

# ИМЕЕТСЯ ЛИ ОБЪЕКТИВНАЯ БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ СИМПТОМАТИКА НЕСТАБИЛЬНОСТИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПОСЛЕ ТРАВМЫ ИЛИ РЕКОНСТРУКЦИИ ПЕРЕДНЕЙ КРЕСТООБРАЗНОЙ СВЯЗКИ?

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

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

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

<sup>3</sup> Федеральный центр мозга и нейротехнологий, Москва, Российская Федерация

## АННОТАЦИЯ

**Обоснование.** Разрыв передней крестообразной связки в большинстве случаев приводит к явлению нестабильности коленного сустава. Объективное определение состояния нестабильности до сих пор представляло значительные трудности. **Цель исследования** — выяснить, имеются ли биомеханические отличия функции сустава без или с проявлением нестабильности как в период до реконструкции передней крестообразной связки, так и после него. **Методы.** Использовано биомеханическое исследование функции ходьбы на быстрой скорости, включая электромиографическое исследование. Обследовано 40 пациентов, из них 22-м была выполнена реконструкция передней крестообразной связки. Пациенты были разделены на две группы — с симптомами нестабильности ( $n=33$ ) и без симптомов нестабильности ( $n=7$ ); в группу условно здорового контроля вошли 20 человек. **Результаты.** Временные характеристики цикла шага, как и показатели амплитуды движений в суставах (в том числе при сравнении поражённой и интактной сторон) не обнаружили достоверных отличий между исследуемыми группами, только для интактной стороны в группе с нестабильностью имелось достоверное увеличение обеих амплитуд в коленном суставе по сравнению с контролем. Электромиографическое исследование также не обнаружило существенных отличий. **Заключение.** Использование функциональной пробы с быстрой ходьбой не позволяет дифференцировать состояние нестабильности. Таким образом, нестабильность коленного сустава при обычной ходьбе, даже с высокой скоростью, никак себя не проявляет, для её обнаружения нужна разработка специальных провокационных тестов.

**Ключевые слова:** коленный сустав; разрыв передней крестообразной связки; нестабильность.

### Для цитирования:

Скворцов Д.В., Алтухова А.В., Кауркин С.Н., Ахпашев А.А. Имеется ли объективная биомеханическая симптоматика нестабильности коленного сустава после травмы или реконструкции передней крестообразной связки? *Клиническая практика*. 2024;15(1):In Press.

doi: <https://doi.org/10.17816/clinpract623681>

Поступила 21.11.2023

Принята 07.01.2024

Опубликована online 25.03.2024

## Список сокращений

КС — коленный сустав

ПКС — передняя крестообразная связка

ЭМГ — электромиография

*Биомеханические параметры:*

ДО — период двойной опоры

ПО — период опоры

ОО — период одиночной опоры

ЦШ — цикл шага

V — скорость ходьбы

*Кинематические параметры:*

Га — амплитуда голеностопных суставов

K1 — амплитуда первого сгибания коленного сустава,

K2 — амплитуда разгибания коленного сустава,

K3 — амплитуда махового сгибания коленного сустава

Ta — амплитуда тазобедренных суставов

# ARE THERE OBJECTIVE BIOMECHANICAL SYMPTOMS OF THE KNEE INSTABILITY AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY OR IT'S RECONSTRUCTION

D.V. Skvortsov<sup>1, 2, 3</sup>, A.V. Altukhova<sup>1</sup>, S.N. Kaurkin<sup>2, 3</sup>, A.A. Akhpashev<sup>1</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> Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russian Federation

<sup>3</sup> Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Moscow, Russian Federation

## ABSTRACT

**Background:** The instability of the knee joint after a rupture of the anterior cruciate ligament and even after its reconstruction remains a pressing problem. The use of a special functional test with fast walking can be considered as a potential tool for verifying this instability. **Aim:** to observe the presence of biomechanical differences in the joint function with and without instability, both before and after the anterior cruciate ligament reconstruction. **Methods:** A biomechanical study of the function of walking at fast speeds, including an electromyographic study, was used. 40 patients were examined, of which 22 underwent reconstruction of the anterior cruciate ligament. The patients were divided into two groups — 33 patients with symptoms of instability, and 7 patients without them; the control group included 20 healthy persons. **Results:** The time characteristics of the step cycle did not reveal significant differences between the patient groups and the control group. For the amplitudes of movements in the joints, there were also no significant differences between the patient groups and between the affected and intact sides. The only finding was a significant increase in both amplitudes in the knee joint compared to the control for the intact side in the group with instability. The electromyographic study also did not reveal significant differences. **Conclusion:** The use of a functional test with fast walking does not allow differentiating the state of instability. Thus, the instability of the knee joint during normal walking, even at a high speed, does not manifest itself in any way. To detect it, it is necessary to develop special provocative tests.

