



И.С. ЗОЗУЛЯ¹, А.В. БРЕДИХИН²,
К.А. БРЕДИХИН², О.А. ЧЕХА², А.И. ЗОЗУЛЯ¹

¹ Национальная медицинская академия
последипломного образования
им. П.Л. Шупика МЗ Украины, Киев

² Никопольская городская больница № 4

Электрофизиологические особенности функционального состояния мышц в норме и при патологии

Цель — изучить электроемкость мышц и их функциональное состояние в норме и патологии.

Материалы и методы. Обследовано 22 больных с поражением периферической нервной системы (травматического, воспалительного характера) и с нервно-мышечными дегенеративными заболеваниями. Контрольную группу составили 15 здоровых лиц. Средний возраст больных и здоровых лиц составлял $(37,2 \pm 0,5)$ года. Для изучения электроемкости мышц использовали аппарат МУ 6013А с игольчатыми (биполярными или монополярными) концентрическими и поверхностными (накожными) электродами. Для определения функционального состояния мышц применили предложенный нами тест, который заключался в определении: а) электроемкости мышцы до нагрузки; б) через 40 с после непрерывной деятельности мышцы; в) после 10-минутного перерыва и 2-минутных нагрузок.

Результаты. Установлены электрофизические особенности определения электроемкости мышц с помощью монополярных и накожных электродов в норме и при патологии, тестирования мышечной деятельности при анаэробной и аэробной нагрузках, определения функционального состояния мышц (при нейропатии лицевого нерва и миастении).

Выводы. С помощью накожного определения электроемкости можно оценить функциональное состояние мышцы, а также ее дисфункцию при мышечной слабости или снижении мышечной силы (парез). Более информативным является определение электроемкости при монополярном положении электродов. Применение теста в виде аэробной и анаэробной нагрузок позволяет оценить функциональное состояние мышц.

Ключевые слова: электроемкость, функциональное состояние мышцы, тестирование при анаэробной и аэробной нагрузках.

Нейроны генерируют электрический потенциал. Потенциалы действия, возникающие при возбуждении мотонейронов, проводятся по эфферентным аксонам к мышце, где в нервно-мышечном соединении происходит передача импульса. Тонкие концевые веточки эфферентного аксона проходят через соединительную ткань, окружающую мышцы, и подходят к мышечным волокнам. Потенциал действия, достигающий нервно-мышечного синапса, вызывает в нем мобилизацию синаптических пузырьков и выделение в синаптическую щель попеременно-полосатых мышц медиатора ацетилхолина, под действием которого происходит изменение проницаемости постсинаптической мембраны, особенно для ионов натрия и калия. Вслед за этим появляются слабые электрические токи, направ-

ленные внутрь мышечного волокна в области нервно-мышечного соединения и в обратном направлении, на соседние с ним участки мембраны. Временная деполяризация, возникающая в двигательной концевой пластинке, называется потенциалом концевой пластинки. Если такая деполяризация достигает критического уровня, то возникает распространяющийся потенциал действия мышцы [8].

Общеизвестно, что некоторые рыбы способны вырабатывать электрический заряд большой мощности. Гальвани считал, что в мышцах лягушки имеется электрический заряд.

Указывается, что суммарная электрическая активность скелетных мышц формируется из электрических сигналов (токов) волокон, составляющих эти мышцы [6].

Маттеуччи показал, что в мышце всегда можно наблюдать электрический ток, который течет от ее неповрежденной поверхности к поперечному разрезу.

Дюбуа Раймон ввел термин «ток, регистрируемый от продольной и поперечной поверхностей мышцы» и определил его как «ток покоя», который ранее называли «ток повреждения». Уменьшение тока покоя при возбуждении он назвал током действия. К продольной поверхности мышцы обращен положительный полюс диполя, а к поперечной — отрицательный. Герман (1867) считал, что электрический заряд может возникнуть в мышце лишь при определенных условиях, а именно в условиях ее повреждения, причем поврежденная поверхность всегда оказывается отрицательно заряженной по отношению к неповрежденной. Поэтому ток покоя следует называть током повреждения [5].

