

## ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА В ОТДАЛЕННЫЕ СРОКИ ПОСЛЕ ТОТАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА

А.В. Алтухова<sup>1</sup>, С.Н. Кауркин<sup>1,2</sup>, Д.В. Скворцов<sup>1,2</sup>, А.А. Ахпашев<sup>1,3</sup>, Л. Менсах<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства России, Москва, Российская Федерация

<sup>2</sup> Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Российская Федерация

<sup>3</sup> Российский университет дружбы народов, Москва, Российская Федерация

**Обоснование.** Стандарт хирургического лечения артроза коленного сустава на поздних стадиях — тотальное эндопротезирование, позволяющее купировать болевой синдром и устранить имеющуюся деформацию. Однако недостаточно данных об отдаленных результатах после операции, что важно для понимания динамики восстановительного периода и прогнозирования результата. **Цель исследования** — изучение клинической, функциональной, и биомеханической симптоматики у больных после тотального эндопротезирования коленного сустава в отдаленный период. **Методы.** Обследованы 22 пациента после эндопротезирования коленного сустава в отдаленные сроки и 20 относительно здоровых взрослых (контрольная группа). Исследовали биомеханику ходьбы в произвольном темпе. Регистрировали временные характеристики цикла шага, ударные нагрузки и движения в тазобедренных и коленных суставах. Пациенты по результатам биомеханического исследования были разделены на две подгруппы. В подгруппу 1 вошли пациенты с хорошим функционалом, маховой амплитудой коленного сустава  $\geq 50^\circ$ , сохраненным алгоритмом движения; в подгруппу 2 — пациенты с маховой амплитудой до  $50^\circ$  и нарушенным алгоритмом движения. **Результаты.** Временные характеристики цикла шага у больных в отдаленные сроки после эндопротезирования коленного сустава не отличаются существенно от контрольной группы. Движения отведения-приведения и ротации в тазобедренных и коленных суставах обнаруживают снижение амплитуды, больше выраженное в подгруппе 2. Основные изменения кинематики тазобедренного сустава характеризуются снижением амплитуды движений и более длительным временем разгибания в периоде опоры, что обнаружено для обеих сторон, особенно в подгруппе 2. Наибольшим изменениям (снижение амплитуды всех движений как на стороне эндопротеза, так и на противоположной) подверглась кинематика движений в коленных суставах. **Заключение.** Полного восстановления функции коленного сустава после тотального эндопротезирования в отдаленные сроки не происходит. Характерно симметричное снижение функции обеих нижних конечностей. Наличие функционально разных (менее или более тяжелых) результатов эндопротезирования может быть связано с исходным функциональным состоянием сустава до эндопротезирования или с последующим периодом реабилитации.

**Ключевые слова:** остеоартрит; эндопротезирование коленного сустава; биомеханика ходьбы; функция коленного сустава.

**Для цитирования:** Алтухова А.В., Кауркин С.Н., Скворцов Д.В., Ахпашев А.А., Менсах Л. Функциональная симптоматика в отдаленные сроки после тотального эндопротезирования коленного сустава. *Клиническая практика*. 2021;12(1):16–24. doi: 10.17816/clinpract60043

Поступила 05.02.2021

Принята 25.02.2021

Опубликована 01.04.2021

### ОБОСНОВАНИЕ

Пациенты с остеоартритом коленного сустава страдают не только от боли, но также от нарушения походки и ограниченной подвижности. Среди заболеваний опорно-двигательного аппарата деформирующий артроз коленного сустава

является лидирующим [1, 2]. Для купирования болевого синдрома и устранения деформации в кратчайшие сроки распространенным и наиболее эффективным методом хирургического лечения на поздних стадиях является тотальное эндопротезирование.

Однако, несмотря на то, что эндопротезирование коленного сустава обеспечивает снижение болевых ощущений и улучшает качество жизни, показано, что после операции может не только сохраняться патологическая походка, но и возникают трудности при выполнении ежедневных функциональных заданий [3–5].

