова* 1999; 6(1): 16–21, <https://doi.org/10.17816/vto98411>.
10. Malzer U., Schuler P., Shaposhnikov Y.G. The alignment of components in total hiparthroplasty. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics* 1999; 6(1): 16–21, <https://doi.org/10.17816/vto98411>.
11. Boldt J.G. Femoral component alignment in TKA. In: *Navigation and robotics in total joint and spine surgery*. Springer, Berlin, Heidelberg; 2004, https://doi.org/10.1007/978-3-642-59290-4_27.
12. Park I.S., Ong A., Nam C.H., Ahn N.K., Ahn H.S., Lee S.C., Jung K.A. Transepicondylar axes for femoral component rotation might produce flexion asymmetry during total knee arthroplasty in knees with proximal tibia vara. *Knee* 2014; 21(2): 369–373, <https://doi.org/10.1016/j.knee.2013.04.015>.
13. Jerosch J., Peuker E., Philipps B., Filler T. Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002; 10(3): 194–197, <https://doi.org/10.1007/s00167-001-0271-x>.
14. Castelli C.C., Falvo D.A., Iapicca M.L., Gotti V. Rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *Ann Transl Med* 2016; 4(1): 4, <https://doi.org/10.3978/j.issn.2305-5839.2015.12.66>.
15. Victor J. Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95(5): 365–372, <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.04.011>.
16. Talbot S., Dimitriou P., Radic R., Zordan R., Bartlett J. The sulcus line of the trochlear groove is more accurate than Whiteside's Line in determining femoral component rotation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015; 23(11): 3306–3316, <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3137-8>.
17. Игнатенко В.Л., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А., Селин А.В., Петухов А.И., Кройтору И.И., Сараев А.В. Эндопротезирование при вальгусной деформации коленного сустава (обзор литературы). *Травматология и ортопедия России* 2011; 4(62): 140–146.
18. 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(62): 140–146.
19. Stiehl J.B., Cherveney P.M. Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 331: 47–55, <https://doi.org/10.1097/00003086-199610000-00007>.
20. Schiraldi M., Bonzanini G., Chirillo D., de Tullio V. Mechanical and kinematic alignment in total knee arthroplasty. *Ann Transl Med* 2016; 4(7): 130, <https://doi.org/10.21037/atm.2016.03.31>.

