

Т. ТОМЯК<sup>1</sup>, А. В. ГОРКОВЕНКО<sup>2</sup>, В. С. МИЩЕНКО<sup>1</sup>, А. КОРОЛ<sup>1</sup>,  
П. БУЛИНСКИ<sup>1</sup>, И. В. ВЕРЕЩАКА<sup>2</sup>, А. Н. ТАЛЬНОВ<sup>2</sup>, Д. А. ВАСИЛЕНКО<sup>2</sup>

## УПРАВЛЕНИЕ МОЩНОСТЬЮ ЦИКЛИЧЕСКИХ ДВИЖЕНИЙ И ИХ МЫШЕЧНЫМ ОБЕСПЕЧЕНИЕМ ПРИ ГРЕБЛЕ (ИССЛЕДОВАНИЕ НА СИМУЛЯТОРАХ ГРЕБЛИ)

Поступила 16.06.15

С участием 25 элитных спортсменов, специализирующихся на академической гребле, исследовали соотношение мощности гребка и частоты гребных движений при различных режимах и условиях выполнения работы. Две серии тестов проводили на симуляторах гребли с одновременной регистрацией механографических характеристик (в частности, суставных углов) и ЭМГ-активности широких наборов мышц, вовлеченных в реализацию данного вида локомоторной активности. Тестовые задания включали в себя определение максимальной мощности гребков, контролируемое ступенчатое повышение мощности последних, прохождение тест-«дистанции» с максимальной скоростью и выполнение гребных движений с наличием визуальной обратной связи (отражением характеристик моторной активности на мониторе) и с вариацией величины внешней нагрузки. Показано, что повышение мощности гребков при всех режимах работы достаточно жестко связано с приблизительно пропорциональным увеличением частоты гребных движений; субъективно удобная частота таких циклических движений повышается с увеличением внешней нагрузки. В условиях произвольной инициации гребных движений с наличием обратной связи, дающей информацию об их характеристиках, испытуемые были способны отдельно контролировать мощность и частоту гребных движений. Интенсивность ЭМГ-активности мышц, вовлеченных в реализацию отдельных гребных движений, была связана в основном со скоростью движения, а не с мощностью гребка. Таким образом, весьма жесткая взаимосвязь мощности и частоты при гребле имеет в достаточной степени универсальный характер и может нарушаться только в случае дополнительного введения некоторых внешних условий. Величина этого соотношения имеет в значительной степени индивидуальный характер и может быть использована для характеристики рабочей производительности спортсменов и их функционального состояния.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** спортивная гребля, симуляторы гребли, центральная моторная программа, циклические гребные движения, активная и пассивная фазы, ЭМГ-активность, мощность, частота, нагрузка.

### ВВЕДЕНИЕ

Гребля с использованием весел с ключинами (т. е. гребля на шлюпках и спортивная академическая гребля) представляет собой весьма сложную специфическую форму моторики человека (локомоцию с использованием технических устройств). Она обеспечивается циклическими движениями, в ре-

ализацию которых существенно вовлекаются большинство групп мышц (основные мышцы рук, ног и туловища). Как и другие циклические локомоторные движения, двигательная активность при гребле в основном контролируется центральной моторной программой (ЦМП), которая формируется и закрепляется в ходе тренировок. Управление параметрами таких движений осуществляется за счет произвольных и непроизвольных модификаций тех или иных компонентов данной программы. Многие аспекты центрального контроля мышечной активности в ходе гребли в настоящее время остаются

<sup>1</sup>Академия физического воспитания и спорта, Гданьск (Польша).

<sup>2</sup>Институт физиологии им. А. А. Богомольца НАН Украины, Киев (Украина).

Эл. почта: talnovan@ukr.net (А. Н. Тальнов).

недостаточно исследованными.

Скорость передвижения судна при гребле определяется мощностью, развиваемой гребцом, и техникой гребли, которая позволяет с наименьшими потерями трансформировать эту мощность в скорость движения. В спортивной гребле основной целью является именно достижение высокой скорости [1]. В связи с очевидными причинами (в основном трудностью регистрации механических и физиологических параметров испытуемых в ходе реальной гребли) исследования механизмов регуляции моторной активности при данном виде локомоции производятся преимущественно с использованием различных «лабораторных» симуляторов гребли, в том числе гребных тренажеров.

Мощность  $W$  определяется как работа  $A$ , осуществляемая за единицу времени  $t$ , т. е. является производной работы по времени ( $dA/dt$ ). Очевидно, что мощность можно увеличить либо за счет увеличения работы при постоянном времени ее выполнения, либо за счет уменьшения времени выполнения работы при постоянной величине последней. В реальных ситуациях мощность варьируется за счет одновременного изменения и работы, и времени ее выполнения. В циклических локомоторных движениях, таких как ходьба, бег, плавание, гребля и езда на велосипеде, основная работа производится в пределах определенных фаз циклов движения. Повышение частоты циклических движений приводит к уменьшению длительности активных фаз, когда выполняется основная часть работы. Таким образом, в случае сохранения величины выполняемой работы повышение частоты циклических движений должно сопровождаться повышением развиваемой мощности. В ходе исследований управления моторной активностью при гребле было показано, что в определенном реалистичном диапазоне частоты гребных движений (20–36 мин<sup>-1</sup>) повышение частоты этих движений обуславливало пропорциональное повышение мощности и силы гребков [1–4]; с увеличением частоты до 40 мин<sup>-1</sup> мощность и сила гребка также повышались [5, 6]. С ростом частоты гребков наряду с увеличением упомянутых параметров возрастал и уровень ЭМГ-активности мышц, обеспечивающих генерацию силы и мощности. При этом увеличение частоты гребков от 17.9 до 19.6 мин<sup>-1</sup> приводило к недостоверному повышению мощности, силы сокращений и уровня ЭМГ используемых мышц; повышение же частоты до 39.5 мин<sup>-1</sup> сопровождалось достоверным увеличением данных параметров [7]. Во всех упомянутых выше случаях именно частота

была параметром гребли, который контролировался испытуемым.

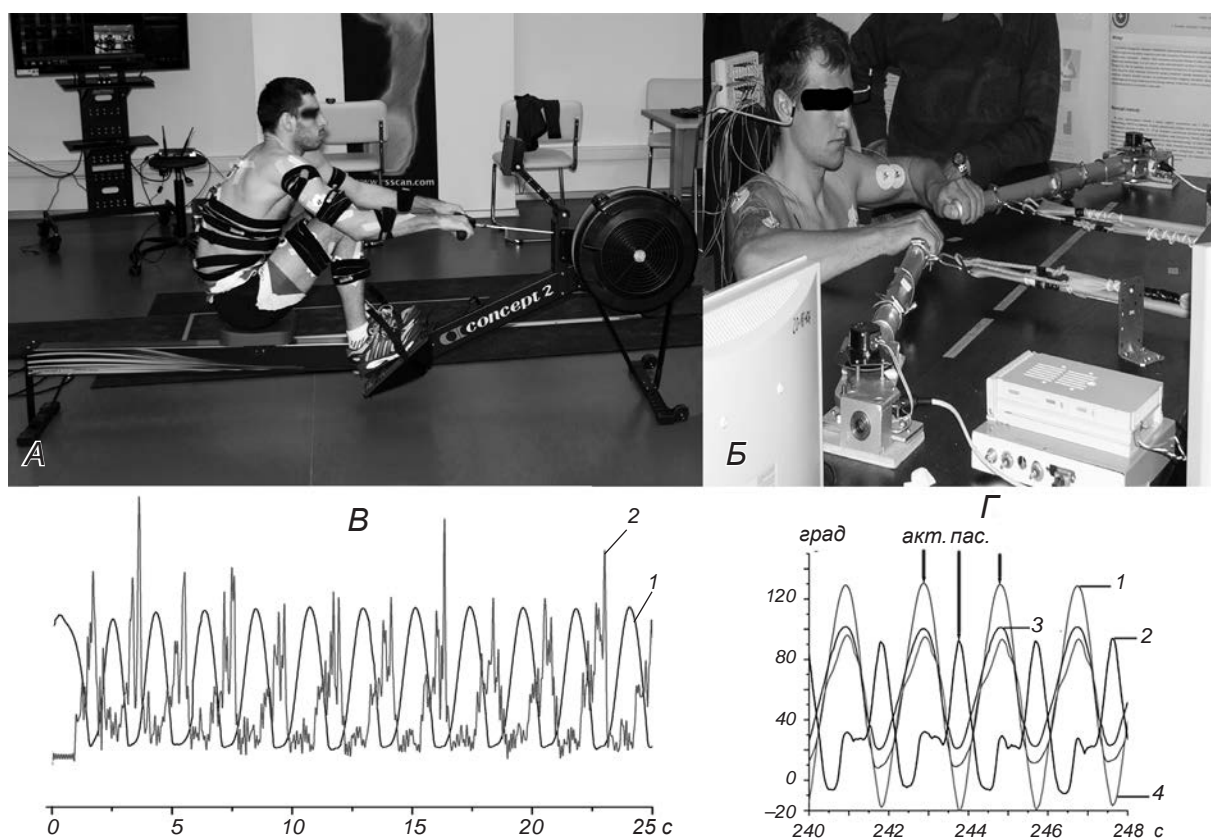
Цикл движений при гребле включает в себя две основные фазы – активную (drive), во время которой осуществляется полезная работа, связанная с перемещением лодки, т. е. генерируется соответствующая мощность, и пассивную (recovery), во время которой происходит возврат весел в исходную позицию [7]. В условиях контролируемого повышения частоты гребли длительность гребка укорачивается за счет уменьшения длительности обеих фаз [5]. Мощность в данном случае, естественно, может увеличиваться только за счет укорочения активной фазы. При контролируемом повышении мощности гребка ее рост может быть связан с увеличением силы гребка и/или с уменьшением длительности активной фазы, тогда как длительность пассивной фазы непосредственно не влияет на величину мощности. Таким образом, можно полагать, что контролируемое повышение мощности гребных движений в значительной степени обеспечивается произвольным увеличением их частоты.