На сегодняшний день имеется незначительное число работ, посвященных изучению функции и параметрам коленного сустава при ходьбе после тотального эндопротезирования. Патологическая

биомеханика походки, связанная с нарушением движения сгибания-разгибания коленного сустава, часто проявляется до и после оперативного вмешательства. В исследовании P. Biggs и соавт. [6] показано отсутствие положительных изменений амплитуды сгибания коленного сустава спустя 13 мес после операции, несмотря на увеличение скорости ходьбы и увеличение амплитуды сгибания бедра. Описано влияние остеоартрита на изменение кинематических параметров контралатеральной конечности после тотального эндопротезирования

## LONG-TERM FUNCTIONAL SYMPTOMS AFTER TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

A.V. Altukhova<sup>1</sup>, S.N. Kaurkin<sup>1,2</sup>, D.V. Skvortsov<sup>1,2</sup>, A.A. Akhpashev<sup>1,3</sup>, L. Mensah<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Federal Scientific and Clinical Center for Specialized Medical Assistance and Medical Technologies of the Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> The Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov, Moscow, Russian Federation

<sup>3</sup> Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation

**Background:** The standard of the surgical treatment for arthrosis of the knee joint (KJ) at the later stages is total arthroplasty, which allows relieving the pain and eliminating the existing deformity. However, there are not enough data on the long-term results after the surgery that is important for understanding the dynamics of the recovery and predicting the result. **Aims:** Study of clinical, functional, and biomechanical symptoms in patients after total arthroplasty of the knee joint in the long-term period. **Methods:** 22 patients after knee joint replacement and 20 relatively healthy adults (control group) were examined in long-term periods. The biomechanics of walking was studied at an arbitrary pace. The temporal characteristics of the gait cycle, shock loads and movements in the hip joints (HJ) and KJ were recorded. We recorded the time characteristics of the walking cycle, shock loads and movements in the hip joint (HJ) and KJ. The patients were divided into two subgroups according to the results of the biomechanical study. The patients from subgroup 1 had good functionality with a swing amplitude of the knee joint of 50 degrees or more, the movement algorithm was preserved. The patients from subgroup 2 had a swing amplitude of up to 50 degrees, the movement algorithm was impaired. **Results:** The temporal characteristics of the waking cycle of knee arthroplasty patients did not differ significantly from the control group in the long term. Abduction-adduction and rotation movements in HJ and KJ show a decrease in the amplitudes, more pronounced in the second subgroup. The main changes in the kinematics of the hip joint are characterized by a decrease in the range of motion and a longer extension time during the support period, which was found for both sides, especially in the second subgroup. The greatest changes were observed in the kinematics of the knee joints movements. They included a decrease in the amplitude of all the movements, not only on the endoprosthesis side, but also on the opposite side. **Conclusions:** There is no complete restoration of the knee joint function after total arthroplasty in the long term. The function of both lower limbs is symmetrically decreased. The fact of functionally different (less severe and more severe) results may be associated with the initial functional state of the joint before arthroplasty or with the subsequent period of rehabilitation.

**Keywords:** osteoarthritis; knee arthroplasty; biomechanics of walking; knee function.

**For citation:** Altukhova AV, Kaurkin SN, Skvortsov DV, Akhpashev AA, Mensah L. Long-term functional symptoms after total knee arthroplasty. *Journal of Clinical Practice*. 2021;12(1):16–24. doi: 10.17816/clinpract60043

коленного сустава [7]. M. Aljehani с соавт. [8] выявили снижение амплитуды сгибания и разгибания в контралатеральной конечности спустя 6–24 мес после операции, что может быть связано с перегружающей контралатеральные суставы асимметричной походкой после одностороннего тотального эндопротезирования коленного сустава [9]. По данным исследования B. Street и W. Gage [10], у пациентов старшей возрастной группы (77,7 года) данные изменения могут приводить к прогрессивному развитию остеоартрита и дальнейшей необходимости эндопротезирования коленного сустава на противоположной стороне.

Ряд исследований посвящен изучению влияния индекса массы тела на параметры походки. Показано, что у всех пациентов после эндопротезирования коленного сустава улучшились как биомеханические, так и клинические параметры, независимо от индекса массы тела [11, 12].

I.H. Lee [4] изучал результаты тотального эндопротезирования коленного сустава через 3 мес и спустя год после операции в двух сопоставимых выборках пациентов по 25 человек. В группе пациентов через 3 мес после операции продемонстрировано более выраженное снижение скорости ходьбы, длины шага, амплитуды разгибания коленного и сгибания голеностопного сустава в прооперированной конечности в сравнении с результатами группы в отдаленном периоде наблюдения. Эти биомеханические изменения могут быть компенсаторным ответом на менее восстановленную функцию коленного сустава. J.E. Naili с соавт. [5] также выявили положительную динамику отдаленных результатов эндопротезирования: в 68% случаев через год после тотального эндопротезирования коленного сустава увеличилась амплитуда сгибания-разгибания прооперированного коленного сустава и скорость ходьбы в сравнении с результатами кинематики походки спустя 1 мес после операции.

