

УДК 661.831-073.97-71

DOI 10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-07

Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Гевко О.В., Дедів Л.Є.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

СИСТЕМА РЕЄСТРАЦІЇ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ДЛЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

В статті проведено обґрунтування структури системи реєстрації біопотенціалів для електроенцефалографічних досліджень. Проведено аналіз типових конструкцій подібних систем, які є присутні на ринку медичної техніки та встановлено, що їм притаманні значні недоліки, пов'язані із недосконалістю електродів для реєстрації електроенцефалографічних сигналів, недосконалістю конструкції шоломів для фіксації електродів і складністю точного їхнього позиціонування на поверхні голови пацієнтів, схемотехнічних рішень виконання блоків реєстрації біопотенціалів тощо. Запропоновано конструкцію системи реєстрації біопотенціалів, яка може бути виготовлена з допомогою технологій 3D друку, та являє собою монолітну структуру що має крабоподібну форму із центральною та поперечними пластинами, на яких розміщуються підпружинені електроди із спеціальною формою чутливої поверхні. При цьому власне електроди є активними, не потребують додаткового змочування чи застосування контактних гелів. Запропонована структура блока реєстрації біопотенціалів розміщується в потиличній частині конструкції пропонованої системи реєстрації біопотенціалів. Вона являє собою сукупність окремих каналів підсилення та фільтрації біопотенціалів на інструментальних підсилювачах, аналоговий мультиплексор, аналого-цифровий перетворювач та модуль інтерфейсу для передачі даних по каналу BlueTooth на персональний комп'ютер лікаря.

Ключові слова: електроенцефалографія, біопотенціал, електрод, система реєстрації

Постановка проблеми. Поширеним сьогодні в області нейрофізіологічних досліджень та діагностики стану окремих відділів центральної нервової системи є метод електроенцефалографії (ЕЕГ), який полягає у реєстрації біопотенціалів головного мозку з поверхні голови пацієнта (непряма ЕЕГ) або з внутрішніх структур мозку (пряма ЕЕГ). В основі ЕЕГ лежить реєстрація різниці потенціалів між двома точками. Для відведення потенціалів із цих вибраних точок застосовуються електроенцефалографічні електроди. Якість відібраних сигналів ЕЕГ, а в кінцевому випадку і результат експериментального дослідження, залежить від умов відбору, зокрема якості накладання електродів, контакту їх зі шкірою поверхні голови, дотримання місць накладання електродів, рівня власних шумів електродів тощо. При цьому, сучасні системи для реєстрації ЕЕГ, що широко розповсюджені на ринку медичного обладнання, володіють значною кількістю недоліків, пов'язаних зокрема зі складністю накладання та фіксації електродів на поверхню голови пацієнта, необхідністю застосування контактних гелів чи процедури змочування чутливих поверхонь електродів, значним дискомфортом для пацієнта при довготривалій реєстрації ЕЕГ, що і визначає актуальність задачі розроблення оптимальної конструкції системи реєстрації біопотенціалів для проведення ЕЕГ досліджень.

Аналіз стану досліджень. Спеціальні пристрої (електроенцефалографи) для проведення ЕЕГ досліджень зазвичай складаються з комутаційного пристрою, блоку підсилення з вузлами фільтрації, системи фіксації електродів на поверхні голови пацієнтів, відвідних електродів, з'єднувальних проводів, додаткових пристроїв для фото- та фоностимуляції [1-7]. Враховуючи те, що амплітуда потенціалів електроенцефалограми у нормі не перевищує 0,1 мВ [1-5], особливо критичними є вимоги до конструкції та електричних параметрів електродів, з допомогою яких і проводиться реєстрація біопотенціалів. У значній мірі важливими є також вимоги до конструкції системи фіксації електродів, оскільки від параметрів цих елементів суттєво залежить якість відібраних біопотенціалів, результат їхньої наступної обробки та в кінцевому підсумку прийняте діагностичне рішення.

Так, електроди повинні забезпечувати мінімальний опір в області контакту із поверхнею голови пацієнта, не повинні окислюватись і поляризуватись, мати власного шуму, суттєво знижувати рівень сигналів в діапазоні 0,5-70 Гц [6,7]. Найкращим рішенням даної проблеми є

застосування електродів з хлорсрібною або позолоченою контактною поверхнею [6,7]. Теоретично оптимальними для вимірювання повільних змін потенціалів будуть електроди, що не поляризуються, такі як срібні (хлор-срібні електроди, тобто електроди, зроблені зі срібла (Ag)) і покриті шаром хлориду срібла (AgCl). В електроенцефалографії застосовують кілька видів ЕЕГ електродів [1-7], які розрізняються як за формою, так і за способом їх фіксації на голові: контактні накладні електроди, які прилягають до голови за допомогою спеціального шолома; місткові електроди; електроди, що приклеюються; базальні електроди; голчасті електроди; чашкові електроди; багатоелектродні голки [7] (рис. 1).