**Keywords:** knee joint; anterior cruciate ligament tear; instability.

## For citation:

Skvortsov DV, Altukhova AV, Kaurkin SN, Akhpashev AA. Are there objective biomechanical symptoms of the knee instability after anterior cruciate ligament injury or it's reconstruction? *Journal of Clinical Practice*. 2024;15(1):In Press. doi: <https://doi.org/10.17816/clinpract623681>

Submitted 21.11.2023

Revised 07.01.2024

Published online 25.03.2024

## ОБОСНОВАНИЕ

Коленный сустав (КС) — самый крупный сустав человеческого тела, обладающий значительной амплитудой движения. Бедренная и большеберцовая кости образуют плечи рычага, на который приходится значительные усилия, способные изменить взаимное положение суставных поверхностей. Большую роль в стабильности сустава играет передняя крестообразная связка (ПКС). Повреждение или полный разрыв ПКС — одна из наиболее распространённых травм КС [1]. После травмы ПКС может измениться стабильность КС, что приводит к аномальной нагрузке во время функциональной активности. Хорошо известно, что КС с дефицитом ПКС может проявлять патологическую слабость, что часто приводит к жалобам пациента на нестабиль-

ность КС [2, 3]. Поскольку КС с дефицитом функции ПКС также подвержены поступательной и ротационной нестабильности, пациентам следует с осторожностью относиться к определённым движениям, с которыми они сталкиваются в повседневной жизни [4]. Согласно ряду исследований, пациенты, не испытывающие нестабильность КС и способные бессимптомно возобновить все виды деятельности до травмы ПКС, включая занятия спортом на высоком уровне (copers), составляют менее 14% всей популяции пациентов с дефицитом ПКС [5, 6]. Таким образом, существует достаточно большая категория лиц с верифицированным разрывом ПКС, которые не испытывают симптомов нестабильности. Остальные образуют группу, которая испытывает симптомы дефицита ПКС (noncopers).

Актуальным является вопрос биомеханических изменений в КС у пациентов с разрывом ПКС. В исследовании W.J. Hurd и L. Snyder-Mackler [7] авторы изучали модели движения во время ходьбы в середине периода опоры у пациентов с нестабильностью КС после острого разрыва ПКС. В середине периода опоры испытуемые демонстрировали меньшую амплитуду сгибания-разгибания КС, а также более сильное совместное сокращение мышц на повреждённой конечности по сравнению с интактной стороной. Наблюдалась тенденция к снижению участия КС в момент опоры и более высокий вклад в опору голеностопного сустава на повреждённой конечности по сравнению с неповреждённой.

В другом исследовании [8] были проанализированы результаты 44 пациентов с разрывом ПКС и 16 здоровых участников во время ходьбы, бега и поворота (спуск по лестнице и немедленный поворот на 90° на опорной ноге). Для каждого испытания во время фазы опоры у участников исследования определяли максимальную внутреннюю ротацию большеберцовой кости и соответствующий чистый внешний момент сил в КС относительно продольной оси большеберцовой кости. Обнаружено, что высокоинтенсивная деятельность, сочетающая спуск по лестнице и повороты, вызывает аналогичные внутренние вращения большеберцовой кости. Во время бега КС с интактными ПКС демонстрировали более высокий внешний момент, чем КС с дефицитом ПКС и контрольная группа со здоровым коленом, что может указывать на мышечную адаптацию или защитную стратегию у пациентов с травмой ПКС.

В работе L.C. Schmitt и K.S. Rudolph [9] были исследованы биомеханические изменения функции КС и мышц нижней конечности у пациентов со случаями нестабильности и без таковых (по определению самих пациентов). Обнаружены изменения на стороне поражения мышечной активности и снижение амплитуды движений в КС, однако стоит учитывать, что данное исследование выполнено у лиц с остеоартритом КС.

Аналитический обзор J.C. Schrijvers [10] показал, что при значительном числе параметров, претендующих на то, чтобы характеризовать нестабильность КС во время ходьбы, нет пока ни одного, который можно было бы рекомендовать в реальной практике. Авторы предлагают собственную формулировку стабильности КС: «способность к ответу на возмущения во время ходьбы в пределах нормальных границ для КС».

