

ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОВОДИМОСТИ СПИННОГО МОЗГА И ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ У ЧЕЛОВЕКА

ИЛЬЯСЕВИЧ И. А.

ГУ “Белорусский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии”

Резюме. На основании комплексного электрофизиологического исследования с использованием методов электромиографии (ЭМГ), вызванных М-волны и Н-рефлекса, соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП) и моторных ответов (МО) мышц у 30 здоровых лиц разработаны критерии функционального состояния центральных и периферических отделов нервно-мышечной системы человека. Показатели ЭМГ, Н- и М-ответов дают реальную оценку функции проводимости и возбудимости нервов и мышц. ССВП и МО позволяют оценивать проводимость нервных путей спинного мозга различного сегментарного уровня.

Ключевые слова: электромиография, вызванные потенциалы, моторный ответ мышцы, спинной мозг, проводимость.

Abstract. The criteria of the neuromuscle function were received by electrophysiological recordings: electromyography (EMG), M-wave and H-reflex, somatosensory evoked potentials (SSEP) and motor evoked potentials (MEP). The electrophysiological investigation in 30 normal subjects was carried out. The combination of the different electrophysiological recordings represents reliable estimate of the central (spinal) and peripheral parts of the nervous system in man.

Адрес для корреспонденции: Республика Беларусь, г. Минск, 220024 ул. Кижеватова, д.60. к.4. ГУ Бел НИИТО, лаборатория клинической электрофизиологии, тел.: 278-67-41 (канцелярия); моб. 681-09-64 (Ильясевич И. А.)

Электрофизиологический метод является неинвазивным способом оценки функционального состояния нервно-мышечной системы и ее двигательных центров. Регистрация колебаний электрического потенциала нервных и мышечных клеток позволяет изучать возбудимость и проводимость биологических структур *in vivo* без риска и вредных последствий для здоровья испытуемого.

На протяжении многих лет основным методом оценки функционального состояния нервно-мышечной системы человека являлась электромиография. Данные многочисленных работ свидетельствуют об относительных различиях параметров ЭМГ в норме, обусловленных уровнем технических возможностей

используемой аппаратуры [13, 5, 8]. Научно-технические достижения и совершенствование оборудования позволили разработать новые диагностические технологии, основанные на регистрации соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП) в ответ на электрическое раздражение периферических нервов и моторных ответов (МО) мышц при транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) [9, 16]. В силу новизны методик недостаточно изученными остаются характеристики вызванных потенциалов (ВП), позволяющие избирательно оценивать функцию спинного мозга (СМ) на уровне различных сегментов: шейных, грудных и поясничных. В литературе отсутствуют разработки комплексного применения методов электрофизиологического исследования, основанные на преимуществах данных произвольной и вызванной биоэлектрической активности.

Цель исследования – определить электрофизиологические критерии функционального состояния центральных и периферических отделов нервно-мышечной системы по данным электромиографии и вызванных потенциалов.

Методы исследования

Работа основана на изучении результатов нейрофизиологического исследования у 30 здоровых лиц в возрасте от 20 до 48 лет.

С помощью суммарной ЭМГ изучали биоэлектрическую активность (БА) мышц в условиях относительного физиологического “покоя” и при произвольном напряжении мышц верхних и нижних конечностей. Регистрацию БА осуществляли по стандартной методике [13, 8]. Показателем величины амплитуды (А) считали среднее значение колебаний потенциала от пика до пика. При исследовании величин частоты (Т/s – turns) принимали во внимание число точек, в которых происходят изменения колебаний (инверсий) потенциала с амплитудой не менее 100 мкВ за 1 сек. [17]. Методом стимуляционной ЭМГ [1] регистрировали Н- и М-потенциалы в ответ на раздражение электрическими импульсами большеберцового нерва (n. tibialis).

Для оценки проводимости восходящих путей СМ на уровне шейных сегментов осуществляли регистрацию ССВП в ответ на электрическое раздражение срединного нерва (n. medianus). Использовали трехканальную схему наложения электродов [6]. Оценку ССВП проводили по данным латентных периодов (мс), межпиковых интервалов (мс), и амплитуды (мкВ, от пика до изолинии). Регистрировали коротколатентные ССВП-пики: периферический N₉, который отражает активацию аксонов плечевого сплетения; спинальные N₁₁ и N₁₃, возникающие в результате постсинаптической активации задних рогов СМ в шейном отделе (на уровне С₆–С₇ позвонков); корковые N₂₀ и P₂₅, являющиеся потенциалами активации соответствующей области первичной соматосенсорной коры. Для тестирования восходящих путей центральной нервной системы на участке от поясничного утолщения СМ до коры головного мозга осуществляли стимуляцию n. tibialis в области медиальной лодыжки. Регистрировали спинальный пик N₂₂, являющийся ответом нейронов поясничного утолщения СМ и позитивно-негативный корковый комплекс P₃₈–N₄₅.

