

УДК 796.2

## ВЛИЯНИЕ ИМПУЛЬСОВ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ОПТИМИЗИРОВАННЫХ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ И ОПЫТА В МЕТАНИИ ДРОТИКОВ В ИГРЕ В ДАРТС

Зенкова Т.А.

*ФГБОУ ВО «Ростовский государственный университет путей сообщения», Ростов-на-Дону,  
e-mail: zata-70@mail.ru*

В представленной статье рассмотрено влияние использования импульсов компонента крутящего момента во время броска дротика у профессионалов и новичков. Участники непрерывно бросали дротики в мишень, стремясь к центру. Импульсы крутящего момента сустава верхней конечности в качестве входных данных были получены с помощью обратной динамики с использованием антропометрических данных и данных броска дротика и последующего движения. В зависимости от степени свободы сустава и фазы движения (ускорение и проведение) были выделены три основные стратегии генерации импульса крутящего момента посредством импульсов крутящей мышцы сустава и взаимодействия. Во-первых, наши результаты показали, что степень свободы сустава, а именно сгибание-разгибание локтя ведет к движению в соответствии с гипотезой ведущего сустава. Затем, учитывая фазу ускорения, анализ выявил различия в показателях импульсов крутящего момента между профессионалами и новичками. В процессе взаимодействия, в случае уменьшения – амплитуды плечевого сустава и сгибания запястья импульс крутящего момента положительно влиял на импульс крутящего момента суставов в группе профессионалов, в отличие от новичков. Это позволило снизить необходимый импульс мышечного крутящего момента на тех же движениях. Кроме того, осевое вращение плечевого сустава активно контролировалось импульсом мышечного момента в группе профессионалов. Сравнение между профессионалами и новичками посредством обратной динамики документирует связь между использованием импульсов моментов взаимодействия и опытом в метании дротиков, для которых главной целью является точность, а не скорость. В зависимости от спортивной подготовки цель и оптимизированные биомеханические параметры различаются.

**Ключевые слова:** импульс, профессионалы, новички, дартс, динамика, антропометрические показатели, бросок, дротик, взаимодействие

## INFLUENCE OF INTERACTION PULSES OF OPTIMIZED BIOMECHANICAL PARAMETERS AND EXPERIENCE IN DROTICS THROWING IN DARTS GAME

Zenkova T.A.

*Rostov State Transport University, Rostov-on-Don, e-mail: zata-70@mail.ru*

The paper reviewed the impact of using torque component pulses during drotic throwing in experts and novices. Participants continuously threw dart at darts, aiming for the center. The torque pulses of the upper limb joint as input were obtained by reverse dynamics using anthropometric data and drotic throw data and subsequent movement. Depending on the degree of joint freedom and motion phase (acceleration and conduction), three main strategies for generating torque momentum through joint torsion muscle pulses and interaction were identified. First, our results showed that the degree of freedom of the joint, namely flexion-extension of the elbow, leads to movement according to the hypothesis of the leading joint. Then, given the acceleration phase, the analysis revealed differences in torque pulse performance between professionals and beginners. In the process of interaction, in the case of shoulder joint decrease-amplitude and wrist flexion, torque momentum positively affected joint torque momentum in a group of professionals as opposed to newcomers. This reduced the required muscle torque momentum on the same movements. In addition, the axial rotation of the shoulder joint was actively controlled by the impulse of muscle moment in a group of professionals. Comparison between professionals and beginners through reverse dynamics documents the link between the use of interaction moment pulses and experience in throwing dart, for which the main goal is accuracy rather than speed. Depending on sports training, the goal and optimized biomechanical parameters differ.