В настоящей экспериментальной работе, выполненной на группе испытуемых с использованием симуляторов гребли, были поставлены следующие задачи: в условиях контролируемого повышения мощности определить зависимость мощности отдельного гребка от частоты гребли; выяснить влияние величины работы, осуществляемой в пределах отдельных гребков, и длительности их активной фазы на изменение мощности, развиваемой гребцом; определить изменения интенсивности ЭМГ-активности мышц, обеспечивающих гребные движения, при повышении мощности гребли и выяснить влияние изменений внешней нагрузки на скорость и частоту гребных движений.

## МЕТОДИКА

Исследования проводились в лаборатории Университета физического воспитания и спорта (Гданьск, Польша) с участием 25 спортсменов-гребцов (средний возраст  $21.88 \pm 2.57$  года, масса тела  $84.82 \pm 12.90$  кг, высота тела  $190.59 \pm 7.79$  см; здесь и далее приведены значения  $M \pm s.d.$ ). Все испытуемые были элитными спортсменами, специализированными на академической гребле (rowing athletes), участниками и призерами национальных польских и международных соревнований.

Работа включала в себя две серии экспериментов.



**Р и с. 1.** Реализация гребных тест-движений на экспериментальных установках.

*А* – максимально приближенная к реальности имитация таких движений на тренажере Concept 2; *Б* – реализация двухсуставных «гребных» движений рук; *В* – параллельная регистрация изменений угла в коленном суставе (сгибание–разгибание) и ЭМГ, отводимой от *m. vastus medialis* (1 и 2 соответственно); *Г* – параллельная запись изменения углов в коленном, локтевом, тазобедренном и плечевом суставах (1–4 соответственно). Вертикальными линиями на *Г* показаны моменты максимального сгибания коленного и локтевого суставов и границы активной и пассивной фаз «гребли».

**Р и с. 1.** Реалізація гребних тест-рухів на експериментальних установках.

Первая из них выполнялась на гребном тренажере Concept 2 (США) (рис. 1, *А*). Этот тренажер позволяет осуществлять движения, максимально приближенные к таковым при реальной академической гребле, и регистрировать подробные механографические характеристики данных движений. Наличие дополнительного оборудования дает возможность одновременно регистрировать ЭМГ-активность широкого набора мышц. Во время выполнения задания на тренажере испытуемый мог визуально отслеживать на специальном мониторе темп «гребли» (количество гребков в минуту) и мощность, развиваемую в пределах каждого гребка.

Первая серия включала в себя три теста. В тесте 1 испытуемые выполняли семь гребных движений, определяя индивидуально достижимую максимальную мощность гребков (ММГ). Уровень такой

мощности контролировался по данным, представляемым на мониторе; темп гребли не оговаривался. В тесте 2 испытуемые реализовывали контролируемое ступенчатое повышение мощности; мощность гребных движений последовательно наращивалась в пределах пяти этапов. Длительность каждого этапа составляла 40 с; при переходе к следующему этапу испытуемому сообщалась целевая мощность. Соответствующие уровни составляли 30, 40, 50, 60 и 70 % средней ММГ, продемонстрированной в тесте 1. Темп гребли на всех этапах испытуемый выбирал произвольно. Тест 3 представлял собой «прохождение дистанции 500 м» с максимальной возможной скоростью. На мониторе визуализировалась информация об остающемся отрезке дистанции; темп и мощность гребли не оговаривались. Во всех тестах регулятор внешней нагрузки соответствовал сред-

нему уровню последней; значения развиваемой мощности фиксировались видеорегистратором.

Регистрация механограммы движений и ЭМГ ряда мышц производилась с помощью специализированного комплекса Noraxon's 3D MyoMotion («Noraxon Inc.», США). На различных звеньях тела и конечностей испытуемого фиксировались датчики ускорения (акселерометры). Программное обеспечение комплекса в соответствии с сигналами, поступающими от этих датчиков, позволяло вычислять значения суставных углов. Информация от механодатчиков и сигналы ЭМГ после преобразования в радиосигналы передавались на регистрирующее устройство с помощью беспроводной системы.

Система комплекса позволяла регистрировать значения 24 суставных углов. При этом шесть из них описывали положение туловища испытуемого (углы сгибания туловища в сагиттальной и фронтальной плоскостях в поясничном и грудном отделах, а также углы вращения туловища вокруг вертикальной оси в тех же отделах). Положение руки в пространстве описывалось пятью значениями – углами сгибания/разгибания в локтевом и плечевом суставах, общим углом в плечевом суставе, углом вращения плечевого сегмента руки вдоль продольной оси и углом отведения плеча. Положение ноги описывалось углами сгибания/разгибания тазобедренного сустава, отведения/приведения бедра, вращения бедра вдоль продольной оси и сгибания/разгибания коленного сустава. Углы положения рук и ног регистрировались отдельно для правой и левой сторон тела.

Параллельно с помощью электродов BiopacSystem EL 503 (США) отводили ЭМГ от следующих мышц правой стороны тела: *m. brachioradialis*, *m. biceps brachii caput longum*, *mm. triceps brachii caput lateralis et longum*, *m. pectoralis major*, *mm. deltoideus pars scapularis et clavicularis*, *m. semitendinosus*, *m. latissimus dorsi*, *m. obliquus externus abdominis*, *m. glutaeus maximus*, *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior* и *m. gastrocnemius lateralis*. Сигналы ЭМГ подвергались полному выпрямлению и низкочастотной фильтрации.

Для анализа в числе прочих были выбраны ЭМГ мышц бедра – разгибателей коленного сустава. Согласно литературным данным, в условиях академической гребли эти мышцы вместе с разгибателями тазобедренного сустава вносят основной вклад в генерирование общей мощности гребка [8–12].

Измеряли интегральную величину (площадь) фрагментов ЭМГ *m. vastus medialis*, соответствующих фазе разгибания коленного сустава (рис. 1, В). Началом гребка считалось начало разгибания коленного сустава (Г, 1), концом – его максимальное сгибание (Г, 3). Активная фаза гребка определялась как время между началом разгибания коленного сустава и концом сгибания локтевого сустава (Г, промежуток между линиями 1 и 2), пассивная – как время между концом сгибания локтевого сустава и максимальным сгибанием колена (Г, промежуток между линиями 2 и 3). Работа, выполняемая за один гребок, вычислялась как произведение мощности гребка на длительность его активной фазы гребка. Амплитуду движения оценивали по величине разгибания коленного сустава (град), скорость движения – по скорости разгибания этого сустава. Максимальное усилие, развиваемое ногой испытуемого при разгибании коленного сустава оценивалось с использованием экспериментального комплекса BioDex («Biodex Medical Systems», США).

Вторая серия экспериментов выполнялась на специальном симуляторе другого важного компонента моторной активности при гребле – движений двумя руками, производимых в горизонтальной плоскости (рис. 1, Б). Данная установка позволяла регистрировать углы поворота рычагов, имитирующих правое и левое весла. Испытуемый должен был воспроизводить гребные движения при различных уровнях внешней нагрузки, прилагаемой к рычагам установки (средние моменты относительно центров вращения «весел» 21 или 42 Н·м). В тесте 1 второй серии испытуемым предлагали выполнить 18–20 «гребков» в удобном для себя темпе при приложении меньшей внешней нагрузки без отслеживания качества и темпа «гребли». Согласно оценкам темпа и амплитуды движения «весел» в первом тесте формировали эталонный синусоидальный паттерн движения «весел», который в дальнейшем должен был визуально отслеживаться испытуемым. Тест 2 повторял тест 1, но при наличии большей внешней нагрузки. В тесте 3 испытуемые в условиях меньшей внешней нагрузки, чем в тесте 1, визуально отслеживали эталонный синусоидальный паттерн. Тест 4 повторял тест 3, но с использованием большей нагрузки.

Используя значения углов поворота «весел» и антропометрические данные испытуемых, вычисляли углы в локтевом и плечевом суставах. Во второй экспериментальной серии ЭМГ отводили от следующих мышц: *m. pectoralis major* (PM), *m. deltoideus*



*scapularis* (DS), *m. biceps brachii caput longum* (BL), *m. biceps brachii caput breve* (BB), *m. brachioradialis* (BR) и *m. triceps brachii caput longum* (TL). ЭМГ-сигналы подвергали цифровой высокочастотной фильтрации с нижней частотой среза 30 Гц, двухполупериодному (полному) выпрямлению и низкочастотной фильтрации с граничной частотой 10 Гц. В ходе анализа использовали данные, относящиеся к правой руке. Более детально методика, которая применялась во второй серии экспериментов, была описана в наших предыдущих работах [13, 14].