Последующая работа той же группы авторов [11] по предложенной методике на специальном тредмиле с применением неожиданных возмущений во время ходьбы показала, что пациенты с наличием нестабильности демонстрировали более высокие значения сгибания КС в конце периода переноса и более высокую активность мышц, однако и в этом исследовании принимали участие лица с сохранной ПКС и остеоартритом КС.

Таким образом, вопросы стабильности и нестабильности КС после повреждения ПКС важны и актуальны, однако до сих пор недостаточно информации о кинематике сустава с признаками стабильности/нестабильности. Ходьба в быстром темпе требует несколько большего напряжения опорно-двигательной системы [12]. Возможно, что это окажется достаточным условием, чтобы обнаружить отличия у пациентов с длительным сроком после разрыва ПКС. Поэтому целью данного исследования стало изучение функциональных и клинических параметров, а также результатов биомеханического исследования походки у пациентов с длительным сроком после разрыва ПКС и её реконструкции с признаками стабильности и нестабильности КС.

**Гипотеза исследования.** Реконструкция ПКС восстанавливает стабильность КС. Биомеханические параметры ходьбы и кинематика КС отличаются у пациентов с и без симптомов нестабильности.

**Цель исследования** — выяснить, имеются ли биомеханические отличия функции сустава с проявлением нестабильности и без такового как в период до реконструкции ПКС, так и после него.

## МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Когортное, проспективное.

### Критерии соответствия

**Критерии включения:** лица с повреждением ПКС в анамнезе, подтверждённым магнитно-резонансным исследованием; первичным или посттравматическим остеоартрозом КС 0–II стадии по Келлгрена–Лоуренса (J. Kellgren & J. Lawrence, 1957).

**Критерии исключения:** повреждение других связок КС; остеохондральные дефекты КС; остеоартроз одного или обеих КС III–IV стадии по Kellgren–Lawrence; повреждение или заболевания других крупных суставов нижних конечностей, оказывающих влияние на функцию ходьбы.

### Условия проведения

Исследование проведено на базе ортопедического отделения и научного отдела Федерального научно-клинического центра специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства России в период 2020–2023 годов.

### Описание медицинского вмешательства

Биомеханическое исследование функции ходьбы проводилось с помощью комплекса «Стэдис» (Нейрософт, Иваново). Для этого инерционные сенсоры «Нейросенс» фиксировали пациенту на крестце, наружной поверхности средней трети бедра, наружной лодыжке и подъёме стопы с обеих сторон. Всего использовалось 7 сенсоров (максимальное число). Каждый сенсор содержит по два канала электромиографической (ЭМГ) регистрации. Сенсоры на бедре использовались для регистрации ЭМГ-сигнала с прямой мышцы бедра и суммарной активности двуглавой и полусухожильной мышц, а сенсоры на голени — для регистрации ЭМГ передней большеберцовой мышцы и суммарной активности наружной и внутренней головок трёхглавой мышцы. Для регистрации использовали одноразовые электроды Medico (Индия), установленные с использованием рекомендаций SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [13].

Положение пациента стоя прямо с выпрямленными коленными и тазобедренными суставами принимали за нейтральное (положение калибровки). Далее выполняли регистрацию биомеханических параметров во время ходьбы. Пациент ходил в быстром темпе на дистанции 10 метров, разворачиваясь каждый раз в конце и снова продолжая движение. Шаги с неустановившимися параметрами (разгон и торможение) программное обеспечение автоматически отбрасывает, остальные циклы шага (ЦШ) — калькулирует. В среднем мы завершали регистрацию при достижении 30 ЦШ или более.

Быстрый темп ходьбы был выбран нами по причине того, что он требует несколько большего напряжения как опорно-двигательного аппарата, так и системы моторного контроля, что, возможно, способно повысить чувствительность данного исследования к состоянию стабильности/нестабильности КС. Возможно, что это будет достаточным условием для выявления симптомов нестабильности у пациентов с верифицированным полным разрывом ПКС.

