

## АНОТАЦІЯ

Николайчук В.І. Розроблення засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем. – Рукопис. Кваліфікаційна робота магістра, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Кваліфікаційну роботу магістра присвячено розробленню засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем. Проведено аналіз типів електродів та запропоновано конструкцію із нерівномірною поверхнею для кращого проникнення через волосяні покриви голови та кращого контакту з поверхнею шкіри голови. Для збільшення вхідного опору запропоновано використати повторювачі напруги. Розроблено структуру одного каналу підсилення та фільтрації електроенцефалографічних сигналів.

Ключові слова: електроенцефалографічний сигнал, електрод, система відбору.

## ABSTRACT

Nikolaychuk V.I. Development of signal selection tools for electroencephalographic diagnostic systems. - Manuscript. Master's qualifying work, Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2019.

Master's qualification work is devoted to the development of signal selection tools for electroencephalographic diagnostic systems. The types of electrodes were analyzed and a design with a non-uniform surface was proposed for better penetration through the scalp and better contact with the scalp. It is suggested to use voltage repeaters to increase the input impedance. The structure of one channel of amplification and filtering of electroencephalographic signals has been developed.

Keywords: electroencephalographic signal, electrode, selection system.

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач;

ЕЕГ – електроенцефалографія;

БО – біоб'єкт;

ОП – операційний підсилювач;

СВП – стаціонарний випадковий процес.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ПРОВЕДЕННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	12
1.1 Фізична природа електроенцефалографічного сигналу.....	12
1.2 Основні параметри ЕЕГ.....	13
1.3 Правила реєстрації електроенцефалограми.....	15
1.4 Артефакти на електроенцефалограмі.....	16
1.4.1 Електродні артефакти.....	17
1.4.2 Сторонні електричні перешкоди.....	17
1.4.3 Артефакти руху.....	19
1.4.4 Фізіологічні артефакти.....	19
1.5 Висновки до розділу 1.....	21
РОЗДІЛ 2. МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	22
2.1 Особливості моделювання ЕЕГ сигналів.....	22
2.2 Подання ЕЕГ сигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу.....	23
2.3 Застосування методу ТУРН-аналізу.....	26
2.4 Висновки до розділу 2.....	27
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	28
3.1 Способи відбору ЕЕГ сигналів.....	28
3.2. Обґрунтування конструкції електродів.....	36
3.3. Рішення по виконанню підсилювачів окремих каналів засобів відбору ЕЕГ.....	38
3.4. Висновки до розділу 3.....	41
РОЗДІЛ 4. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАПРОПОНОВАНИХ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ.....	43
4.1 Реалізація засобів відбору ЕЕГ сигналів.....	43

4.2 Опрацювання ЕЕГ сигналу методами гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу.....	44
4.3 Висновки до розділу 4.....	48
РОЗДІЛ 5. СПЕЦАЛЬНА ЧАСТИНА.....	49
5.1 Особливості роботи в середовищі MATLAB.....	49
5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження.....	51
РОЗДІЛ 6. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	53
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	53
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	54
6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	60
6.4 Висновки до розділу 6.....	64
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	65
7.1 Охорона праці.....	65
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	66
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	74
8.1 Актуальність охорони навколишнього середовища.....	74
8.2 Основні джерела забруднення довкілля, що виникають у результаті виготовлення електроенцефалографічних систем.....	75
8.3 Заходи щодо зменшення забруднення довкілля.....	77
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	80
Бібліографія.....	82
ДОДАТКИ	

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Особливо поширеним сьогодні в області медичної діагностики патологічних станів є електроенцефалографічний метод, який полягає в оцінюванні електричної активності окремих структур мозку. Метод полягає в реєстрації різниці потенціалів між окремими електродами відведення прямим чи непрямим способом. Прямий спосіб є інвазивним і передбачає розміщення електродів безпосередньо на поверхні мозку. Більш поширеним у зв'язку із неінвазивністю є непрямий метод відбору так званого електроенцефалографічного (ЕЕГ) сигналу із поверхні голови пацієнта. Такий метод передбачає розміщення значної кількості електродів на поверхні голови, які називаються відведеннями. Сам же електроенцефалограф – пристрій для реєстрації ЕЕГ сигналів, являє собою сукупність каналів підсилення ЕЕГ сигналів кожного відведення, аналого-цифровий перетворювач, вузли інтерфейсу та програмні засоби опрацювання і візуалізації результатів (зазвичай комп'ютерні).

Ефективність функціонування такої складної електроенцефалографічної системи залежить від якості вихідних сигналів, які реєструються у відведенні. При цьому сьогодні застосовуються системи електродів, які розміщуються на так званій ЕЕГ-шапочці чи шоломі, який надівається на голову пацієнта. Електроди в процесі відбору контактують із поверхнею шкіри та сприймають електричні потенціали, що наводяться на поверхні шкіри голови та є результатом роботи внутрішніх структур мозку. В процесі ЕЕГ досліджень поверхня електродів змочується чи покривається спеціальним струмопровідним гелем для забезпечення кращого електричного контакту чутливої поверхні електрода із поверхнею голови. Однак електроди накладаються на поверхню голови через волосся, а контактний гель розтікається, збільшуючи площу контакту та спотворюючи результуючий ЕЕГ сигнал. Також такі системи відбору є особливо чутливими до рухів, викликаючи появу артефактів у структурі ЕЕГ сигналів.

Вказане визначає актуальність задачі розроблення засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем, які не мали б зазначених недоліків.

**Мета і задачі дослідження.** Метою роботи є розроблення засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні задачі:

- провести аналіз літературних джерел за тематикою досліджень;
- проаналізувати фізичну природу ЕЕГ сигналів та типів артефактів, що можуть проявлятися в їхній структурі;
- проаналізувати методи математичного опису та аналізу ЕЕГ сигналів, з метою врахування у засобах відбору інформативно значимих елементів ЕЕГ сигналів;
- проаналізувати відомі способи відбору ЕЕГ сигналів;
- запропонувати конструкцію електродів та засобів відбору ЕЕГ сигналів;
- провести моделювання елементів запропонованої конструкції засобів відбору.

**Об'єкт дослідження:** процес відбору електроенцефалографічних сигналів.

**Предмет дослідження:** засоби відбору електроенцефалографічних сигналів.

**Наукова новизна одержаних результатів.**

Запропоновано використати для відбору електроенцефалографічних сигналів електродів з нерівномірною поверхнею для кращого контакту з поверхнею шкіри голови пацієнта і повторювачів напруги у їхній конструкції для збільшення вхідного опору.

**Практичне значення одержаних результатів.** Одержані результати можуть бути використані для розроблення засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем з

покращеними характеристиками.

**Публікації.** Викладені в роботі результати доповідалися і обговорювалися на VII науково-технічній конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Інформаційні моделі, системи та технології».



# РОЗДІЛ 1

## ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ПРОВЕДЕННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

### 1.1 Фізична природа електроенцефалографічного сигналу

Мозок людини, механізми його діяльності привертають увагу дослідників найрізноманітніших спеціальностей. Об'єктивному вивченню функцій мозку людини поклав початок І.М. Сеченов, який опублікував в 1863 році книгу "Рефлекси головного мозку", де вперше було поставлено питання про закономірності об'єктивного фізіологічного підходу до механізмів психічної діяльності. Електроенцефалографія зародилася на початку ХХ століття. Початок ери електроенцефалографії пов'язують з ім'ям австрійського психіатра Ганса Бергера, який вперше здійснив в 1928 році відбір потенціалів головного мозку у людини. У його ж роботах було приведено опис основних ритмів електроенцефалограми (ЕЕГ) людини і їх зміни при різних функціональних пробах і патологічних проявах в мозку. Подальші успіхи електроенцефалографії були пов'язані з розробкою багатоканальних високочутливих електронних приладів, які давали можливість проводити стандартні дослідження у пацієнтів. А в наш час великий успіх придбали комп'ютерні системи, що дозволили зробити якісно новий крок в діагностиці, і використовують для цього складні математичні методи.

Між двома точками мозку виникають певні напруги, реєстрація та аналіз яких і складають завдання електроенцефалографії. Збудження нервових елементів, згідно з сучасними уявленнями, виникає в результаті процесу їх поляризації і деполяризації. Завдяки вибірковій проникності оболонки нервової клітини по відношенню до виникаючих потенціалів в стані спокою на зовнішній стороні оболонки нервової клітини

встановлюється позитивний заряд, а на внутрішній - негативний.

Виникаючі при постійній поляризації і депольоризації різних нервових елементів головного мозку біоелектричні струми взаємодіють між собою і дають складну інтерференційну криву ЕЕГ. Приклад ЕЕГ наведено на рис.1.1.

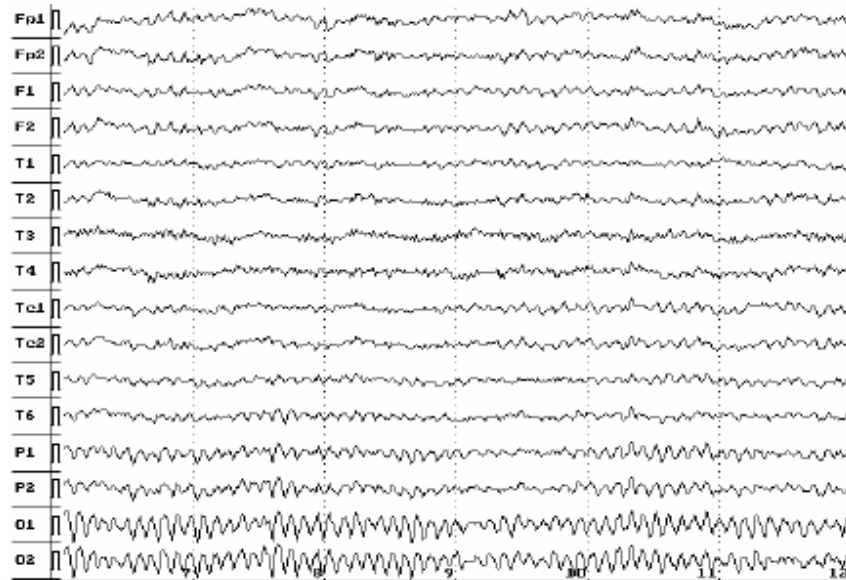


Рис.1.1. Приклад електроенцефалограми

Основним завданням фахівця, який проводить електроенцефалографічне обстеження, є виділення на ЕЕГ значущих ознак, ідентифікація їх параметрів і, далі, складання на їх підставі висновку. Цей процес називається аналізом ЕЕГ.

## 1.2 Основні параметри ЕЕГ

Основними інформативними елементами ЕЕГ є частота, амплітуда і фаза. При цьому, на кожній ділянці запису ЕЕГ зустрічаються хвилі різних частот, і сенсом аналізу є виділення так званих частотних ритмів з енцефалографічного сигналу.

Під поняттям «частотний ритм ЕЕГ» розуміються майже періодичні коливання, що відображають окремий вид електричної активності певної ділянки мозку, а частота цих коливань знаходиться в певному діапазоні

частот.

Найбільш часто для аналізу використовуються чотири основних ритми. Параметри основних ритмів зведені в табл. 1.1.

Крім поняття «ритм» в електроенцефалографії використовується термін феномен. Під ним мається на увазі ділянка запису, що відрізняється за своїми параметрами від фонового запису і має діагностичну цінність при аналізі. Найбільш відомими і важливими серед них є епілептична активність, піки, або спайки, повільні хвилі, комплекси таких хвиль.

*Таблиця 1.1*

### Склад ЕЕГ та її фізіологічні властивості

діапазон	частота	фізіологічні властивості
дельта	до 4Гц	коливання амплітудою 20-30 мкВ можуть зустрічатися у ЕЕГ здорової притомної людини; наявність коливань більш високої амплітуди (40-300мкВ) у ЕЕГ притомної людини є патологічною ознакою (мозкові пухлини); дельта-коливання стають вираженими під час певних фаз природного сну, наркотичного сну або у стані коми
тета	4-7Гц	коливання амплітудою до 40 мкВ можуть зустрічатися у ЕЕГ здорової притомної людини, зростання їх частки є ознакою емоційної активації та інших типів мозкової активності; наявність тета-коливань у більших кількостях пов'язана із патологічними станами або ж зміненими станами свідомості (сон, медитація та ін.)
альфа	8-13Гц	синусоїдальні коливання амплітудою до 100 мкВ, амплітуда яких зростає у лобно-потиличному напрямку, є найбільш вираженим у ЕЕГ здорової притомної людини із закритими очима, у формі вираженого ритму реєструється у 80-90 % людей, пригнічується при відкриванні очей, переході до активної діяльності, аналізу інформації
бета	13-40Гц	коливання амплітудою 5-30 мкВ, наявність яких у ЕЕГ пов'язана із активним функціональним станом мозку, зростання рівня активації головного мозку здебільшого супроводжується зменшенням частки альфа-коливань і зростанням частки бета-коливань; наявність вираженого бета-ритму з амплітудою вище 40 мкВ є патологічною ознакою
гамма	вище 30-40Гц	коливання амплітудою до 10 мкВ, вважається ознакою когнітивних процесів і свідомості; наявність коливань цього діапазону амплітудою вище 15 мкВ є патологічною ознакою

Епілептична активність (інакше судомна активність). Ці коливання показують зв'язок їх з м'язовими судомами і судомними нападами, що виникають при епілепсії. При епілепсії спостерігається наростання амплітуди хвиль на ЕЕГ.

З огляду на перераховані вище особливості ЕЕГ можна відзначити, що при її дослідженні виконуються наступні процедури:

- знімання ЕЕГ;
- фільтрація і придушення перешкод і артефактів;
- визначення інтегральних характеристик ЕЕГ за допомогою візуальної оцінки і з застосуванням методів математичної обробки;
- формування висновку з віднесенням ЕЕГ до деякого варіанту норми або до патологічного класу.

### 1.3 Правила реєстрації електроенцефалограми [5-9]

При енцефалографічних дослідженні важливо отримати інформацію не з якоїсь окремої точки голови, а уявити повну картину розподілу біопотенціалів в головному мозку. Тому зазвичай використовують 8, 10, 16 або 19 відведень, які розташовуються на голові по спеціальних схемах і охоплюють всі відділи головного мозку.

Таким чином, обробка ЕЕГ проводиться одночасно за кількома відведенням в залежності від числа вхідних каналів використовуваного енцефалографічного підсилювача і схем розміщення електродів.

Як уже зазначалося, ЕЕГ являє собою змінну напругу між точками відведення. Прилад для реєстрації ЕЕГ називається електроенцефалографом.

Відповідно на кожен вхід надходить значення різниці потенціалів між двома електродами, один з яких є позитивним, або активним, а інший - негативним, або референтним. Електроди для енцефалографії є хлоросрібні або вугільні пластини. Поляризація електродів виникає внаслідок

електрохімічних процесів в області контакту електрода з шкірою на електроді накопичується надлишок іонів, що призводить до включення в запис коливань постійного потенціалу, що різко спотворюють реєстрацію. Тому в якості матеріалу для енцефалографічних електродів використовують срібло або вугілля, що є найкращими для цих цілей.

Як правило, для закріплення електродів на голові обстежуваного використовується спеціальний гумовий шолом, розмір якого може варіюватися в залежності від обсягу голови обстежуваного.

Відбір ЕЕГ сигналів може бути монополярний і біполярний. Суть монополярного знімання в тому, що все відведення з голови реєструються відносно однієї точки, так званої референтної. Вона, як правило, розташовується або на вусі (або на обох вухах), або на лобі, або на потилиці пацієнта. Біполярне знімання має на увазі реєстрацію напруги між будь-якою парою електродів відведення. Це здійснюється або шляхом комутації відповідних аналогових каналів всередині самого енцефалографа, або за допомогою математичних методів обробки сигналу в персональному комп'ютері. Як правило, енцефалографи першого типу мають можливості формування спеціальних програм комутації електродів при зніманні, де можна задавати як можливість монополярного знімання, так і кілька схем біполярного. Для відведення електроенцефалограми (ЕЕГ) використовують різні схеми розташування електродів. У клінічній електроенцефалографії найчастіше використовують міжнародну систему "10-20".

#### 1.4 Артефакти на електроенцефалограмі [5-9]

При записі електроенцефалограми можуть реєструватися потенціали, що виникають не в головному мозку. Їх прийнято називати артефактами. У деяких випадках розпізнавання артефактів та їх відмінність від біопотенціалів головного мозку представляє значні труднощі і може бути причиною помилкової інтерпретації електроенцефалограми. Тому виявлення

артефактів є обов'язковою умовою кваліфікованого трактування електроенцефалограми, а знання причин їх виникнення та вміння їх усунення забезпечують можливість отримання якісного запису.

Найбільш часті причини появи артефактів наступні: 1) поганий контакт електродів, 2) сторонні електричні перешкоди, 3) артефакти, обумовлені рухом, 4) поява в записі біопотенціалів, що виникають не в головному мозку, а в інших тканинах організму.

#### 1.4.1 Електродні артефакти [5-9]

Звичайна причина їх появи - поганий контакт електродів. У записі від цього електрода виникають поодинокі чи ритмічні гострі хвилі (рис. 1.8, 1), які при заміні електрода іншим (у разі його поломки або розриву в сполучному проводі), поліпшенні контакту електрода зі скальпом або з втулкою сполучної коробки зникають з електроенцефалограми. Виявленню цього артефакту значно допомагає вимірювання опору електрода, яке в даних випадках зазвичай перевищує 10 000 ом. Однак іноді (при наявності багатожильного проводу) електродний артефакт може спостерігатися і при низькому опорі електрода. У цих випадках підозрюваний електрод треба змінити.

