

УДК 612.745

ВАЛИДАЦИЯ МЕТОДА ДЛЯ ОЦЕНКИ АНАЭРОБНОГО ПОРОГА В РАБОТАЮЩЕЙ МЫШЦЕ

© 2019 г. Д. В. Попов^{1,2,*}, С. Ю. Кузнецов¹, Е. А. Орлова¹,
А. П. Шарова¹, А. С. Боровик¹, О. Л. Виноградова^{1,2}

¹ФГБУН ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН, Москва, Россия

²Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия

*E-mail: danil-popov@yandex.ru

Поступила в редакцию 07.08.2018 г.

После доработки 23.09.2018 г.

Принята к публикации 01.11.2018 г.

Цель данного исследования – описание и валидация метода определения анаэробного порога (АП) в работающей мышце, основанного на измерении ЭМГ-активности и содержания дезоксигемоглобина (АП_{ННЬ-ЭМГ}). В исследовании участвовали мужчины разного уровня тренированности. Во время теста с непрерывно повышающейся нагрузкой на велоэргометре ($n = 40$) и при имитации одновременного бесшажного лыжного хода на лыжном эргометре ($n = 9$) измеряли концентрацию лактата в крови, содержание в мышце дезоксигемоглобина и ЭМГ-активность. Часть испытуемых ($n = 11$) участвовала в повторном выполнении велоэргометрического теста. В обоих тестах (на велоэргометре и при одновременном бесшажном ходе) обнаружены тесные и значимые корреляции ($r = 0.89–0.92$, $p < 0.002$) между лактатным порогом (маркером анаэробного порога на уровне организма) и АП_{ННЬ-ЭМГ} (маркером АП на уровне работающей мышцы). Коэффициент вариации АП_{ННЬ-ЭМГ} в велоэргометрическом тесте оказался низким и составил ~3%. Таким образом, АП_{ННЬ-ЭМГ} демонстрирует хорошую воспроизводимость и может использоваться для оценки уровня тренированности человека. Появление на рынке беспроводных миниатюрных ЭМГ-усилителей и ИК-спектрометров открывает широкие возможности для использования предлагаемого метода в лабораторных исследованиях и в полевых условиях.

Ключевые слова: упражнение, мышца, анаэробный порог, ЭМГ, ИК-спектроскопия.

DOI: 10.1134/S0131164619020085

Оценка аэробной работоспособности очень важна для спорта, физической культуры и восстановительной медицины. Для оценки аэробной работоспособности и выбора на этой основе оптимального уровня тренировочных нагрузок широко используется показатель мощность на уровне анаэробного порога (АП), который определяют в тесте с возрастающей нагрузкой. В многочисленных исследованиях показано, что АП это информативный и надежный показатель, характеризующий аэробную работоспособность на уровне организма [1–5]. В литературе описано несколько методов определения АП в тесте с повышающейся нагрузкой. В большинстве исследований [1, 6–8] для расчета АП используются системные показатели (содержание лактата в крови, легочная вентиляция, скорость потребления O₂, продукции CO₂ и т.п.). Это означает, что эти подходы можно корректно применять только при работе большой мышечной массы (бег, езда на велосипеде, бег на лыжах и т.п.).

При выполнении человеком аэробной работы низкой и умеренной интенсивности рекрутируются в основном низкороговые мотонейроны, иннервирующие мышечные волокна I типа. Постепенное увеличение мощности приводит к вовлечению в работу высокопороговых мотонейронов и волокон II типа, окислительные возможности которых ниже, чем у волокон I типа [9]. Увеличение интенсивности работы сопровождается нарастающим накоплением различных метаболитов, особенно в волокнах II типа, развитием утомления и, как следствие, увеличением скорости рекрутирования новых волокон. Описанные процессы дают возможность определить АП во время теста с повышающейся нагрузкой непосредственно в работающей мышце. Действительно, с применением ядерной магниторезонансной спектроскопии, электромиографии (ЭМГ), и спектроскопии в ближнем инфракрасном (ИК) диапазоне удастся обнаружить “точку перегиба” на кривых, описывающих, соответственно, динамику содержания креатинфосфата и рН в работа-