**Keywords:** impulse, professionals, beginners, darts, dynamics, anthropometric indicators, throw, dart, interaction

Современное общество развивается со стремительной скоростью. Спорт не стоит на месте, возникают все новые и новые виды спорта. Возникший много веков назад стрелковый спорт также вносит свои коррективы. Из стрельбы из лука появилась новая игра – дартс. Первые турниры по игре в дартс в качестве спортивного мероприятия прошли в Британии, они представляли собой лучшие учения. Укоротив стрелы, участники состязались в метании в приби-

тый к стене деревянный брусок. В настоящее время это динамично развивающаяся игра, как на любительском, так и профессиональном уровне. Проведя анализ литературных источников, можно констатировать, что данной литературы очень мало и нет единого понимания в подготовке дартсмена [1, 2]. В дартс основным техническим элементом является бросок дротика и его фазы. В броске с использованием чрезмерного усилия эффективно использование

моментов немышечного взаимодействия, которое в свою очередь зависит от фазы броска [3] и является ключевым фактором в создании динамического движения конечности для максимизации скорости руки [4, 5].

Цель работы: определить вариации базовой динамики начинающих и опытных дартсменов с использованием оптимального захвата движения.

Исследования, проведенные на 2D-моделях, показали, что взаимодействие в локтевом суставе, благодаря проксимальным движениям сустава и тяговым усилиям мышцы, способствует его ускорению, в то время как взаимодействие уравнивается в запястье тяговым усилием мышц (М) для точного контроля времени выпуска мяча. Другие исследования, посвященные 3D-моделированию и опытным игрокам в бейсбол, показали наличие сгибания немышечного взаимодействия на запястье из-за движений туловища, плеч и мышечных моментов. Кроме того, торможение движения плеча способствует ускорению локтя, а поздний мышечный импульс в локте помогает тормозить его движение. Этот момент немышечного взаимодействия – ВЗД также важен во время таких движений, как выброс дротика, выполняемый с выбранной скоростью. Следовательно, возникает вопрос, может ли ВЗД быть маркером опыта в метаниях, таких как метание дротиков, для которых максимальная скорость не является основной целью. Было показано, что ВЗД в локте положительно коррелирует с производительностью, подчеркивая важность динамического взаимодействия.

Методы. Восемь участников-новичков мужского пола (возраст =  $24 \pm 2$  года; рост =  $1,80 \pm 0,05$  м; вес =  $73 \pm 8,8$  кг) и тринадцать опытных игроков в дартс мужчин (возраст =  $34 \pm 10$  лет; рост =  $1,80 \pm 0,08$  м; вес =  $90,5 \pm 18,2$  кг) были набраны для участия в эксперименте. Все участники были правши. Участники были свободны от сенсорных, соматических и моторных (плечо, локоть и запястье) расстройств и не осведомлены о цели эксперимента. Новички не имели особого опыта в метании дротиков и играли в дартс всего несколько раз. До этого профессионалы выступали в чемпионате области и России по метанию дротиков. Их опыт игры в дартс варьировался от четырех до двадцати лет.

Согласно правилам Всемирной федерации дартс, горизонтальное расстояние между передней частью доски и любой частью обуви было не менее 2,37, а центр доски находился на высоте 1,73 м над полом. Новички в дартс выполняли броски дротиков

с тех же стандартов (вес 20 гр.) и не было дано никаких инструкций о том, как должно быть задание выполнено, за исключением того, что общая поза броска и техника не должны изменяться на протяжении всего испытания. Профессионалы играли с личными дротиками, чтобы избежать нарушений в их исполнении. После 10-минутной разминки каждому испытуемому было поручено выполнить 10 бросков дротиков, целясь на центр. Перед записью сеанса новички выполнили десять серий из трех дротиков – 30 бросков, в то время как профессионалы оценивали их готовность.

Движение метания дротика состоит из четырех фаз: прицеливание, движение назад, ускорение и бросок. Задача состоит в том, чтобы сосредоточиться на цели. За этим следует обратное движение, при котором локоть слегка сгибается. В конце первой фазы скорости суставов верхних конечностей равны нулю. Начало фазы ускорения совпадает с движением из сгибания до разгибания в локтевом суставе, которое заканчивается моментом освобождения дротика (МОД) [6]. Последовательность соответствует концу движения руки, во время которого суставные движения замедляются, а потом останавливаются.

