

*А.А. Мохаммад*

## **ПЛАНИРОВАНИЕ РАЗМЕРА И ПОЛОЖЕНИЯ БОЛЬШЕБЕРЦОВОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НАВИГАЦИОННОЙ ТЕХНОЛОГИИ**

*Научный руководитель: канд. мед. наук, доц. П.И. Беспальчук*

*Кафедра травматологии и ортопедии*

*Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

*УЗ 6-я ГКБ, г. Минск*

*A.A. Mohammad*

## **PLANNING THE SIZE AND POSITION OF THE TIBIAL COMPONENT OF THE ENDOPROSTHESIS USING NAVIGATION TECHNOLOGY**

*Tutor: PhD, associate professor P.I. Bespalchuk*

*Department of Traumatology and Orthopedics*

*Belarusian State Medical University, Minsk*

*\*6-th CCH " Traumatology and Orthopedics ", Minsk*

**Резюме.** Целью работы являлось улучшение результатов позиционирования и размеров большеберцового компонента при эндопротезировании коленного сустава с использованием компьютерной навигационной технологии. Исходы эндопротезирования изучены у 62 пациентов на 62 коленных суставах. Отличные результаты отмечены у 96.8% (60/62) пациентов при положении большеберцового компонента во фронтальной и у 98.4% (61/62) в сагиттальной плоскостях.

**Ключевые слова:** коленный сустав, эндопротезирование, артроз коленного сустава, компьютерная навигация, большеберцовый компонент.

**Resume.** The aim of the work was to improve the resultsof position and size tibial component, for knee replacement using computer navigation technology in 62 patients per 62 knee joints. The outcomes of arthroplasty were studied in 62 patients for 62 knee joints Excellent results were in 96.8% (60/62) of patients in the position of the tibial component in the frontal plane and in 98.4% (61/62) in the sagittal plane.

**Keywords:** knee joint, endoprosthetics, arthrosis of the knee joint, computer navigation, tibial component.

**Актуальность.** Гонартроз — хроническое прогрессирующее дегенеративно-дистрофическое заболевание коленного сустава, характеризующееся деструкцией суставного хряща, изменениями суставных поверхностей эпифизов костей и околоуставных мягких тканей. Тотальное эндопротезирование коленного сустава (ТЭКС) эффективный и часто единственный способ восстановления утраченной функции нижней конечности, заключающийся в замещении патологически измененных поверхностей бедренной и большеберцовой костей на искусственные [1]. Несмотря на мировой опыт применения ТЭКС [3], у 3% пациентов развивается нестабильность компонентов эндопротеза в течение трех лет, что связано с рядом причин, одна из которых - нарушение их позиционирования, приводящее к несимметричной нагрузке на элементы сустава: ранний износ и асептическое смещение компонентов, что в дальнейшем требует необходимости выполнения ревизионного эндопротезирования. Компьютерная навигация - значительный шаг последних десятилетий [2]: обеспечи-

вает точное позиционирование компонентов благодаря инфракрасному сканированию индивидуальной анатомии пациента, обеспечивает возможность интраоперационного моделирования и объективного контроля различных анатомических и хирургических параметров, позволяет контролировать ось конечности и амплитуду движений.

**Цель:** повышение эффективности первичного эндопротезирования коленного сустава.

**Задачи:** оптимизация первичного эндопротезирования коленного сустава с помощью компьютерной навигации.

**Материалы и методы.** 62 пациента (51 женщина и 11 мужчин) после эндопротезирования коленного сустава, находившихся на лечении в УЗ «б ГКБ Минска» в 2019 - 2020 годах. Рентгенологические результаты хирургического лечения пациентов с гонартрозом, оперированных с применением системы компьютерной навигации.

ТЭКС проводилось с использованием стандартного срединного разреза кожи и медиального парапателлярного доступа. Навигационная система («Brainlab») использовалась в режиме интраоперационного сканирования. Обязательным элементом в процессе выполнения костных резекций являлось также удаление (при наличии) костно-хрящевых разрастаний вокруг суставных поверхностей (экзостозов). Дальнейшим этапом хирургического вмешательства являлась регистрация бедренной и большеберцовой костей.

После завершения регистрации анатомических ориентиров бедренной кости проводилась регистрация анатомических ориентиров на большеберцовой следующим образом:

Регистрация наиболее выступающих точек на медиальной и латеральной лодыжках (одиночный ориентир). Программа использовала точки, полученные на медиальной и латеральной лодыжках, чтобы вычислить центр голеностопного сустава.

Регистрация точки механической оси большеберцовой кости (одиночный ориентир). Механическая ось большеберцовой кости служила основой для всех дальнейших вычислений (варуса/вальгуса, заднего наклона опиала плато большеберцовой кости и т. д.).

Регистрация точек медиального, латерального и переднего контуров большеберцовой кости (одиночный ориентир).