Проведены исследования нервно-мышечной системы путем определения разницы потенциалов мышц. Измерения осуществляют при помощи системы, состоящей из игольчатого биполярного или монополярных концентрических электродов, с помощью которых отводится потенциал от мышцы, усилителя этого потенциала и регистрирующего прибора. Биполярный электрод имеет вид иглы, внутри которой расположены два одинаковых изолированных стержня, оголенные окончания которых разведены на десятки доли миллиметра и которые служат для измерения разности потенциалов. Концентрический электрод выполнен в виде пустотелой иглы диаметром 0,5 мм. Внутри имеется проволочный стержень из платины или нержавеющей стали, отделенный от иглы слоем изоляции. Разность потенциалов измеряется между корпусом иглы и концом центрального стержня. Игольчатые электроды используют для исследования потенциалов действия (ПД) мышечных волокон [1].

Известен также способ кожного наложения электродов без повреждения кожи. Для отведения биопотенциалов от мышц в клинической практике применяют два основных типа электродов: разные варианты подкожных (игольчатых) электродов и многочисленные типы поверхностных (накожных). Каждый тип имеет как свои преимущества, так и недостатки. Подкожные электроды позволяют регистрировать потенциалы непосредственно от мышечных волокон и исключить сопротивление кожи и соединительно-тканых оболочек, покрывающих мышцу. Однако подкожные электроды имеют существенные недостатки: прокалывание кожи и погружение иглы электрода в мышцу вызывает болевые ощущения. Болевые раздражения могут рефлекторно изменять характер эфферентных импульсов и тем самым искажать показатели биопотенциалов. Поэтому в большинстве случаев возникает необходимость в регистрации электромиограммы (ЭМГ) с использованием поверхностных электродов, несмотря на возмож-

ное искажение ЭМГ. Накожные электроды чаще всего представляют собой небольшие (0,5 см в диаметре) серебряные диски или чашечки, иногда оправленные в изолирующий ободок. При полярной регистрации ЭМГ один из электродов накладывают над проекцией «двигательной точки», а второй — на 1—2 см дистальнее ее. При «монополярном» отведении активный электрод накладывают над «двигательной» точкой, а другой — на сухожилие той же мышцы. Закрепляют электроды на коже лейкопластырем или другим способом. Место наложения электродов смачивают физиологическим раствором или специальной электропроводящей пастой [5].

Каждое волокно, каждая клетка являются источником электрических потенциалов. Возникает вопрос, как будет отличаться величина потенциала в одной клетке от величины потенциала целого органа? Клетки и волокна в организме объединены по типу параллельного соединения (каждый полюс соединяется с аналогичным полюсом другого, то есть плюс с плюсом, а минус с минусом, поэтому общая разность потенциалов будет такой же, как и разность потенциалов одного элемента) и, следовательно, общий потенциал, например, икроножной мышцы не может быть больше, чем потенциал отдельного мышечного волокна, а в лучшем случае будет таким же, как потенциал одного волокна. Но в действительности этого не бывает из-за тока утечки. Суммарный потенциал, регистрируемый с целого органа, обычно бывает более низким, чем с одной клетки [5].

Общеизвестна формула $C = Q/U$, где C — емкость; Q — заряд; U — разность потенциалов напряжения. То есть, между емкостью и зарядом прямая зависимость, а между емкостью и разностью потенциалов — обратная. Чем больше разность потенциалов, тем меньше емкость. Однако энергетический метаболизм может изменяться при мышечной деятельности в 100 и более раз [7]. Поэтому емкость мышцы целесообразнее измерять как в покое, так и при физической нагрузке, вследствие того, что это более информативно отражает энергетические процессы в мышце, а также ее функциональные возможности как в норме, так и при патологии.

Известно, что живые ткани подобно конденсаторам, обладают определенной емкостью [5]. Так, мембрана нейрона обладает большой электрической емкостью — 1—5 мкФ [8]. В электрофизиологии уже известны примеры измерения емкости тканей, что свидетельствует о целесообразности использования параметров емкости в медицинской практике.

Ранее нами уже были предложены способы определения параметров мышц [2], диагностики функционального состояния мышц [3], оценки действия лекарственных препаратов [4] путем опреде-

ления показателей электроемкости в мышцах в расслабленном состоянии, в норме и при патологии, при введении лекарственных веществ с помощью прибора МУ 6013А. Количественную оценку изменений в мышце (мышечная слабость, снижение мышечной силы) проводили путем определения электроемкости мышцы с помощью монополярных электродов, расположенных на проксимальном и дистальном концах мышцы в местах ее перехода в сухожилие.