Мера производительности. Положение дротика на мишени оценивалось от 1 до 10 в зависимости от его близости к центру мишени. Оценка десяти бросков была усреднена. Движения регистрировались с помощью восьмиканальной системы захвата движения VICON (Mcam2) с частотой 250 Гц. Участники носили семнадцать маркеров на правой верхней конечности и туловище. Кроме того, три технических маркера были размещены на предплечье и руке. Полученные данные низкочастотные, фильтруются при 20 Гц с использованием фильтра Баттерворта 2-го порядка. Проведено исследование, принятое для определения углов суставов (сгибание – разгибание плечевого сустава, приведение-отведение, внутренне-внешнее вращение, сгибание локтя, пронация-супинация предплечья, локтевое отклонение запястья и сгибание-разгибание) и позиции в центре [7, 8].

Обратная динамика движения дротиков оценивалась путем определения временных рядов тягового усилия (ТУ), взаимодействия (ВЗД), импульса мышцы сустава (М) и крутящего момента под действием силы тяжести (СТ). Семь степеней свободы суставов верхней конечности: плечевой сустав (П), сгибание-разгибание (СР), отведение-приведение (ОП) и осевое вращение (ОВ), сгибание-разгибание локтя (СРЛ), пронация-супинация (ПС), предплечье (ПП), за-

пястный сустав (З), локтевое отклонение (ЛО) запястья и сгибание-разгибание были определены на основе предварительных исследований. Затем совместный момент времени серии был рассчитан с использованием рекурсивного метода Ньютона – Эйлера [9]. Масса участников и длина сегментов были получены из оптоэлектронной системы и антропометрических данных (т.е. масса сегментов, положение центра масс и матрицы инерции). Сустав угловой скорости и ускорения были получены путем численного дифференцирования углов сустава по времени и ТУ, ВЗД. Импульсы М и СТ оценивались путем численного интегрирования временных рядов крутящего момента во время ускорения и последующего контроля фазы. Эта процедура позволила суммировать вклад различных компонентов крутящего момента во время полного движения фазы вместо учета значений крутящего момента в отдельные моменты времени. Это позволило детально рассмотреть позицию каждого крутящего момента и компонент. Совместные импульсы крутящего момента, полученные из расчета обратной динамики, были рассчитаны для каждого испытания, а затем усреднены для каждого испытуемого [10].

Статистический анализ *t*-критерия Стьюдента для независимых выборок проводился между новичками и профессионалами. Показатели нормы проверялись с помощью критерия Шапиро – Уилка, а однородность отклонений – с помощью критерия Левена. Зависимыми переменными были: время движения, амплитуда совместного движения, импульсы ТУ, ВЗД, М и СТ в каждом суставе во время ускорения и последующей фазы. Уровень значимости был установлен на уровне 0,05.

Результаты. Профессионалы были значительно старше новичков (среднее = 34 ± 10 против среднего = 24 ± 2 года,  $t = 2,77$ ,  $p < 0,02$ ). Мера производительности. Все профессионалы выполнили броски, которые достигли либо центра (оценка 10), либо, по крайней мере, первого круга (оценка 9). Средний балл новичков был 5,60, а стандартное отклонение было 2,39. Таким образом, был сделан вывод, что профессионалы имели лучшие показатели, чем новички.

Кинематика движения. Продолжительность фазы ускорения существенно не отличалась между профессионалами и новичками (среднее значение = 67 мс ± 18 мс для профессионалов – среднее значение = 62 мс ± 11 мс для новичков,  $t = -0,69$ ,  $p < 0,05$ ), и для профессионалов сравнение было более про-

должительным, чем у новичков (среднее = 63 мс ± 12 мс против среднего = 51 мс ± 6 мс,  $t = -2,41$ ,  $p < 0,03$ ). Во время фазы ускорения профессионалы показали более низкую амплитуду сгибания в плечевом суставе (среднее значение = 4,4° ± 3,8° против среднего = 8,7° ± 4,5°,  $t = 2,33$ ,  $p < 0,05$ ) и увеличение локтевого отклонения запястья (среднее = 15,8° ± 4,6° против среднего значения = 5,6° ± 1,5°,  $t = -5,96$ ,  $p < 0,05$ ). Никаких существенных различий не было выделено для других степеней свободы (рисунок, А).