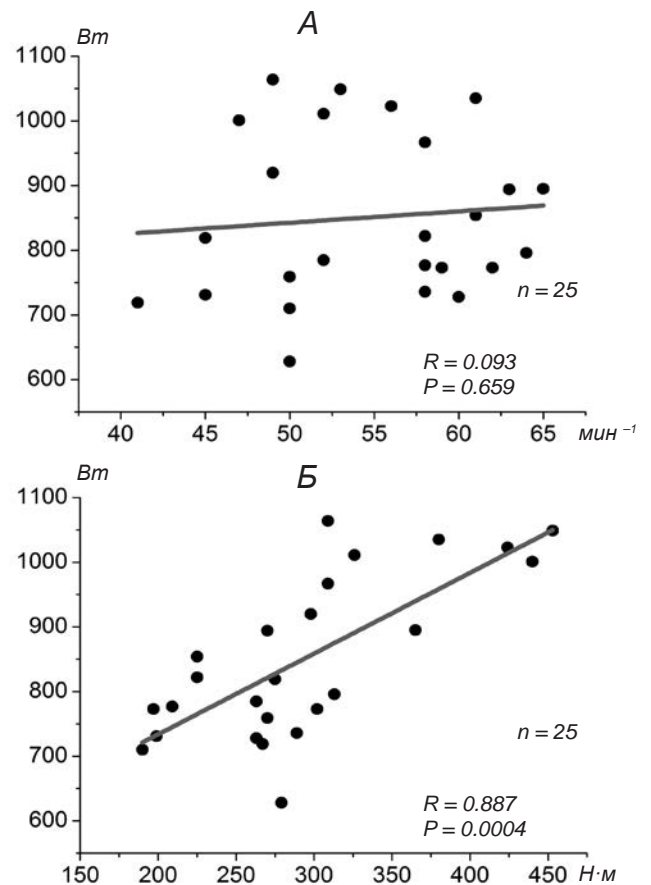
Для математической и статистической обработки сигналов механограмм и ЭМГ, зарегистрированных в ходе экспериментальных серий, использовали программу «OriginLab 8.5». Для оценки уровня ЭМГ-активности измеряли интегральные величины (площади) ЭМГ-сигналов, подвергнутых упомянутой выше обработке. Эти величины могли вычисляться как для всего отдельного цикла гребли («гребка»), так и для его отдельных частей. Статистическому анализу подвергали значения, полученные в ходе каждого отдельного гребка. Для оценки связи между различными показателями использовали процедуру определения линейной регрессии. Нелинейную связь между двумя параметрами оценивали с применением нелинейной аппроксимации кривой Dose–Response программы «OriginLab 8.5». Формула данной функции выглядит следующим образом:

$$y = A_1 + \frac{A_2 - A_1}{1 + 10^{(\lg(x_0) - x) \cdot p}}$$

где  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $x_0$ ,  $p$  – параметры аппроксимации, а  $x$  – независимая переменная. Для определения достоверности различий средних значений двух выборок использовался *t*-test (пакет программы «OriginLab 8.5»).

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Как уже упоминалось, для определения ММГ всем 25 испытуемым предлагали выполнить серию из семи гребков с визуальным отображением мощности, развиваемой в каждом «гребке». Хотя частота гребных движений специально не оговаривалась, все 25 испытуемых выполняли тест с максимальной для себя частотой. Полученные индивидуальные значения частоты варьировали от 41 до 65 мин<sup>-1</sup>. Несмотря на то что различия между минимальной

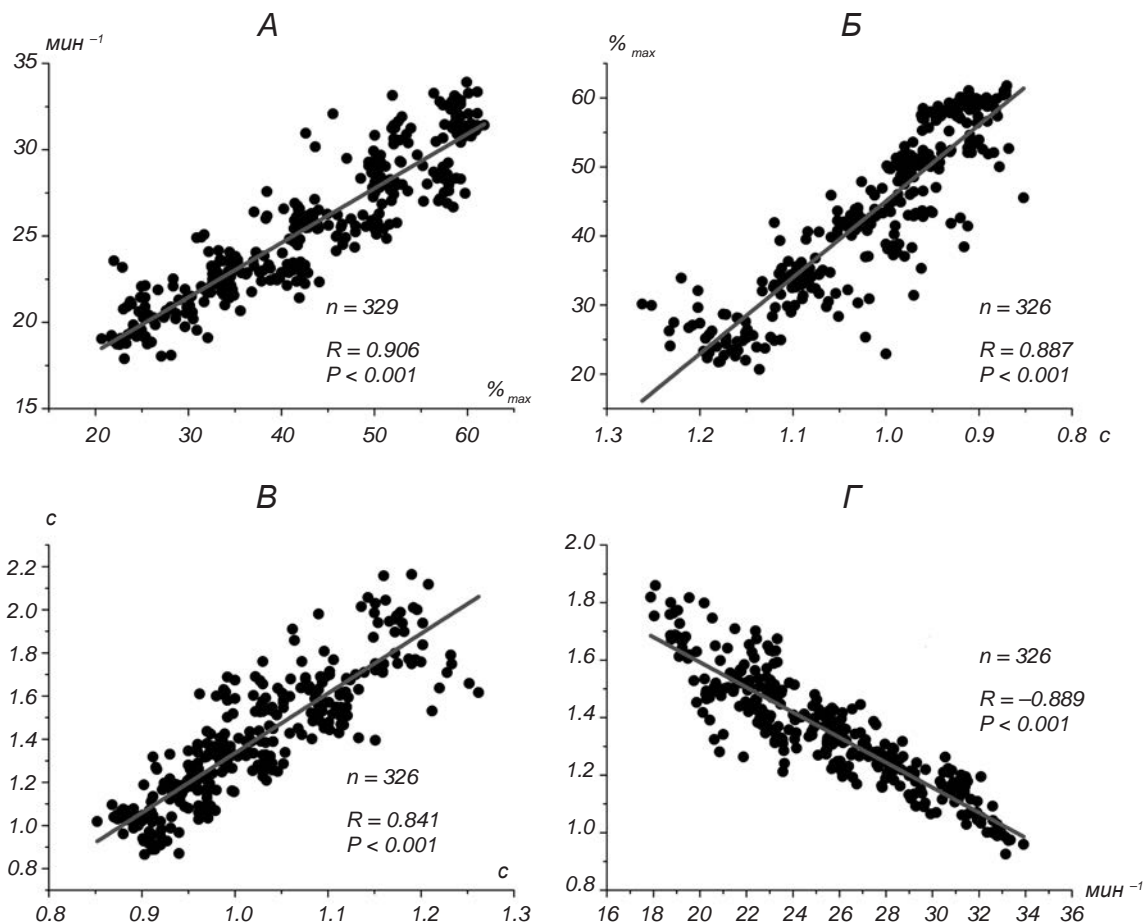


**Р и с. 2.** Зависимость максимальной мощности гребка (Вт) от частоты гребли (мин<sup>-1</sup>) – А и мощности (Вт) от максимального момента (Н·м) сокращения мышц-разгибателей коленного сустава – Б. Приведены линии регрессии и значения величин выборок (*n*) и коэффициентов корреляции Пирсона (*R*), а также вероятности отсутствия корреляции (*P*).

**Р и с. 2.** Залежність максимальної потужності гребка (Вт) від частоти веслування (хв<sup>-1</sup>) – А та потужності (Вт) від максимального моменту (Н·м) скорочення м'язів-розгиначів колінного суглоба – Б.

и максимальной индивидуальными частотами были достаточно велики (36 %, если принять максимальную индивидуальную частоту 65 мин<sup>-1</sup> за 100 %), выраженной корреляционной зависимости между частотой гребных движений и значениями ММГ не наблюдалось (рис. 2, А). В то же время существовала положительная достоверная корреляция (коэффициент корреляции  $r = 0.887$ ,  $P < 0.001$ ) между величинами ММГ разгибателей правого и левого коленных суставов и максимальной мощностью гребка (Б).