Таким образом, исследований по влиянию тотального эндопротезирования коленного сустава на параметры походки в отдаленном периоде наблюдения недостаточно, тем не менее результаты оперативного вмешательства важны для понимания динамики восстановительного периода и прогнозирования результата.

**Цель исследования** — изучение функциональной, биомеханической и клинической симптоматики у больных после тотального эндопротезирования коленного сустава в отдаленный период.

## МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Исследование когортное, проспективное.

### Критерии соответствия

*Критерии включения:* длительно существующий односторонний генуинный остеоартроз коленного сустава 3-й степени и более по Kellgren и Lawrence на момент операции; наличие проведенного одностороннего тотального эндопротезирования коленного сустава; возраст пациентов от 50 до 80 лет включительно.

*Критерии исключения:* остеоартроз коленного сустава менее 3-й степени по Kellgren и Lawrence; возраст пациентов младше 50 лет; наличие как на момент операции, так и на момент проведения обследования сопутствующей патологии, изменяющей биомеханику ходьбы (деформирующие артрозы других крупных суставов нижних конечностей; последствия травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата; неврологическая патология — центральные и периферические параличи и парезы; другие состояния, изменяющие функцию движения); наличие когнитивных нарушений, послеоперационных осложнений (нестабильность эндопротеза; воспалительные заболевания; неадекватный реабилитационный период), грубой патологии сердечно-сосудистой системы, препятствующей нормальному передвижению.

### Условия проведения

Исследование выполнено в период с 2018 по 2020 г. в лаборатории клинической биомеханики ФНКЦ ФМБА России.

### Описание медицинского вмешательства

Производился набор группы обследуемых: пациенты с отдаленными результатами эндопротезирования коленного сустава (1–2 года после эндопротезирования) и относительно здоровые лица (контрольная группа). Пациенты в отдаленном периоде эндопротезирования по результатам биомеханического исследования были разделены на две подгруппы: по величине маховой амплитуды и алгоритму движения в прооперированном коленном суставе. В подгруппу 1 вошли пациенты с хорошим функционалом, маховой амплитудой коленного сустава  $\geq 50^\circ$ , сохраненным алгоритмом движения. В подгруппу 2 вошли пациенты с маховой амплитудой до  $50^\circ$  и нарушенным алгоритмом движения.

**Рис. 1.** Биомеханическое исследование ходьбы: инерционные сенсоры фиксированы эластичными манжетами на крестце, бедрах и лодыжках пациента (публикуется с разрешения пациента).

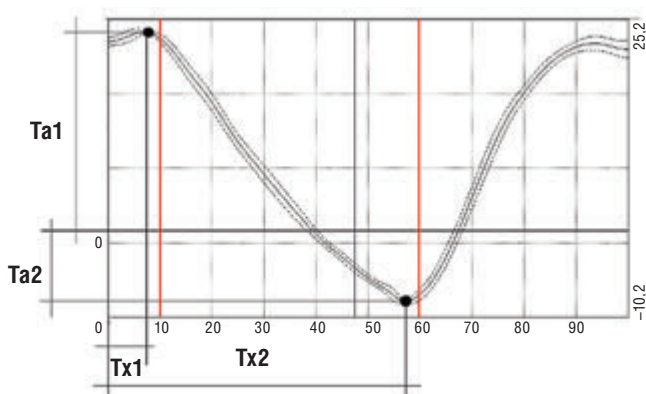
**Fig. 1.** Biomechanical study of walking. Inertial sensors are fixed on the patient's sacrum, hips and ankles with elastic cuffs.



Проводилось однократное биомеханическое исследование ходьбы, функции коленных и тазобедренных суставов при поступлении пациента на плановое обследование.

**Рис. 2.** Измеряемые амплитуды (A) и фазы (X) на гониограммах тазобедренного (слева) и коленного (справа) суставов. По вертикали — амплитуда в градусах, по горизонтали — цикл шага от 0 до 100%.

**Fig. 2.** Measured amplitudes (A) and phases (X) in goniograms of the hip (on the left) and knee (on the right) joints. Vertical axis — amplitude (in degrees), horizontal axis — walking cycle from 0 to 100%.



### Методы регистрации исходов

Исследование биомеханики походки проводилось по методике, опубликованной нами ранее [13]. Кинематику движений в тазобедренных и коленных суставах пациента исследовали с помощью пяти инерционных сенсоров, которые располагали на нижних конечностях (верхняя треть бедра и нижняя треть голени с наружной стороны, где имеется наибольшее соприкосновение с костными выступами) и в области таза; центральный сенсор фиксировали в области крестца. Фиксация осуществлялась эластичными лентами на кожные покровы пациента (рис. 1).

