

© К.А.Вишневский, А.Ш.Румянцев, А.В.Смирнов, Н.Ю.Коростелева, 2015
УДК [313.053-036.865+613.693]-08.847

К.А. Вишневский^{1,2}, А.Ш. Румянцев¹, А.В. Смирнов¹, Н.Ю. Коростелева³

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ НАКОЖНОЙ БИЛАТЕРАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИИ: ОТ КОСМИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЫ К РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ

¹Кафедра пропедевтики внутренних болезней, ²Научно-исследовательский институт нефрологии Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова; ³Городская Мариинская больница, Городской нефрологический центр, Санкт-Петербург, Россия

K.A. Vishnevskii^{1,2}, A.Sh. Rumyantsev¹, A.V. Smirnov¹, N.Yu.Korosteleva³

APPLICABILITIES OF BILATERAL EPICUTANEOUS ELECTROMYOSTIMULATION: FROM SPACE MEDICINE TO REHABILITATION OF DISABLED PERSONS

¹ Department of Internal Medicine propaedeutics, ² Nephrology Research Institute First St. Petersburg State Medical University. Acad. Pavlov, ³ Marrinsky city hospital, City Nephrology center, St.-Petersburg

РЕФЕРАТ

За более чем 300-летнюю историю изучения воздействия электрического тока на нервные и мышечные ткани представление о возможностях электротерапии значительно расширилось. В последние десятилетия сочетание прогресса в области электроники и обработки данных и миниатюризации изделий медицинского назначения открыли путь к современным методам электростимуляции и их реализации в различных областях. В настоящее время накожная билатеральная электромиостимуляция (НБЭМ) активно применяется в спортивной и космической медицине, в практике реабилитации кардиологических, пульмонологических, неврологических больных. Сравнительно недавно методика НБЭМ нашла свое применение в отношении реабилитации больных с хронической болезнью почек (ХБП), находящихся на заместительной почечной терапии гемодиализом. В данном обзоре обобщены сведения о существующих на текущий момент модальностях электротерапии, основных направлениях применения НБЭМ и доказанных эффектах этого метода.

Ключевые слова: космическая медицина, спортивная медицина, физическая реабилитация, миостимуляция, хроническая болезнь почек, гемодиализ.

ABSTRACT

For more than three hundred years of studying of the electric current impact on the nerve and muscle tissue the electrotherapy opportunities has significantly expanded. In recent decades, a combination of progress in electronics and data processing and miniaturization of medical devices have discovered the way to modern methods of electrical stimulation and their implementation in different areas. Currently, bilateral epicutaneous electromyostimulation (BEEM) is extensively used in sports and space medicine, in the practice of cardiac, pulmonary, neurological patients. Recently BEEM technique has found its application in rehabilitation of patients with chronic kidney disease (CKD) on hemodialysis renal replacement therapy. This review summarizes the currently existing modalities of electrotherapy, main areas of BEEM application and proven effects of this method.

Key words: space medicine, sports medicine, physical rehabilitation, myostimulation, chronic kidney disease, hemodialysis/

Изучение возможностей применения электрического тока в качестве стимулирующего воздействия на нервные и мышечные ткани проводится с конца XVIII века. В 1790 году итальянский физиолог Луиджи Гальвани впервые наблюдал мышечные сокращения, происходящие в ответ на стимуляцию электрическим током препарированных мышц лягушки. В 1831 году английский физик и

Вишневский К.А. 191104, Санкт-Петербург, Литейный пр., д. 56.
Телефон: (812) 275-73-28. E-mail: mercucio_fh@mail.ru

химик Майкл Фарадей продемонстрировал эффект электрической стимуляции нервных волокон для потенцирования активного мышечного движения [1]. Первая половина XX века была ознаменована фундаментальными открытиями в области электрофизиологии, такими как определение параметра хронаксии как минимального времени, требуемого для возбуждения мышечной либо нервной ткани постоянным электрическим током удвоенной пороговой силы, названной реобазой

[2]. С 60-х годов XX века сочетание прогресса в области электроники и обработки данных и миниатюризации изделий медицинского назначения открыли путь к современным методам электростимуляции и их реализации в области физиотерапии и реабилитации.

В настоящее время электромиостимуляция находит свое применение в спортивной и космической медицине, а также в реабилитации больных с патологией сердечно-сосудистой, дыхательной, нервной систем и других областях медицины. Общим для всех исследований, посвященных применению накожной билатеральной электромиостимуляции (НБЭМ), в различных реабилитационных группах является идея использования данного метода в том случае, если применение физических нагрузок либо невозможно, либо значительно ограничено ввиду повреждения нейромышечного аппарата или снижения адаптивных возможностей целевой популяции. В последнее время появились первые результаты применения НБЭМ в практике реабилитации больных с ХБП, находящихся на заместительной почечной терапии гемодиализом. В этой области накопленный на текущий момент опыт сравнительно невелик, однако потенциал терапевтического эффекта НБЭМ в реабилитации диализных пациентов может оказаться весьма значим, так как в данном случае у больных часто имеется комплекс взаимосвязанных патологических состояний, включающих и кардиологические, и пульмонологические, и неврологические патологии, в области которых НБЭМ доказала свою эффективность и безопасность.

Электромиостимуляция – метод восстановительного лечения, в основе которого лежит электрическая стимуляция нервов и мышц, осуществляемая посредством передачи тока с заданными характеристиками от миостимулятора к телу человека через электроды. Несмотря на то, что наиболее часто используется именно термин «электромиостимуляция», в основе данного воздействия лежит стимуляция двигательных нервов, в ответ на которую производится мышечное сокращение, так как возбудимость нервной ткани выше по сравнению с мышечной [3]. Поток электронов электрической стимуляции, воздействующий на нервную ткань, преобразуется в поток ионов в двигательном нерве, что приводит к деполяризации синаптической мембраны и возникновению потенциала действия. Потенциал действия может быть вызван в ответ на каждое стимулирующее воздействие в пределах максимальной частоты стимуляции, определяемой рефрактерным периодом нервной ткани. В соответствии с физио-

логией мышечного сокращения, возникновение потенциала действия приводит к высвобождению ионов Ca^{2+} из цистерн эндоплазматической сети, а появление свободных ионов кальция в саркоплазме приводит к проявлению АТФ-азной активности актомиозина и сокращению миофибрилл [4].

В то же время, физиология мышечного сокращения в ответ на электростимулирующее воздействие отличается от физиологии произвольного мышечного сокращения, в том числе по механизму активации двигательных единиц, представляющих собой систему из мотонейрона и иннервируемых им мышечных волокон [5]. Во время произвольного движения различные двигательные единицы вовлекаются в процесс последовательно, для более эффективного сокращения. При миостимуляции данная последовательность нарушается, и все двигательные единицы стимулируются и активируются одновременно. Кроме того, электрический ток следует по пути наименьшего сопротивления, что выражается в большей активации мышечных волокон 2-го типа, имеющих больший диаметр и меньшее сопротивление, по сравнению с волокнами 1-го типа, в состав которых входят мелкие мотонейроны с большим сопротивлением [6]. Это выражается в увеличении метаболической потребности мышечной ткани с большим снижением в ней pH и уменьшением уровня креатинфосфата в ответ на преимущественную активацию волокон 2-го типа [7].

Существуют несколько видов электрической стимуляции мышц, отличающихся преимущественным направлением воздействия в зависимости от характеристик тока. Первые упоминания о применении нервно-мышечной электростимуляции (НМЭС) встречаются в литературе с 1964 г. [8]. Исходно НМЭС подразумевает использование таких характеристик применяемого тока, которые позволяют достичь выраженного мышечного сокращения. На текущий момент НМЭС активно используется в медицинской реабилитации, а также в качестве дополнения к атлетической тренировке в спортивной медицине. Воздействие чрескожной электрической стимуляции нервов (ЧЭСН) заключается в распространении электрических импульсов вдоль афферентных чувствительных волокон малого калибра с целью уменьшения болевого синдрома различной этиологии. Функциональная электрическая стимуляция (ФЭС) по характеристикам используемых параметров стимуляции схожа с НМЭС, так как в этом случае также необходимо достижение выраженных мышечных сокращений. Исходно ФЭС была описана в 1962 году и опреде-

лялась как процесс параллельного или последовательного применения стимуляции к различным группам мышц для решения функциональных задач [9]. Примером в данном случае может служить опыт последовательной активации мышц нижних конечностей во время занятий на велотренажере у пациентов с гемипарезом, не способных активно выполнять необходимые для этого движения [10]. Наконец, в последнее время появились работы, посвященные изучению эффектов высокочастотной накожной миостимуляции (ВЧНМС), которая подразумевает изменение частоты импульсов с 4096 до 32 768 Гц в течение короткого промежутка времени с последующей стимуляцией на максимальной частоте и дальнейшим уменьшением частоты до исходной. Основное направление действия ВЧНМС, так же как и ЧЭСН, состоит в уменьшении болевого синдрома, однако по сравнению с ЧЭСН применение высоких частот позволяет увеличить интенсивность стимуляции с лучшей переносимостью процедуры [11].