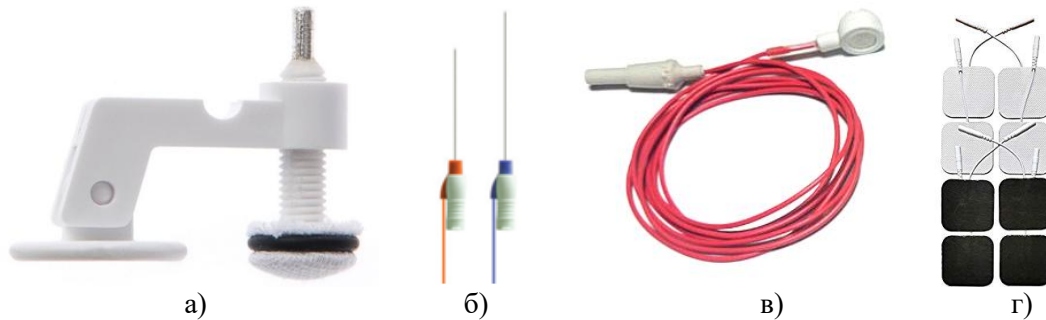


Рисунок 1 – Конструкція місткових (а), голчастих (б), чашкових (в) електродів, та електродів, що приклеюються (г)

Надійним методичним прийомом для тривалої реєстрації ЕЕГ у хворих, що знаходяться у стані свідомості або у стані фізіологічного сну є використання ЕЕГ-шолома з розміщеними в ньому електродами [7] за стандартною системою "10-20%" [8-11]. Після розміщення шолома відповідного розміру на голові пацієнта, кожен електрод наповнюється гелем [7]. Роз'єм шолома з'єднується з роз'ємом на комутаційній панелі електроенцефалографа. Для фіксації ЕЕГ електродів на голові пацієнта сьогодні все ще застосовуються еластичні сітки з гумовими або силіконовими джгутами, під які розміщуються чашкові або місткові електроди (рис. 2) [3,4,7]. Основним недоліком таких систем фіксації електродів є збільшена тривалість часу накладання, що є необхідною для точного розміщення кожного електрода та забезпечення надійного контакту його з поверхнею голови пацієнта.

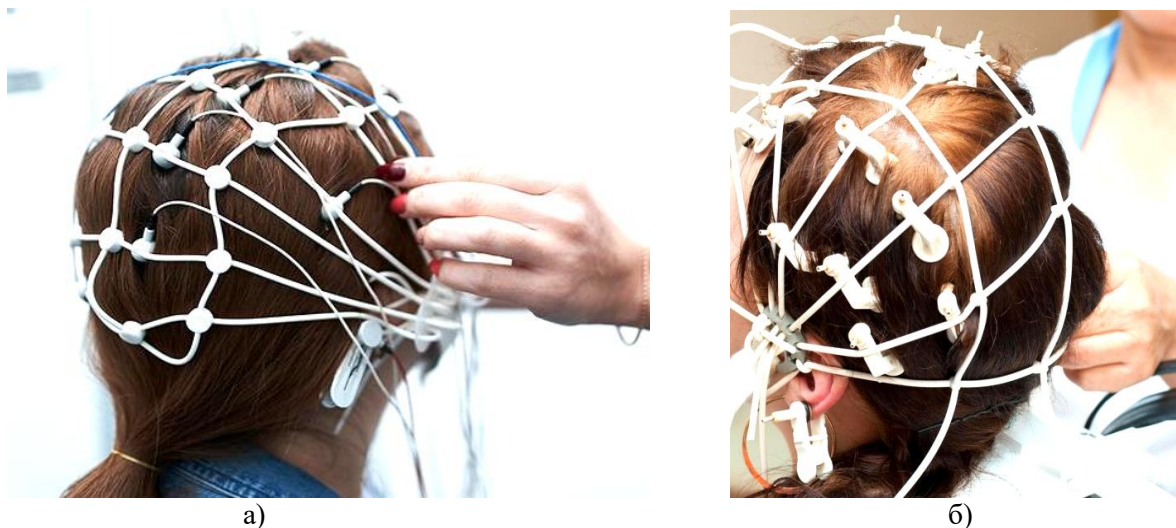


Рисунок 2 – Силіконовий шолом ЕЕГ із встановленими чашковими (а) та містковими (б) електродами

Іншим, відносно новим варіантом фіксації електродів, є використання суцільних еластичних шоломів із наперед встановленими електродами та єдиним кабелем відведень, який підключається до комутаційної панелі електроенцефалографа. На рис. 3 наведено вигляд шоломів Electro-Cap (Electro-cap International, Inc., USA) та WaveGuard Connect (Eemagine Medical Imaging Solutions GmbH, Німеччина) [7].