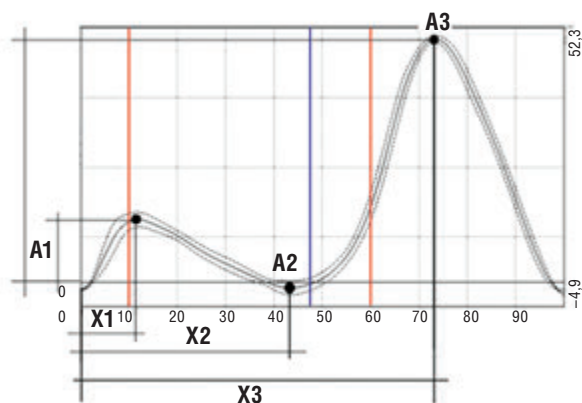
Пациенты ходили естественным (комфортным) для них шагом по ровной поверхности на расстояние 10 м. Количество проходов составляло 6 раз, или увеличивалось в зависимости от длины шага пациента.

Анализировали пространственные, кинематические характеристики, а также временные параметры, такие как длительность цикла шага (ЦШ, в секундах) и длительность периода от начала ЦШ данной ноги до постановки на опору (после переноса) другой ноги.

Ударные нагрузки определяли в начале периода опоры (параметр «Нагр.» в ускорениях свободного падения «g»).

Движения в суставах анализировали следующим образом:

- для тазобедренного сустава: по движению сгибание-разгибание отмечали амплитуду максимального сгибания в начале периода опоры ( $T_{a1}$ , в градусах) и фазу данной амплитуды ( $T_{x1}$ , в % от ЦШ), амплитуду максимального разгибания ( $T_{a2}$ , в градусах) и ее фазу ( $T_{x2}$ , в % от ЦШ) (рис. 2);



- для движений сгибания-разгибания коленного сустава определяли амплитуду первого сгибания (A1) и ее фазу (X1), амплитуду (A2) и фазу разгибания (X2), амплитуду (A3) и фазу второго сгибания (X3) с максимумом в периоде переноса (см. рис. 2);
- для движений отведения-приведения и ротации обоих суставов регистрировали суммарную максимальную амплитуду за ЦШ.

### Этическая экспертиза

Исследование выполнено в рамках планового обследования ортопеда в отдаленном послеоперационном периоде.

### Статистический анализ

Обработка полученных результатов была проведена стандартными методами описательной статистики с помощью программного обеспечения Statistica 12. Для параметров с нормальным распределением производили расчет средних значений и среднеквадратичного отклонения. Оценку достоверности различий выполняли с помощью критерия Вилкоксона–Манна–Уитни с критерием  $p < 0,05$ . Проводили сравнительную оценку аналогичных параметров пораженной и интактной сторон обеих подгрупп с показателями контрольной группы, пораженной стороны — с показателями интактной стороны в каждой подгруппе.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Объекты (участники) исследования

Группу пациентов составили 15 женщин и 7 мужчин. Возраст пациентов — 52–72 (средний возраст 64,5) года. Период времени от даты операции до биомеханического исследования — 13–25 мес.

Подгруппу 1 составили 9 пациентов, из них 8 женщин и 1 мужчина, средний возраст 62 года; подгруппу 2 — 13 пациентов, из них 7 женщин и 6 мужчин, средний возраст 66,2 года.

Контрольная группа включала 20 исследований здоровых взрослых мужчин ( $n=14$ ) и женщин ( $n=6$ ); средний возраст 29,7 года.

### Основные результаты исследования

Временные характеристики цикла шага и величина ударных нагрузок остаются в норме как на пораженной, так и интактной стороне в обеих группах ( $p > 0,05$ ) (табл. 1).

Амплитуда приведения-отведения в тазобедренных суставах ( $T_{прив.}$ ) не обнаруживает достоверных изменений в обеих группах в сравнении с контрольной, за исключением ее увеличения на пораженной конечности по сравнению с интактной в группе 1 ( $p < 0,05$ ). Движения ротации в тазобедренных суставах ( $T_{рот.}$ ) достоверно снижены на интактной стороне в обеих группах ( $p < 0,05$ ) (табл. 2).

Движения приведения-отведения в коленных суставах ( $KC_{прив.}$ ) также не показывают достоверных изменений. Ротационные движения в коленных суставах ( $KC_{рот.}$ ) достоверно снижены на интактной стороне в группе 2 по сравнению с контрольной группой ( $p < 0,05$ ), и достоверно увеличены на пораженной стороне в группе 1 по сравнению с интактной стороной этой же группы ( $p < 0,05$ ).

