Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)
кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр
(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод та засіб реєстрації біопотенціалів для підвищення ефективності нейрофункціональних досліджень

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

(підпис) Гункевич М.І. (прізвище та ініціали)

Керівник (підпис) Дозорський В.Г. (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль (підпис) Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри (підпис) Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)

Рецензент (підпис) Дедів І.Ю. (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2024

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)
« » 2024 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Гункевич Марті Ігорівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод та засіб реєстрації біопотенціалів для підвищення ефективності нейрофункціональних досліджень

Керівник роботи Дозорський Василь Григорович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «_11_» __*листопада*____ 2024 року № 4/7-1082

2. Термін подання студентом завершеної роботи 11 грудня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)
1. Аналітична частина
2. Основна частина
3. Науково-дослідна частина
4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Окіпний І.Б., зав. каф. МТ		
	Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз завдання на кваліфікаційну роботу	06.09.2024	
2	Написання розділу 1	04.10.2024	
3	Написання розділу 2	21.10.2024	
4	Написання розділу 3	04.11.2024	
5	Написання розділу 4	18.11.2024	
6	Попередній захист	06.12.2024	
7	Захист	23.12.2024	

Студент _____ Гункевич Марта Ігорівна
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ Дозорський Василь Григорович
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Метод та засіб реєстрації біопотенціалів для підвищення ефективності нейрофункціональних досліджень // Кваліфікаційна робота магістра // Гункевич Марта Ігорівна // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2024 // с. - 69, рис. - 27, дод. - 1, бібл. - 30.

Ключові слова: БІОПОТЕНЦІАЛ, ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ, ШОЛОМ, ЕЛЕКТРОД

В роботі запропоновано метод та засіб реєстрації біопотенціалів для підвищення ефективності нейрофункціональних досліджень. Проаналізовано методи нейрофункціональних досліджень. Розглянуто особливості та методику проведення електроенцефалографічних досліджень, типи відведень електроенцефалограми, способи розміщення електродів. Також проаналізовано основні артефакти на електроенцефалограмі та причини їх появи. Проаналізовано типові структурні та функціональні елементи електроенцефалографа та їхні параметри і характеристики. Запропоновано варіант шолома для відбору ЕЕГ, активних сухих електродів та блока підсилення сигналів. Як прототип використано схемотехнічні рішення виконання енцефалографа Нейроком. Виготовлення пропонованого варіанта шолома та електродів передбачається методом 3D друку матеріалом ABS+.

ANNOTATION

Method and means of recording biopotentials to increase the efficiency of neurofunctional research // Master's qualification work // Gunkevych Marta // TNTU, FPT // Ternopil, 2024 // p. - 69, fig. - 27, appl. - 1, bibl. - 30.

Key words: BIOPOTENTIAL, ELECTROENCEPHALOGRAPHY, HELMET, ELECTRODE.

The paper proposes a method and means of registering biopotentials to increase the efficiency of neurofunctional studies. The methods of neurofunctional studies are analyzed. The features and methodology of conducting electroencephalographic studies, types of electroencephalogram leads, and methods of placing electrodes are considered. The main artifacts on the electroencephalogram and the reasons for their appearance are also analyzed. Typical structural and functional elements of the electroencephalograph and their parameters and characteristics are analyzed. A variant of a helmet for EEG sampling, active dry electrodes, and a signal amplification unit are proposed. The circuit solutions of the Neurocom encephalograph are used as a prototype. The proposed variant of the helmet and electrodes is expected to be 3D printed using ABS+ material.

ЗМІСТ

ВСТУП 8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА 10
1.1 Суть нейрофункціональних досліджень 10
1.2 Методика ЕЕГ досліджень 14
1.3 Техніка для проведення електроенцефалографічних досліджень 15
1.4 Особливості та можливості застосування електроенцефалографа Нейроком при проведенні нейрофункціональних досліджень 16
1.5 Основні технічні характеристики електроенцефалографів 26
1.6 Висновки до розділу 1 28
РОЗДІЛ 2. ЕЛЕМЕНТИ СИСТЕМ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ 29
2.1 Методики проведення ЕЕГ 29
2.2 Засоби реєстрації ЕЕГ 39
2.3 ЕЕГ-шолом 44
2.4 Висновки до розділу 2 47
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ТА ЗАСІБ ПРОВЕДЕННЯ НЕЙРОФУНКЦІОНАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ 48
3.1 Проектована система шолома для ЕЕГ досліджень 48
3.2 Пропонована конструкція електродів 50
3.3 Блок підсилення сигналів 53
3.4 Висновки до розділу 3 54
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ 56
4.1 Охорона праці 56
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях 58
4.3 Висновки до розділу 4 60
ВИСНОВКИ 61

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 63
ДОДАТКИ

ВСТУП

Актуальність роботи. Серед методів нейрофункціональних досліджень та діагностики метод електроенцефалографії (ЕЕГ) є найбільш складним в плані проведення та забезпечення однорідності статистичного матеріалу.

Застосування методу ЕЕГ дає можливість виявляти осередки патологічної активності, оцінювати функціональну роботу та навантаження на мозок, а також досліджувати та виявляти нейродегенеративні розлади головного мозку. Крім цього, ЕЕГ широко застосовується для реалізації технології інтерфейсу мозок-комп'ютер, а також дослідження нейрофідбека, який є окремим прикладом біологічного ЗЗ. Крім того, на сьогоднішній день активний розвиток отримали такі напрямки як нейрогеймінг, нейромаркетинг та інтегративне використання нейрогарнітур разом із технологіями віртуальної та доповненої реальності.

В ході проведених досліджень встановлено, що характеристики реєстрованих ЕЕГ (відповідно і результати їхнього опрацювання) визначаються умовами реєстрації, зокрема коректним накладанням електродів, опору між електродом і шкірою голови, їх локазізація на поверхні голови тощо. Встановлено, що відомі поширені сьогодні шоломи та ЕЕГелектроди мають багато недоліків. Зокрема у випадку використання шоломів із силіконових чи гумових трубок, до яких вручну кріпляться електроди, процес фіксації електродів є дуже тривалим, як і розміщення такої конструкції на голові пацієнта, а таких електродів може застосовуватись більше 16; також потрібно окремо контролювали лікарю якість накладання кожного окремого електрода, якість контакту з шкірою, наносити контактний гель тощо). У випадку ж використання силіконових чи гумових шапочок із вмонтованими електродами є некомфортним для пацієнтів при записі довготривалої ЕЕГ. Основним же недоліком електродів для відбору сигналів ЕЕГ є або необхідність використання спеціальних контактних гелів, або

змочування спеціальними розчинами контактної поверхні електродів або повне усунення волосся. Все це створює значний дискомфорт для пацієнтів.

Таким чином, актуальність роботи визначається необхідністю удосконалення існуючих або розроблення нових методів та засобів реєстрації ЕЕГ сигналів через наявність у існуючих і поширених на ринку медичної техніки систем значних недоліків.

Мета: розроблення методу та засобу реєстрації біопотенціалів для проведення електроенцефалографічних досліджень.

Задачі:

- аналіз методів нейрофункціональних досліджень;
- аналіз поширених методів та засобів реєстрації ЕЕГ;
- розроблення конструкції шолома для фіксації та позиціонування електродів
- розроблення конструкції сухих ЕЕГелектродів для розробленої конструкції шолома,
- вибір схемотехнічних рішень реалізації блоку підсилення сигналів.

Об’єкт дослідження: процес реєстрації ЕЕГ сигналів.

Предмет дослідження: метод та засіб реєстрації ЕЕГ сигналів

Наукова новизна: Розроблено конструкцію засобу відбору біосигналів для підвищення ефективноті нейрофункціональних досліджень.

РОЗДІЛ 1
АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Суть нейрофункціональних досліджень

Функціональна діагностика - це розділ медицини, що включає в себе множину діагностичних процедур, за допомогою яких лікарі функціональної діагностики здатні максимально точно оцінити функції різних систем організму пацієнта і підібрати найбільш правильне лікування.

Стосовно нейрофункціональних досліджень та діагностики, то сюди найчастіше відносять методи електроенцефалографії (ЕЕГ), егектроенцефалографічного відеомоніторингу, дослідження ВП мозку, методи електроміографії, електронейроміографії.

Електроенцефалографія – це функціональне дослідження головного мозку. Суть ЕЕГ ґрунтується на записі біоелектричних потенціалів нервових клітин. Тривалий запис ЕЕГ є більш інформативним, ніж звичайна рутинна ЕЕГ і як правило включає в себе, крім стану неспання, стан сну.

Обстеження абсолютно безпечне і безболісне. ЕЕГ призначається неврологом при різних захворюваннях мозку. Метод дозволяє визначити рівень порушення функціонування головного мозку, виявити наявність патологічної активності. Для цього використовується спеціальне обладнання – електроенцефалограф – та записуючі електроди, які встановлюються на проекцію головного мозку пацієнта.

Найчастіше зміни на ЕЕГ мають неспецефічний характер, але є низка стійких ЕЕГ патернів, характерних для епілептичних захворювань генетичної патології.

Рис. 1.1. Приклад проведення ЕЕГ дослідження

ЕЕГ відеомоніторинг – метод функціонального дослідження головного мозку. Це тривалий запис ЕЕГ синхронно з відеозображенням з метою диференціювання епілептичних та не епілептичних нападів. Дослідження триває від 2 до 24 години.

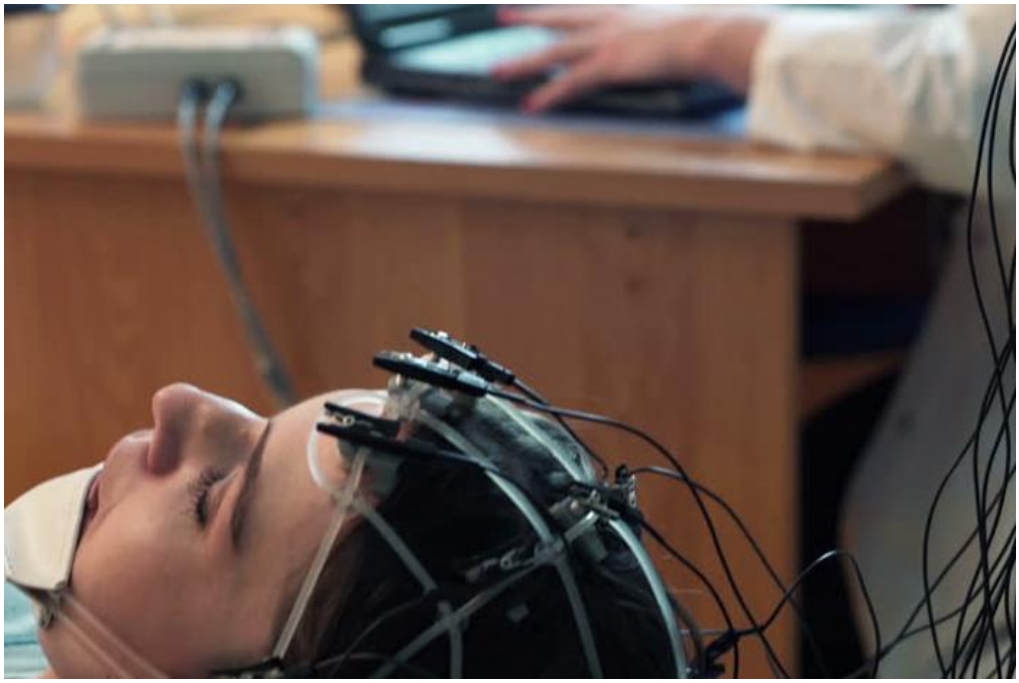


Рис. 1.2. ЕЕГ відеомоніторинг

Викликані потенціали (ВП) головного мозку. Цей прийом полягає у виділенні змін електричної активності мозку у відповідь на стимул. ВП допомагають виявити ранні неврологічні розлади та оцінити прогноз різних неврологічних захворювань.

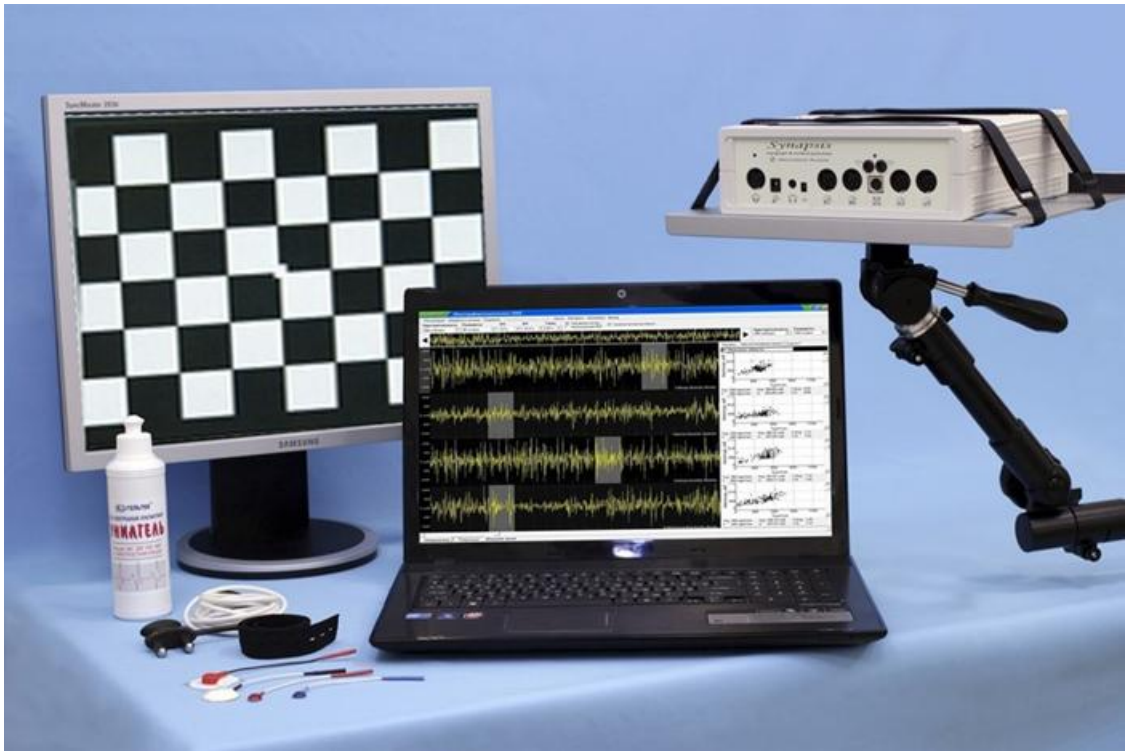


Рис. 1.3. Техніка реєстрації ВП мозку

ВП головного мозку - функціональний метод дослідження, придатний для визначення стану периферичних та центральних відділів сенсорних систем: слуху (слухові ВП), зору (зорові ВП), дотику (соматосенсорні ВП).

Електроміографія (ЕМГ) – це метод оцінювання активності м'язів та нервово-м'язової передачі. Інформація про активність м'язів та їх груп, отримана при проведенні ЕМГ, дозволяє судити про функціональний стан нерва, що іннервує дані м'язові волокна, та виявити рівень ураження ПНС.

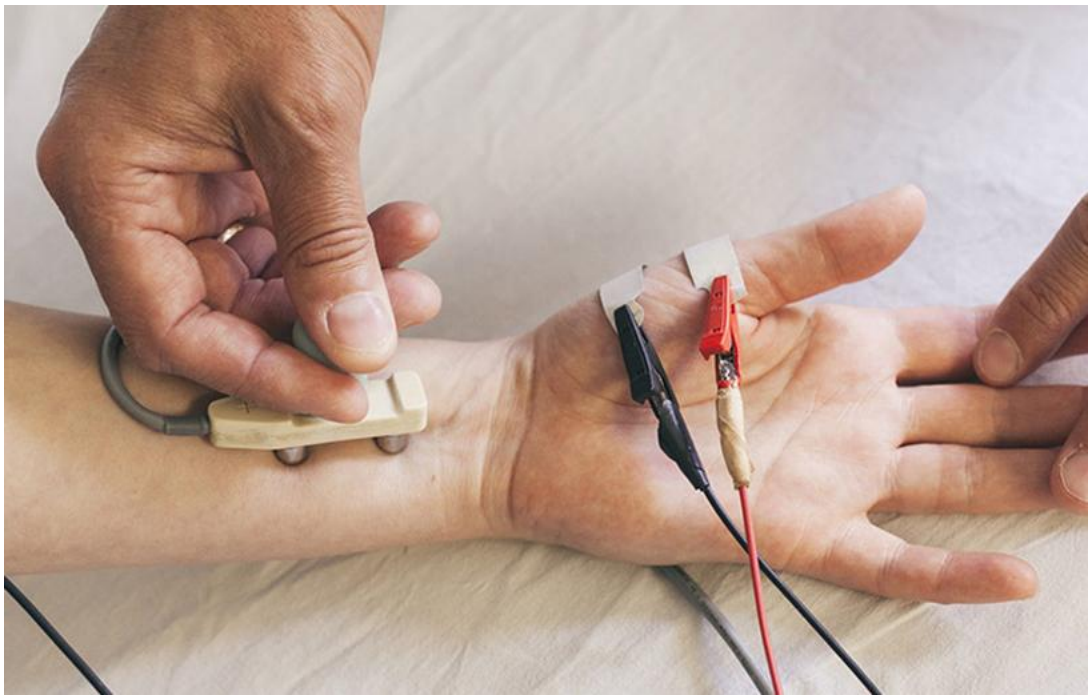


Рис. 1.4. Реєстрація ЕМГ

ЕМГ (електроміографія) – функціональний метод дослідження м'язів. Для обстеження використовуються поверхневі та голчасті одноразові електроди. Поверхневі ЕМГ електроди накладаються на шкіру на проекцію м'язів, голчастий електрод вводиться внутрішньом'язово в кілька точок. Голкова міографія разом із стимуляційною ЕНМГ є основним методом діагностики нервово-м'язових захворювань.

