

ТРУДЫ МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ

ВЛИЯНИЕ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОСАДКИ НА ФУНКЦИОНАЛЬНУЮ ПОРОГОВУЮ МОЩНОСТЬ ВЕЛОСИПЕДИСТОВ

А.Ю. БОРОДАВКИН, А.А. ЗАХАРОВ,
РУС «ГЦОЛИФК», г. Москва;
А.Ю. КАЗАКОВ,
РГСУ, г. Москва

Аннотация

Статья посвящена исследованию влияния кинематических параметров техники посадки, а именно уменьшения углов максимального сгибания и разгибания коленного сустава, снижения угла траектории коленного сустава на функциональную пороговую мощность велосипедистов. В ходе педагогического эксперимента по внедрению технологии проектирования посадки велосипедистов были установлены достоверные различия в увеличении пороговой мощности у спортсменов экспериментальной группы. Выявлены диапазоны оптимальных кинематических характеристик и их взаимосвязь с функциональной пороговой мощностью велосипедистов.

Ключевые слова: техника посадки велосипедистов, система захвата движения "Retul", FTP-тест, функциональная пороговая мощность.

THE INFLUENCE OF KINEMATIC PARAMETERS ON THE FUNCTIONAL THRESHOLD POWER OF CYCLISTS

A.Yu. BORODAVKIN, A.A. ZAKHAROV,
RUS "GTSOLIFK", Moscow city;
A.Yu. KAZAKOV,
RSSU, Moscow city

Abstract

The article is devoted to the study of the kinematic characteristics of cyclists' posture techniques. During the pedagogical experiment on the implementation of the cyclists' posture training project, significant differences in the increase of threshold power in the experimental group were established. The optimal ranges of kinematic characteristics and their relationship to the athletes' functional power indicators were identified.

Keywords: technique cyclist's posture, Retul motion capture system, FTP test, functional threshold power.

Введение

В системе спортивной подготовки велосипедистов техническая подготовка занимает существенное место. Она оказывает значительное влияние на спортивный результат и возможность спортсмена проявлять свой функциональный потенциал. Структура технической подготовленности велосипедиста определяется рядом компонентов, одним из которых является техника посадки. Оптимизация кинематических параметров посадки велосипедиста может создать условия для реализации на более высоком уровне его функциональной подготовленности [4].

Совершенствование индивидуальной техники велосипедиста требует объективных критериев, позволяющих определить эффективность техники или отдельных ее элементов. В ряде научных публикаций [2] в качестве по-

казателя, определяющего функциональные возможности велосипедистов-гонщиков, рекомендуется использовать уровень пороговой мощности, который, по мнению специалистов, является критически важным условием достижения высоких результатов в велосипедном спорте в гонках на шоссе.

Цель исследования: определить влияние кинематических параметров посадки велосипедиста на показатель его функциональной пороговой мощности и разработать модельные характеристики позы велосипедиста.

Методы исследования

Для оценки функционального состояния велосипедистов использовался тест "FTP²⁰" (*Functional Threshold Power*), включающий разминку, интервальные нагрузки,



восстановление и 20-минутный тест на поддержание максимальной средней мощности с последующим расчетом функциональной пороговой мощности (FTP) как средней мощности за 20 минут минус 5% [2]. Тестиро-

вание проводилось на велостанке с прямым приводом и оптическим датчиком мощности от компании Elite, использовавшемся в режиме “ERG” и программным обеспечением ZWIFT.