Цель работы — изучить электроемкость мышц и их функциональное состояния в норме и патологии.

Материалы и методы

Обследовано 22 больных с поражением периферической нервной системы (травматического, воспалительного характера) и с нервно-мышечными дегенеративными заболеваниями. Контрольную группу составили 15 здоровых лиц. Средний возраст больных и здоровых составлял $(37,2 \pm 0,5)$ года.

Для изучения электроемкости мышц использовали прибор МУ 6013А с игольчатыми (биполярными или монополярными) концентрическими и поверхностными (накожными) электродами. Для определения функционального состояния мышц применили предложенный нами тест, который заключался в определении: а) электроемкости мышцы до нагрузки; б) через 40 с после непрерывной деятельности мышцы; в) после 10-минутного перерыва и 2-минутных нагрузок.

Перед каждым исследованием выставляли показания прибора на ноль и лишь после этого проводили измерение электроемкости в диапазоне от 0 до 200 нФ. Измерения осуществляли в расслабленном состоянии мышц с периодичностью не менее 10 с, рассчитывали их среднюю арифметическую. Функциональное состояние мышц оценивали по полученным показателям и их динамике.

Результаты и обсуждение

Показано, что электроемкость мышц и их функциональное состояние могут быть оценены конкретными количественными показателями (параметрами). Функциональное состояние мышц (мышечная слабость, атрофия) может быть также оценено количественными показателями. При этом количественные изменения могут свидетельствовать о степени и тяжести дисфункции мышцы в зависимости от патологии, например, при миастении и невропатии (хронические нарушения нервно-мышечной передачи и вторичная денервационная атрофия).

Измерение электроемкости данной мышцы до введения медикамента и через 10 мин после введения (внутримышечного или внутривенного) позволяло выбрать для медикаментозной коррекции наиболее эффективный путь. Более оптимальным

методом для пациента является накожное определение электроемкости мышцы, которое проводят следующим образом. После подготовки прибора МУ 6013А, установки нуля электрод со знаком «+» накладывают на дистальную точку мышцы, а со знаком «-» — на проксимальную точку мышцы в месте перехода ее в сухожилие. Места наложения электродов смачивают физиологическим раствором. Измерение проводят в расслабленном состоянии мышцы не менее 5—6 раз с интервалом не менее 10 с. Полученные таким способом показатели после усреднения используют для характеристики функционального состояния мышц [1, 2].

Пример 1. Пациент Н., 25 лет, поступил на лечение с диагнозом: Невропатия левого лицевого нерва. В неврологическом статусе выявлен левосторонний прозопапарез (левосторонний лагофтальм, левосторонний парез *m. orbicularis oculi et oris*). Проведено исследование электроемкости *m. orbicularis oculi* (круговая мышца глаза), *pars orbitalis*, левой и правой. Первый накожный электрод накладывали на нижнюю часть *m. orbicularis oculi, pars orbitalis*, в месте перехода в *lig. palpebrae lateralis*, к которому подключали клемму со знаком «+», второй накожный электрод — в месте перехода нижней части мышцы в *lig. palpebrae medialis*, к которому подключали электрод со знаком «-». Все измерения проводили в расслабленном состоянии мышц. Установлено, что средние значения электроемкости *m. orbicularis oculi, pars orbitalis* у пациента с невропатией левого лицевого нерва были следующими: слева — $(123 \pm 8,5)$ нФ, справа — $(175 \pm 12,4)$ нФ при монополярном наложении электродов. Следовательно, на стороне пареза имело место уменьшение электроемкости на *m. orbicularis oculi, pars orbitalis* на 29 %.