Параметры НБЭМ

Частота

Частота стимуляции представляет собой показатель, выражающий число повторяющихся стимулирующих импульсов тока в секунду и измеряющийся в Гц. В зависимости от частоты стимулирующего тока в разной мере активируются различные нервные и мышечные волокна. Медленно реагирующие мышечные волокна активируются на низких частотах импульсов до 15 Гц, а быстро реагирующие волокна воспринимают частоты более 35 Гц.

При импульсах с частотой 45–70 Гц происходит длительное напряжение мышц в сочетании с быстрой мышечной усталостью. Данное явление вызвано суммированием одиночных мышечных сокращений и формированием зубчатого тетануса, при котором мышца успевает частично расслабиться, или гладкого тетануса, во время которого фаза расслабления отсутствует. Тетаническое сокращение вызывает большее мышечное усилие, чем отдельные сокращения, однако, в то же время, оно вызывает большую мышечную усталость, так как приводит к усилению аэробных процессов, накоплению многочисленных продуктов распада и затруднению мышечного кровотока. Высокие частоты применяются при НМЭС для получения выраженных тетанических мышечных сокращений в спортивной медицине и реабилитации. Напротив, применение низкочастотных методик ведет к возникновению одиночных мышечных сокращений, не приводящих к значимым мышечным усилиям

и способствующих существенному повышению мышечного кровотока и активизации обменных процессов [12].

ЧЭСН изначально подразумевала использование высоких частот с целью облегчения болевого синдрома за счет конкурентного ингибирования болевых рецепторов [13], однако в настоящее время ЧЭСН также применяется на очень низких частотах (сенсорный уровень, 2–10 Гц), вызывающих стимуляцию выброса эндорфинов, являющихся ингибиторами боли [14]. При очень низких частотах ЧЭСН действует только на сенсорные нервные волокна и не активирует двигательные волокна, поэтому никакого заметного сокращения мышц не наблюдается. В реабилитационной практике было показано, что только применение сравнительно высоких частот (от 50 до 150 Гц) оказывает положительное действие на силовые характеристики мышц [15, 16], в то время как к увеличению окислительного потенциала мышц приводили и высокие, и низкие частоты стимуляции [17].

В ранних исследованиях [18] было показано, что применение фиксированной частоты стимуляции приводит к адаптации двигательного аппарата к данной частоте и снижению эффективности процедур. Авторы рекомендуют режимы миостимуляции, при которых частота меняется в небольшом диапазоне, что позволяет снизить выраженность адаптации мышц к процедуре и повысить ее эффективность.

В недавнем исследовании Klassen и соавт., посвященном терапевтическому эффекту НБЭМ в уменьшении симптомов периферической полинейропатии и улучшению качества жизни у пациентов с ХБП Vd стадии, положительного эффекта удалось добиться при применении ВЧНМС с изменением частоты стимуляции с 4096 до 32 768 Гц [19].

Форма и продолжительность импульсов

Для проведения миостимуляции могут быть использованы разнообразные формы электрических импульсов – прямоугольные, трапециевидные, треугольные, экспоненциальные или импульсы синусоидального тока. При этом ток может быть монофазным, т.е. иметь постоянную полярность, или двухфазным, при котором полярность импульсов в процессе стимуляции меняется на противоположную [3]. Двухфазные токи изначально зарекомендовали себя как более физиологичные, позволяющие достичь эффекта мышечного сокращения при использовании меньшей интенсивности стимуляции и, соответственно, вызывающие менее выраженные ощущения дискомфорта [20]. В настоящее время в реабилитации и спортивной

медицине чаще всего применяются прямоугольные двухфазные симметричные импульсы.

Показатель продолжительности импульса определяет время одного отдельного импульса в микросекундах (мкс). В двухфазных токах данное значение определяется суммарной длительностью обеих фаз [21]. В общем случае от продолжительности импульса зависит глубина воздействия на мышечные ткани, и больший объем стимулируемых мышц подразумевает большую продолжительность импульса. В большинстве реабилитационных протоколов использовалась продолжительность импульсов от 200 до 700 мкс, при этом продолжительность от 300 до 400 мкс была рекомендована для применения к большим мышечным группам, таким как мышцы бедра и голени [22]. В то же время, в ранних работах по применению миостимуляции в качестве дополнения к спортивным нагрузкам использовалась значимо большая продолжительность импульсов, составляющая от 800 до 1500 мкс и позволяющая задействовать большие мышечные группы [18].

Рабочий цикл (On- и Off-time)

Рабочий цикл определяется соотношением периода напряжения (On-time) и периода расслабления (Off-time). Данный параметр может выражаться во времени в секундах каждого периода или в отношении одного периода к другому. В ранних работах по изучению миостимуляции было показано, что чередование этих периодов позволяет увеличить скорость восстановления мышечной ткани и добиться более эффективного мышечного сокращения по сравнению с непрерывной стимуляцией [23]. В период расслабления происходит восстановление ионных градиентов и нейротрансмиттеров нервной и мышечной тканей, за счет чего снижается вероятность наступления мышечной усталости и повышается переносимость стимуляции. С другой стороны – значимое увеличение периода расслабления приводит к уменьшению суммарного времени стимуляции, что ведет к снижению эффективности воздействия, как это было показано, в частности, в исследованиях эффективности НБЭМ у больных с ХОБЛ. Так, в исследовании Dal Corso [24], в котором применялась низкая интенсивность тока, а также низкий показатель рабочего цикла (1:5 и 1:3), не было получено эффекта в увеличении силовых характеристик мышц. В то же время, в исследовании I. Vivodtzev [25] также применялись сравнительно низкие интенсивности, но с большим рабочим циклом (1:2), что привело к значимому увеличению силы стимулируемых мышц. На ранних этапах изучения

эффектов миостимуляции было показано, что «быстрые» программы стимуляции, предусматривающие малую длительность периодов напряжения и расслабления, приводят к увеличению процессов анаэробного гликолиза и ресинтеза АТФ, в то время как увеличение длительности обоих периодов стимулирует окислительно-восстановительные процессы в мышечной ткани [12].

Интенсивность

Еще одним параметром, определяющим эффективность НБЭМ, является интенсивность воздействия. Интенсивность выражает силу тока в миллиамперах (мА), с которой производится миостимуляция. Чем выше интенсивность, тем больше эффект деполяризации в структурах, расположенных под электродами, и тем более выражено мышечное сокращение [26]. При этом импульсы большой продолжительности чаще всего требуют меньшей интенсивности за счет увеличения времени вовлечения в процесс стимуляции мышечных тканей. То, насколько эффективна выбранная интенсивность, определяются многими факторами, такими как область воздействия, состояние кожи и мышечных тканей, характеристики электродов, поэтому на практике интенсивность чаще всего выбирается эмпирическим путем с целью достижения пальпируемого или видимого мышечного сокращения, но без или с минимальными ощущениями дискомфорта [3]. При этом в большинстве исследований интенсивность варьировала от 30 до 100 мА в зависимости от индивидуального уровня переносимости воздействия. В некоторых исследованиях сходно с постепенным увеличением нагрузки при физических тренировках применялся протокол постепенного увеличения интенсивности воздействия с течением времени исследования [27, 28]

Во многих исследованиях [29–31] уменьшение интенсивности воздействия до минимальной (<10 мА), которая не вызывает видимого мышечного сокращения, являлось видом воздействия в контрольной группе, условно обозначаемого как плацебо-НБЭМ. Однако на текущий момент не существует достоверных сведений, подтверждающих отсутствие какого-либо физиологического эффекта миостимуляции низкой интенсивности, поэтому использование такого воздействия в качестве плацебо представляется дискуссионным.

Опыт применения НБЭМ в различных областях медицины

Применение НБЭМ в спортивной медицине и космонавтике

Исследования влияния электромиостимуляции на функциональное состояние двигательного аппарата у спортсменов были посвящены развитию скоростно-силовых качеств, увеличению работоспособности, ускорению восстановительных процессов после спортивных нагрузок. Для развития скоростно-силовых качеств и увеличения работоспособности большинство исследователей применяли процедуры НМЭС, подразумевающие использование высокочастотной стимуляции с продолжительными импульсами для достижения эффективного мышечного сокращения.