Гониограммы движений сгибания-разгибания в тазобедренных и коленных суставах оперированной и неоперированной конечности представлены на рис. 3.

Для тазобедренного сустава имеется достоверное снижение амплитуды сгибания ( $T_{ат}$ ) в группе 1

Таблица 1 / Table 1

### Временные параметры цикла шага и амплитуда удара в начале периода опоры

#### Temporal parameters of the walking cycle and the stroke amplitude in the beginning of the support period

Параметр	Подгруппа 1		Подгруппа 2		Контроль
	Интактная	Пораженная	Интактная	Пораженная	
ЦШ, сек	1,2±0,1	1,2±0,1	1,3±0,1	1,3±0,2	1,2±0,1
НВД, сек	49,7±1,1	50,0±1,2	49,6±1,3	50,0±1,5	49,9±0,6
Нагр,	-1,7±0,2	-1,7±0,2	-1,5±0,2	-1,6±0,3	-1,7±0,2

**Примечание.** ЦШ — цикл шага; НВД — длительность периода от начала ЦШ данной ноги до постановки на опору (после переноса) другой ноги; Нагр. — ударная нагрузка в начале периода опоры (в ускорениях свободного падения «g»).

**Note.** GC — gate cycle; SDS — the period from the start of the GS till the heel strike of the opposite leg; Load — impact load at the beginning of the stance phase (in acceleration of graviti “g”)

Таблица 2 / Table 2

Амплитуда движений в тазобедренных и коленных суставах  
Amplitude of movements in the hip and knee joints

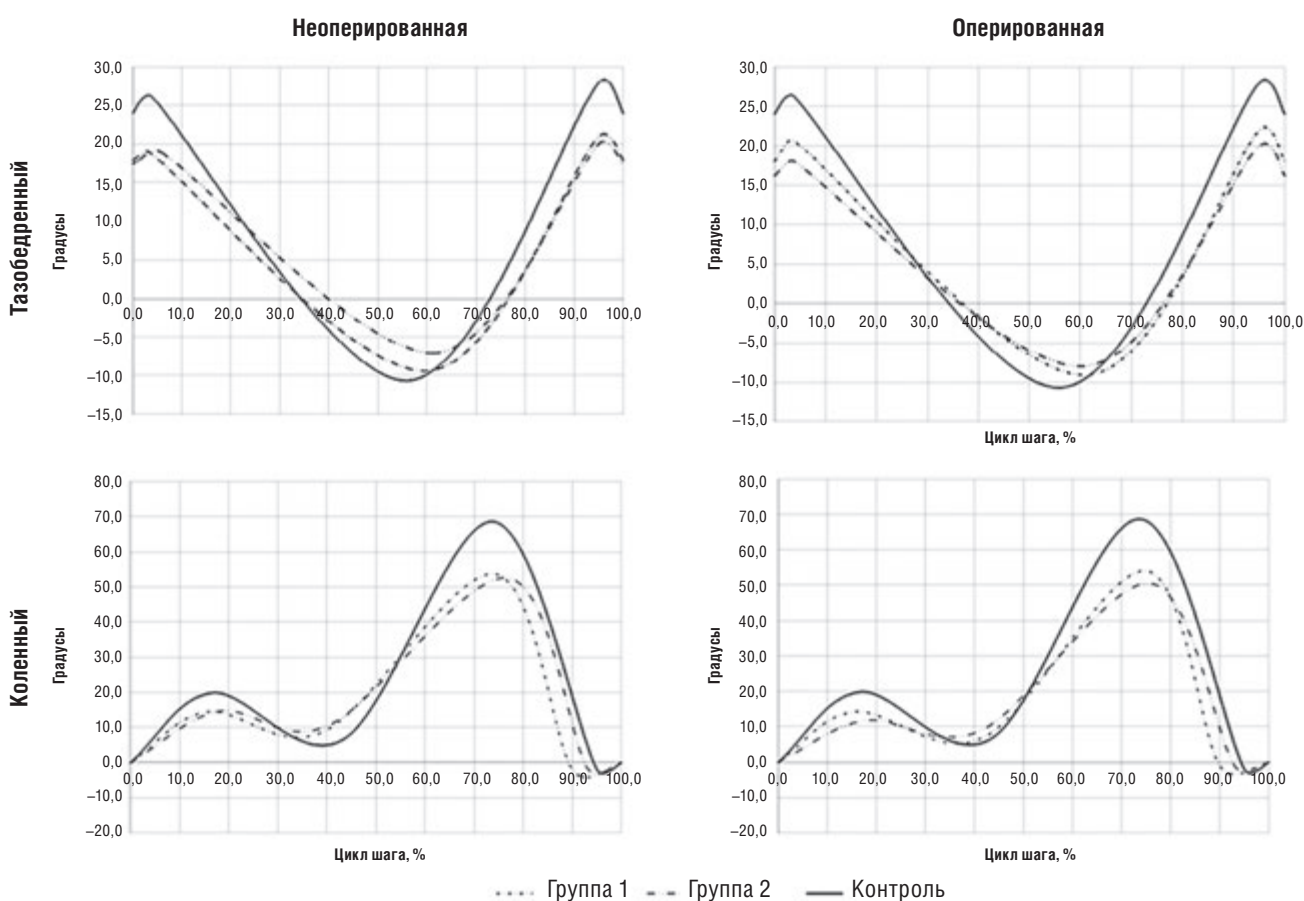
Параметр	Подгруппа 1		Подгруппа 2		Контроль
	Интактная	Пораженная	Интактная	Пораженная	
$T_{\text{прив.}}$	10,1±3,1	13,7±5,5 <sup>#</sup>	13,1±4,6	13,3±5,7	13,9±4,2
$T_{\text{рот.}}$	9,1±3,5 <sup>*</sup>	10,3±3,4	10,0±3,0 <sup>*</sup>	10,5±3,0	13,1±5,6
$KC_{\text{прив.}}$	10,8±5,0	11,2±5,1	14,5±8,2	15,0±6,5	18,0±8,2
$KC_{\text{рот.}}$	14,7±4,8	18,4±6,0 <sup>#</sup>	15,0±5,7 <sup>*</sup>	19,2±9,2	21,1±8,4