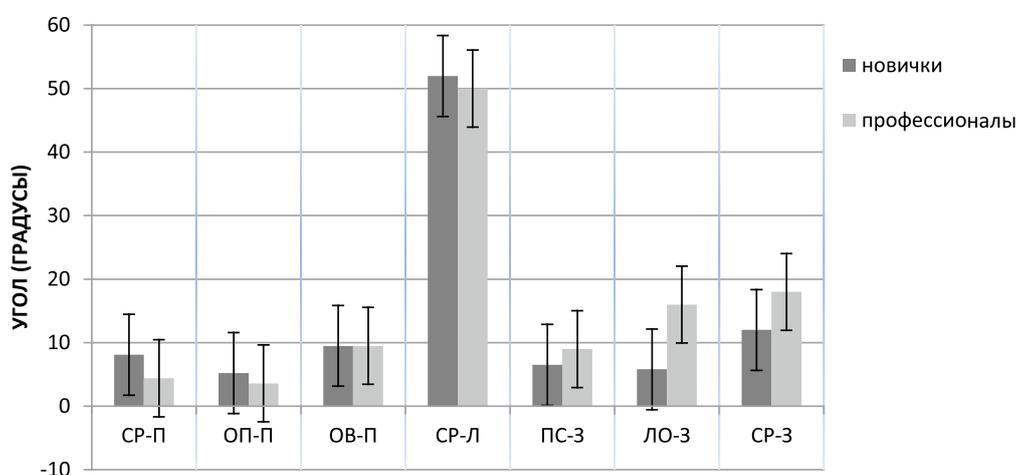
Что касается последующего, осевое вращение плечевого плеча (среднее = 15,6° ± 8,2° против среднего = 6,6° ± 3,8°,  $t = -2,90$ ,  $p < 0,05$ ) и локтевое отклонение запястья (среднее = 18,0° ± 8,3° против среднего = 4,0° ± 1,7° против  $t = -4,65$ ,  $p < 0,05$ ) было больше для профессионалов в сравнении с новичками. Разница между профессионалами и новичками не достигла уровня значимости для плечевого пояса. Сгибание (среднее = 38,0° ± 16,0° против среднего = 25,5° ± 7,3°,  $t = -2,06$ ,  $p > 0,05$ ). Амплитуда совместного движения незначительно отличается для других суставов (рисунок, Б).

Целью данной работы было изучение различий в использовании динамического тягового усилия между профессионалами и новичками во время метания дротиков. Основной вывод настоящего исследования соответствовал нашей гипотезе о том, что профессионалы, в отличие от новичков, используют взаимодействие импульсов крутящего момента более эффективно. Во время фазы ускорения профессионалы, как правило, использовали кинематику цепи на обоих плечевых суставах (сгибание-разгибание и отведение-приведение) и запястье (сгибание-разгибание), в то время как такая стратегия была найдена только для плечевого сгибания-разгибания у новичков.