ющей мышце [10, 11], интегрированную ЭМГ-активность (маркер рекрутирования двигательных единиц) [12–14], а также содержание деоксигемоглобина (Hhb) в мышце [15] (индекс, характеризующий экстракцию кислорода мышцей) во время теста с возрастающей нагрузкой. Эти подходы могут обеспечить оценку “мышечного” АП во время теста с повышающейся нагрузкой при работе как большой, так и малой мышечной массы. Однако рассматриваемые подходы имеют существенные ограничения: измерение содержания в работающей мышце креатинфосфата и рН с помощью магнито-резонансной спектроскопии — это дорогостоящий и неудобный для использования метод. Точку перегиба на кривой изменения ЭМГ-активности во время теста с повышающейся нагрузкой не всегда удается зарегистрировать [16, 17], кроме того этот показатель демонстрирует низкую воспроизводимость при повторных тестированиях [16–20] по сравнению с обычными методами определения АП [21]. Предлагается несколько подходов для оценки мышечного АП с помощью спектроскопии в близком инфракрасном диапазоне [22–24], в частности с использованием показателя Hhb [15, 25–29], однако такой метод не был валидирован.

Недавно мы описали метод определения мышечного АП с использованием одновременной регистрации Hhb и ЭМГ-активности ($АП_{Hhb-ЭМГ}$) [30]. В настоящем исследовании описан усовершенствованный алгоритм определения $АП_{Hhb-ЭМГ}$, позволяющий увеличить надежность метода, и представлены результаты валидации метода. Для этого: 1) $АП_{Hhb-ЭМГ}$ сравнивали с хорошо описанным и широко используемым методом — лактатным порогом при выполнении велоэргометрического теста и теста на лыжном эргометре, имитирующем движения рук при бесшажном ходе; 2) оценивали надежность теста при сравнении с результатами повторного тестирования.

МЕТОДИКА

Исследование одобрено этической комиссией ГНЦ РФ-ИМБП РАН и выполнено в соответствии с Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации. Все испытуемые дали информированное письменное согласие на участие в эксперименте.

Алгоритм оценки мышечного $АП_{Hhb-ЭМГ}$ во время теста с непрерывно повышающейся нагрузкой. ЭМГ-активность и содержания Hhb в работающей мышце во время теста с непрерывно повышающейся нагрузкой (рамп-тест) записывали непрерывно (рис. 1, А). ЭМГ-сигнал выпрямляли, и затем рассчитывали усредненные за 20 с величины ЭМГ и Hhb ($mEMG$ и $mHhb$). Средние вели-

чины нормировали с использованием следующих формул:

$$nEMG = (mEMG - \max[mEMG]) / (\max[mEMG] - \min[mEMG]), \quad (1)$$

$$nHhb = (mHhb - \max[mHhb]) / (\max[mHhb] - \min[mHhb]) \quad (2)$$

где $\max(mEMG)$ и $\max(mHhb)$ — максимальные значения $mEMG$ и $mHhb$ в тесте с возрастающей нагрузкой, соответственно. Затем создавали ряды значений $nEMG_k$, лежащих в интервалах $[k \dots k + 1] \times 0.05$, где k изменяется от 0 до 19, и ряды соответствующих значений $nHhb_k$, вычисляли средние значения и описывали их функцией $nHhb_k(nEMG_k)$ (рис. 1, Б и 2, А). Пары ($nEMG_k, nHhb_k$) делили на две группы, в которых k изменяется в интервалах $[1 \dots i]$ и $[i + 1 \dots 20]$, где i принимает значения от 3 до 18 и определяли точку перегиба кривой (рис. 1, Б и 2, А) с использованием метода V -slope [31]. Абсцисса пересечения прямых, определенных с помощью метода наименьших квадратов, соответствовала значению $nEMG$ на уровне $АП_{Hhb-ЭМГ}$. Мощность (или время), соответствующая $АП_{Hhb-ЭМГ}$, определяли на графике $nEMG$ –Мощность (или Время), аппроксимированным полиномом 5-го порядка (рис. 1, В, 2, Б и В). Обработка данных и вычисление $АП_{Hhb-ЭМГ}$ производили в среде программирования *MATLAB* (*MathWorks*, США).

Сравнение мышечного $АП_{Hhb-ЭМГ}$ с лактатным порогом. Лактатный порог, оцениваемый при фиксированном уровне лактата крови 4 ммоль/л (ЛП₄), является информативным и надежным предиктором аэробной работоспособности [5]. Поэтому сравнили этот широко используемый показатель ЛП₄ с мышечным $АП_{Hhb-ЭМГ}$ в различных тестах с повышающейся нагрузкой, выполняемых большой мышечной массой (велоэргометрия и имитация одновременного бесшажного лыжного хода).