Рис. 1. Процесс регистрации функциональных показателей спортсменов



Рис. 2. Интерфейс программы ZWIFT

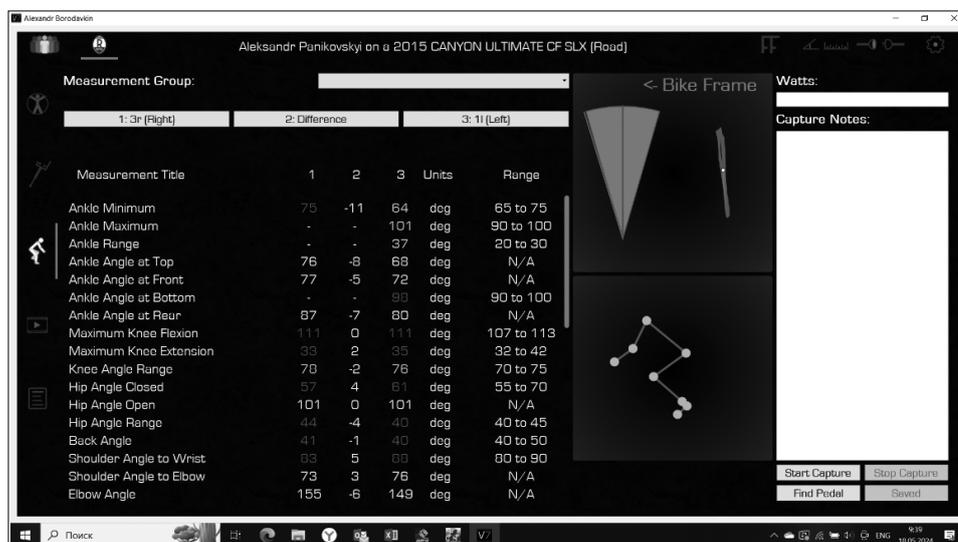
Регистрация кинематических показателей осуществлялась с помощью аппаратно-программного комплекса “Retul”, состоящего из инфракрасных (ИК) датчиков для крепления на теле спортсмена, камеры для считывания данных в ИК-спектре, USB-передатчика для приема данных на ПК, устройства для регистрации параметров велосипеда или велоэрометра и программного обеспечения для анализа полученных результатов [3]. Сбор данных происходит путем видеосъемки с использованием ИК-камеры, которая регистрирует кинематические параметры велосипедиста, захватывая изменения положения звеньев тела и углы в суставах (рис. 1–3).

Полученные результаты обрабатываются специализированным ПО “RETUL”, которое строит трехмерную модель велосипедиста, представляя информацию о различных углах сгибания звеньев тела и изменениях положения конечностей в пространстве (рис. 4).



Рис. 3. Процедура видеонализа с использованием технологии захвата движения

Рис. 4. Интерфейс программы “Retul”



Организация исследования

В исследовании приняли участие 60 велосипедистов, из которых были сформированы контрольная (КГ) и экспериментальная (ЭГ) группы по 30 чел. в каждой, однородные по своему составу, антропометрическим данным, уровню подготовленности и сопоставимые по объему тренировочных нагрузок (табл. 1).

Коррекция посадки в КГ не осуществлялась. В ЭГ при обучении технике посадки использовалась технология индивидуализированного подхода к настройке горизонтально-вертикального положения руля и седла, основанная на анализе кинематических данных, а также антропометрических и физиологических особенностей

спортсменов, с учетом которых вносились коррективы в вертикально-горизонтальное положение установки седла и руля.

В ходе работы с помощью метода видеоанализа с использованием технологии захвата движения регистрировались следующие кинематические характеристики посадки велосипедиста: угол сгибания локтевого сустава, угол плеча через запястье, угол наклона спины от горизонта, угол максимального сгибания коленного сустава, угол максимального разгибания коленного сустава, разница между минимальным и максимальным углами движения лодыжки, латеральное смещение колена, угол траектории колена [5].

Таблица 1

Общая характеристика испытуемых велосипедистов обеих групп

№ п/п	Показатель	КГ	ЭГ
		Мужчины	
		$X \pm m$	
1	Возраст (лет)	43,7 ± 1,4	41,3 ± 1
2	Стаж занятий (мес.)	35,0 ± 2,1	31,7 ± 2,6
3	Масса тела (кг)	84,6 ± 1,3	83,4 ± 2,2
4	Длина тела (см)	182,2 ± 1,2	180,9 ± 1,3
5	Длина ноги (см)	86,8 ± 0,9	85,3 ± 0,8
6	Ширина плеч (см)	40,6 ± 0,4	40,3 ± 0,4
7	Ширина между седлационными буграми (мм)	122,8 ± 1,4	124,3 ± 1,5
8	Средний объем тренировок в неделю (ч)	5,0 ± 1,5	5,5 ± 1,4

Исходя из полученных данных, осуществлялся подбор седла под ширину седлационных бугров велосипедиста, вносились коррективы в смещение в передне-заднем направлении и в увеличение или уменьшение угла наклона седла [1].

Для определения достоверности различий между средними арифметическими значениями КГ и ЭГ применялся *t*-критерий Стьюдента (при 95% уровне значимости).

Результаты исследования и их обсуждение

Результаты изменения кинематических характеристик техники посадки в ходе педагогического эксперимента представлены в табл. 2.