При накожном наложении электродов в тех же точках были получены следующие усредненные показатели: на здоровой стороне *m. orbicularis oculi* — $(6,3 \pm 0,6)$ нФ, а на стороне пареза — $(4,1 \pm 0,4)$ нФ, то есть при накожном наложении электродов определяется уменьшение электроемкости на стороне пареза (слева) *m. orbicularis oculi pars orbitalis* на 34 %. Полученные результаты свидетельствуют о том, что функциональное состояние мышцы в норме и при парезе может быть оценено с помощью количественных электрофизиологических показателей (электроемкости) с использованием как монополярных электродов, так и накожного наложения электродов. При этом количественные показатели могут свидетельствовать о степени тяжести дисфункции мышцы в зависимости от патологии, в данном случае — невропатии лицевого нерва.

Существует определенная последовательность включения и преобладания определенных путей ресинтеза АТФ для продолжения мышечной деятельности: первые 2—3 с ращепляется только АТФ, затем начинается ее ресинтез, в период от 3

до 20 с — преимущественно за счет креатинфосфата, через 30—40 с достигает максимальной интенсивности гликолиз, в дальнейшем постепенно все больше превалирует аэробное окисление [8].

В связи с этим нами был предложен мышечный тест для определения функционального состояния мышцы при ее мышечной деятельности [2].

Пример 2. Проведено исследование *m. abductor digiti minimi* (мышца, отводящая мизинец) на правой верхней конечности у пациента Ч. контрольной группы, 45 лет. При использовании монополярных электродов установлено, что среднее значение электроемкости *m. abductor digiti minimi* составляло в расслабленном состоянии на правой верхней конечности — $(103 \pm 7,5)$ нФ, после 40-секундной нагрузки — $(110 \pm 8,0)$ нФ (увеличение на 6,9 %), после 10-минутного отдыха с последующей 2-минутной нагрузкой — $(225 \pm 11,5)$ нФ (увеличение на 105 %).

Пример 3. Пациент контрольной группы Б., 55 лет. Электроемкость *m. abductor digiti minimi* справа в расслабленном состоянии составила $(60 \pm 4,7)$ нФ, после 40-секундной непрерывной нагрузки — $(80 \pm 5,7)$ нФ (увеличение на 33 %), после 10-минутного перерыва с последующей 2-минутной нагрузкой — $(107 \pm 8,0)$ нФ (увеличение на 85 %).

Таким образом, при анаэробной нагрузке в примере 2 отмечено увеличение электроемкости на 6,9 %, а при аэробной — на 105 %, в примере 3 — на 33 и 78 %. Это указывает на то, что при аэробной нагрузке электроемкость повышается более существенно — на 105 и 85 %, а при анаэробной — на 6,9 и 33 %, а также на наличие индивидуальных колебаний электроемкости при анаэробной и аэробной нагрузках. Данный тест позволяет оценить функциональное состояние мышцы при анаэробной и аэробной нагрузках.

Пример 4. Пациентка М., 27 лет. DS: миастения, глазная форма. Проведено исследование на левой и правой *m. orbicularis oculi, pars orbitalis*. Один электрод накладывали на нижнюю часть *m. orbicularis oculi, pars orbitalis* в месте ее перехода в *lig. palpebre lateralis* и к нему подключали клемму со знаком «+», другой — снизу в месте перехода мышцы в *lig. palpebre medialis*, к нему подключали электрод со знаком «-». Все измерения проводили в расслабленном состоянии мышц. Установлено, что среднее значение электроемкости *m. orbicularis oculi, pars orbitalis* слева — $(8 \pm 0,5)$ нФ, справа — $(7,1 \pm 0,7)$ нФ. После этого пациентке было проведено следующее тестирование: а) нагрузка в виде открывания—закрывания глаз в течение 40 с, в результате которого она отметила нарастание утомляемости и слабости со стороны век левого и правого глаз, при этом электроемкость составила слева — $(6,5 \pm 0,8)$ нФ, справа — $(6,7 \pm 0,5)$ нФ; б) после 10-минутного отдыха больной проведено тестирование в виде непрерывного открывания—

закрывания глаз в течение 2 мин. Электроемкость составила слева — $(4,7 \pm 0,4)$ нФ (уменьшение на 30 %), справа — $(5,3 \pm 0,8)$ нФ (уменьшение на 25 %).