Велоэргометрический тест с возрастающей нагрузкой. В исследовании принимали участие 40 молодых мужчин различного уровня подготовленности: от нетренированных до спортсменов-любителей, тренирующих выносливость (лыжные гонки, бег, велогонки). Средний возраст составил (медиана и межквартильный разброс) 26 (20–35) лет, масса тела 70 (65–85) кг. Первый визит в лабораторию был ознакомительный. Спустя 2–3 дня каждый испытуемый выполнил тест с непрерывно возрастающей нагрузкой на электромагнитном велоэргометре (*Ergoselect 200*, *Ergoline*, Германия). Начальная нагрузка, скорость прироста нагрузки и частота вращения педалей составили 0 Вт, 15 Вт/мин, 60–70 об./мин соответственно. Работу выполняли до отказа. Во время

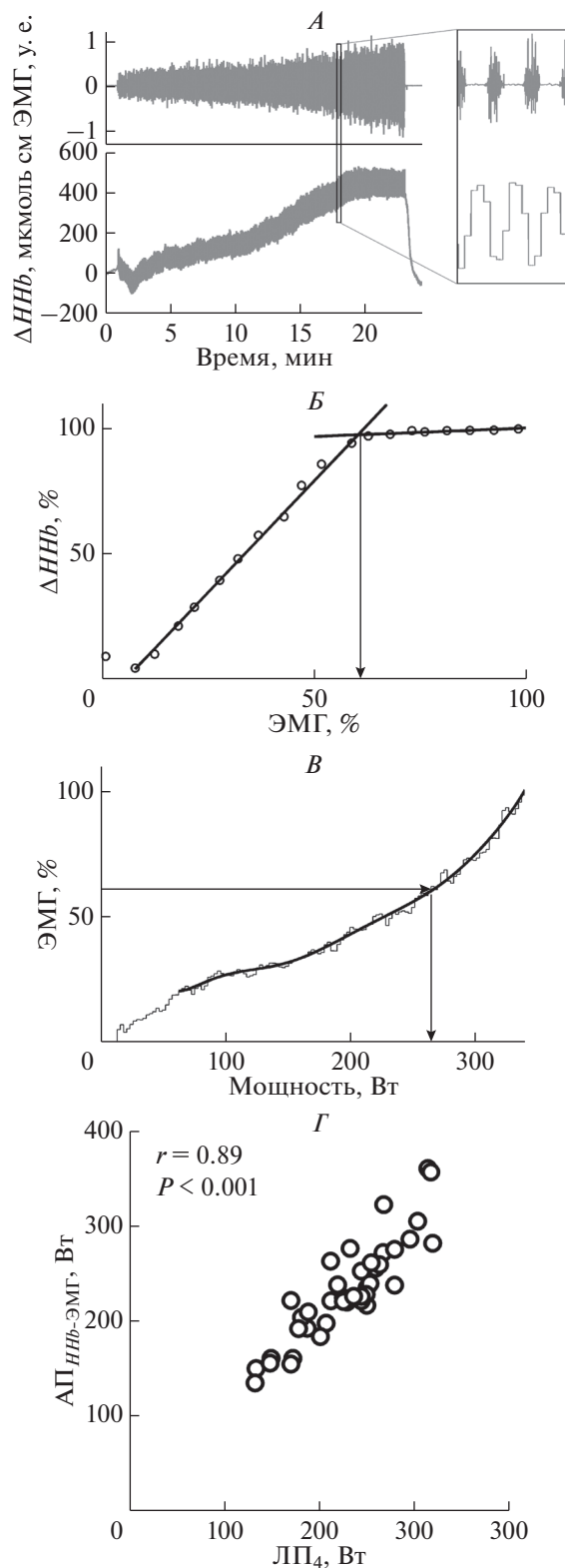


Рис. 1. Анаэробный порог (AP_{Hb-EMG}) для *m. vastus lateralis* во время велоэргометрического теста с непрерывно повышающейся нагрузкой (скорость увеличения нагрузки 15 Вт/мин) оценивали с использованием ЭМГ-активности и изменения содержания деоксигемоглобина (Hb).

Представлены типичные данные для сигналов нативной ЭМГ-активности и Hb (A). Точку перегиба на функции, описывающей соотношение между нормированными Hb и ЭМГ-активностью определяли с использованием метода *V-slope* (B). Затем определяли мощность на анаэробном пороге (B). AP_{Hb-EMG} , определенный в велоэргометрическом тесте, коррелировал с LPP_4 (G).