При механічному зсуві електродів на електроенцефалограмі реєструються великої амплітуди і тривалості нерегулярні потенціали, а іноді спостерігаються плавні зміщення середньої лінії (рис. 1.5, 2 і 3). Цей артефакт легко усунути ретельним кріпленням електрода або невеликим зсувом його на інше місце.

#### 1.4.2 Сторонні електричні перешкоди [5-9]

Одним з найбільш частих джерел зовнішніх перешкод є електромережі будівлі, в якій знаходиться електроенцефалографічна установка. Потрапляючи на вхід підсилювача, ця наводка змінного струму виглядає в записі як низьковольтна гребінка, накладена на електроенцефалограму, а якщо вона велика, то повністю нівелює мозкові потенціали (рис. 1.5, 4). Цей артефакт легко можна, розпізнати при великій швидкості руху паперу або

плівки (6 мм/сек), так як при цьому чітко виявляються однакової амплітуди ритмічні коливання частотою 50 в секунду.

Якщо наводка спостерігається тільки в одному відведенні, необхідно перевірити опір відповідного електрода, так як в цьому випадку вона може бути обумовлена поганим контактом електрода або його поломкою.

При наявності наведення на всіх каналах необхідно перевірити ретельність заземлення приладу і хворого. Слід мати на увазі, що робота високочастотних приладів, таких, як рентген, діатермія, телевізор, телефон, а також різних моторів і ліфта може бути джерелом великих наведень. Тому електроенцефалографічні установки повинні бути територіально віддалені від них, а лабораторія добре екранована.

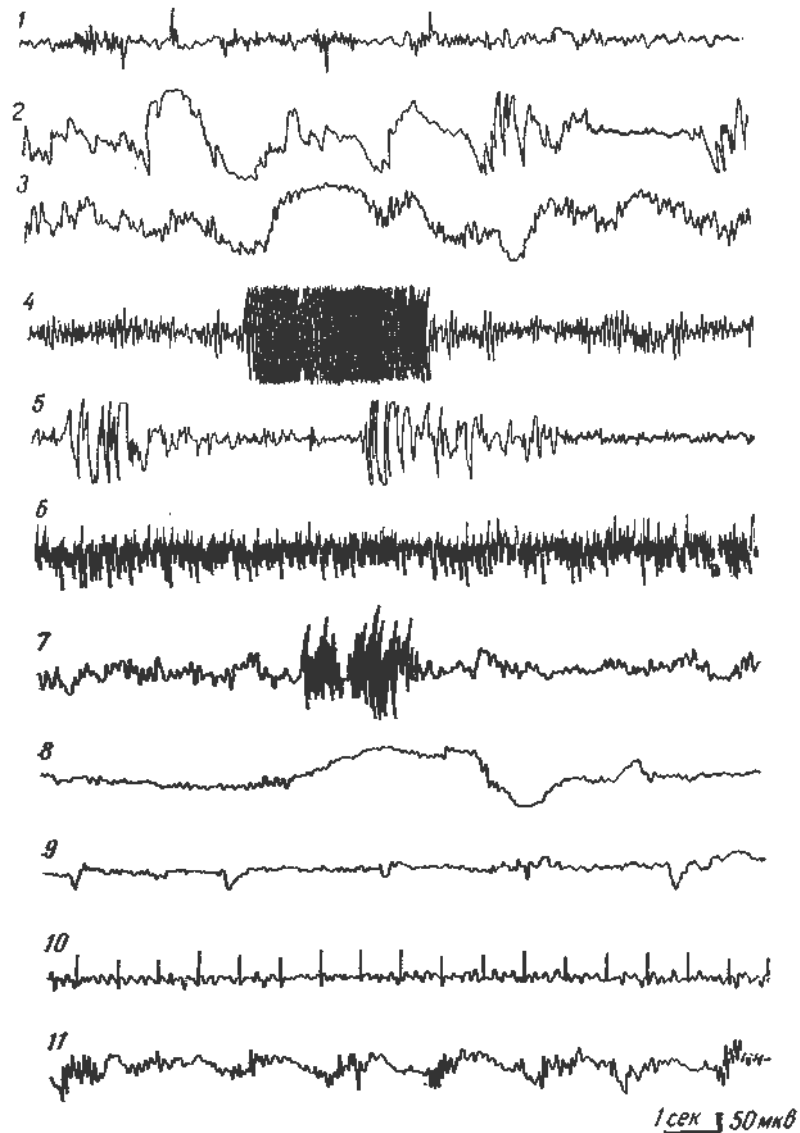


Рис. 1.2. Типи артефактів: 1, 2, 3 - електродні артефакти; 4 - сторонні

електричні перешкоди; 5 - артефакти, викликані рухом піддослідного; 6, 7 - м'язові потенціали, викликані напруженням м'язів корпусу і морщенням чола відповідно; 8 - шкірні потенціали; 9 - моргання; 10 - електрокардіограма на тлі електроенцефалограми; 11 - пульсові хвилі.

#### 1.4.3 Артефакти руху [5-9]

Будь-який рух піддослідного (корпусу, голови, рук, ніг, пальців, дотик до нього і т. д.), так само як хитання проводів або невеликі зсуви електродів, супроводжуються появою на електроенцефалограмі нерегулярних високого вольтажу хвиль (рис. 1.2, 5) .

Ці артефакти, як правило, легко помітні і зникають після припинення відповідних рухів. Ритмічні рухи, як, наприклад, тремор голови, рук або ніг, можуть зумовити появу на електроенцефалограмі повільних ритмічних хвиль.

#### 1.4.4 Фізіологічні артефакти [5-9]

Біопотенціали, що виникають в різних частинах тіла, можуть бути в деяких випадках настільки великі, що спотворюють або навіть забивають власне мозкові потенціали.

До таких фізіологічних артефактів відносяться наступні:

I. М'язові потенціали. При напруженні м'язів виникають високовольтні потенціали, важко відмітні від швидких коливань електроенцефалограми. Походження їх нерідко легко вдається встановити по локальності їх появи на електроенцефалограмі. Так, в лобових відведеннях вони часто з'являються при сильному стисненні повік, морщенні лоба або нахмурюванні брів. Розслаблення відповідних м'язових груп піддослідних у відповідь на прохання злектроенцефалографіста зазвичай знімає ці артефакти.

Для зменшення можливості появи м'язових потенціалів необхідно, щоб піддослідний при записі електроенцефалограми знаходився в зручному положенні (лежав або сидів з підкладеним під голову валиком) з розслабленими по можливості м'язами.



II. Шкірні потенціали. Шкіра має дуже повільно змінюваний потенціал, величина якого залежить від її опору.

Опір шкіри при пітливості різко знижується. Ефект значної зміни шкірного опору відомий під назвою шкірно-гальванічного рефлексу. При значній пітливості шкірно-гальванічний рефлекс, що виявляється плавними тривалими зсувами середньої лінії, спотворює електроенцефалограму.

Найчастіше ці повільні хвилі видно на місцях скальпа, позбавлених волосся, - в лобових відведеннях, а у лисих суб'єктів вони можуть реєструватися дифузно у всіх відведеннях. Для усунення цього артефакту необхідно, щоб в кімнаті, в якій проводяться дослідження, підтримувалася нормальна температура. При появі артефактів, обумовлених пітливістю шкіри, рекомендується спітнілі місця легко протерти спиртом,

III. Очні потенціали. При русі очей виникає шкірно-ретинальний потенціал, який реєструється на електроенцефалограмі як високоамплітудна синусоїдальна або монофазна хвиля. Так як при закриванні очей очні яблука повертаються вгору (симптом Бьоля), такі ж потенціали виникають і при морганні.

Для зняття цього артефакту треба переконати досліджуваного в необхідності щільно закрити очі, але не стискати повіки і не моргати. У деяких випадках буває доцільно надіти досліджуваному окуляри і підкласти під них ватні подушечки для легкого тиску на очні яблука.

При ністагмі ритмічні рухи очних яблук можуть викликати появу на електроенцефалограмі (переважно лобових областей) ритмічних коливань частотою 3-6 в секунду, важко відмітних від дельта- або тета-активності. Розпізнаванню артефакту в цих випадках може допомогти одночасний з електроенцефалографією запис активності очних яблук за допомогою електродів, покладених на закриті повіки.

IV. Потенціали серця. Іноді на електроенцефалограмі реєструються високоамплітудні спайкоподібні ритмічні коливання, що представляють зубець QRS електрокардіограми.

У більшості випадків це спостерігається при поганому контакті якогось електроду (особливо вушного). Цей артефакт легко розпізнати, якщо зіставити його появу з ритмом серцевих скорочень, а в сумнівних випадках рекомендується записати на одному з каналів електроенцефалографа електрокардіограму. Іноді на електроенцефалограмі можуть з'являтися ритмічні повільні хвилі, що йдуть в ритмі пульсу внаслідок знаходження електрода безпосередньо над пульсуючою судиною (рис. 1.5, 11). У цих випадках часто навіть незначне зміщення електрода позбавляє від артефакту.

### 1.5 Висновки до розділу 1

Проаналізовано можливості методу електроенцефалографії та параметри ЕЕГ сигналів, які несуть діагностичну інформацію.

Проаналізовано особливості відбору ЕЕГ сигналів та встановлено, що на якість самих сигналів впливає поява у їхній структурі різного роду артефактів. Одним із них є артефакт руху, який пов'язаний із недосконалістю конструкції самих електродів і виникає зокрема через поганий контакт між електродом та шкірою голови обстежуваного.

## РОЗДІЛ 2

### МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

#### 2.1 Особливості моделювання ЕЕГ сигналів

Важливим є забезпечення можливості при оцінюванні ЕЕГ отримання об'єктивних кількісних показників для оцінювання станів норми, патології чи змін в одному із зазначених станів, оскільки метод ЕЕГ дає в основному якісні оцінки, а результати формування висновку є зачасти суб'єктивними, оскільки формуються на основі візуального оцінювання ЕЕГ. На початках застосування методу ЕЕГ підрахунок її кількісних параметрів проводився вручну.

Так з'явилися поняття індексів ритмів (наприклад, альфа-індекс, індекс дельта-хвиль). Під індексом фактично розуміли відношення тривалості домінування розглянутого ритму до тривалості всієї ЕЕГ, виражене у відсотках. З огляду на велику трудомісткість і малу точність, цей метод не знайшов подальшого розвитку до появи можливості автоматично отримувати ці величини.

Наступний розвиток методів опрацювання ЕЕГ проходив із застосуванням методів комп'ютерного аналізу. Для такого аналізу задача стиснення ЕЕГ, по можливості без втрати діагностичної інформації, є надзвичайно важливою, оскільки зменшує обсяг оброблюваних даних і дає можливість швидко класифікувати енцефалограми. Наприклад, якщо аналізувати самі числові відліки сигналу, то, по-перше, цей процес займе багато часу, а по-друге, варіабельність самих ЕЕГ, що відносяться до однієї і тієї ж патології, дуже висока і будь-яка класифікація неможлива. Для представлення ЕЕГ в стислому вигляді можливе використання різних алгоритмів стиснення. В [15] розглянуто параметричний опис ЕЕГ за допомогою авторегресійного аналізу, який, серед інших можливостей,

дозволяє отримати математичну модель сигналу, здійснивши тим самим стиснення інформації, присутньої у вихідній ЕЕГ.

Відповідно, усі сучасні способи комп'ютерного опрацювання ЕЕГ опираються на застосуванні певних математичних моделей.

З появою електронно-обчислювальних пристроїв, широке поширення почав отримувати спектральний аналіз ЕЕГ. Популярність цього методу пояснюється простотою і наочністю подання результатів обчислень, коли швидко і точно можна сказати про переважання на даній ділянці ЕЕГ того чи іншого ритму і частоти.

## 2.2 Подання ЕЕГ сигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу

Як згадувалось вище, широкого застосування набула теорія сигналів, яка базується на стаціонарній моделі. При цьому такі сигнали подаються у вигляді стаціонарного випадкового процесу (СВП). При поданні ЕЕГ сигналів як СВП  $\xi(t)$  у вузькому сенсі, всі багатовимірні функції розподілу не залежать від часу, тобто при довільних  $n$  і  $t_0$  буде справедливою рівність:

$$F_n(x_1, \dots, x_n; t_1 + t_0, \dots, t_n + t_0) = F_n(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n),$$

а при поданні ЕЕГ сигналів як СВП в широкому сенсі, його математичне сподівання не залежить від часу ( $M\xi(t) = m = \text{const}$ ), а кореляційна функція залежить тільки від різниці аргументів  $(t_2 - t_1)$ , тобто  $R(t_1, t_2) = M(\xi(t_1) - m)(\xi(t_2) - m) = R(t_2 - t_1)$ .

Зображення випадкових функцій з відповідними поданнями їх кореляційної функції характеризують моделі стохастичних явищ в рамках кореляційної теорії [4,25].

Теорія Вінера внесла нові аспекти в концепцію гармонічного і спектрального аналізу коливань і дала коректний опис незагасаючих

коливань з неперервним спектром [25]. Було проаналізовано можливість розкладу не самого коливання, а допоміжної функції  $\varphi_f(\tau)$ , яка характеризує розподіл потужності гармонічних складових вхідного коливання.

Н.Вінер розглянув [69] такі функції  $f(t)$ , для яких при всіх  $t \in \mathbf{R}$  існує рівномірно обмежена по  $\theta$  кореляційна функція:

$$\varphi_f(\tau) = \lim_{\theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\theta} \int_{-\theta}^{\theta} f(t+\tau) \overline{f(t)} dt.$$

Ця функція є неперервною при всіх значеннях аргументу і має складові з тими самими частотами, що й функція  $f(t)$ . Вона має властивості симетрії  $\overline{\varphi_f(-\tau)} = \varphi_f(\tau)$  та обмеженості  $|\varphi_f(\tau)| \leq \varphi_f(0)$ .

Гармонічне зображення часто називають гармонічним або спектральним аналізом. Його звичайно розглядають для випадкових процесів, стаціонарних у широкому сенсі. У 1934 році їх ввів і дав гармонічний розклад відповідних кореляційних функцій О.Я. Хінчин. Тим самим результат Н. Вінера був перенесений О.Я. Хінчином на функції, значення яких є випадковими. По-суті, перетворення Фур'є перенесено на ВП:

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\tau\omega} S(\omega) d(\omega).$$

Спектральна щільність:

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-i\tau\omega} d\tau,$$

обчислюється з врахуванням того, що  $\int_{-\infty}^{\infty} |R(\tau)|^2 d\tau < \infty$ .

Перший гармонічний розклад таких процесів отримав у 1937 році Є.Є.Слущкий. У 1941 році, застосовуючи дослідження гільбертового

простору, О.М.Колмогоров вивчив стаціонарні у широкому сенсі послідовності [25]:

$$\xi(\omega, t) = \int_{\Lambda} \varphi(t, \lambda) dz(\omega, \lambda),$$

де  $\varphi(t, \lambda)$  - задана числова функція;

$Z(\omega, \Delta)$  - функція множин, задана на відповідному класі підмножин  $\Lambda$  з значенням в  $H_{\xi}$ ;

$\Delta$  - множина з цього класу.

Оскільки

$$R(t_1, t_2) = (\xi(\omega, t_1), \xi(\omega, t_2)) = M\xi(\omega, t_1) \overline{M\xi(\omega, t_2)},$$

то кореляційна функція такого процесу зображається у вигляді

$$R(t_1, t_2) = \iint_{\Lambda \times \Lambda} \varphi(t_1, \lambda_1) \overline{\varphi(t_2, \lambda_2)} F(d\lambda_1, d\lambda_2),$$

де  $\lambda_1, \lambda_2 \in \Lambda \subset C$ ;

$F(d\lambda_1, d\lambda_2) = MZ(\omega, d\lambda_1) Z(\omega, d\lambda_2) = F(\Delta, \Delta')$  - комплекснозначна спектральна міра ( $\Delta, \Delta' \subset \Lambda$ ).

У 1945-1946 роках М.Лоев ввів розклад нестационарного процесу другого порядку на гармоніки і назвав таку властивість гармонізовністю: міра  $F(\Delta, \Delta')$  - розподілена по всій площині  $\Lambda \times \Lambda$ , функції  $\varphi(t, \lambda) = e^{it\lambda}$  - зображення Лоева.

Математичну умову гармонізовності за Лоевим було названо Розановим абсолютною інтегровністю. Ним же було введено поняття гармонізовності, справедливе для будь-якого гільбертового процесу (гармонізовність за Розановим).

Відповідно до проведеного вище аналізу ЕЕГ сигналів такий сигнал на

коротких проміжках часу, рівних декільком секундам, може розглядатись як СВП, однак, в цілому він є нестационарним процесом.

Модель СВП відображає складність ЕЕГ сигналів в спектральному розподілі потужності, але не відображає його часової структури. Однак модель ЕЕГ сигналу у вигляді стаціонарного процесу не буде адекватною задачі виявлення діагностичних ознак. Тому адекватним задачі діагностування буде подання ЕЕГ сигналів у вигляді випадкового (стохастичного) нестационарного процесу.

### 2.3 Застосування методу ТУРН-аналізу

Іншим можливим підходом до проблеми подання ЕЕГ в стислому вигляді за допомогою алгоритмів цифрової обробки є так званий турн-амплітудний аналіз. Перевагою його є відносна популярність серед лікарів-нейрофізіологів і простота в порівнянні навіть із спектральними оцінками. Фактично, на ранніх етапах автоматизованої діагностики він заміняв побудову спектра потужності сигналу. Незважаючи на появу нових методів, на сьогоднішній день турн-амплітудний аналіз є чи не основною методикою при дослідженні м'язової активності. Сенс її в тому, щоб підрахувати в сигналі число так званих турнів на секунду. Турном називається зміна знака зміни потенціалу за умови проходження ним до чергового повороту різниці потенціалів не менше певного порогу. Таким чином, прийнятий сигнал розбивається на ділянки по 1 секунді, і на кожній такій ділянці знаходиться кількість турне і їх середня амплітуда. За значеннями цих параметрів в кожній такій точці будується графік, де на перетині цих значень ставиться хрестик.