Пример 5. При исследовании пациента контрольной группы на *m. orbicularis oculi, pars orbitalis* изначально были получены следующие данные: слева — $(7,8 \pm 0,6)$ нФ, справа — $(8,1 \pm 0,7)$ нФ. После непрерывного открывания—закрывания глаз в течение 40 с электроемкость составила слева — $(8,0 \pm 0,7)$ нФ, справа — $(8,2 \pm 0,8)$ нФ. После 10-минутного отдыха и непрерывного открывания—закрывания глаз в течение 2 мин у пациента отмечено уменьшение утомляемости глазных мышц при выполнении теста, что согласно спортивной терминологии, соответствует выражению «открылось второе дыхание». Проведено повторное определение электроемкости: слева — $(11,2 \pm 1,0)$ нФ (увеличение на 43 %), справа — $(10,4 \pm 0,9)$ нФ (увеличение на 28 %).

Пациентка с миастенией. Исследование *m. abductor digiti minimi* на правой и левой конечностях показало, что электроемкость мышцы в расслабленном состоянии составляла слева — $(5,4 \pm 0,5)$ нФ, справа — $(5,8 \pm 0,5)$ нФ. После теста путем непрерывного отведения—приведения мизинца в течение 40 с — соответственно $(4,3 \pm 0,4)$ и $(4,8 \pm 0,4)$ нФ, после 10 мин отдыха и непрерывного отведения—приведения мизинца в течение 2 мин слева — $(2,9 \pm 0,3)$ нФ (уменьшение на 46 %), справа — $(3,9 \pm 0,4)$ нФ (уменьшение на 32 %). При исследовании электроемкости *m. abductor digiti minimi* в контрольной группе получены следующие данные: до тестовой нагрузки в расслабленном состоянии электроемкость составила слева — $(6,2 \pm 0,5)$ нФ, справа — $(6,4 \pm 0,5)$ нФ. После физической нагрузки путем отведения и приведения мизинца в течение 40 с — $(6,5 \pm 0,6)$ и $(6,6 \pm 0,6)$ нФ соответственно. После 10-минутного отдыха с последующей мышечной нагрузкой в течение 2 мин электроемкость составила слева — $(7,4 \pm 0,7)$ нФ (увеличение на 19 %), справа — $(7,9 \pm 0,7)$ нФ (увеличение на 23 %). Таким образом, при физической нагрузке (анаэробная нагрузка в течение 40 с и аэробная нагрузка в течение 2 мин) у пациентки с миастенией наблюдалась тенденция к уменьшению показателей электроемкости, особенно при аэробной нагрузке (на *m. orbicularis oculi* уменьшение слева на 30 % и справа — на 25 %, на *m. abductor digiti minimi* уменьшение слева — на 46 %, справа — на 32 %), а у пациента контрольной группы — тенденция к увеличению электроемкости при физической нагрузке, более выраженная при аэробной нагрузке (на *m. orbicularis oculi* увеличение слева — на 43 %, справа — на 28 %, на *m. abductor digiti minimi* увеличение слева — на 19 %, справа — на 23 %).

Данное исследование, несмотря на его дискуссионный характер, свидетельствует о необходимости дальнейшего изучения электрофизиологи-

ческих процессов, происходящих в мышцах, и создания нового класса диагностической аппаратуры.

Выводы

С помощью накожного определения электроемкости можно оценить функциональное состояние мышц, а также ее дисфункцию при мышеч-

ной слабости или снижении мышечной силы (парез). Более информативным является определение электроемкости при монополярном наложении электродов.

Применение теста в виде анаэробной и аэробной нагрузок позволяет оценить функциональное состояние мышц.

Литература

1. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней.— М.: Медицина, 1991.— 538 с.
2. Зозуля І.С., Бредихін К.О., Бредихін О.В. та ін. Спосіб визначення параметрів м'язів. Деклараційний патент України № 9834». Опубл. 17.10.2005. Бюл. № 10.
3. Зозуля І.С., Бредихін К.О., Бредихін О.В., Зозуля А.І. Спосіб діагностики функціонального стану м'яза. Деклараційний патент України № 14533. Опубл. 15.05.2006. Бюл. № 5.
4. Зозуля І.С., Бредихін К.О., Бредихін О.В., Зозуля А.І. Спосіб оцінки дії лікарських препаратів. Деклараційний патент України № 16173 Опубл. 17.07.2006. Бюл. № 7.
5. Лакомкин А.И., Мягков И.Ф. Электрофизиология.— М.: Высш. шк., 1997.— 232 с.
6. Матюшкин Д.П. Основы электрофизиологии.— Л., 1984.— 103 с.
7. Физиология человека: в 4 томах / Пер с англ. под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса.— М.: Мир, 1996.— 266 с.
8. Шаде Дж., Форд Д. Основы неврологии.— М.: Мир, 1976.— 350 с.
9. Doll E., Keppler D. Muskelstoffwechsel.— Stuttgart: Verlag Thieme, 1969.— 237 s.