Таблица 1. Физиологические данные и коэффициенты вариации (КВ) в велоэргометрическом тесте с непрерывно повышающейся нагрузкой и при его повторном выполнении

Регистрируемые показатели	$W_{\text{макс}}$, Вт	$La_{\text{пик}}$, ммоль/л	ЛП ₄ , Вт	АП _{ННЬ-ЭМГ} , Вт
Тест	257(246–311)	9.0(8.0–10.3)	201(153–244)	219(166–236)
Повторное выполнение теста	262(251–314)	9.1(8.8–10.2)	188(170–249)	221(158–234)
Значение p	0.08	0.52	0.82	0.52
КВ, %	1.2(0.7–1.9)	7.6(4.1–12.2)	2.4(1.0–8.0)	3.1(0.8–5.4)

Примечание: $W_{\text{макс}}$ – максимальная аэробная мощность, $La_{\text{пик}}$ – концентрация лактата в капиллярной крови при отказе от работы, ЛП₄ – лактатный порог и АП_{ННЬ-ЭМГ} – анаэробный порог в *m. vastus lateralis*. Данные представлены как медиана и межквартильный разброс, $n = 11$.

работы раз в 2 мин и сразу по окончании работы брали пробы крови из кончика пальца (20 мкл) для определения содержания лактата (анализатор *Biosen C-line, EKF Diagnostics*, Германия). Во время теста непрерывно регистрировали ЭМГ-активность *m. vastus lateralis* с помощью усилителя CP511 (*Grass Telefactor*, США) и стандартных накожных Ag/AgCl электродов. Сигнал усиливали в 1000 раз и пропускали через фильтр 3–300 Гц. Кожу в месте наложения электродов брили, зачищали абразивной тканью и протирались спиртом. Изменения содержания ННЬ ($\Delta\text{ННЬ}$) оценивали с помощью спектрометра NIRO-200 (*Hamamatsu Photonics K.K.*, Япония) с частотой 6 Гц. ИК-излучатель и приемник располагали на расстоянии 4 см друг от друга вблизи ЭМГ-электродов. Аналоговые сигналы с обоих устройств оцифровывали с частотой 1000 Гц с использованием АЦП E440 (*L-Card*, Россия) и записывали с помощью ПО *PowerGraph* (ДИСофт, Россия).

Тест руками с возрастающей нагрузкой. В исследовании участвовали 9 нетренированных молодых мужчин, возраст 26 (21–35) лет, масса тела 73 (66–74) кг. Все испытуемые знакомы с процедурой тестирования и выполняли тест с непрерывно возрастающей нагрузкой до отказа на лыжном эргометре *SkiErg (Concept2)*, США. Начальная нагрузка и скорость ее прироста составили 25 Вт и 10 Вт/мин соответственно. Каждый испытуемый поддерживал задаваемую нагрузку с помощью визуальной обратной связи.

Два–три дня спустя каждый испытуемый участвовал в двух тестах с повышающейся нагрузкой до отказа, выполняемых в случайном порядке: в тесте с непрерывно возрастающей нагрузкой (как описано выше) и в тесте со ступенчато повышающейся нагрузкой. В ступенчатом тесте начальная нагрузка, длительность ступени и прирост нагрузки составили 25 Вт, 2 мин и 20 Вт соответственно. Важно отметить, что средняя скорость прироста нагрузки в обоих тестах составила 10 Вт/мин.

Во время теста с непрерывно возрастающей нагрузкой для вычисления АП_{ННЬ-ЭМГ} измеряли ЭМГ-активность и содержание ННЬ в дистальной

части *m. latissimus dorsi*, как описано выше. Во время ступенчатого теста в конце каждой ступени брали пробы капиллярной крови из пальца во время коротких остановок (10–15 с) для определения ЛП₄.

Оценка надежности определения АП_{ННЬ-ЭМГ} при повторном выполнении теста. 11 человек, возраст 27 (24–34) г., масса тела 72 (70–79) кг, выполнявших велоэргометрический тест, повторили его через неделю. Измеряли те же параметры, что и в первом тесте.