Електронейроміографія (ЕНМГ) – метод, заснований на електричній стимуляції нерва та реєстрації м'язової відповіді (стимуляційна електронейроміографія).

Рис. 1.5. Метод електронейроміографії

ЕНМГ (електронейроміографія) – метод функціонального дослідження ПНС. Дослідження проводиться за допомогою міографа із застосуванням стимулюючих та відвідних реєструючих електродів. Дослідження може викликати дискомфортні, болючі, але терпимі відчуття.

1.2 Методика ЕЕГ досліджень

Електроди, що відводять потенціали, можуть мати різну форму та розміри. У сучасній електроенцефалографії входи об'єднує комутатор електродів, підсилювач та аналого-цифровий перетворювач ЕЕГ. З входів перетворений сигнал ЕЕГ подають в комп'ютер, за допомогою якого проводять керування функціями приладу, реєстрацію та обробку ЕЕГ.

ЕЕГ реєструє різницю потенціалів пари точок. Тому на окремі канали електроенцефалографа подають напруги з двох електродів: одну на «вхід 1», іншу на «вхід 2» каналу підсилення. Багатоконтактний комутатор відведень ЕЕГ дозволяє комутувати електроди по кожному каналу в потрібній комбінації. Перед початком роботи дослідник набирає за допомогою

відповідних програм кілька схем відведень, які і використовують при аналізі отриманих записів. Для задання смуги пропускання підсилювача використовують аналогові і цифрові фільтри. Стандартна смуга пропускання при запису ЕЕГ - 0,5-70 Гц.

1.3 Техніка для проведення електроенцефалографічних досліджень

Розглянемо основні складові структурні та функціональні елементи електроенцефалографа, що є пристроєм для реєстрації біоелектричної активності мозку, яка відображає його функціональність. Аналіз активності мозку використовується для діагностики патологічної активності різного генезу: епілепсії, пухлини, наслідки черепно-мозкових травм, порушення мозкового кровообігу, набуті та вроджені аномалії будови головного мозку. Процедура запису біоелектричної активності називається електроенцефалографією (ЕЕГ), а отриманий запис – електроенцефалограмою. Вигляд типового електроенцефалографічного комплексу наведено на рис.1.6.

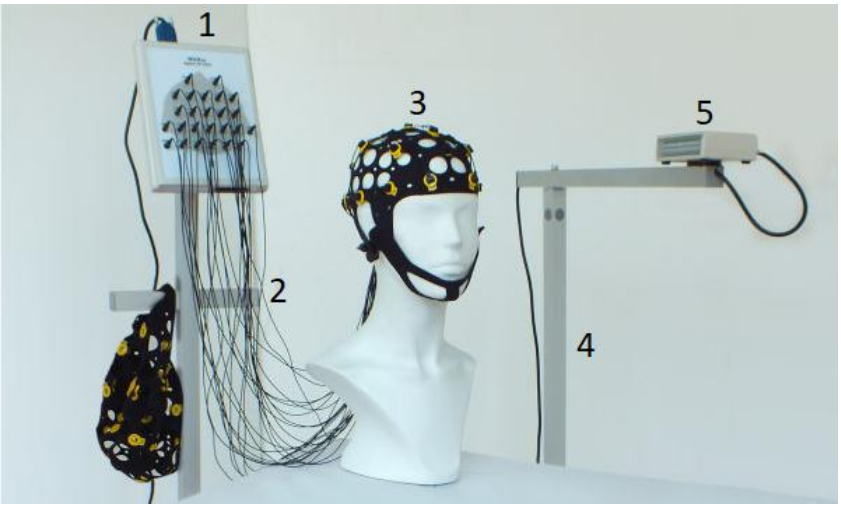


Рис. 1.6. Електроенцефалографічний комплекс: 1 – електроенцефалограф, 2 – проводи, що з'єднують електроди і блок електроенцефалографа, 3 – ЕЕГ шолом, 4 – стійка для фотостимулятора, 5 – фотостимулятор.

Електроенцефалографія виконується у кілька етапів: насамперед відбувається реєстрація електродами біопотенціалів головного мозку, далі біоелектрична активність підсилюється та фільтрується, після чого відбувається запис отриманих даних. Отримані дані надалі обробляються та аналізуються на комп'ютері.

Електроенцефалограф включає в себе ряд блоків. Розглянемо їх детальніше.

Комутаційний пристрій служить для підключення електродів з різних каналів до відповідних входів підсилювачів. До комутаційного пристрою належить панель із гніздами для підключення електродів.

Блок підсилення з фільтрами та калібрувальним пристроєм включає підсилювачі та вузькосмугові фільтри для виділення слабких сигналів ЕЕГ.

Електроди – датчики, за допомогою яких здійснюється відведення біоелектричної активності із різних областей поверхні голови. Розглянувши основні складові елементи електроенцефалографа необхідно визначити основні характеристики, яким повинні задовільняти ці елементи, та удосконалення яких становитиме суть дослідження.

1.4 Особливості та можливості застосування електроенцефалографа Нейроком при проведенні нейрофункціональних досліджень

Електроенцефалограф НЕЙРОКОМ використовується в процесі запису, ретельного аналізу і формування попередніх висновків щодо ЕЕГ та ВП. Може бути стаціонарний і портативний, який використовує портативний ноутбук.

НЕЙРОКОМ може містити 16 або 19 каналів.

Реєстрація ЕЕГ передбачає безперервний запис серії функціональних тестів (стандартних або попередньо розроблених спеціальних тестів) і спеціальних налаштувань пристрою для кожного тесту.

Налаштування обладнання складається з вибору системи потрібної реєстрації, встановлення необхідних значень чутливості/швидкості реєстрації каналів електроенцефалограми, відповідного періоду реєстрації для кожного зразка, типу та параметрів стимуляції, а також налаштування відповідних фільтрів.

Налаштування пристрою зазвичай стандартні, тому що метод дослідження є стандартним і всі налаштування можна зробити автоматично.

Кожна опція має власну назву (Specific Type of Study), і коли ви вибираєте певний тип дослідження, низка відповідних налаштувань для програми та обладнання виконується автоматично. Це відбувається через спеціалізоване вікно «Редактор досліджень».

При роботі з комплексами ви можете окремо редагувати всі наявні типи досліджень, створювати нові або вже використовувані системи деривації, будь-яку кількість зразків у дослідженні, усі налаштування чутливості/швидкості реєстрації для кожного зразка, а також створювати нові типи, використовуючи всі критерії файлів і шаблони звітів.

Згодом це дасть можливість повністю налаштувати комплекс відповідно до ваших потреб і продовжувати використовувати налаштування, файли правил і шаблони звітів, які є найбільш корисними для вас.

При розшифровці ЕЕГ певні зміни, викликані тими чи іншими причинами, можна трактувати як ознаки порушеної активності, якщо справжня причина їх виникнення невідома.

Щоб запобігти подібним помилкам, у програмі передбачено можливість встановлення різних типів маркерів під час реєстрації для вказівки на певні події. Їх видно при розшифровці ЕЕГ і враховуються при постановці висновків.

Певні типи маркерів відображаються в рядку стану, коли курсор знаходиться над маркером.

Якщо необхідно, після реєстрації зразка ви можете редагувати розміщені маркери, змінюючи їх часові позиції та типи.

Редагування здійснюється шляхом видалення попередньо встановлених маркерів і встановлення нових маркерів в необхідний час.

У програму «НЕВРОКОМ» введено алгоритми автоматизованого оброблення типових зразків електроенцефалографії та дослідження ВП.

При записі ВП для кожного ВП на екран виводиться поточна ЕЕГ для обраної системи індукції та маркера стимуляції, а також результати накопичення відгуків.

Накопичуйте відгук і коефіцієнти кореляції для стимуляції парними і непарними імпульсами.

Тип сукупних відведень ВП та ЕЕГ, які відображаються на екрані, на якому здійснюється відображення, можна змінити, активувавши відповідний пункт меню.

Хоча переходи від зразка до зразка проходять автоматично, ви можете будь-коли втрутитися, наприклад перезаписати зразки або змінити порядок реєстрації зразків.

Клініцисти зазвичай стикаються з такими видами артефактів на ЕЕГ:

• Фізіологічні артефакти, пов’язані з реєстрацією ЕКГ/імпульсних коливань, що є наслідком реєстрації електричних потенціалів, що є наслідком моргання або рухів очей, міоелектричних потенціалів під час напруги м’язів, а також спільних ефектів пульсації судин шкіри голови та зміни ЕМП поляризації шкіри.

Електроди - з'єднання

• Фізіологічні артефакти, синхронізовані із стимуляцією при використанні VP.

• Артефакти, спричинені промисловими ЕМП 50 (60) Гц.

Найбільш ефективним засобом боротьби з артефактами ЕМП є використання підсилювачів з високим коефіцієнтом придушення синфазної перешкоди і застосування програмних режекторних фільтрів.

В комплексі НЕЙРОКОМ ще більше підвищено коефіцієнт придушення синфазної перешкоди підсилювача, збільшено його вхідний опір для

синфазної складової, запобігаючи її перетворенню в диференціальну, розширено динамічний діапазон підсилювача, полегшуючи завдання подальшої фільтрації. Застосовано досконаліші програмні фільтри і введено ще один, принципово новий метод боротьби з подібною перешкодою - використання ICA технології.

Що стосується решти типів артефактів, то в попередніх версіях програми пропонується лише найпростіший спосіб їх усунення, що складається в вирізання часових інтервалів ЕЕГ, що містять артефакти, причому, і задача виявлення артефакту, і задача виділення відповідних часових ділянок запису, повністю покладалася на лікаря, і робити це потрібно було в реальному часі.

Недоліки цього методу очевидні:

• складність роботи в реальному часі, оскільки лікарю доводиться одночасно спостерігати і за пацієнтом і за реєстрованим сигналом, а додатково - ще й вирізати артефакти;

• складність розпізнавання неочевидних артефактів по "сирій" ЕЕГ;

• можливість отримання додаткових артефактів в точках стикування попередніх і наступних безартефактних ділянок;

• необхідність вирізання ділянок з цікавими ЕЕГ феноменами, якщо вони співпадали з артефактними ділянками;

• принципова неможливість відбудови від ОКГ артефактів, синхронних зі стимулами, при аналізі ВП.

У проблемі боротьби з артефактами існує два аспекти: розпізнавання артефакту і його режекція. Розглянемо другий аспект - режекція артефакту. Припустимо, що ми виділили часової ділянку з електродним артефактом, провели розкладання ЕЕГ сигналів на компоненти і виділили артефактні компоненти. Тепер проведемо зворотну операцію, композицію, тобто, складання всіх компонент (за винятком артефактної) з відповідними вагами і фазами, для утворення сигналів відведень з незалежних компонент. Оскільки артефактна компонента з композиції виключена, буде виключено і вплив джерела артефактів на сигнали ЕЕГ відведень. Як видно, в результаті

проведеної операції здійснюється виборча режекція артефакту із збереженням часового запису ділянки, із збереженням внеску генераторів ЕЕГ активності, за винятком артефактних. Тепер на аналізованій часовій ділянці вихідний сигнал можна замінити отриманою композицією, справити відповідну корекцію даних в Базі даних і усунений артефакт назавжди зникне із запису. Можна переходити до усунення наступного артефакту і т.д.

Методично, режекція фізіологічних артефактів в програмі НЕЙРОКОМ нічим не відрізняється від режекції електродних артефактів. Виділяється часова ділянка запису з підозрілим феноменом, виробляється розкладання даних на незалежні компоненти, при необхідності, будуються відповідні топографічні карти або проводиться локалізація джерел окремих компонент. Якщо компонента визнається артефактною, то проводиться композиція всіх компонент, за винятком артефактної, і результатами композиції замінюються вихідні ЕЕГ дані в Базі даних.

При реєстрації ВП інтерес представляють короткі епохи ЕЕГ сигналів, синхронні з моментами появи стимулів, які надалі когерентно накопичуються для підвищення співвідношення сигнал/шум. Під шумом в даному випадку розуміються не синхронізовані зі стимулами сигнали різних генераторів ЕЕГ активності і різні артефакти, в тому числі і артефакти моргання і руху очей.

Однак, когерентне накопичення принципово не може усунути складові окорухових артефактів, якщо вони виникають синхронно зі стимулами. Ці артефакти накладаються на істинні сигнали ВП і можуть привести до значного спотворення результатів аналізу. Зрозуміло, що, в особливості, ці спотворення будуть проявлятися у фронтальних і темпоральних відведеннях, електроди яких розташовані в безпосередній близькості від джерел даної завадної активності.

В програмі НЕЙРОКОМ для усунення впливу синхронних зі стимулами окорухових артефактів також використовується технологія ICA. Після попереднього усунення не синхронних зі стимулами артефактів, виробляється повторне когерентне накопичення сигналів ВП. Далі, отримані сигнали ВП

відведень розкладаються на незалежні компоненти з використанням технології ICA, і результуюча матриця ICA розкладання запам'ятовується програмою. За допомогою топографічних карт або томографа програми проводиться локалізація незалежних джерел отриманого ICA розкладання. Знаходяться джерела, просторове положення яких відповідає положенню артефактних джерел, наприклад, джерел окорухових артефактів, і виробляється композиція компонент, що залишилися. Оскільки композиція проводиться без артефактних компонент, в отриманих сигналах ВП відведень будуть відсутні викликані синхронними артефактами спотворення і отримані дані можна аналізувати вже стандартним способом, викликавши відповідне вікно обробки програми.

Методи опрацювання та візуалізації в комп’ютерному енцефалографі НЕЙРОКОМ.

Використання в програмі НЕЙРОКОМ технології розкладання ЕЕГ сигналів на незалежні компоненти дозволило отримати ряд принципово нових можливостей. Перш за все, всі перераховані вище типи карт тепер можна будувати для окремих компонентів ICA розкладання, тобто, для окремих джерел ЕЕГ активності, що значно спрощує подальшу локалізацію джерел. Це принципово нова інформація, яка не могла бути отримана безпосередньо з "сирої" ЕЕГ. Використання ICA технології значно підвищило достовірність побудови потенціальних карт і, крім того, дозволило здійснити побудову дипольних карт просторового розподілу електричної активності джерел ЕЕГ феноменів, карт, для яких необхідний облік розподілу фази сигналу джерела.

Для зручності роботи з даними типами карт, у програмі введені спеціальні вікна обробки - Ритмічна стимуляція і Гіпервентиляція, в яких графічно відображаються зміни параметрів в сигналах кожного відведення, дозволяючи вибрати частоту стимуляції або необхідний часовий інтервал запису для подальшої побудови карт.

При дослідженні викликаних потенціалів, будь-які, розглянуті вище типи карт, можуть бути тепер побудовані для сигналів ВП або вказаних користувачем компонент ICA розкладання сигналів ВП.

У програмі передбачена можливість побудови серій потужнісних або потенціальних карт на будь-яких, вказаних користувачем часових інтервалах, і з довільною кількістю карт в серії (за бажанням користувача). Зазначена кількість карт в серії, в поєднанні з тривалістю часового інтервалу визначить часовий крок побудови карт. Для потенціальних карт передбачена можливість побудови серії для довільних часових моментів, заданих користувачем за допомогою відповідних часових маркерів.

Незважаючи на велику кількість можливих варіантів типів карт і їх комбінацій в серіях, будь-які карти можуть бути роздруковані з використанням кольорових або чорно-білих принтерів.