Состояние нисходящих моторных путей СМ и двигательных корешков оценивали по данным бесконтактной ТМС, которую проводили по стандартной методике [16]. Использовали индуктор НР 90 Coil с максимальной индукцией 2 Тл. При регистрации МО с мышц верхних и нижних конечностей магнитный индуктор располагали над сводом черепа в проекции соответствующих зон моторной коры. Для корешковой магнитной стимуляции индуктор ориентировали на уровне шейного (С₇ позвонок) или поясничного (L₂–L₃) отделов позвоночника. При оценке МО определяли амплитуду негативной фазы (мкВ), длительность (мс) и латентный период (мс). Латентный период использовали для определения времени центрального моторного проведения (ВЦМП). Способ оценки ВЦМП заключался в определении разницы латентных периодов МО, возникающих в мышце при различном положении магнитного индуктора (краниальном, цервикальном и люмбальном).

Все исследования выполнены в соответствии с протоколом Комитета по этике ГУ Бел НИИТО от 04.11.2003 г. Используемое оборудование: нейроусреднитель “Nicolet Viking IV” (США) в комплексе с магнитным стимулятором “Magstim-250” (Великобритания).

Результаты

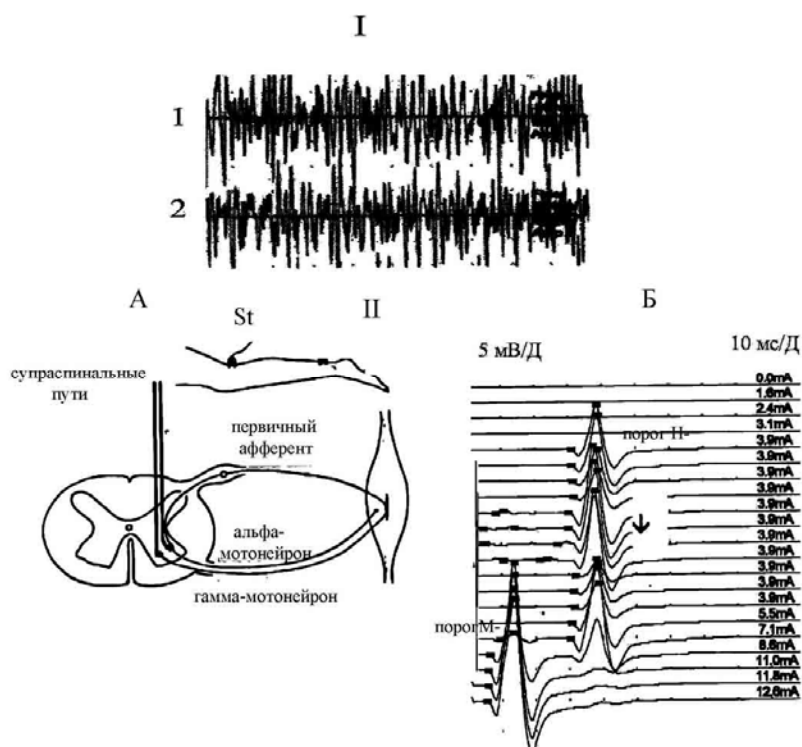


Рис. 1 Электромиография мышц голени

Обозначения: I – суммарная ЭМГ *m. soleus* (1– ЭМГ справа, 2 – ЭМГ слева);

II – стимуляционная ЭМГ; А – схема рефлекторной дуги Н-рефлекса; Б – динамика Н- и М-ответов *m. soleus* при ритмической электростимуляции *p. tibialis* с частотой 1 Гц.

В условиях относительного физиологического “покоя” суммарная ЭМГ отражала состояние биоэлектрического “молчания” мышц. Произвольное

напряжение мышц сопровождалось разворачиванием ЭМГ, которая характеризовалась в начальной фазе нарастанием амплитуды и изменением частоты БА, достигавших наибольших значений в фазу максимального сокращения мышцы. При расслаблении мышцы происходило постепенное снижение показателей БА. Структура ЭМГ соответствовала I типу (интерференционный) по классификации Ю. С. Юевич [13]. На рисунке 1 (I) представлена ЭМГ m. soleus. Она характеризуется симметричным распределением ее показателей, а также отсутствием нарушений структуры. При анализе БА билатеральных мышц обращали внимание на синхронность генерации активности по разным каналам отведения. Данные ЭМГ, зарегистрированные в группе здоровых лиц, свидетельствовали об отсутствии значимых асимметричных колебаний параметров БА в билатеральных мышцах (табл. 1).