19. Hungerford D.S., Krackow K.A. Total joint arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1985; 192: 23–33.
20. Insall J.N. Technique of total knee replacement. In: Dorr L.D. (editor). *The knee. Papers of the first scientific meeting of the Knee Society*. Baltimore, University Park Press; 1985; p. 23–26.
21. Сметанин С.М. *Биомеханическое обоснование эндопротезирования коленного сустава при структурно-функциональных нарушениях*. Дис. ... докт. мед. наук. М; 2018.
- Smetanin S.M. *Biomechanическое обоснование эндопротезирования коленного сустава при структурно-функциональных нарушениях*. Дис. ... докт. мед. наук [Biomechanical substantiation of knee joint endoprosthesis in case of structural and functional disorders. DSc Dissertation]. Moscow; 2018.
22. Егорова Е.А., Кошелев П.О. Лучевая диагностика при эндопротезировании плечевого сустава (обзор литературы). *Радиология — практика* 2022; 6: 33–46, <https://doi.org/10.52560/2713-0118-2022-6-33-46>.
- Egorova E.A., Koshelev P.O. Radiodiagnostics in shoulder joint arthroplasty (literature review). *Radiology — Practice* 2022; 6: 33–46, <https://doi.org/10.52560/2713-0118-2022-6-33-46>.
23. Корнилов Н.Н., Куляба Т.А., Новоселов К.А. Эндопротезирование коленного сустава. СПб: Гиппократ; 2006.
- Kornilov N.N., Kulyaba T.A., Novoselov K.A. *Endoprotezirovaniye kolennogo sustava [Knee joint endoprosthesis]*. Saint Petersburg: Gippokrat; 2006.
24. Hattori Y., Asai N., Mori K., Mori S., Ikuta K., Kazama Y., Sato T., Kaneko A. Evaluation of an operation support system using the femoral anterior tangent line to determine intraoperative femoral component rotation in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 2022; 27(3): 658–664, <https://doi.org/10.1016/j.jos.2021.02.008>.
25. Ji H.M., Jin D.S., Han J., Choo H.S., Won Y.Y. Comparison of alternate references for femoral rotation in female patients undergoing total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016; 24(8): 2402–2406, <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3506-y>.
26. Schröder J., Saris D., Besselaar P.P., Marti R.K. Comparison of the results of the Girdlestone pseudarthrosis with reimplantation of a total hip replacement. *Int Orthop* 1998; 22(4): 215–218, <https://doi.org/10.1007/s002640050245>.
27. Jerosch J. *Infektionen des Bewegungsapparates. Diagnostik und Therapie*. Thieme, Stuttgart; 1995.
28. Dalury D.F. Observations of the proximal tibia in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 389: 150–155, <https://doi.org/10.1097/00003086-200108000-00021>.
29. Uehara K., Kadoya Y., Kobayashi A., Ohashi H., Yamano Y. Bone anatomy and rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 402: 196–201, <https://doi.org/10.1097/00003086-200209000-00018>.
30. Akagi M., Oh M., Nonaka T., Tsujimoto H., Asano T., Hamanishi C. An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 420: 213–219, <https://doi.org/10.1097/00003086-200403000-00030>.
31. Ertan M.B., Kose O., Tasatan E., Cakar A., Asoglu M.M., Dikmen İ. Is the Akagi line a reliable landmark for adjusting the rotational axis of the tibial component in patients with patellofemoral instability? *Indian J Orthop* 2023; 57(6): 838–846, <https://doi.org/10.1007/s43465-023-00868-9>.
32. Aglietti P., Sensi L., Cuomo P., Ciardullo A. Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2008; 466: 2751–2755, <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0452-8>.
33. Saffarini M., Nover L., Tandogan R., Becker R., Moser L.B., Hirschmann M.T., Indelli P.F. The original Akagi line is the most reliable: a systematic review of landmarks for rotational alignment of the tibial component in TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2019; 27(4): 1018–1027, <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5131-z>.
34. *Руководство по первичному эндопротезированию коленного сустава*. Под ред. Кулябы Т.А., Корнилова Н.Н., Тихилова Р.М. СПб: НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена; 2022.
- Rukovodstvo po pervichnomu endoprotezirovaniyu kolennogo sustava [Guidelines for primary knee arthroplasty]*. Pod red. Kulyaby T.A., Kornilova N.N., Tikhilova R.M. [Kulyaba T.A., Kornilova N.N., Tikhilov R.M. (eds.)]. Saint Petersburg: NMITs TO im. R.R. Vredena; 2022.
35. 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. *Endoprosthesis of the articular surface of the patella in total knee arthroplasty. Kafedra travmatologii i ortopedii* 2012; 3: 18–28.
36. 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>.
37. 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>.
38. Nedopil A.J., Howell S.M., Hull M.L. Does malrotation of the tibial and femoral components compromise function in kinematically aligned total knee arthroplasty? *Orthop Clin North Am* 2016; 47(1): 41–50, <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2015.08.006>.
39. Daines B.K., Dennis D.A. Gap balancing vs. measured resection technique in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Surg* 2014; 6(1): 1–8, <https://doi.org/10.4055/cios.2014.6.1.1>.
40. Walde T.A., Bussert J., Sehmisch S., Balcarek P., Stürmer K.M., Walde H.J., Frosch K.H. Optimized functional femoral rotation in navigated total knee arthroplasty considering ligament tension. *Knee* 2010; 17(6): 381–386, <https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.12.001>.
41. Hetaimish B.M., Khan M.M., Simunovic N., Al-Harbi H.H., Bhandari M., Zalzal P.K. Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty.

J Arthroplasty 2012; 27(6): 1177–1182, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.12.028>.

42. Thienpont E., Fennema P., Price A. Can technology improve alignment during knee arthroplasty. *Кnee* 2013; 20(Suppl 1): S21–S28, [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(13\)70005-X](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(13)70005-X).

43. Лычагин А.В., Рукин Я.А., Грицюк А.А., Елизаров М.П. Первый опыт роботизированного эндопротезирования коленного сустава. *Кафедра травматологии и ортопедии* 2019; 4(38): 27–33, <https://doi.org/10.17238/issn2226-2016.2019.4.27-33>.

Lychagin A.V., Rukin Ya.A., Gricyuk A.A., Elizarov M.P. First experience of using an active robotic surgical system in total knee arthroplasty. *Kafedra travmatologii i ortopedii* 2019; 4(38): 27–33, <https://doi.org/10.17238/issn2226-2016.2019.4.27-33>.

44. Айрапетов Г.А., Яблонский П.К., Сердобинцев М.С., Дзиов З.В., Наумов Д.Г. Робот-ассистированное эндопротезирование коленного сустава. Первый опыт (проспективное рандомизированное исследование). *Гений ортопедии* 2023; 29(5): 475–480, <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-475-480>.

Airapetov G.A., Yablonskiy P.K., Serdobintsev M.S., Dziiov Z.V., Naumov D.G. Robot-assisted knee arthroplasty: first experience (a prospective randomized study). *Genij ortopedii* 2023; 29(5): 475–480, <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-475-480>.