У всех испытуемых ступенчатое повышение

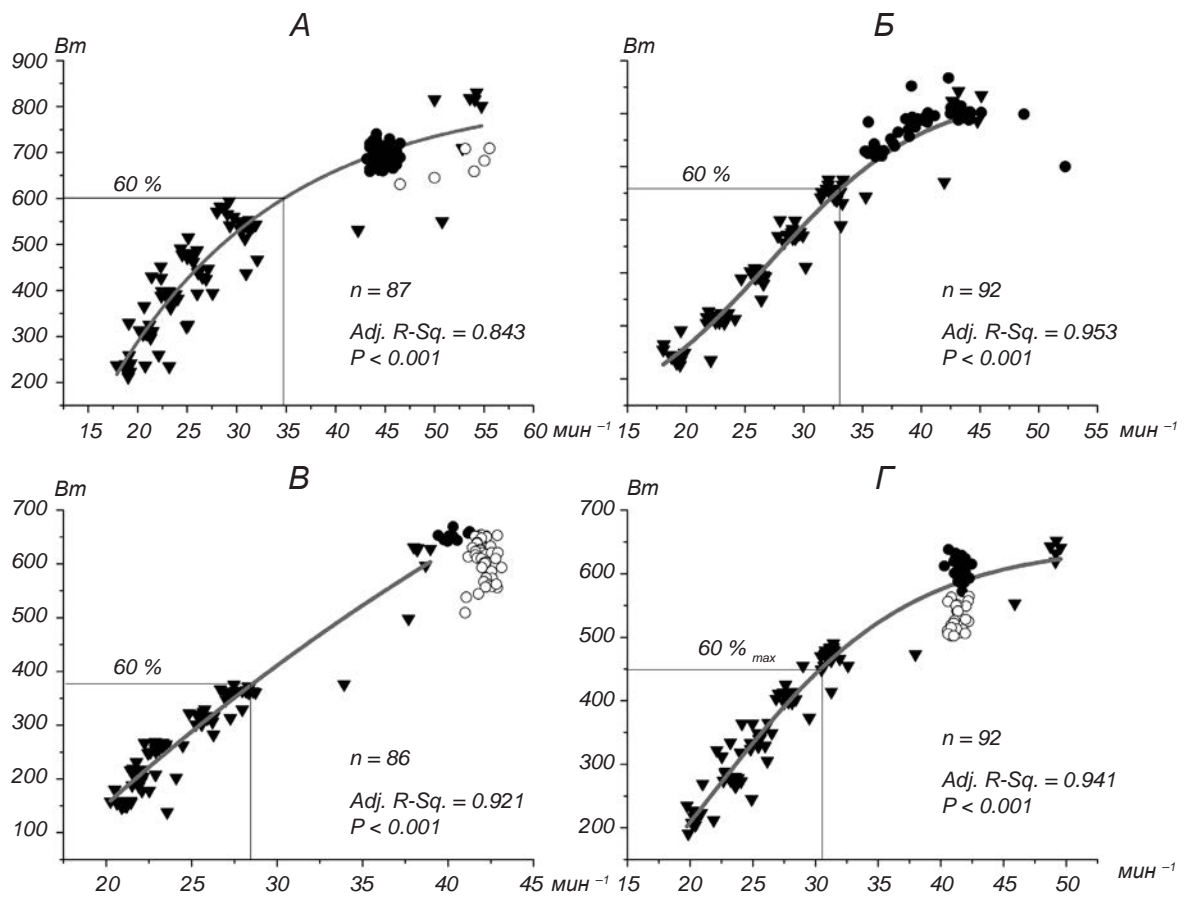


**Рис. 3.** Зависимости частоты гребных движений ( $\text{мин}^{-1}$ ) от нормированной мощности гребка ( $\%_{\text{max}}$ ) – А, нормированной мощности гребка ( $\%_{\text{max}}$ ) от длительности активной фазы последнего (с) – Б, длительности пассивной фазы гребка (с) от длительности его активной фазы (с) – В и отношения длительностей пассивной и активной фаз от частоты гребных движений ( $\text{мин}^{-1}$ ) – Г. Остальные обозначения те же, что и на рис. 2.

**Рис. 3.** Залежності частоти гребних рухів ( $\text{хв}^{-1}$ ) від нормованої потужності гребка ( $\%_{\text{max}}$ ) – А, нормованої потужності гребка ( $\%_{\text{max}}$ ) від тривалості активної фази останнього (с) – Б, тривалості пасивної фази гребка (с) від тривалості його активної фази (с) – В і відношення тривалостей пасивної та активної фаз від частоти гребних рухів ( $\text{хв}^{-1}$ ) – Г.

мощности гребков от 20 до 60 % ММГ было связано с соответствующим практически пропорциональным повышением частоты гребли. На рис 3, А приведены соответствующие данные четырех испытуемых. Коэффициент корреляции  $r$  между значениями мощности и частоты был весьма высоким (0.906,  $P < 0.001$ ). Наблюдалась также достоверная корреляция между длительностью активной фазы гребка и его мощностью ( $r = 0.887$ ,  $P < 0.001$ ) (Б). При этом была также обнаружена высокая корреляция ( $r = 0.841$ ,  $P < 0.001$ ) между длительностями активной и пассивной фаз гребка (В). Отношение продолжительностей активной и пассивной фаз гребка также зависело от частоты

гребли (Г). При низких частотах гребных движений соответствующие значения длительностей фаз равнялись порядка 2.0 и 1.2, а при высоких – 0.85 и 0.9 с. Иными словами, соотношение длительностей этих фаз составляло для данных диапазонов около 2.0 и 1.0. Если абсолютные значения продолжительности активной фазы с повышением частоты гребли уменьшались в среднем на 0.3 с, то длительность пассивной фазы – в среднем на 1.15 с. Это означает, что частота гребли повышалась преимущественно за счет сокращения продолжительности пассивной фазы гребка. Если подсчитать вклад изменений продолжительности активных и пассивных фаз гребка в изменения величины пе-



**Р и с. 4.** Зависимости мощность–частота, полученные в ходе выполнения на тренажере Concept 2 теста 2 (указано черными треугольниками) и теста 3 (указано черными и белыми кружками) у четырех испытуемых (А–Г).

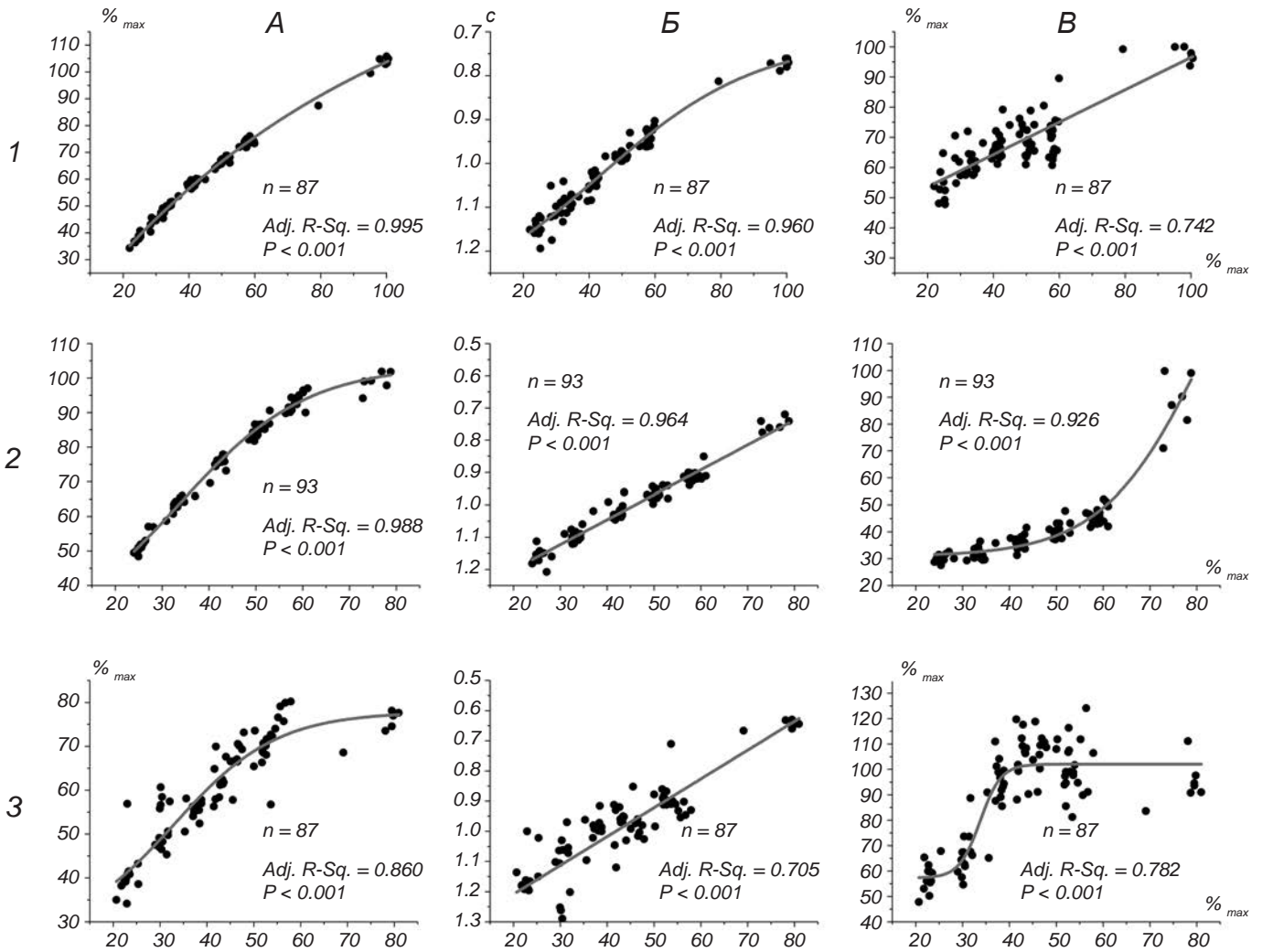
Черными кружками указаны соответственные значения мощности и частоты, полученные в условиях сохранения исходного уровня работы, которая выполнялась в ходе гребка или повышения этого показателя, открытыми кружками – значения в условиях снижения уровня работы, черными линиями – абсолютные значения мощности, равные 60 % максимальной мощности гребка, и соответствующие им значения частоты гребных движений; линии аппроксимации и статистические показатели подсчитаны для данных теста 2.

**Р и с. 4.** Залежності потужність–частота, отримані в перебігу виконання на тренажері Concept 2 тесту 2 (вказано чорними трикутниками) і тесту 3 (вказано чорними та білими кружками відповідно) у чотирьох випробуваних (А–Г).

риода гребли (т. е. величины, обратной частоте), то сокращение длительности активной фазы обеспечивало в среднем  $18.17 \pm 7.61 \%$ , а сокращение продолжительности пассивной фазы –  $81.83 \pm 9.23 \%$ .