При определении переднее-заднего направления большеберцовой кости удерживали подвижный датчик строго параллельно переднее-заднему направлению, ориентируясь на внутреннюю треть бугристости большеберцовой кости и заднюю крестообразную связку. Программа использовала переднее-заднее направление большеберцовой кости для определения наклона плато назад и нейтрального ( $0^\circ$ ) ротационного выравнивания плоскости резекции большеберцовой кости.

Регистрация медиального и латерального отделов плато большеберцовой кости (множественные ориентиры). Для расчёта уровня резекции большеберцовой кости и повышения точности её трехмерной реконструкции снимались точки с поверхности медиального и латерального мыщелков. Программа использовала самую глубокую

точку в радиусе 6 мм вокруг стартовой точки на медиальном и латеральном мышцах, чтобы вычислить уровень резекции большеберцовой кости.

Регистрация передней кортикальной зоны большеберцовой кости (множественные ориентиры). Передняя поверхность проксимального эпифиза большеберцовой кости дополнительно анализировалась для повышения точности трехмерной реконструкции.

Проверка реконструкции большеберцовой кости. После регистрации большеберцовой кости программа производила её трехмерную реконструкцию и позиционировала большеберцовый компонент на основании полученных точек регистрации.

### **Навигация резекции большеберцовой кости**

Программное обеспечение автоматически вычисляло начальный размер и положение большеберцового имплантата на основании точек, полученных во время регистрации.

С помощью функции «Резекция большеберцовой кости» проводили навигацию режущего блока к запланированной плоскости резекции на большеберцовой кости.

Подвижный трекер с адаптером вводили в прорезь резекторного блока. Программа распознавала форму адаптера режущего блока и отображала синюю плоскость, указывающую текущее положение инструмента. Значения определяли текущий угол варуса/вальгуса, проксимальное/дистальное направление (уровень резекции) и угол переднего/заднего наклона режущего блока. Числовые значения указывали расстояние между плоскостью запланированной резекции и фактическим положением инструмента навигации.

После резекции большеберцовой кости проводилась верификация резецированной плоскости большеберцовой кости. Помещали адаптер режущего блока на резецированную плоскость и удерживали его неподвижно две секунды. Программа вычисляла резецированную плоскость и отображала расхождение между запланированной и проверяемой плоскостями резекции.

Проверка резекции после верификации большеберцовой кости позволяла динамически исследовать резецированную плоскость на предмет возможных отклонений и при необходимости скорректировать опил большеберцовой кости.

### **Результаты и их обсуждение.**

Оценка положения большеберцового компонента во фронтальной плоскости. Отклонение положения большеберцового компонента от оси нижней конечности во фронтальной плоскости у 96.8% (60/62) пациентов варьировало в пределах  $\pm 3^\circ$ , составляя  $0,08 \pm 1,31^\circ$  (диапазон от  $4^\circ$  варусной деформации до  $3^\circ$  вальгусной).

**Табл. 1.** -Положение большеберцового компонента во фронтальной плоскости, град.

Группа	среднее	Минимум	Максимум	отклонение
Основная	0,08	-4°	3°	1,31

Таким образом, отмечалась высокая точность положения большеберцового компонента во фронтальной плоскости.

Оценка положения большеберцового компонента в сагиттальной плоскости. В сагиттальной плоскости отклонение большеберцового компонента от оси нижней конечности у 98.4% (61/62) пациентов варьировало в нормальных пределах сгибания.

**Табл. 2.** Положение большеберцового компонента в сагиттальной плоскости, град.

Группа	среднее	Минимум	Максимум	отклонение
Основная	0.28°	-2°	5°	1.17°

Таким образом, положение большеберцового компонента в сагиттальной плоскости обладало большой точностью.

Основным преимуществом компьютеризированной навигации является уменьшение отклонений в позиционировании механических осей и компонентов. Кроме того, навигация обеспечивает более точную и воспроизводимую оценку размеров компонентов, кинематики и балансировки связок[4].

**Выводы:** использование компьютерной навигации повышает точность пространственной ориентации компонентов эндопротеза коленного сустава во всех плоскостях, что позволяет снизить вариабельность оси нижней конечности в пределах  $\pm 3^\circ$ .

#### Литература

1. Герасименко, М.А. Белецкий А.В. Патология коленного сустава у детей и пациентов молодого возраста/ М.А.Герасименко, А.В.Белецкий. - Мн. :Тэхналогія, 2015.- С.215.
2. Жук, Е.В. Сравнение результатов использования навигационной и традиционной методике тотального эндопротезирования коленного сустава/ Е.В. Жук, П. И. Лознухо// Инновации в медицине и фармации.– 2018.- БГМУ
3. Ayers D.C., Common complications of total knee arthroplasty/ Ayers D.C., Dennis D.A., Johanson N.A., Pellegrini V. D. // J. Bone Jt. Surgery. - 1997. - V. 79-A, N 2. -P. 278-311.
4. Bae D. K., Computer Assisted Navigation in Knee Arthroplasty/ Dae Kyung Bae, and Sang Jun Song// Clin Orthop Surg. 2011.-V.3(4). -P.259–267.doi: 10.4055/cios.2011.3.4.259