Після проведення обстеження виходить хмара з таких хрестиків, яка і несе смислове значення для лікаря. Існують нормативні хмари, з якими порівнюється отримане і визначається наявність якого-небудь патологічного процесу. Положення хмари на графіку, а також її розкид дає уявлення про

амплітуду і тривалості піків, тобто фактично дає амплітудно-частотну оцінку процесу. Важливе значення має також значення відношення середньої амплітуди до числа турнів за 1 секунду.

Фахівці-нейрофізіологи вважають, що турн-амплітудний аналіз є свого роду заміною спектральної оцінки сигналу. По крайній мірі, величина, зворотна числу турнів на секунду, дає значення середньої частоти односекундної вибірки сигналу, а також амплітуду цієї частоти.

#### 2.4 Висновки до розділу 2

Проаналізовано типи математичних моделей та методи опрацювання ЕЕГ сигналів в сучасних діагностичних системах. Встановлено, що аналізу підлягає часова, енергетична та частотна структура ЕЕГ сигналів. При цьому, для збереження інформативності таких сигналів засоби відбору ЕЕГ сигналів повинні мінімізувати рівні шумів, що наводяться в сигналі у конкретному відведенні та забезпечувати не спотворення форми і частотних параметрів самого сигналу. Важливим є усунення або компенсація артефактів руху.



## РОЗДІЛ 3

### РОЗРОБЛЕННЯ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

#### 3.1 Способи відбору ЕЕГ сигналів

Реєстрація різниці потенціалів будь-якої пари електродів називається відведенням. Існує два основні методи відведення; монополярний (уніполярний) і біполярний.

При монополярному відведенні реєструється різниця потенціалів різних точок головного мозку по відношенню до одного спільного електроду. Його зазвичай поміщають на вухо, соскоподібний відросток, іноді на перенісся і нерідко називають «індиферентним» (рис. 1, А). Такий запис електроенцефалограми дає можливість порівнювати амплітуду і періоди біоелектричної активності різних ділянок головного мозку, локалізувати вогнища патологічної активності і досліджувати активність не тільки поверхнево розташованих, але і більш глибоких нейронних структур головного мозку.

Однак цей метод має й істотні недоліки. Причина цього полягає в тому, що загальний електрод, по відношенню до якого ведеться запис з усіх інших електродів, розташованих на голові, по суті не є індиферентним. Потенціал цього загального електрода практично ніколи не дорівнює нулю, і величина його значною мірою обумовлюється величиною потенціалів сусідніх з ним ділянок головного мозку, що не може не позначатися на різниці потенціалів, записуваних з різних електродів по відношенню до цього загального електроду. Заземлення ж його значно змінює роботу підсилювача, підвищуючи його чутливість до різних перешкод, і практично не застосовується.

Найбільш поширеною в даний час при багатоканальному записі

електроенцефалограм з великих ділянок головного мозку є монополярний запис по відношенню до штучно створеної, як би нейтральної точки. Це досягається з'єднанням усіх електродів через перехідний опір воедино і записом біопотенціалів всіх електродів по відношенню до цієї усередненої точки. Однак при такому загальному електроді також є значний вплив його потенціалу на різницю потенціалів, записувану з інших електродів по відношенню до цього електроду. Тому хоча монополярне відведення і дає можливість локалізувати патологічну активність, проте максимальна амплітуда її в тому або іншому відведенні не може служити надійним показником її справжнього місця виникнення.

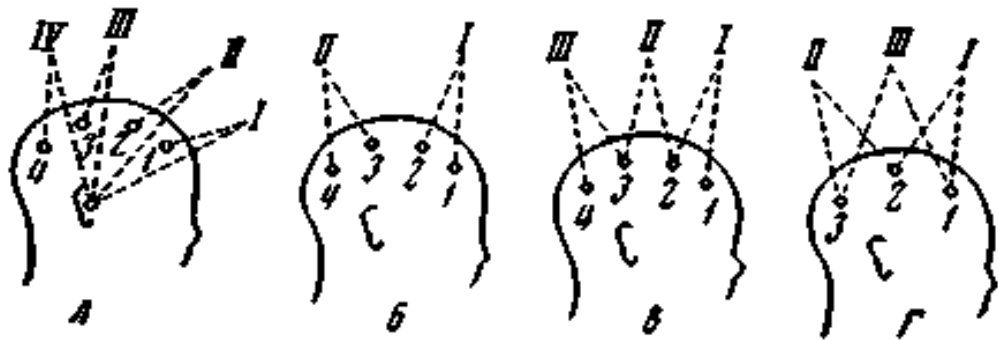


Рис. 3.1. Схематичне зображення різних методів відведення біопотенціалів головного мозку: А - уніполярний; Б, В, Г - біполярний: парний, ланцюжком, триангуляційний; 1, 2, 3, 4 - електроди; I, II, III, IV - канали електроенцефалографа

При біполярному методі проводиться оцінювання величини різниці потенціалів між електродами, які розташовані на голові (рис. 3.1, Б), що забезпечує більшу точність локалізації вогнища патологічної активності. Велике значення при цьому має величина міжелектродної відстані; чим далі один від одного розташовані електроди, тим грубішим є визначення топічної локалізації вогнища. Однак при занадто малій відстані між електродами виявлення патологічної активності може бути ускладнено внаслідок значного зниження амплітуди коливань, що посилюється ще й наявністю синфазності коливань під двома прилеглими електродами. У більшості випадків при

збільшенні міжелектродної відстані амплітуда електроенцефалограми зростає. Але в деяких випадках, наприклад при наявності синфазної активності в симетричних пунктах двох півкуль, біполярний запис виявляє невелику амплітуду коливань, хоча електрична активність цих ділянок головного мозку може бути дуже високою, що буває ясно видно при монополярному відведенні біоелектричної активності з кожного з цих електродів. В той же час, протифазна активність, наявна під двома електродами при біполярному записі, може зумовити значно більшу амплітуду коливань в порівнянні з тією, яка є в цих ділянках головного мозку, про що свідчать монополярні відведення від тих же електродів.

Таким чином, незважаючи на переваги біполярного методу відведення біопотенціалів для локалізації осередків патологічної активності головного мозку, він має і свої недоліки: неможливо точно визначити, під яким із двох електродів виникає те чи інше коливання потенціалу і який вольтаж електричної активності в певній ділянці головного мозку.

Для підвищення точності локалізації при біполярному методі застосовують відведення біопотенціалів ланцюжком, користуються методом триангуляції і зміни фаз (phasereversal).



Рис. 3.2. Хвилі в фазі, поза фазою, зміна фаз.

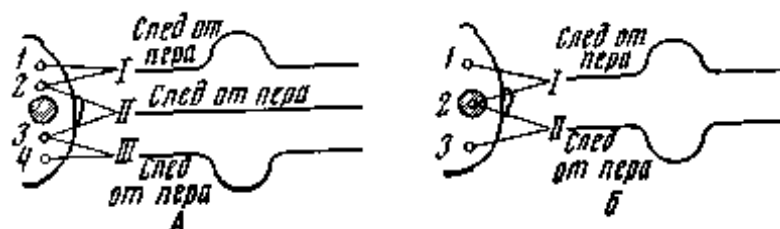


Рис. 3.3. Визначення локальності ураження при біполярному методі відведення біопотенціалів головного мозку: А - при розташуванні електрода над вогнищем ;. Б - при розташуванні електродів на однаковій відстані від

вогнища; 1, 2, 3, 4 - електроди; I, II, III - канали

При біполярному записі біопотенціалів «ланцюжком» відведення беруть таким чином, щоб другий електрод з першої пари електродів був першим у другій парі електродів, а другий електрод цієї пари був би першим в третій парі електродів (рис. 3.1, В).

Таке відведення дає можливість досить точно визначити, під яким саме електродом виникає те чи інше коливання, а розташовуючи багато електродів на скальпі і проводячи біполярний запис електроенцефалограми такими ланцюжками, вдається локалізувати навіть невелике вогнище патологічної активності.

При користуванні методом триангуляції електроди в досліджуваній області головного мозку розташовують як би по кутах трикутника або по прямій лінії і з'єднують їх таким чином, щоб другий електрод першої пари електродів був першим у другій парі, а другий електрод другої пари з'єднують з першим електродом першої пари; (Рис. 3.1, Г).

Виявленню вогнища патологічної активності при застосуванні цих методів відведення значно допомагає наявність у двох відведеннях зміни фаз реєстрованих потенціалів.

У електрофізіології прийнято називати коливання, спрямоване в записі вгору, негативним, а вниз - позитивним. Якщо хвилі, однакові за формою і тривалістю, одночасно з'являються в різних відведеннях як позитивні або як негативні, кажуть, що вони знаходяться у фазі. Якщо між початком позитивної і негативної фази цих хвиль є проміжок, кажуть, що вони знаходяться поза фазою, а якщо співвідношення їх таке, що негативна фаза однієї хвилі виникає одночасно з позитивною фазою іншої хвилі, кажуть, що хвилі перебувають поза фазою на  $180^\circ$ , тобто є зміна фаз (рис. 3.2). В умовах біполярного запису потенціалів ланцюжком або методом триангуляції електрод, розташований над або поблизу вогнища патологічної активності і є спільним для двох відведень, зумовить появу в записі однорідних коливань,

що знаходяться в протифазі (рис. 3.3, А). Це значно полегшує розпізнавання локалізації вогнища патологічної активності, завдяки чому даний метод знаходить широке застосування в клінічній електроенцефалографії. Проте можливі випадки, коли один тільки біполярний запис, незважаючи на варіації в його проведенні, не може дати чіткого уявлення про локалізацію вогнища. Як приклад можна навести випадок, коли два електроди будуть розташовуватися на однаковій відстані від патологічного вогнища, в результаті чого не буде реєструватися взагалі ніякої різниці потенціалів між ними, так як величина потенціалу, що реєструється в цих двох відведеннях, буде одна і та ж, а полярність - прямо протилежна (рис. 3.3, Б). Тому біполярний запис біопотенціалів також не може вважатися найкращим методом відведення. У кожному випадку залежно від завдання дослідження електроенцефалографіст повинен вирішити, який метод відведення і які його варіанти слід застосувати.

Найбільш точні і достовірні дані можуть бути отримані при використанні різних методів відведення (як моно-, так і біполярних) в умовах багатоканального запису електроенцефалограми.

Залежно від числа каналів в електроенцефалографії на скальп досліджуваного поміщають різне число електродів. Їх зазвичай розташовують в симетричних пунктах правої і лівої півкуль, оскільки асиметрія в електричній активності одних і тих же областей двох півкуль є важлива для оцінювання нормальної електроенцефалограми.

При невеликому числі каналів намагаються записати біопотенціали від основних областей головного мозку. При більшому числі каналів в одній і тій же області поміщають кілька електродів. Зручно електроди правої сторони голови з'єднувати з парними номерами гнізд комутатора, а лівої з непарними або навпаки. При цьому слід приділяти велику увагу правильності підключення відповідних електродів на канали електроенцефалографа щоб уникнути створення штучної появи зміни фаз (рис. 3.4).

При накладенні електродів на голову досліджуваного необхідно чітко

уявляти собі приблизну проекцію різних за своєю структурою і функціями областей головного мозку на череп і скальп (рис. 3.4).

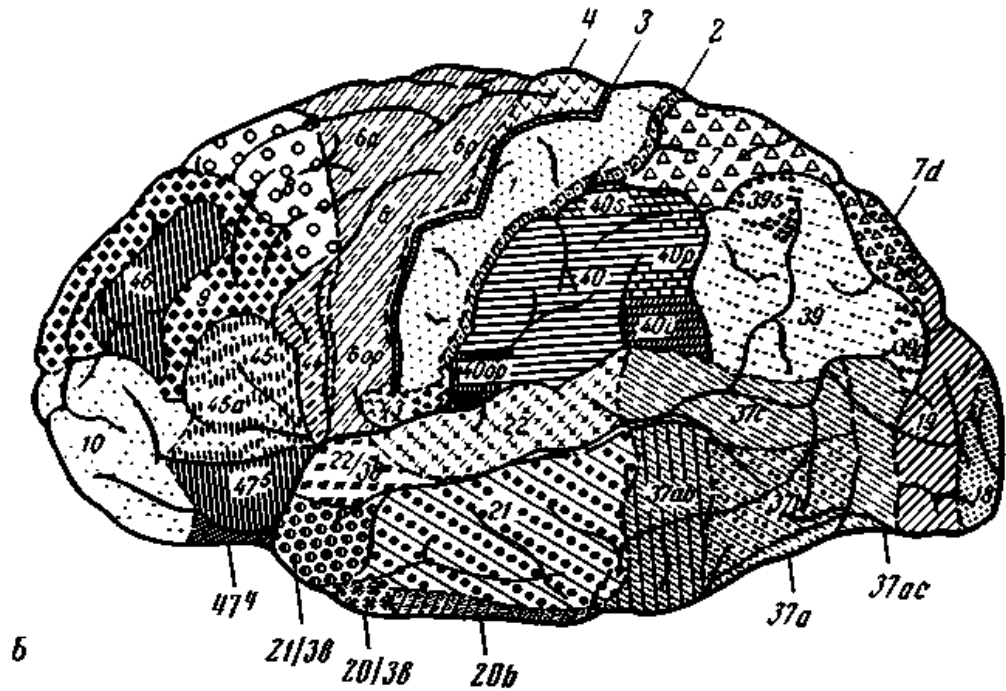


Рис. 3.4. Проекція на череп борозен і звивин (А) та карта цитоархітектонічних полів кори головного мозку людини (Б)

Для стандартизації місць накладення електродів у досліджуваних з різним розміром голови Jasper (1954) запропонував використовувати дві умовні основні лінії: одна з них, поздовжня, проходить через перенісся і потиличний бугор, а інша, поперечна, з'єднує обидва вушних проходи, проходячи через середину поздовжньої осі.

Ці основні лінії розбивають на ділянки, вимірювані у відсотках від загальної довжини кожної з них. Крайні електроди розташовуються на відстані 10% довжини цієї лінії від вихідних точок, а інші знаходяться один від одного на відстані 20% довжини відповідної осі. Рядами від цих електродів розташовуються всі інші (всього 21) (рис. 3.5).

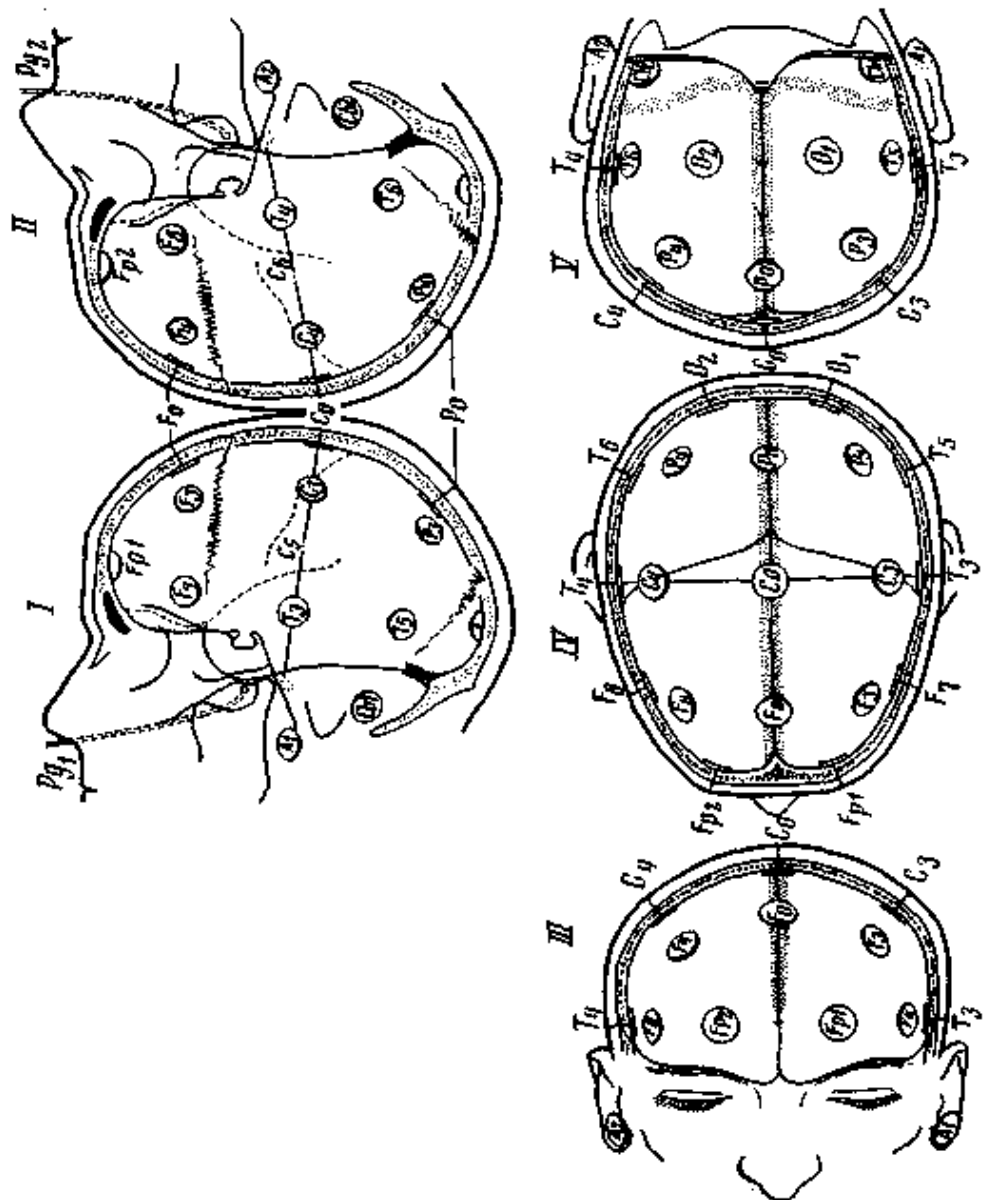


Рис. 3.5. Схема стандартних положень електродів, що використовуються під час електроенцефалографії, I - вид зліва; II - вид праворуч; III - вид спереду; IV - вид зверху; V - вид ззаду. Вид збоку зображений після рентгенологічного дослідження становища сильвієвої і роландової борозен щодо вимірних положень електродів. Крім того, підтвердження положення цих електродів щодо головного мозку зроблено при анатомічному дослідженні на аутопсії; для цього в черепі в місцях вимірняного розташування електродів були просвердлені отвори, через які кору позначили тушшю, потім головний мозок витягли для фотографування (Jasper, 1954).