Таблица 2

Изменение кинематических характеристик техники посадки велосипедиста в результате педагогического эксперимента

Показатель	До		После		Изменения (%)		Достоверность различий (<i>t</i>) при $p < 0,05$
	$X \pm m$				КГ	ЭГ	
	КГ	ЭГ	КГ	ЭГ			
Угол сгибания локтевого сустава (°)	155,8 ± 1,4	154,2 ± 1,5	154,9 ± 1,4	153,5 ± 1,5	-0,5	-0,4	0,7
Угол плеча через запястье (°)	82,8 ± 0,9	83,5 ± 0,7	83 ± 0,9	84,1 ± 0,6	0,3	0,4	1,0
Угол наклона спины от горизонта (°)	44,2 ± 0,6	45,2 ± 0,5	44,7 ± 0,6	43,7 ± 0,7	1,1	-3,3	1,0
Угол максимального сгибания коленного сустава (°)	112 ± 0,6	112,9 ± 0,6	112,4 ± 0,5	110,3 ± 0,6	0,4	-2,3	2,7
Угол максимального разгибания коленного сустава (°)	47,2 ± 0,5	46,6 ± 0,5	46,9 ± 0,5	40,1 ± 0,5	-0,6	-13,9	10,2
Разница мин. и макс. углов движения лодыжки (°)	18,8 ± 1,4	18,7 ± 1,3	18,1 ± 1,4	21,2 ± 1,3	-3,3	13,3	1,6
Латеральное смещение колена (мм)	30,6 ± 2,4	31,9 ± 2,6	31,2 ± 2,2	29 ± 2,2	2,1	-9,1	0,7
Угол траектории колена (°)	4,2 ± 0,6	4,1 ± 0,7	4,4 ± 0,7	2,5 ± 0,7	4,7	-39	2,0

Результаты исследования показали статистически значимые изменения ($t = 2,7$ при $p < 0,05$) в угле максимального сгибания коленного сустава в ЭГ; в КГ подобных статистически значимых изменений выявлено не было.

В ходе исследования зафиксированы статистически значимые изменения ($t = 10,2$ при $p < 0,05$) в угле максимального разгибания коленного сустава в ЭГ; в КГ такие изменения отсутствовали.



Исследование выявило статистически значимые изменения ($t = 2,0$ при $p < 0,05$) в угле траектории отклонения колена в ЭГ; в КГ статистически значимых изменений обнаружено не было.

По результатам педагогического эксперимента зафиксировано статистически значимое снижение угла максимального сгибания коленного сустава на $2,6^\circ$ ($t = 3,0$ при $p < 0,05$) у спортсменов в ЭГ, в то время как в КГ статистически значимых изменений не наблюдалось (рис. 5). Таким образом, различия в $2,1^\circ$ между КГ и ЭГ

после эксперимента являются статистически значимыми ($t = 2,7$ при $p < 0,05$). Изменение угла максимального сгибания коленного сустава было вызвано регулировкой вертикального положения седла и длины шатуна. Следовательно, на данный параметр влияет расстояние от центра седла до центра оси вращения педали при угле 150° , что соответствует положению «5 часов».

На рисунках 5 и 6 графически изображены углы максимального сгибания и разгибания коленного сустава велосипедиста.