С целью последующей статистической обработки отчёт каждого исследования конвертировался в таблицу. Для этого были выбраны следующие параметры:

- *временные* (длительность ЦШ в секундах, отдельные временные периоды ЦШ измерялись в процентах от ЦШ): период опоры (ПО), период одиночной опоры (ОО), суммарный период двойной опоры (ДО) и параметр начала ЦШ другой ноги (начало второй двойной опоры, НВД); кроме этого, регистрировали скорость ходьбы ( $V$ , км/ч).
- *кинематические*: для тазобедренных суставов определяли максимальную амплитуду ЦШ в градусах ( $Ta$ ) и аналогично для голеностопных ( $Ta$ ); для КС — амплитуду первого сгибания ( $K1$ ), амплитуду разгибания ( $K2$ ), и амплитуду махового сгибания ( $K3$ ).

На ЭМГ мышц анализировали максимально развиваемую амплитуду за ЦШ (в мкВ) для передней большеберцовой мышцы (*tibialis anterior*, TA), икроножных мышц (*gastrocnemius*, GM), четырёхглавой мышцы бедра (*quadriceps femoris*, QA), полусухожильной и полуперепончатой мышц бедра (*hamstring*, HM).

### Этическая экспертиза

Исследование выполнено в соответствии с этическими принципами Хельсинской декларации с получением письменного согласия пациента на участие в исследовании и одобрено независимым междисциплинарным комитетом по этической экспертизе клинических исследований (протокол от 26.012021 Государственного задания от 01.01.2021, шифр темы «Биомеханика-нестабильность»).

### Статистический анализ

Полученные результаты обработаны стандартными методами вариационной статистики с помощью программного обеспечения Statistica 12. В таблицах представлены медиана и 25–75% квартили. По причине малой выборки оценка нормальности данных не проводилась, поэтому достоверность различий оценивалась по критерию Вилкоксона–Манна–Уитни с критерием  $p < 0,05$ . Проводилась сравнительная оценка аналогичных параметров поражённой и интактной сторон в группах с симптомами нестабильности и со стабильным КС; сравнительная оценка поражённой и интактной сторон внутри каждой группы; сравнительная оценка аналогичных параметров поражённой и интактной сторон с показателями контрольной группы.

**РЕЗУЛЬТАТЫ****Объекты (участники) исследования**

В исследовании приняли участие 40 пациентов с верифицированным разрывом ПКС в различные сроки, как до, так и после реконструкции связки, из них мужчин 27, женщин — 13. Средний возраст составил 33,3 (20–55) года. Рост пациентов — от 159 до 190 см, средний рост — 171,3 см (159–190). Индекс массы тела — 24,94 (от 17,58 до 35,73). У 22/40 человек была выполнена реконструкция ПКС. Средний срок от момента реконструкции до момента исследования составил 6 лет, для неоперированных пациентов среднее время от момента травмы до исследования составило 3 года. У 12 пациентов был прямой механизм травмы КС, у остальных — не прямой. У 16 пациентов был повреждён правый КС, у 24 — левый. Отмечали ощущение неустойчивости в КС 33 пациента.

Диапазон времени от травмы до исследования сильно различался. Максимальный срок составлял 18 лет, минимальный — 2 недели (среднее значение составило 52,9 месяцев, или 4 года 4 месяца).

Все пациенты были разделены на две группы. В группу без симптомов неустойчивости и нестабильности КС вошли 7 человек, из них 4 была выполнена реконструкция ПКС (один человек имел срок от момента операции 9 лет, трое других — 1–2 года); сроки после травмы у 3 непроперированных составили 1–2 года. Вторую группу пациентов, имеющих ощущение нестабиль-

ности КС, составили 33 человека, из них 17 были прооперированы и 16 ещё не прошли хирургического лечения. Сроки реконструкции ПКС от момента травмы существенно отличались: в 6 случаях реконструкция была выполнена менее 1 года назад, у 7 — в сроки 1–2 года, ещё у 6 — в сроки от 3 до 11 лет, из них только 3 человека имели сроки 5, 9 и 11 лет после травмы. Собственно биомеханическое исследование для лиц, прошедших оперативное лечение, было проведено в сроки менее 1 года после операции 9 пациентам, 7 — в сроки от 1 года до 3 лет, 1 — через 9 лет после оперативного лечения.

Нестабильность КС проявлялась у всех пациентов с этой симптоматикой неожиданно, в ситуациях, когда характер опорной поверхности резко или непредсказуемо изменялся. В ряде случаев пациенты отмечали, что при нормальной опорной поверхности контакт с ней происходил нештатным и неожиданным для них образом.

В группу контроля вошли 20 практически здоровых лиц (10 женщин и 10 мужчин), средний возраст  $28,8 \pm 3,66$  (23–35) лет, средний рост  $176,8 \pm 5,53$  см (168–188), средний вес  $76,25 \pm 14,09$  кг (55–100), без травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата в анамнезе.