На голові виділяють вісім областей: лобовий полюс (Fp), лобову (F), центральну (C), тім'яну (P), потиличну (O), височну (T), базальну і мозочкову (Cb) області. Вушний електрод (A) може розглядатися як електрод нижньої частини скроневої області, але, крім того, він використовується для відведення потенціалів з глибини скроневої області, хоча існують і спеціальні базальні електроди: носоглотковий, вушний тощо. Положення електродів на середній лінії позначаються просто відповідними літерами (Fp, F, C і т. д.), а бічні положення - цими ж буквами з цифровими індексами, ліворуч - непарними (F3, C3 і т. д.), справа - парними (F4, C4 і т. д.). У всіх областях, крім скроневої, точки, позначені найменшими індексами, розташовані найближче до середньої лінії. У скроневої області точки нумеруються від полюса назад: T1 - полюс скроневої частки, що не досягається поверхневими електродами, T3 - середня скронева область, T5 - задня скронева область зліва (T2, T4 і T6 - відповідні точки в правій півкулі).

Для повсякденних досліджень користуються 15-16 електродами, решту застосовують для більшої точності при визначенні локалізації вогнища або в тих випадках, коли звичайні дослідження бувають недостатніми для виявлення будь-яких порушень електроактивності головного мозку.

Ця схема розташування електродів, відома як система 10/20 електродів (оскільки ця цифра вказує на процентні відносини передньо-заднього і вінцевого вимірювань, проведених для визначення положення електродів), була прийнята і опублікована термінологічним комітетом інтернаціональної федерації з електроенцефалографії в якості міжнародної (Jasper, 1958).

У багатоканальних електроенцефалографах нерідко є стандартний монтаж 2-3 або більше систем положення електродів, завдяки чому можна за допомогою одного перемикача одномоментно міняти відведення у всіх каналах.

Хоча стандартних обов'язкових схем відведень біопотенціалів не існує, проте в кожній лабораторії необхідно при всіх клінічних дослідженнях користуватися єдиною, прийнятою в цій лабораторії схемою, доповнюючи її



залежно від завдання дослідження іншими варіантами відведень. Це полегшує зіставлення різних електроенцефалограм, записаних як у різних хворих, так і у одного і того ж хворого в різний час.

### 3.2 Обґрунтування конструкції електродів

В переважній більшості сучасних ЕЕГ комплексів застосовуються чашкові електроди, що утворюють ємнісну систему із поверхневими структурами шкір голови. При цьому електроди накладаються на поверхню голови без усунення волосяного покриву, що призводить до поганої якості прилягання електродів до шкіри голови, появи значного рівня шумів, артефактів руху тощо, що пов'язано із розтіканням контактного гелю зпід електрода. Конструкція таких електродів наведена на рис. 3.6 та рис. 3.7.

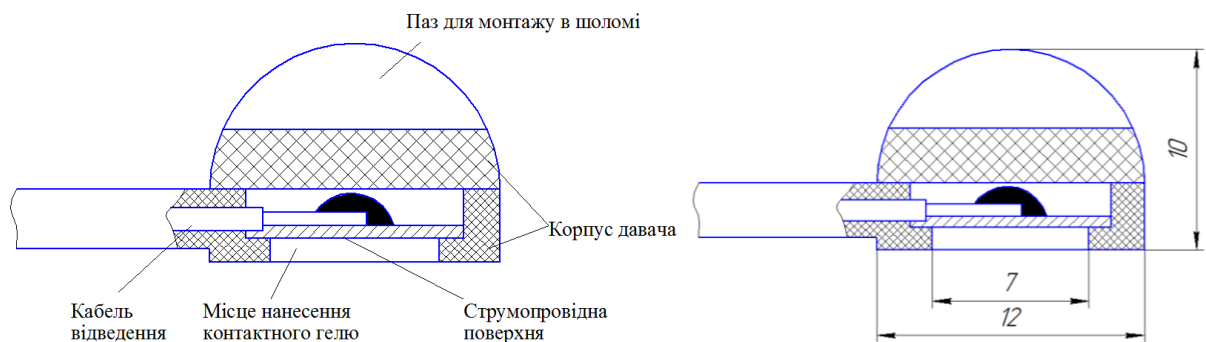


Рис. 3.6. Структура чашкових ЕЕГ електродів

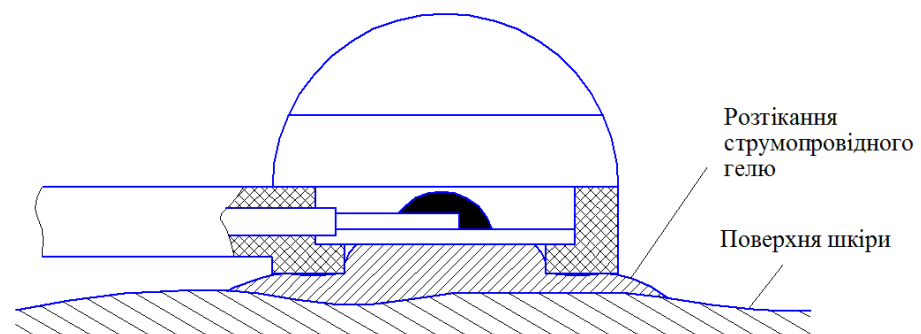


Рис. 3.7. Розтікання струмопoвідного гелю по поверхні шкіри

В підсилювальних каналах та програмному забезпеченні необхідно передбачити надійні схеми фільтрації та видалення згаданих завад. Однак

такий підхід призводить і до втрати частини інформації самого відібраного ЕЕГ сигналу.

В роботі пропонується використати електроди із нанесеними на них в процесі виготовлення дрібними голками висотою до 10 мм (рис. 3.8).

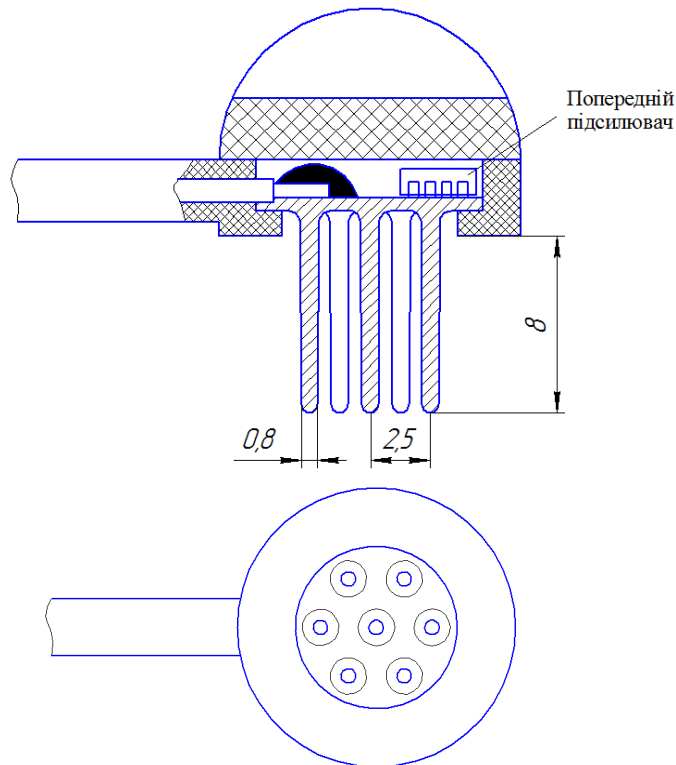


Рис. 3.8. Пропонована конструкція активного давача

Такі електроди будуть вільно проникати через волосся та контактувати з поверхнею шкіри пацієнта. Також заокруглена форма вершин голок сприятиме відсутності дискомфорту в процесі відбору ЕЕГ сигналів та не призводитиме до появи почервонінь, набряків чи потертостей в місцях відведення. Також не потрібно буде застосовувати контактні гелі або процедури змочування електродів.

### 3.3 Рішення по виконанню підсилювачів окремих каналів засобів відбору ЕЕГ

Виконати підсилювач ЕЕГ сигналів можна на основі інструментальних підсилювачів, особливістю яких є велике значення коефіцієнта подавлення

синфазної завади, яка буде найбільш сильно впливати на результуючу ЕЕГ. Один із варіантів виконання такого підсилювача наведено на рис. 3.9.

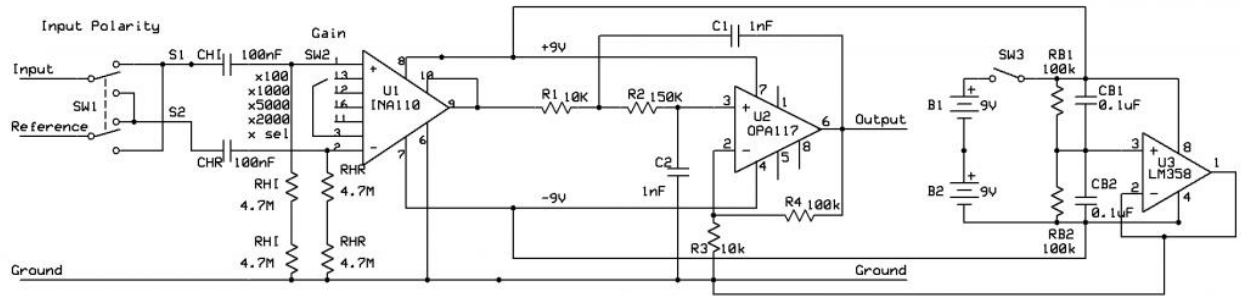


Рис. 3.9. Підсилювач біопотенціалів [1]

Відповідно до цієї схеми, вона побудована на інструментальному підсилювачеві INA110. Однак кращим варіантом є використання підсилювача INA118, що володіє меншим власним шумом та температурною стабільністю роботи. Коефіцієнт підсилення його є програмований та може оперативно змінюватись в процесі вимірювання. Недоліком схеми є робота від джерела двополярного живлення  $\pm 9\text{V}$ , що ускладнює застосування його при роботі повністю від комп'ютера, оскільки через USB порт можна отримати напругу лише 5 В. Тому пропонується виконати такий підсилювач на інших типах інструментальних підсилювачів, які можуть працювати із нижчими значеннями напруги живлення. Одним із них та найперспективнішим є підсилювач AD620.

У паспорті на цю мікросхему наводиться схема вимірювання електрокардіограми. В нашому випадку необхідно змінити коефіцієнт підсилення до значення близько 15000 [2], оскільки за амплітудою ЕЕГ сигнал є меншим за ЕКГ при практично тому ж частотному складі.

Схема для вимірювання ЕЕГ наведена на рис. 3.10.

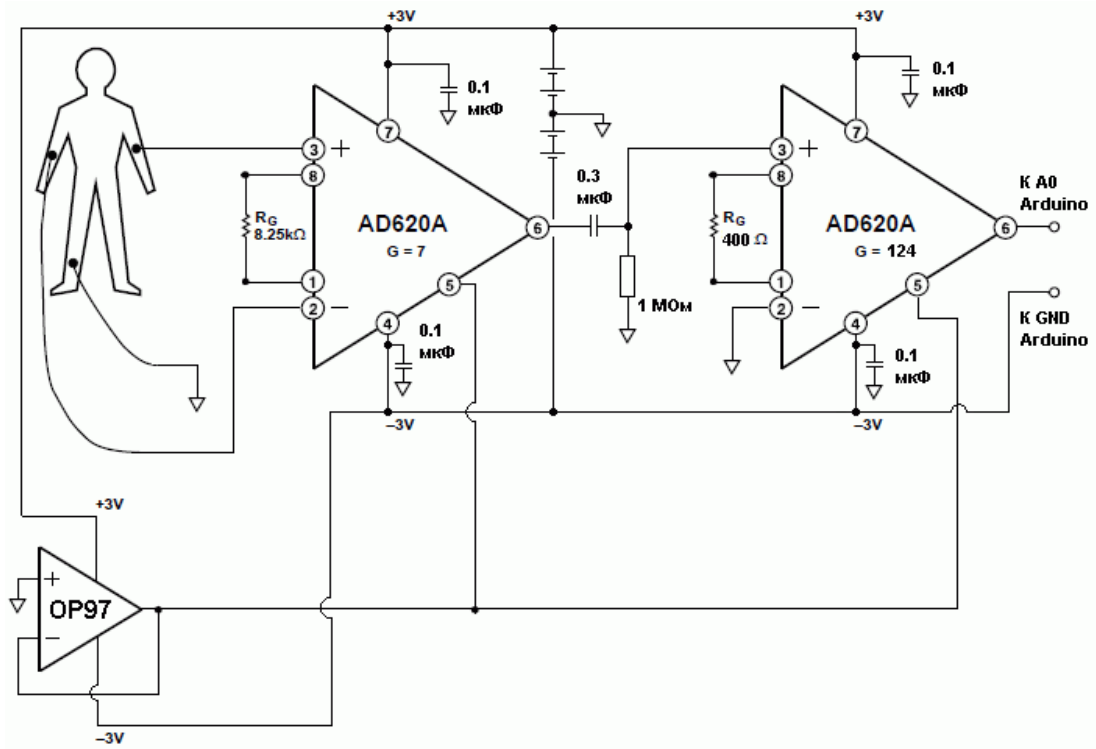


Рис. 3.10. Підсилювач електроенцефалографічного сигналу

Однак, застосування запропонованої структури електродів має один недолік, який визначає і схему насувного підсилення ЕЕГ сигналів. Він пов'язаний з тим, що якщо опір чашкових електродів не перевищує зазвичай 100 кОм [5], то опір запропонованих електродів буде наближатися до 1 МОм. Тому запропоновано використати узгоджуючі повторювачі напруги на самих електродах для нарощення вхідного опору схеми відбору. Це може бути здійснено наступним чином (рис. 3.11).

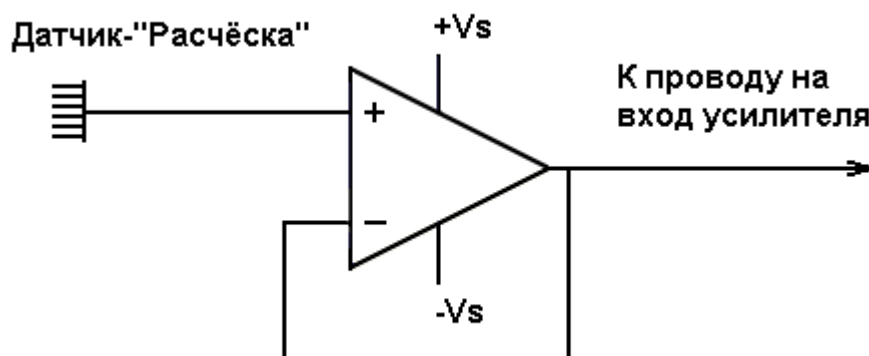


Рис. 3.11. Повторювач напруги в колі електрода

Для кращої якості роботи схеми необхідно щоб повторювач був розташований якомога ближче до електродів на шкірі голови. Повторювач можна розмістити в самому електроді, а для зменшення дії шумів сигнальний провід і дроти живлення цієї схеми найкраще екранувати. Більш повна схема підключення такого електрода матиме вигляд, наведений на рис. 3.12.

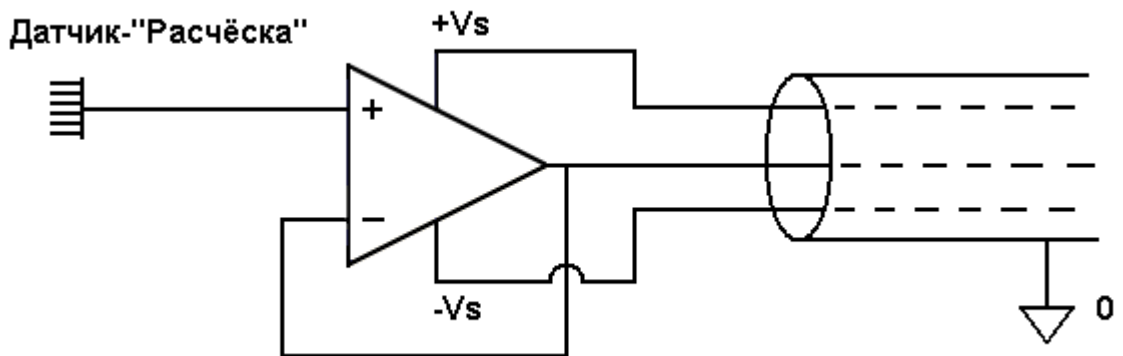


Рис. 3.12. Схема включення повторювача напруги

Тут екран повинен бути підключений до нуля схеми. Як підсилювач для побудови повторювача відповідно до рекомендацій можна використати TLC272. Приклад підключення такого підсилювача наведено на рис. 3.13.