Статистика. Поскольку большинство данных имели ненормальное распределение, они приводятся в виде медианы и межквартильного разброса. Значимость различий определяли с помощью парного непараметрического критерия Вилкоксона, корреляцию оценивали с помощью коэффициента корреляции Спирмена. Уровень значимости был 0.05. Коэффициент вариации (КВ) вычисляли как отношение стандартного отклонения к среднему и выражали в процентах.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Сравнение АП_{ННЬ-ЭМГ} с лактатным порогом. Обнаружены тесные и статистически значимые корреляции между АП_{ННЬ-ЭМГ} и ЛП₄ как в велоэргометрическом тесте ($r = 0.89$, $p < 0.001$, рис. 1, Г), так и в тесте на лыжном эргометре ($r = 0.92$, $p < 0.002$, рис. 2, Г).

Оценка надежности АП_{ННЬ-ЭМГ} при повторном выполнении теста. При повторном выполнении теста на велоэргометре АП_{ННЬ-ЭМГ}, ЛП₄, максимальная аэробная мощность ($W_{\text{макс}}$) и лактат крови при отказе от работы ($La_{\text{пик}}$) не отличались от показателей первого теста (табл. 1). КВ был наименьшим для $W_{\text{макс}}$ и наибольшим для $La_{\text{пик}}$. Коэффициенты вариации для АП_{ННЬ-ЭМГ} и ЛП₄ были низкими и не различались между собой: 3.1% (0.8–5.4)% и 2.4% (1.0–8.0)% соответственно (табл. 1).

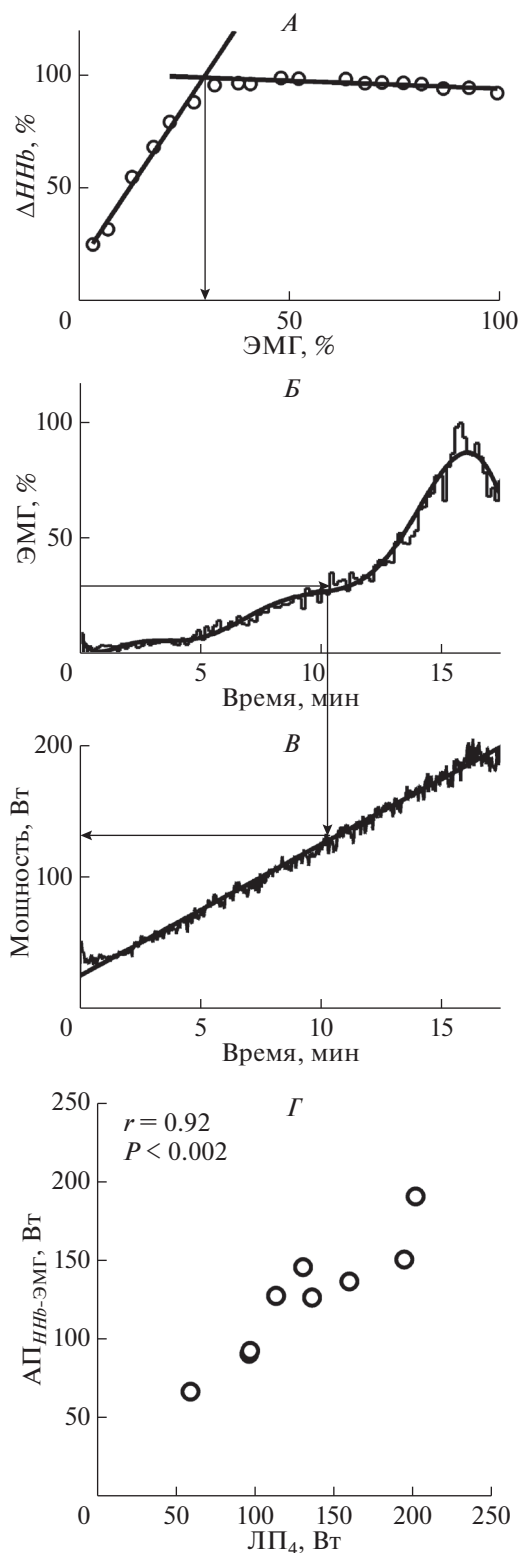


Рис. 2. Мышечный анаэробный порог (АП_{HHb-ЭМГ}) для *m. latissimus dorsi* во время теста одновременный бесшажный ход с непрерывно увеличивающейся нагрузкой оценивали на основе данных ЭМГ-активности и изменения содержания деоксигенированного гемоглобина (HHb).