Полученные в ходе выполнения первой серии экспериментов (см. Методику) зависимости между частотой гребли и мощностью отдельных гребков носили индивидуальный характер. В общем виде они были нелинейны, но с наличием участков, близких к линейности, преимущественно в диапазоне 20–60 % ММГ. Рис. 4 иллюстрирует такие зависимости для четырех испытуемых. Испытуемые А–Г при относительной мощности гребков

60 % ММГ выполняли гребные движения с частотой около 35, 33, 28 и 30 мин<sup>-1</sup>. Это означает, что испытуемый А, гребя с относительной мощностью 60 % ММГ, сделал бы за равное время большее количество гребков, чем другие субъекты. Очевидно, что подобные различия обуславливались внутренними свойствами испытуемых – спецификой присущих им ЦМП гребных движений. У испытуемого А мощность гребка, равная 60 % ММГ, составляла 600 Вт. Это означает, что за время одного гребка он выполнял работу 510 Дж. Для испытуемых Б–Г аналогичные значения составляли 576 Вт и 490 Дж, 376 Вт и 339 Дж и 450 Вт и 424 Дж соответственно. На основании результатов теста 2 в



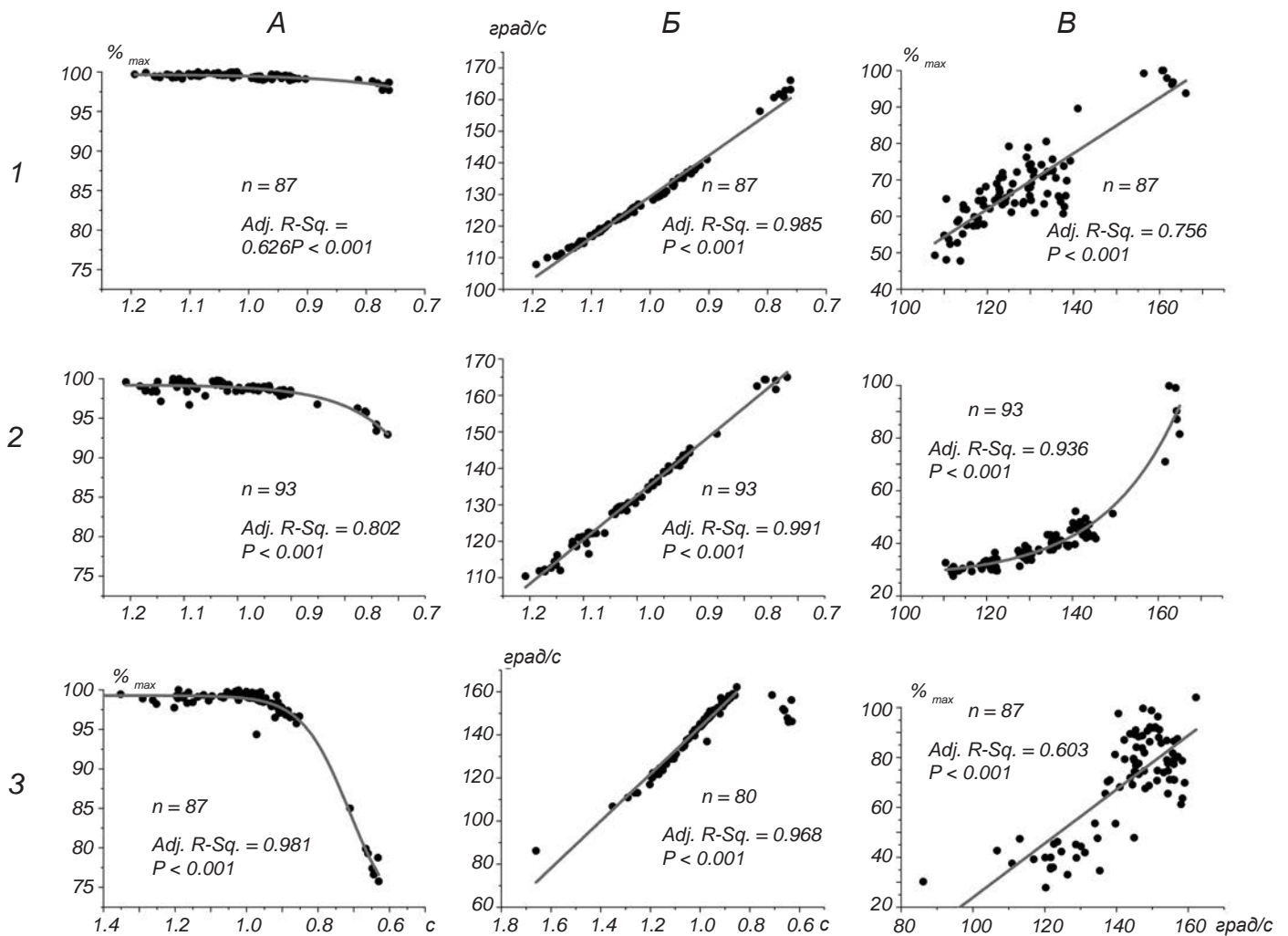
**Р и с. 5.** Зависимости нормированной работы, выполняемой за время гребка (%<sub>max</sub>), от нормированной мощности последнего (%<sub>max</sub>) – А, длительности активной фазы гребка (с) от его нормированной мощности (%<sub>max</sub>) – Б и нормированной амплитуды (площади) ЭМГ-разрядов *m. vastus medialis* при гребке (%<sub>max</sub>) от нормированной мощности последнего (%<sub>max</sub>) – В. Приведены данные для трех испытуемых (1–3).

**Р и с. 5.** Залежності нормованої роботи, виконуваної під час гребка (%<sub>max</sub>), від нормованої потужності останнього (%<sub>max</sub>) – А, тривалості активної фази гребка (с) від його нормованої потужності (%<sub>max</sub>) – Б та нормованої амплітуди (площі) ЕМГ-розрядів *m. vastus medialis* при гребку (%<sub>max</sub>) від нормованої потужності останнього (%<sub>max</sub>) – В.

первой серии экспериментов легко рассчитать, какую суммарную работу выполнял каждый испытуемый за определенное время (1 мин), гребя с относительной мощностью 60 % ММГ. Для испытуемых А–Г эти значения составляли бы 17.8, 16.2, 9.5 и 12.7 кДж соответственно. Мы попытались определить, насколько универсальна зависимость мощность–частота, полученная в серии 2. Для этого мы измеряли отношение мощность–частота в других экспериментальных условиях. В ходе выполнения

теста 3 испытуемые «проходили дистанцию 500 м» с максимальной скоростью. Эту «дистанцию» можно было разделить на два участка – старт (первые 8–10 с) и остальная часть «дистанции». Зависимость мощность–частота определялась на втором участке. Определения производились отдельно для двух состояний. В первом случае работа, выполняемая за один гребок, по ходу дистанции повышалась или удерживалась на постоянном уровне. Во втором же случае данный параметр по ходу дистан-





**Р и с. 6.** Зависимости нормированной амплитуды движения таза гребца (%<sub>max</sub>) – А, скорости разгибания коленного сустава (град/с) – Б и нормированной магнитуды ЭМГ-разрядов *m. vastus medialis* при каждом гребке (%<sub>max</sub>) – В от длительности разгибания коленного сустава (с) – А, Б, и скорости этого движения (град/с) – В, во время реализации гребка. Приведены данные для трех испытуемых (1–3).

**Р и с. 6.** Залежності нормованої амплітуди руху таза веслувальника (%<sub>max</sub>) – А, швидкості розгинання колінного суглоба (град/с) – Б та нормованої магнітуди ЕМГ-розрядів *m. vastus medialis* при кожному гребку (%<sub>max</sub>) – В від тривалості (с) – А, Б розгинання колінного суглоба (с) – А, Б, та швидкості цього руху (град/с) – В, під час реалізації гребка.

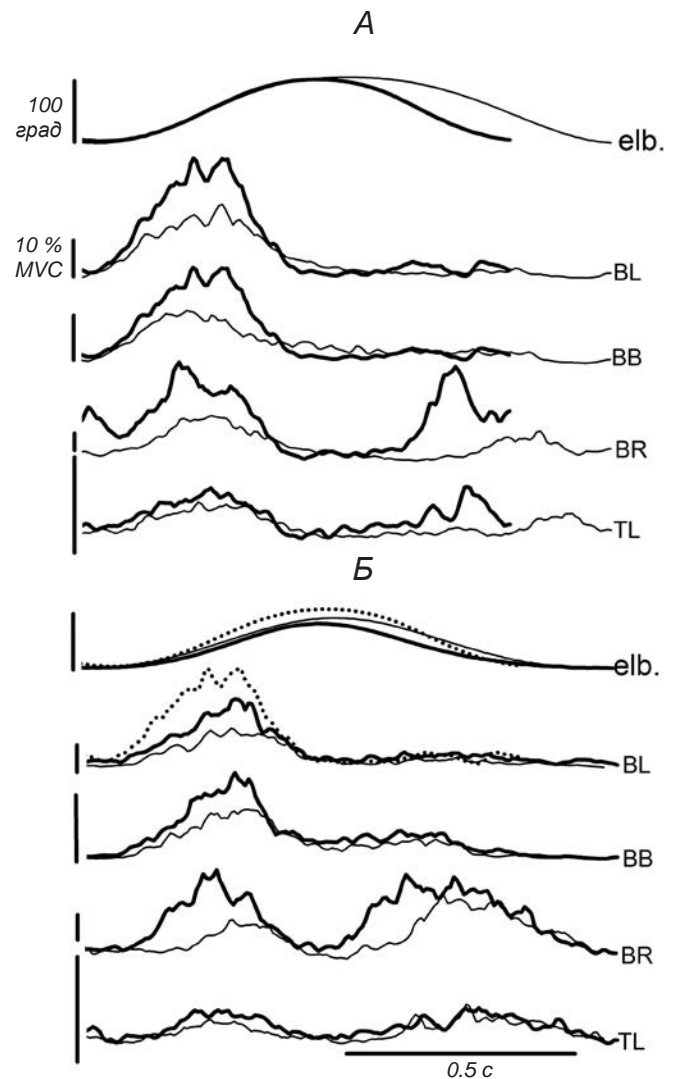
ции уменьшался. Оказалось, что зависимость мощность–частота, которая была определена в первом случае (черные кружки), весьма точно соответствовала линии регрессии, полученной ранее в тесте 2. Зависимость же, полученная во втором случае (открытые кружки), была смещена в сторону больших значений частоты или меньших – мощности. Таким образом, пока испытуемые в пределах дистанции сохраняли хорошее функциональное состояние, за-

висимость мощность–частота, полученная в данной серии, соответствовала «эталонной» зависимости (вторая серия). Если же развиваемая мышцами сила (и, соответственно, работа) уменьшалась, упомянутая зависимость заметно нарушалась.