Таблица 1

Амплитудно-частотная характеристика ($\bar{x} \pm S_x$) суммарной ЭМГ мышц верхних и нижних конечностей у здоровых испытуемых

Название мышцы	Амплитуда (А), мкВ	Имп/с, (Т/s)	А / (Т/s) *
m. deltoideus	1650,0 ± 100,0	120,0 ± 12,0	137,0 ± 12,0
m. biceps brachii	1400,0 ± 80,0	118,0 ± 6,4	119,0 ± 10,0
m. triceps brachii	1100,0 ± 75,0	96,0 ± 4,6	114,0 ± 14,0
mm. thenar	1200,0 ± 100,0	124,0 ± 9,8	96,0 ± 11,0
mm. hypothenar	1000,0 ± 80,0	136,0 ± 10,0	74,0 ± 8,0
m. ext. policis brevis	900,0 ± 32,0	128,0 ± 6,5	70,0 ± 15,0
m. iliopsoas	1060,0 ± 160,0	110,0 ± 6,4	96,0 ± 17,0
m. vastus lateralis	992,0 ± 110,0	114,0 ± 3,4	87,0 ± 9,0
m. tibialis anterior	1100,0 ± 93,0	130,0 ± 6,5	85,0 ± 10,0
m. biceps femoris	900,0 ± 101,0	112,0 ± 6,2	80,0 ± 16,0
m. gluteus medius	700,0 ± 70,0	98,0 ± 10,0	71,0 ± 20,0
m. vastus medialis	770,0 ± 91,0	118,0 ± 2,2	65,0 ± 18,0
m. rectus femoris	722,0 ± 98,0	120,0 ± 5,0	60,0 ± 11,0
m. gluteus maximus	617,0 ± 42,0	104,0 ± 4,8	59,0 ± 12,0
m. extensor hal. longus	610,0 ± 38,0	104,0 ± 4,8	58,0 ± 7,0
m. gastrocnemius	615,0 ± 36,0	126,0 ± 12,0	48,0 ± 7,0
m. soleus	410,0 ± 40,0	94,0 ± 6,5	44,0 ± 6,0

Примечание: * значения А/(Т/s) умножены на коэффициент 10.

Как видно из таблицы, амплитуда и частота колебаний потенциала различных мышц имели неодинаковые значения. Поскольку при усилении мышечного напряжения изменение амплитуды и частоты БА характеризовалось сложной зависимостью, то для изучения характера взаимосвязи этих двух параметров дополнительно рассматривали показатель А/(Т/s) – отношение средней амплитуды ЭМГ к числу инверсий в единицу времени (табл. 1).

Приведенные в таблице результаты расчета $A/(T/s)$ показали, что он закономерно снижается в направлении мышц дистальных сегментов как на верхних, так и на нижних конечностях. Полученные результаты указывают на более высокую плотность и меньшую степень синхронизации в деятельности двигательных единиц (ДЕ) мышц дистальных сегментов конечностей.

В основе физиологических особенностей мышц проксимальных и дистальных сегментов конечностей лежат неодинаковые механизмы двигательной регуляции. Количество моносинаптических связей со спинальными мотонейронами, иннервирующими мышцы кисти и стопы, значительно выше, чем число таких связей с мотонейронами, иннервирующими мышцы плеча и бедра [7]. Высокая степень управляемости двигательных единиц дистальных мышц, обеспечивающих точные перемещения и коррекции дистальных сегментов конечностей, предполагает более низкий уровень синхронизации их деятельности по сравнению с проксимальными мышцами. Последние характеризуются преимущественно дисинаптическими кортико-спинальными контактами и более низкими скоростями проведения импульса. Поэтому они в большей степени подвержены процессам синхронизации БА [11].

Стимуляционная ЭМГ основана на изучении вызванных ответов мышц. Н- и М-ответы трехглавой мышцы голени, зарегистрированные при электрической стимуляции большеберцового нерва, представлены на рисунке 1 (II). Как видно из рисунка, порог М-ответа выше (5,5 мА), а латентный период короче, чем Н-рефлекса (порог 3,9 мА). Закономерная динамика возникновения Н- и М-ответов объясняется различными механизмами их генерации. Н-рефлекс возникает в результате первичной активации чувствительных волокон нерва с последующим переключением сигнала с аксона на альфа-мотонейрон сегмента L_5-S_1 . М-ответ является результатом проведения возбуждения по дистальным эфферентным волокнам. Амплитуда максимального М-ответа отражает количество активных ДЕ мышцы, синхронно возбуждающихся при надпороговом электрическом раздражении дистального участка *n. tibialis* или иного двигательного нерва. У разных лиц значения амплитуды М-ответа отличались в пределах 20–30%. Эти различия указывали на индивидуальные особенности физического развития и степени тренированности нервно-мышечной системы. В норме усредненная амплитуда М-ответа является электрофизиологическим критерием достаточности переднеронового контроля двигательной функции мышц. При мышечной гипотрофии М-ответ снижается [1].