**Основные результаты исследования**

Результаты биомеханического исследования представлены в табл. 1–4.

Таблица 1 / Table 1

**Временные параметры цикла шага: результаты сравнения параметров аналогичной конечности у пациентов групп стабильности и нестабильности /**  
**Temporal parameters of the gait cycle: the results for the corresponding limb in patients in the stability group vs. the instability group**

Параметр	Стабильность		Нестабильность		Контроль
	Поражённая	Интактная	Поражённая	Интактная	
ЦШ	0,9 [0,9; 1]	0,9 [0,9; 1,0]	1 [0,9; 1]	1 [0,9; 1]	1,0 [0,9; 1,0]
ПО	60,6 [59,5; 61,9]	62,1 [60,8; 63,3]	61,8 [60,7; 63,1]	62,3 [61,3; 62,8]	61,4 [60,2; 62,9]
ОО	37,7 [37,0; 38,3]	38,6 [37,7; 40,2]	37,7 [36,9; 38,6]	37,9 [37,1; 38,9]	38,4 [36,8; 39,1]
ДО	22,5 [20,8; 25,1]	22,6 [20,5; 25,6]	24 [22,5; 26,2]	24,1 [22,5; 25,8]	23,1 [21,6; 26,2]
НВД	49,8 [49,1; 50,5]	50,6 [49,7; 51,3]	49,9 [49,3; 50,4]	49,9 [49,5; 50,4]	49,8 [49,5; 50,2]
V	5,7 [5,3; 6]		5,6 [5,3; 5,8]		5,5 [4,4; 6,1]

**Примечание.** ЦШ — цикл шага; ПО — период опоры; ОО — период одиночной опоры; ДО — период двойной опоры; НВД — начало второй двойной опоры; V — скорость ходьбы.

**Note.** ЦШ — gait cycle; ПО — stance phase; ОО — single support phase; ДО — double support phase; НВД — onset of the second double support; V — walking speed.

Таблица 2 / Table 2

**Общая амплитуда сгибания-разгибания в тазобедренных и голеностопных суставах, кинематика коленных у пациентов групп стабильности и нестабильности / Total flexion-extension amplitude in the hip and ankle joints, the knee kinematics in patients of the stability and instability groups**

Параметр	Стабильность		Нестабильность		Контроль
	Поражённая	Интактная	Поражённая	Интактная	
Та	39 [37; 45]	42 [35; 46]	40 [37; 44]	40 [36; 43]	40,0 [34,5; 44,0]
К1	14,8 [12,1; 16,5]	16,9 [13,5; 22,5]	13,9 [12; 17,7]	16,4 [12,9; 20,7] <i>p=0,04*</i>	14,4 [11,7; 17,5]
К3	52,5 [50,8; 62]	58,5 [46,8; 68,6]	57,3 [50,4; 62,5]	59,3 [52,6; 63,3] <i>p=0,05*</i>	54,8 [49,7; 60,4]
Га	33,5 [30,3; 42]	30 [26; 34]	31 [28; 33]	31 [28; 39]	33,0 [29,0; 37,0]

**Примечание.** \* Отличия от аналогичного значения с группой контроля. Та/Га — амплитуда тазобедренных/голеностопных суставов; К1/К3 — амплитуда первого сгибания, последующего разгибания и махового сгибания коленного сустава.

**Note.** \* Differences from the corresponding value in the control group. Та/Га — amplitude of hip/ankle joints; К1/К3 — amplitude of first flexion, next extension and flexion of the knee joint at the swing phase.

Таблица 3 / Table 3

**Данные электромиографического исследования у пациентов групп стабильности и нестабильности / Electromyographic data in patients of the stability and instability groups**

ЭМГ	Стабильность		Нестабильность		Контроль
	Поражённая	Интактная	Поражённая	Интактная	
ТА	228,5 [156,5; 310,3]	203 [161,8; 276,3]	237 [186; 283,5]	208 [177,8; 318,5]	251,0 [179,5; 313,5]
ГА	172,5 [162,3; 205]	240 [126,3; 509]	167 [105; 227,5] <i>p=0,004*</i>	200 [135; 246]	226,5 [171,0; 298,0]
QA	91 [49;124]	108 [86; 133]	92 [55; 142,5]	117 [64,5; 144,5]	114,0 [81,0; 154,5]
НА	140 [65; 245]	156 [80; 271]	110 [77; 182]	147 [74,5; 170]	125,5 [99,5; 162,0]

**Примечание.** \* Отличия от аналогичного значения с группой контроля. ЭМГ — электромиография; ТА — передняя большеберцовая мышца; ГА — икроножная мышца; QA — четырёхглавая мышца бедра; НА — мышцы задней поверхности бедра.