На рис. 5, А, Б приведены соответственно примеры зависимости мощность–работа и мощность–длительность активной фазы у трех испытуемых (1–3). У испытуемого 1 обе указанные зависимо-

сти были практически линейными в пределах всего интервала ступенчатого повышения мощности от 20 до 100 % ММГ. У испытуемого 2 зависимость мощность–работа демонстрировала заметную нелинейность. После того как мощность превышала 60 % ММГ, инкремент работы становился меньшим, чем таковой мощности. При этом зависимость мощность–длительность активной фазы сохраняла примерно линейный характер. У испытуемого 3 после превышения мощностью 50 % ММГ увеличение мощности переставало сопровождаться увеличением работы. В то же время зависимость мощность–длительность активной фазы сохраняла линейность во всем диапазоне повышения мощности. Такой различный индивидуальный характер изменений мощности был связан с весьма индивидуальным характером корреляционной зависимости мощности и величины ЭМГ-разрядов *m. vastus medialis* (Б).

Уменьшение длительности активной фазы гребка могло обеспечиваться двумя феноменами – увеличением скорости гребного движения и/или уменьшением его амплитуды. На рис. 6 приведены примеры зависимости длительности активной фазы гребка от амплитуды движения (А) и его скорости (Б) у тех же трех испытуемых (1–3). У первого из них амплитуда движения в ходе упомянутых изменений уменьшалась незначительно – не более чем на 2.5 % максимального значения этого параметра; скорость же увеличивалась во всем диапазоне укорочения активной фазы. У испытуемого 2 амплитуда движения начинала уменьшаться после уменьшения длительности активной фазы до 0.9 с (такая длительность данной фазы соответствовала значению мощности 50–60 % ММГ; рис. 5, Б). Амплитуда уменьшалась на 7.5 % ее максимального значения, а скорость движения увеличивалась во всем диапазоне укорочения активной фазы. У третьего же испытуемого амплитуда движения начинала уменьшаться после сокращения длительности его активной фазы до 1.0 с. Такое уменьшение достигало 25 % максимального значения; в то же время скорость движения увеличивалась вплоть до достижения значения длительности активной фазы 0.9 с. Далее в диапазоне изменения длительности активной фазы 0.9–0.6 с скорость движения у данного испытуемого не увеличивалась. Уменьшение амплитуды могло достигаться за счет того, что во время обратного хода весла (пассивной фазы) испытуемые сгибали колени не полностью и подвиж-



**Р и с. 7.** Сравнение ЭМГ-разрядов мышц-сгибателей и разгибателей локтевого сустава при выполнении циклических «гребных» движений в индивидуально удобном ритме (А) и движений с визуальным отслеживанием ритма (Б).

Движения выполнялись с внешней нагрузкой 21 и 42 Н·м (тонкие и толстые линии соответственно). На записях сверху вниз: *elb* – изменения угла в локтевом суставе (вверх – сгибание, вниз – разгибание) и ЭМГ четырех мышц – *m. biceps brachii caput longum* (BL), *biceps brachii caput breve* (BB), *brachioradialis* (BR) и *triceps brachii caput laterale* (TL). Пунктирными линиями на Б показаны изменения суставного угла и ЭМГ BL при реализации циклических «гребных» движений в индивидуально удобном ритме с внешней нагрузкой 42 Н·м.

**Р и с. 7.** Порівняння ЕМГ-розрядів м'язів-згиначів і розгиначів ліктьового суглоба при виконанні циклічних «гребних» рухів у індивідуально зручному ритмі (А) і рухів з візуальним відслідковуванням ритму (Б).

ное сиденье (слайд) не возвращалось на стартовую позицию, используемую испытуемыми при ММГ 50–60 %.

На рис. 6, Г показана зависимость между скоростью разгибания коленного сустава и величиной (площадью) ЭМГ-разрядов *m. vastus medialis*. Эта зависимость оказалась почти тождественной зависимости мощность–площадь ЭМГ *m. vastus medialis*, приведенной на рис 5, Г, 1, 2. У испытуемого 3 площадь ЭМГ-разрядов повышалась пропорционально развиваемой мощности только на участке повышения последней до 50 % ММГ. Как только скорость переставала увеличиваться, прекращала увеличиваться и площадь ЭМГ. Другими словами, площадь (величина) ЭМГ-разрядов была пропорциональна мощности только на тех участках, в пределах которых уменьшение длительности активной фазы движения (времени выполнения работы) происходило за счет увеличения скорости движения. Таким образом, интенсивность мышечной активности была фактически пропорциональна не развиваемой мощности, а скорости движения.

Для выявления связи между силой гребка и его скоростью при отсутствии задачи повышения мощности у 10 испытуемых было протестировано влияние внешней нагрузки, контролируемой экспериментатором, на скорость и частоту циклических гребных

движений рук (серия 2). В первом случае, когда испытуемые (согласно устной инструкции) выполняли гребные движения с удобной для себя частотой, этот параметр достоверно (*t*-тест,  $P < 0.001$ ) повышался в среднем более чем на  $12 \text{ мин}^{-1}$  (27.6 % исходного значения) после увеличения внешней нагрузки в два раза (21 и 42 Н·м). Во втором же случае, когда испытуемые поддерживали частоту движений, визуально отслеживая заданный экспериментатором эталонный образец циклических движений (задавалась траектория изменений угла «весла»), увеличение внешней нагрузки не приводило к увеличению частоты циклических движений (см. таблицу). На рис. 7, А приведены записи ЭМГ мышц-сгибателей и разгибателей локтевого сустава правой руки в ходе циклических движений, выполняемых соответственно условию теста 1. Видно, что в пределах фазы сгибания локтя увеличение внешней нагрузки обуславливало значительное увеличение амплитуды и скорости нарастания ЭМГ-разрядов сгибателей этого сустава. На Б показаны ЭМГ-разряды тех же мышц в случаях увеличения внешней нагрузки, но с сохранением частоты движений (в условиях тестов 3 и 4). Здесь также амплитуда динамических компонентов ЭМГ-активности, связанных с фазой сгибания, возрастала с увеличением нагрузки. Однако это увеличение

**Сравнение индивидуально удобных частот ( $\text{мин}^{-1}$ ) циклических «гребных» движений рук, выполняемых в условиях действия внешних нагрузок 21 и 42 Н·м, и частот таких движений в режиме визуального отслеживания ритма при действии тех же нагрузок**

**Порівняння індивідуально зручних частот ( $\text{хв}^{-1}$ ) циклічних «гребних» рухів рук, виконаних в умовах дії зовнішніх навантажень 21 та 42 Н·м, і частот таких рухів у режимі візуального відслідковування ритму при дії таких самих навантажень**

№ п/п	Движения в удобном ритме		Движения с визуальным отслеживанием ритма	
	внешняя нагрузка = 21 Н·м	внешняя нагрузка = 42 Н·м	внешняя нагрузка = 21 Н·м	внешняя нагрузка = 42 Н·м
1	23.2179	33.6603	19.9189	19.9034
2	33.4448	56.4001	34.8258	35.4275
3	44.1050	50.0125	45.9894	46.0779
4	29.0379	32.5264	26.0559	26.0946
5	40.4146	71.4564	42.7221	42.9512
6	25.8333	31.0897	26.1439	26.1447
7	26.9339	37.5870	26.0852	26.0418
8	30.9816	44.9698	29.9949	29.8800
9	52.0507	64.5488	54.7699	54.3837
10	20.2700	28.5700	20.0190	20.1190
Среднее $N = 10$	32.6290	45.0821	32.6525	32.7024
Достоверность различия	$P = 0.001$		$P = 0.548$	

было значительно меньшим, чем при выполнении тестов 1 и 2 (А). Сравнение инкремента амплитуды динамического компонента ЭМГ *m. biceps brachii caput longum* (BL) в тесте 2 с аналогичным показателем данного компонента, генерируемого в тесте 4, показано на фрагменте Б. Видно, что в тесте 2 повышение амплитуды в ответ на увеличение внешней нагрузки приводило к возрастанию амплитуды и скорости нарастания ЭМГ-разрядов. Такое увеличение оказывалось значительно большим, чем было необходимо для компенсации увеличения внешней нагрузки. Это изменение центральной двигательной команды (очевидно, что характеристики ЭМГ являются ее коррелятом) на начальном этапе приводило к увеличению скорости сгибания локтя, причем изменялось временное течение всей упомянутой команды. Паттерн активности сгибателей и разгибателей локтя «сжимался» во времени (А), что обуславливало повышение частоты циклических движений. Во втором же случае при обоих значениях внешней нагрузки активность указанных мышц была практически синхронной (Б). Необходимо подчеркнуть, что единственным различием между описанными ситуациями было то, что в тестах 1 и 2 модификация ЦМП, включая модификацию модели движения так таковой, целиком обуславливалась внутренними процессами, а в тестах 3 и 4 изменение модели движения было навязано извне.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Как свидетельствуют результаты комплекса тестов 1 в серии 1, максимальная мощность достигалась испытуемыми при максимальной частоте гребков. В данном случае значения частоты не коррелировали с абсолютной величиной мощности, которая определялась физическими условиями испытуемых. Это означает, что возрастание мощности за счет увеличения выполняемой работы было фактором более существенным, чем увеличение мощности за счет сокращения времени выполнения работы. Иными словами, более сильные гребцы демонстрировали более высокую максимальную мощность, чем более «быстрые».