В ранних исследованиях применение программы стимуляции с процедурами продолжительностью 20 мин, с использованием прямоугольных импульсов с частотой 50 Гц, длительностью цикла стимуляции 10 с, с интервалами в 50 с, в течение 19 дней сопровождалось увеличением мышечной массы, что приводило к приросту максимальной произвольной силы сгибателя плеча в среднем на 38,4% [32, 33]. После схожего по характеристикам цикла стимуляции четырехглавых мышц обеих ног было выявлено увеличение высоты прыжка вверх с места в среднем на 16,1% от исходного уровня [33]. Использование НБЭМ в паузах отдыха между сериями скоростно-силовых упражнений у квалифицированных легкоатлетов позволило повысить работоспособность на 10–15% [34], при этом применялись высокочастотные токи (100 Гц) с продолжительностью импульсов 1000 мкс, временем напряжения и расслабления в 1 с, общем временем не более 3 мин. В контролируемом исследовании N. Babault и соавт., в котором принимали участие 25 профессиональных игроков регби, проводилась стимуляция мышц задней поверхности голени, передней поверхности бедра и ягодичных мышц. НБЭМ выполнялась по 12 мин на каждую мышечную группу, 3 раза в неделю в течение 12 нед. Использовались высокочастотные токи (100 Гц) с продолжительностью импульсов 400 мкс и периодом напряжения в 5 с, расслабления – 15 с. По результатам исследования было выявлено увеличение силы разгибателей колена по изокинетическому тесту (эксцентрическая – на $18 \pm 26\%$, концентрическая – на $19 \pm 29\%$, $p < 0,05$), эффективности приседаний ($+15 \pm 8\%$, $p < 0,01$) и высоты прыжка из положения сидя ($+11,8 \pm 10\%$, $p < 0,001$) [35].

Кроме того, имеется опыт использования миостимуляции для ускорения восстановительных процессов после спортивных нагрузок [36]. При этом целесообразно применять низкочастотные токи (1–5 Гц), вызывающие отдельные мышечные сокращения и не приводящие к тетанусу. В данном случае под влиянием НБЭМ происходят улучше-

ние кровотока и стимуляция лимфообращения, усиление процессов элиминации недоокисленных продуктов, увеличение запасов АТФ и активности ферментативных систем, а также повышение возбудимости стимулируемых мышц, что позволяет значительно ускорить восстановительные процессы в мышцах [18]. В контролируемом исследовании Bieuzen и соавт., в котором принимали участие 26 профессиональных футболистов, для улучшения процессов восстановления после силовых тренировок в течение 20 мин применялась низкочастотная НБЭМ голени (1,5–1,75 Гц), также характеризующаяся низкой интенсивностью и средней продолжительностью импульсов в 240 мкс. В группе НБЭМ максимальное усилие, выполненное за 30-секундный интервал на гребном эргометре через 1 ч после силовой тренировки, было значительно больше, чем в контрольной группе ($101 \pm 7,7\%$ против $88,8 \pm 9,3\%$ от исходного, $p = 0,03$), что говорит о большей скорости восстановительных процессов при использовании НБЭМ [37].

Отдельным направлением использования НБЭМ является применение этого воздействия в космической медицине. Условия микрогравитации космического полета сопровождаются развитием атрофических изменений в мышцах [38], снижением сократительных свойств и активности тонической мускулатуры [39], дегенеративными изменениями [40]. При этом условия микрогравитации не позволяют выполнить силовые физические тренировки в достаточном объеме. В отечественном исследовании Ю.А. Коряка и соавт. в течение 6-месячного космического полета на орбитальной станции «Мир» НБЭМ проводилась 2 космонавтам параллельно с обычными физическими тренировками. Миостимуляция нижних конечностей проводилась двухфазными прямоугольными симметричными импульсами длительностью 1000 мкс, частотой 25 Гц и рабочим циклом 1:2, от 2 до 6 ч ежедневно. По окончании исследования было выявлено, что индуцированное длительной микрогравитацией уменьшение площади поперечного сечения мышечных волокон при применении НБЭМ не сопровождается увеличением межволоконного пространства и прорастанием соединительной ткани, свойственным атрофии. Также были выявлены улучшения в параметрах посполетной вертикальной устойчивости и результатах локомоторного нагрузочного теста [41].

Опыт применения в кардиологии

При применении НБЭМ в реабилитации пациентов с хронической сердечной недостаточностью (ХСН) за основу бралась утверждение, что НБЭМ

индуцирует положительные изменения периферической гемодинамики и метаболического статуса скелетных мышц, вызывая обратное развитие процесса дизадаптации, характерного для пациентов с ХСН, ведущих малоподвижный образ жизни [31]. В стандартной реабилитационной практике кардиологических пациентов есть возможность достижения хороших результатов при применении физических нагрузок низкой интенсивности в составе кардиофитнеса. При условии выполнения всех этапов реабилитации и возможности для пациента придерживаться заданного врачом-реабилитологом уровня нагрузки физические упражнения могут быть гораздо эффективнее таких воздействий, как миостимуляция. Однако данные условия не всегда выполнимы ввиду тяжести сердечно-сосудистой или сопутствующей патологий, возраста пациента или вследствие низкой мотивации к выполнению упражнений. Таким образом была определена целевая популяция применения НБЭМ. В дальнейшем в соответствующие исследования включались пациенты старшей возрастной группы с ХСН II–IV классов по NYHA, сниженной фракцией выброса левого желудочка, ишемической или идиопатической дилатационной кардиомиопатией.

В кардиологических исследованиях применялась НБЭМ различных групп мышц: квадрицепсы бедра и мышцы задней поверхности бедра [30, 42], квадрицепсы бедра и икроножные мышцы [29, 31, 43, 44, 46, 47].

Во всех представленных исследованиях применялись двухфазные импульсные токи, однако другие характеристики часто различались. Частота тока варьировала от 10 до 50 Гц, длительность импульсов была от 200 до 700 мкс, продолжительность рабочего цикла составляла от 2 с on/ 4 с off до 10 с on/ 50 с off. Во всех исследованиях интенсивность стимуляции увеличивалась до достижения видимых мышечных сокращений без болевого эффекта. Длительность процедуры варьировала от 20 до 120 мин, один или два раза в день и от 3 до 7 раз в неделю. Длительность программ составляла от 5 до 10 нед (табл. 1).

В части исследований [29–31] в качестве контроля использовался совпадающий по частоте, времени воздействия и расслабления и другим характеристикам режим миостимуляции, однако с низкой интенсивностью воздействия, не вызывающей видимое или пальпируемое мышечное сокращение. Такое воздействие условно было выбрано в качестве плацебо. В исследованиях A.I. Karavidas и соавт. [29, 31] было продемонстрировано увеличение пройденного расстояния в 6-минутном

тесте ходьбы в группах НБЭМ по сравнению с плацебо, а также улучшение показателей качества жизни и снижение уровня депрессии и улучшение состояния эндотелия. Группа исследователей под руководством M.J. Nuhr [30], помимо увеличения пройденного расстояния в 6-минутном тесте ходьбы и улучшения показателей качества жизни, выявили увеличение показателя максимального потребления кислорода в группе НБЭМ по сравнению с контрольной группой. Ни в одном из представленных исследований с плацебо-группой не изучалось изменения силовых характеристик мышц. Однако в исследовании M. Quittan, в которое были включены больные с тяжелыми формами ХСН, находящиеся в «листе ожидания» пересадки сердца [42], в контрольной группе проводилась стандартная терапия. В группе НБЭМ были выявлены значимые положительные изменения в силовых характеристиках стимулируемых мышц, а также увеличение мышечной массы в результате НБЭМ.

Другая группа исследований отличается использованием в качестве контроля индивидуально дозируемых аэробных нагрузок низкой интенсивности. В представленных исследованиях [43, 44, 46] в обеих группах наблюдалось увеличение максимального потребления кислорода на фоне НБЭМ и физических упражнений, однако эффект был более выражен в группах аэробных нагрузок. Тот же эффект наблюдался и в отношении максимально переносимой нагрузки [43, 44]. В большинстве исследований увеличение пройденного расстояния в 6-минутном тесте ходьбы было сравнимо между группами [44, 46, 47], кроме исследования K.P. Dobsak, в котором данный эффект был более выражен в группе аэробных нагрузок [43]. Также было выявлено улучшение состояния эндотелия [46], сравнимое в группах, и улучшение шкал состояния здоровья по Миннесотскому опроснику качества жизни у больных с хронической сердечной недостаточностью [48], более выраженное в группе физических тренировок [43, 47]. В исследовании S. Harris также было обнаружено увеличение времени занятия на тредмиле, более значимое в группе аэробных нагрузок, а также силы квадрицепса и улучшение индекса утомляемости квадрицепса в обеих группах [47].