**Note.** \* Differences from the corresponding value in the control group. ЭМГ — electromyography; ТА — musculus tibialis anterior; ГА — gastrocnemius muscle; QA — musculus quadriceps femoris; НА — hamstring.

По временным параметрам и скорости ходьбы обе группы пациентов не имели достоверных отличий друг от друга и группы контроля, отсутствовали также различия в показателях поражённой и интактной сторон. Результаты временных параметров ЦШ и скорости ходьбы отражены в табл. 1.

Для амплитуд движений в суставах полностью отсутствуют достоверные отличия между пара-

метрами обеих групп, в том числе между состоянием поражённой и интактной сторон, только для интактной стороны в группе с симптомами нестабильности имеется достоверное увеличение обеих амплитуд в КС по сравнению с контролем. Результаты кинематики движений в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах представлены в табл. 2.

ЭМГ-исследование не обнаружило достоверных отличий между группами по одноимённым параметрам, отсутствовали и достоверные отличия при сравнении показателей поражённой и интактной сторон. Единственное достоверное отличие заключалось в снижении активности икроножных мышц на стороне поражения в группе нестабильности. Результаты ЭМГ-исследования представлены в табл. 3.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Данное исследование в своей клинической части демонстрирует известный ортопедам, но почти не обсуждаемый феномен. Стабильный или нестабильный сустав имеет несколько иную природу, нежели механический разрыв ПКС. Сам по себе полный разрыв ПКС не означает его нестабильность. В нашем исследовании 3 пациента, не прошедшие реконструкцию ПКС, не имели жалоб на нестабильность КС. Что очень важно, что только 4 человека из 21 прооперированного не имели жалоб на нестабильность сустава в послеоперационном восстановительном периоде.

Полученные биомеханические результаты показывают следующие закономерности. Главное, что ходьба по ровной поверхности, пусть и в быстром темпе, практически не приводит к изменению параметров биомеханики ходьбы у данной категории обследуемых. Отличия групп друг от друга по параметрам ходьбы полностью отсутствуют. Мы не обнаружили явных асимметрий, что тоже характерно для здорового человека. Имеются минимальные отличия: это незначительное увеличение амплитуды движений в КС на интактной стороне в группе с нестабильностью КС и снижение активности икроножной мышцы на стороне повреждённого сустава. Во всём остальном параметры не имеют отличий ни между группами, ни между одной и другой стороной, ни в сравнении с показателями контрольной группы.

Группа со стабильным КС не показала никаких отличий, однако её численность была незначительной, что не позволяет обнаружить относительно невысокую степень изменений. В исследованиях с продолжительными сроками наблюдения [14] было отмечено, что кинетика походки нормализовалась в значительной степени через 4 года после реконструкции ПКС, при этом высокая скорость ходьбы демонстрировала и более высокие моменты сил в коленном суставе, что также характерно для здоровых людей. В другом

исследовании [15] авторы описывают отсутствие каких-либо отличий от контралатеральной конечности в пределах 3,5 лет с момента реконструкции, а через 8,5 лет отмечают наличие снижения амплитуды сгибания КС, приведения коленного и тазобедренного суставов [15]. В нашем предшествующем исследовании [16] также обнаружено, что в сроки 12 месяцев после реконструкции отличия от контроля на произвольной скорости минимальны, но полного восстановления функции КС ещё не происходит.