**Примечание.** \* Достоверные отличия от аналогичного значения контрольной группы; # достоверные отличия от аналогичного значения интактной стороны.

**Note.** \* Significant differences from the control group; # significant differences from the intact side.

**Рис. 3.** Гониограммы движений в тазобедренных и коленных суставах оперированной и неоперированной конечностей. По вертикали — амплитуда в градусах, по горизонтали — цикл шага от 0 до 100%.

**Fig. 3.** Goniograms of movements in the hip and knee joints of the operated and intact limbs. Vertical axis — amplitude (in degrees), horizontal axis — walking cycle from 0 to 100%.



для интактной конечности, в группе 2 — на обеих конечностях в начале периода опоры по сравнению с контрольной группой ( $p < 0,05$ ). Амплитуда разгибания тазобедренного сустава ( $T_{a2}$ ) достоверно снижена на пораженной конечности в группе 2 ( $p < 0,05$ ). Кроме того, достоверно увеличена фаза данной амплитуды ( $T_{x2}$ ) по сравнению с контрольной

группой ( $p < 0,05$ ), на интактной и пораженной конечностях — в обеих группах.

Амплитуда первого сгибания в коленных суставах (A1) достоверно снижена с обеих сторон в группе 1 и на пораженной стороне в группе 2 по сравнению с контрольной группой ( $p < 0,05$ ). Также данная амплитуда достоверно снижена для пораженной

конечности в группе 2 по сравнению с интактной стороной этой же группы ( $p < 0,05$ ). Амплитуда разгибания в периоде одиночной опоры (A2) достоверно увеличена с обеих сторон в группе 2 ( $p < 0,05$ ). Маховая амплитуда (A3) коленных суставов достоверно снижена как на интактной, так и на пораженной конечности в обеих группах ( $p < 0,05$ ).

Таким образом, у больных в отдаленные сроки после эндопротезирования коленного сустава временные характеристики ЦШ не отличаются существенно от контрольной группы. Движения отведения-приведения и ротации в тазобедренных и коленных суставах обнаруживают снижение амплитуд, больше выраженное во второй подгруппе. Основные изменения кинематики тазобедренного сустава характеризуются снижением амплитуды движений и более длительным временем разгибания в периоде опоры, что обнаружено для обеих сторон, особенно в подгруппе 2. Наибольшим изменениям подверглась кинематика движений в коленных суставах. Это снижение амплитуды всех движений не только на стороне эндопротеза, но и на противоположной.

### ОБСУЖДЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование коленного сустава не приводит к значимому изменению биомеханики походки. В имеющейся симптоматике можно отметить, что регистрируемые параметры цикла шага не изменяются, т.е. имеющиеся изменения не затрагивают временную структуру.