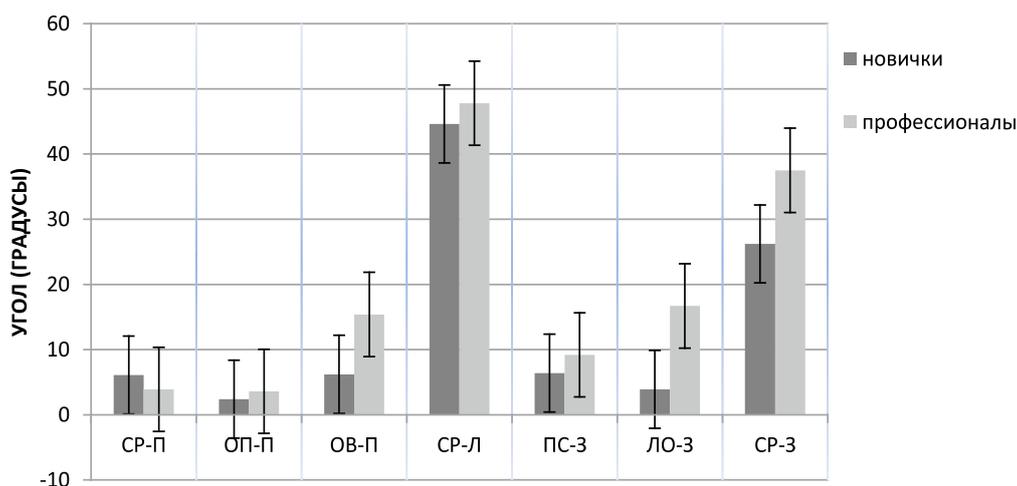
Ведущая гипотеза суставов предполагает, что одна степень свободы в кинематической цепи доминирует над другой и формирует движение с помощью моментов взаимодействия, возникающих из него. В этом случае ведущим суставом является тот, для которого должен быть импульс крутящего момента – тяговое усилие (ТУ) преимущественно к действию крутящей мышцы сустава (М), которое генерирует его движение. Для быстрых движений, для которых максимум необходима скорость, проксимальная глубина резкости часто лидирует из-за относительно высокой инерции и повышенной мускулатуры. В текущем исследовании определено, что сгибание-разгибание локтя является веду-

щей степенью свободы, так как во время фазы ускорения импульс крутящего момента мышцы (М) вносит значительный вклад в импульс крутящего момента тягового усилия (ТУ), тогда как импульс взаимодействия (ВЗД) по сравнению с ним является низким. Такое же поведение наблюдалось для двух групп. Однако во время фазы ускорения движения в осевом вращении плечевого сустава преобладают в группе экспертов. Учитывая время начала мышечной активности из анализа импульсов восьми мышц верхней конечности, предыдущее исследование показало, что проксимально-дистальное движение не наблюдается во время метания дротика, поэтому подтверждается гипотеза о локте-

вом суставе как ведущем суставе. Исследования, анализирующие модели 2D на движение руки, при котором учитывались только суставы локтя и запястья, показали аналогичные результаты с локтем, при котором расширение импульса крутящего момента связано преимущественно с мышечным крутящим моментом. Хотя амплитуды сустава были относительно низкими в плечевом суставе, в настоящем исследовании рассматриваются трехмерные безостановочные движения, включающие суставы плеча, локтя и запястья. Следовательно, можно констатировать, что локоть ведущего сустава можно рассматривать как особую характеристику метания дротиков.



А)



Б)

Рис. 1. Сравнение **НОВИЧКОВ** и **ПРОФЕССИОНАЛОВ** по амплитудам углов сустава верхней конечности. А) фаза ускорения, Б) последующая фаза: П – плечевой сустав, Л – локтевой сустав, З – сустав запястья, СР – сгибание-разгибание, ОП – отведение-приведение, ОВ – осевое вращение, ПС – пронация-супинация, ЛО – локтевое отклонение

Динамика движения. Импульсы крутящего момента. Показатель нормы проверялся с помощью теста Шапиро – Уилка и однородности отклонений тестом Левена. Переменные: время движения, амплитуды совместного движения, ТУ, ВЗД, М и СТ-импульсы на каждой фазе одной степени свободы сустава в течение фазы

ускорения и последующей фазы. Уровень значимости устанавливаются равным 0,05. Размер эффекта оценивали с помощью Ходжа из-за того, что размеры образцов были разными. Различия между новичками и профессионалами в отношении исследуемых параметров представлены в таблице.