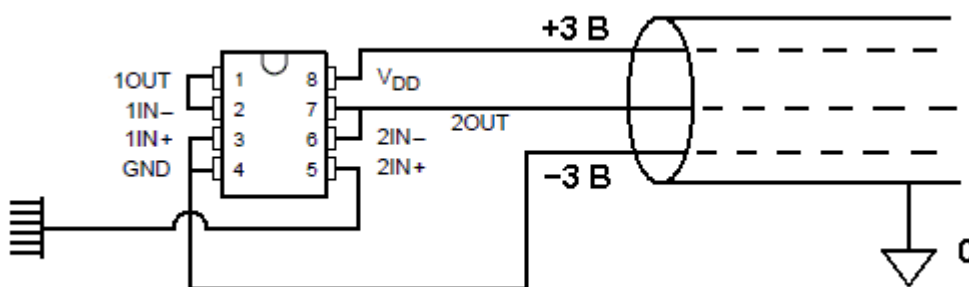


Рис. 3.13. Використання мікросхеми TLC272 як повторювача напруги

Виводи 1,2,3 є виводами невикористаного другого підсилювача.

Повна схема одного каналу підсилення ЕЕГ сигналів наведена на рис. 3.14.

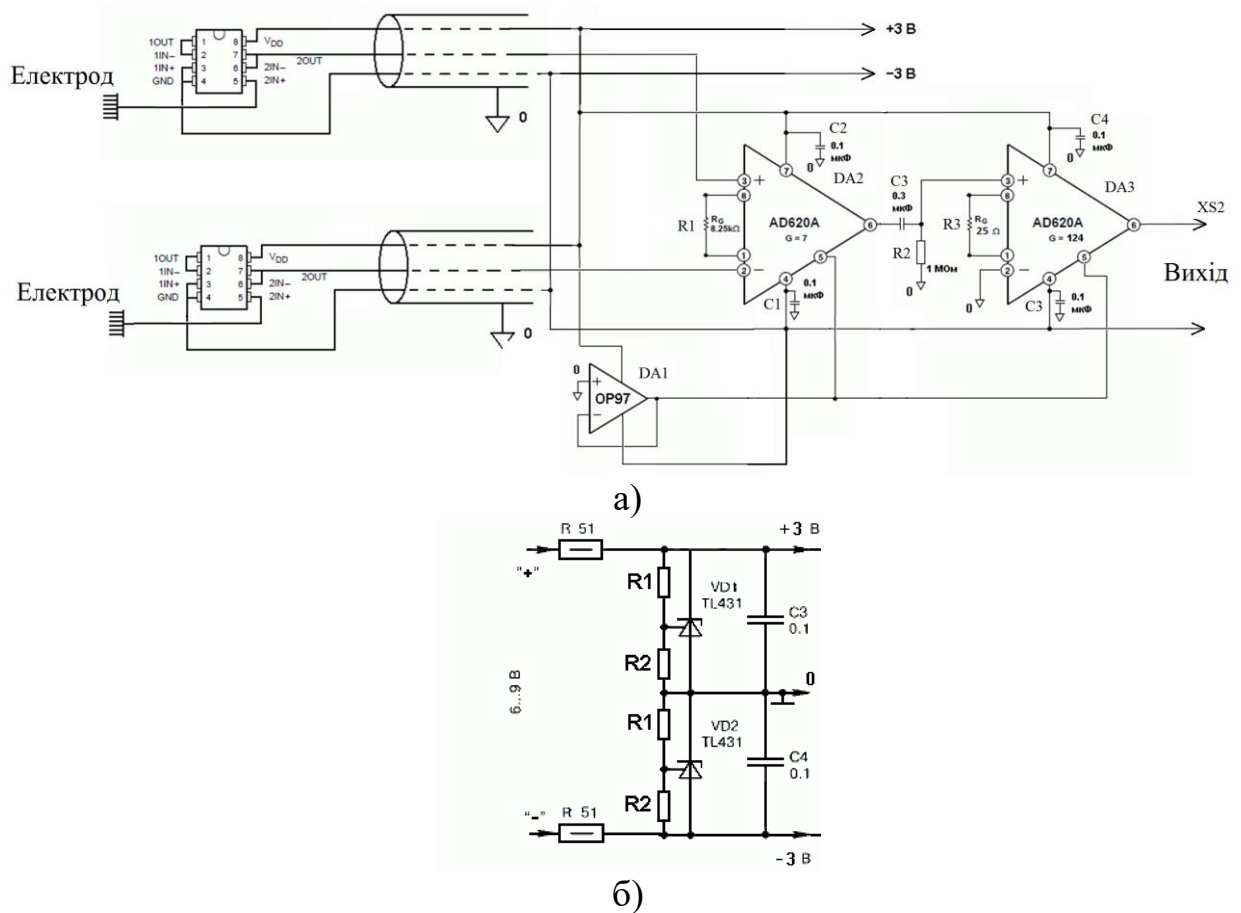


Рис. 3.14. Повна схема одного каналу підсилення ЕЕГ сигналів (а) та можлива схема джерела живлення (б)

Запропонована схема організації одного каналу дає можливість при дублюванні таких каналів до кількості необхідних відведень розробити схему системи відбору ЕЕГ сигналів, їх попередньої фільтрації та підсилення.

### 3.4. Висновки до розділу 3

Проаналізовано способи відбору ЕЕГ сигналів, зокрема стандартні схеми накладання електродів та типи самих електродів.

Встановлено, що в переважній більшості сучасних ЕЕГ комплексів застосовуються чашкові електроди, що утворюють ємнісну систему із поверхневими структурами шкір голови. При цьому електроди накладаються на поверхню голови без усунення волосяного покриву, що призводить до поганої якості прилягання електродів до шкіри голови, появи значного рівня

шумів, артефактів руху тощо. В підсилювальних каналах та програмному забезпеченні необхідно передбачити надійні схеми фільтрації та видалення згаданих завад. Однак такий підхід призводить і до втрати частини інформації самого відібраного ЕЕГ сигналу.

В роботі пропонується використати електроди із нанесеними на них в процесі виготовлення дрібними голками. Такі електроди будуть вільно проникати через волосся та контактувати з поверхнею шкіри пацієнта. Також приплюснута форма вершин голок сприятиме відсутності дискомфорту в процесі відбору ЕЕГ сигналів та не призводитиме до появи почервонінь, набряків чи потертостей в місцях відведення. Також не потрібно буде застосовувати контактні гелі або процедури змочування електродів.

Для реалізації кіл відбору проаналізовано схеми виконання біопотенціалів та запропоновано схему одного каналу відбору на основі використання інструментальних підсилювачів AD620.

## РОЗДІЛ 4

## ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАПРОПОНОВАНИХ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ

## 4.1 Реалізація засобів відбору ЕЕГ сигналів

Схема електрична принципова підсилювача наведена на рис. 3.14.

Конструктивно один канал може бути реалізований на друкованій платі розміром 54x30 мм. Малі розміри пояснюються використанням SMD елементів. Вигляд друкованої плати наведено на рис. 4.1, а вигляд компоновки – на рис. 4.2.

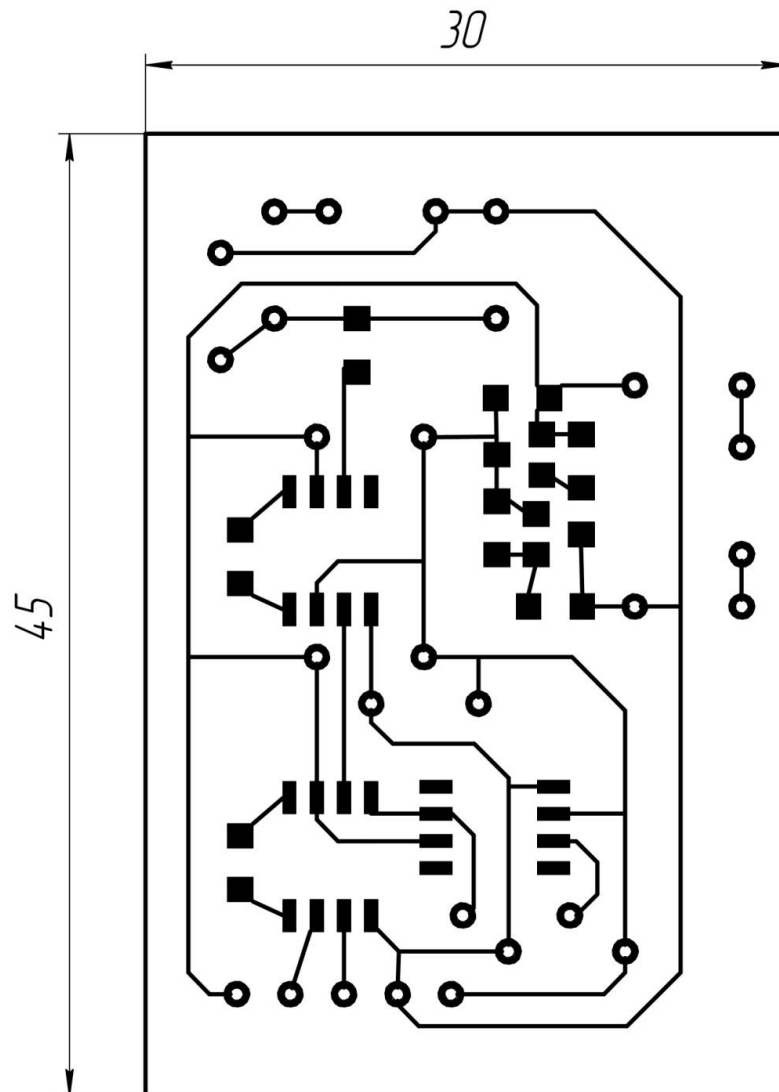


Рис. 4.1. Друкована плата блока відбору ЕЕГ сигналів



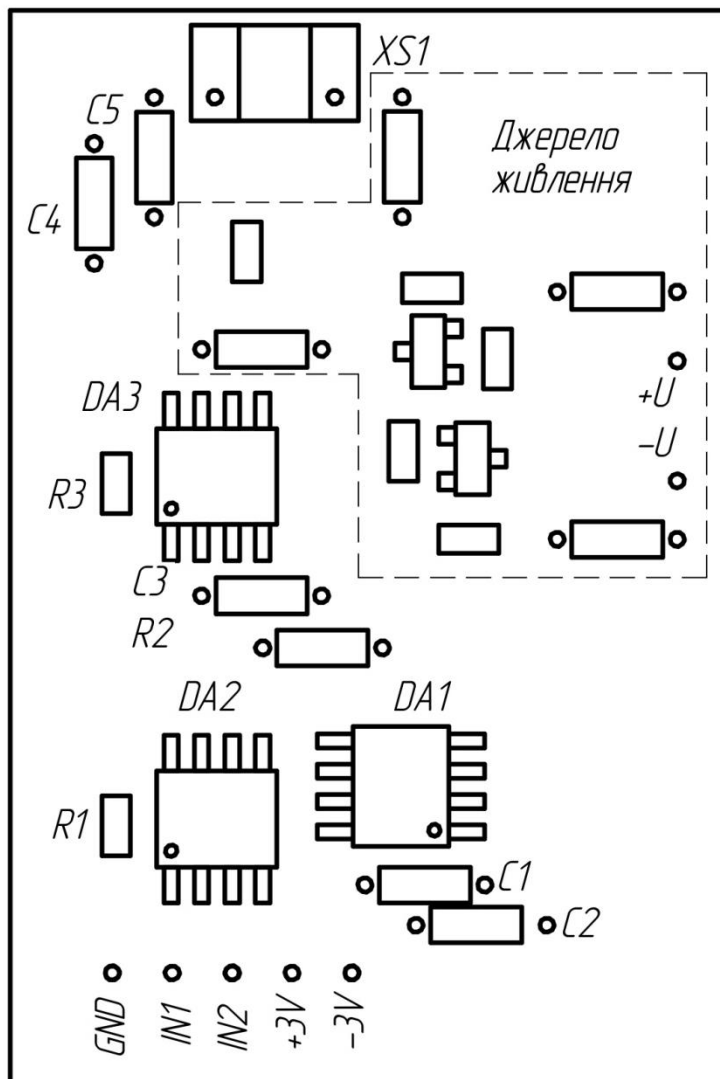


Рис. 4.2. Компонівка друкованого вузла блока бідбору ЕЕГ сигналів

#### 4.2 Опрацювання ЕЕГ сигналу методами гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу

Для аналізу використано реєстрограми ЕЕГ сигналів, відібрані з допомогою електроенцефалографа Нейроком. Частота дискретизації становила 500 Гц. Вигляд реєстрограми наведено на рис. 4.3.

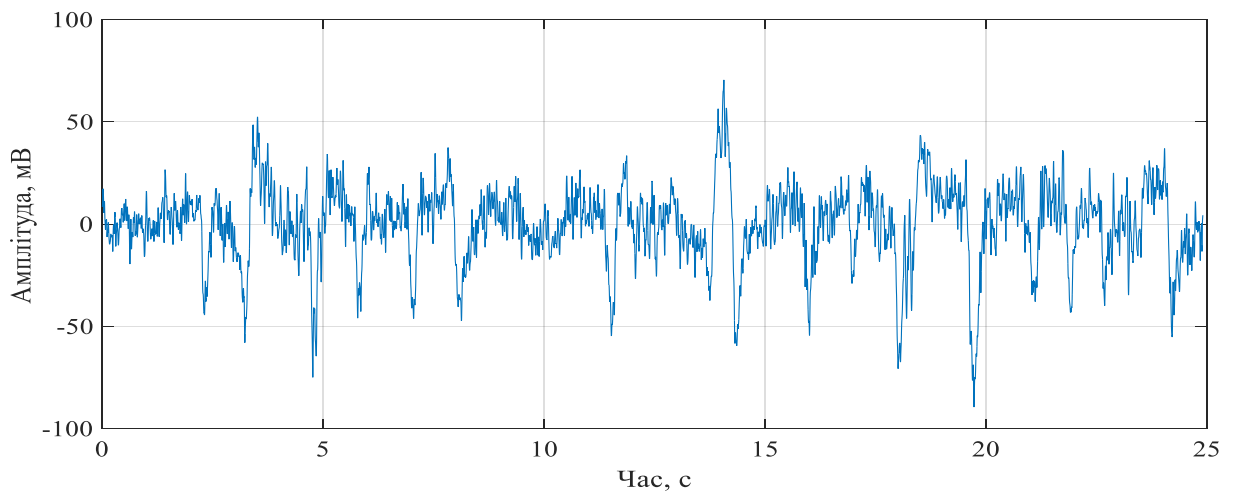


Рис. 4.3. Реєстрограма ЕЕГ сигналу

Для отриманої реєстрограми було побудовано оцінки амплітудного спектру, що наведені на рис. 4.4.

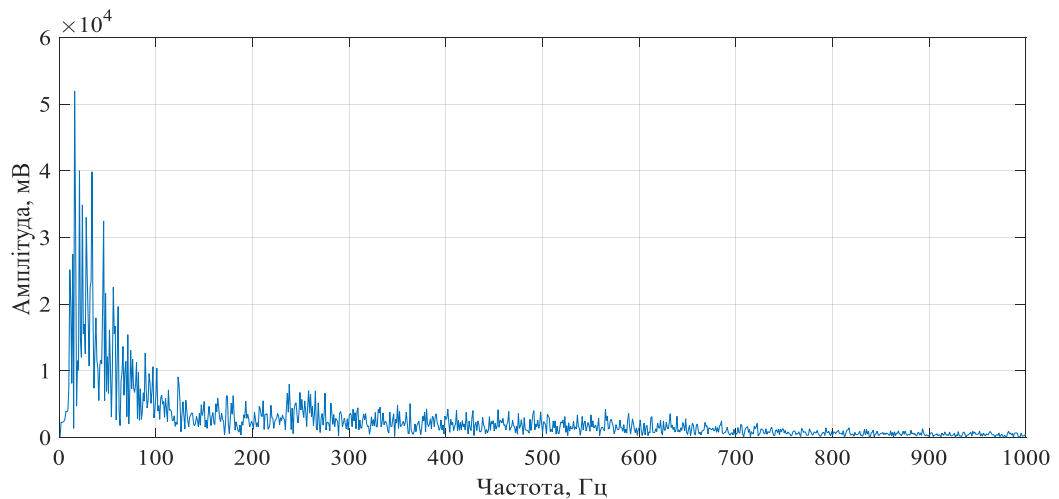


Рис. 4.4. Оцінки амплітудного спектру

Для оцінювання періоду корельованості було побудовано оцінки автокореляційної функції та розподілу спектральної густини потужності сигналу ЕЕГ. Вони наведені на рис. 4.5 та рис. 4.6.