Рис. 5. Угол максимального сгибания коленного сустава

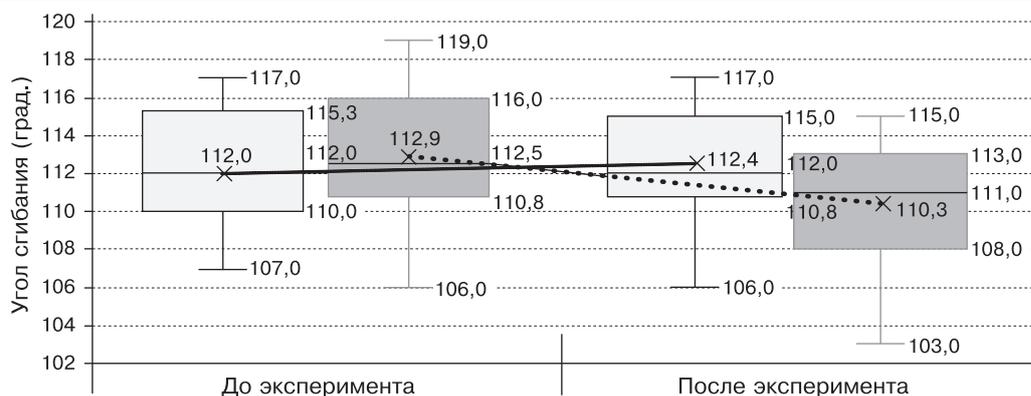


Рис. 6. Угол максимального разгибания коленного сустава

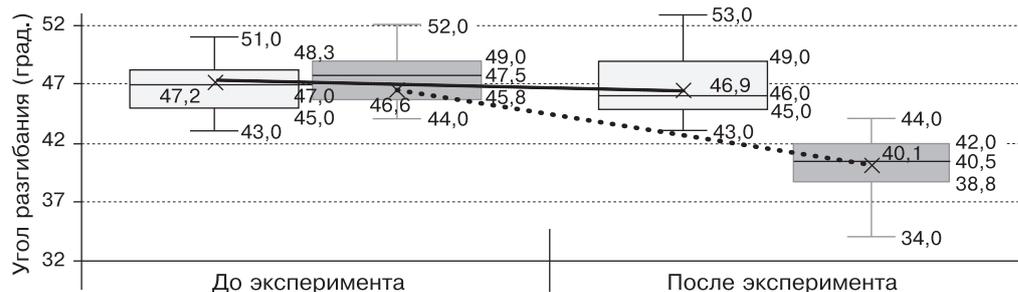


Рис. 7. Угол траектории отклонения колена

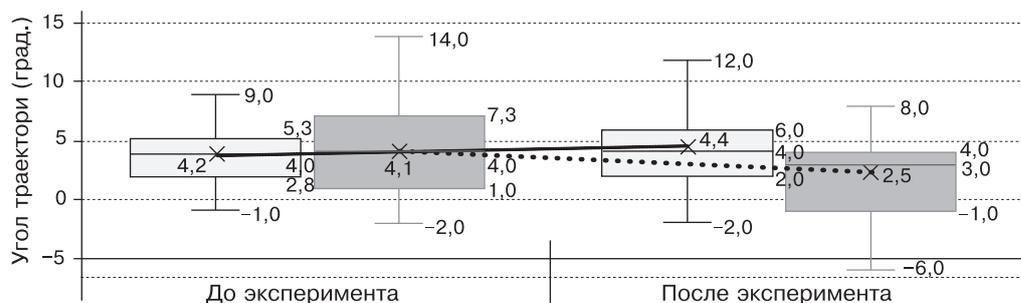


Рис. 8. Функциональная пороговая мощность (FTP^{20})



По результатам эксперимента выявлено статистически значимое снижение показателя угла максимального разгибания коленного сустава у спортсменов ЭГ на $6,5^\circ$ ($t = 6,4$ при $p < 0,05$), в то время как в КГ статистически значимых изменений не зафиксировано. Различия в $6,8^\circ$ между КГ и ЭГ после эксперимента являются статистически значимыми ($t = 10,2$ при $p < 0,05$). Изменение угла максимального разгибания коленного сустава было вызвано регулировкой высоты установки седла.

После проведения педагогического эксперимента обнаружено статистически значимое уменьшение угла траектории отклонения колена у велосипедистов ЭГ на

$1,6^\circ$ ($t = 1,7$ при $p < 0,05$), в КГ статистически значимых изменений не выявлено (рис. 7). Таким образом, различия в $1,9^\circ$ между ЭГ и КГ после эксперимента являются статистически значимыми ($t = 2,03$ при $p < 0,05$). Снижение угла траектории отклонения колена достигнуто за счет смещения шипа ближе к центру или от центра оси каретки, а также изменения расстояния от центра шипа до носка велотуфли.

Во время проведения педагогического эксперимента изучались изменения функциональной пороговой мощности в обеих группах под влиянием изменения кинематических параметров техники посадки (табл. 3).

Таблица 3

Изменение функциональной пороговой мощности в обеих группах велосипедистов в результате педагогического эксперимента

№ п/п	Показатель	До		После		Изменения (%)		Достоверность различий (t) при $p < 0,05$
		КГ	ЭГ	КГ	ЭГ	КГ	ЭГ	
		$X \pm m$						
1	FTP^{20} (Вт)	$234 \pm 6,5$	$226 \pm 7,2$	$236 \pm 6,8$	246 ± 7	0,5	8,1	2
2	FTP^{20} (Вт/кг)	$2,9 \pm 0,1$	$2,8 \pm 0,1$	$2,9 \pm 0,1$	$3,1 \pm 0,1$	0	10,7	2,1

В результате исследования определены статистически достоверные различия в 10 Вт ($t = 2,0$ при $p < 0,05$) между параметрами исследуемых спортсменов обеих групп после эксперимента по значениям показателей “*Functional Threshold Power*”, или так называемой функциональной пороговой мощности, и параметру пороговой мощности в расчете на массу тела $0,2$ Вт/кг ($t = 2,1$).

По результатам педагогического эксперимента было выявлено статистически значимое увеличение функциональной пороговой мощности у спортсменов ЭГ на

18,8 Вт ($t = 1,85$ при $p < 0,05$), в КГ статистически значимых изменений не выявлено (рис. 8). Различия в 16,4 Вт между обеими группами после эксперимента являются статистически значимыми ($t = 2,0$ при $p < 0,05$).