І.С. ЗОЗУЛЯ, О.В. БРЕДИХІН, К.О. БРЕДИХІН, О.А. ЧЕХА, А.І. ЗОЗУЛЯ

Електрофізіологічні особливості функціонального стану м'язів у нормі і при патології

Мета — вивчити електроємність м'язів та їх функціональний стан у нормі і при патології.

Матеріали і методи. Обстежено 22 хворих з ураженням периферичної нервової системи (травматичного і запального характеру), а також з нервово-м'язовими дегенеративними захворюваннями. Контрольну групу становили 15 здорових осіб. Середній вік хворих і здорових осіб становив $(37,2 \pm 0,5)$ року. Для вивчення електроємності м'язів використовували пристрій МУ 6013А з голчастими (біполярними і монополярними) концентричними та поверхневими (нашкірними) електродами. Для оцінки функціонального стану м'язів при їх діяльності застосували запропонований нами тест, який полягав у визначенні: а) електроємності м'язів до навантаження, б) після 40 с безперервної діяльності, в) після 10-хвилинної перерви та 2-хвилинного навантаження.

Результати. Установлено електрофізіологічні особливості визначення електроємності м'язів з допомогою монополярних і нашкірних електродів у нормі і за патології, тестування м'язової діяльності при анаеробному і аеробному навантаженні, визначення функціонального стану м'язів.

Висновки. З допомогою нашкірного дослідження електроємності м'язів можна оцінити функціональний стан м'язів, а також їхню дисфункцію при м'язовій слабкості або зниження м'язової сили (парези). Інформативнішим є визначення електроємності при монополярному положенні електродів. Застосування тесту у вигляді аеробного і анаеробного навантаження дає змогу оцінити функціональний стан м'язів.

Ключові слова: електроємність, функціональний стан м'яза, тестування при анаеробному і аеробному навантаженні.

I.S. ZOZULIA, A.V. BREDIKHIN, K.A. BREDIKHIN, O.A. CHEKHA, A.I. ZOZULIA

Electrophysiological features of functional muscles state in normal state and in case of pathology

Objective – to study the electric capacity and functional state of the muscles at norm and in case of pathology.

Methods and subjects. 22 patients with peripheral nervous system impairments (traumatic and inflammatory) and with nervous muscular degenerative diseases were examined. The control group consisted of 15 healthy subjects. The mean age of patients and healthy people participated in the study was 37.2 ± 0.5 . In the study there was used MY 6013A with needle (bipolar and monopolar) concentric and surface (skin) electrodes. We suggested using the test to measure the functional state of the muscles during their functional activity which included: a) measuring electric capacity muscles of the muscles before the load; b) measuring electric capacity muscles in 40 seconds after the uninterrupted activity; c) measuring electric capacity after 10 minutes break; d) measuring electric capacity muscles after 2 minutes load.

Results. There article presents electrophysiological features of determination of the muscles electric capacity by means of monopolar and surface (skin) electrodes in normal state and in case of pathology, testing the muscles activity during anaerobic and aerobic loads, determination of the functional and dysfunctional muscles state.

Conclusions. The functional state of the muscles, either their dysfunction in muscle weakness or reduction of muscles strength (paresis), can be evaluated by surface (skin) examination of muscles electric capacity. The determination of electric capacity by monopolar electrodes position is more informative. Anaerobic and aerobic loading test allows to evaluate functional and dysfunctional state of the muscles. In spite of its discussable character this research points out the necessity of further study of electrophysiological processes in muscles and necessity of creating new classes of diagnostic equipment.

Key words: electric capacity, functional muscles state, testing during anaerobic and aerobic loads.