Сгибание в тазобедренных суставах снижается достоверно как на стороне поражения, так и на интактной в обеих подгруппах. Однако достоверные отличия мы получили только в подгруппе 2, функционал которой ниже. Имеется уменьшение и амплитуды разгибания, но достоверно также только на пораженной конечности в этой же подгруппе. Таким образом, снижается длина шага и, соответственно, скорость ходьбы. Большинство исследований, наоборот, указывают на увеличение скорости ходьбы [14]. В своем исследовании A. Vonpefoy-Mazure с соавт. [15] выявили, что через год после тотального эндопротезирования коленного сустава у пациентов увеличилась скорость ходьбы в сравнении с результатами кинематики походки до и спустя 3 мес после операции. В данном случае дизайн исследования другой, и мы не имеем результатов до оперативного лечения, по этой причине сравнение может быть выполнено только в отдаленном периоде эндопротезирования.

Наиболее демонстративны изменения функции коленного сустава, которые показывают снижение амплитуды первого и второго сгибания прооперированной и интактной конечности в обеих группах, при этом в большинстве исследований главным показателем является снижение амплитуды сгибания прооперированной конечности [16, 17]. В нашем исследовании изменения на обеих конечностях приводят к отсутствию выраженной функциональной асимметрии. В доступной же литературе показано наличие асимметричной походки, которая перегружает контралатеральные суставы [8, 9].

Таким образом, в отдаленные сроки после тотального эндопротезирования коленного сустава в наблюдаемых группах отмечается снижение нагрузки на оперированный сустав вследствие модификации кинематики движений в тазобедренных и коленных суставах. В данном случае кинематические изменения не являются грубыми и поэтому компенсируются без развития существенной функциональной асимметрии.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полного восстановления функции коленного сустава после тотального эндопротезирования в отдаленные сроки не происходит. Симметричное снижение функции обеих нижних конечностей — результат развития компенсаторных механизмов, которые, возможно, имели место еще до оперативного лечения. Наличие функционально разных (менее тяжелых или более тяжелых) результатов эндопротезирования может быть связано с исходным функциональным состоянием сустава до эндопротезирования или с последующим периодом реабилитации. Можно предположить, что для данного контингента больных будет полезен сквозной, периодический контроль функции сустава и ходьбы. Такой подход позволит определить функциональное состояние как в периоде до эндопротезирования (текущее функциональное состояние с целью предотвращения развития стойких функциональных нарушений), так и после него (коррекция процесса восстановления функции ходьбы).

### ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Участие авторов.** А.В. Алтухова — поиск и обработка литературы, проведение исследования, обработка данных, написание текста статьи; С.Н. Кауркин — поиск и обработка литературы,

проведение исследования, обработка данных, написание текста статьи; Д.В. Скворцов — формирование дизайна исследования, поиск и обработка литературы, проведение исследования, обработка данных, написание текста статьи; А.А. Ахпасhev — формирование дизайна исследования, анализ данных, коррекция текста; Л. Менсах — набор пациентов в исследование, клиническое обследование, обработка первичных данных. Авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

**Author contribution.** A.V. Altukhova — literature search and analysis, data analysis, manuscript writing; S.N. Kaurkin — literature search and analysis, biomechanical studies, data analysis, manuscript writing; D.V. Skvortsov — study design, literature search and analysis, biomechanical studies, data analysis, manuscript writing; A.A. Akhpashev — study design, data analysis, manuscript editing; L. Mensakh — recruiting of patients, clinical examination, primary data analysis. The authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

**Источник финансирования.** Работа выполнена в рамках государственного задания ФМБА России (НИР «Биомеханика, диагностика»).

**Funding source.** The work was carried out within the framework of the state assignment of the FMBA of Russia (research work “Biomechanics, diagnostics”).

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

## ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Wallace IJ, Worthington S, Felson DT, et al. Knee osteoarthritis has doubled in prevalence since the mid-20th century. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2017;114(35):9332–9336. doi: 10.1073/pnas.1703856114
- Cross M, Smith E, Hoy D, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of

disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(7):1323–1330. doi: 10.1136/annrheumdis-2013-204763

- Sun M, Yang L, He R, et al. Gait analysis after total knee arthroplasty assisted by three-dimensional printing navigation template. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. 2019;33(8):953–959. doi: 10.7507/1002-1892.201902068

- Lee IH. Biomechanical deficits in patients at 3 months following total knee arthroplasty. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016;29(3):439–444. doi: 10.3233/BMR-150635

- Naili JE, Wretenberg P, Lindgren V, et al. Improved knee biomechanics among patients reporting a good outcome in knee-related quality of life one year after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017;18(1):122. doi: 10.1186/s12891-017-1479-3