45. Kayani B., Konan S., Ayuob A., Onochie E., Al-Jabri T., Haddad F.S. Robotic technology in total knee arthroplasty: a systematic review. *EFORT Open Rev* 2019; 4(10): 611–617, <https://doi.org/10.1302/2058-5241.4.190022>.

46. Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. *Артропластика коленного сустава*. СПб: Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена; 2012.

Kornilov N.N., Kulyaba T.A. *Arthroplastika kolennogo sustava* [Arthroplasty of the knee joint]. Saint Petersburg: Sankt-Peterburgskij nauchno-issledovatel'skij institut travmatologii i ortopedii im. R.R. Vredena; 2012.

47. Айрапетов Г.А., Яблонский П.К., Сердобинцев М.С., Дзиов З.В., Наумов Д.Г. Робот-ассистированное эндопротезирование коленного сустава. Первый опыт (проспективное рандомизированное исследование). *Гений ортопедии* 2023; 29(5): 475–480, <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-475-480>.

Airapetov G.A., Yablonskiy P.K., Serdobintsev M.S., Dziiov Z.V., Naumov D.G. Robot-assisted knee arthroplasty: first experience (a prospective randomized study). *Genij ortopedii* 2023; 29(5): 475–480, <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-475-480>.

48. Бабушкин В.Н., Лыков М.С., Шаевич С.С. *Результаты эндопротезирования коленного сустава с использованием компьютерной навигации у пациентов с наличием интрамедуллярных металлоконструкций диафиза бедренной кости*. В кн.: Материалы научно-практической конференции «Чаклинские чтения — 2017». Екатеринбург; 2017; с. 10–11.

Babushkin V.N., Lykov M.S., Shaevich S.S. *Rezultaty endoprotezirovaniya kolennogo sustava s ispol'zovaniem komp'yuternoy navigatsii u patsientov s nalichiem intramedullyarnykh metallokonstruktsiy diafiza bedrennoy*

kosti. V kn.: *Materialy nauchno-prakticheskoy konferentsii "Chaklinskiye chteniya — 2017"* [Results of knee arthroplasty using computer navigation in patients with intramedullary metal structures of the femoral diaphysis. In: Proceedings of the scientific and practical conference "Chaklin Readings — 2017"]. Ekaterinburg; 2017; p. 10–11.

49. 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>.

50. Kim C.W., Lee C.R. Effects of femoral lateral bowing on coronal alignment and component position after total knee arthroplasty: a comparison of conventional and navigation-assisted surgery. *Knee Surg Relat Res* 2018; 30(1): 64–73, <https://doi.org/10.5792/ksrr.17.056>.

51. Kim S.H., Park Y.B., Song M.K., Lim J.W., Lee H.J. Reliability and validity of the femorotibial mechanical axis angle in primary total knee arthroplasty: navigation versus weight bearing or supine whole leg radiographs. *Knee Surg Relat Res* 2018; 30(4): 326–333, <https://doi.org/10.5792/ksrr.18.028>.

52. Agarwal N., To K., McDonnell S., Khan W. Clinical and radiological outcomes in robotic-assisted total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Arthroplasty* 2020; 35(11): 3393–3409.e2, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.03.005>.

53. Bhimani S.J., Bhimani R., Smith A., Eccles C., Smith L., Malkani A. Robotic-assisted total knee arthroplasty demonstrates decreased postoperative pain and opioid usage compared to conventional total knee arthroplasty. *Bone Jt Open* 2020; 1(2): 8–12, <https://doi.org/10.1302/2046-3758.12.bjo-2019-0004.r1>.

54. Hampp E.L., Chughtai M., Scholl L.Y., Sodhi N., Bhowmik-Stoker M., Jacofsky D.J., Mont M.A. Robotic-arm assisted total knee arthroplasty demonstrated greater accuracy and precision to plan compared with manual techniques. *J Knee Surg* 2019; 32(3): 239–250, <https://doi.org/10.1055/s-0038-1641729>.

55. Watanabe S., Akagi R., Shiko Y., Ono Y., Kawasaki Y., Ohdera T., Ohtori S., Sasho T. Intra- and inter-observer reliability of implant positioning evaluation on a CT-based three-dimensional postoperative matching system for total knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord* 2021; 22(1): 363, <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04228-2>.

56. Rajgopal A., Sudarshan P., Kumar S., Aggarwal K. Failure modes in malrotated total knee replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 2023; 143(5): 2713–2720, <https://doi.org/10.1007/s00402-022-04569-0>.

