

УДК 612.1:612

С.А. Мельник¹, Л.І. Руденська², Т.В. Галабурда³,

¹Луцький національний технічний університет

²Рівненська клінічна обласна лікарня

³ЗОШ №24 м. Луцька

ТЕХНІКА І МЕТОДИКА ЕЛЕКТРОНЕЙРОМІОГРАФІЇ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ПОЛІНЕЙРОПАТІЇ

При діагностиці функцій нервово-м'язового апарату велику роль відведено електрофізіологічним дослідженням, а саме електронейроміографії, для реєстрації та аналізу біоелектричних потенціалів м'язів і периферичних нервів.

В діагностиці ПНП велику роль відіграє електрофізіологічне дослідження, а саме електроміографія (ЕМГ), яка дозволяє підтвердити діагноз та слідкувати за динамікою захворювання [2,4,5].

Метод електронейроміографії дозволяє отримати об'єктивні характеристики функції нервово-м'язового апарату з урахуванням віку пацієнта, патогенезу і патоморфології захворювання.

Електронейроміографія (ЕНМГ) – метод діагностики, оснований на реєстрації і аналізі біоелектричних потенціалів м'язів і периферичних нервів. При цьому, в залежності від мети дослідження, оцінюється як спонтанна, так і викликана шляхом стимуляції активність нейромоторного апарату.

ЕНМГ в сукупності з кл обумовленого характеру порушення нічними даними дозволяє вирішити ряд діагностичних задач:

- виявлення локалізації та поширення ураження;

- визначення ступеня вираженості порушених функцій;
- виявлення стадії та характеру патологічного процесу;
- контроль динаміки порушених функцій;
- визначення співвідношення органічно та функціонально обумовленого характеру порушених функцій.

Фізіологічною основою ЕНМГ, як і багатьох інших методів функціональної діагностики, являється коливання електричного потенціалу біологічних мембран, в даному випадку – мембран м'язових волокон, аксонів, які входять в склад змішаних периферичних нервів, а також структур нервово-м'язового синапсу.

Головна перевага глобальної електроміографії в тому, що “глобальне” відведення дозволяє встановити інтерферовані потенціали багатьох м'язових волокон, координоване збудження яких під впливом центральних імпульсів і являється основою будь-яких рухових реакцій, які виникають в природних умовах. Крім того, при цьому способі відведення досліджуваний не відчуває неприємних больових впливів, які можуть змінити м'язову активність [3].

При високій чутливості електрокардіографічної апаратури на шкірними електродами можна виявити навіть низько амплітудні коливання потенціалу характерні для різних видів тонічних навантажень.

Комп'ютерні електронейроміографи, які використовуються останнім часом, мають ряд переваг при реєстрації, обробці, накопиченні сигналів. Сучасні електронейроміографи складаються з електродів, проводів сполучення, перед посилюючого блоку з аналого-цифровим перетворювачем, посилювачів, дисплею, комп'ютерного блоку і стимулятора [1].

В більш загальному вигляді електроди поділяються на реєструючі, стимуляційні і заземлюючі.

Реєструючі електроди призначені для реєстрації біопотенціалів. Вони можуть бути платинчастими (поверхневими або напшкірними), кільцевими та ін.

Комп'ютерний блок значно полегшує проведення дослідження та аналіз зареєстрованих сигналів. Комп'ютер електроміографа дозволяє керувати з однієї клавіатури рядом процесів: вибирати канал посилювача, встановлювати чутливість, гранично низькі та високі частоти каналів посилювача, перевіряти міжелектродний опір, подавати калібрувальний сигнал, накопичувати та обробляти сигнали, які реєструються, управляти стимулятором та друкуючим пристроєм. Оснащення електронейроміографа комп'ютером дозволило значно полегшити процес накопичення ЕНМГ –потенціалів та зберігати їх в оперативній пам'яті комп'ютера. Це значно скорочує час обстеження хворого, так як після закінчення обстеження пацієнта записані потенціали можна переглянути, вибрати необхідні й, після видалення непотрібної інформації, здійснити обробку результатів. Електроміографічні криві можна зберегти на жорсткому диску комп'ютера, тобто архівувати, і використовувати цю інформацію при динамічному спостереженні.

Електростимулятор дозволяє подразнювати нерви на протязі і реєструвати так звані викликані потенціали, тобто ті, які виникають штучно з досліджувальною метою.

Спостереження показали, що при високій чутливості апаратури в довільно розслаблених м'язах здорової людини майже завжди вдається вловити низько амплітудні часті коливання потенціалу.