Амплитуда рефлекторного потенциала у разных лиц характеризовалась большей вариабельностью, чем М-ответа. По данным литературы она может изменяться в течение суток в зависимости от эмоционального и физиологического состояния испытуемого [1]. В проведенных исследованиях статистически значимые билатеральные различия показателей Н- и М-ответов *m. soleus* у здоровых субъектов отсутствовали, поэтому средние величины изучаемых параметров представлены в одной группе (табл. 2).

Средние величины параметров Н- и М-ответов m. soleus у здоровых лиц

Параметры	Амплитуда, мВ	Латентный период, мс
Н-рефлекс	$5,7 \pm 0,4$	$30,0 \pm 0,2$
М-ответ	$12,4 \pm 0,6$	$5,9 \pm 0,3$

В связи с вариативностью амплитуд Н- и М-ответов для оценки рефлекторной возбудимости мышц использовали отношение их максимальных амплитуд (H_{max}/M_{max}), имеющее стабильное значение у одних и тех же лиц. В норме этот показатель определяли в пределах 45–75% для камбаловидной мышцы, 5–18% для икроножной мышцы. Указанное соотношение означает, что в условиях физиологического “покоя” только часть альфа-мотонейронов, иннервирующих мышцу, возбуждается при раздражении электрическими импульсами Ia-афферентов нерва. При изменении этих условий, например, на фоне произвольного сокращения стимулируемой мышцы, возможна модуляция амплитуды Н-рефлекса. В основе ее механизма лежат процессы активации высокопороговых мотонейронов [10].

В условиях анатомической целостности центральной нервной системы возбудимость двигательных центров СМ определяется состоянием как самих мотонейронов, так и сбалансированностью надсегментарных и сегментарных взаимодействий. Анализ параметров Н-ответа, зарегистрированного на фоне супраспинального облегчения (рис. 1, II; применение неврологического приема Ендрассика обозначено стрелкой) показал зависимые изменения его амплитуды и порога и отсутствие сдвигов в значениях латентного периода и длительности. Характер изменения величины амплитуды Н-ответа под воздействием физиологических приемов свидетельствовал о ее повышении у 75% обследованных лиц по сравнению с исходным уровнем. В серии наблюдений с регистрацией Н-рефлекса на фоне слабого мышечного напряжения (10% от максимального усилия) наблюдали повышение показателя рефлекторной возбудимости мышцы Н/М на 20–25%. По данным различных исследований применение физиологических тестов может сопровождаться как увеличением, так и снижением амплитуды Н-рефлекса [4, 12]. Предполагается, что характер модуляции амплитуды Н-рефлекса зависит от длительности физиологического воздействия, возбудимости мотонейронов, особенностей межнейронных коммуникаций соответствующего уровня СМ и состояния супраспинально-спинальных отношений [2].

В отличие от стимуляционной ЭМГ, методы регистрации ССВП и МО позволяют получить не косвенную, а непосредственную информацию о состоянии проводимости СМ и его корешков. В проведенных исследованиях у здоровых лиц МО скелетных мышц имели форму двухфазной волны длительностью от 13 до 18 мс (рис. 2). Средние значения амплитуды и латентного периода МО в билатеральных мышцах верхних и нижних

конечностей не имели статистически значимых различий на правой и левой конечностях ($P > 0,05$; табл. 3 и 4).