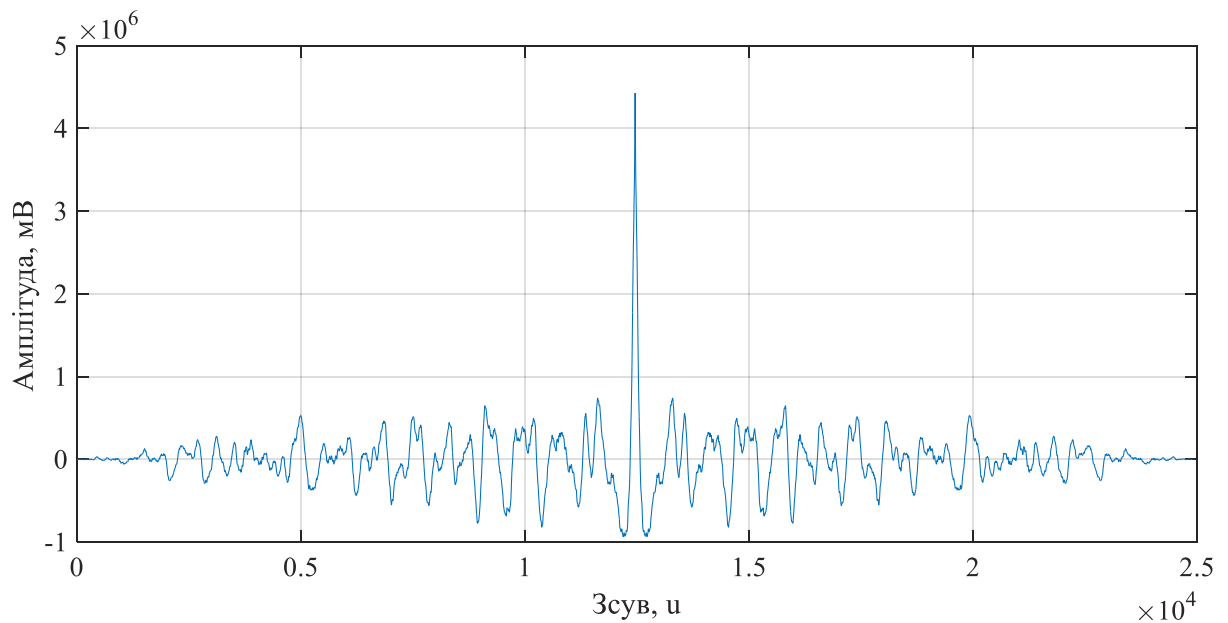


Рис. 4.5. Оцінки автокореляційної функції EEG сигналу

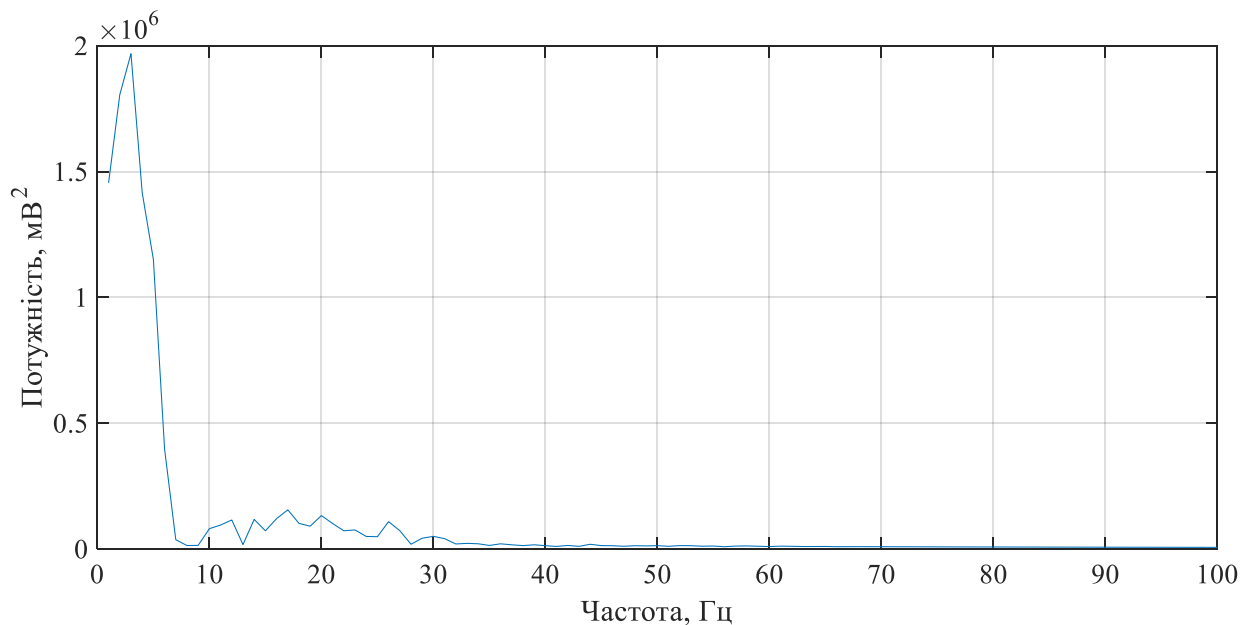


Рис. 4.6. Оцінки розподілу спектральної густини потужності сигналу EEG

Відповідно до рис. 4.6, значення періоду корельованості є обернене до значення частоти розміщення першого максимуму в оцінках розподілу спектральної густини потужності сигналу EEG. В нашому випадку значення частоти становить 3Гц, а значення дискретного періоду – 166 відліків.

Відповідно до даних, що наведені в розділі 1, в структурі EEG домінує дельта-ритм.

Для опрацювання використано дві вибірки від реалізації ЕЕГ, на яких амплітуда дельта ритму не перевищує 30 мВ та на якій видно поліспайк-повільну хвилю з амплітудою, вище 50 мВ (є проявом патології). Вони наведені на рис.4.7. та рис. 4.8.

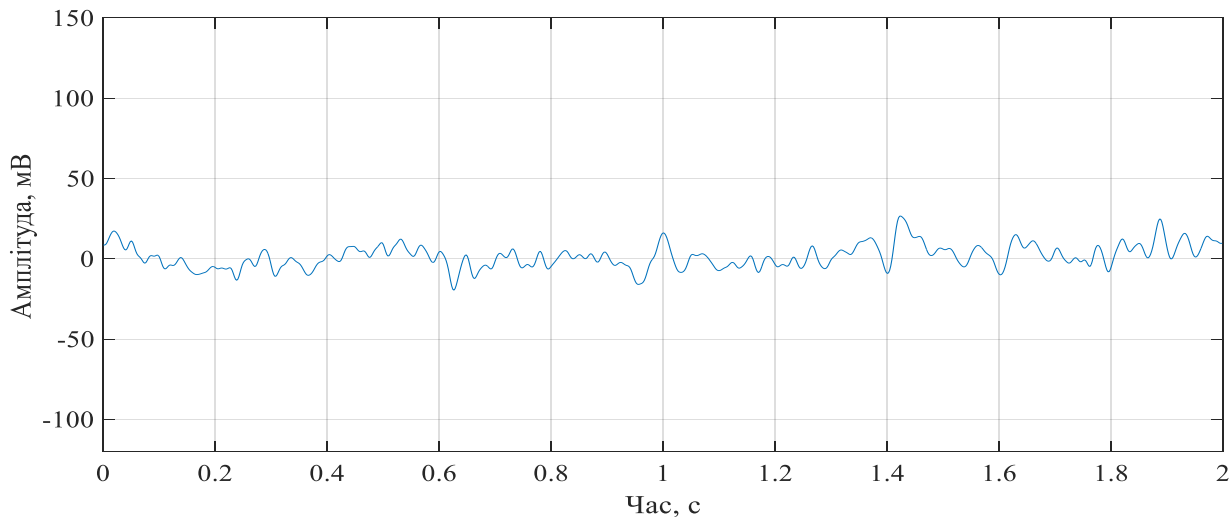


Рис. 4.7. ЕЕГ в стані норми

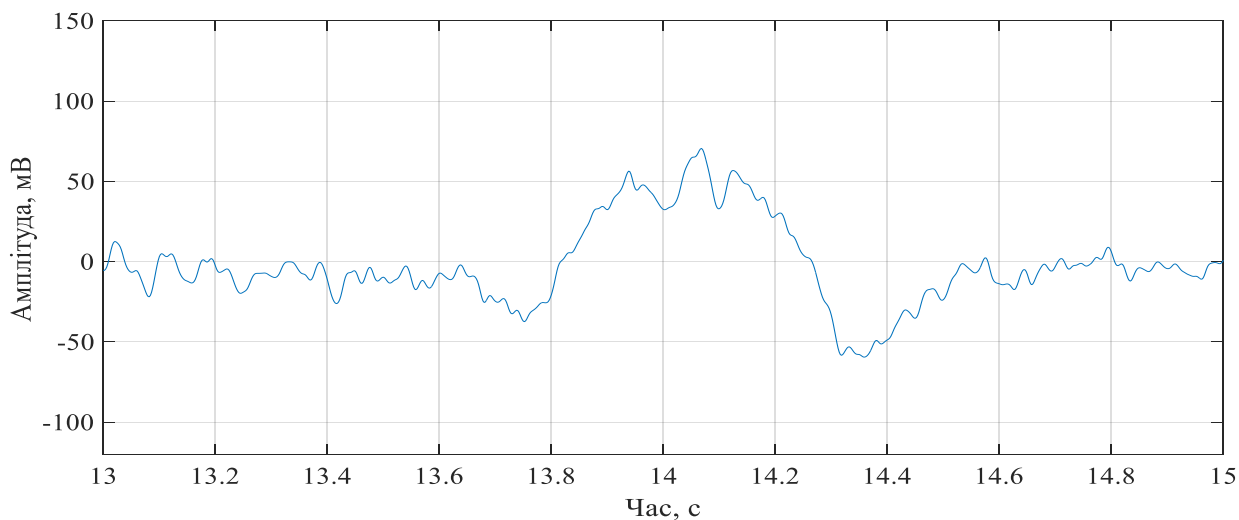


Рис. 4.8. Поліспайк-повільна хвиля

Для отриманих вибірок побудовано оцінки автокореляційної функції та розподілу спектральної густини потужності. Вони наведені на рис. 4.9.

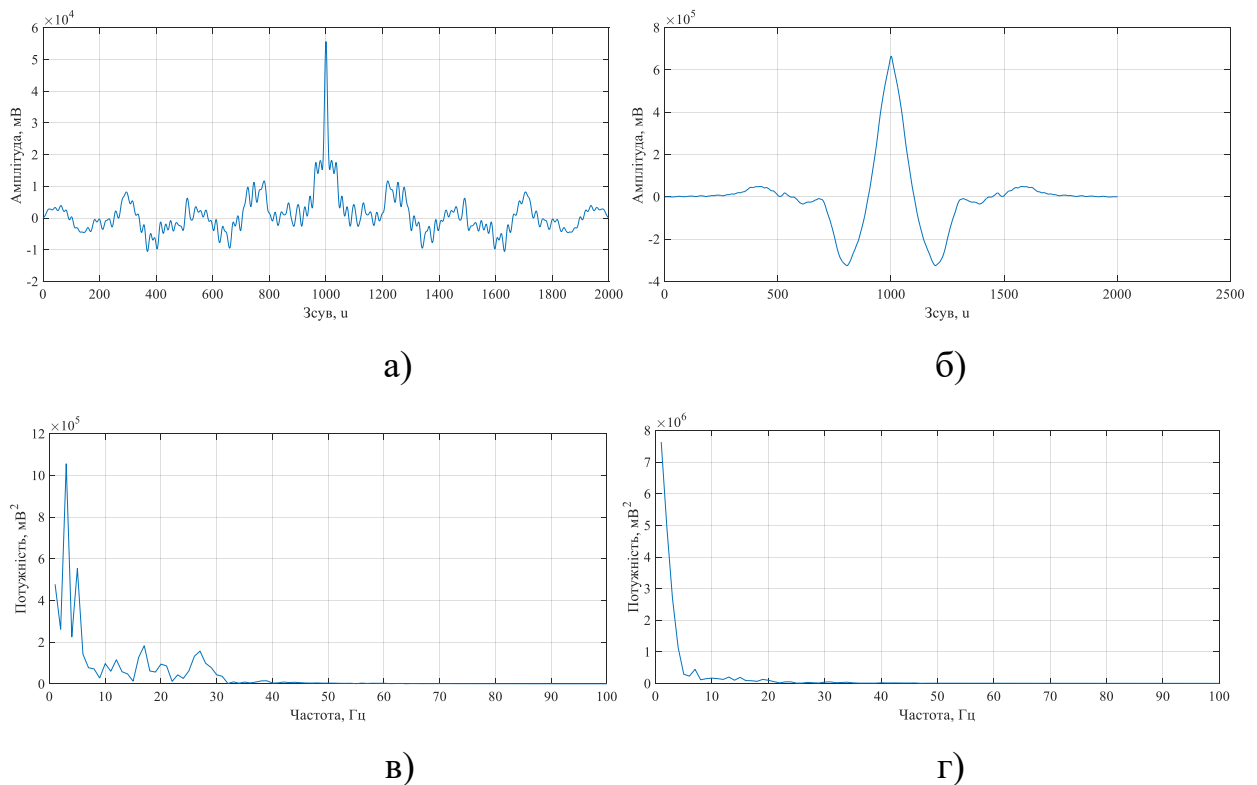


Рис. 4.9. Оцінки автокореляційної функції (а,б) та розподілу спектральної густини потужності (в,г) вибірок з сигналу для стану норми (а,в) та патології (б,г)

З рис. 4.9 видно, що в стані норми частота дельта-ритму становить 3 Гц, для стану патології – майже 1Гц.

#### 4.3 Висновки до розділу 4

Розроблено кінцеву схему одного каналу підсилювача ЕЕГ сигналів та розроблено топологію друкованої плати та друкованого вузла. Встановлено, що розміри такого одного вузла не перевищуватимуть 45x30 мм.

Розглянуто особливості опрацювання ЕЕГ сигналів методами спектрально-кореляційного аналізу та показано, що розроблений підсилювач ЕЕГ сигналів за смугою частот призведе до не спотворення частотного складу ЕЕГ сигналів.

## РОЗДІЛ 5

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 5.1 Особливості роботи в середовищі MATLAB

Останніми роками в університетських і інженерно-технічних кругах світу спостерігається інтенсивне розповсюдження нової комп'ютерної системи здійснення математичних розрахунків - системи Matlab.

Головні переваги "мови технічних обчислень" Matlab полягають в наступному:

- система Matlab спеціально створена для проведення саме інженерних розрахунків: математичний апарат, який використовується в ній, гранично наближений до сучасного математичного апарату інженера та вченого і спирається на обчислення з матрицями, векторами і комплексними числами; графічне представлення функціональних залежностей тут організоване у формі, яку вимагає саме інженерна документація;

- мова програмування системи Matlab досить проста, близька до мови BASIC; вона містить всього декілька десятків операторів; незначна кількість операторів тут компенсується великим числом процедур і функцій, зміст яких легко зрозумілий користувачеві з відповідною математичною і інженерною підготовкою;

- на відміну від більшості математичних систем, Matlab є відкритою системою; це означає, що практично всі процедури і функції Matlab доступні не тільки для використання, але і для коректування і модифікації; Matlab - система, яка може розширюватися користувачем по його бажанню створеними ним програмами і процедурами (підпрограмами); її легко пристосувати до вирішення потрібних класів завдань;

- дуже зручною є можливість використовувати практично всі обчислювальні можливості системи в режимі надзвичайно могутнього

наукового калькулятора; в той же час можна складати власні окремі програми з метою багаторазового їх використання для досліджень, це робить Matlab незамінним засобом проведення наукових розрахункових досліджень;

- останні версії Matlab дозволяють легко інтегрувати її з текстовим редактором Word, що робить можливим використання при створенні текстових документів обчислювальних і графічних можливостей Matlab, наприклад, оформляти інженерні і наукові звіти і статті з включенням в них складних розрахунків і введенням графіків в текст.

Система Matlab має власну мову програмування, яка нагадує BASIC. Запис програм в системі є традиційним і тому звичайним для більшості користувачів персональних комп'ютерів. Додатково система дає можливість редагувати програми за допомогою будь-якого звичного для користувача текстового редактора.

Matlab має широкі можливості для роботи з сигналами, для розрахунку і проектування аналогових і цифрових фільтрів, для побудови їх частотних, імпульсних і перехідних характеристик. В наявності і засоби для спектрального аналізу та синтезу, зокрема, для реалізації прямого і зворотного перетворення Фур'є. Завдяки цьому система досить зручна для проектування електронних пристроїв.

Робота в середовищі Matlab може здійснюватися в двох режимах:

- в режимі калькулятора, коли обчислення здійснюються відразу після набору чергового оператора або команди Matlab; при цьому значення результатів обчислення можуть привласнюватися деяким змінним, або результати виходять безпосередньо, без привласнення (як в звичайних калькуляторах);

- шляхом виклику імені програми, написаної на мові Matlab, заздалегідь складеної і записаної на диску, яка містить всі необхідні команди, що забезпечують введення даних, організацію обчислень і виведення результатів на екран (програмний режим).

У обох режимах користувачеві доступні практично всі обчислювальні

можливості системи, зокрема по виведенню інформації в графічній формі. Програмний режим дозволяє зберігати розроблені обчислювальні алгоритми і, таким чином, повторювати обчислення при інших вхідних даних.

## 5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) є міжнародною системою класифікації документів. Вона відповідає найістотнішим вимогам до класифікації (міжнародність, універсальність) та надає можливість відображати новітні досягнення науки й техніки без будь-яких суттєвих змін в її структурі. Такої гнучкості не має жодна з існуючих систем класифікації.

Наявність детально розробленої системи допоміжних таблиць визначників, здатність відображати нові поняття за допомогою розподілу рубрик від загального до конкретного також роблять систему УДК гнучкою. Це дає змогу багатоаспектно розкривати зміст матеріалів за допомогою комбінування індексів. Застосування визначників безмежно розширює можливості класифікації та відкриває нові для детальної класифікації матеріалу.

В основі структури УДК – принцип десяткових дробів. Для позначення рубрик застосовують арабські цифри, зрозумілі в усіх країнах, що робить УДК загальнодоступною міжнародною системою. Десятковий принцип структури дає змогу безмежно розширювати її за допомогою приєднання нових цифрових позначень до існуючих, не змінюючи системи загалом.