Таким образом, НБЭМ в практике кардиологической реабилитации зарекомендовала себя эффективным методом в плане улучшения параметров физической работоспособности, толерантности к физической нагрузке, силовых характеристик мышц, свойств эндотелия и показателей физической адаптации. Более выраженный эффект в груп-

Таблица 1
Основные характеристики контролируемых исследований НБЭМ в практике реабилитации кардиологических больных

Исследования, год	Группы	n	Возраст (X±σ)	Мужской пол (n)	ХСН, NYHA II–III–IV (n)	Описание	Результаты
Karavidas et al., 2006 [29]	НБЭМ/плацебо	24 (16/8)	57±15/ 64±8	14/7	12-4-0/ 6-2-0	НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 25 Гц; ДИ: нет данных; ION = 5 с; tOFF = 5 с; 30 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед. КГ: тот же режим стимуляции, но с низкой интенсивностью, не приводящей к видимым мышечным сокращениям	НБЭМ: бМТХ с 454 до 487 м (p=0,003), качество жизни* с 24,5 до 20 (p=0,013) КГ: без изменений
Deley et al., 2005 [44]	НБЭМ/тренировки	44 (22/22)	55±10/ 56±7	16/19	9-12-1/ 11-11-0	НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 10 Гц; ДИ: нет данных; ION = 12 с; tOFF = 8 с; 60 мин через день, 5 дней в неделю в течение 5 нед. КГ: 60 мин, 5 дней в неделю в течение 5 нед; нагрузка дозировалась индивидуально по результатам смирозограмметрии	НБЭМ: VO _{2peak} с 15,9 до 17,2 мл/кг/мин (p<0,05), Wpeak с 92,5 до 102,5 Вт (p<0,05), бМТХ с 443,4 до 495,9 м (p<0,05) КГ: VO _{2peak} с 15,0 до 18,2 мл/кг/мин (p<0,05), Wpeak с 98,3 до 117,7 Вт (p<0,05), бМТХ с 449,6 до 518,6 м (p<0,05)
Deftereos et al., 2010 [46]	НБЭМ/тренировки (перекрестный дизайн)	31	60,7±2,1	24	21-10-0	НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 25 Гц; ДИ: нет данных; ION = 5 с; tOFF = 5 с; 30 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед. 6 нед периода «отмывки». КГ: 30 мин, 5 дней в неделю в течение 6 нед; 70% максимальной ЧСС	НБЭМ: VO _{2peak} с 17,7 до 18,8 мл/кг/мин (p=0,006), бМТХ с 448,1 до 491,0 (p<0,001), ПОД плечевой артерии с 5,9 до 7,7% (p<0,001) КГ: VO _{2peak} с 18,1 до 20,8 мл/кг/мин (p<0,001), бМТХ с 446,8 до 505,0 м (p<0,001), ПОД плечевой артерии с 6,2 до 9,2% (p<0,001)
Nuhr et al., 2004 [30]	НБЭМ/плацебо	15/17	53±7/ 53±13	14/14	5-8-2/ 2-13-2	НБЭМ: мышцы-разгибатели колена и мышцы задней поверхности бедра обеих ног; F = 15 Гц; ДИ: нет данных; ION = 2 с; tOFF = 4 с; 240 мин ежедневно, 7 дней в неделю в течение 10 нед. КГ: тот же режим стимуляции, но с низкой интенсивностью, не приводящей к видимым мышечным сокращениям	НБЭМ: VO _{2peak} с 9,6 до 11,6 мл/кг/мин (p<0,05), бМТХ с 227 до 299 м (p<0,05), качество жизни* с 63 до 53 (p<0,05) КГ: без изменений
Karavidas et al., 2013 [31]	НБЭМ/плацебо	30 (15/15)	69±8	12		НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 25 Гц; ДИ: нет данных; ION = 5 с; tOFF = 5 с; 30 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед. КГ: тот же режим стимуляции, но с низкой интенсивностью, не приводящей к видимым мышечным сокращениям	НБЭМ по сравнению с КГ: бМТХ (F = 21,61, p = 0,001), качество жизни** (F = 8,68, p = 0,006), качество жизни* (F = 6,43, p = 0,017), Шкала депрессии Бека (F = 6,66, p = 0,015), Зунга (F = 6,25, p = 0,019), ПОД (F = 11,98, p = 0,002)
Dobsbk et al., 2004 [43]	НБЭМ/тренировки	30 (15/15)	56±6	23	22-8-0	НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 10 Гц; ДИ: нет данных; ION = 20 с; tOFF = 20 с; 60 мин ежедневно, 7 дней в неделю в течение 8 нед. КГ: 60 мин, 7 дней в неделю в течение 8 нед; нагрузка дозировалась индивидуально по результатам смирозограмметрии	НБЭМ: VO _{2peak} с 17,5 до 18,3 мл/кг/мин (p<0,05), Wpeak с 84,3 до 95,9 Вт (p<0,05) бМТХ с 398 до 435 м (p<0,05), качество жизни* с 39,6 до 31,4 (p<0,05) КГ: VO _{2peak} с 18,1 до 19,3 мл/кг/мин (p<0,05), Wpeak с 91,2 до 112,9 Вт (p<0,05), бМТХ с 425 до 483 м (p<0,05), качество жизни* с 41,4 до 27,3 (p<0,03)
Harris et al., 2003 [47]	НБЭМ/тренировки	46 (22/24)	63±10/ 62±11	17/21	17-5-0/ 18-6-0	НБЭМ: квадрицепс и икроножные мышцы обеих ног; F = 25 Гц; ДИ: нет данных; ION = 5 с; tOFF = 5 с; 30 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед. КГ: 30 мин, 5 дней в неделю в течение 6 нед; 70% максимальной ЧСС	НБЭМ: увеличение времени занятия на тредмиле с 501 до 568 с (p<0,001), силы квадрицепса с 42 до 46,7 кг (p<0,001), улучшение индекса утомляемости квадрицепса с 0,77 до 0,88 (p<0,001), бМТХ с 491 до 531 м (p<0,001), качество жизни* с 28,7 до 25,5 (p<0,05) КГ: увеличение времени занятия на тредмиле с 544 до 654 с (p<0,001), силы квадрицепса с 48,8 до 54,1 кг (p<0,001), улучшение индекса утомляемости квадрицепса с 0,76 до 0,84 (p<0,001), бМТХ с 495 до 540 м (p<0,001), качество жизни* с 36,3 до 31 (p<0,05)
Quittan et al., 2001 [42]	НБЭМ/контроль	33 (17/16)	59±6/ 57±8	12/9	4/10/3/ 4/9/3	НБЭМ: квадрицепс и мышцы задней поверхности бедра обеих ног; F = 50 Гц; ДИ: нет данных; ION = 2 с; tOFF = 6 с; 60 мин через день, 5 дней в неделю в течение 8 нед. КГ: обычный режим лечения	НБЭМ: мышцы-разгибатели колена: увеличение изометрической силы на 22,7% (p<0,001), изокINETической силы на 22,9% (p<0,001); стигматели колена: увеличение изометрической силы на 35,4% (p<0,001), изокINETической силы на 32,1% (p<0,001); увеличение площади поперечного сечения мышц бедра на 15,5% (p<0,001) КГ: мышцы-разгибатели колена: снижение изометрической силы на 7,1% (p<0,0001), изокINETической силы на 8,4% (p<0,0001); стигматели колена: снижение изометрической силы на 5,6% (p<0,0001), изокINETической силы на 3,7% (p<0,0001); увеличение площади поперечного сечения мышц бедра на 1,7% (p<0,01)

Примечание. НБЭМ – накожная билатеральная электростимуляция; КГ – контрольная группа; NYHA – New York Heart Association; F – частота; ДИ – длительность импульса; ION – период напряжения; tOFF – период расслабления; бМТХ – пройденное расстояние в 6-минутном тесте ходьбы; VO_{2peak} – максимальное потребление кислорода; Wpeak – мощность максимальной нагрузки; ПОД – поток-опосредованная дилатация. * Качество жизни оценивалось по Миннесотскому опроснику качества жизни у больных с хронической сердечной недостаточностью (Minnesota Living with Heart Failure Questionnaire) [48]; ** качество жизни оценивалось по Канзасскому опроснику для больных с кардиомиопатией (Kansas City Cardiomyopathy Questionnaire summary) [49].