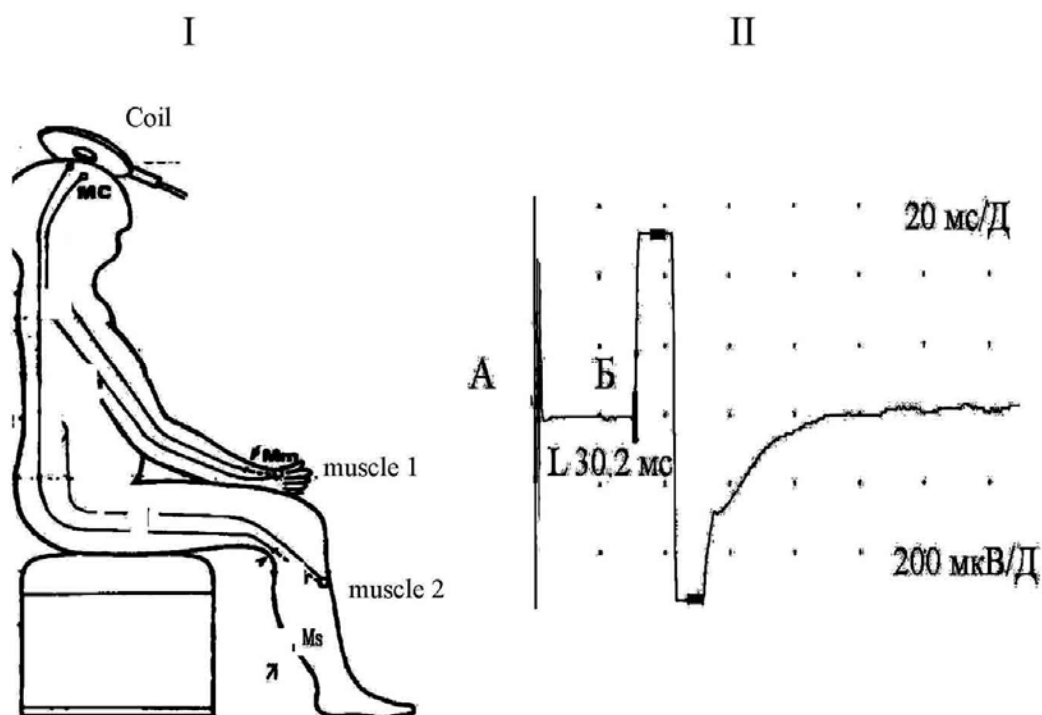


Рис. 2 Транскраниальная магнитная стимуляция

Обозначения: I – схема проведения моторного импульса к мышцам верхних (1) и мышцам нижних (2) конечностей; II – моторный ответ m. tibialis anterior: А – отметка раздражения; Б – маркер начала моторного ответа.

Таблица 3

Средние значения амплитуды и латентных периодов ($\bar{x} \pm S_x$) моторных ответов mm. thenar

Параметры	Транскраниальная магнитная стимуляция	Трансцервикальная магнитная стимуляция	Время центрального моторного проведения, мс
Латентный период, мс	*21,2 ± 0,5 **20,4 ± 1,5	*13,2 ± 0,5 **13,1 ± 1,1	*8,0 ± 0,5 **7,6 ± 0,8 – 9,5 ± 1,1
Амплитуда, мВ	*2,5 ± 1,0 **2,1–6,7	*1,2 ± 0,4 **1,8 –10,9	

Примечание: * результаты собственных исследований ; ** литературные данные [16].

Сравнительный анализ показателей моторных ответов, возникающих в мышце при последовательном использовании электрического и магнитного раздражения, показал, что при электрической стимуляции амплитуда М-ответа

m. soleus $12,4 \pm 0,6$ мВ (табл. 2) имеет более высокие значения, чем амплитуда МО этой мышцы при ТМС $1,4 \pm 0,6$ мВ (табл. 4).

Таблица 4

**Средние значения амплитуды и латентных периодов ($\bar{x} \pm S_x$)
моторных ответов m. tibialis anterior**

Параметры	Транскраниальная магнитная стимуляция	Транслюмбальная магнитная стимуляция	Время центрального моторного проведения, мс
Латентный период, мс	* $29,1 \pm 0,6$ ** $27,4 \pm 1,5$	* $13,6 \pm 0,4$ ** $12,3 \pm 1,3$	* $15,5 \pm 0,4$ ** $15,0 \pm 1,5$
Амплитуда, мВ	* $1,4 \pm 0,6$ ** $2,0 \pm 0,9$	* $1,1 \pm 0,4$ —	

Примечание: * результаты собственных исследований ; ** литературные данные [16].

Указанные различия объясняются неодинаковым механизмом возникновения моторных ответов в результате применения различных способов стимуляции. При электрическом раздражении происходит избирательная и прямая стимуляция определенных нервов и последующая активизация иннервируемых ими мышц. ТМС оказывает первичное воздействие на нейроны моторной коры больших полушарий, от которых по пирамидным путям сигналы поступают к мотонейронам СМ, а затем к скелетным мышцам. При магнитной стимуляции происходит снижение эффекта синхронного возбуждения многих ДЕ одной мышцы вследствие временной диссоциации возбуждения по различным аксонам. Соответственно, амплитуда МО при ТМС оказывается ниже, чем амплитуда М-ответа при электростимуляции.