Індекси УДК побудовані так, що кожна наступна цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише уточнює, позначаючи конкретніше поняття.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

Тема включає у своїй структурі дві сторони:



- 1) Медична (сигнали мозку).
- 2) Метод статистичного опрацювання

Згідно з класифікатором УДК (сайт - <http://teacode.com/online/udc/>), **медична сторона** класифікується наступною послідовністю дій, при виборі номера:

- 1) УДК 61 - Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа;
- 2) УДК 612 - Фізіологія. Порівняльна фізіологія;
- 3) УДК 612.8 - Нервова система. Органи чуття

А **технічна сторона** класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 - математика
- 2) УДК 519.2 - Теорія ймовірностей і математична статистика
- 3) УДК 519.21 - Теорія ймовірностей і випадкові процеси
- 4) УДК 519.218 - Випадкові процеси спеціального виду

Отже, загальний номер УДК буде мати наступний номер:

**УДК 612.7:519.218**

Отже, у розділі описано методику проведення медико-біологічного дослідження та обґрунтовано вибір УДК тематики за напрямом наукового дослідження

## РОЗДІЛ 6

### ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

#### 6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на

підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

## 6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 6.1

## Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення математичної моделі сигналу	3	3	4	–	–	5
4. Розроблення Компонентного методу опрацювання сигналу	3	3	4	–	–	5
5. Експериментальні дослідження сигналу	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за

алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	15	4289,70	202,34	3035,10
2.Старший науковий співробітник	18	3334,80	157,30	2831,40
3. Молодший науковий співробітник	19	1802	85	1615
4. Інженер	8	1683	79,39	635,12
5. Лаборант	8	1302	61,42	491,36
6. Студент	28	1302	61,42	1719,76
Разом оплата праці з теми				10327,74

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 3848,12 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті контрольно-вимірювальних та радіокомп'ютерних систем, передбачає використання, перш за все, комп'ютерної діагностичної системи, комп'ютерів для опрацювання кардіосигналів сигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

## Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума, грн.
1. Енцефалограф	шт	1	44500	44500
2. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	8200	8000
3. Принтер лазерний	шт	1	1600	1700
4. Кабель для підключення до ПК	шт	1	120	100
Загальні витрати на матеріали				54300

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де  $P_i$  – витрата  $i$ -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

$C_i$  – ціна за одиницю  $i$ -го виду матеріального ресурсу, грн;

$k_i$  – коефіцієнт використання потужності  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$t_i$  – час роботи  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$i$  – вид матеріального ресурсу;

$n$  – кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

## Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Енцефалограф	60	0,35	15	1,72	541,8
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	250	0,15	120	1,72	7740
Принтер лазерний	700	0,25	3	1,72	918,75
Лампи розжарювання (освітлення)	150	0,85	10	1,72	2231,25
<b>РАЗОМ витрати на електроенергію</b>					<b>11431,8</b>

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

## Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	1000
Здача звітів НДР	1	300
Впровадження результатів НДР	3	400
Всього	–	1700

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі

складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

## Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	10327,74	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3848,12	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	54300	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	11431,8	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1700	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	8160,77	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	89968,43	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогностичний характер. Соціальний ефект заводить до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.



### 6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{нт}$ ) за допомогою формули:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

$B_{ij}$  – середнє значення балу, який виставляється експертами  $i$ -му фактору;

$B_{ij}^{\max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика  $i$ -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності**

Фактори ( $i$ )	Коефіцієнти вагомості ( $B_i$ )
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

**Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР**

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $A_{ij}^{\max}$
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1

3.Ступінь ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

## Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок $B_{ij}$			$B_{ij}^{\max}$
		Експертні оцінки		$B_{ij}$	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за формулою 6.2 значення  $E_{нт}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685 .$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
<b>0,61-0,75</b>	<b>Добре</b>	<b>Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів</b>
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

#### 6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 89968,43 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 7

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 7.1 Охорона праці

Для проведення дослідження використовується електроенцефалограф Мицар-ЭЭГ-10/70-201 для відбору енцефалографічних сигналів від пацієнта для подальшого їх опрацювання. При роботі з електроенцефалографом потрібно забезпечити його безпечну експлуатацію.

Тому, розглянемо правила техніки безпеки при експлуатації електроенцефалографа Мицар-ЭЭГ-10/70-201.

При користуванні електроенцефалографом необхідно дотримуватись таких основних правил техніки безпеки:

- 1) живлення електроенцефалографа відбувається від мережі змінного струму, тому забороняється підключати його до джерела постійного струму;
- 2) для запобігання пожежі не можна залишати електроенцефалограф під дощем або в умовах підвищеної вологи;
- 3) не можна ремонтувати та замінювати деталі електроенцефалографу самостійно, якщо тільки цей процес не описаний в інструкціях по експлуатації або ремонту;
- 4) не можна вмикати електроенцефалограф, якщо він пошкоджений або якісь його частини відсутні чи поломані, а також якщо пошкоджений шнур живлення;
- 5) під час грози та при частих відключеннях напруги в мережі живлення необхідно витягнути вилку шнура живлення від розетки електромережі;
- 6) перед ввімкненням електроенцефалографу в електромережу необхідно візуально пересвідчитись про його справність;
- 7) експлуатацію електроенцефалографу необхідно проводити згідно рекомендацій по експлуатації.

Технічне обслуговування повинно здійснюватись обслуговуючим персоналом у складі не менше двох осіб. В приміщенні, де розміщений електроенцефалограф, повинна бути передбачена можливість відключення напруг живлення на випадок аварії.

Отже, при розробленні засобів відбору сигналів для електроенцефалографічних діагностичних систем потрібно забезпечити безпечні умови праці .

## 7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

### 7.1.1 Пожежна безпека

Пожежа - неконтрольоване горіння поза спеціальним вогнищем, яке призводить до матеріальної шкоди.

Пожежна безпека – стан об'єкта, при якому з регламентованою ймовірністю виключається можливість виникнення та розвиток пожежі і впливу на людей її небезпечних факторів, а також забезпечується захист матеріальних цінностей.

Причинами пожеж та вибухів на підприємстві є порушення правил і норм пожежної безпеки, невиконання Закону “Про пожежну безпеку”.

Небезпечними факторами пожежі і вибуху, які можуть призвести до травми, отруєння, загибелі або матеріальних збитків є відкритий вогонь, іскри, підвищена температура, токсичні продукти горіння, дим, низький вміст кисню, обвалення будинків і споруд.

За стан пожежної безпеки на підприємстві відповідають її керівники, начальники цехів, майстри та інші керівники.

На підприємствах існує два види пожежної охорони: професійна і воєнізована. Воєнізована охорона створюється на об'єктах з підвищеною небезпекою. Крім того на підприємствах для посилення пожежної охорони організуються добровільні пожежні дружини і команди, добровільні пожежні товариства і пожежно-технічні комісії з числа робітників та

службовців. При Міністерстві внутрішніх справ існує управління пожежної охорони (УПО) і його органи на місцях. До складу УПО входить Державний пожежний нагляд який здійснює:

Контроль за станом пожежної безпеки

Розробляє і погоджує протипожежні норми і правила та контролює їх виконання в проектах і безпосередньо на об'єктах народного господарства

Проводить розслідування і облік пожеж

Організовує протипожежну профілактику.

Протипожежна профілактика – це комплекс організаційних і технічних заходів, які спрямовані на здійснення безпеки людей, на попередження пожеж, локалізацію їх поширення, а також створення умов для успішного гасіння пожежі.

Відповідальним керівником робіт по ліквідації пожеж і аварій на підприємстві є головний інженер. Начальник структурного підрозділу, в якому виникла пожежа, є відповідальним виконавцем робіт по її ліквідації.

Протипожежні вимоги до будинків і споруд

Виходячи з властивостей речовин і матеріалів, умов їх застосування і обробки і у відповідності із ОНТП 24-86 “Визначення категорій приміщень і будівель по вибухопожежній і пожежній небезпеці” приміщення по вибухопожежній і пожежній небезпеці діляться на п'ять категорій – А, Б, В, Г, Д.

До категорії А належать приміщення, де перебувають спалимі та легкозаймисті рідини з температурою спалаху, що не перевищує  $28^{\circ}\text{C}$ , а також речовини і матеріали здатні вибухати і горіти при взаємодії з водою, киснем або одне з одним; при утворенні вибухонебезпечних сумішей розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

До категорії Б належать приміщення, в яких є пил та волокна, легкозаймисті рідини з температурою спалаху понад  $28^{\circ}\text{C}$  та спалимі рідини в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні пилоповітряні та пароповітряні суміші, при займанні яких розвивається розрахунковий



надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

До категорії В належать приміщення, де перебувають спалимі та важкоспалимі рідини, тверді спалимі та важкоспалимі речовини та матеріали (в тому числі пил та волокна), а також речовини і матеріаліякі здатні при взаємодії з водою, киснем повітря та одне з одним тільки горіти (за умови, що ці приміщення не відносяться до категорії А чи Б).

До категорії Г належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали в гарячому, розпеченому або розплавленому стані, а також спалимі гази, рідини та тверді речовини, які спалюються або утилізуються як паливо; процес їх обробки супроводжується виділенням променевої теплоти, іскор та полум'я.

До категорії Д належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали у холодному стані.

Вогнестійкість – здатність будівельних конструкцій чинити опір дії високої температури, утворенню наскрізних тріщин та поширенню вогню в умовах пожежі і виконувати при цьому свої звичайні експлуатаційні функції. Вогнестійкість конструкцій будівель характеризується межею вогнестійкості.

Межа вогнестійкості – це час, на протязі якого конструкція може витримати дію вогню, а потім вже починається деформація.

Всі будівлі і споруди за ступенем вогнестійкості за СНиП 2.01.02-85 поділяють на 5 ступеней.

Будинок може належати до того або іншого ступеня вогнестійкості, якщо значення меж вогнестійкості і меж поширення вогню усіх конструкцій не перевищує значень вимог СНиП 2.01.02-85.

### 7.1.2 Вплив електромагнітних коливань на біооб'єкт

Джерелами електромагнітних полів (ЕМП) є: атмосферна електрика, радіовипромінювання, електричні і магнітні поля Землі, штучні джерела (пристрої ТВЧ, радіомовлення і телебачення, радіолокація, радіонавігація й ін.). Джерелами випромінювання електромагнітної енергії є могутні

телевізійні і радіомовні станції, промислові установки високочастотного нагрівання, а також багато вимірювальних, лабораторних приладів.

Джерелами випромінювання можуть бути будь-які елементи, які включені у високочастотний ланцюг.

Струми високої частоти створюють у повітрі випромінювання, що мають ту ж електромагнітну природу, що й інфрачервоне, видиме, рентгенівське і гамма-випромінювання. Розходження між цими видами енергії - у довжині хвилі і частоті коливань, а виходить, і у величині енергії кванта, що складає електромагнітне поле.

Промислова електротермія, у якій застосовуються струми радіочастот для електротермічної обробки матеріалів і виробів (зварювання, плавка, кування, загартування, пайка металів; сушіння, спікання і склеювання неметалів), широке впровадження радіоелектроніки в народне господарство дозволяють значно поліпшити умови праці, знизити трудомісткість робіт, домогтися високої економічності процесів виробництва. Однак електромагнітні випромінювання радіочастотних установок, впливаючи на організм людини в дозах, що перевищують припустимі, можуть бути причиною професійних захворювань. В результаті можливі зміни нервової, серцево-судинної, ендокринної і інших систем організму людини.

Дія електромагнітних полів на організм людини виявляється у функціональному розладі центральної нервової системи; суб'єктивні відчуття при цьому - підвищена стомлюваність, головні болі і т.д. Первинним проявом дії електромагнітної енергії є нагрівання, що може привести до змін і навіть до ушкоджень тканин і органів. Механізм поглинання енергії досить складний. Можливий також перегрів організму, зміна частоти пульсу, судинних реакцій. Поля надвисоких частот можуть впливати на очі, що приводить до виникнення катаракти (помутніння кристалика). Багаторазові повторні опромінення малої інтенсивності можуть приводити до стійких функціональних розладів центральної нервової системи. Ступінь біологічного впливу електромагнітних полів на організм людини залежить

від частоти коливань, напруженості й інтенсивності поля, тривалості його впливу. Біологічний вплив полів різних діапазонів неоднаковий. Зміни, що виникають в організмі під впливом електромагнітних полів, найчастіше оборотні.

В результаті тривалого перебування в зоні дії електромагнітних полів настають передчасна стомлюваність, чи сонливість порушення сну, з'являються часті головні болі, настає розлад нервової системи й ін. При систематичному опроміненні спостерігаються стійкі нервово-психічні захворювання, зміна кров'яного тиску, уповільнення пульсу, трофічні явища (випадання волосся, ламкість нігтів і т.п.).

Аналогічний вплив на організм людини робить електромагнітне поле промислової частоти в електроустановках надвисокої напруги. Інтенсивні електромагнітні поля викликають у працюючих порушення функціонального стану центральної нервової системи, серцево-судинної системи і периферичної крові. При цьому спостерігається підвищена стомлюваність, млявість, зниження точності робочих рухів, зміна кров'яного тиску і пульсу, виникнення болів у серці (звичайно супроводжується аритмією), головні болі.

Передбачається, що порушення регуляції фізіологічних функцій організму обумовлено впливом поля на різні відділи нервової системи. При цьому підвищення збудливості центральної нервової системи відбувається за рахунок рефлекторної дії поля, а гальмівний ефект - за рахунок прямого впливу поля на структури головного і спинного мозку. Вважається, що кора головного мозку, а також проміжний мозок особливо чутливі до впливу поля.

Поряд з біологічною дією електричне поле обумовлює виникнення розрядів між людиною і металевим предметом, що має інший, чим людина, потенціал. Якщо людина стоїть безпосередньо на землі чи на струмопровідній заземленій підставі, то потенціал її тіла практично дорівнює нулю, а якщо вона ізольована від землі, то тіло виявляється під деяким потенціалом, що досягає іноді декількох кіловольт.

Очевидно, що дотик людини, ізолюваної від землі, до заземленого металевого предмета, так само як і дотик людини, що має контакт із землею, до металевого предмета, ізолюваний від землі, супроводжується проходженням через людину в землю розрядного струму, що може викликати хворобливі відчуття, особливо в перший момент. Частий дотик супроводжується іскровим розрядом. У випадку дотику до ізолюваного від землі металевому предмету великої довжини (трубопровід, дротова огорожа на дерев'яних стійках і т.п. чи великого розміру металевий дах дерев'яного будинку й ін.) сила струму, що проходить через людину, може досягати значень, небезпечних для життя.

### 7.1.3 Вплив електричного струму на біооб'єкт

Електричний струм, проходячи через тіло людини, зумовлює перетворення поглинутої організмом електричної енергії в інші види і спричиняє термічну, електролітичну, механічну і біологічну дію.

Найбільш складною є біологічна дія, яка притаманна тільки живим організмам. Термічний і електролітичний вплив властиві будь-яким провідникам.

Термічний вплив електричного струму характеризується нагріванням тканин аж до опіків.

Статистика свідчить, що більше половини всіх електротравм становлять опіки. Вони важко піддаються лікуванню, тому що глибоко проникають у тканини організму. В електроустановках напругою до 1 кВ найчастіше спостерігаються опіки контактного виду при дотиканні тіла до струмопровідних частин. При проходженні через тіло людини електричного струму в тканинах виділяється тепло (Дж) в кількості:

$$Q = I_l^2 \cdot R_l \cdot t,$$

де  $I_l$  – струм, який проходить через тіло людини, А;  $R_l$  – опір тіла людини,

Ом;  $t$  – час проходження струму, с.

Опіки можливі при проходженні через тіло людини струму більше 1А. Тільки при великому струмі тканини, які уражаються, нагріваються до температури 60-700 °С і вище, при якій згортається білок і з'являються опіки.

Майже у всіх випадках включення людини в електричний ланцюг на її тілі і в місцях дотикання спостерігаються “електричні знаки” сіро-жовтого кольору круглої або овальної форми.

При опіках від впливу електричної дуги можлива металізація шкіри частками металу дугової плазми. Уражена ділянка шкіри стає твердою, набуває кольору солей металу, які потрапили в шкіру.

Електролітична дія струму виявляється у розкладанні органічної рідини, в тому числі крові, яка є електролітом, та в порушенні її фізико-хімічного складу.

Біологічна дія струму виявляється через подразнення і збудження живих тканин організму, а також порушення внутрішніх біологічних процесів.

Механічна дія струму призводить до розриву тканин організму внаслідок електродинамічного ефекту, а також миттєвого вибухоподібного утворення пари з тканинної рідини і крові.

Внаслідок дії електричного струму або електричної дуги виникає електротравма. Електротравми умовно поділяють на загальні і місцеві. До місцевих травм належать опіки, електричні знаки, електрометалізація шкіри, механічні пошкодження, а також електрофтальмія (запалення очей внаслідок впливу ультрафіолетових променів електричної дуги).

Загальні електротравми називають також електричними ударами. Вони є найбільш небезпечним видом електротравм. При електричних ударах виникає збудження живих тканин, судомне скорочення м'язів, параліч м'язів опорно- рухового апарату, м'язів грудної клітки (дихальних), м'язів шлуночків серця.

Розрізняють три ступені впливу струму при проходженні через

організм людини (змінний струм):

- відчутний струм – початок болісних відчуттів (до 0-1,5 мА);
- невідпускний струм – судомні і біль, важке дихання (10-15 мА);
- фібриляційний струм – фібриляція серця при тривалості дії струму 2-3с, параліч дихання (90-100 мА).

Змінний струм небезпечніший за постійний. При струмі 20-25 мА пальці судомно стискають узятий в руку предмет, який опинився під напругою, в м'язи передпліччя паралізуються і людина не може звільнитися від дії струму. У багатьох паралізуються голосові зв'язки: вони не можуть покликати на допомогу.