Сравнение импульсов крутящего момента в фазе ускорения и последующей фазы

импульсы		фазы	Фаза ускорения						Последующая фаза							
			Плечевого сустава			Локтевого сустава		Лучезапястного сустава	Плечевого сустава			Локтевого сустава		Лучезапястного сустава		
			СР	ОП	ОВ	СР	ПС	ЛЮ	СР	СР	ОП	ОВ	СР	ПС	ЛЮ	СР
М	нов проф	М	-0,05	<b>0,6</b>	<b>0,19</b>	-1,51	<b>-0,02</b>	0,02	<b>0,03</b>	0,42	<b>-0,41</b>	<b>-0,05</b>	0,96	0,02	-0,02	-0,07
		S	1,00	<b>0,23</b>	<b>0,28</b>	0,37	<b>0,02</b>	0,008	<b>0,02</b>	0,77	<b>0,22</b>	0,16	0,18	<b>0,01</b>	0,01	0,02
		М	0,66	-0,01	-0,35	-1,48	-0,04	0,03	<b>0,01</b>	0,23	<b>0,35</b>	<b>0,32</b>	0,96	0,04	-0,03	-0,07
		S	0,80	<b>0,59</b>	<b>0,35</b>	0,48	<b>0,02</b>	0,03	<b>0,02</b>	0,49	<b>0,5</b>	<b>0,12</b>	0,34	0,01	0,01	0,02
		t	-1,73	<b>2,62</b>	<b>3,57</b>	-0,16	<b>2,82</b>	-0,77	<b>2,19</b>	0,67	<b>-3,8</b>	<b>-5,92</b>	-0,01	-3,43	1,19	-0,004
		p	0,10	<b>0,02</b>	<b>0,002</b>	0,88	<b>0,01</b>	0,45	<b>0,04</b>	0,51	0,001	0,001	0,99	0,003	0,25	1,00
		g	0,81	<b>1,23</b>	<b>1,67</b>	0,07	<b>1,32</b>	0,36	<b>1,03</b>	0,32	<b>1,78</b>	2,78	0,002	1,61	0,56	0,002
ТУ	нов проф	М	0,82	0,39	<b>0,05</b>	-1,59	-0,005	0,021	<b>0,002</b>	-1,71	-0,63	-0,01	1,34	-0,01	-0,001	-0,001
		S	0,39	0,32	<b>0,15</b>	0,33	0,001	0,008	<b>0,002</b>	0,81	<b>0,53</b>	<b>0,14</b>	0,24	0,001	0,004	0,002
		М	0,89	0,72	<b>-0,32</b>	-1,65	-0,004	0,03	<b>0,01</b>	-1,63	-1,28	0,24	1,59	-0,01	-0,003	<b>-0,01</b>
		S	0,55	0,39	<b>0,17</b>	0,54	0,001	0,03	<b>0,002</b>	0,83	<b>0,59</b>	<b>0,15</b>	0,45	0,001	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
		t	-0,32	-1,88	<b>4,67</b>	0,26	0,46	-0,77	<b>-3,63</b>	-0,22	<b>2,41</b>	<b>-3,54</b>	-1,39	-0,38	<b>5,76</b>	<b>4,32</b>
		p	0,75	0,08	<b>0,002</b>	0,79	0,65	0,45	<b>0,002</b>	0,83	<b>0,03</b>	<b>0,002</b>	0,18	0,71	<b>0,002</b>	<b>0,004</b>
		g	0,15	0,88	<b>2,19</b>	0,12	0,22	0,36	<b>1,70</b>	0,10	<b>1,13</b>	<b>1,66</b>	0,65	0,18	<b>2,70</b>	<b>2,02</b>
ВЗД	нов проф	М	1,28	<b>-0,1</b>	-0,18	-0,13	<b>0,02</b>	-0,02	<b>-0,02</b>	-1,66	<b>-0,11</b>	0,02	0,47	-0,02	0,02	0,07
		S	0,92	<b>0,38</b>	0,15	0,04	<b>0,01</b>	0,007	<b>0,02</b>	0,66	<b>0,6</b>	0,09	0,28	<b>0,01</b>	0,01	0,02
		М	0,83	<b>0,86</b>	-0,03	-0,19	<b>0,04</b>	-0,028	<b>0,002</b>	-1,12	-1,48	-0,1	0,79	-0,04	0,02	0,06
		S	0,55	<b>0,58</b>	0,32	0,18	<b>0,02</b>	0,029	<b>0,02</b>	0,73	<b>0,65</b>	0,15	0,34	0,01	0,01	0,02
		t	1,37	<b>-3,9</b>	-1,14	0,88	<b>-2,66</b>	0,72	<b>-2,75</b>	-1,63	<b>4,58</b>	1,85	-2,15	<b>3,34</b>	-0,39	0,81
		p	0,19	<b>0,001</b>	0,27	0,39	<b>0,02</b>	0,48	<b>0,01</b>	0,12	<b>0,002</b>	0,08	0,04	0,04	0,70	0,43
		g	0,64	<b>1,83</b>	0,53	0,41	<b>1,25</b>	0,34	<b>1,29</b>	0,76	<b>2,15</b>	0,87	1,01	1,57	0,18	0,38
СТ	нов проф	М	-0,41	-0,1	0,04	<b>0,05</b>	0,001	-0,001	-0,005	<b>-0,48</b>	-0,11	0,02	-0,09	0,01	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
		S	0,12	0,06	0,03	<b>0,03</b>	0,001	0,001	0,002	<b>1,10</b>	0,06	0,02	0,02	0,02	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
		М	-0,6	-0,13	0,07	<b>0,02</b>	0,002	-0,001	-0,006	<b>-0,74</b>	-0,16	0,01	-0,16	0,001	<b>0,004</b>	<b>0,003</b>
		S	0,27	0,07	0,05	<b>0,03</b>	0,002	0,001	0,002	<b>0,25</b>	0,09	0,03	0,05	0,001	0,002	0,002
		t	1,71	0,86	-1,38	<b>2,10</b>	-1,52	0,22	1,25	<b>2,65</b>	1,32	0,49	3,27	0,32	<b>-3,10</b>	<b>-3,57</b>
		p	0,10	0,40	0,19	<b>0,05</b>	0,15	0,83	0,23	<b>0,02</b>	0,2	0,63	0,004	0,75	<b>0,01</b>	<b>0,002</b>
		g	0,80	0,40	0,65	<b>0,99</b>	0,71	0,10	0,59	<b>1,24</b>	0,62	0,23	1,53	0,15	1,45	1,67