Другой очевидный результат нашего исследования — это симметричность функции поражённой и здоровой ноги. Мы не получили асимметрии функции, только косвенные отличия сторон от группы контроля. Некоторые подтверждения мы находим в опубликованных исследованиях. Так, E.S. Gardinier и соавт. [17] обнаружена асимметрия мышечной активности, которая характеризовалась меньшей активностью на стороне повреждённой конечности. Обследованные пациенты имели сроки травмы в пределах 7–8 недель, т.е. тоже достаточно ранние. В нашем исследовании все пациенты наблюдались либо в поздние сроки после травмы, либо в поздние сроки после хирургического лечения. В исследовании S.A. Garcia и соавт. [18] пациенты после реконструкции ПКС в среднем в сроки 9,5 недель показали увеличение асимметрии при нарастании скорости ходьбы. Данные результаты получены при исследовании параметров реакции опоры (т.е. динамических), которые отсутствуют в нашем исследовании, так что прямое сопоставление невозможно. Но и сроки обследования также относительно ранние. Таким образом, состояние пациентов с разрывом ПКС в резидуальном периоде или в поздние сроки после реконструкции демонстрирует симметричность функции конечностей. Более того, у пациентов отмечаются нормальные биомеханические параметры ходьбы. У обследованных пациентов работа компенсаторных механизмов либо не требуется, либо происходит в пределах, которые не изменяют симметричность параметров и гармоничность ходьбы с быстрой скоростью. Данное состояние возможно только при относительно интактном суставе [19]. Для асимметрии кинематики характерно снижение амплитуд сгибания в КС [20], но в нашем случае мы имеем относительно их возрастание на интактной стороне.

Таким образом, при длительных сроках заболевания как до реконструкции ПКС, так и после

операции формируется нормальная биомеханика ходьбы, которая не показывает явных отличий одной группы от другой, равно как и асимметрий.

### Ограничение исследования

Проведённое исследование имеет ряд ограничений, такие как относительно небольшое число обследованных пациентов, а также существенно различающиеся сроки обследования после травмы и до оперативного лечения.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведённое исследование позволяет сделать следующие выводы. Состояние нестабильности КС развивается у большинства пациентов, получивших разрыв ПКС. Последующая реконструкция ПКС в значительном числе случаев не гарантирует отсутствие или наличие ощущений стабильности/нестабильности в КС, но ощущение нестабильности, если и возникает, то при более высоких нагрузках. Нестабильность проявляет себя не как состояние, а как происшествие при сочетании ряда обстоятельств. Вне их и при отсутствии симптоматики последствий травмы или другой патологии КС функция сустава остаётся интактной.

При наличии компенсации функции поражённого КС (возможность ходить с обычной и высокой скоростью без дискомфорта по ровной поверхности) отсутствуют специфические биомеханические изменения, характерные для состояния нестабильности КС. Таким образом, нестабильность КС при обычной ходьбе никак себя не проявляет. Для её обнаружения нужна разработка специальных провокационных тестов, которые способны дать неожиданные изменения в процессе ходьбы.

### ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Источник финансирования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

**Конфликт интересов.** Государственное задание «Биомеханика-нестабильность».

**Вклад авторов.** Д.В. Скворцов — дизайн исследования, анализ данных, написание текста; А.В. Алтухова — проведение исследования, первичная обработка данных, статистический анализ, написание текста; С.Н. Кауркин — проведение исследования, первичная обработка данных, статистический анализ контрольной группы; А.А. Ахпашев — проведе-

ние клинического исследования, отбор пациентов в исследование, анализ данных, написание текста. 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).

### ADDITIONAL INFORMATION

**Funding source.** This study was not supported by any external sources of funding.

**Competing interests.** This work was supported by funding “Biomechanics-instability”.

**Authors contribution.** D.V. Skvortsov — research design, data analysis, text writing; A.V. Altukhova — conducting research, primary data processing, statistical analysis, writing text; S.N. Kaurkin — conducting the study, primary data processing, statistical analysis of the control group; A.A. Akhpashev — conducting a clinical study, selecting patients for the study, analyzing data, writing text. 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.

### ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Fu FH, van Eck CF, Tashman S, et al. Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: A changing paradigm. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23(3):640–648. doi: 10.1007/s00167-014-3209-9
2. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res.* 2004;22(1):85–89. doi: 10.1016/S0736-0266(03)00133-5
3. Hasegawa T, Otani TF, Takeda KF, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction does not fully restore normal 3D knee kinematics at 12 months during walking and walk-pivoting: A longitudinal gait analysis study. *J Appl Biomech.* 2015; 31(5):330–339. doi: 10.1123/jab.2014-0175
4. Yim JH, Seon JK, Kim YK, et al. Anterior translation and rotational stability of anterior cruciate ligament-deficient knees during walking: Speed and turning direction. *J Orthop Sci.* 2015;20(1):155–562. doi: 10.1007/s00776-014-0672-6
5. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, et al. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001;9:62–71. doi: 10.1007/s001670000166
6. Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Effect of dynamic stability on a step task in ACL deficient individuals. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14:565–575. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.03.002
7. Hurd WJ, Snyder-Mackler L. Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid: Stance phase of gait. *J Orthop Res.* Author manuscript; available in PMC 2010 Apr 26. Published in final edited form as: *J Orthop Res.* 2007;25(10):1369–1377. doi: 10.1002/jor.20440
8. Bohn MB, Petersen AK, Nielsen DB, et al. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability



