

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2

### ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАМИ

**Мета:** Ознайомитися з теоретичними основами електроміографії та фізіологією скелетно-м'язової системи; визначити зміни електричного потенціалу при різній м'язовій діяльності; визначити зміни м'язової сили при роботі скелетних м'язів при ізотонічному та ізометричному скороченні.

**Обладнання:** Головний модуль KL-720001, Модуль електроміограми KL-75002, натільні електроди, п'яти-провідниковий електродний кабель KL-79101, гантель вагою 5 кг, спиртові тампони, виводи електродів, DB9 кабель, BNC кабелі, RS-232 кабель, з'єднувальні кабелі, 10-мм перемички, конденсатор.

#### 2.1. Теоретичні відомості

##### 2.1.1. Основні поняття електроміографії

Електроміографія (ЕМГ) – метод електрофізіологічної діагностики ушкоджень нервово-м'язової системи, що полягає в реєстрації електричної активності (біопотоків, біопотенціалів) скелетних м'язів. Оскільки функціонування м'язів залежить від їх іннервації, електроміографія застосовується не тільки для виявлення патологічного процесу, що локалізуються в м'язах, але й для діагностики ушкоджень периферичних нервів та центральної нервової системи.

Електроміографічні дослідження дозволяють проводити діагностику ушкоджень нервової та м'язової систем (надсегментарних пірамідних і

екстрапірамідних структур, мотонейронів передніх рогів, спинномозкових корінців і нервів, нервовом'язового синапсу і, власне, інвертуючого м'язу), оцінювати тяжкість та стадію захворювання, а також ефективність застосовування терапії. Реєстрація зміни в часі різниці потенціалів проводиться за допомогою спеціального приладу – електроміографу.

Крива, що реєструє електричну активність м'язів, називається електроміограмою. Розрізняють **спонтанну** електроміограму, що відображає стан м'язів у спокої або при м'язовій напрузі (довільному або синергетичному), а також **свідому**, що обумовлена електричною стимуляцією безпосередньо м'язу або нерву.

### **2.1.2. Елементи фізіології нервово-м'язової системи**

Скелетні м'язи складаються з м'язових волокон (близько 300 млн), які є багатоядерними утвореннями. М'язові волокна містять наступні складові (рис.2.1): плазматичну мембрану (сарколема), від якої всередину відходять численні поперечні трубочки – Т-система; цитоплазму (саркоплазму), в якій знаходяться саркоплазматичний ретикулум – поздовжні трубочки і їх розширення – цистерни, ядра, міофібрили, мітохондрії та ін., а також численні органели; міофібрили – скорочувальний апарат м'язів (в одному волокні до 2000). У свою чергу кожна міофібрила складається в середньому з 2500 міофіламентів (протофібрил) двох типів: тонких ниток скорочувального білка актину (А) та товстих ниток скорочувального білка – міозину (М).

Дві або більше груп скелетних м'язів протидіють одна одній. Це означає, що при скороченні одних інші розтягуються. Розрізняють два типи скорочення м'яз:

- ізотонічне – волокна м'язів коротшають, а напруга не змінюється;

- ізометричне – кінці м'язів закріплені, вони не можуть скорочуватися, тому довжина волокна не змінюється, а напруга збільшується.