Вторым отличием ТМС являлся феномен “фасилитации”. Он заключался в том, что магнитная стимуляция на фоне умеренного мышечного напряжения (10–15% от максимального усилия) приводила к росту не только амплитуды МО, но и к снижению латентного периода (на 10–20%). В отличие от стимуляционной ЭМГ, при которой временные показатели М-ответа определялись скоростью проведения импульса по нерву, эффект фасилитации при ТМС, как указывалось выше, опосредован возбудимостью корковых нейронов.

В таблицах 3 и 4 представлены данные еще одного параметра – ВЦМП, который определяли как разность латентных периодов МО, зарегистрированных при транскраниальной и корешковой магнитной стимуляции. Данные таблиц показывают, что в норме время проведения импульса по нисходящим двигательным путям от коры головного мозга до шейных сегментов составляет $8,0 \pm 0,5$ мс, а время проведения от моторной области коры до поясничного утолщения СМ – $15,5 \pm 0,4$ мс. Если принять синаптическую задержку передачи импульса по нисходящим путям центральной нервной системы за 1,0 мс, то, зарегистрировав латентный период

МО, определив ВЦМП и измерив путь моторного проведения импульса, можно рассчитать число нейронов на изучаемом участке СМ. Суммарное время синаптических задержек будет вносить основной вклад в величину латентного периода вызванных ответов, учитывая высокую скорость (около 60–80 м/сек) распространения сигналов по миелинизированным отросткам нейронов пирамидного тракта [15].

Отдельного внимания заслуживает вопрос о соотношении величин амплитуд МО при транскраниальной и корешковой магнитной стимуляции. Данные литературы свидетельствуют об отсутствии единого мнения по этому вопросу [3, 16, 14]. В проведенных исследованиях у здоровых лиц были получены результаты, свидетельствующие о преобладании амплитуды МО при ТМС, что может объясняться как физиологическими механизмами воздействия магнитной стимуляции на биологические структуры, так и методическими особенностями процедуры в зависимости от вида используемого магнитного индуктора: типа “Coil” или “бабочки” (второе название – “восьмерка”). Как известно, “бабочка” оказывает эффект более точного приложения стимула по сравнению с широким воздействием магнитного поля круглой (“Coil”) катушки [8].

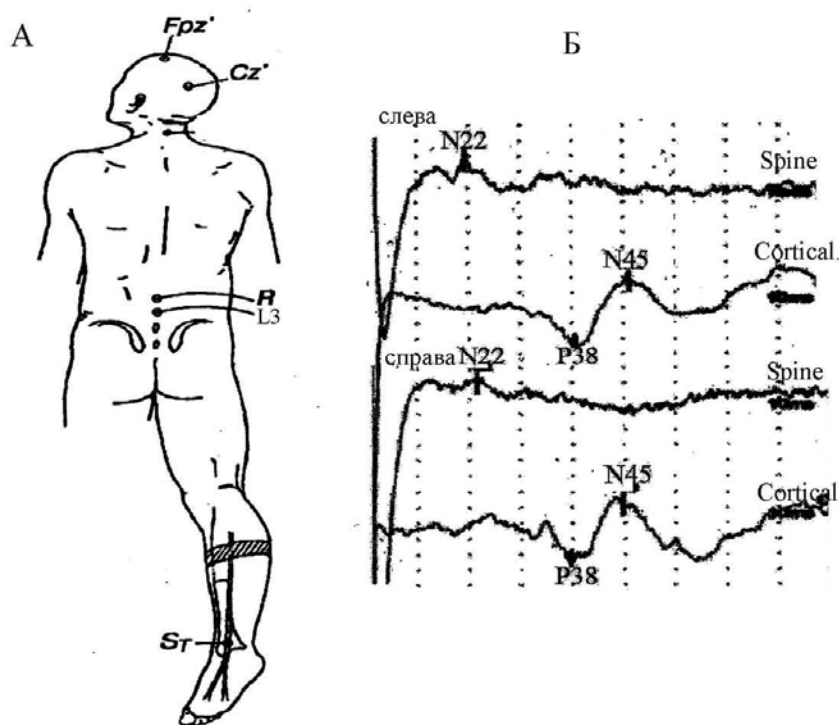


Рис. 3 Соматосенсорные вызванные потенциалы при стимуляции n. tibialis

А – схема расположения электродов: St – точка стимуляции n. tibialis; L3 – поясничный уровень регистрации спинального пика N22; R – референт; Cz' – Fpz (точки регистрации ССВП по международной системе “10–20%”) – корковый уровень регистрации;

Б – примеры спинальных (N22) и корковых ССВП (P38–N45), зарегистрированных при последовательной стимуляции n. tibialis на левой и правой нижних конечностях.