Рисунок 3 – Зовнішній вигляд ЕЕГ шоломів Electro-cap (а) та WaveGuard connect (б)

Існує публікація, де проаналізовано характеристики кожної електродної системи [7], такі як: розмірний ряд, матеріал сенсора, довжина електродного шлейфу, кількість електродів, наявність вушних електродів, рекомендоване струмопровідне середовище тощо. Представлені електродні системи [7] рекомендується використовувати з струмопровідним гелем. В них забезпечується якісний механічний контакт електродів зі шкірою випробуваного. При додаванні струмопровідного гелю електродний імпеданс стає нижче 25 кОм. Для шолома WaveGuard дискомфорт загалом при відборі був відсутнім, проте через близьке розташування ремня підборіддя до горла, ймовірно було виникнення незначного ускладнення дихання [7]. Виникали незручності у пацієнтів при застосуванні шолома Electro-cap, про що свідчили скарги на дискомфорт, внаслідок сильного тиснення електродами голови, тугим ремнем - підборіддя. Також слід відзначити значну вартість таких шоломів.

З проведеного аналізу встановлено, що найпоширенішими сьогодні є чашкові та місткові електроди. Однак, у цьому випадку необхідним є використання контактних гелів або постійне змочування чутливої поверхні електродів, що ускладнює проведення довготривалих досліджень, зокрема, таких, як моніторинг сну пацієнтів (навіть у випадку застосування місткових електродів).

Основною причиною потреби у використанні контактного гелю є необхідність забезпечення надійного контакту електрода з поверхнею шкіри голови та зниження електричного опору між ними. Однак саме у зазор між шкірою та електродом нерідко потрапляє велика кількість волосся, що значно погіршує контакт. Для усунення даного недоліку потрібним є або видалення волоссяного покриву з поверхні голови, або використання власне контактних гелів. Досвід роботи з електроенцефалографічним обладнанням показав, що застосування гелю не є зовсім комфортним для пацієнтів, через його залишки після процедури на волоссі, шкірі, а також через часте розтікання поза межі електрода, що збільшує площу його контакту з поверхнею шкіри. Всі ці недоліки приводять до погіршення якості отриманих сигналів ЕЕГ, зниження їхньої інформативності.

Щодо власне шоломів, з допомогою яких виконується фіксація електродів на поверхні голови пацієнта за визначеною схемою розміщення (наприклад «10-20%»), то варто відзначити, що все ще поширеними є шоломи у вигляді еластичних сіток з джгутами з гуми або силікону, під якими розміщуються чашкові або місткові електроди. При цьому відбувається значна витрата часу лікарем, для правильного одягання шолома та розміщення на ньому електродів. Наявні також складнощі з контролем точності розміщення електродів відповідно до використовуваної системи їх накладання. Слід враховувати той факт, що силіконові чи гумові шапочки, із наперед встановленими електродами, є незручними для пацієнтів при моніторинговому ЕЕГ дослідженні, через спричинення підвищення потіння шкіри голови, зменшення міжелектродного опору, подавлення корисних сигналів, перетискання кровонесних судин шкіри та потертості, а також ймовірності спричинення алергічних пошкоджень шкіри.

Вагомим недоліком розглянутих систем є необхідність підключення електродів до блока підсилення та комутації з допомогою окремих проводів або з допомогою кабеля зі спеціальним комутаційним роз'ємом. Отже, вище перераховані факти створюють незручності як для лікаря, так і для пацієнта.

Мета роботи. Метою роботи є розроблення конструкції системи реєстрації біопотенціалів для проведення ЕЕГ досліджень, в якій би були усунені недоліки, наведені в проведеному аналізі.