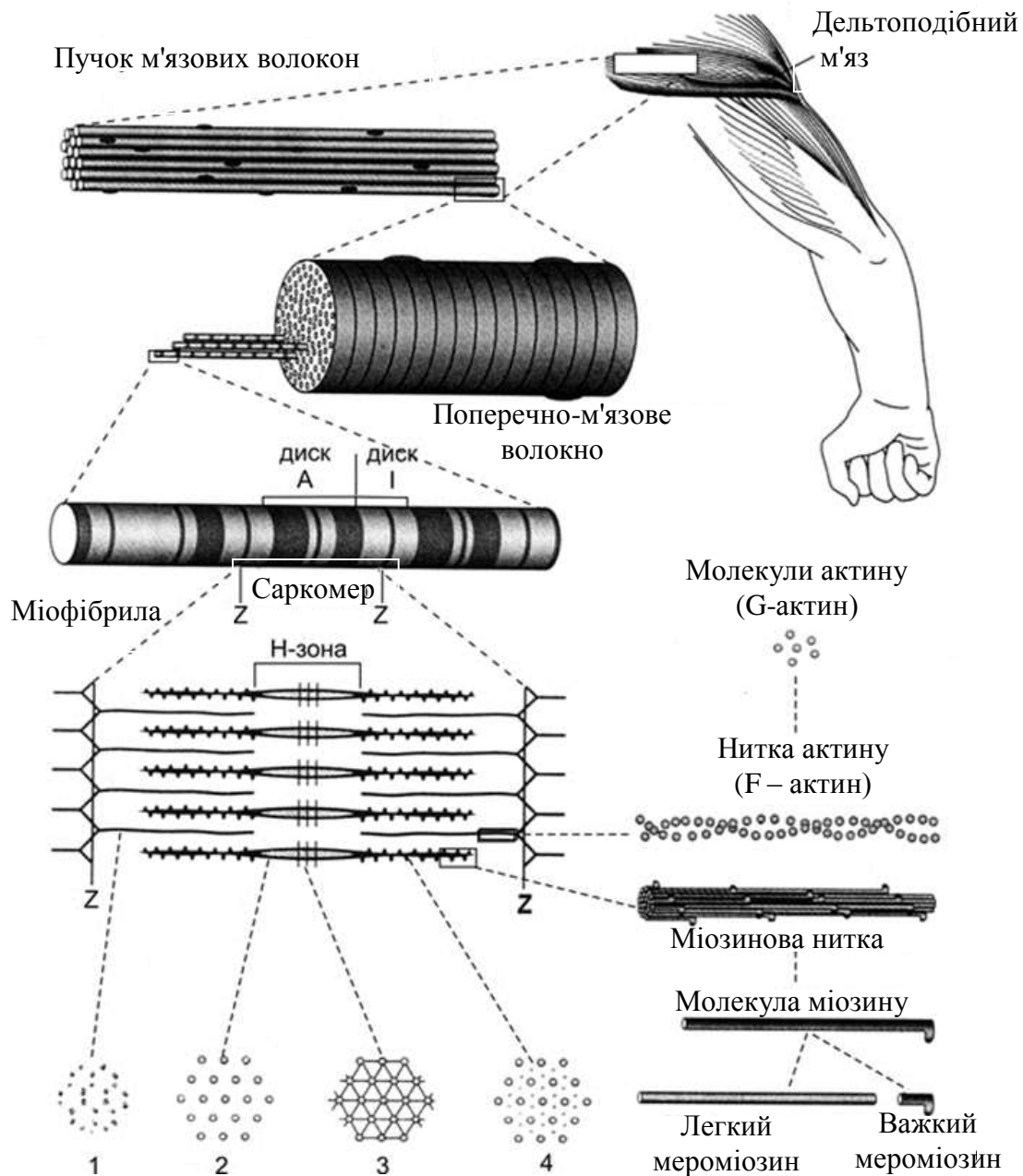


Рис. 2.1 Морфологічна організація скелетного м'язу.  
1, 2, 3, 4 - поперечні розрізи саркомеру

При проведенні імпульсу через нервово-м'язове з'єднання в м'язовій пластині виникає локальна деполяризація і потенціал дії (рис.2.2), що поширюється по мембрані міофібрили скелетного м'язу.