Розкладання на незалежні компоненти - принципово нове, порівняно з попередніми версіями програми, рішення, що знайшло найширше застосування в усіх найбільш значних розділах програми - розпізнавання і корекція артефактів, топографічне картування, дослідження ВП, просторова локалізація джерел ЕЕГ активності.

ICA технологія, була запропонована і розвинена (Bell, Sejnowski, 1995; Cardoso, Laheld, 1996; Lee, Girolami, 1999) як метод вирішення задачі Blind Source Separation (BSS), тобто "сліпого" поділу джерел сигналів. Прикметник "сліпого" підкреслює той факт, що сигнали самих джерел не спостерігаються, і що немає ніякої апріорної інформації про закони змішування сигналів джерел в реально спостережуваних сигналах, крім того, що реально спостережувані сигнали є лінійною сумішшю сигналів джерел, а самі джерела - незалежні.

Ключове припущення, що використовується для вирішення завдання - статистична незалежність сигналів джерел. Звертаємо увагу, що в широко використовуваному методі PCA (Principal Component Analysis, Berg and Scherg, 1991) висувалася вимога некорельованості сигналів джерел, тобто технологія ICA базується на більш суворому критерії - статистична

незалежність, що вимагає, щоб усі, другого і більш високого порядку статистичні моменти розподілу, дорівнювали нулю.

Коректне використання ICA технології для розділення ЕЕГ сигналів вимагає виконання двох умов:

• ЕЕГ дані, що реєструються поверхневими скальповими електродами, - є лінійна суміш сигналів незалежних, просторово фіксованих, розділених або перекриваючихся джерел, кількість яких не перевищує кількості використовуваних відведень;

• часові затримки, що виникають при поширенні сигналів в обсязі мозку, малі.

Ці умови цілком прийнятні, хоча слід чітко уявляти, що вони можуть служити джерелом і деяких обмежень:

• оскільки реальна кількість незалежних джерел ЕЕГ активності в кожному конкретному випадку невідома, може скластися ситуація, коли їх кількість буде більше, ніж кількість використовуваних відведень;

• вимога статистичної незалежності сигналів джерел не може бути задоволена, якщо обсяг даних недостатньо великий, тобто, якщо аналізований часовий інтервал недостатньо тривалий, або, якщо протягом деяких часових проміжків топографічний розподіл активності джерел в наявних вихідних даних завжди представлено незмінною відносною активністю якої-небудь групи джерел. В останньому випадку ICA може виділити компонент, що описує їх спільну активність, плюс окремі компоненти, що описують їх активність у період соло-активності;

• очевидно, при досить тривалих аналізованих часових інтервалах вимога просторової фіксованості стану джерел ЕЕГ активності реально може не виконуватися.

Цікавою особливістю ICA технології є те, що її з успіхом можна застосовувати і для фільтрації, тобто, для виділення сигналів, і для режекції, тобто, для придушення, артефактних складових, що заважають. Тому ЕЕГ

феноменом, що цікавить, може бути як дійсно цікавий для нас феномен, так і артефакт, який ми хочемо виділити для подальшої його режекції.

Отже, ICA технологія дозволяє вирішити завдання розкладання ЕЕГ сигналів на складові окремих, незалежних джерел електричної активності - електричної активності мозку, активності джерел фізіологічних артефактів, джерел електродних артефактів, що відкриває прекрасні можливості подальшої роботи з ними, пов'язані з їх виділенням, придушенням, топографічним картуванням , просторовою локалізацією і т.д.

Ще одна цікава область обробки ЕЕГ даних - томографія, або просторова локалізація джерел ЕЕГ активності. Тут, як правило, виникають особливі складності, через неможливість реєстрації неспотвореної ЕЕГ (проблема референтрого електрода) і неоднозначністю рішення "оберненої задачі ЕЕГ.

Коли певна область мозкової тканини активізується яким-небудь синхронізуючим впливом, окремі нейрони об'єднуються в більші чи менші синхронізовані групи, які починають працювати як би в резонансному режимі. У даній області починають генеруватися досить великі екстраклітинні струми, що протікають в обсязі мозку і створюють деяку різницю потенціалів на поверхні скальпа (рис.1.7).

Подібна область активності мозку може моделюватися деяким струмовим диполем, здатним створювати струми, аналогічні реально протікаючим струмам, а, значить, створювати розподіл потенціалів на поверхні скальпа, аналогічно реально існуючому розподілу.

Якщо нам відомі положення і орієнтація подібного диполя і є адекватна модель середовища поширення струмів, то ми можемо розрахувати розподіл потенціалів на поверхні скальпа. Як відомо, подібна задача отримала назву "прямої задачі".

Навпаки, якщо ми знаємо розподіл потенціалів тільки на поверхні скальпа, ми можемо спробувати відшукати положення й орієнтацію диполя - джерела струму. Ця задача називається "зворотною".

"Зворотнє" завдання, як правило, виявляється куди більш складним і, звичайно, не має єдиного рішення. Необхідна додаткова інформація, яка в деяких випадках і дозволяє прийти до істинного рішенням.

Проблема локалізації джерел активності за даними розподілу потенціалів на поверхні скальпа, як правило, зводиться до оцінки найбільш ймовірного положення та орієнтації дипольних джерел, і може бути досить успішно вирішена для єдиного джерела активності, або джерела, потужність якого істотно вище потужності інших наявних джерел. Саме так вирішувалося завдання локалізації джерела активності в попередній версії програми і так вона вирішується в більшості існуючих сьогодні комп'ютерних комплексів.

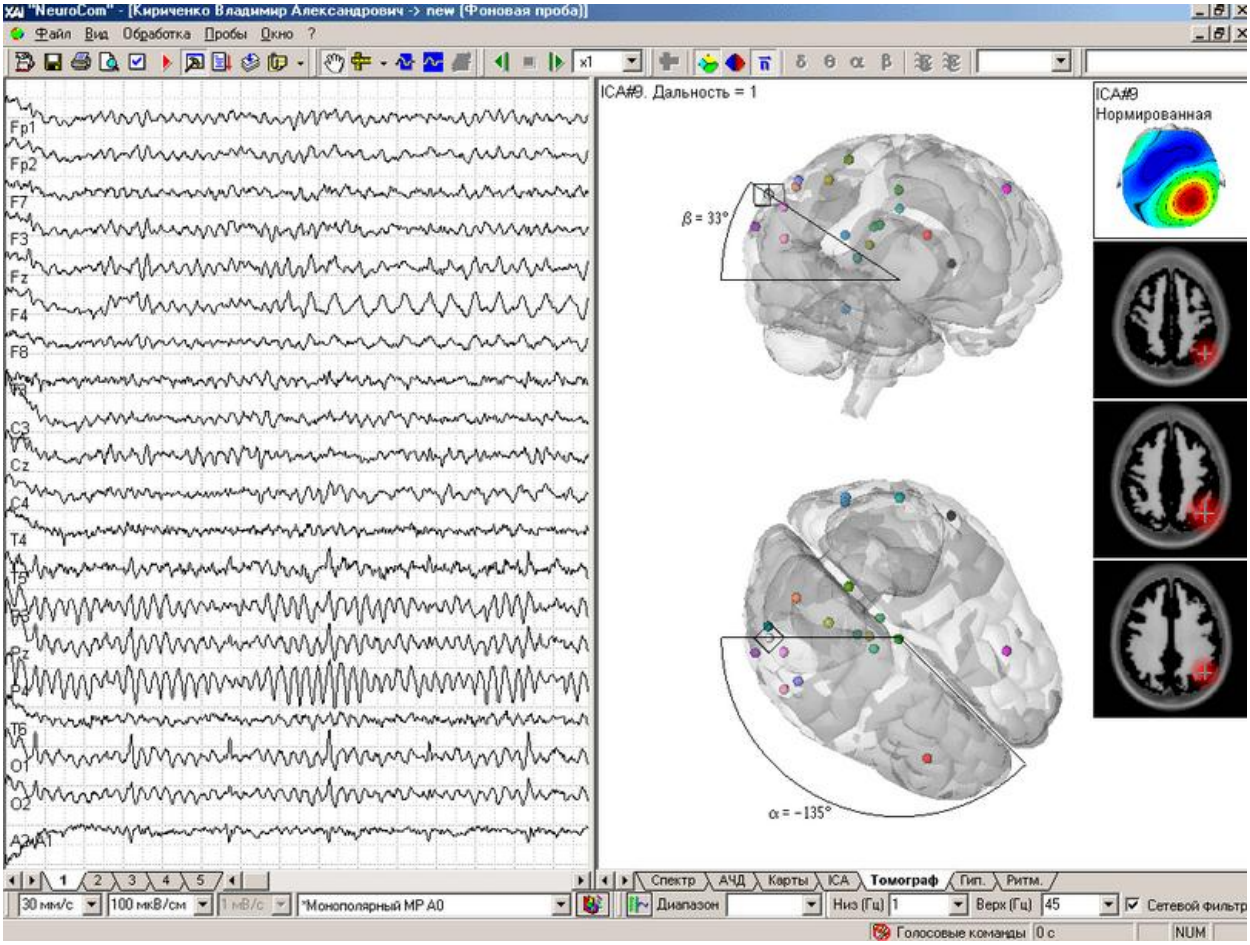


Рис. 1.7. Локалізації джерел активності за даними розподілу потенціалів на поверхні скальпа при томографічних дослідженнях

Якщо ж існує кілька порівнянних по потужності джерел, що генерують електричну активність одночасно, результуючий розподіл потенціалів стає занадто складним, і може створюватися безліччю можливих комбінацій розташування джерел. В даному випадку завдання локалізації джерел активності стає нерозв'язним.

Зауважимо, однак, що кожним електродом реєструється суміш змінних в часі активностей кожного джерела, і, якщо ми досягнемо успіху в поділі сигналів джерел, то проблема локалізації багатьох джерел може бути зведена до проблеми локалізації одного джерела і може бути вирішена. Абсолютно ясно, що проблема локалізації багатьох джерел активності зв'язана з проблемою розділення сигналів джерел і технологія ICA і в цьому випадку виявляється надзвичайно корисною.

1.5 Основні технічні характеристики електроенцефалографів

Розглянемо типові характеристики електроенцефалографа, яким він повинен задовольняти. Насам перед важливим є значення частоти дискретизації, оскільки від її значення залежатиме можливий діапазон частот, які підлягатимуть аналізу, а також похибка вимірювання. Як правило, в сучасних електроенцефалографах значення частоти дискретизації становить не менше 250 Гц.

Також важливим є дозвіл АЦП, який визначається розрядністю останнього.

Смуга пропускання - це ефективна смуга частот, яку електроенцефалограф може виміряти відповідно до частоти дискретизації та внутрішніх фільтрів підсилювача. Основна частина біоелектричної активності мозку знаходяться в діапазоні (0,5-80) Гц.

Коефіцієнт придушення синфазного сигналу - це здатність підсилювача усувати синфазний сигнал. Чим вище це значення, тим краще характеристики підсилювача.

Вхідний опір підсилювача (імпеданс підсилювача) є опором першого каскаду підсилювача. Вхідний опір підсилювача має фіксоване значення, зазвичай, у мегомному діапазоні або вище. Вхідний імпеданс підсилювача повинен бути якомога вищим (приблизно в 100 разів більше імпедансу електрода), щоб уникнути ослаблення амплітуди сигналу.

Вхідний опір електрода (імпеданс електрода) визначається імпедансом переходу електрод/шкіра. Визначається властивостями шкіри, які можуть значно варіюватися у різних людей, а також різниться залежно від розташування електродів, залежно від відділу голови (лобова, тім'яна, потилична та скроневі частки), товщини шкіри, різного шару мертвих клітин шкіри та кількості сальних залоз, що безпосередньо впливає на вхідний опір електрода. Чим менший імпеданс електрода, тим краще для дослідження.

Фільтрування сигналу - включає фільтри високих (ФВЧ) і низьких (ФНЧ) частот, що визначають смугу пропускання, і режекторний фільтр, який здатний вибірково зменшувати сигнал у вузькому частотному діапазоні. Також існує програмна фільтрація сигналу, яка за допомогою використання спеціального програмного забезпечення дозволяє усувати перешкоди, створювані рухом пацієнта або артефакти, викликані м'язовою активністю пацієнта, наприклад, міографічні артефакти, викликані морганням.

Кількість каналів - визначає можливу кількість електродів, що підключаються. Від кількості електродів залежатиме якість ЕЕГ. Як правило, для клінічних досліджень використовують схему розміщення «10-20%», яка, як правило, вимагає 16 і більше електродів. Для проведення наукових досліджень може використовуватися схема розміщення «10-10%», кількість електродів в якій може перевищувати 100 електродів і обмежена лише особливостями дослідження.

1.6 Висновки до розділу 1

Розглянуто методи нейрофункціональних досліджень та діагностики, зокрема електроенцефалографії, егектроенцефалографічного відеомоніторингу, дослідження ВП мозку, методи електроміографії, електронейроміографії. Показано, що найбільш складним в плані проведення та забезпечення однорідності статистичного матеріалу є метод електроенцефалографічного дослідження.

Розглянуто особливості та методику проведення електроенцефалографічних досліджень, типи відведень електроенцефалограми, способи розміщення електродів.

Також проаналізовано основні артефакти на електроенцефалограмі та причини їх появи. Встановлено, що найбільший вплив на кінцеві сигнали вносять електродні артефакти, сторонні електричні перешкоди та артефакти руху. Усі вони є результатом недосконалості як методів так і засобів реєстрації ЕЕГ. Тому важливим і актуальним завданням є удосконалення ісуючих чи розробка нової системи реєстрації ЕЕГ.

Розглянуто типові структурні та функціональні елементи електроенцефалографа та їхні параметри і характеристики. В оптимальному випадку такі модулі, як комутаційний пристрій, блок підсилення з фільтрами високої та низької частоти та калібрувальний пристрій мають бути конструктивно реалізовані у вигляді єдиного блока підсилення сигналів та за можливості розміщуватись максимально близько до електродів відведень. При цьому, якщо такі параметри та характеристики, як значення частоти дискретизації, дозвіл АЦП та смуга пропускання можуть бути оптимально визначені, то такі параметри, як коефіцієнт подавлення синфазного сигналу, вхідний опір підсилювача, вхідний опір електрода та кількість каналів можуть бути покращені шляхом використання або нових конструктивних рішень або схемо-технічних рішень.

РОЗДІЛ 2
ЕЛЕМЕНТИ СИСТЕМ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

2.1 Методики проведення ЕЕГ

Типи електродів, їх установка, кріплення, перевірка якості контакту. Біоелектричні потенціали відводять за допомогою електродів. Вони здійснюють контакт з поверхнею шкіри або іншої тканини, утворюють замкнене електричне коло, в якому проводиться вимірювання коливань біопотенціалів. Розроблено багато варіантів електродів, різних щодо форми та методу кріплння. Залежно від цього розрізняють: 1) контактні електроди, що застосовуються для відведення біопотенціалів з кори через поверхню шкіри голови; 2) клеєні електроди, що використовуються для цієї ж мети; 3) базальні електроди, що використовуються для відведення біопотенціалів від базальних структур мозку через покриви задньої стінки носоглотки і сфеноїдальної кістки основи черепа; 4) голчасті електроди, які вколюють в окістя і використовують зазвичай при реєстрації біопотенціалів в анестезіологічній практиці; 5) піали електроди, що використовуються для відведення потенціалів кори при розкритому черепі; 6) індиферентні електроди, що приєднуються до мочки вуха, перенісся або інших тканин з «нульовим» потенціалом; 7) багатоелектродні голки для вколювання в тканину мозку і відведення потенціалів безпосередньо від різних глибинних структур мозку.

Найбільш зручними є електроди-містки (рис. 2.1), що дозволяють швидко підготувати пацієнта до дослідження. Контакт з покривами голови здійснюється через кулясте потовщення електрода. Кріплення таких електродів проводиться за допомогою спеціальних шоломів-сіток. Зазвичай вони виготовляються з еластичних гумових тяжів, скріплених пластмасовими дисками і навушними секторами і має регульований натяг. Електроди-містки

підсуваються під ці тяжі, і кулястий кінець їх встановлюється у відповідній точці на голові. За допомогою шолома кріпляться також інші електроди - типу металевих (срібних або олов'яних) чашечок, які заповнюються спеціальною пастою. Необхідними при дослідженні ЕЕГ у людини є також «вушні» - індиферентні електроди, що представляють собою прищіпки або кліпси. Електроди повинні прилягати щільно до мочки вуха. Приклеювані електроди володіють тією перевагою, що вони щільно фіксуються на голові і тим самим виключають можливість появи артефактів у записі, що викликаються рухами випробовуваного, а також тим, що не вимагають спеціального шолома, який викликає при тривалому записі неприємних відчуттів здавлення голови. Конструктивно приклеювані електроди виготовляються у вигляді посріблених дисків, контакт здійснюється за допомогою пасти. Ці електроди приклеюються до поверхні голови за допомогою спеціальної клейкої речовини, яка додається в пасту.