Примечание. Сравнение средних (М) и стандартных (S) импульсов М, ТУ, ВЗД и СТ крутящего момента при ускорении и далее через последующую фазу. Каждая панель соответствует одной степени свободы – суставу верхней конечности (плечевой сустав, локтевой сустав, лучезапястный сустав, СР – сгибание-разгибание, ОП – отведение-приведение, ОВ – осевое вращение, ПС – пронация-супинация, ЛЮ – локтевое отклонение.

Экспертиза и крутящий момент взаимодействия. Точный вклад немышечного импульса в динамику движения все еще обсуждается, потому что некоторые исследования утверждают, что импульс может быть резистивным или вспомогательным в зависимости от задачи или даже позы конечностей. Учитывая движение разложения по фазам, определение нескольких, предложена стратегия эксплуатации импульса крутящего момента, которая объединяет оба аспекта в едином представлении. Наши результаты показывают, что выбранные стратегии и, следовательно, использование взаимодействия различаются в зависимости от степени свободы и уровня знаний. Исследования показали, что увеличение мышечного момента в проксимальных суставах (туловище и плечо, но не в локте и запястье) используется для генерации соответствующего импульса для получения максимальной скорости руки. Наши результаты распространяют эти выводы на случай, когда максимальная скорость не является основной целью. В настоящем исследовании эксперты склонны использовать стратегии, соответствующие эффективному использованию импульса, которое положительно влияет на крутящий момент тягового усилия в плечевом суставе, а также на запястье во время фазы ускорения, в то время как импульс вносит больший вклад в торможение локтя во время выполнения в группе профессионалов. В плечевом суставе вклад импульса немышечного взаимодействия имеет тенденцию снижать необходимый импульс крутящего момента для выполнения движения отведения-приведения. Однако вклад импульса мышцы в управление осевым вращением плеча является преобладающим и совпадает с низким импульсом. Предполагается, что механические свойства запястья человека являются основными детерминантами стратегии в этом суставе, которая является выгодной для поддержания стабильного состояния лучезапястного сустава в верхней части многосуставного движения и могут привести к чрезмерному разгибанию или сгибанию запястья. Тем не менее между группами не было выявлено различий между импульсами взаимодействия во время фазы ускорения в локте. В отличие от последующей фазы, во время которой больший импульс в локте у экспертов способствовал замедлению его сгибания по сравнению с новичками.