Тестирование проводимости восходящих путей СМ осуществляли по данным ССВП. На рисунке 3 представлена схема расположения электродов для регистрации ССВП при стимуляции n. tibialis.

Приведенные примеры ССВП-пиков, зарегистрированные у здорового испытуемого, характеризуются симметричным распределением показателей пиков на левой и правой сторонах. Средние значения параметров периферических, спинальных и корковых ССВП при стимуляции нервов верхних и нижних конечностей представлены в таблицах 5 и 6.

Таблица 5

Средние значения амплитуды и латентных периодов ($\bar{x} \pm S_x$) соматосенсорных вызванных потенциалов при стимуляции n. medianus

Параметры	Название ССВП-пиков				
	N ₉	N ₁₃	N ₂₀	P ₂₅	N ₁₃ -N ₂₀
Латентный период, мс	*9,6 ± 0,5	*13,1 ± 0,4	*18,9 ± 0,7	*22,2 ± 0,9	*5,8 ± 0,5
	**9,6 ± 0,7	**13,2 ± 0,8	**18,9 ± 1,0	** –	**5,8 ± 0,5
	***9,7 ± 0,2	***13,4 ± 0,2	***19,1 ± 0,2	***24,4 ± 0,8	***5,6 ± 0,5
Амплитуда, мкВ	*5,8 ± 2,2	*1,2 ± 0,4	*1,8 ± 0,5	*2,5 ± 0,7	
	**5,4 ± 2,5	**2,9 ± 1,3	**2,8 ± 1,6	** –	
	***2,9 ± 0,2	***1,7 ± 0,1	***2,8 ± 0,3	***2,7 ± 0,2	

Примечание: * результаты собственных исследований; **литературные данные [9];

*** литературные данные [16].

Таблица 6

Средние значения амплитуды и латентных периодов ($\bar{x} \pm S_x$) соматосенсорных вызванных потенциалов при стимуляции n. tibialis

Параметры	Название ССВП-пиков			
	N ₂₂	P ₃₈	N ₄₅	N ₂₂ -P ₃₈
Латентный период, мс	*21,5 ± 2,3	*38,5 ± 3,3	*46,5 ± 4,2	*16,8 ± 1,6
	**22,1 ± 2,2	**38,3 ± 3,3	**46,4 ± 3,2	**16,1 ± 1,5
	***22,2 ± 1,4	***37,2 ± 2,3	***45,2 ± 3,5	***16,1 ± 1,6
Амплитуда, мкВ	*0,7 ± 0,3	*2,8 ± 1,2	*2,7 ± 1,1	
	**1,1 ± 0,5	**2,4 ± 1,5	**2,3 ± 1,3	
	***1,1 ± 0,6	***2,4 ± 1,5	***2,3 ± 1,3	

Примечание: * результаты собственных исследований; **литературные данные [9];

*** литературные данные [16].

Амплитудный параметр ССВП по данным различных источников характеризовался умеренной вариативностью. Индивидуальные колебания не

превышали 5–10%. Относительные величины амплитуды ССВП на различных уровнях распределялись одинаковым образом: самая высокая амплитуда ССВП зарегистрирована на периферическом уровне – $5,8 \pm 2,2$ мкВ (N_9); самые низкие значения амплитуды ССВП выявлены для спинальных пиков – $1,2 \pm 0,4$ мкВ (N_{13}) и $0,7 \pm 0,3$ мкВ (N_{22}); амплитуда корковых пиков занимала среднее положение и определялась в пределах: $1,8 \pm 0,5$ мкВ (N_{20}) и $2,8 \pm 1,2$ мкВ (P_{38}).

Данные таблиц свидетельствуют об отсутствии значимых различий в величине латентных периодов ССВП, зарегистрированных в различных исследованиях. Возможность изучения ССВП-пиков на нескольких уровнях восходящих трактов СМ позволяет вычислять время распространения импульса на участках периферического и центрального проведения. Интервал (N_{13} – N_{20}) является показателем центрального афферентного проведения на пути от среднешейных сегментов СМ до первичной соматосенсорной коры ($5,8 \pm 0,5$ мс). Его вычисляли как разность латентных периодов N_{13} и N_{20} . При электрической стимуляции *n. tibialis* показателем времени центрального афферентного проведения СМ на участке от поясничного утолщения до первичной соматосенсорной коры головного мозга является интервал N_{22} – P_{38} ($16,8 \pm 1,6$ мс).

Возможность многоуровневой электрофизиологической регистрации ССВП и МО позволяет оценивать проводимость нервных путей СМ как на всем его протяжении, так и избирательно на различных участках. Стабильность электрофизиологических критериев ВП у различных испытуемых является основой для разработки нормативных показателей нервно-мышечной функции, которые имеют важное значение в клинической нейрофизиологии, спортивной медицине и физиологии движения.