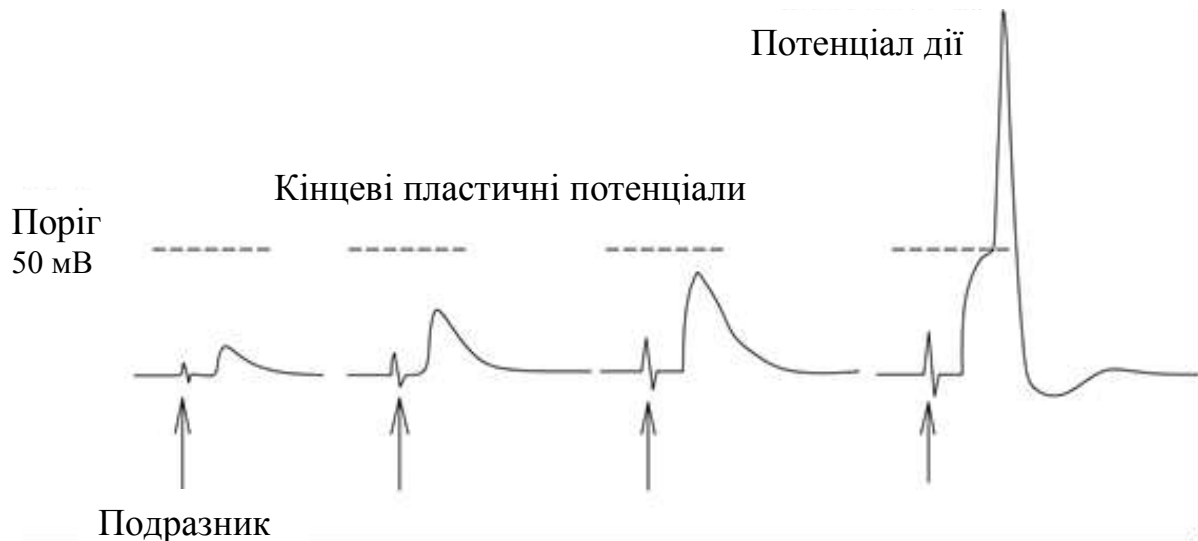


Рис. 2.2 Розвиток біопотенціалу дії в м'язовій пластині

Біопотенціал поширюється від рухомого нерву до м'язової тканини, керованої цим нервом. Це поширення викликає миттєвий ріст іонів кальцію всередині м'язової тканини і запускає молекулярний механізм, пов'язаний з скороченням м'яза. Тобто, електричні сигнали в м'язах при порушенні призводять до механічного скорочення м'язів, а тому має місце електромеханічне спряження цих процесів.

Основним компонентом скелетного м'язу є моторна клітина, яка може активуватися свідомо. Множина моторних клітин складає так звану м'язову тканину. При активації одиночної моторної клітини стимуляцією, спостерігається виникнення потенціалу з амплітудою 20-2000 мкВ, частотою порядку 6-30 Гц та інтервалом 3-10 мс. Таким чином, скорочення м'язової тканини призводить до сигналу напруги з великою амплітудою і високою частотою. Чим більше моторних клітин збуджується, тим більше м'язових тканин активується. Таким чином, кількість порушених моторних

клітин визначає величину м'язової активності.

Так само, як і ЕКГ, ЕМГ може бути записана з поверхні тіла за допомогою електродів. Свідома м'язова діяльність зазвичай генерує великі зміни в сигналах ЕМГ. На відміну від ЕКГ, сигнал ЕМГ формується нерівномірною формою хвилі. Коли м'яз знаходиться в стані ізотонічного скорочення, для підтримки постійної напруги споживається енергія і довжина м'яза змінюється. У цей час м'яз навантажений і повинен переміститися на певну відстань, щоб зробити корисну роботу. Коли м'яз знаходиться в умовах ізометричного скорочення, відбувається його вкорочення, що майже дорівнює довжині м'яза, але напруга сильно зростає. Хоча ізометричне скорочення не приводить до руху тіла, воно виразно споживає енергію, яка може перетворюватися в тепло і механічне напруження. Так як при ізометричному скороченні немає переміщення, реальна робота не виконується.

### 2.1.3. Поняття рухової одиниці м'язу

Нервово-м'язова система є функціонально тісно пов'язана комплексом скелетних м'язів і периферичних утворень нервової системи: мотонейронів і їх аксонів. Функціональним елементом системи є **рухова одиниця** (РО). Під руховою одиницею розуміють комплекс, що складається з рухової клітини, її аксона і групи м'язових волокон, що іннервуються цим аксоном (рис.2.3).