Точку перегиба на кривой, описывающей соотношение между нормированными HHb и ЭМГ-активностью определяли с использованием метода *V-slope* (A), затем определяли время (B) и мощность (B) АП_{HHb-ЭМГ}. АП_{HHb-ЭМГ} в рамп-тесте при имитации одновременного бесшажного хода статистически значимо коррелирует с ЛП₄, определенном в одноименном тесте со ступенчато повышающейся нагрузкой (Г), $n = 9$. Средняя скорость увеличения нагрузки – 10 Вт/мин в обоих тестах.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В данном исследовании была проведена валидизация предлагаемого метода определения АП. Принцип метода основывается на следующих положениях: 1) к концу теста с повышающейся нагрузкой прогрессирующее накопление метаболитов в работающей мышце приводит к развитию утомления и увеличению скорости включения в работу новых двигательных единиц. Это приводит к нелинейному увеличению нормированной ЭМГ-активности; 2) во время теста с повышающейся нагрузкой возрастает содержание *ННб* в мышце, показатель, связанный с экстракцией кислорода мышцей [32], но к концу теста это увеличение замедляется. Функция, описывающая динамику соотношения между *ННб* и ЭМГ-активностью во время работы повышающейся мощности, имеет выраженную точку перегиба (рис. 1, *Б* и 2, *А*). Эта точка перегиба легко обнаруживается для *m. vastus lateralis* во время велоэргометрического теста и для *m. latissimus dorsi* во время теста на лыжном эргометре. Следует подчеркнуть, что *m. vastus lateralis* и *m. latissimus dorsi* являются ведущими мышцами при велоэргометрии и одновременном бесшажном ходе соответственно. В обоих тестах найдены тесные и достоверные корреляции между ЛП₄ (маркер АП на уровне целого организма) и АП_{ННб-ЭМГ} (маркер АП на уровне работающей мышцы). Можно предположить, что для мышц, не выполняющих основную нагрузку во время теста, корреляция может быть менее значимой и АП_{ННб-ЭМГ} может отличаться от ЛП₄. Важно отметить, что предложенный подход для определения АП_{ННб-ЭМГ} может дать возможность определять уровень тренированности отдельных мышц во время упражнения большой мышечной массы.

Важная характеристика каждого метода — это вариативность. В предыдущих исследованиях КВ для ЛП₄ составил от 1.4 до 5.9% [21, 33–35]. Эти величины вполне сопоставимы с вариативностью ЛП₄, полученной в исследовании (КВ, 2.4%). КВ для АП_{ННб-ЭМГ} при повторном выполнении велоэргометрического теста был достаточно низкий (3.1%) и не отличался от КВ для ЛП₄.

Предлагаемый метод имеет существенное ограничение. Излучение в близком инфракрасном диапазоне проникает в ткань на глубину, не превышающую половину расстояния между излучателем и приемником [36], которое составило в нашем исследовании 40 мм. При толщине подкожно-жирового слоя более 10 мм, сигнал регистрируемый от жировой ткани будет маскировать изменения в содержании *ННб* в мышце [36]. Кроме того следует отметить, что на измеряемую величину *ННб* могут влиять изменения перфузии

кожи и рассеивания света в ткани во время теста с повышающейся нагрузкой [37].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В литературе описано несколько методов определения АП при выполнении работы повышающейся мощности. В некоторых исследованиях мышечный АП оценивался с использованием показателей ЭМГ-активности и *ННб*, связанных с рекрутированием двигательных единиц и потреблением кислорода мышцей, соответственно. АП, определяемый с помощью этих подходов в тесте с возрастающей нагрузкой, детектируется не всегда [15–17] и демонстрирует относительно низкую воспроизводимость при повторных тестированиях [16–21]. В настоящем исследовании для увеличения надежности оценки мышечного АП использовали оба показателя: ЭМГ и *ННб*. Мышечный АП_{ННб-ЭМГ} показал хорошую воспроизводимость и значимо коррелировал с широко используемым ЛП₄. Мышечный АП_{ННб-ЭМГ} может быть использован для оценки уровня подготовленности отдельных мышц во время работы большой мышечной массы. Появление на рынке недорогих беспроводных миниатюрных ЭМГ-усилителей и ИК-спектрометров открывает широкие возможности для использования предлагаемого метода в лабораторных исследованиях и в полевых условиях.