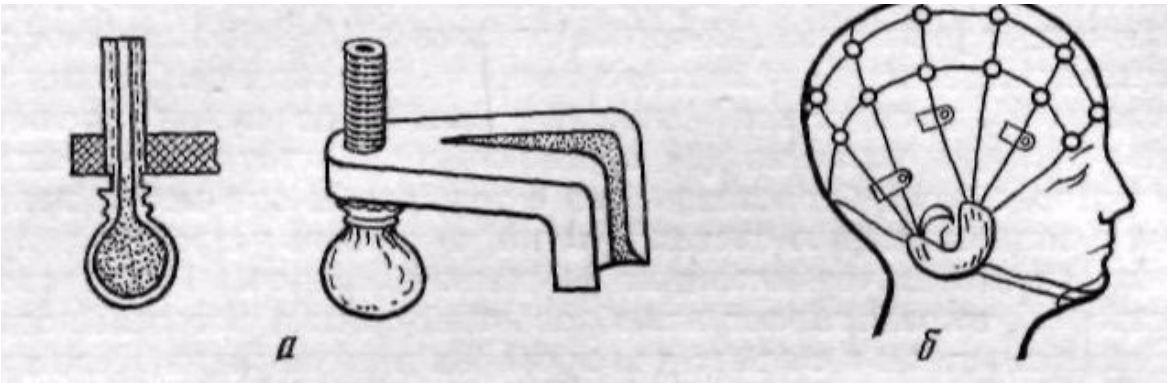


Рис. 2.1. Електрод-місток (а) і його кріплення за допомогою шолома-сітки (б).

Перед установкою електродів волосся в місці контакту розсовують а шкіру протирають сумішшю спирту, ефіру і ацетону (у рівних частинах) для видалення природного жиру і поліпшення якості контакту. Для перевірки останнього вимірюють перехідний опір (тобто опір в місці переходу поверхні шкіра – електрод), який повинен бути багато менше вхідного опору підсилювачів. При великому опорі погіршується якість реєстрації (вищим є

рівень шумів, з'являється наводка струму 50Гц, відбувається шунтування об'єкта). Для задовільної реєстрації величина перехідного опору не повинна перевищувати 10-15 кОм при величині вхідного опору приладу близько 1 МОм.

При наявності асиметрії в ЕЕГ, що відводиться від симетричних точок півкуль, необхідно також перевірити, чи однакові значення перехідних опорів відведень. Це дозволить стверджувати, що спостережувана асиметрія є наслідком відмінності біопотенціалів мозку, а не артефактом, пов'язаним з накладенням електродів. Величина опору в колі електродів залежить також від відстані між електродами (міжелектродної відстані). За інших рівних умов зі збільшенням міжелектродної відстані величина перехідного опору збільшується, оскільки в цьому випадку між електродами знаходиться більша ділянка тканини.

Міжнародна система позиціонування електродів. При позиціонуванні електродів на голові потрібно враховувати проекцію анатомічних структур на ті ділянки голови, на які встановлюються електроди. Крім того, необхідно мати можливість точно визначати положення електродів при повторних дослідженнях для наступних порівнянь записів і для порівняння результатів досліджень, отриманих на різних людях і в різних лабораторіях. З цією метою комісією Міжнародного товариства електроенцефалографістов була розроблена система позиціонування електродів, названа «Міжнародною системою 10-20%», в якій відповідність між положеннями кожного електрода з анатомічними структурами і областями кори було точно встановлено рентгенологічно і патологоанатомічно, визначено вихідні точки відліку, врахована варіабельність анатомічних структур, а також розмірів і форми черепа. Для простоти викладу системи проведемо розбір на конкретному прикладі. Нехай відстань між вихідними точками: *N* (nasion - середня точка лобно-носового шва - перенісся) та *I* (inion - потиличний бугор) рівна 36 см (рис. 2.2). Ця відстань приймається за 100%. При визначенні положення електродів відстань між ними вимірюється в 10 і 20% від початкової, завдяки

чому система отримала свою назву. На відстані 10% від початкової точки *I* (що складає в нашому прикладі 3,6 см) проходить лінія потиличних електродів - 0 (рис. 2.2, а). На відстані 20% від цієї лінії (що складає 7,2 см у нашому прикладі) проходить лінія тім'яних електродів - Р. В 20% від Р лежить лінія центральних електродів - С яка знаходиться посередині між точками N і I, тобто на відстані 50% від обох точок, у нашому прикладі вона становить 18 см. У 20% від лінії С проходить лінія лобових електродів.

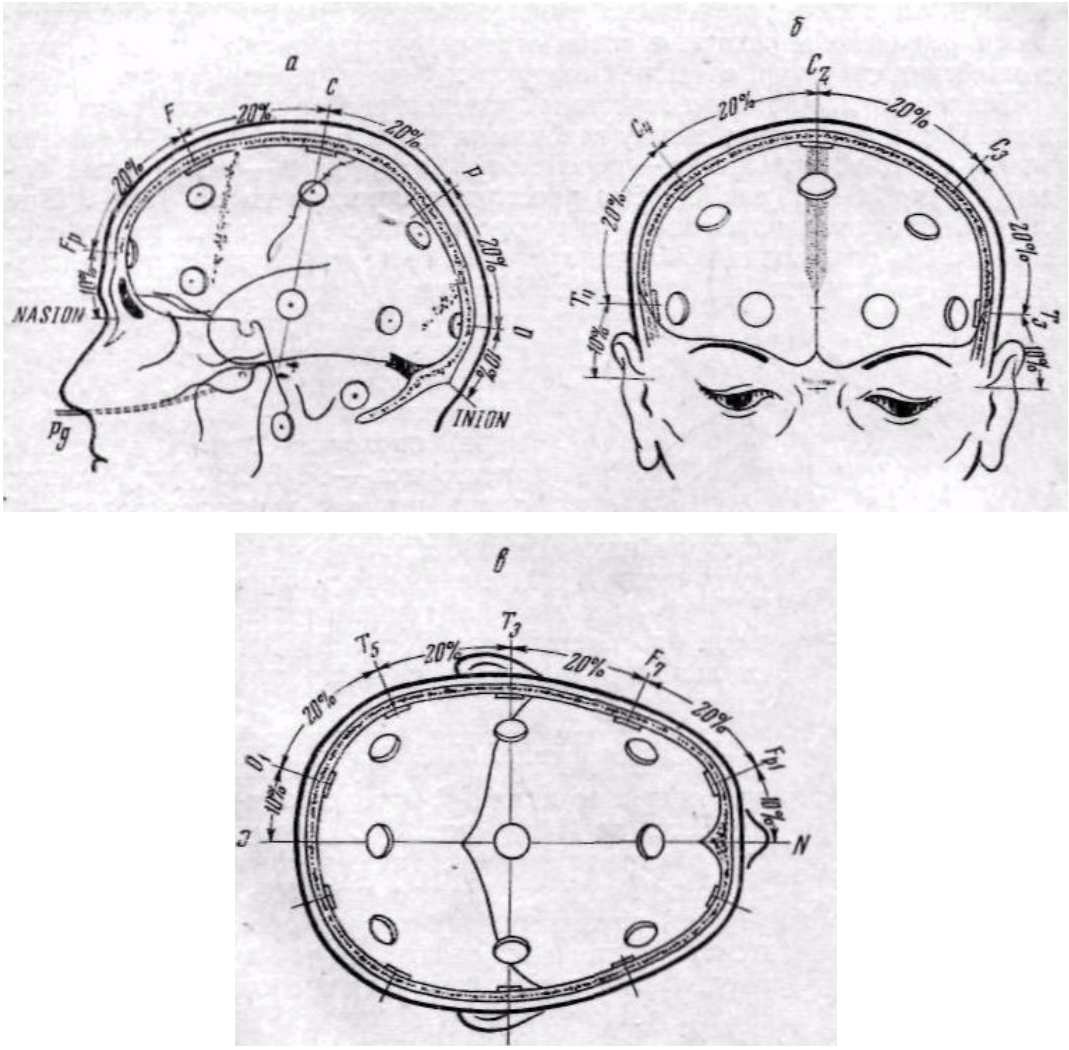


Рис. 2.2. Позиціонування електродів за схемою 10-20% на проекції черепа: а - вигляд збоку; б - вигляд спереду; в - вигляд зверху (перетин по скроневій лінії).

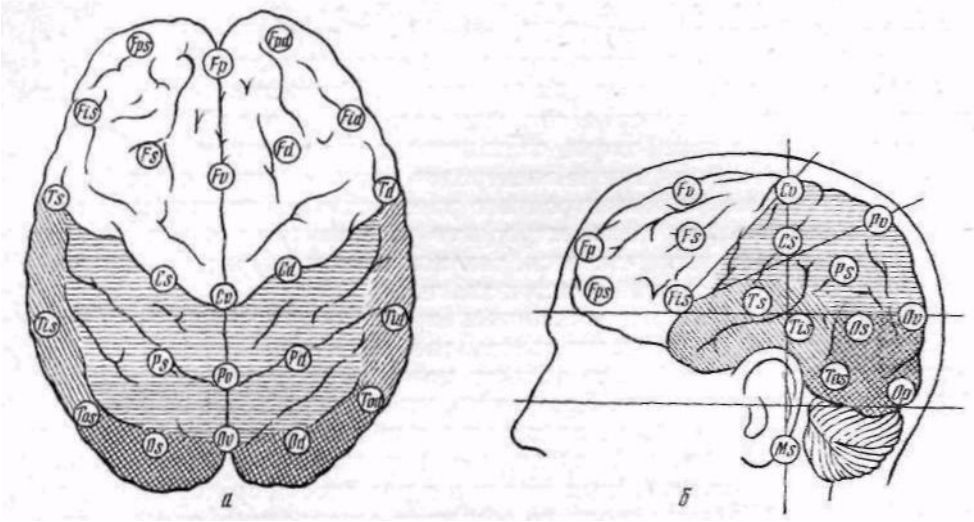


Рис. 2.3. Схема позиціонування електродів на проекції мозку.

а - виглядд зверху, б - виглядд збоку. Косе штрихування - скронева область (Т), в кліинку - потилична (О), горизонтальна - тім'яна область (Р). не ззштрихована - лобна область (Т).

На наступному етапі вимірюється відстань між двома слуховими проходами по лінії С, яка приймається за 100% (рис. 3, б); нехай вона в нашому прикладі дорівнює 36 см.

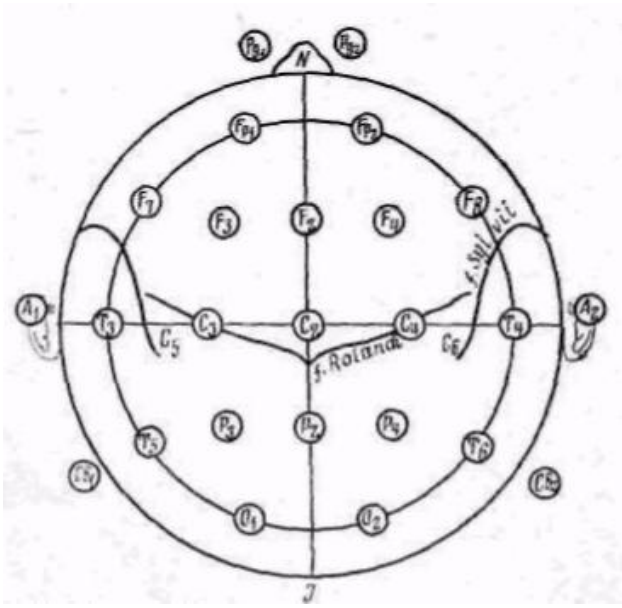


Рис. 2.4. Схематичне зображення положення електродів на голові з їх умовними позначеннями (зовнішнє коло намальоване на рівні nasion і inion, внутрішнє представляє скроневу лінію електродів).

Тоді на відстані 10% (3,6 см) від слухових проходів в обох півкулях визначаються точки розташування скроневих електродів (Т3 і Т4). На відстані 7,2 см (20% від вихідної) від точок Т3 і Т4 проходять лінії, перетин яких з раніше знайденими лініями (потиличною, тім'яною, центральною та лобовою) дасть відповідне положення електродів в обох півкулях. Для визначення положення лобових полюсних та інших скроневих електродів вимірюється відстань NT3 (T4) *I*, прийняте за 100% (рис. 3, в), у нашому прикладі нехай воно дорівнює 26 см. Тоді на відстані 10% (2,6 см) від N по цій лінії визначається положення лобових полюсних електродів (FP1, і FP2). На відстані 20% від цих точок по лінії NT3(T4) *I* розташовані точки, що відповідають електродам F7 і F8. На відстані 20% від Т3 (і Т4) по тій же лінії знаходяться точки Т5 (і Т6), що визначають положення задніх скроневих електродів.

На рис. 2.3 представлена схема позиціонування електродів по системі 10-20% на проекції анатомічних структур мозку, відповідність між якими отримано за допомогою рентгенологічного та патологоанатомічного досліджень. Основні точки відведення біопотенціалів на цій схемі позначаються згідно з тими областями мозку, на які вони проектуються, наступним чином: лобова - F (frontalis), центральна - C (centralis), тім'яна - P (parietalis), потилична O (occipitalis), скронева - T (Temporalis).

Повне схематичне зображення всіх положень електродів на голові у вигляді проекції зверху і їх позначення наведено на рис. 2.4. Позиціонування електродів вздовж середнної лінії ставляться з індексом Z - zero, тобто нульовий (Pz, Cz, Fz) в середній частині рисунка. Вушний електрод, тобто електрод, що накладається на мочку вуха, позначається A. Лобний полюс позначається буквами Fp (p - polus). Електроди, розташовані на правій половині голови, позначаються парними номерами (O2, P4, C4, F4 і т. д.), на лівій - непарними (O1 P3 C3 і т, д.). Замість цифр використовують також індекси; d - dextra (правий), s - sinister (лівий).

Таким чином, міжнародна система передбачає розташування на голові основних 19-20 електродів.

Відведення потенціалів з конвекситальної поверхні мозку не завжди дозволяє виявити наявний в глибині мозку патологічний процес і виявити його локалізацію. Для виявлення базальних уражень мозку використовуються спеціальні базальні (назо-фарингеальні) електроди, які вводяться через нижні носові ходи в напрямку до основи мозку після попередньої анестезії слизової носа. Розташування цих електродів щодо мозку показано на рис. 3, а (Pg).

При дослідженні ЕЕГ хворих з патологічним процесом дифузного характеру можна обмежитися спрощеною схемою з 12 електродами, виключивши із загальної схеми FP1, FP2, F7, F8, T5 і T6 і залишивши один сагітальний електрод - Cz або Pz. При записі оглядової енцефалограми можна обмежитися 4 електродами з великою міжелектродною відстанню – O1, O2, F3 і F4. При використанні нестандартних положень електродів відведення позначаються умовно номерами з подальшим переведенням в змістовні позначення тих анатомічних структур, яким ці відведення відповідали.

Способи відведення біопотенціалів. Відведення будь-яких біопотенціалів обов'язково відбувається з двох електродів, так як для їх реєстрації необхідне замкнуте електричне коло: електрод - вимірювальна частина - другий електрод - тканина - електрод. Джерелом коливань потенціалу є ділянка мозкової тканини, що лежить між цими двома електродами. Однак на реєстрацію процесу в значній мірі впливає активний і реактивний (ємнісний) опір тканин, що лежать над мозком.