пах физических тренировок по сравнению с группами НБЭМ в динамике большинства показателей подтверждает направленность НБЭМ в качестве альтернативного метода физической реабилитации кардиологических пациентов с низкой толерантностью к физическим нагрузкам, предусмотренным реабилитационными программами.

ХОБЛ

Еще одной нозологической группой пациентов, характеризующейся выраженной физической дизадаптацией и потребностью в физической реабилитации, являются больные с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ). Большую роль в ухудшении состояния больных с ХОБЛ играет дисфункция скелетных мышц, которая считается вторичной по отношению к гипоксемии, но в конечном итоге замыкает порочный круг, вызывая мышечную атрофию, потенцирующую системное воспаление, а также нарушения питания и электролитного баланса [50]. Применение принципов кардиологической реабилитации в этой группе пациентов приводит к увеличению толерантности к физической нагрузке, уменьшению симптомов ХОБЛ и улучшению качества жизни [51]. Как и среди кардиологических больных с тяжелой ХСН, многие пациенты с ХОБЛ не в состоянии выполнять даже минимальные реабилитационные нагрузки в связи с тяжестью состояния и ограничением сердечно-легочного резерва. Немаловажно, что наличие ХОБЛ часто сочетается и дополняется ХСН, что значительно ухудшает состояние больного, ограничивает возможности реабилитации.

В представленные исследования по применению НБЭМ в практике реабилитации больных с ХОБЛ исходно включались пациенты, имевшие тяжелое и крайне тяжелое течение заболевания с объемом форсированного выдоха за первую секунду (ОФВ1) от 27 до 50%, что соответствует стадиям ХОБЛ IV и III по GOLD [52].

Во всех исследованиях среди основных стимулируемых мышц выступал квадрицепс бедра [24, 25, 27, 53], однако в некоторых также производилось воздействие на икроножные мышцы [54] и мышцы задней поверхности бедра [28], а также ягодичные мышцы [45].

Применяемые режимы стимуляции были схожими с таковыми в кардиологической практике. Использовались двухфазные импульсные токи, частота тока варьировала от 35 до 50 Гц, длительность импульсов – от 200 до 400 мкс, продолжительность рабочего цикла составляла от 2 с on/ 8 с off до 10 с on/ 30 с off. Интенсивность стимуляции

увеличивалась до достижения видимых мышечных сокращений без болевого эффекта. Длительность процедуры варьировала от 20 до 60 мин, один раз в день и от 3 до 7 раз в неделю. Длительность программ составляла от 4 до 6 нед (табл. 2).

В исследовании J.A. Neder и соавт. в качестве контрольной группы выступали пациенты, получающие стандартную терапию ХОБЛ [27]. В протоколах S. Dal Corso и соавт. [24] и Y. Bourjeily-Habr и соавт. [28] контрольная группа получала терапию НБЭМ, но с низкой интенсивностью, а в недавнем исследовании Vivodtzev и соавт. в контрольной группе применялась малая частота стимуляции [54]. Более раннее исследование Vivodtzev и соавт. подразумевало применение миостимуляции совместно с программой физической реабилитации в группе НБЭМ и только физической реабилитации в контрольной группе [25]. Наконец, в исследовании Napolis и соавт. был применен перекрестный дизайн, при котором группы пациентов последовательно получали терапию НБЭМ или плацебо после 2-недельного периода отмывки [53].

В большинстве представленных исследований наблюдалось увеличение силовых характеристик стимулируемых мышц по сравнению с контрольной группой [25, 27, 28, 54]. Также по результатам некоторых исследований отмечалось улучшение толерантности к физическим нагрузкам в группе НБЭМ, что выражалось в увеличении пройденного расстояния по результатам 6-минутного теста ходьбы [25], челночного теста ходьбы [28] и максимального времени занятия на велотренажере [27]. С другой стороны – в исследованиях S. Dal Corso и соавт. и M. Napolis и соавт. не было продемонстрировано большей эффективности НБЭМ по сравнению с плацебо ни в плане увеличения силовых характеристик мышц, ни в плане увеличения толерантности к физическим нагрузкам [24, 53].

В раннем исследовании I. Vivodtzev и соавт. улучшение толерантности к физическим нагрузкам на фоне НБЭМ также сопровождалось снижением выраженности одышки, оцениваемой по специфическому опроснику [25]. В недавнем исследовании той же группы ученых была произведена оценка изменения соотношения ключевых протеинов-регуляторов анаболизма и катаболизма у пациентов с ХОБЛ на фоне миостимуляции. При проведении анализа биоптатов стимулируемых мышц было повышение активности индикатора анаболических процессов рибосомальной киназы p70S6K, в то время как активность фермента атрогин-1, являющегося одним из участников катаболических про-

Таблица 2

Основные характеристики контролируемых исследований НБЭМ в практике реабилитации больных с ХОБЛ

Исследование, год	Группы	n	Возраст (X±σ)	Мужской пол (n)	ОФВ1, %	Описание	Результаты
Neder et al., 2002 [27]	НБЭМ/ контроль	15 (9/6)	67±8/ 65±5	5/4	38±9,6/ 39,5±13,3	НБЭМ: квадрицепсы обеих ног; F = 50 Гц; ДИ = 300-400 мкс; tON = 10 с; tOFF = 30 с; 30 мин ежедневно, 7 дней в неделю в течение 6 нед КГ: обычный режим лечения	НБЭМ: Wpeak с 24 до 36 Вт (p<0,05), время занятия на велотренажере с 4,5 до 8,4 мин (p<0,05), изокинетическая сила разгибателя колена с 64,4 до 91,8 Nm (p<0,05) КГ: без значимых изменений
Bourjeily-Habr et al., 2002 [28]	НБЭМ/ плацебо	18 (9/9)	58±2/ 62±2	6/4	35,6±4,3/ 40,7±3,9	НБЭМ: квадрицепсы и мышцы задней поверхности бедра обеих ног; F = 50 Гц; ДИ = 200 мкс; tON = 2 с; tOFF = 13 с; 20 мин через день, 3 дня в неделю в течение 6 нед. КГ: тот же режим стимуляции, но с низкой интенсивностью, не приводящей к видимым мышечным сокращениям	НБЭМ: увеличение силы квадрицепса с 44,7±6,5 до 55,2±6,6 Nm (p<0,01), силы мышц задней поверхности бедра с 34,2±4,2 до 43,6±5,3 Nm (p=0,02), увеличение ЧТХ с 185,6±21,8 до 254,4±30,4 (p<0,05) КГ: без значимых изменений
Dal Corso et al., 2007 [24]	НБЭМ/ плацебо	17	66±7	16	49,6±13,4	НБЭМ: квадрицепсы обеих ног; F = 50 Гц; ДИ = 400 мкс; tON = 2 с; tOFF = 10 с; 30 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед КГ: тот же режим стимуляции, но с низкой интенсивностью, не приводящей к видимым мышечным сокращениям	Статистически незначимые изменения в бМТХ и силы мышц в обеих группах
Vivodtzev et al., 2006 [25]	НБЭМ+ФР/ ФР	17 (8/8)	59±15/ 68±12	6/5	27±3/ 34±11	НБЭМ: квадрицепсы обеих ног; F = 35 Гц; ДИ = 400 мкс; tON = 7 с; tOFF = 8 с; 25 мин через день, 4 дня в неделю в течение 4 нед ФР: активная мобилизация конечностей, для ходящих пациентов – тредмил	НБЭМ+ФР в сравнении с только ФР: увеличение МПС на 97±71 и 36±34 сок. (p=0,03), увеличение бМТХ с 185 до 248 м и с 179 до 209 м (p=0,03), снижение выносливости отдышки* на 1,7±1,0 и 0,2±1,2 (p=0,05)
Napolis et al., 2011 [53]	НБЭМ/ плацебо (перекрестный дизайн)	30 (15/15)	63,7±7,3	26	49,7±13,4	НБЭМ: квадрицепсы обеих ног; F = 50 Гц; ДИ = 300-400 мкс; tON = 10 с; tOFF = 30 с; 60 мин ежедневно, 5 дней в неделю в течение 6 нед. 2 нед периода «отмычки». КГ: F = 50 Гц; ДИ = 200 мкс; tON = 2 с; tOFF = 10 с; 15 мин 3 раза/нед; низкая интенсивность, не приводящая к видимым мышечным сокращениям	Статистически незначимые изменения в бМТХ, VO ₂ реак и силы мышц в перекрестном сравнении
Vivodtzev et al., 2012 [54]	НБЭМ/ плацебо	20 (12/8)	68±3/ 70±1	5/8	30±4/ 34±3	НБЭМ: квадрицепсы и икроножные мышцы обеих ног; F = 50 Гц; ДИ = 400 мкс; tON = 6 с; tOFF = 16 с; 60 мин через день, 5 дней в неделю в течение 6 нед КГ: F = 5 Гц, остальные параметры схожи с НБЭМ	НБЭМ: увеличение ППС мышц бедра на 6±2% и голени на 6±2% (p<0,05), силы квадрицепса на 11±5% и выносливости квадрицепса на 37±14% (p<0,03). КГ: без значимых изменений. В сравнении групп: увеличение р70S6K (p<0,05) и снижение атрофин-1 (p<0,01) в группе НБЭМ по сравнению с КГ