У всех испытуемых в условии имитации гребли на гребном тренажере ступенчатое повышение мощности гребков согласно словесной инструкции экспериментатора происходило при пропорцио-

нальном ступенчатом повышении частоты гребных движений. В предыдущих исследованиях была выявлена в целом аналогичная зависимость развиваемой мощности от частоты движений; в этом случае частота была контролируемым параметром, и с ее увеличением практически пропорционально повышалась мощность [1]. Таким образом, зависимость мощность–частота, видимо, следует рассматривать как инвариантную. Необходимо отметить, что повышение частоты гребных движений, естественно, приводило к уменьшению длительностей активной и пассивной фаз гребка [5]. Вследствие укорочения активной фазы гребка мощность последнего повышалась. Обратная же зависимость (частоты движений от развиваемой мощности) была не столь очевидной. Как оказалось, вклад изменений длительности пассивной фазы гребка в изменение частоты гребли превышает 80 %, т. е. является основным фактором, определяющим эту частоту. В то же время сокращение длительности пассивной фазы гребка не является фактором, непосредственно определяющим повышение мощности, которая развивается в ходе гребли.

Теоретически мощность может увеличиваться либо за счет повышения силы, развиваемой во время гребка (что в принципе аналогично увеличению выполняемой работы), либо за счет уменьшения длительности активной фазы гребка. Практически же, как показали наши тесты, в диапазоне от 20 до 50–60 % ММГ у всех испытуемых развиваемая мощность увеличивалась за счет изменения обоих упомянутых параметров. Возможно, связь между повышением силы гребка и уменьшением длительности его активной фазы частично была функциональной, поскольку повышение мощности было условием задачи, поставленной перед испытуемыми в тесте 2. Однако весьма подобная феноменология наблюдалась ранее, когда задачей было повышение частоты гребных движений [7]. Для повышения частоты нет необходимости увеличивать силу гребка; иными словами, связь между увеличением частоты и увеличением силы не является функциональной. В настоящей работе мы обнаружили, что двигательная программа циклических гребных движений формировалась таким образом, что необходимость увеличения развиваемой мышечной силы была неизбежно связана с увеличением частоты циклических движений (см. таблицу). При этом в условиях в значительной степени произвольного запуска реализации гребных движений



(с визуальным отслеживанием их параметров) испытуемые справлялись с компенсацией увеличения внешней нагрузки без изменения частоты движений (рис. 7, *Б*). Если же циклические движения реализовывались без наличия обратной связи (в условиях «чистого» использования ЦМП), этого не происходило; увеличение развиваемой мышечной силы соответственно тест-инструкции обязательно было связано с увеличением скорости и частоты движений (*А*). Можно предположить, что в процессе произвольной реализации гребных движений (с наличием обратной связи, отражающей их параметры) испытуемые могли отдельно контролировать мышечную активность в пределах фазы сгибания и фазы разгибания. Это позволяло при достижении заданной частоты движений компенсировать некоторые «неточности», возникавшие в фазе сгибания в связи с увеличением внешней нагрузки. В ходе же выполнения «чисто циклических» движений возможности для такого контроля отсутствовали. Центральная программа (ЦМП) циклических гребных движений в этом случае была «запаяна»; её параметры в фазе сгибания полностью определяли дальнейшее течение цикла. Следствием являлось то, что субъективно удобная частота циклических гребных движений была связана с величиной внешней нагрузки. В режиме произвольного запуска гребных движений, когда циклы гребли были в значительной степени независимы друг от друга, испытуемые были способны отдельно контролировать длительность активной и пассивной фаз гребка. Когда же обратная связь отсутствовала и режим циклических движений не зависел от внешних сигналов (т. е. движения становились циклическими в полном смысле этого термина), контроль над отдельными отрезками периода движения (в пределах активной и пассивной фаз) утрачивался, и ЦМП контролировала период движения в целом. При этом, как и в случаях, показанных на рис. 7, *А*, параметры активной фазы определяли параметры пассивной фазы. Таким образом, в условиях реализации циклических гребных движений в строгом понимании данного термина длительность пассивной фазы не могла быть случайной или произвольно контролируемой; она полностью зависела от длительности активной фазы (рис. 3, *В*). Особенно наглядно это свойство циклического движения видно на примере результатов теста 1 по определению максимальной мощности одиночного гребка. Казалось бы, ничто не мешало испытуемым произ-

водить гребки максимально сильно и максимально быстро, а возвращать весло в исходную позицию медленно, восстанавливаясь перед следующим циклом. Однако у всех без исключения испытуемых длительности возвратных движений уменьшались так же быстро, как и длительности активных фаз циклов.

Процесс повышения частоты при выполнении требования повышения мощности гребка по условиям теста можно представить следующим образом. Для повышения развиваемой мощности испытуемые увеличивали силу гребка, что приводило, как мы показали, к непроизвольному повышению скорости движения и, как следствие, к уменьшению длительности активной фазы цикла (укорочение активной фазы могло бы происходить и произвольно, в рамках выполнения требования повышения мощности). Сокращение же длительности активной фазы в рамках ЦМП неизбежно влекло за собой уменьшение длительности пассивной фазы и, соответственно, возрастание частоты циклов. При этом частота гребли увеличивалась в большей степени за счет укорочения пассивной фазы. В наших тестах повышение мощности от 20 до 60 % ММГ сопровождалось повышением частоты циклических движений от 18 до 37–40 мин<sup>-1</sup>; длительность активной фазы уменьшалась в данном случае в среднем на 0,3, а длительность пассивной фазы – на 1,15 с. Соответственно результатам, приведенным в работе Мэтьюса и соавт. [5], мы рассчитали, что при контролируемом увеличении частоты гребли в их тестах от 28 до 40 мин<sup>-1</sup> длительность активной фазы уменьшалась в среднем на 0,14, а длительность пассивной фазы – на 0,54 с. Иными словами, уменьшение периода гребных движений происходило на 79,4 % за счет укорочения пассивной фазы и на 20,6 % – за счет уменьшения длительности активной фазы. Это практически совпадает с нашими данными (81,8 и 18,2 % соответственно).

Зависимость мощность–частота, которая была получена в ходе выполнения теста 2 на тренажере Concept, скорее всего, имеет универсальный характер. Данные о соотношении мощности и частоты, полученные в ходе выполнения других тестов, полностью соответствовали зависимости, полученной ранее в тесте 2. Можно предположить, что в ходе выполнения циклических гребных движений нельзя отдельно контролировать их мощность и частоту. Эти параметры взаимосвязаны, и их соотношение задается ЦМП данного вида двигательной

активности. Подобный вывод не исключает того, что зависимость мощность–частота характеризуется значительной межиндивидуальной вариабельностью. Вероятно, особенности этой зависимости позволяют в определенной степени оценить продуктивность гребца. Отношение мощность/частота существенно зависело от функционального состояния тестируемого. Ухудшение этого состояния сдвигало отношение мощность/частота в сторону уменьшения; повышение частоты не сопровождалось соответствующим повышением мощности, а снижение мощности не вело к соответствующему уменьшению частоты. Можно предположить, что зависимость мощность–частота будет заметно меняться в ходе тренировочного процесса, и данные изменения будут отражать изменения функционального состояния гребца.

Таким образом, в условиях наших тестов величина мощности гребка регулировалась сопряженными изменениями двух параметров – величины работы и/или длительности активной фазы гребка. У разных испытуемых (рис. 5, А, В, 1–3) комбинации изменений этих определяющих параметров заметно различались. В диапазоне от 20 до 50–60 % ММГ у всех испытуемых мощность увеличивалась как за счет увеличения работы, так и за счет уменьшения времени её выполнения. У испытуемого 1 эта тенденция сохранялась и после повышения мощности более 60 % ММГ. У испытуемого 2 после увеличения мощности более 60 % ММГ вклад увеличения работы в повышение мощности уменьшался. У испытуемого же 3 повышение мощности выше 50 % ММГ происходило только за счет укорочения длительности активной фазы гребка (т. е. уменьшения времени выполнения работы).