Амплітуди цих коливань, як правило не перевищують 5-10 мкВ, можуть дещо відрізнятись в залежності від індивідуальної здатності досліджуваної здорової чи хворої

людини до розслаблення м'язів, від функціональних особливостей м'язу, а також від випадкових (тобто таких які не підлягають реєстрації) подразнень будь-яких рецепторних систем. Як і інші автори, ми спостерігали, що довільне розслаблення мускулатури в ряді випадків викликає значні труднощі навіть для здорових людей й для досягнення цього потрібне деяке тренування. В таких досліджуваних амплітуди коливання потенціалу в декілька разів перевищують середні показники, досягаючи 15-20 мкВ.

Слідвідмітити, що часто чіткі і характерні зміни біоелектричних процесів вловлюються й привідсутності клінічних симптомів [1].

Дослідження електричної активності вихідного тону “спокою” проводилось при додержанні двох основних умов: а) по можливості зменшувалась кількість подразнень різних рецепторів і головне пропріоцептор них приладів (лежаче положення, зручна поза, яка виключає розтягування м'язів і рефлекторні зміни їх тону); б) активна спроба досліджуваного максимально розслабити всі м'язи у відповідності з інструкцією.

Таким чином, створювались особливі умови: з однієї сторони, зменшувався приток до мотонейронів різних аферентних збуджуючих імпульсів, з іншої – посилювався прямий чи опосередкований вплив кори головного мозку та інших над сегментарних систем на рівень збудливості та розвитку збудження сегментарних рухових нейронів.

Однак в природних умовах забезпечити повне і контролюєме виключення притоку аферентних імпульсів від різноманітних рецепторів до рухових клітин спинного і головного мозку практично неможливо. Тому головним шляхом для досягнення м'язового спокою являються регуляторні (в особливості, гальмівні) впливи над сегментарних апаратів на мотонейрони.

Сааме наявність легкої тоничної напруги і відповідно слабких коливань потенціалу відрізняє спокій нормально інервованого периферичного нейромоторного апарату від “біоелектричного мовчання” атонічних, паралізованих м’язів і від кількісно і якісно змінених коливань м’язових потенціалів, характерних для різноманітних патологічних синдромів.

Таким чином, електроміографічний аналіз показує, що в організмі вихідного тону “спокою” велику роль відіграють кортикальні впливи й, що підтримання подібного стану потребує нормального функціонування та участі нервової системи як цілого.

Розвиток патологічного процесу в різноманітних ділянках центральних і периферичних сенсомоторних систем порушує регуляцію стану “спокою”. Зміни електричної активності, які спостерігаються в таких випадках, можуть бути пояснені патофізіологічними механізмами рухових порушень, характерних для того чи іншого патологічного синдрому [3].

а) загибель чи первинне пошкодження периферичного апарату (рухової клітини, аксона, м’язових волокон) приводить до втрати чи значного зниження збудливості утворюючих його структур. Електрографічним вираженням цього первинного пошкодження являється майже повне “біоелектричне мовчання”.

б) на ранніх стадіях первинного пошкодження сегментарних нейронів виникає підвищення їх збудливості. Внаслідок цього порогові величини аферентних імпульсів знижуються, і в таких ще не значно пошкоджених нейронах легше розвивається стан збудження. Клінічно воно проявляється підвищенням м’язового тону. Електрографічним вираженням такої підвищеної збудливості являються “спонтанно” виникаючі, характерні для фасцикуляцій коливання потенціалу, які нерідко

реєструються на початкових стадіях захворювання до того, як виявляються клінічні симптоми.

Поєднання вторинного (внаслідок порушення над сегментарної регуляції) і первинного (пов'язаного з ранньою стадією пошкодження) підвищення збудливості мотонейронів і являється причиною легко виникаючих спалахів збудження, які розвиваються у відповідь на багатослабких, в нормі підпорогових, аферентних подразнень.

Література:

1. Команцев В.Н., Заболотных В.А. Методические основы клинической электронейромиографии.Руков. для врачей. – Санкт-Петербург. – 2001. – 349с.
2. Смирнов В.М. Нейрофизиология и высшая нервная деятельность детей и подростков. – М., 2000. – 400с.
3. Юсевич Ю.С. Очерки по клинической электромиографии. – М.: Медицина, 1972. – С.41-44.
4. Finsterer J. EMG-interference pattern analysis // J. Electromyogr. Kinesiol. 2001. – V.11. – P.231.
5. Gee A.S., Jones R.S.J., Durgey P. On-line quantitative analysis of surface electromyography of the pelvic floor in patients with faecal incontinence // Brit. J. Surg. – 2000. – V.87. – P.814.