Примечание. НБЭМ – накожная билатеральная электромиостимуляция; КГ – контрольная группа; ФР – физическая реабилитация; F – частота; ДИ – длительность импульса; tON – период напряжения; tOFF – период расслабления; МПС – максимальное произвольное сокращение; ППС – площадь поперечного сечения; бМТХ – пройденное расстояние в 6-минутном тесте ходьбы; ЧТХ – пройденное расстояние при челночном тесте ходьбы; VO₂реак – максимальное потребление кислорода; Wpeak – мощность максимальной нагрузки. *Выраженность одышки оценивалась по опроснику Фонда дыхательной недостаточности Мауджери (Maugeri Foundation Respiratory Failure Questionnaire) [55].

цессов в мышках, значимо снижалась по сравнению с контрольной группой [54].

Неврологическая практика

Основным направлением применения НБЭМ в неврологической практике является купирование болевого синдрома различного генеза. Одна из теорий, описывающая механизм анальгезирующего действия миостимуляции, заключается в преимущественной активации механорецепторов и проведении импульсов по толстым миелиновым волокнам А-β-типов по сравнению с тонкими ноцицептивными волокнами А-δ, что ведет к конкурентному ингибированию болевых импульсов [56]. Другой механизм состоит в активации центрального серого вещества, проецирующего сигнал на вентральное ядро ростральной части продолговатого мозга, что приводит к повышению продукции эндогенных опиоидов и серотонина [57]. Также показан эффект НБЭМ в стимуляции периферического кровообращения, индукции вазодилатации и уменьшения ишемии, что может потенцировать уменьшение болевого синдрома в симптомокомплексе полинейропатии [58].

Имеются достаточно свидетельств о положительных эффектах НБЭМ в плане снижения болевого синдрома при периферической диабетической полинейропатии. В контролируемом исследовании D. Kumar и H.J. Marshall, в котором приняли участие 31 пациент с подтвержденным диагнозом диабетической полинейропатии (18 – лечебная группа и 13 – плацебо), миостимуляция мышц передней поверхности бедер и задней поверхности голени в лечебной группе осуществлялась в ежедневном режиме, по 30 мин каждая процедура в течение 4 нед. В лечебной группе применялись импульсы с длительностью 400 мкс, меняющиеся по частоте от 2 до 70 Гц в зависимости от индивидуальной переносимости и с умеренной интенсивностью (до 35 мА). В контрольной группе интенсивность была минимальной. В лечебной группе наблюдалось улучшение симптоматики полинейропатии у 15 пациентов, что выражалось в основном в снижении выраженности болевого синдрома, оцененного по специфическому опроснику (с $3,17 \pm 0,12$ до $1,44 \pm 0,25$ балла, $p < 0,01$). Любопытен тот факт, что в группе плацебо с минимальной интенсивностью стимуляции также наблюдалось снижение болевой симптоматики (с $2,92 \pm 0,13$ до $2,38 \pm 0,26$ балла, $p < 0,04$), что может подтверждать эффективность терапии даже с недостаточной интенсивностью для мышечных сокращений [59].

В исследовании Reichstein и соавт. проводилось сравнение эффективности ЧЭСН и высокочастотной накожной миостимуляции (ВЧНМС). В группе ЧЭСН стимуляция проводилась при частоте 150 Гц, продолжительностью импульсов в 400 мкс и интенсивностью от 20 до 30 мА. ВЧНМС подразумевала увеличение частоты с 4096 до 32 768 Гц в течение 3 с, стимуляцию на максимальной частоте в течение последующих 3 с и дальнейшее уменьшение частоты до исходной в течение 3 с. В обеих группах стимуляция мышц передней поверхности бедра и латеральной поверхности голени проводилась по 30 мин в течение 3 последовательных дней. По результатам исследования ВЧНМС показала себя более эффективным методом в отношении симптоматической полинейропатии, что выражалось в снижении общего счета субъективных симптомов с $7,0 \pm 3,6$ до $4,6 \pm 3,4$, $p < 0,005$, в то время как в группе ЧЭСН также наблюдалось некоторое снижение с $6,6 \pm 3,2$ до $5,4 \pm 3,8$, $p < 0,05$. Количество пациентов, откликнувшихся на терапию, было также большим в группе ВЧНМС (80%), чем в группе ЧЭСН (33%) [60].

По результатам обзора, подготовленного American Academy of Neurology, миостимуляция была рекомендована в качестве терапевтического вмешательства для лечения симптоматической диабетической полинейропатии (уровень доказательности В) [61].

Также была продемонстрирована эффективность НБЭМ для купирования болевого синдрома при почечной колике [62], поликистозе почек [63] и после различных оперативных вмешательств [64].

ХБП

Рандомизированное контролируемое исследование S. Farese и соавт. имело целью сравнение эффекта интрадиализной НБЭМ, занятий на пассивном велоэргометре и стандартной терапии на уровень артериального давления во время процедуры и эффективность гемодиализа. В исследовании принимали участие 10 пациентов, каждый из которых последовательно выполнял каждое из вмешательств на протяжении 9 гемодиализных сессий. Стимуляция мышц передней поверхности бедер и задней поверхности голени осуществлялась с меняющейся с 3 до 9 Гц частотой, продолжительностью импульсов в 450 мкс и длительностью периода сокращения и расслабления в 15 с. Было продемонстрировано увеличение среднего артериального давления в обеих группах воздействия (в пределах нормальных значений) по сравнению с группой контроля, а также статистически зна-

чимое увеличение массы удаленных за сеанс диализа мочевины и фосфатов. Цифры артериального давления были выше в группе аэробной нагрузки (в пределах нормальных значений), показатели адекватности диализа были сравнительно выше в группе НБЭМ [65].

Более обширное и длительное исследование Р. Dobsak и соавт. также было посвящено сравнению эффекта интрадиализной НБЭМ и аэробной нагрузки на велоэргометре. 32 пациента были рандомизированы в группы НБЭМ (n=11), аэробной нагрузки (n=11) и контрольную группу (n=10). Миостимуляция передней поверхности бедер осуществлялась по 60 мин на каждом сеансе гемодиализа в течение 20 нед с частотой импульсов в 10 Гц. По результатам исследования было выявлено увеличение силы мышц нижних конечностей, определяемой по динамометрии как в группе НБЭМ, так и в группе аэробных нагрузок по сравнению с контролем. Также было выявлено увеличение пройденного расстояния по тесту 6-минутной ходьбы в обеих лечебных группах. Показатели эффективности процедуры гемодиализа $spKt/V$ и URR также имели схожую тенденцию к увеличению как в группе НБЭМ, так и в группе аэробных тренировок. Кроме того, были получены улучшения в показателях опросников качества жизни SF-36: ментальный компонент улучшился в обеих лечебных группах, в то время как улучшение физического компонента произошло только в группе аэробных тренировок [66].

В исследовании Klassen и соавт., в котором приняли участие 40 пациентов на гемодиализе, 25 из которых имели подтвержденный диагноз диабетической полинейропатии и 15 – уремической периферической полинейропатии, стимуляция мышц бедра проводилась во время гемодиализа, 3 раза в неделю по 60 мин каждый диализ. Исследование продолжалось в течение 3 мес. Миостимуляция осуществлялась в режиме ВЧНМС, предусматривающей модуляцию частоты импульсов с 4096 до 32 768 Гц с одновременным изменением интенсивности. По окончании исследования более 70% пациентов отмечали значимое снижение выраженности нейропатических симптомов и расстройств сна [67]. 12 пациентов с диабетической полинейропатией отмечали длительность эффекта в отношении симптомов полинейропатии в течение 12 мес [68].