Воздействие на кинематические параметры посадки, в частности, уменьшение углов максимального сгибания и разгибания коленного сустава, снижение угла траектории коленного сустава, по всей видимости, способствовало более эффективной реализации потенциального уровня функциональной пороговой мощности.

Таблица 4

Разработанные модельные характеристики посадки велосипедиста

№ п/п	Параметр	Модельные характеристики
1	Угол сгибания локтевого сустава ($^\circ$)	148,1–158,9
2	Угол «бедро - плечо - запястье» ($^\circ$)	81,9–86,3
3	Угол наклона спины от горизонта ($^\circ$)	41,2–46,2
4	Угол максимального разгибания коленного сустава ($^\circ$)	41,8–45,2
5	Латеральное смещение колена (мм)	21,1–36,9
6	Угол траектории колена ($^\circ$)	0,1–4,9

При разработке модельных характеристик кинематических показателей посадки велосипедиста мы опирались на опыт других исследователей по рассматриваемому вопросу, отраженный в источниках литературы [3], и на данные, полученные в результате собственных исследований (табл. 4).

Выводы

В результате исследования определено влияние кинематических параметров посадки велосипедиста на показатели функциональной пороговой мощности.

По итогам эксперимента было выявлено статистически значимое снижение угла максимального сгибания коленного сустава ($t = 2,7$ при $p < 0,05$) и угла максимального разгибания коленного сустава ($t = 10,2$ при $p < 0,05$). Также было зафиксировано уменьшение угла траектории отклонения колена ($t = 2,0$ при $p < 0,05$).

При этом зарегистрировано достоверное увеличение функциональной пороговой мощности ($t = 2,0$ при $p < 0,05$) в экспериментальной группе. Различия между группами подтверждают гипотезу исследования о том, что оптимизация кинематических параметров посадки посредством индивидуализированного подхода к настройке положения руля и седла, вероятно, положительно влияет на уровень функциональной пороговой мощности.

Полученные нами модельные кинематические характеристики представляют собой основу разработанной технологии проектирования, а также могут применяться в качестве части системы оценки техники посадки велосипедиста.

Результаты данного исследования позволяют тренерам оптимизировать техническую подготовку, что способствует реализации потенциала функциональных возможностей спортсменов.



Литература

1. Burt, P. *Bike Fit: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance*. – 2nd edition. – Dublin: Bloomsbury Sport, 2022. – 207 p.
2. Allen, H., Coggan, A., McGregor, S. *Training and racing with a power meter* / H. Allen, A. Coggan, S. McGregor. – Third edition. – Boulder, Colorado: VeloPress, 2019 – 262 p.
3. Branco, G.R., Resende, R.A., Carpes, F.P., Mendonça, L.D. Does the Retül System provide reliable kinematics information for cycling analysis? // *Journal of Science and Cycling*. – 2022. – Vol. 11, no. 3. – Pp. 76–84.
4. Bateman, J. The Influence of Positional Biomechanics on Gross Efficiency within Cycling // *Conf. World Congress of Cycling Science*. – Leeds Metropolitan University, Rosebowl, Leeds. – 2022.
5. Mota, L.N.R., Junior, A.J.C., Neto, G.A.S., Mota, E.N.R. Influence of Bikefit in Lower Limb Biomechanics in Road Cyclists // *Physical Therapy in Sport*. – 2020. – Vol. 45. – e1 – e7.

References

1. Burt, P. (2022), *Bike Fit: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance, 2nd ed.*, Bloomsbury Sport, Dublin, 207 p.
2. Allen, H., Coggan, A. and McGregor, S. (2019), *Training and racing with a power meter, Third ed.*, VeloPress, Boulder, Colorado, 262 p.
3. Branco, G.R., Resende, R.A., Carpes, F.P. and Mendonça, L.D. (2022), Does the Retül System provide reliable kinematics information for cycling analysis, *Journal of Science and Cycling*, vol. 11, no. 3, pp. 76–84.
4. Bateman, J. (2022), The Influence of Positional Biomechanics on Gross Efficiency within Cycling, *Conf. World Congress of Cycling Science*, Leeds Metropolitan University, Rosebowl, Leeds.
5. Mota, L.N.R., Junior, A.J.C., Neto, G.A.S. and Mota, E.N.R. (2020), Influence of Bikefit in Lower Limb Biomechanics in Road Cyclists, *Physical Therapy in Sport*, vol. 45, e1 – e7.