- in ACL-deficient patients during walking, running and pivoting. *J Exp Orthop*. 2016;3(1):27. doi: 10.1186/s40634-016-0062-4
9. Schmitt LC, Rudolph KS. Muscle stabilization strategies in people with medial knee osteoarthritis: The effect of instability. *J Orthop Res*. 2008;26(9):1180–1185. doi: 10.1002/jor.20619
  10. Schrijvers JC, van den Noort JC, van der Esch M, Harlaar J. Neuromechanical assessment of knee joint instability during perturbed gait in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2021;118:110325. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110325
  11. Schrijvers JC, van den Noort JC, van der Esch M, et al. Objective parameters to measure (in) stability of the knee joint during gait: A review of literature. *Gait Posture*. 2019;70:235–253. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.016
  12. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press; 1992.
  13. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361–374. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4
  14. Stoelben KJ, Pappas E, Mota CB. Lower extremity joint moments throughout gait at two speeds more than 4 years after ACL reconstruction. *Gait Posture*. 2019;70:347–354. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.02.025
  15. Goetschius J, Hertel J, Saliba SA, et al. Gait Biomechanics in anterior cruciate ligament-reconstructed knees at different time frames postsurgery. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(11):2209–2216. doi: 10.1249/MSS.0000000000001693
  16. Skvortsov D, Kaurkin S, Akhpashev A, et al. Gait analysis and knee kinematics in patients with anterior cruciate ligament rupture: Before and after reconstruction. *Appl Sci*. 2020;10(10):3378. doi: 10.3390/app10103378
  17. Gardinier ES, Manal K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Gait and neuromuscular asymmetries after acute anterior cruciate ligament rupture. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(8):1490–1496. doi: 10.1249/MSS.0b013e31824d2783
  18. Garcia SA, Brown SR, Koje M, et al. Gait asymmetries are exacerbated at faster walking speeds in individuals with acute anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*. 2022;40(1):219–230. doi: 10.1002/jor.25117
  19. Creaby MW, Bennell KL, Hunt MA. Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. *Arch Physical Med Rehab*. 2012;93(5):822–827. doi: 10.1016/j.apmr.2011.11.029
  20. Ismailidis P, Hegglin L, Egloff C, et al. Side to side kinematic gait differences within patients and spatiotemporal and kinematic gait differences between patients with severe knee osteoarthritis and controls measured with inertial sensors. *Gait Posture*. 2021;84:24–30. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.11

## ОБ АВТОРАХ

Автор, ответственный за переписку:

**Скворцов Дмитрий Владимирович**,

д-р мед. наук, профессор;

адрес: Россия, 117997, Москва, ул. Островитянова, д. 1;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;

eLibrary SPIN: 6274-4448;

e-mail: dskvorts63@mail.ru

Соавторы:

**Алтухова Алёна Владимировна**, науч. сотр.;

ORCID: 0000-0003-3777-6294;

e-mail: altukhova.aa@bk.ru

**Кауркин Сергей Николаевич**, канд. мед. наук;

ORCID: 0000-0001-5232-7740;

eLibrary SPIN: 4986-3575;

e-mail: kaurkins@bk.ru

**Ахпасhev Александр Анатольевич**, канд. мед. наук;

ORCID: 0000-0002-2938-5173;

eLibrary SPIN: 9965-1828;

e-mail: akhpashev@gmail.com

## AUTHORS' INFO

The author responsible for the correspondence:

**Dmitry V. Skvortsov**,

MD, PhD, Professor;

address: 1 Ostrovityanova street, 117997 Moscow, Russia;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;

eLibrary SPIN: 6274-4448;

e-mail: dskvorts63@mail.ru

Co-authors:

**Alyona V. Altukhova**, Research Associate;

ORCID: 0000-0003-3777-6294;

e-mail: altukhova.aa@bk.ru

**Sergey N. Kaurkin**, MD, PhD;

ORCID: 0000-0001-5232-7740;

eLibrary SPIN: 4986-3575;

e-mail: kaurkins@bk.ru

**Alexander A. Akhpashev**, MD, PhD;

ORCID: 0000-0002-2938-5173;

eLibrary SPIN: 9965-1828;

e-mail: akhpashev@gmail.com