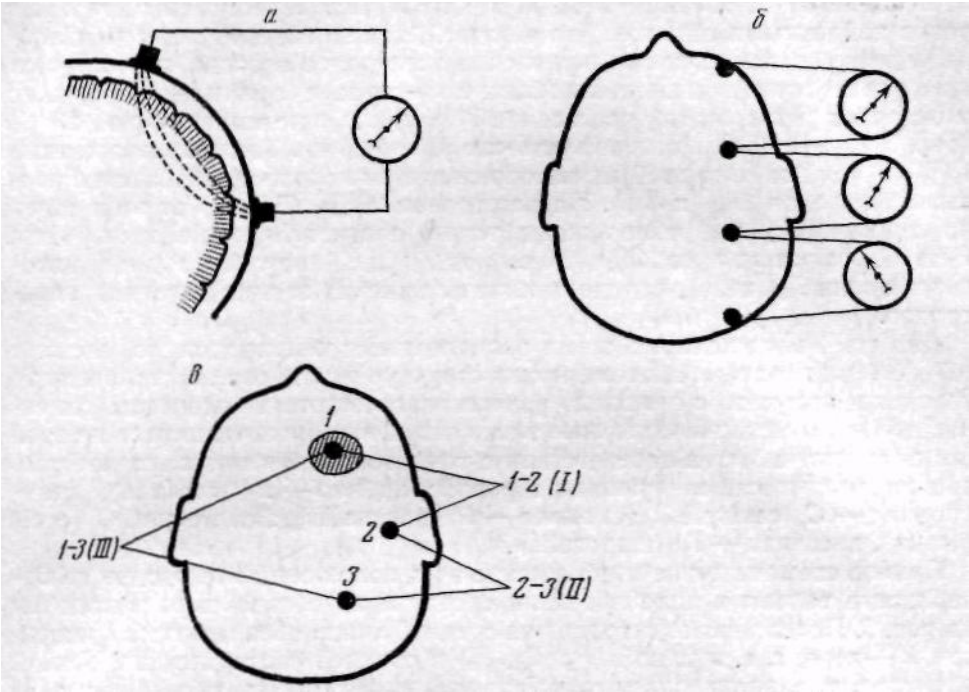


Рис. 2.5. Способи відведень біопотенціалів.

а - біполярний; б - біполярний ланцюжком; в - метод тріангуляції.

Залежно від способу розташування цих двох електродів розрізняють: 1) біполярне відведення; 2) монополярне; 3) відведення з усередненим електродом.

При біполярному відведення обидва електроди розташовуються над активною тканиною, тобто тканиною, яка продукує коливання потенціалу (рис. 2.5, а). Біполярне відведення найбільш стійке від артефактів, воно дає відносно точне уявлення про локалізацію вогнищевих змін біопотенціалів. При використанні малих міжелектродних відстаней (в клінічній практиці зазвичай 2-3 см) біполярне відведення є найкращим способом локалізації вогнища, якщо воно розташоване недалеко від поверхні відведення.

Недоліками біполярного способу відведення є: 1) взаємне погашення синфазних сигналів, що знаходяться під різними електродами: 2) труднощі визначення, за рахунок якого саме електрода спостерігається реєстрована активність, так як обидва електроди фіксовані над активною тканиною. Останній недолік може бути усунутий при відведенні біопотенціалів ланцюжком (рис. 2.5, б). При цьому способі відведення активність,

розташована під одним з електродів, виявиться в тих загальних біполярних відведеннях, де цей електрод (або електроди) бере участь.

Окремий випадок такого відведення - тріангуляція, також використовується для визначення місцезнаходження вогнища патологічної активності. При цьому способі розміщують три електроди по кутах трикутника. Позначимо їх цифрами 1, 2 і 3 (рис.2.5, в). Ці електроди підключаються на три канали реєстрації в такому порядку: 1-2, 2-3, 3-1 відповідно на канали I, II і III. Тоді якщо під якимось одним електродом (наприклад, під 1) є якесь вогнище електричної активності, то ми зареєструємо цю активність в тих двох каналах, для яких даний електрод є загальним (у нашому прикладі це будуть канали I і Ш). При цьому на обох каналах сигнали будуть синфазних. Однак, якщо вогнище буде розташоване близько до електрода 2, ми зареєструємо цю активність па I і II каналами і відповідні коливання на одному каналі будуть в протифазі з такими ж коливаннями в іншому, тому що на один з каналів загальний електрод підключений як перший в парі, а на іншій - як другий, що і виразиться у зміні полярності коливань.

За монополярної схеми один з електродів (індиферентний) поміщається на тканину, потенціал якої практично дорівнює нулю або постійний (при цьому, звичайно, необхідно дотримуватися умови замкнутості кола при невеликій величині опору між електродами). Найчастіше при цьому використовують мочку вуха (рис. 2.6, а). При такому способі відведення коливання потенціалу реєструються тільки під електродом, розташованим над активною тканиною (активним), якщо між електродами немає джерел більш сильного потенціалу. Реєстрація коливань потенціалу під однією точкою має свої перевагиале є і недоліки. По-перше, фактично нульового потенціалу добитися майже неможливо: з інактивної області, наприклад з мочки вуха, завжди записується якийсь невеликий потенціал, що відображає коливання потенціалу прилеглої області мозку - скроневої. Якщо у здорової людини цим можна знехтувати, то при патологічних процесах, зокрема локалізованих з

скроневої області (пухлина, епілептичний фокус і т. д.), потенціали скроневої області при цьому відведенні сильно спотворюють характер реєстрованої біоелектричної активності. Щоб віддиференціювати в цьому випадку вогнище скроневого розташування від вогнища в інших областях півкулі, паралельно монополярним відведенням проводять запис хоча б одного біполярного відведення (наприклад, з електродів, розташованих на правій і лівій скроневій області).

Другим недоліком монополярпого відведення є сильна відмінність в міжелектродних відстанях при відведенні від різних областей кори. Так, відстань між індиферентним (вушним) електродом і електродом, розташованим в лобовій області, майже в 2 рази перевищує відстань між вушним електродом і електродом, розташованим в скроневій області. Крім того, при монополярному відведенні з вушним електродом часто спостерігаються артефакти, пов'язані з пульсацією перхневих судин мочки вуха і механічними рухами цього електрода через його недостатню фіксацію.

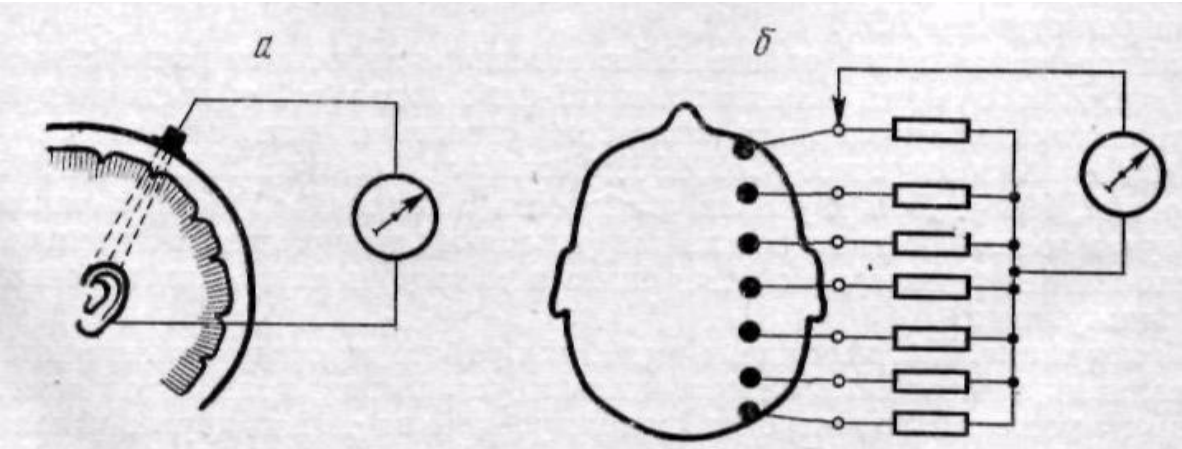


Рис. 2.6. Монополярний спосіб відведення біопотенціалів. а - з вушним електродом; б - з усередненим електродом.

Спроба знайти індиферентну точку з істинно нульовим потенціалом і з однаковою відстанню до активного електрода привела до створення методу відведеннях з усередненим електродом. Ідея усередненого електрода полягає в тому, що всі електроди (не менше 10-12 точок) з'єднуються між собою через

великий опір (від 250 кОм до 1 МОм) і утворюють «індиферентний» електрод (рис. 2.6, б). Підключення до вимірювального приладу відбувається за допомогою цього штучного «індиферентного» електрода і електрода, активність під яким хочуть зареєструвати. Перевага реєстрації з усередненим електродом - велика стійкість запису і відсутність артефактів, які спостерігаються при записі з вушних електродом. Проте і тут є свої недоліки. Якщо під одним з електродів спостерігаються коливання потенціалу великої амплітуди (великі артефактні хвилі, пов'язані з рухом очного яблука, епілептоїдні комплекси великої амплітуди і т. д.), То вони проявляються у всіх відведеннях і тим сильніше, чим меншим є шунтуючий опір і менше об'єднаних електродів.

Таким чином, кожен спосіб відведення біопотенціалів має свої переваги і свої недоліки. У клінічній практиці зазвичай застосовується комбінація декількох способів відведень биопотенциалов, щоб уникнути помилки, пов'язаної з недоліками того чи іншого методу реєстрації ЕЕГ.

У дослідницькій роботі вибір відведення залежить від поставленого завдання. При вивченні активності будь-якої локальної області слід користуватися монополярним способом відведення або відведенням з усередненим електродом. При вивченні активності великої області, а також у разі локальної діагностики поверхневих вогнищ переважно користуватися біполярним відведенням і методами відведення ланцюжком та тріангуляції.

2.2 Засоби реєстрації ЕЕГ

Спеціальні електроди можуть накладатися або вводитися всередину скальпу або мозку.

Реєструючі ЕЕГелектроди не повинні мати власного шуму. Експериментальні дані показують, що найкращим рішенням є хлорсрібні або золоті чашкові ЕЕГ електроди. Сучасні підсилювачі з значним вхідним імпедансом дозволяють успішно застосовувати різні типи електродів та

електродних паст. Для зменшення шуму електроди завжди повинні бути чистими.

Найбільш поширені види електродів та способи їх позиціонування наведені на рис. 2.7.

За типом контакту зі шкірою електроенцефалографічні електроди можуть бути поділені на дві групи: неінвазивні та інвазивні. У переважній більшості досліджень використовують неінвазивні скальпові ЕЕГ електроди, які розміщують на конвекситальній поверхні голови. Інвазивні голчасті електроди використовують у реанімаційних та інтраопераційних дослідженнях біоелектричної активності.

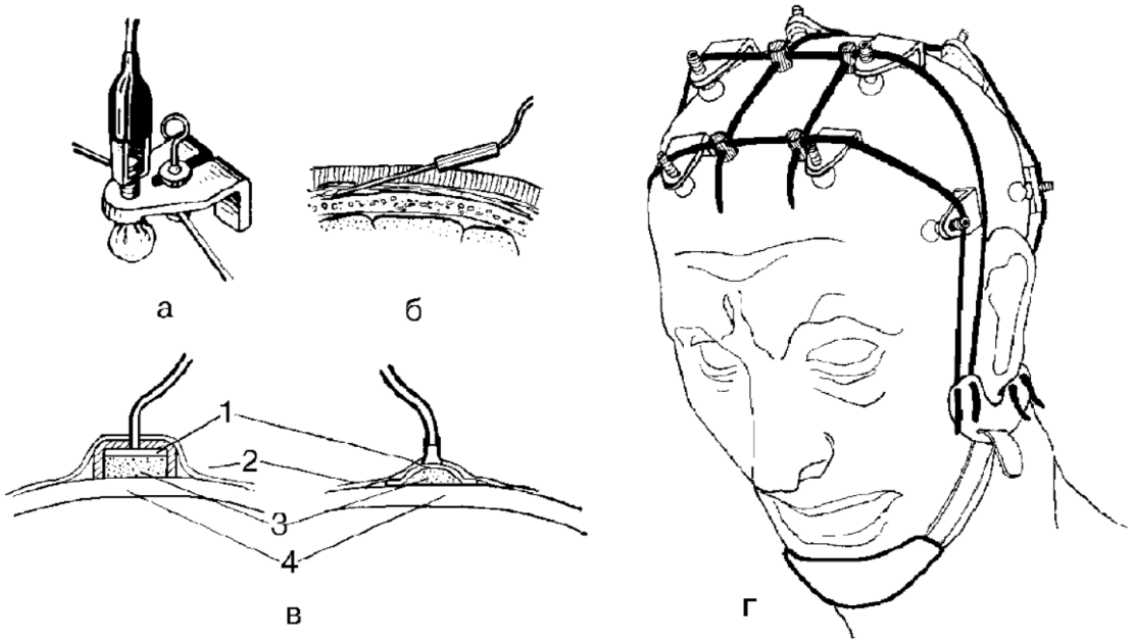


Рис. 2.7. Поширені види електродів та способи їх позиціонування на голові

Місткові електроди ЕЕГ виготовлені із чистого срібла із золотим покриттям та мають контактний шар із Ag/AgCl (срібло/хлорид срібла). Вони рекомендуються як стандартні електроди для досліджень і скринінгу ЕЕГ.

Рис. 2.8. Конструкція місткових електродів

Електроди кріплять гумками.

На протилежному кінці стрижня прикріплюється дріт.

Перевагами цих ЕЕГ-електродів є простота підключення, а також використання спеціальних електродних паст.

Такі електроди в основному використовуються при обстеженні контактних пацієнтів, які можуть сидіти або в положенні напівлежачи.

Для систематичного розташування електродів на скальпі використовують електродну шапочку. Вона являє собою з'єднані фіксаторами поперечні («фронтальні») і поздовжні («сагітальні») гумові або силіконові джгути. Кріплення системи джгутів на конвекс досягається фіксатором підборіддя. Джгути забезпечують щільне прилягання місткових або чашкових електродів до шкіри голови.

Перевагою місткових електродів є простота і, отже, швидкість установки. Місткові електроди підходять для щоденного використання, так як вони легко миються і не піддаються стиранню при постійному використанні. Однак явним недоліком є неможливість тривалого обстеження, оскільки електроди і «шапочка» тиснуть на голову, викликаючи дискомфорт хворих. Крім того, електроди "підсихають", що помітно збільшує імпеданс. Все це поступово погіршує якість запису і робить тривалий запис неможливим.

Електроди зі срібла/хлориду срібла, що приклеюються, використовуються для запису електрофізіологічних сигналів під час ЕЕГ, сну та нейродіагностики.

Відповідно до їхньої значної сили зчеплення і оптимальної якості сигналу вони також підходять для довгострокового моніторингу і можуть бути переставлені кілька разів.

Рис. 2.9. Електроди, що приклеюються

При обстеженні хворих в коматозному стані або при інтраопераційних дослідженнях допустиме використання інвазивних голчастих електродів. Ці дослідження виконуються в умовах агресивного електричного середовища відділень реанімації та операційних залів. Для максимального зниження електродного опору та мінімізації артефактів у цих умовах можуть використовуватись голчасті інвазивні електроди.

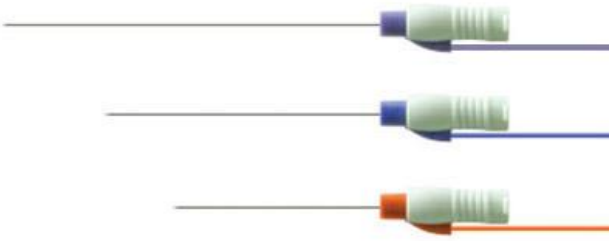


Рис. 2.10. Голчасті електроди

Чашкові електроди підходять для аналізу викликаних потенціалів та ЕЕГ скринінгу, а також при обстеженні маленьких дітей та хворих з порушенням свідомості та контакту з оточуючими при довготривалих записах та дослідженні сну.

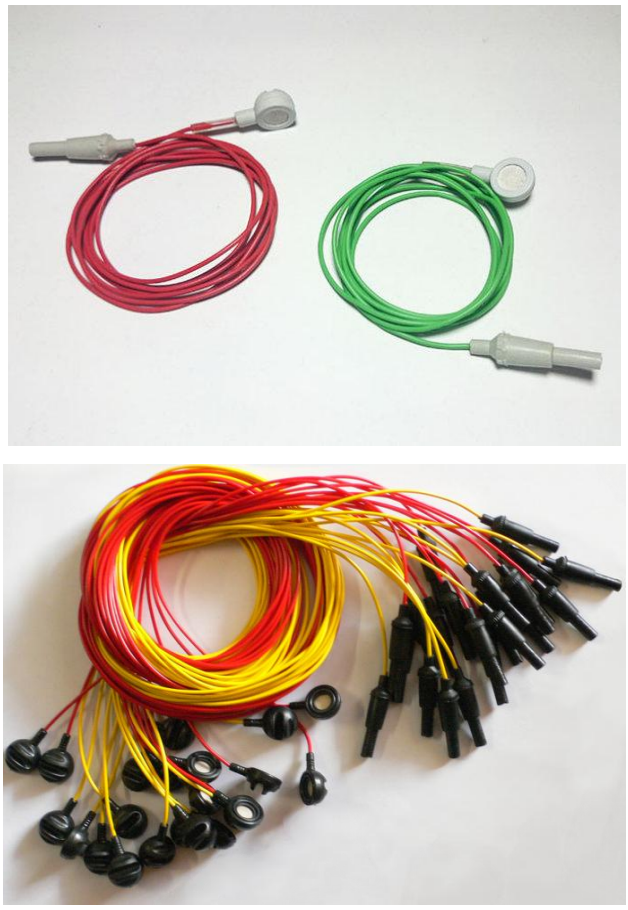


Рис. 2.11. Чашкові електроди

При виборі типу електродів потрібно орієнтуватися на технічну складову: - при проведенні обстеження в положенні лежачи краще використовувати чашкові електроди; у положенні сидячи – можна використовувати чашкові або місткові електроди. Вони являють собою металеві пластини діаметром 7-10 см, що мають форму увігнутої лінзи, з проводом. У порожнину «чашки» наноситься електродна паста для створення щільного контакту зі шкірою і, як правило, для «приклеювання» електрода до шкіри.