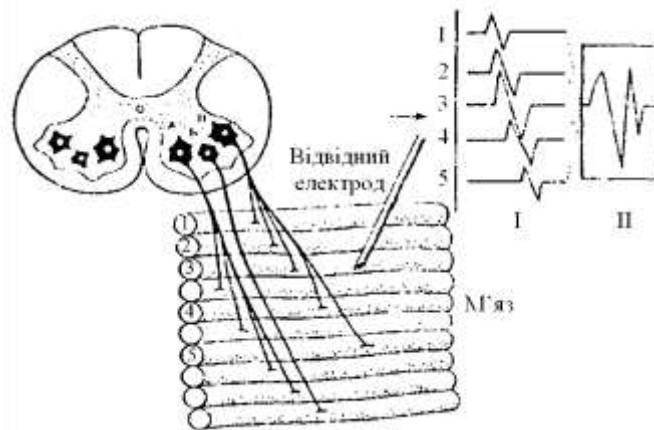


Рис. 2.3 Схеми рухової одиниці м'язу:

А, Б, В – мотонейрони передніх рогів спинного мозку;  
 1, 2, 3, 4, 5 – м'язові волокна та відповідні їм потенціали; I – потенціали окремих м'язових волокон; II – сумарний потенціал умовної рухової одиниці

Кожен мотонейрон пов'язаний з м'язовими волокнами таким чином, що територія рухової одиниці в просторі не ізолюється від сусідніх РО, а знаходиться в одному об'ємі з ними. Такий принцип розташування РО в м'язі, коли в будь-якій точці об'єму м'язу знаходяться м'язові волокна декількох РО, дозволяє м'язам скорочуватися плавно, а не ривками, що спостерігалося б при розмежуванні різних РО один від одного. РО містять різну кількість м'язових волокон: від 10-20 у малих м'язах, що виконують точні і тонкі рухи, і до декількох сотень у великих м'язах, що виконують грубі рухи і несуть антигравітаційне навантаження. До першої групи м'язів можна віднести зовнішні м'язи ока, до другої – м'язи стегна. Кількість м'язових волокон, що входять в РО, називають інерваційним числом. За функціональними властивостями РО бувають повільними та швидкими. Повільні рухові одиниці інервуються малими альфа-мотонейронами, є низькопороговими, невтомними та беруть участь у тонічних повільних рухах, забезпечуючи антигравітаційну функцію (підтримання пози). Швидкі РО – інервуються великими альфа-мотонейронами, є високопороговими, швидко втомлюються, беруть участь у швидких рухах.

## 2.2. Блок-схема вимірювального контуру експериментального модулю KL-75002

Сигнали ЕМГ є зміною біопотенціалу при активації м'язових тканин. Для зменшення перешкод від різних м'язових тканин важливо передбачити діяльність тільки однієї м'язової тканини та вибрати для експерименту певний рух. Даний експеримент базується на двоголовому скелетному м'язі (біцепсі), який відповідає за згинання плеча. Один електрод розташовується на двоголовому м'язі однієї руки для вимірювання ЕМГ, а опорна контрольна точка може бути вибрана довільно на іншій руці. Крім того, для виключення електричного шоку, викликаного витокком з джерела живлення або вимірювального інструмента, у схемі вимірювання ЕМГ необхідно передбачити розв'язуючий контур. На рис.2.4 показані основні блоки схеми, які використовуються для обробки сигналів ЕМГ.