57. Hanada M., Hotta K., Matsuyama Y. Impact of implant positions in total knee arthroplasty on the postoperative knee kinematics of tibial rotation. *J Orthop* 2024; 58: 24–28, <https://doi.org/10.1016/j.jor.2024.06.025>.

58. Ebrahimzadeh M.H., Makhmalbaf H., Birjandinejad A., Keshtan F.G., Hoseini H.A., Mazloui S.M. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) in Persian speaking patients with knee osteoarthritis. *Arch Bone Jt Surg* 2014; 2(1): 57–62.

59. Luger M., Schopper C., Krottenthaler E.S., Mahmoud M., Heyse T., Gotterbarm T., Klasan A. Not all questions are created equal: the weight of the Oxford Knee

- Scores questions in a multicentric validation study. *J Orthop Traumatol* 2023; 24(1): 44, <https://doi.org/10.1186/s10195-023-00722-6>.
60. Singh V., Bieganowski T., Huang S., Karia R., Davidovitch R.I., Schwarzkopf R. The Forgotten Joint Score patient-acceptable symptom state following primary total hip arthroplasty. *Bone Jt Open* 2022; 3(4): 307–313, <https://doi.org/10.1302/2633-1462.34.BJO-2022-0010.R1>.
61. Dinjens R.N., Senden R., Heyligers I.C., Grimm B. Clinimetric quality of the new 2011 Knee Society score: high validity, low completion rate. *Knee* 2014; 21(3): 647–654, <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.02.004>.
62. Noble P.C., Conditt M.A., Cook K.F., Mathis K.B. The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 452: 35–43, <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000238825.63648.1e>.
63. Behrend H., Giesinger K., Giesinger J.M., Kuster M.S. The “forgotten joint” as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure. *J Arthroplasty* 2012; 27(3): 430–436.e1, <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.06.035>.
64. Suda A.J., Seeger J.B., Bitsch R.G., Krueger M., Clarius M. Are patients’ expectations of hip and knee arthroplasty fulfilled? A prospective study of 130 patients. *Orthopedics* 2010; 33(2): 76–80, <https://doi.org/10.3928/01477447-20100104-07>.
65. Иржанский А.А., Куляба Т.А., Корнилов Н.Н. Валидация и культурная адаптация шкал оценки исходов заболеваний, повреждений и результатов лечения коленного сустава WOMAC, KSS и FJS-12. *Травматология и ортопедия России* 2018; 24(2): 70–79, <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-2-70-79>.
- Irzhanski A.A., Kulyaba T.A., Kornilov N.N. Validation and cross-cultural adaptation of rating systems WOMAC, KSS AND FJS-12 in patients with knee disorders and injuries. *Traumatology and Orthopedics of Russia* 2018; 24(2): 70–79, <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2018-24-2-70-79>.
66. Berger R.A., Crossett L.S., Jacobs J.J., Rubash H.E. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 356: 144–153, <https://doi.org/10.1097/00003086-199811000-00021>.
67. Matsuda S., Miura H., Nagamine R., Urabe K., Hirata G., Iwamoto Y. Effect of femoral and tibial component position on patellar tracking following total knee arthroplasty: 10-year follow-up of Miller-Galante I knees. *Am J Knee Surg* 2001; 14(3): 152–156.
68. Akagi M., Matsusue Y., Mata T., Asada Y., Horiguchi M., Iida H., Nakamura T. Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1999; 366: 155–163, <https://doi.org/10.1097/00003086-199909000-00019>.
69. Anouchi Y.S., Whiteside L.A., Kaiser A.D., Milliano M.T. The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1993; 287: 170–177, <https://doi.org/10.1097/00003086-199302000-00027>.
70. Olcott C.W., Scott R.D. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1999; 367: 39–42, <https://doi.org/10.1097/00003086-199910000-00005>.
71. Hanada H., Whiteside L.A., Steiger J., Dyer P., Naito M. Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 462: 137–142, <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e3180dc92e7>.
72. Джавадов А.А., Билык С.С., Коваленко А.Н., Близиных В.В., Амбросенков А.В., Денисов А.О., Антипов А.П., Миронов А.Р. Оценка точности позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава у пациентов, оперированных с использованием индивидуальных резекторных блоков. *Современные проблемы науки и образования* 2018; 5: 51.
- Dzhavadov A.A., Bilyk S.S., Kovalenko A.N., Blizniykov V.V., Ambrosenkov A.V., Denisov A.O., Antipov A.P., Mironov A.R. Estimation of accuracy of positioning of components of knee endoprosthesis in patients operated with the use of patient specific instruments. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* 2018; 5: 51.
73. Sharkey P.F., Hozack W.J., Rothman R.H., Shastri S., Jacoby S.M. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2002; 404: 7–13, <https://doi.org/10.1097/00003086-200211000-00003>.