Исследование выполнено по плану фундаментальных исследований ГНЦ РФ ИМБП РАН и при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 17-00-00308 (17-00-00242).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Farrell P.A., Wilmore J.H., Coyle E.F. et al. Plasma lactate accumulation and distance running performance // Med. Sci. Sports. 1979. V. 11. № 4. P. 338.
2. Komi P.V., Ito A., Sjodin B. et al. Muscle metabolism, lactate breaking point, and biomechanical features of endurance running // Int. J. Sports Med. 1981. V. 2. № 3. P. 148.
3. Loat C.E., Rhodes E.C. Relationship between the lactate and ventilatory thresholds during prolonged exercise // Sports Med. 1993. V. 15. № 2. P. 104.
4. Mader A. Evaluation of the endurance performance of marathon runners and theoretical analysis of test results // J. Sports Med. Phys. Fitness. 1991. V. 31. № 1. P. 1.
5. Faude O., Kindermann W., Meyer T. Lactate threshold concepts: how valid are they? // Sports Med. 2009. V. 39. № 6. P. 469.
6. Beaver W.L., Wasserman K., Whipp B.J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange // J. Appl. Physiol. 1986. V. 60. № 6. P. 2020.
7. Beaver W.L., Wasserman K., Whipp B.J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation // J. Appl. Physiol. 1985. V. 59. № 6. P. 1936.

8. *Wasserman K., McIlroy M.B.* Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise // *Am. J. Cardiol.* 1964. V. 14. P. 844.
9. *Gollnick P.D., Piehl K., Saltin B.* Selective glycogen depletion pattern in human muscle fibres after exercise of varying intensity and at varying pedalling rates // *J. Physiol.* 1974. V. 241. № 1. P. 45.
10. *Marsh G.D., Paterson D.H., Thompson R.T., Driedger A.A.* Coincident thresholds in intracellular phosphorylation potential and pH during progressive exercise // *J. Appl. Physiol.* (1985). 1991. V. 71. № 3. P. 1076.
11. *Zanconato S., Buchthal S., Barstow T.J., Cooper D.M.* ³¹P-magnetic resonance spectroscopy of leg muscle metabolism during exercise in children and adults // *J. Appl. Physiol.* 1993. V. 74. № 5. P. 2214.
12. *Viitasalo J.T., Luhtanen P., Rahkila P., Rusko H.* Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling // *Acta Physiol Scand.* 1985. V. 124. № 2. P. 287.
13. *Nagata A., Muro M., Moritani T., Yoshida T.* Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals // *Jpn. J. Physiol.* 1981. V. 31. № 4. P. 585.
14. *Moritani T., Takaishi T., Matsumoto T.* Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold // *J. Appl. Physiol.* (1985). 1993. V. 74. № 4. P. 1729.
15. *Grassi B., Quaresima V., Marconi C. et al.* Blood lactate accumulation and muscle deoxygenation during incremental exercise // *J. Appl. Physiol.* 1999. V. 87. № 1. P. 348.
16. *Taylor A.D., Bronks R.* Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry // *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol.* 1995. V. 70. № 3. P. 252.
17. *Hug F., Laplaud D., Lucia A., Grelot L.* EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study // *Int. J. Sports Med.* 2006. V. 27. № 6. P. 456.
18. *Lucia A., Sanchez O., Carvajal A., Chicharro J.L.* Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography // *Br. J. Sports Med.* 1999. V. 33. № 3. P. 178.
19. *Pavlat D.J., Housh T.J., Johnson G.O. et al.* An examination of the electromyographic fatigue threshold test // *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol.* 1993. V. 67. № 4. P. 305.
20. *Mahmutovic S., Sprout E.Y., Fontaine J.C. et al.* Test-retest reliability of the electromyographic fatigue threshold for cycle ergometry // *Muscle Nerve.* 2016. V. 53. № 5. P. 803.
21. *Hopkins W.G., Schabert E.J., Hawley J.A.* Reliability of power in physical performance tests // *Sports Med.* 2001. V. 31. № 3. P. 211.
22. *Bhambhani Y.N., Buckley S.M., Susaki T.* Detection of ventilatory threshold using near infrared spectroscopy in men and women // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1997. V. 29. № 3. P. 402.
23. *Belardinelli R., Barstow T.J., Porszasz J., Wasserman K.* Changes in skeletal muscle oxygenation during incremental exercise measured with near infrared spectroscopy // *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol.* 1995. V. 70. № 6. P. 487.
24. *Soller B.R., Yang Y., Lee S.M. et al.* Noninvasive determination of exercise-induced hydrogen ion threshold through direct optical measurement // *J. Appl. Physiol.* (1985). 2008. V. 104. № 3. P. 837.
25. *Bellotti C., Calabria E., Capelli C., Pogliaghi S.* Determination of maximal lactate steady state in healthy adults: can NIRS help? // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2013. V. 45. № 6. P. 1208.
26. *Osawa T., Kime R., Hamaoka T. et al.* Attenuation of muscle deoxygenation precedes EMG threshold in normoxia and hypoxia // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2011. V. 43. № 8. P. 1406.
27. *Fontana F.Y., Keir D.A., Bellotti C. et al.* Determination of respiratory point compensation in healthy adults: Can non-invasive near-infrared spectroscopy help? // *J. Sci. Med. Sport.* 2015. V. 18. № 5. P. 590.
28. *Keir D.A., Fontana F.Y., Robertson T.C. et al.* Exercise Intensity Thresholds: Identifying the Boundaries of Sustainable Performance // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2015. V. 47. № 9. P. 1932.
29. *Wang L., Yoshikawa T., Hara T. et al.* Which common NIRS variable reflects muscle estimated lactate threshold most closely? // *Appl. Physiol Nutr. Metab.* 2006. V. 31. № 5. P. 612.
30. *Кузнецов С.Ю., Попов Д.В., Боровик А.С., Виноградова О.Л.* Определение аэробно-анаэробного порога по интенсивности ЭМГ и данным инфракрасной спектроскопии работающей мышцы // *Физиология человека.* 2015. Т. 41. № 5. С. 108.
31. *Jones R.H., Molitoris B.A.* A statistical method for determining the breakpoint of two lines // *Anal. Biochem.* 1984. V. 141. № 1. P. 287.
32. *Grassi B., Quaresima V.* Near-infrared spectroscopy and skeletal muscle oxidative function *in vivo* in health and disease: a review from an exercise physiology perspective // *J. Biomed. Opt.* 2016. V. 21. № 9. P. 091313.
33. *Jensen K., Johansen L.* Reproducibility and validity of physiological parameters measured in cyclists riding on racing bikes placed on a stationary magnetic brake // *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 1998. V. 8. № 1. P. 1.
34. *Pfitzinger P., Freedson P.S.* The reliability of lactate measurements during exercise // *Int. J. Sports Med.* 1998. V. 19. № 5. P. 349.
35. *Hoefelmann C.P., Diefenthaler F., Costa V.P. et al.* Test-retest reliability of second lactate turnpoint using two different criteria in competitive cyclists // *Eur. J. Sport Sci.* 2015. V. 15. № 4. P. 265.
36. *Homma S., Fukunaga T., Kagaya A.* Influence of adipose tissue thickness on near infrared spectroscopic signals in the measurement of human muscle // *J. Biomed. Optics.* 1996. V. 1. P. 418.
37. *Ferreira L.F., Hueber D.M., Barstow T.J.* Effects of assuming constant optical scattering on measurements of muscle oxygenation by near-infrared spectroscopy during exercise // *J. Appl. Physiol.* (1985). 2007. V. 102. № 1. P. 358.