В свою очередь, уменьшение длительности активной фазы гребка достигалось также двумя путями – увеличением скорости движения и/или уменьшением его амплитуды. Следует отметить, что в ходе выполнения теста 2 наряду с увеличением мощности и частоты скорость разгибания коленных суставов повышалась примерно в полтора–два раза при увеличении мощности от 20 до 60 %, что не согласуется с опубликованными данными [5]. Из полученных нами результатов (рис. 6, А, В, 1–3) следует, что на участке повышения мощности до 50–60 % ММГ уменьшение длительности активной фазы гребка достигалось исключительно за счет увеличения скорости движения. С увеличением мощности выше указанного значения испытуемые

начинали уменьшать длительность активной фазы за счет уменьшения амплитуды движения. При этом у части испытуемых в большей или меньшей степени продолжала увеличиваться скорость движения. У другой же части испытуемых с увеличением мощности выше 50–60 % ММГ скорость движения не возрастала, а уменьшение длительности активной фазы (гребка) происходило только за счет уменьшения амплитуды соответствующего движения. Таким образом, часть испытуемых обеспечивали повышение мощности за счет увеличения скорости движения во всем тест-диапазоне. У других же испытуемых необходимость увеличения мощности за пределы 50–60 % ММГ обеспечивалась в основном за счет уменьшения амплитуды движения при неизменной скорости. В соответствии с этим у разных испытуемых наблюдались заметные различия зависимости между магнитудой (площадью) ЭМГ разгибателя колена и величиной мощности (рис. 5, В, 1–3). У испытуемого 1, у которого повышение мощности зависело от скорости движения практически во всем тест-диапазоне, а уменьшения амплитуды движения были несущественными, наблюдалась линейная зависимость между площадью ЭМГ и величиной мощности. У испытуемого 2 после достижения значения 60 % ММГ (длительность активной фазы 0.9 с) в увеличение мощности, наряду с увеличением скорости, заметный вклад начинало вносить уменьшение амплитуды движений, и зависимость площади ЭМГ от величины мощности становилась криволинейной. Испытуемый 3 после достижения 50 % ММГ увеличивал мощность только за счет уменьшения амплитуды движений. Скорость последних не изменялась, а зависимость между площадью ЭМГ и величиной мощности вообще нарушалась. Таким образом, зависимость между площадью ЭМГ разгибателя колена и мощностью проявлялась только тогда, когда в увеличение мощности основной вклад вносило возрастание скорости движения. Учитывая то обстоятельство, что площадь ЭМГ упомянутых мышц была связана с мощностью точно так же, как и со скоростью движения (рис. 5, В; 6, В), можно говорить, что в обоих случаях мы наблюдали зависимость площади ЭМГ от скорости движения [15].

Таким образом, ступенчатое повышение мощности в ходе имитации гребли на тренажере связано с пропорциональным увеличением частоты гребли. Субъективно оптимальная частота рассматриваемых циклических движений повышалась с

увеличением внешней нагрузки. Очевидно, параметры мощности и частоты исследуемых движений находятся в тесной взаимной связи на основе внутренних особенностей ЦМП гребных движений. В ходе выполнения таких циклических движений испытуемые не могли раздельно контролировать их мощность и частоту. Соотношение мощность–частота имеет универсальный характер и не зависит от условий выполнения соответствующих тестов. Величина этого соотношения в существенной степени индивидуальна и может характеризовать продуктивность испытуемых спортсменов и их функциональное состояние.

Повышение мощности, обусловленное уменьшением длительности активной фазы гребка, происходит за счет увеличения скорости движения и/или уменьшения амплитуды движения. Величина ЭМГ-разрядов одной из основных групп мышц, которые обеспечивают мощность гребли (разгибателей коленных суставов), соотносённая с каждым гребком, зависела в основном от скорости движения.

Настоящая работа была поддержана грантом 0024/RSA2/2013/52 Фонда развития академического спорта (Польша).

Данные исследования были проведены в соответствии с положениями Хельсинкской Декларации (1975). Предварительное письменное информированное согласие было получено от всех субъектов, бравших участие в тестах.

Авторы работы – Т. Томяк, А. В. Горковенко, А. Корол, П. Булински, И. В. Верещака, А. Н. Тальнов и Д. А. Василенко – подтверждают отсутствие каких-либо конфликтов относительно коммерческих или финансовых интересов, отношений с организациями или лицами, которые каким-либо образом могли быть связаны с исследованием, а также взаимоотношений соавторов статьи.

Т. Томяк<sup>1</sup>, А. В. Горковенко<sup>2</sup>, В. С. Мищенко<sup>1</sup>, А. Корол<sup>1</sup>, П. Булински<sup>1</sup>, И. В. Верещака<sup>2</sup>, А. М. Тальнов<sup>2</sup>, Д. А. Василенко<sup>2</sup>

#### КЕРУВАННЯ ПОТУЖНІСТЮ ЦИКЛІЧНИХ РУХІВ ТА ЇХ М'ЯЗОВИМ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯМ ПРИ ВЕСЛУВАННІ (ДОСЛІДЖЕННЯ НА СИМУЛЯТОРАХ ВЕСЛУВАННЯ)

<sup>1</sup>Академія фізичного виховання і спорту, Гданськ (Польща).

<sup>2</sup>Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, Київ (Україна).

#### Резюме

За участю 25 елітних спортсменів, які спеціалізувалися на академічному веслуванні, досліджували співвідношення потужності гребка і частоти гребних рухів при різних режи-

мах та умовах виконання роботи. Дві серії тестів проводили на симуляторах веслування з одночасною реєстрацією механографічних характеристик (зокрема, суглобових кутів) і ЕМГ-активності широких наборів м'язів, залучених у реалізацію даного виду локомоторної активності. Тестові завдання включали в себе визначення максимальної потужності гребків, контрольоване ступінчасте підвищення потужності останніх, проходження тест-«дистанції» з максимальною швидкістю та виконання гребних рухів із наявністю візуального зворотного зв'язку (візуальним відображенням характеристик моторної активності на моніторі) та з варіацією зовнішнього навантаження. Показано, що підвищення потужності гребків при всіх режимах роботи достатньо жорстко пов'язано з пропорційним збільшенням частоти гребків рухів; суб'єктивно зручна частота таких циклічних рухів підвищується зі збільшенням зовнішнього навантаження. В умовах довільної ініціації гребних рухів із наявністю зворотного зв'язку, котрий дає інформацію щодо їх характеристик, випробувані були здатні роздільно контролювати потужність і частоту гребних рухів. Інтенсивність ЕМГ-активності м'язів, залучених у реалізацію окремих гребних рухів, була пов'язана в основному зі швидкістю руху, а не з потужністю гребка. Таким чином, жорсткий взаємозв'язок потужності і частоти при веслуванні має в достатній мірі універсальний характер і може порушуватися тільки в разі додаткового введення деяких зовнішніх умов. Величина цього співвідношення має в значній мірі індивідуальний характер і може бути використана для характеристики продуктивності спортсменів та їх функціонального стану.

#### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. M. J. Hofmijster, E. H. J. Landman, R. M. Smith, et al., "Effect of stroke rate on the distribution of net mechanical power in rowing," *J. Sports Sci.*, **25**, No. 4, 403-411 (2007).
2. P. E. Di Prampero, G. Cortelli, F. Celentano, and P. Cerretelli, "Physiological aspects of rowing," *J. Appl. Physiol.*, **31**, 853-857 (1971).
3. V. Kleshnev, "Comparison of on-water rowing with its simulation on concept 2 and row perfect machines," in: *International Symposium on Biomechanics in Sports (Beijing - China, August 22-27, 2005)*, pp. 130-133.
4. R. Rebecca Steer, H. A. McGregor, and A. M. J. Bull, "A comparison of kinematics and performance measures of two rowing ergometers," *J. Sports Sci. Med.*, **5**, 52-59 (2006).
5. J. Mathijs, J. M. Hofmijster, A. J. van Soest, and J. J. de Koning, "Gross efficiency during rowing is not affected by stroke rate," *Med. Sci. Sports Exerc.*, **41**, No. 5, 1088-1095 (2009).
6. T. Cerne, R. Kamnik, B. Vesnicer, et al., "Differences between elite, unior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing," *Human Mov. Sci.*, **32**, 691-707 (2013).
7. A. Guével, S. Boyas, V. Guihard, et al., "Thigh muscle activities in elite rowers during on-water rowing," *J. Sports Med.*, **32**, 109-116 (2011).
8. N. H. Secher and O. Vaage, "Rowing performance, a mathematical model based on analysis of body dimensions as exemplified by body weight," *Eur. J. Appl. Physiol.*, **52**, 88-93 (1983).

9. F. Colloud, P. Bahuaud, N. Doriot, et al., "Fixed versus free floating stretcher mechanism in rowing ergometers: mechanical aspects," *J. Sports Sci.*, **24**, 479-493 (2006).
10. D. J. Macfarlane, I. M. Edmond, and A. Walmsley, "Instrumentation of an ergometer to monitor the reliability of rowing performance," *J. Sports Sci.*, **15**, 167-173 (1997).
11. C. Soper and P. A. Hume, "Towards an ideal rowing technique for performance: the contributions from biomechanics," *Sports Med.*, **34**, 825-848 (2004).
12. S. Parkin, A. V. Nowicky, O. M. Rutherford, and A. H. McGregor, "Do oarsmen have asymmetries in the strength of their back and leg muscles?" *J. Sports Sci.*, **19**, 521-526 (2001).
13. T. Tomiak, T. I. Abramovich, A. V. Gorkovenko, et al., "The averaged EMGs recorded from the arm muscles in bimanual "rowing" movements," *Front. Physiol.*, doi. 10, 3389/fphys. 2015. 00349 (2015).
14. T. I. Abramovich, I. V. Vereshchaka, A. N. Tal'nov, et al., "Coordination of activity of the shoulder belt and shoulder muscles in humans during bimanual synchronous two-joint movements," *Neurophysiology*, **47**, No. 4, 310-321 (2015).
15. A. N. Tal'nov, T. Tomiak, A. V. Maznychenko, et al., "Firing patterns of human *biceps brachii* motor units during isotorque ramp-and-hold movements in the elbow joint," *Neurophysiology*, **46**, No. 3, 212-220 (2014).