Має значення місце протікання струму через тіло і особливо місце входу і виходу струму. Із можливих шляхів проходження струму через тіло людини найбільш небезпечним є той, при якому вражається головний мозок (голова-руки, голова-ноги), серце і легені (руки-ноги). Але відомі випадки смертельних уражень електричним струмом, коли струм зовсім не проходив через серце, легені, а йшов, наприклад, через палець або через дві точки на гомілці. Це пояснюється існуванням на тілі людини особливо уразливих точок, які використовують при лікуванні голкотерапією.

При ураженні електричним струмом насамперед необхідно надати потерпілому першу долікарську допомогу.

## РОЗДІЛ 8

### ЕКОЛОГІЯ

#### 8.1 Актуальність охорони навколишнього середовища

Ріст масштабів господарської діяльності людини, бурхливий розвиток науково-технічної революції підсилили негативний вплив на природу, привели до порушення екологічної рівноваги на планеті. В останні десятиріччя порушення природної рівноваги в навколишньому середовищі набуло особливо драматичного характеру. Така ситуація зумовлена багатьма чинниками. Безгосподарне використання природних ресурсів та засмічення навколишнього середовища призвели до так званого парникового ефекту, який, у свою чергу сприяє потеплінню клімату Землі. Поява та ріст дір в озоновому шарі Землі позбавляють людину життєво необхідного для неї захисту від радіоактивного ультрафіолетового випромінювання (що викликає між іншим і захворювання на рак). Погіршення якості повітря, забруднення земної атмосфери – все це одразу ж напругу (астма, алергія) або з часом (рак, спадкоємні хвороби) впливає на здоров'я людини. Ріст населення спричинив зміну системи життєзабезпечення: зросла потреба в продуктах харчування, воді, чистому повітрі, енергоносіях, в транспортних засобах, тощо. А використання в будівництві в останні десятиріччя великої кількості штучних будівельних і оздоблювальних матеріалів, призвело до різкого погіршення стану здоров'я людей, що викликано великим відсотком шкідливих речовин в цих матеріалах.

Екологічний стан в Україні на сьогодні незадовільний. Це стосується не тільки емісій, які поступово знищують озоновий шар і спричиняють тепличний ефект, і не тільки забруднення повітря чадним газом.

В 1997 р. в Кіото представники 141 держави прийшли до спільної думки що до викидів в атмосферу, які спричиняють загальне потепління. Вони зобов'язали 39 основних промислових держав скоротити викиди

вуглекислого та інших 5-ти газів на 5,2% відносно до рівня 1990р. А держави з перехідною економікою мають скоротити викиди хоча б до рівня 1990 р. Кіотський протокол став міжнародним законом.

8.2 Основні джерела забруднення довкілля, що виникають у результаті виготовлення електроенцефалографічних систем

В процесі виробництва використовується цілий комплекс технологічних прийомів, пов'язаних з переробкою різних по своїй фізичній природі вихідних матеріалів, подальшою обробкою і збіркою деталей для здобуття функціонально завершеного виробу.

Розглянемо основні речовини, що діють негативно на навколишнє середовище:

а) Оксид вуглецю. Виникає при неповному згоранні вуглецевих речовин. У повітря він потрапляє в результаті спалювання твердих відходів, з вихлопними газами;

б) Сірчистий ангідрид. Виділяється в процесі згорання, переробки сірчистих руд;

в) Сірчаний ангідрид. Утворюється при окисленні сірчистого ангідриду. Кінцевим продуктом реакції є аерозоль або розчин сірчаної кислоти в дощовій воді, який підкисляє ґрунт, загострює захворювання дихальних шляхів людини;

д) Оксиди азоту. Основними джерелом викиду є роботи пов'язані із травленням друкованих плат;

е) З'єднання фтору. Джерелом забруднення є виробництво деталей із алюмінію.

Підприємство, на якому передбачається виготовлення дозиметра, також віднесене до забруднювачів атмосфери, найчастіше виступає також і в ролі основних забруднювачів поверхневих вод і ґрунтів. Всяке водоймище або водне джерело пов'язане із його оточуючим зовнішнім середовищем. На



нього здійснюють вплив шкідливі умови виробництва даного пристрою. Забруднення, що поступають у водне середовище, класифікують по різному, залежно від підходів, критеріїв і завдань. Так, у даному випадку виділяють хімічне, фізичне і теплове забруднення. До забруднення хімічними речовинами відносять зміну природних хімічних властивостей води за рахунок збільшення вмісту в ній шкідливих домішок як неорганічної (мінеральні солі, кислоти, луги, глинисті частинки), так і органічної природи (органічні залишки, пестициди). Основними неорганічними (мінеральними) забруднювачами прісної води є різноманітні хімічні сполуки, що виникають внаслідок виготовлення окремих деталей пристрою. Це з'єднання свинцю, кадмію, хрому, міді.

В процесі збирання дозиметра в електроніці для покриття друкованої плати і покриття компонентів, у вигляді сплаву припою, використовується свинець. Свинець дуже фітотоксичний. Іони свинцю швидко втрачають рухливість. Вони міцніші, ніж інші катіони, тому стримуються гумусом ґрунту. Дуже високі концентрації свинцю в ґрунтах пригнічують зростання рослин і викликають хворобу, при якій порушується утворення хлорофілу в листі і знижується активність фотосинтезу, — хлороз. Основна частина свинцю затримується в корінні рослин.

На багатьох складальних операціях широко використовується пайка, складова більше 25% загальної трудоємності складальних операцій. У паяльному димі містяться небезпечні частки і гази: пари каніфолі (абіетинова кислота), формальдегід, ізоціанати (метилдісоціанат і ін.). Вдихання паяльного диму викликає запаморочення і головний біль, роздратування слизової оболонки очей і носової порожнини, підвищену чутливість до хімікатів, хронічний бронхіт і одне з важких захворювань в цьому ряду — професійну астму.

### 8.3 Заходи щодо зменшення забруднення довкілля

Розглянемо методи очистки стічних вод на підприємстві, при виробництві кардіодіагностичних систем. Очищення стічних вод від твердих частинок залежно від їх властивостей, концентрації та фракційного складу на даному підприємстві здійснюється методами проціджування, відстоювання, відділення в полі дії відцентрових сил і фільтруванням.

Проціджування - первинна стадія очищення стічних вод - призначено для виділення із стічних вод крупних нерозчинних домішок розміром до 25мм, а також дрібніших волокнистих забруднень, які в процесі подальшої обробки стоків перешкоджають нормальній роботі очисного устаткування. Проціджування стічних вод здійснюється пропусканням води через ґрати і волокно уловлювачі.

Етапи очищення води:

1) Ґрати, виготовлені з металевих стержнів із зазором між ними 5 - 25мм, встановлюються під кутом 60-70° до горизонту. Розміри поперечного перетину ґрат вибирають з умови мінімальних втрат тиску потоку на ґратах. Швидкість стічної води в зазорі між стрижнями не повинна перевищувати значень 0,8 - 1,0м/с при максимальній витраті стічних вод.

При експлуатації ґрати повинні безперервно очищатися, що здійснюється, як правило, механічно, і лише при затриманні домішок менше 0,0042 м<sup>3</sup>/год., допускається ручне очищення. Механічне очищення ґрат від затримуваних домішок здійснюється за допомогою вертикальних або поворотних грабель. Залежно від складу домішок, знятих з ґрат, їх подрібнюють на спеціальних дробарках та скидають в потік стічних вод за ґратами або направляють на переробку. Ця процедура погіршує якість повітряного середовища в приміщеннях очисних станцій. Для усунення цих недоліків застосовують ґрати-дробарки, що подрібнюють затримані домішки, не витягуючи їх з води. Середній розмір подрібнених ними домішок не перевищує 5мм.

2) При виготовленні складових частин корпусу приладу в повітрі накопичується значна кількість промислового пилю. До сухих пиловловлювачів відносяться всі апарати, в яких відділення часток домішок від повітряного потоку відбувається механічним шляхом за рахунок сил гравітації, інерції. Конструктивно сухі пиловловлювачі розділяють на циклони, ротаційні, вихрові, радіальні, жалюзійні пиловловлювачі та інші.

Для зменшення забруднення атмосфери в даному випадку використовується сухий пиловловлювач. Для нормальної роботи циклону необхідна герметичність бункера. Якщо бункер негерметичний, то за рахунок підсосу зовнішнього повітря відбувається винесення пилю з потоком через вихідну трубу.

При проведенні виробничих процесів монтажу і складання приладу необхідно використовувати технологічні методи і засоби, які створюють мінімальний вплив на навколишнє середовище.

Процес проциджування води використовується для виділення із стічних вод крупних нерозчинних домішок розміром до 25мм, а також дрібніших волокнистих забруднень, які в процесі подальшої обробки стоків перешкоджають нормальній роботі очисного устаткування. Проциджування стічних вод здійснюється пропусканням їх через решітки і волокновловлювачі.

Решітки виготовляються з металевих стрижнів із зазором між ними, рівним 5 - 25мм, і встановлюються в колекторах стічних вод вертикально або під кутом 60 - 70° до горизонту. Розміри поперечного перетину решіток вибирають з умови мінімальних втрат тиску потоку на решітках. Швидкість стічної води в зазорі між стрижнями решіток не повинна перевищувати значень 0,8 - 1,0м/с при максимальній витраті стічних вод. При експлуатації грати повинні безперервно очищатися. Очищення решіток здійснюється, як правило, механічним дорогою, і лише при кількостях затримуваних домішок менше 0,0042м<sup>3</sup>/год допускається використовувати решітки з ручним очищенням.

З метою боротьби із шумом використовується ряд заходів:

- 1) застосовують малощумне обладнання, замінюють металеві частини на пластмасу, встановлюють глушники і т. д;
- 2) встановлюють обладнання на демпфіруючих прокладках;
- 3) розміщують джерел шуму в приміщеннях і т. д. зі звукоізоляцією або звукопоглинанням;
- 4) встановлюють “антизвук”, тобто джерела, рівного за величиною і протилежного за фазою звуку – архітектурно-планувальні методи (розміщення будівель, обладнання, захисні зелені смуги, екрани і т. д.);
- 5) звукоізолюючі кабінки, акустичні екрани місць роботи;
- 6) оснащують шумні машин і технологій засобами дистанційного телеавтоматичного управління

Методи боротьби з вібрацією зводяться в основному до демпферування установок, машин, механізмів, використання різноманітного роду амортизаторів та вібропоглиначів.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Проаналізовано можливості методу електроенцефалографії та параметри ЕЕГ сигналів, які несуть діагностичну інформацію. Проаналізовано особливості відбору ЕЕГ сигналів та встановлено, що на якість самих сигналів впливає поява у їхній структурі різного роду артефактів. Одним із них є артефакт руху, який пов'язаний із недосконалістю конструкції самих електродів і виникає зокрема через поганий контакт між електродом та шкірою голови обстежуваного.

Проаналізовано типи математичних моделей та методи опрацювання ЕЕГ сигналів в сучасних діагностичних системах. Встановлено, що аналізу підлягає часова, енергетична та частотна структура ЕЕГ сигналів. При цьому, для збереження інформативності таких сигналів засоби відбору ЕЕГ сигналів повинні мінімізувати рівні шумів, що наводяться в сигналі у конкретному відведенні та забезпечувати не спотворення форми і частотних параметрів самого сигналу.

Проаналізовано способи відбору ЕЕГ сигналів, зокрема стандартні схеми накладання електродів та типи самих електродів.

Встановлено, що в переважній більшості сучасних ЕЕГ комплексів застосовуються чашкові електроди, що утворюють ємнісну систему із поверхневими структурами шкір голови. При цьому електроди накладаються на поверхню голови без усунення волосяного покриву, що призводить до поганої якості прилягання електродів до шкіри голови, появи значного рівня шумів, артефактів руху тощо. В підсилювальних каналах та програмному забезпеченні необхідно передбачити надійні схеми фільтрації та видалення згаданих завад. Однак такий підхід призводить і до втрати частини інформації самого відібраного ЕЕГ сигналу.

Запропоновано використати електроди із нерівномірною поверхнею, що забезпечить краще проникнення через волосся та надійний контакт із поверхнею шкіри пацієнта. Для зниження рівня шумів та усунення

необхідності використання контактних гелів пропонується використати в структурі електродів повторювачі напруги, що дозволить збільшити вхідний опір самого електрода.

Для реалізації кіл відбору проаналізовано схеми виконання біопотенціалів та запропоновано схему одного каналу відбору на основі використання інструментальних підсилювачів AD620.

Розроблено кінцеву схему одного каналу підсилювача ЕЕГ сигналів та розроблено топологію друкованої плати та друкованого вузла. Встановлено, що розміри такого одного вузла не перевищуватимуть 45x30 мм.

## Бібліографія

1. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л.Р. Зенков - 3-е изд. – М.:МЕДпрессинформ, 2004. – 368 с.
2. Электроэнцефалография / И.С. Егорова. – М.: «Медицина», 1973. – 297 с.
3. Клиническая электроэнцефалография / под. ред. В.С. Русинова. – М.: «Медицина», 1973. – 342 с.
4. Неврология. Национальные руководства / под. ред. И.Е. Гусева, А.Н. Коновалова, В.И. Скворцова, А.Б. Гехт. – М.: Ассоциация медицинских обществ по качеству. – 1064 с.
5. Рыбина И.Я. Электроэнцефалография. Учебно-методическое пособие / И.Я. Рыбина, Л.А. Коренко, Т.А. Скоромец. – С.-Пб., 2004. – 56 с.
6. Королёва Н. В., Колесников С. И., Воробьёв С. В. Феноменологический атлас по клинической электроэнцефалографии. – Иркутск, 2004. – 101 с.
7. Заболотных В.А. Практический курс классической клинической электроэнцефалографии. – С.-Пб., 1998. – 82 с.
8. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных данных : пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. – М. : Мир, 1989. – 540 с. – ISBN 5–03–001071–8.
9. Гихман И.И. Введение в теорию случайных процессов : учеб. пособ. / И.И. Гихман, А.В. Скороход. – Изд. 2–е. – М. : Наука, 1977. – 568 с.
10. Сахаров В.Л., Андреев А.С. Методы математической обработки электроэнцефалограмм: Учебное пособие. - Таганрог: "Антон", 2000.-44 с.
11. Каплан А.Я. Нестационарность ээг: методологический и экспериментальный анализ. – Успехи физиологических наук, 1998. – Т29, №3. – с. 35-55.
12. Сорокин В.Н. Теория речеобразования / В.Н. Сорокин. – М.: “Радио

и связь”, 1985. – 312 с.

13. 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». – Харьков, ХАИ «Медика», 2011. – 168 с.

14. Ануфриев, И.Е. MATLAB 7. – СПб.: БХВ-Петербург, 2005. – 1104 с.

15. Вайнштейн, С.Я., Безпека і охорона праці на підприємствах машинобудування. – К.: Техніка, 1967.

16. Охрана окружающей среды: учеб. для техн. спец. вузов под ред Белова С.В. – М.: В/ш, 1996.

17. Кучерявий, В.П. Екологія :Підручник – Львів: Світ, 2001 – 500 с.



# ДОДАТКИ

УДК 612.741.1:519.218

**С. Ковалик, В. Николайчук, В. Дозорський**

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

## ВІДБІР БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ БІОПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ РУКИ

Враховуючи значне зростання кількості людей із ампутованою кінцівкою, зокрема постраждалих в зоні проведення антитерористичної операції військовослужбовців, є максимально повне відновлення функціональних можливостей кінцівки шляхом протезування. Згідно статистичних даних більше 50% від загальної кількості випадків протезування припадають на протезування після ампутування верхньої кінцівки на рівні передпліччя, при цьому в Україні більше 12 тис. осіб потребують протезування кисті руки. Щорічно цей показник зростає, зокрема у осіб, які постраждали внаслідок проведення бойових дій на сході України. Однак, на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва. Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів, що зареєстровані із ділянок усічених м'язів кукси (частини кінцівки, що залишилася після ампутації), які є залишковими сигналами електричної активності м'язів втраченої кінцівки – електроміографічних (ЕМГ) сигналів. При цьому актуальним є розроблення ефективних засобів відбору, оскільки від якості зареєстрованих біосигналів залежатиме кількість відтворюваних протезом рухів а також їхня точність та швидкість.

В дослідженнях пропонується спосіб реєстрації біосигналів м'язової активності кукси руки, який включає застосування для відбору активних сухих електродів, виготовлених методом 3-D друку з біологічно стійких антистатичних матеріалів, що мають голчасту поверхню із заокругленими вершинами голок, та покриті струмопровідним матеріалом. При цьому, необхідним є обґрунтування структури та способів технічної реалізації активних електродів для забезпечення можливості багаторазового відбору ЕМГ сигналів в структурі біокерованого протеза кисті руки. оскільки: застосування одноразових електродів, які присутні на медичному ринку, є громіздким та ускладнює необхідність забезпечення однорідності умов відбору ЕМГ сигналів; використання багаторазових електродів передбачає необхідність регулярного нанесення додаткових матеріалів для покращення контакту поверхні електрода з поверхнею шкіри пацієнта (використання контактних гелів, додаткове змочування) та усунення (за наявності) волосяного покриву на шкірі в ділянках відбору ЕМГ сигналів; застосування імплантованих електродів потребує хірургічного втручання та регулярного контролю стану контакту електрод – нервові волокна. Розроблення ж електродів з голчастою поверхнею із заокругленою формою голок, що покриті хімічно стійкими (до дії біологічних чинників) струмопровідними матеріалами, зокрема хлорним сріблом, забезпечить надійність контакту чутливої поверхні електрода з поверхнею шкіри без усунення волосяного покриву. Використання попередніх підсилювачів біопотенціалів, що інтегровані в структуру електрода, уможливить зниження рівня завад, що виникають в комутаційних кабелях системи реєстрації цих біосигналів, а також забезпечення збільшення вхідного опору електрода, що відповідно уможливить уникнення необхідності використання контактних гелів чи змочування поверхні електродів.