Validity of a Muscle Specific Method to Evaluate the Anaerobic Threshold in Exercised Muscles

D. V. Popov^{a, b, *}, S. Yu. Kuznetsov^a, E. A. Orlova^a, A. P. Sharova^a,
A. S. Borovik^a, and O. L. Vinogradova^{a, b}

^a*Institute of Biomedical Problems of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia*

^b*Moscow State University, Moscow, Russia*

*E-mail: danil-popov@yandex.ru

The goal of this study was to describe and validate a muscle specific method to evaluate the anaerobic threshold in a working muscle based on the simultaneous measurement of EMG activity and the deoxyhemoglobin content ($AT_{HHb-EMG}$). The study involved males with different fitness levels. During the cycling ($n = 40$) and ski double poling ($n = 9$) incremental ramp tests, blood lactate concentration, and muscle deoxyhemoglobin content and EMG activity were measured. Some participants were involved in the cycling test-retest study ($n = 11$). In cycling and double poling tests, close and significant correlations ($r = 0.89-0.92$, $p < 0.002$) were found between lactate threshold (a marker of the anaerobic threshold at the organism level) and the $AT_{HHb-EMG}$ (a marker of the AT at the working muscle level). The coefficient of variation of the $AT_{HHb-EMG}$ in the cycling test-retest was low ($\sim 3\%$). The muscle specific $AT_{HHb-EMG}$ demonstrates low variability and is appropriate to detect the fitness level and training-induced increase in aerobic performance in a working muscle. The emergence on the market of miniature EMG amplifiers and near-infrared spectrometers opens wide possibilities for using our method in laboratory studies and in field tests.

Keywords: exercise, muscle, anaerobic threshold, EMG, NIRS.