Золоте покриття чашкових електродів запобігає передчасному зносу навіть при тривалій роботі. Також за рахунок золотого покриття чашкових електродів забезпечується точність вимірювань.

Електроди покривають також і сріблом/хлоридом срібла (Ag/AgCl).

Стандартні розміри чашкових електродів: ковпачки із зовнішнім діаметром 10 мм та отвори діаметром 2 мм. Також є ковпачки діаметром 6 мм, проводи завдовжки 1.5, 2 або 2.5 м.

Основна вимога до ЕЕГ електродів будь-якого типу – створити добре з'єднання із шкірою. Для зниження опору (імпедансу) цього контакту у неінвазивних електродів використовують різні струмопровідні середовища: сольові розчини, електропровідні гелі та спеціальні пасти.

Електроди в багатьох комерційно доступних наборах виготовлені з металу. Теоретично оптимальні електроди для того, щоб вимірювати повільні зміни потенціалів не мають поляризуватись. Фактично, для того, щоб зареєструвати звичайну ЕЕГ (наприклад, в межах діапазону від 0,1 до 70 Гц), можуть використовуватися інші метали.

Проаналізуємо тепер особливості систем для позиціонування електродів на голові пацієнтів.

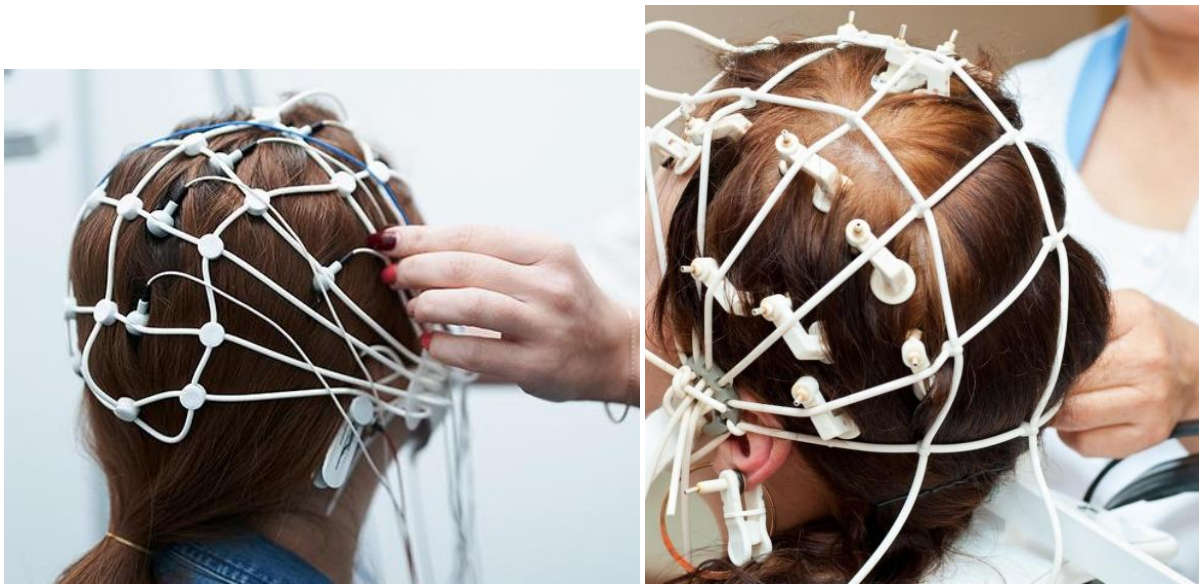
2.3 ЕЕГ-шолом

Поширеним підходом для запису ЕЕГ пацієнтів є застосування спеціалізованого шолома з електродами. Такі конструкції бувають різних розмірів залежно від окружності голови.

Після встановлення на голові кожен електрод заповнюється гелем.

Штекер шолома підключається до штекера блоку керування ЕЕГ.

Найдешевший і найпоширеніший спосіб кріплення електродів до поверхні голови пацієнта показаний на рис.2.12.



а б

Рис. 2.12. Силіконовий шолом

До переваг таких систем можна віднести просту заміну електрода, що вийшов з ладу, і легкодоступнийконтакт електрода та шкіри. Використання таких сіток передбачає тривалий процес розміщення електродів у ході якого можливе відхилення їхнього розташування стосовно системи «10-20%». З появою ЕЕГ шоломів із наперед вмонтованими електродами і загальним роз'ємом процес підготовки пацієнта до дослідження став простішим, оскільки обравши правильний розмір шолома, електроди відразу опиняються в необхідних місцях, а підключення до електроенцефалографа здійснюється приєднанням єдиного роз'єму.

На даний момент з комерційно доступних ЕЕГ шоломів із загальним роз'ємом для реєстрації електроенцефалограми найбільш поширені ElectroCap, що виготовляються в Америці, та система WaveGuardConnect, що виготовляється в Німеччині.

а б

Рис.2.13. ElectroCap (а), WaveGuardConnect (б)

Під час реєстрації ЕЕГ, якість сигналу контролюється візуально. Оскільки в кожному наборі відсутні окремі вушні електроди, використовується Vertex монтаж з розташуванням референтного електрода на маківці голови. Сигнал фільтрується в частотному діапазоні (0,5-30) Гц, а також режекторним фільтром на 50 Гц. У разі шолома ElectroCap якість сигналу була задовільною. При записі сигналу з використанням шолома WaveGuard спостерігався стабільний низькочастотний високоамплітудний дрейф ізолінії, який може утруднити візуальну оцінку ритмів ЕЕГ.

Для шолома WaveGuard неприємні відчуття в цілому були відсутні. У випадку шолома ElectroCap пацієнти вибмічали дискомфорт, який пов'язували з тиском електродів.

У будь-якому випадку лікарю функціональної діагностики або нейрофізіологу необхідно враховувати особливості електричних характеристик застосованих електродів для формування коректного опису ЕЕГ або наукових висновків, а також оцінювати безпеку та комфорт пацієнта під час дослідження.

2.4 Висновки до розділу 2

Аналізуючи вищесказане, приходимо до висновку, що на даний момент найчастіше використовуються чашкові, мостикові або голчасті електроди.

Проте, якщо перші дві групи дозволяють неінвазивно реєструвати ЕЕГ-сигнали, то третя група пов'язана з інвазивністю методу, що обмежує його застосування.

У випадку чашково-мостових електродів потрібне використання контактного гелю або безперервне змочування поверхні електрода, і це важко робити при тривалих дослідженнях або, наприклад, коли пацієнт спить (навіть під час сну).

У використання гелю є і мінуси. Після процедури спочатку необхідно видалити з голови та волосся залишки гелю, що викликає дискомфорт у пацієнта.

По-друге, гель завжди більш-менш розподілений під електродом, тим самим збільшуючи площу контакту між електродом і поверхнею шкіри.

Це знижує якість отриманого сигналу ЕЕГ, оскільки він відбирається з ширшої області та усереднюється. Інформаційна цінність мозкових хвиль знижується.

Щодо шолома, в якому електроди кріпляться до голови за певною схемою розташування, то шолом має форму еластичної сітки з стрижнями з чашковими або мостиковими електродами.

Крім того, лікарям потрібно багато часу, щоб правильно встановити шолом і прикріпити електроди.

У подібних випадках використання силіконових або гумових шапок з попередньо закріпленими електродами буде некомфортним для пацієнта при тривалому проведенні ЕЕГ.

РОЗДІЛ 3
МЕТОД ТА ЗАСІБ ПРОВЕДЕННЯ НЕЙРОФУНКЦІОНАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Проектована система шолома для ЕЕГ досліджень

Як було показано в попередньому розділі, відомі та широко вживані в області нейрофункціональних досліджень конструкції засобів відбору ЕЕГ мають велику кількість недоліків, які важко враховувати і усувати в процесі відбору ЕЕГ, що в свою чергу негативно позначатиметься на кінцевих результатах опрацювання таких сигналів. В роботі пропонується ряд підходів стосовно усунення цих недоліків, зокрема пропонується можливий варіант шолома для фіксації ЕЕГ електродів, власне електродів та способів передачі даних від такої системи на обчислювальний засіб – комп’ютер, планшет чи спеціальний пристрій з можливістю візуалізації результатів. Насам перед пропонується варіант шолома. Він являє собою ряд вигнутих смуг з діелектричного матеріалу, які спеціальним чином з’єднуються між собою і утворюють єдину конструкцію. Ця конструкція в кінцевому випадку накладається на голову пацієнта, а згадані діелектричні смуги за рахунок вигнутої форми прилягають до поверхні голови. Також ці смуги розміщуються по осям і меридіанам відповідно до системи 10-20%. При цьому в пластинах передбачені отвори в яких монтуються електроди. Комутаційні кабелі від електродів фіксуються в спеціальних виступах на пластинах. Ці кабелі мають бути екранованими та з’єднують електроди із відповідними входами блока підсилення сигналів. Цей блок розміщується в задній, потиличній частині центральної пластини біля шиї. Вигляд такого шолома показаний на рис. 3.1. В наведеному варіанті передбачено застосування 19 електродів. Пропонований варіант шолома забезпечить можливість більш швидкого та

надійного накладання електродів в порівнянні із описаними в попередніх розділах варіантами шоломів.

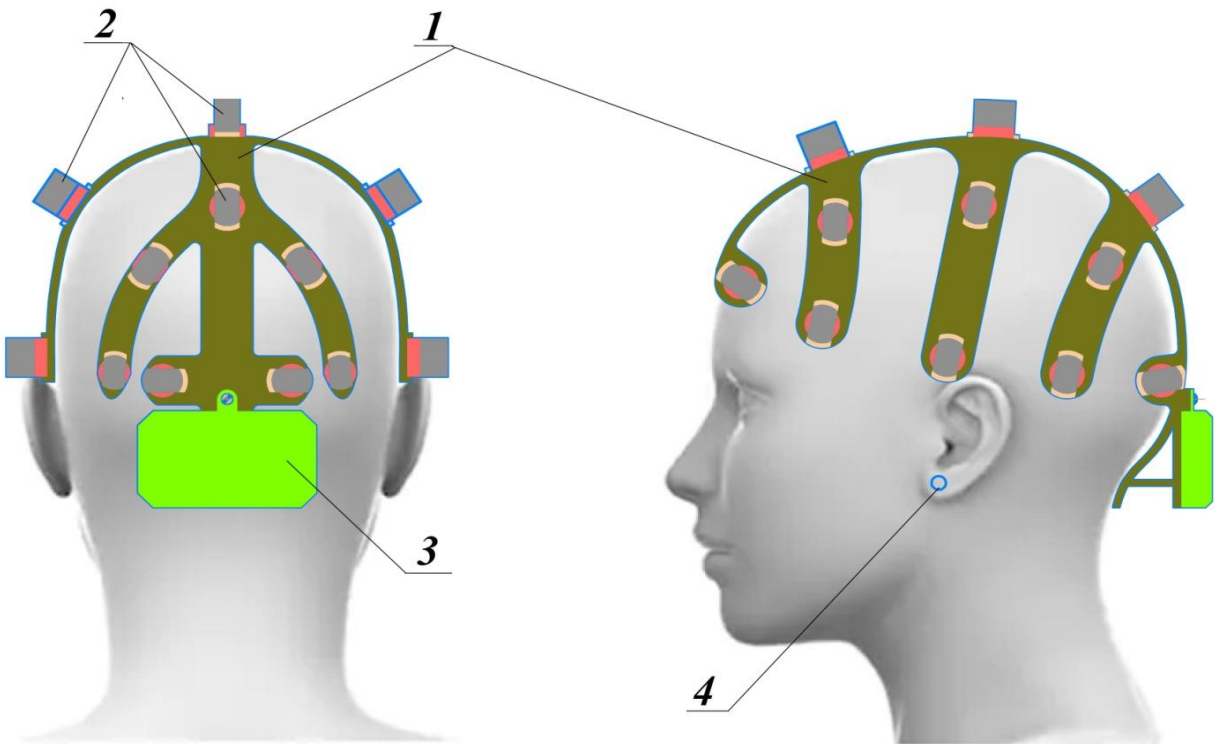


Рис. 3.1. Спосіб організації пропонованої конструкції:
1 – шолом із спеціальних накладок; 2 – електроди; 3 – БПС; 4 –вушні електроди

Виготовлення пропонованого варіанта шолома передбачається методом 3D друку матеріалом ABS+. Цей матеріал являє собою підсилений ударостійкий акрилонітрилбутадієнстирол. Це повноцінний інженерний пластик, створений для наплавлення функціональних моделей, призначених для роботи під навантаженням. У порівнянні зі звичайним ABS, ABS+ менш схильний до усадки, що дозволяє виготовляти більші моделі з високою точністю. Друк пластиком ABS+ здійснюється за однакових настройок з ABS. Незважаючи на покращену формулу, ABS+ має схожі зі звичайним ABS недоліки. Вироби з ABS+ мають низьку стійкість до прямої дії ультрафіолету. Крім цього, процес друку з ABS+, як і з ABS, призводить до виділення токсичних парів акрилонітрилу. Незважаючи на те, що парів виділяється

відносно небагато, робота з ABS+ вимагає дотримання певних запобіжних заходів. Технічні характеристики: густина матеріалу 1.06 г/см³; температура термодеформації (0.45 МПа) 73 °С; індекс текучості розплаву 15 г/10 хвилин (220°С/10кг); межа міцності 40 Мпа; відносне видовження при розриві 30%; міцність на вигин 68 Мпа; модуль пружності при згинанні 2443; ударна міцність по Ізоду 42 Дж/м2.

При цьому, враховуючи можливість зменшення коефіцієнта заповнення елементів, можливим стає зниженя маси шолома в порівнянні з аналогами. Для спрощення уявлення конструкції такої системи на рис. 4.1 окремі елементи зафарбовані в різний колір.

3.2 Пропонована конструкція електродів

Найбільш поширеними сьогоні є мостикові та чашкові конструкції електродів. Однак їм притаманні значні недоліки, пов'язані зокрема із складністю їх встановлення в класичних варіантах шоломів, складністю забезпечення надійного контакту з поверхнею голови через волосяний покрив, необхідність змочування тощо. Запропоновано на противагу класичним конструкціям електродів використати електроди, контактна поверхня яких є не плоскою, а з великою кількістю циліндричних чи конусних виступів. При невеликій довжині цих вистуупів в декілька міліметрів, вони вільно проникатимуть через волосяні покриви та контактуватимуть зі шкірою голови пацієнта. Однак при цьому значно зменшиться сама площа контакту і зросте контактний опір. Щоб компенсувати це зростання опору планується встановити всередині самого електрода повторювач напруги, який виконаний на польових транзисторах. Для цього може підійти підсилювач TLC272CP, чи аналоги. При цизькій напрузі живлення близько 3В та конструктивному виконанні для SMT він оптимально підійде для роботи всередині електрода. При цьому такий електрод не потребуватиме додаткового змочування та буде активним.

Креслення елементів конструкції такого електрода наведені в Додатках. Також було спроектовано 3D вигляд такого електрода. Вигляд цього електрода в різних напрямках наведено на рис. 3.2 та рис. 3.3.