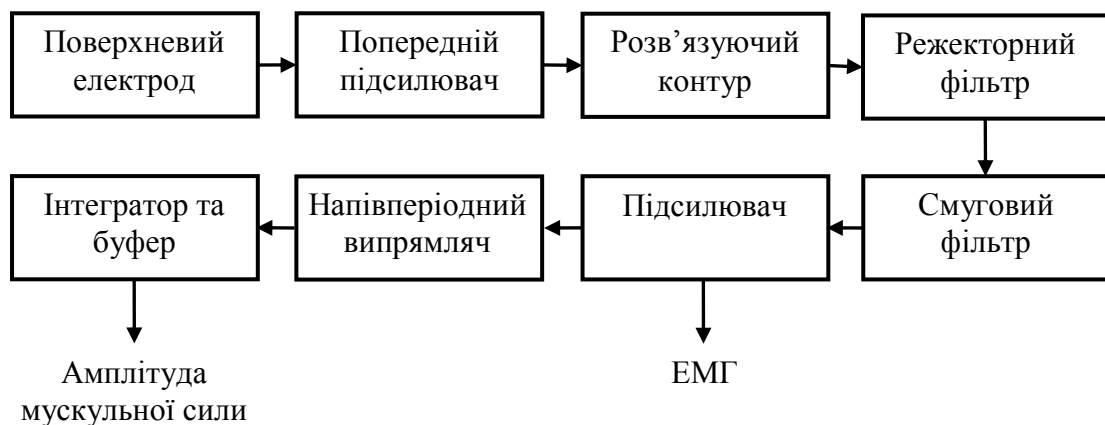


Рис. 2.4 Блок-схема вимірювального контуру модулю ЕМГ

Поверхневий електрод, розміщений на плечі, використовується для вимірювання слабких змін потенціалу в двоголовому скелетному м'язі. Вимірювальний підсилювач з коефіцієнтом підсилення 10 використовується як попередній підсилювач для отримання уніполярних сигналів ЕМГ. Розв'язуючий контур розділяє сигнал і джерело живлення.

Полоса пропускання смугового фільтру дорівнює 100 - 1000 Гц, а коефіцієнт підсилення підсилювача дорівнює 50 або 100. Після проходження через напівперіодний випрямляч сигнали об'єднуються для оцінки мускульної сили.

### 2.3. Порядок виконання лабораторної роботи

Увага! Перед проведенням лабораторної роботи студент повинен зняти з рук годинник і ювелірні прикраси, щоб виключити можливі завади.

1. Встановіть експериментальний модуль KL-75002 ЕМГ на головний модуль KL-72001 згідно п.п.1.2, лабораторної роботи 1.
2. На модулі ЕМГ KL-75002 встановіть перемички в положення 1, 2, 4 (лінійна частота = 60 Гц), 5, 6, 8 (підсилення **3100**), 9,10 і 11 (рис.2.5).

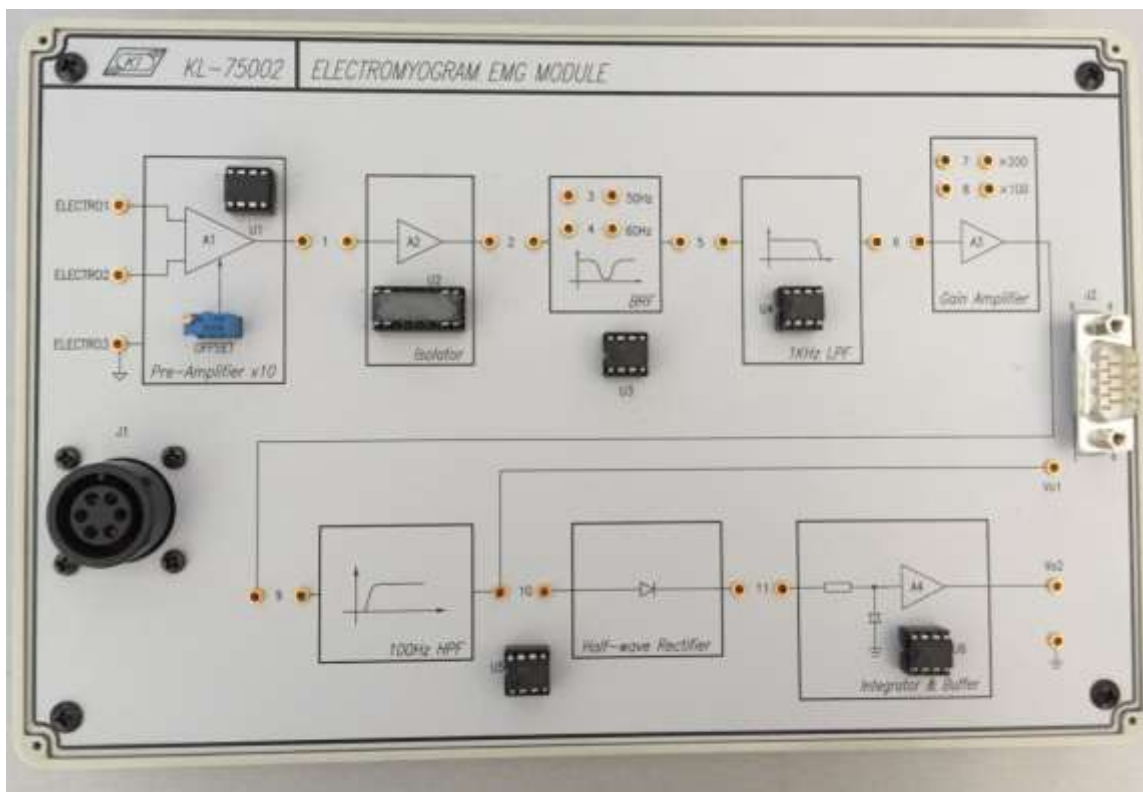


Рис. 2.5 Загальний вигляд модуля ЕМГ KL-75002



3. Підключіть електроди до вивідного кінця п'яти-провідникового електродного кабелю KL-79101 (рис.2.6).
4. Протріть шкіру на двоголовому м'язі правого плеча спиртовим тампоном, щоб знизити електричний опір та розташуйте два електроди, як показано на рис.2.6:

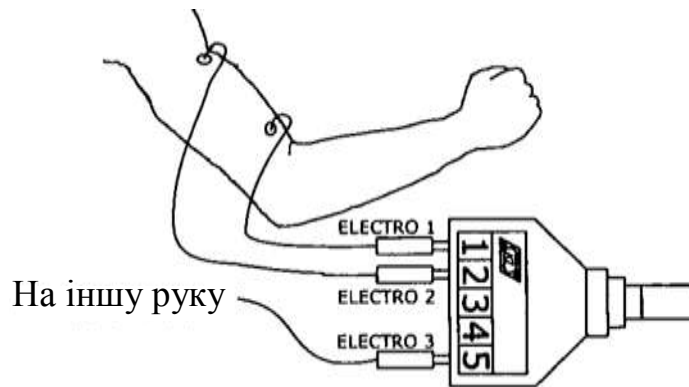


Рис. 2.6 Схема розміщення електродів

5. Протріть спиртовим тампоном шкіру лівого плеча, щоб знизити електричний опір шкіри. Розташуйте на ньому опорний електрод довільно.
6. Вимірювання ізометричного скорочення.
  - 6.1. Пацієнт повинен встати та природно розслабити праву руку (пальці повинні бути спрямовані вниз) і розгорнути кисть долонею вперед.
  - 6.2. Визначити чи стабільний сигнал CH2 на екрані. Якщо ні, це означає, що між електродом і шкірою присутній високий імпеданс.
  - 6.3. Налаштуйте регулятори VOLT/DIV і TIME/DIV для точного зчитування сигналу.
  - 6.4. Пацієнт повинен зігнути лікоть під кутом 90 градусів, а інший студент покласти 5-кг гантель в його руку (рука не повинна тремтіти).
  - 6.5. Зняти гантель через 2 секунди.

- 6.6. Запишіть форму сигналу.
7. Вимірювання ізотонічного скорочення.
  - 7.1. Виконайте пункти 6.1 – 6.3.
  - 7.2. Пацієнт самостійно бере гантель, потім згинає лікоть під кутом 90 градусів на дві секунди, розгинає та кладе гантель.
  - 7.3. Повторити п.7-2 три рази.
  - 7.4. Запишіть форму сигналу.
8. Вимірювання м'язової втоми.
  - 8.1. Виконайте пункти 6.1 – 6.3.
  - 8.2. Пацієнт самостійно бере гантель, потім згинає лікоть під кутом 90 градусів та тримає гантель, поки він не відчує втоми.
  - 8.3. Запишіть форму сигналу.
9. Перемістіть перемичку з положення 8 в положення 7. Це змінить коефіцієнт підсилення підсилювача з 100 до 200. Повторіть пункти 6 – 8 для оцінки впливу підсилювача на форму вихідного сигналу.
10. Вийдіть з «Системи Біомедичних Вимірювань KL-720».
11. Вимкніть живлення і відключіть систему.

#### **2.4. Вимоги до оформлення звіту**

1. Побудуйте графіки в програмному пакеті «Microsoft Excel» за отриманими результатами (6.6, 7.4, 8.3)
2. Зробіть оцінку графіків.
3. Зробіть висновки по роботі.

## 2.5. Контрольні запитання

1. Назвіть види скелетних м'язів та їх призначення.
2. Опишіть будову скелетних м'язів.
3. Як робота м'язів впливає на електричний сигнал?
4. Поняття рухової одиниці. Види рухових одиниць.
5. Опишіть блок-схему вимірювального контуру ЕМГ.
6. Намалюйте схему розташування електродів.
7. Опишіть порядок виконання роботи.