### Заключение

Результаты нашего эксперимента показали, что новички и профессионалы представляют различия в использовании компонентов импульса крутящего момен-

та верхней конечности во время метания дротика. Анализ импульсов крутящего момента выявил три основные стратегии в зависимости от степени свободы и фазы движения. Наши результаты показали, что классический проксимальный к дистальному импульсу не обязательно применять, так как степень свободы сгибания-разгибания локтя ведет движение в соответствии с гипотезой ведущего сустава. При детальном рассмотрении оказалось, что импульс для отведения-приведения плечевого сустава снижен, необходим мышечный импульс и сгибание запястья является заметным в группе профессионалов в отличие от новичков. Импульс преимущественно генерируется мышечным импульсом в группе профессионалов. Кроме того, в ходе последующих исследований у профессионалов выявлено, что импульс крутящего момента задействован более грамотно, чем у новичков, чтобы исключить увеличение движения локтя. В дополнение к деятельности, требующей высокой скорости, такие как бросок в верх мишени, текущие результаты расширяют наблюдения, что опытное использование импульсов немышечного взаимодействия является важной характеристикой квалифицированных спортсменов в случае метания дротиков, для которых точность является наиболее важной составляющей по сравнению со скоростью.

### Список литературы

1. Аксянов Н., Яковлев В. Дартс: метод. пособие. М.: МСП «Интерконтакт», 1991. 16 с.
2. Шилин Ю.Н., Каневская А. В. Теория и методика тренировки в дартс: учебное пособие для студентов вузов физической культуры. М.: СпортАкадемПресс, 120 с.
3. Hansen C., Rezzoug N., Gorce P., Venture G., Isableu B. Sequence-dependent rotation axis changes and interaction torque use in overarm throwing. *Journal of Sports Sciences*. 2016. vol. 34. P. 878–885.
4. Hirashima M., Yamane K., Nakamura Y., Ohtsuki T. Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*. 2008. vol. 41. P. 2874–2883.
5. Kinoshita H., Obata S., Nasu D., Kadota K., Matsuo T., Fleisig G.S. Finger forces in fastball baseball pitching. *Human Movement Science*. 2017. vol. 54. P. 172–181.
6. Hansen C., Rezzoug N., Gorce P., Isableu B. (2012). Is the time of release during a precision throwing task, predictable? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012. vol. 15. no 1. P. 250–252.
7. Ляпин В.М., Немцев О.Б. Формирование точности метательных движений (на примере дартса) // Физическое воспитание студентов. 2009. № 2. С. 64–73.
8. Кузнецова З.М., Овчинников Ю.Д., Назаренко Н.А. Формирование точности метательных движений // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. 2017. Т. 12. № 2. С. 58–67. DOI: 10.14526/01\_2017\_206.
9. Luh J.Y.S., Walker M.W., Paul R.P.C. On-line computational scheme for mechanical manipulators. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*. 1980. vol. 102. P. 69–76.
10. Gritsenko V., Kalaska J.F., Cisek P. Descending corticospinal control of intersegmental dynamics. *Journal of Neuroscience*. 2011. vol. 31. P. 11968–11979.