Выводы

Таким образом, применение методов регистрации МО и ССВП позволяет реально оценивать функцию возбудимости и проводимости спинномозговых структур человека. По данным электрофизиологического исследования процессы генерации биоэлектрической активности в мышцах и нервных проводниках характеризуются сбалансированным взаимодействием восходящих и нисходящих потоков импульсации на сегментарных уровнях, стабильностью генерации и симметричным распределением в билатеральных биологических структурах. Полученные данные позволяют на новом нейрофизиологическом уровне обсуждать принцип функционального единства в деятельности центральных и периферических механизмов нервно-мышечной системы, обеспечивающих адекватные двигательные реакции в норме.

В плане практического применения полученных результатов в клинической нейрофизиологии целесообразной является рекомендация использования комплексного электрофизиологического исследования. Суммарная ЭМГ как интегральная характеристика функционального состояния нервно-мышечной системы позволяет объективно оценивать двигательную функцию мышц и косвенно судить о состоянии моторных центров спинного и головного мозга. Параметры Н- и М-ответов определяют проводимость

периферических нервных стволов и оценивают рефлекторную возбудимость мотонейронов СМ. Регистрация и анализ МО и ССВП дают информацию о состоянии проводимости СМ на уровне различных его сегментов, а также в передних и задних отделах. Комплексное использование указанных методик позволяет получать объективные и наиболее полные данные о функциональном состоянии центральных и периферических звеньев нервно-мышечной системы.

Литература

1. Бадалян, Л. О. Клиническая электронейромиография / Л. О. Бадалян, И. А. Скворцов. – М., 1986. – 367 с.
2. Беляев, В. И. Травма спинного мозга / В. И. Беляев. – М., 2001. – 239 с.
3. Моторные ответы при транскраниальной магнитной стимуляции и соматосенсорные вызванные потенциалы у больных с болевыми синдромами / Р. Ф. Гимранов, Г. А. Щекутьев, В. А. Шабалов [и др.] // Вопросы нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко. – 2001. – Т. 4. – С. 19–21.
4. Изменение моносинаптической рефлекторной возбудимости в период организации и выполнения произвольных двигательных ответов / Л. Герилковский, А. Гидиков, А. Косев [и др.] // Физиология человека. – 1982. – Т. 8, № 5. – С. 861–867.
5. Гехт, Б. М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б. М. Гехт. – Ленинград, 1990. – 229 с.
6. Гнездицкий, В. В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике / В. В. Гнездицкий. – М., 2003. – 246 с.
7. Козаров, Д. Двигательные единицы скелетных мышц человека / Д. Козаров, Ю. Т. Шапков. – Ленинград, 1983. – 260 с.
8. Николаев, С. Г. Практикум по клинической электромиографии / С. Г. Николаев. – Иваново, 2003. – 264 с.
9. Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике / под ред. В. В. Гнездицкого, А. М. Шамшиновой. – М., 2001. – 473 с.
10. Персон, Р. С. Спинальные механизмы управления мышечным сокращением / Р. С. Персон. – М., 1985. – 183 с.
11. Шеин, А. П. Проявление морфофункциональной специфичности мышц в спектральных оценках суммарной электромиографии / А. П. Шеин, Г. А. Криворучко, М. С. Сайфутдинов // Физиология человека. – 2005. – Т. 31, № 1. – С. 66–76.
12. Эльнер, А. М. Изменение контралатеральных влияний на фоне приема Эндрассика / А. М. Эльнер. // Физиология человека. – 1983. – № 2. – С. 337–340.
13. Юсевич, Ю. С. Электромиография тонуса скелетной мускулатуры человека в норме и патологии / Ю. С. Юсевич. – М., 1963. – 162 с.
14. Chang, C.-W. Measurement of Motor Conduction in the Thoracolumbar Cord / C.-W. Chang, S.-M. Lin // Spine. – 1996. – Vol. 21, N 4. – P. 485– 891.
15. Cusick, J. F. Monitoring of Cervical Spondylotic Myelopathy / J. F. Cusick // Spine. – 1988. – Vol. 13, N 7. – P. 877–880.

16. Liveson, J. A. Laboratory Reference for Clinical neurophysiology / J. A. Liveson, D. M. Ma. – New York, 1992. – 500 p.

17. Rose, L. Quantitative electromyographic using automatic analysis: studies in healthy subjects and patients with primary muscle disease / L. Rose, R. G. Willson // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr. – 1967. – Vol. 30. – P. 403–410.