- Biggs PR, Whatling GM, Wilson C, et al. Which osteoarthritic gait features recover following total knee replacement surgery? *PLoS One*. 2019;14(1):e0203417. doi: 10.1371/journal.pone.0203417

- Alnahdi AH, Zeni JA, Snyder-Mackler L. Gait after unilateral total knee arthroplasty: frontal plane analysis. *J Orthop Res*. 2011;29(5):647–652. doi: 10.1002/jor.21323

- Aljehani M, Madara K, Snyder-Mackler L, et al. The contralateral knee may not be a valid control for biomechanical outcomes after unilateral total knee arthroplasty. *Gait Posture*. 2019;70:179–184. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.030

- Zeni JA, Flowers P, Bade M, et al. Stiff knee gait may increase risk of second total knee arthroplasty. *J Orthop Res*. 2019;37(2):397–402. doi: 10.1002/jor.24175

- Street BD, Gage W. Younger total knee replacement patients do not demonstrate gait asymmetry for heel strike transient or knee joint moments that are observed in older patients. *J Appl Biomech*. 2019;35(2):140–148. doi: 10.1123/jab.2018-0120

- Paterson KL, Sosdian L, Hinman RS, et al. Effects of sex and obesity on gait biomechanics before and six months after total knee arthroplasty: A longitudinal cohort study. *Gait Posture*. 2018;61:263–268. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.014

- Bonnefoy-Mazure A, Martz P, Armand S, et al. Influence of body mass index on sagittal knee range of motion and gait speed recovery 1-year after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2017;32(8):2404–2410. doi: 10.1016/j.arth.2017.03.008

- Skvortsov D, Kaurkin S, Goncharov EA, Akhpashev – Knee joint function and walking biomechanics in patients in acute phase anterior cruciate ligament tear. *Int Orthop*. 2020;44(5):885–891. doi: 10.1007/s00264-020-04485-1

- Kramers de Quervain IA, Kämpfen S, Munzinger U, Manion AF. Prospective study of gait function before and 2 years after total knee arthroplasty. *Knee*. 2012;19(5):622–627. doi: 10.1016/j.knee.2011.12.009

- Bonnefoy-Mazure A, Armand S, Sagawa YJ, et al. Knee kinematic and clinical outcomes evolution before, 3 months, and 1 year after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2017;32(3):793–800. doi: 10.1016/j.arth.2016.03.050

- Alice BM, Stephane A, Yoshisama SJ, et al. Evolution of knee kinematics three months after total knee replacement. *Gait Posture*. 2015;41(2):624–629. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.01.010

- Pasquier G, Tillie B, Parratte S, et al. Influence of pre-operative factors on the gain in flexion after total knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101(6):681–685. doi: 10.1016/j.otsr.2015.06.008



**ОБ АВТОРАХ**

Автор, ответственный за переписку:

**Алтухова Алена Владимировна**, н.с.;  
адрес: Российская Федерация, 115682, Москва,  
Ореховый бульвар, д. 28; e-mail: altukhova.aa@bk.ru;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3777-6294>

Соавторы:

**Кауркин Сергей Николаевич**, к.м.н., с.н.с., доцент;  
e-mail: kaurkins@bk.ru; eLibrary SPIN: 4986-3575;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

**Скворцов Дмитрий Владимирович**, д.м.н., профессор;  
e-mail: dskvorts63@mail.ru; eLibrary SPIN: 6274-4448;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

**Ахпасhev Александр Анатольевич**, к.м.н., доцент;  
e-mail: akhpashev@gmail.com;  
eLibrary SPIN: 9965-1828;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2938-5173>

**Менсах Лайоннел**, аспирант;  
e-mail: lionnelmensah@gmail.com

**AUTHORS INFO**

**Aljona V. Altukhova**, MD, Research Associate;  
address: Orekhoviy bulvar, 28, Moscow 115682, Russia;  
e-mail: altukhova.aa@bk.ru;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3777-6294>

**Sergey N. Kaurkin**, Cand. Sci. (Med.), Senior Researcher;  
e-mail: kaurkins@bk.ru; eLibrary SPIN: 4986-3575;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

**Dmitry V. Skvortsov**, Dr. Sci. (Med.), Professor;  
e-mail: dskvorts63@mail.ru; eLibrary SPIN: 6274-4448;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

**Alexander A. Akhpashev**, Cand. Sci. (Med.), Senior  
Researcher; e-mail: akhpashev@gmail.com;  
eLibrary SPIN: 9965-1828;  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2938-5173>

**Mensakh Layonnel**, student;  
e-mail: lionnelmensah@gmail.com