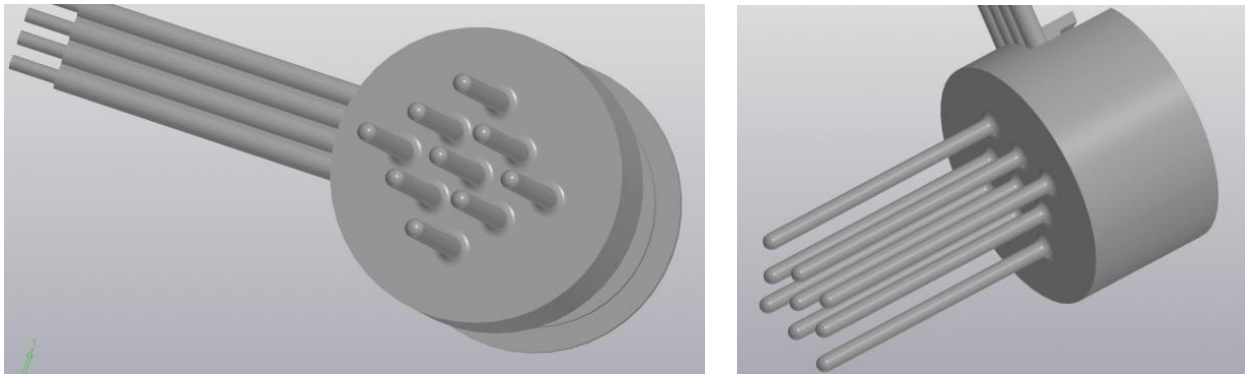


Рис. 3.2. Вигляди 3D конструкції проектованого електрода

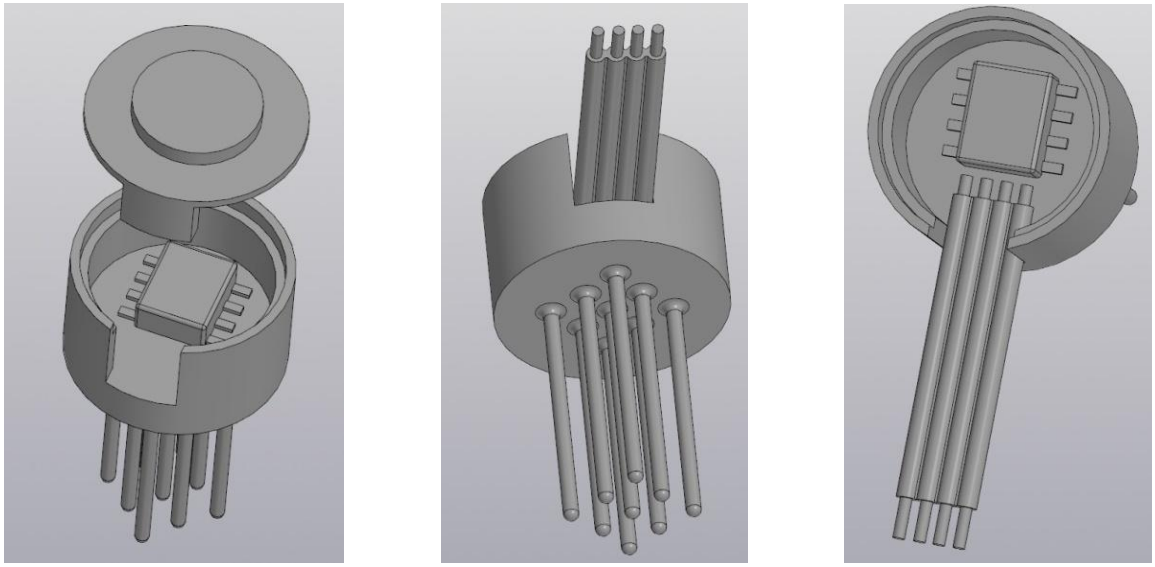


Рис. 3.3. Вигляди 3D конструкції проектованого електрода

Власне електрод складається з корпуса із струмочутливими голками та кришки. Всередині корпус є пустотілим для розміщення повторювача напруги. В корпусі передбачене вікно для встановлення чотири- або трижильного кабеля, дві жили якого призначені для живлення операційного підсилювача повторювача напругою 3В та одна жила для передачі вихідного сигналу з виходу повторювача до відповідного входу блока реєстрації біопотенціалів.

Вигляд такої конструкції наведено на рис. 3.4, а відповідне креслення – в Додатку.

Власне електрод входить у відповідний циліндричний елемент в конструкції шолома (рис. 3.5). Зверху електрод притискається до елемента шолома з допомогою пружини, яка встановлюється між кришкою електрода та прижимною кришкою. Прижимна кришка є циліндричною з обрізаними сторонами та виступами знизу, які заходять в захват з елементами шолома при повороті. В верхній частині кришки електрода та всередині прижимної кришки є циліндричні виступи, які унеможливлюють зміщення та випадання пружини.

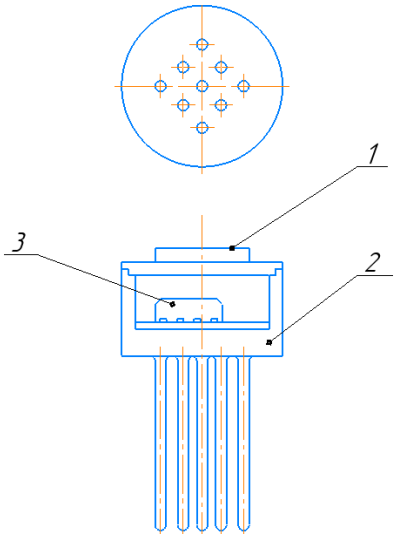


Рис. 3.4. Пропонована конструкція електрода: 1 – кришка електрода; 2 – корпус електрода; 3 – операційний підсилювач

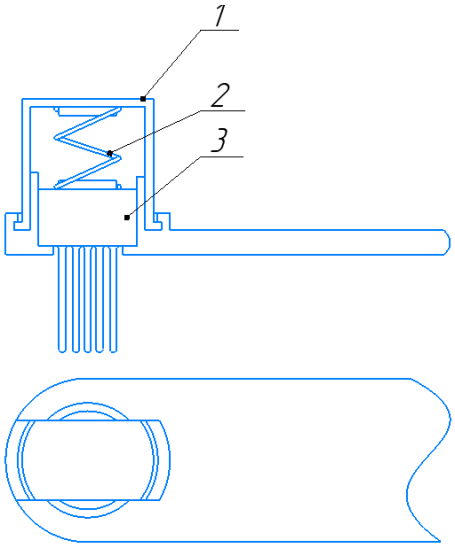


Рис. 3.5. Спосіб фіксації електрода на шоломі: 1 – прижимна кришка; 2 – пружина; 3 – електрод

При пропонованих розмірах конструкції електродів та шолома, голкоподібна контактна частина електродів виступатиме на 12 мм з нижньої частини шолома. Хід пружини при стисненні становить 9 мм. Співвідношення відстаней між електродами не зміниться та відповідатиме системі накладання електродів «10-20%».

Як і у випадку шолома виготовлення таких електродів також проводитиметься з допомогою 3D друку матеріалом ABS+.

Також в програмі Cura 15.04.6 було проаналізовано витрату матеріалу, час та масу електрода (рис. 3.6).

Як видно з рис. 3.6, один електрод може бути надрукований за 20 хв., при цьому буде витрачено 0,24 м матеріалу, маса ж електрода буде менше 1 г. Звідси, якщо додати масу підсилювача біля 0,2 г, загальна маса 19-ти електродів буде біля 20 г.

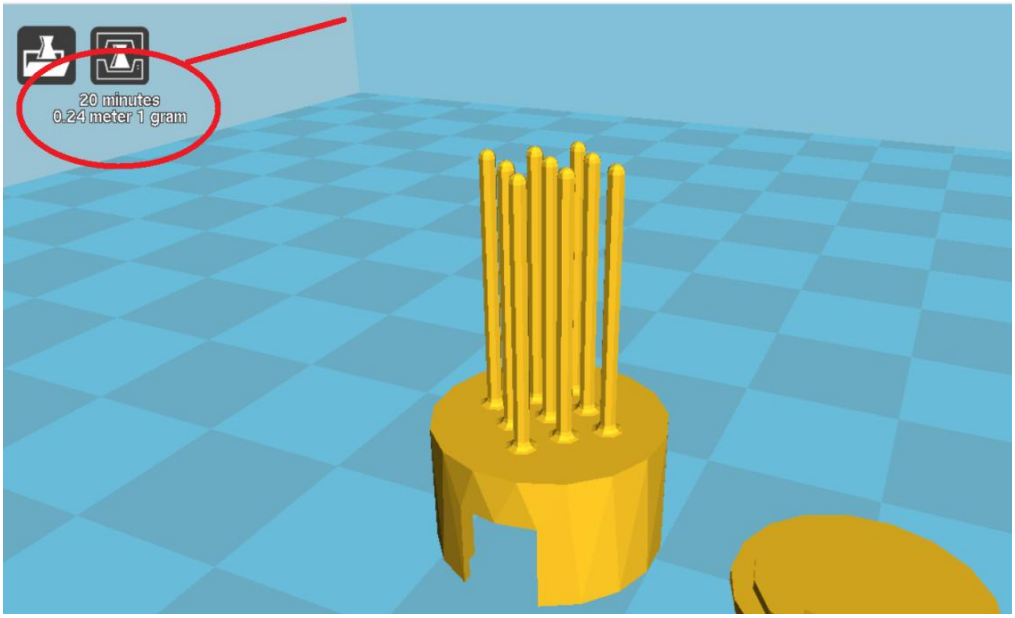


Рис. 3.6. Конструкція електрода в Cura 15.04.6

3.3 Блок підсилення сигналів

Як прототип для блока підсилення сигналів використано схемотехнічні рішення виконання енцефалографа Нейроком. Функціональна схема представлена на рис. 3.7. Тут показані повторювачі напруги на підсилювачах (DA1-DA19) активних електродів та власне підсилювачі ЕЕГ сигналів – DA20-DA39. Аналоговий мультиплексор виконує кодування цих сигналів за технологією TDM. Призначення решти блоків не потребує пояснення.

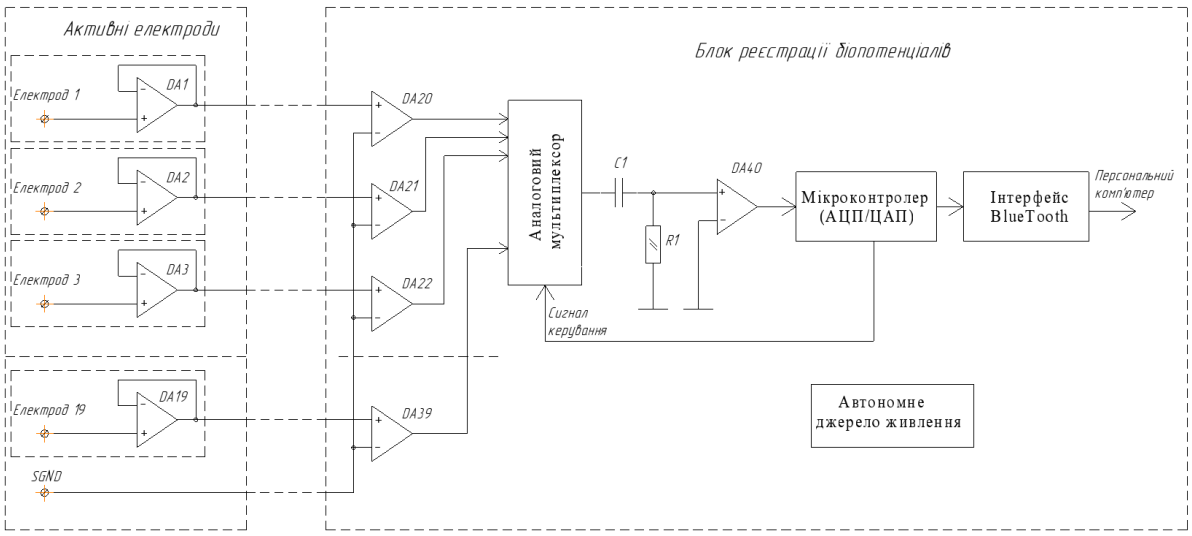


Рис. 3.7. Функціональна схема блока підсилення сигналів

Таким чином пропонований варіант засобу реєстрації ЕЕГ є простим у використанні та надійним.

3.4 Висновки до розділу 3

Запропоновано варіант шолома для записуЕЕГ. Він являє собою ряд вигнутих смуг з діелектричного матеріалу, які спеціальним чином з’єднуються між собою і утворюють єдину конструкцію. Ця конструкція в кінцевому випадку накладається на голову пацієнта, а згадані діелектричні смуги за рахунок вигнутої форми прилягають до поверхні голови. Також ці смуги розміщуються по осям і меридіанам відповідно до системи «10-20%».

Запропоновано на противагу класичним конструкціям електродів використати електроди, контактна поверхня яких є не плоскою, а з великою кількістю циліндричних чи конусних виступів. При невеликій довжині цих вистуупів в декілька міліметрів, вони вільно проникатимуть через волосяні покриви та контактуватимуть зі шкірою голови пацієнта. Планується встановити всередині самого електрода повторювач напруги, який виконаний на польових транзисторах. При цьому такий електрод не потребуватиме додаткового змочування та буде активним.

Як прототип для блока підсилення сигналів використано схемотехнічні рішення виконання енцефалографа Нейроком.

Виготовлення пропонованого варіанта шолома та електродів передбачається методом 3D друку матеріалом ABS+. Цей матеріал являє собою підсилений ударостійкий акрилонітрилбутадієнстирол.

РОЗДІЛ 4
ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Електромагнітне випромінювання в оптичній області, що примикає з боку коротких хвиль до видимого світла і має довжину хвиль в діапазоні 200...400 нм, називають ультрафіолетовим випромінюванням (УФВ). Вплив його на людину оцінюють еритемною дією (почервоніння шкіри, що приводить через 48 годин до її пігментації - засмазі).

Проблема ультрафіолетового випромінювання як виробничого та екологічного чинника обумовлена широким використанням джерел постачання в народному господарстві, збільшенням рівнів сонячного випромінювання у зв'язку зі зменшенням озонового шару, зростанням кількості захворювань, зокрема злоякісних і доброякісних пухлин шкіри, та інших порушень стану здоров'я, що викликаються ультрафіолетової радіацією.

При тривалій відсутності УФВ в організмі розвивається «світлове голодування». Тому воно необхідно для нормальної життєдіяльності людини. Однак, при тривалому впливі великих доз УФВ можуть наступити серйозні поразки очей і шкіри. Зокрема, це може призвести до розвитку раку шкіри, кератитів (запалень рогівки) і помутніння кришталика очей (фотокератиту, який характеризується прихованим періодом від 0,5 до 24 годин). Для профілактики несприятливих наслідків, викликаних дефіцитом УФВ, використовують сонячне випромінювання, влаштовуючи солярії, інсоляцію приміщень, а також застосовуючи штучні джерела УФВ.

На промислових підприємствах джерелами ультрафіолетових випромінювань є дуга електрозварювання, ртутно-кварцові лампи, лазери, інші прилади та установки. Формування й вплив на працюючих оптичного випромінювання в ультрафіолетової області відбувається при електрогазозварювальних процесах, на роботах з плазменними технологіями

(різка металу, напилювання, наплавлення металу), при використанні різних світильників та випромінювачів з кварцовими, ртутними, галогенними лампами, інших спектральних джерел. У різних галузях економіки та народного господарства широке застосування знаходять такі сучасні технології, як ультрафіолетове сушіння, установки для знезараження повітря, поверхонь та води, різні медичні та інші випромінювачі (перукарське устаткування, манікюрні лампи, солярії та інші).

Професіональному впливу УФВ піддаються електрогазозварювальники, копіювальники друкованих форм, працівники тепличних господарств, медичний персонал (фізіотерапевти, стоматологи, педіатри) та інші працівники, обслуговуючі різні джерела ультрафіолетового випромінювання. З іншого боку, при дорожніх, сільськогосподарських, будівельних та інших видах робіт, виконуваних на свіжому повітрі, відбувається вплив на працюючих природного УФ-випромінювання, як складової сонячної радіації. Окремо слід виділити групу працівників різних професій (звані "прихвачувальники"), які виконують спільні зі зварником роботи з фіксації деталей великогабаритних конструкцій в останній момент накладення первинного шва. Ці роботи виконують самі зварювальники (різних спеціальностей), і працівники інших професій - слюсарі механозбиральних робіт, монтажники та інші. Особливість таких робіт - короткочасність використання зварювальної дуги, її "імпульсний" характер під час "прихвачування" деталей зварювальної конструкції. Зазначені роботи, необхідно виконувати в окулярах із захисними фільтрами.

При впливі надлишкового ультрафіолетового випромінювання можливий розвиток низки захворювань і патологічних станів, насамперед, із боку органу зору, серед яких найчастіше відзначаються катаракта чи помутніння кришталика очі, запалення роговиці (кератит), слизових оболонок (фотоофтальмія). УФ-переопромінювання може призвести до хвороб шкірних покровів: запалювальне почервоніння шкіри чи еритема, прискорення

старіння шкіри, алергічні реакції, пухлини шкіри, в тому числі злоякісні (рак шкіри, меланома).