Противопоказания и нежелательные явления

Из противопоказаний к проведению миостимуляции на текущий момент выделяют следующие:

активное воспаление, наличие искусственного водителя ритма, беременность, недавние переломы, острые тромбозы и эпилепсию. Каких-либо значимых побочных эффектов и нежелательных явлений, связанных с процедурами НБЭМ, выявлено не было.

Заключение

Область применения электротерапии НБЭМ в настоящее время весьма широка. С одной стороны, среди профессиональных спортсменов миостимуляция позволяет улучшить качество тренировок и, следовательно, достичь лучших спортивных результатов. С другой стороны – для значимо инвалидизированных пациентов, которые по различным причинам не способны выполнять даже минимальные физические нагрузки, НБЭМ может являться одним из немногих возможных реабилитационных воздействий, способных улучшить их соматический статус и повысить качество жизни. Использование НБЭМ, наряду с физической реабилитацией, в практике лечения пациентов с ХБП, получающих постоянную терапию гемодиализом, является квинтэссенцией накопленного опыта применения этого воздействия в других нозологиях, так как пациенты на гемодиализе часто имеют множество сопутствующих патологий, в том числе сердечно-сосудистых, неврологических и пульмонологических.

Следует отметить, что на текущий момент доказательная база эффектов НБЭМ достаточно мала. Количество пациентов, принимавших участие в различных исследованиях, чаще всего ограничивалось несколькими десятками человек, и ни разу не был применен многоцентровой дизайн. Исследования крайне редко бывали длительными и еще реже проводился мониторинг отдаленных эффектов воздействия. Кроме того, существует нерешенная проблема с вариантом воздействия в контрольной группе, так как применяемые режимы плацебо-стимуляции, в виде снижения до минимума частоты или интенсивности импульсов, могут потенциально иметь физиологические эффекты, не допустимые для плацебо-группы. С другой стороны – положительно зарекомендовали себя исследования, где в качестве воздействия в лечебной группе и группе сравнения применялись различные режимы НБЭМ. Таким образом, для укрепления доказательной базы выявленных эффектов миостимуляции и обнаружения других потенциальных возможностей метода необходимы дальнейшие крупные исследования разнообразных модальностей НБЭМ.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Macdonald AJR. A brief review of the history of electrotherapy and its union with acupuncture. *Acupunct Med* 1993; 11:266-75
2. Lapique L. Has the muscular substance a longer chronaxie than the nervous substance? *The Journal of Physiology* 1931; 73:189-214
3. Reed B. The Physiology of Neuromuscular Electrical Stimulation. *Pediatr Phys Ther* 1997; 9:96-102
4. Шмидт Р., Тевс Г. (ред.) Физиология человека. Пер. с англ. - 3-е изд. - М.: Мир, 2005; Т.1 - 69-87 [Shmidt R., Tevs G. (red.) *Fiziologiya cheloveka*. Per. s angl. - 3-e izd. - М.: Mir, 2005; Т.1 - 69-87]
5. Eccles JC, Sherrington CS. Numbers and Contraction-Values of Individual Motor-Units Examined in some Muscles of the Limb. *Proc. R. Soc. Lond. B* June 2, 1930; 326-357
6. Henneman E, Clamann HP, Gillies JD, Skinner RD. Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. *J Neurophysiol.* 1974 Nov; 37(6):1338-1349.
7. Eriksson E, Häggmark T. Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. A preliminary report. *Am J Sports Med.* 1979 May-Jun; 7(3):169-171.
8. Valenti F. Neuromuscular electrical stimulation in clinical practice. *Acta Anaesthesiol.* 1964; 15:227-245.
9. Moe JH, Post HW. Functional electrical stimulation for ambulation in hemiplegia. *J Lancet.* 1962 Jul; 82:285-288.
10. Ambrosini E, Ferrante S, Pedrocchi A, et al. Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in post-acute hemiparetic patients: a randomized controlled trial. *Stroke.* 2011 Apr; 42(4):1068-1073.
11. Heidland A, Fazeli G, Klassen A, et al. Neuromuscular electrostimulation techniques: historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle wasting. *Clin Nephrol.* 2013 Jan; 79 Suppl 1:S12-23.
12. Николаев А.А. Электростимуляция в спорте. Смоленск, СГИФК, 1999, 74 с [Nicolaev A.A. *E'lektrostimulatsiia v sporte*. Smolensk, SGIFK, 1999, 74 s]
13. Deyo RA, Walsh NE, Martin DC, et al. A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain. *New Engl J Med.* 1990; 322(23):1627-34.
14. Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain.* 2003; 4(3):109-121.
15. Vanderthommen M, Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev.* 2007; 35(4):180-185.
16. Pérez M, Lucia A, Rivero JL, et al. Effects of transcutaneous short-term electrical stimulation on M. vastus lateralis characteristics of healthy young men. *Pflugers Arch.* 2002 Mar; 443(5-6):866-874.
17. Cabric M, Appell HJ. Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. *Int J Sports Med.* 1987 Aug; 8(4):256-260.
18. Колесников ГФ. Электростимуляция нервно-мышечного аппарата. Киев: Здоровье, 1977; 124 с. [Kolesnikov GF. *E'lektrostimulatsiia nervno-my'shechnogo apparata*. Kiev: Zdorov'e, 1977; 124 s.]
19. Klassen A, Racasan S, Gherman-Caprioara M et al. High-tone external muscle stimulation in end stage renal disease: effects on quality of life in patients with peripheral neuropathy. *Clin Nephrol.* 2013 Jan; 79 Suppl 1:S28-33.
20. Baker LL, Bowman BR, McNeal DR. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. *Clin Orthop.* 1988; 233:75-85.
21. McLoda TA, Carmack JA. Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. *J Athl Train.* 2000; 35(2):145.
22. Bowman BR, Baker LL. Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Ann Biomed Eng.* 1985; 13(1):59-74.
23. Boom HBK, Mulder AJ, Veltink PH. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. *Prog Brain Res.* 1993; 97:409-418.
24. Dal Corso S, Napolis L, Malaguti C, et al. Skeletal muscle structure and function in response to electrical stimulation in moderately impaired COPD patients. *Respir Med* 2007; 101:1236-1243
25. Vivodtzev I, Pepin J, Votero G, et al. Improvement in quadriceps strength and dyspnea in daily tasks after 1 month of electrical stimulation in severely deconditioned and malnourished COPD. *Chest* 2006; 129:1540-1548
26. Mesin L, Merlo E, Merletti R, Orizio C. Investigation of motor unit recruitment during stimulated contractions of tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(4):580-589.
27. Neder JA, Sword D, Ward SA, et al. Home based neuromuscular electrical stimulation as a new rehabilitative strategy for severely disabled patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *Thorax* 2002; 57:333-337
28. Bourjeily-Habr G, Rochester CL, Palermo F, et al. Randomised controlled trial of transcutaneous electrical stimulation of the lower extremities in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 2002; 57:1045-1049
29. Karavidas A, Raisakis KG, Parissis JT, et al. Functional electrical stimulation improves endothelial function and reduces peripheral immune responses in patients with chronic heart failure. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2006; 13:592-597
30. Nuhr MJ, Pette D, Berger R, et al. Beneficial effects of chronic low-frequency stimulation of thigh muscles in patients with advanced chronic heart failure. *Eur Heart J* 2004; 25:136-143
31. Karavidas A, Driva M, Parissis JT, et al. Functional electrical stimulation of peripheral muscles improves endothelial function and clinical and emotional status in heart failure patients with preserved left ventricular ejection fraction. *Am Heart J.* 2013 Oct; 166(4):760-767.
32. Коц ЯМ. Тренировка мышечной силы методом электростимуляции. Теория и практика физической культуры. 1971; 3: 64-67 [Kotc IAM. *Trenirovka my'shechnoi' sily' metodom e'lektrostimulatsii*. Teoriia i praktika fizicheskoi' kul'tury'. 1971; 3: 64-67].
33. Коц ЯМ, Хвилон ВА. Тренировка мышечной силы методом электростимуляции. Теория и практика физической культуры. - 1971; 4: 66-72. [Kotc IAM, KHvilon VA. *Trenirovka my'shechnoi' sily' metodom e'lektrostimulatsii*. Teoriia i praktika fizicheskoi' kul'tury'. - 1971; 4: 66-72]
34. Кузнецов ВВ. О повышении интенсивности развития скоростно-силовых качеств на основе использования электростимуляции мышц. Проблемы юношеского спорта: тез. докл. Междунар. Конф. Кишинев, 1976; 114 - 115 [Kuznetsov VV. *O pov'y'shenii intensivnosti razvitiia skorostno-silovy'kh kachestv na osnove ispol'zovaniia e'lektrostimulatsii my'shtc*. Problemy' iunosheskogo sporta: tez. docl. Mezhdunar. Konf. Kishinev, 1976; 114 - 115]
35. Babault N, Cometti G, Bernardin M, et al. Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *J Strength Cond Res.* 2007 May; 21(2):431-437.
36. Николаев АА. Особенности применения электростимуляции у велосипедистов на различных этапах последствий тренировочного занятия. Проблемы восстановления и повышения работоспособности спортсменов: тез. докл. науч.-практ. конф. - М., 1985; 71-72 [Nicolaev AA. *Osobennosti primeneniia e'lektrostimulatsii u velosipedistov na razlichny'kh e'tapakh posledei'stviia trenirovochnogo zaniatiia*. Problemy' vosstanovleniia i pov'y'sheniia rabotosposobnosti sportsmenov: tez. docl. nauch.-prakt. konf. - М., 1985; 71-72]
37. Bieuzen F, Pournot H, Roulland R, Hauswirth C. Recovery after high-intensity intermittent exercise in elite soccer players using VEINOPUS sport technology for blood-flow stimulation. *J Athl Train.* 2012 Sep-Oct; 47(5):498-506.
38. Roy RR, Hodgson JA, Aragon J, et al. Recruitment of the Rhesus soleus and medial gastrocnemius before, during and after spaceflight. *J Gravit Physiol.* 1996 Apr; 3(1):11-15.
39. Bachl N, Tschann H, Baron R, et al. Motomir experiment - muscle strength under conditions of weightlessness. *Space*

Technol. 1996; 16: 215-230.

40. Y. Ohira, T. Yoshinaga, T. Nomura, et al. Gravitational unloading effects on muscle fiber size, phenotype and myonuclear number. *Advances in Space Research*, 2002;30(4):777-781

41. Коряк Ю.А., Саенко И.В., Шенкман Б.С. и др. Продолжительная низкочастотная электростимуляция как метод профилактики функциональных и структурных изменений мышц человека в условиях микрогравитации. Фундаментальные исследования. 2007; 11:61-62 [Koriak Yu.A., Saenko I.V., Shenkman B.S. i dr. Prodolzhitel'naia nizkochastotnaia e'lektrostimuliaciia kak metod profilaktiki funktsional'ny'kh i strukturny'kh izmenenii' my'shts cheloveka v usloviakh mikrogravitacii. Fundamental'ny'e issledovaniia. 2007; 11:61-62]

42. Quittan M, Wiesinger GF, Sturm B, et al. Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure: a single-blind, randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80:206-214

43. Dobsa'k P, Nova'kova' M, Fiser B, et al. Electrical stimulation of skeletal muscles: an alternative to aerobic exercise training in patients with chronic heart failure? *Int Heart J* 2006; 47:441-453

44. Deley G, Kervio G, Verges B, et al. Comparison of low frequency myostimulation and conventional aerobic exercise training in patients with chronic heart failure. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2005; 12:226-233

45. Zanotti E, Felicetti G, Maini M, et al. Peripheral muscle strength training in bed-bound patients with COPD receiving mechanical ventilation. *Chest* 2003; 124:292-296

46. Deftereos S, Giannopoulos G, Raisakis K et al. Comparison of muscle functional electrical stimulation to conventional bicycle exercise on endothelium and functional status indices in patients with heart failure. *Am J Cardiol*. 2010 Dec 1;106(11):1621-1625.

47. Harris S, LeMaitre JP, Mackenzie G et al. A randomised study of home-based electrical stimulation of the legs and conventional bicycle exercise training for patients with chronic heart failure. *Eur Heart J* 2003; 24:871-878.

48. Gordon HG. Measurement of Health-Related Quality of Life in Heart Failure. *J Am Coll Cardiol*. 1993;22:185-191.

49. Green CP, Porter CB, Bresnahan DR, et al. Development and evaluation of the Kansas City Cardiomyopathy Questionnaire: a new health status measure for heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2000;35(5):1245-1255.

50. Maltais F, LeBlanc P, Jobin J., et al. Peripheral muscle dysfunction in chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Chest Med* 2000;21:665-677.

51. Bourjeily G., Rochester CL. Exercise training in chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Chest Med* 2000;21:763-781.

52. Pauwels RA, Buist AS, Calverley PM et al. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease. NHLBI/WHO Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) Workshop summary. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001 Apr;163(5):1256-1276.

53. Nápolis LM, Dal Corso S, Neder JA et al. Neuromuscular electrical stimulation improves exercise tolerance in chronic obstructive pulmonary disease patients with better preserved fat-free mass. *Clinics (Sao Paulo)*. 2011;66(3):401-406.

54. Vivodtzev I, Debigaré R, Gagnon P et al. Functional and muscular effects of neuromuscular electrical stimulation in patients with severe COPD: a randomized clinical trial. *Chest*. 2012 Mar;141(3):716-725.

55. Carone M, Bertolotti G, Anchisi F, et al. Analysis of factors that characterize health impairment in patients with chronic respiratory failure: Quality of Life in Chronic Respiratory Failure Group. *Eur Respir J* 1999; 13:1293-1300

56. Gildenberg PL. History of Electrical Neuromodulation for Chronic Pain. *Pain Medicine*, 2006; 7: S7-S13.

57. Sabino GS, Santos CM, Francischi JN, de Resende MA. Release of endogenous opioids following transcutaneous electric nerve stimulation in an experimental model of acute inflammatory pain. *J Pain*. 2008 Feb;9(2):157-163.

58. Kaada B. Vasodilation induced by transcutaneous nerve stimulation in peripheral ischemia (Raynaud's phenomenon and diabetic polyneuropathy). *Eur Heart J*. 1982 Aug;3(4):303-314.

59. Kumar D, Marshall HJ. Diabetic peripheral neuropathy: amelioration of pain with transcutaneous electrostimulation. *Diabetes Care*. 1997 Nov;20(11):1702-1705.

60. Reichstein L, Labrenz S, Ziegler D, Martin S. Effective treatment of symptomatic diabetic polyneuropathy by high-frequency external muscle stimulation. *Diabetologia*. 2005 May;48(5):824-828. Epub 2005 Apr 14.

61. Dubinsky RM, Miyasaki J. Assessment: efficacy of transcutaneous electric nerve stimulation in the treatment of pain in neurologic disorders (an evidence-based review); report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2010; 74(2): 173-176.

62. Mora B, Giorni E, Dobrovits M et al. Transcutaneous electrical nerve stimulation: an effective treatment for pain caused by renal colic in emergency care. *J Urol*. 2006 May;175(5):1737-1741;

63. Bajwa ZH, Gupta S, Warfield CA, Steinman TI. Pain management in polycystic kidney disease. *Kidney Int*. 2001 Nov;60(5):1631-1644.

64. Bjordal JM, Johnson MI, Ljunggreen AE. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) can reduce postoperative analgesic consumption. A meta-analysis with assessment of optimal treatment parameters for postoperative pain. *Eur J Pain*. 2003;7(2):181-188.

65. Farese S, Budmiger R, Aregger F, et al. Effect of transcutaneous electrical muscle stimulation and passive cycling movements on blood pressure and removal of urea and phosphate during hemodialysis. *Am J Kidney Dis* 2008; 52:745-752

66. Dobsak P, Homolka P, Svojanovsky J et al. Intra-dialytic electrostimulation of leg extensors may improve exercise tolerance and quality of life in hemodialyzed patients. *Artif Organs*. 2012 Jan;36(1):71-78.

67. Klassen A, Di Iorio B, Guastaferro P et al. High-tone external muscle stimulation in end-stage renal disease: effects on symptomatic diabetic and uremic peripheral neuropathy. *J Ren Nutr*. 2008 Jan;18(1):46-51.

68. Klassen A, Di Iorio B, Guastaferro P et al. Short- and long-term results of high-tone external muscle stimulation in symptomatic diabetic and uremic peripheral polyneuropathy in end-stage renal disease. *Journal: European Journal of Pain Supplements*, vol. 4, no. 1, pp. 83-83, 2010

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию: 09.06.2014 г.

Принята в печать: 02.12.2014 г.