До засобів колективного захисту від УФВ відносяться різні пристрої (огороджувальні, вентиляційні, автоматичного контролю і сигналізації, дистанційного управління), а також знаки безпеки. Індивідуальний захист від УФВ здійснюють різними екранами: фізичними (у вигляді різних предметів, що поглинають, розсіюють або відображають промені) і хімічними (хімічні речовини та захисні креми, що містять інгредієнти, які поглинають УФВ). Для захисту також використовують виготовлений із тканини (попліну та ін) спеціальний одяг, окуляри із захисними фільтрами. Повний захист від УФВ усіх хвиль забезпечує флінтглас (скло, що містить окис свинцю) товщиною 2 мм. При влаштуванні приміщень враховують, що відображуюча властивість різних оздоблювальних матеріалів для УФВ і видимого світла різна.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Режим зони надзвичайної екологічної ситуації

Режим зони надзвичайної екологічної ситуації - це особливий правовий режим, який може тимчасово запроваджуватися в окремих місцевостях у разі виникнення надзвичайних екологічних ситуацій і спрямовується для попередження людських і матеріальних витрат, відвернення загрози життю і здоров'ю громадян, а також усунення негативних наслідків надзвичайної екологічної ситуації.

Запровадження відповідного правового режиму передбачає виділення державою (або органами місцевого самоврядування) додаткових фінансових та інших матеріальних ресурсів, достатніх для нормалізації екологічного стану і відшкодування завданих збитків, запровадження спеціального режиму поставок продукції для державних потреб, реалізації комплексних та цільових програм громадських робіт.

Законодавство про зону надзвичайної екологічної ситуації становлять:

- Закон України від 25 червня 1991 року "Про охорону навколишнього природного середовища";

- від 14 грудня 1999 року "Про аварійно-рятувальні служби";

- від 16 березня 2000 року "Про правовий режим надзвичайного стану";

- від 13 липня 2000 року "Про зону надзвичайної екологічної ситуації";

- а також прийняті відповідно до них нормативно-правові акти.

Підставами для оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації можуть бути:

- значне перевищення гранично допустимих норм показників якості навколишнього природного середовища, визначених законодавством;

- виникнення реальної загрози життю та здоров'ю великої кількості людей або заподіяння значної матеріальної шкоди юридичним, фізичним особам чи навколишньому природному середовищу внаслідок надмірного забруднення навколишнього природного середовища, руйнівного впливу стихійних сил природи чи інших факторів;

- негативні зміни, які сталися у навколишньому природному середовищі на значній території і які неможливо усунути без застосування надзвичайних заходів з боку держави, або які суттєво обмежують чи виключають можливість проживання населення і провадження господарської діяльності на відповідній території;

- значне збільшення рівня захворюваності населення внаслідок негативних змін у навколишньому природному середовищі. Окрема місцевість України оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації Указом Президента України, затвердженим Верховною Радою України за пропозицією Ради національної безпеки і оборони України або за поданням Кабінету Міністрів України.

В такому Указі Президента України має бути зазначено:

- обставини, що стали причиною та обґрунтуванням необхідності оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації;

- межі території, на якій вона оголошується;

- заходи щодо організаційного, фінансового та матеріально-технічного забезпечення життєдіяльності населення в такій зоні;

- основні заходи, що запроваджуються для подолання наслідків надзвичайної екологічної ситуації;

- обмеження на певні види діяльності в цій зоні;

- час, з якого окрема місцевість оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації;

- строк, на який ця територія оголошується такою зоною.

За наявності достатніх підстав у межах зони надзвичайної екологічної ситуації може бути введений правовий режим надзвичайного стану в порядку, встановленому відповідним законом із запровадженням додаткових заходів.

Юридичні та фізичні особи, винні у порушенні правового режиму в зоні надзвичайної екологічної ситуації, несуть відповідальність згідно з законами України.

4.3 Висновки до розділу

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» описано вплив ультразвуку на організм людини, а також режими зони надзвичайної екологічної ситуації.

ВИСНОВКИ

Проаналізовано методи нейрофункціональних досліджень та діагностики, зокрема електроенцефалографії, егектроенцефалографічного відеомоніторингу, дослідження ВП мозку, методи електроміографії, електронейроміографії. Показано, що найбільш складним в плані проведення та забезпечення однорідності статистичного матеріалу є метод електроенцефалографічного дослідження.

Розглянуто особливості та методику проведення електроенцефалографічних досліджень, типи відведень електроенцефалограми, способи розміщення електродів. Також проаналізовано основні артефакти на електроенцефалограмі та причини їх появи. Встановлено, що найбільший вплив на кінцеві сигнали вносять електродні артефакти, сторонні електричні перешкоди та артефакти руху. Усі вони є результатом недосконалості як методів так і засобів реєстрації ЕЕГ.

Проаналізовано типові структурні та функціональні елементи електроенцефалографа та їхні параметри і характеристики. Можна прийти до висновку, що в оптимальному випадку такі модулі, як комутаційний пристрій, блок підсилення з фільтрами високої та низької частоти та калібрувальний пристрій мають бути конструктивно реалізовані у вигляді єдиного БПС і за можливості розміщуватись максимально близько до електродів відведень. При цьому, якщо такі параметри та характеристики, як значення частоти дискретизації, дозвіл АЦП та смуга пропускання можуть бути оптимально визначені, то такі параметри, як коефіцієнт подавлення синфазного сигналу, вхідний опір підсилювача, вхідний опір електрода та кількість каналів можна удосконалити на основі використання або нових конструктивних рішень або схемо-технічних рішень.

В плані реєстрації ЕЕГ домінуючим є застосування чашкових, мостикових та голчастих електродів. Однак, перші два типи електродів

забезпечують неінвазивну реєстрацію ЕЕГ сигналів, тоді як третій тип електродів передбачає інвазивність методу і внаслідок цього має обмеження на застосування.

Проаналізовано параметри та особливості таких електродів та шоломів для їх фіксації. Вони містять недоліки, пов’язані із недосконалістю конструкцій.

Запропоновано варіант шолома для відбору ЕЕГ. Він являє собою ряд вигнутих смуг з діелектричного матеріалу, які спеціальним чином з’єднуються між собою і утворюють єдину конструкцію. Ця конструкція в кінцевому випадку накладається на голову пацієнта, а згадані діелектричні смуги за рахунок вигнутої форми прилягають до поверхні голови. Також ці смуги розміщуються по осям і меридіанам (система «10-20%»).

Запропоновано на противагу класичним конструкціям електродів використати електроди, контактна поверхня яких є не плоскою, а з великою кількістю циліндричних чи конусних виступів. При невеликій довжині цих вистуупів в декілька міліметрів, вони вільно проникатимуть через волосяні покриви та контактуватимуть зі шкірою голови пацієнта. Планується встановити всередині самого електрода повторювач напруги, який виконаний на польових транзисторах. При цьому такий електрод не потребуватиме додаткового змочування та буде активним.

Як прототип для блока підсилення сигналів використано схемотехнічні рішення виконання енцефалографа Нейроком.

Виготовлення пропонованого варіанта шолома та електродів передбачається методом 3D друку матеріалом ABS+. Цей матеріал являє собою підсилений ударостійкий акрилонітрилбутадієнстирол.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. William O. Tatum IV. Handbook of EEG interpretation. Second edition ed. ISBN: 978-1-62070-016-7. Demos Medical Publishing; 2014.
2. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
3. Григорова І.А., Соколова Л.І., Герасимчук Р.Д. та ін. Неврологія: підручник/ І.А. Григорова, Л.І. Соколова, Р.Д. Герасимчук та ін. — К.: ВСВ Медицина, 2020. — 640 с.
4. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В . Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
5. Чернінський А.О. Електрофізіологія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму / А.О. Чернінський, С.А. Крижановський, І.Г. Зима – К.: Видавець В. С. Мартинюк, 2011, 49 с.
6. Montoya-Martínez J. Effect of number and placement of EEG electrodes on measurement of neural tracking of speech / Montoya-Martínez J., Vanthornhout J., Bertrand A., Francart T. PLOS ONE. 16 (2): e0246769, 2021. doi:10.1101/800979.
7. Jeffrey W. Britton. Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants / Jeffrey W. Britton, Lauren C. Frey, J.L. Hopp, P. Korb, M.Z. Koubeissi, W.E. Lievens, E.M. Pestana-Knight, E.K. Louis St. / American Epilepsy Society, Chicago, 2016. DOI:10.5698/978-0-9979756-0-4
8. Oriano Mecarelli. Clinical Electroencephalography. Springer International Publishing A&G, 2019. 822 p. ISBN 9783030045722.

9. Fiedler P, Griebel S, Pedrosa P, Fonseca C, Vaz F, Zentner L, et al. Multichannel EEG with novel Ti/TiN dry electrodes. Sensors and Actuators A: Physical. 2015. Pp. 139–147. doi:10.1016/j.sna, 2014.

10. Balart-Sánchez SA, Vélez-Pérez H, Rivera-Tello S, Gómez Velázquez FR, González-Garrido AA, Romo-Vázquez R. A step forward in the quest for a mobile EEG-designed epoch for psychophysiological studies. Biomed Tech (Berl), 2019 Dec 18;64(6):655-667. doi: 10.1515/bmt-2017-0189. PMID: 31322998.

11. Seeck M, Koessler L, Bast T, Leijten F, Michel C, et al. 2017. The standardized EEG electrode array of the IFCN. Clin. Neurophysiol

12. Nancy Crotti. These common thermoplastics are ideal for medical device injection molding. MedicalDesign&Outsourcing, 2020.

13. Oksana Dozorska. The methods of biosignals processing and their implementation in the structure of the system of impaired human communicative function compensation / Oksana Dozorska, Vasil Dozorskyi, Evhenia Yavorska, Yuriy Kapatsila, Iryna Pankiv, Andriy Kubashok // Proceedings of the International Conference „Advanced applied energy and information technologies 2021”, 2021 – TNTU, Zhytomyr «Publishing house „Book-Druk “» LLC, 2021. – pp. 151-156

14. Oksana Dozorska. The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. / Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv // Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020. – Lviv-Zbarazh, Ukraine, 2020. – pp.188–192.

15. Патент 152054 UA, МПК (2006): A61B 5/00, A61B 5/25 (2021.01), A61B 5/291 (2021.01). Активний електрод для реєстрації електроенцефалографічних сигналів / Гевко О.В., Гевко І.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є., Паляниця Ю.Б., Кубашок А.В.., Капаціла Ю.Б., Паньків І.М.; заявл. 23.05.2022; опубл. 19.10.2022. Бюл. №42/2022.

16. НейроКом. Комплекс электроэнцефалографический ТУ У 33.1-02066769-001-2002 Инструкция по медицинскому применению АИНЦ.941311.001 И1. Национальный аэрокосмический университет «ХАИ» НТЦ радиоэлектронных медицинских приборов и технологий «ХАИ-МЕДИКА». Х. ХАИ «Медика», 2011. – 168 с.

17. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. Scientific jornal of the Ternopil National Technical University. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.

18. Кузнецов Ю. М. Прогнозування розвитку технічних систем / [Ю. М. Кузнецов, Р. А. Скляров]; під заг. ред. Ю. М. Кузнецова. – К. : ТОВ «ЗМОК». – ПП «ГНОЗІС», 2004. – 323 с.

19. Математичне та комп’ютерне моделювання електрокардіосиґналів у системах голтерівського моніторинґу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с. ISBN 978-617-574-218-1

20. Дозорська О. Ф., Яворська Є. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Є. і Дедів І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

21. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

22. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information

Technologies (CSIT), 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine.

23. Nykytyuk, V., Dozorskyy, V., Kunanets, N., Pasichnyk V., Matsiuk, O., Bodnarchuk, I. Electrical probe-signal processing and criterion for the determination of time parameters of the teeth filling material polymerization process in dentistry. 4th International Conference on Informatics and Data-Driven Medicine, IDDM 2021. Valencia, 19-21 November 2021. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, pp. 54-63.

24. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Гевко О.В. Система реєстрації біопотенціалів для електроенцефалографічних досліджень. “Перспективні технології та прилади”. Галузь науки: технічні (17.03.2020), Категорія: Б. Луцьк. - 2023. Випуск 22. С. 45-54.

25. Palamar A., Pettai E., Beldjajev V. Control System for a Diesel Generator and UPS Based Microgrid. Scientific Journal of Riga Technical University. Power and Electrical Engineering. 2010. Vol. 27. P. 47-52.

26. Автоматизація виробничих процесів : навч. посіб. / Проць Я. І., Савків В. Б., Шкодзінський О. К., Ляшук О. Л. Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2011. 344с.

27. Драґан Я.П., Яворський Б. І., Яворська Є. Б.Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів. Вісник нац. унів. “Львівська політехніка”: зб. наук. пр. Львів: Національний університет “Львівська політехніка”, 2002. № 443. С. 200-205.

28. Паламар М. І., Стрембіцький М. О., Паламар А. М. Проектування комп’ютеризованих вимірювальних систем і комплексів : навч. посіб. Тернопіль : ТНТУ, 2019. 150 с.

29. Яворський Б. І. Математичні основи радіоелектроніки. Частина І. Тернопіль: ТПІ імені Івана Пулюя. 1996. 184 с.

30. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної

(дистанційної) форм навчання / укл.: Стручок В. С. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

УДК 661.831-073.97-71

Василь Дозорський, канд. техн. наук, доц., Оксана Дозорська, канд. техн. наук, Галина Франчевська, Марта Гункевич

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

МЕТОД ТА ЗАСІБ РЕЄСТРАЦІЇ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ НЕЙРОФУНКЦІОНАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Vasil Dozorskyi, Ph.D, Assoc. Prof., Oksana Dozorska, Ph.D, Halyna Franchevska, Marta Hunkevych

METHOD AND MEANS OF BIOPOTENTIALS REGISTRATION TO INCREASE THE EFFICIENCY OF NEUROFUNCTIONAL RESEARCH

Серед методів нейрофункціональних досліджень та діагностики метод електроенцефалографії (ЕЕГ) є найбільш складним в плані проведення та забезпечення однорідності статистичного матеріалу.

Застосування методу ЕЕГ дає можливість виявляти осередки патологічної активності, оцінювати функціональну роботу та навантаження на мозок, а також досліджувати та виявляти нейродегенеративні розлади головного мозку. Крім цього, ЕЕГ широко застосовується для реалізації технології інтерфейсу мозок-комп'ютер, а також дослідження нейрофідбека, який є окремим прикладом біологічного зворотного зв'язку. Крім того, на сьогоднішній день активний розвиток отримали такі напрямки як нейрогеймінг, нейромаркетинг та інтегративне використання нейрогарнітур разом із технологіями віртуальної та доповненої реальності.

В ході проведених досліджень встановлено, що якість відібраних сигналів ЕЕГ а в кінцевому випадку і результат експериментального дослідження залежить від умов відбору, зокрема якості накладання електродів, контакту їх із шкірою поверхні голови, дотримання місць накладання електродів тощо. При цьому встановлено, що відомі поширені сьогодні на ринку медичного обладнання шоломи та електроди для реєстрації ЕЕГ мають багато недоліків. Зокрема у випадку використання шоломів із силіконових чи гумових трубок, до яких вручну кріпляться електроди, потребує дуже багато часу для правильного одягання шолома та розміщення на ньому електродів (кожен електрод встановлюється вручну, а таких електродів може бути більше 16; також потрібно окремо контролювали лікарю якість накладання кожного окремого електрода, якість контакту із поверхнею голови, наносити контактний гель тощо). У випадку ж використання силіконових чи гумових шапочок із наперед встановленими електродами є некомфортним для пацієнтів при довготривалому ЕЕГ дослідженні. Також в останньому випадку може виникати потіння шкіри голови та зменшення міжелектродного опору і подавлення корисних сигналів, чи перетискання кровоносних судин шкіри, потертості. Основним же недоліком електродів для відбору сигналів ЕЕГ є або необхідність використання спеціальних контактних гелів, або змочування спеціальними розчинами контактної поверхні електродів або видалення волосяного покриву голови. Все це створює значний дискомфорт для пацієнтів.

Таким чином, актуальність роботи визначається необхідністю удосконалення існуючих або розроблення нових методів та засобів реєстрації ЕЕГ сигналів через наявність у існуючих і поширених на ринку медичної техніки систем значних недоліків, пов'язаних із недосконалістю електродів для реєстрації електроенцефалографічних сигналів, недосконалістю конструкцій шоломів для фіксації електродів і складністю точного їхнього позиціонування на поверхні голови пацієнтів, схемотехнічних рішень виконання блоків підсилення біопотенціалів.