Результати та їх обговорення. Оскільки конструкції відомих систем реєстрації ЕЕГ сигналів відрізняються значною кількістю недоліків, які впливають на якість відібраних сигналів та в кінцевому випадку на достовірність прийнятих медичних рішень, то пошук нових підходів до даної проблеми є актуальним. Запропоновано новий підхід до виготовлення шолому для кріплення електродів у вигляді монолітної конструкції. Дана конструкція має крабоподібну форму у вигляді центральної пластини, яка проходить від лоба до потилиці, від якої відходять пластини в напрямках поперечних осей. На цих пластинках розміщуються отвори, в які вставляються електроди. При цьому місця розміщення електродів відповідають системі «10-20%». Від кожного електрода відходять провідники, які вкладаються в канали пластин та під'єднуються до відповідних входів блока реєстрації біопотенціалів. Власне блок реєстрації кріпиться до потиличної частини шолома. Ескізне зображення такої конструкції наведено на рис. 4. При цьому передбачено використання 19-ти основних електродів та двох вušних. Практичне застосування такої конструкції значно скоротить час, підвищить якість накладання електродів, підвищить ступінь комфорту.

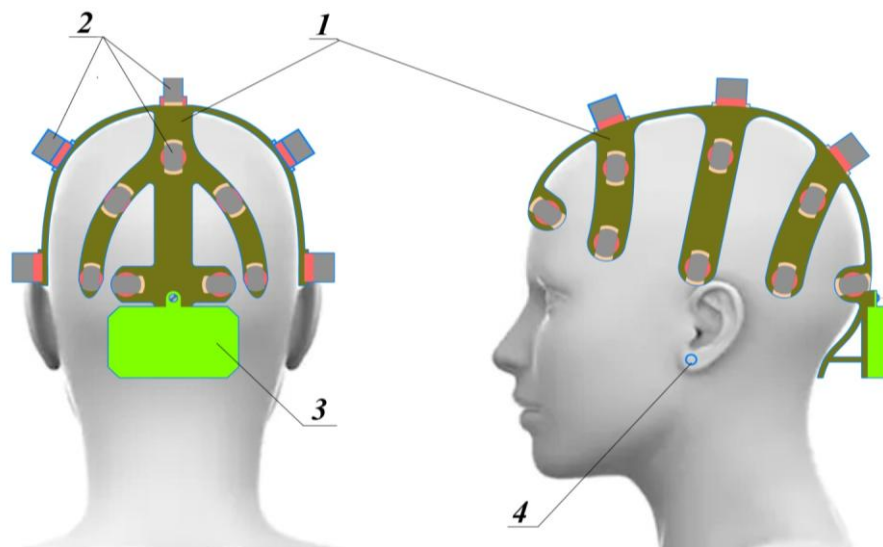


Рисунок 4 – Ескіз запропонованої конструкції системи для реєстрації ЕЕГ:
1 – крабоподібний шолом; 2 – ЕЕГ електроди; 3 – блок реєстрації біопотенціалів;
4 – місця накладання вušних електродів

Для виготовлення такої конструкції пропонується використати технології 3D друку, а в якості матеріалу використати ABS філамент [12], який часто застосовується сьогодні для виготовлення корпусів ЕЕГ електродів. Його основними фізико-механічними властивостями є наступні [12]: щільність: 1,02-1,08 г/см³; міцність під час розтягування: 35-50 МПа; міцність при згинанні: 50-87 МПа; міцність при стисканні: 46-80 МПа; діелектрична проникність при 10⁶ Гц: 2,4-5,0; тангенс кута діелектричних втрат при 10⁶ Гц: (3-7)·10⁻⁴; питомий об'ємний електричний опір: 5·10¹³ Ом/м; електрична міцність: 12-15 МВ/м. Відповідно цей філамент володіє потрібними електричними та механічними властивостями, завдяки чому не буде впливати на процес відбору ЕЕГ сигналів та забезпечувати потрібну силу притискання останніх до поверхні голови (завдяки своїм пружним властивостям).

Також вага шолома буде меншою або співрозмірною з вагою існуючих шапочок для реєстрації ЕЕГ. Вušні ж електроди пропонується кріпити з допомогою спеціальних кліпс, які широко використовуються і сьогодні.

В роботі пропонується використати електроди з неоднорідною формою контактної поверхні. Зокрема вона може являти собою групу голок із заокругленими вершинами. Подібна конструкція розглядалась для відбору електроміографічних сигналів [13,14]. Такі голки вільно

проникатимуть через волоссяний покрив та краще контактуватимуть із поверхнею шкіри голови. Також не потрібно буде виконувати попереднє змочування чи спеціальні контактні гелі. Однак, в цьому випадку значно зросте опір в місці контакту електрода з поверхнею голови (до десятків МОм). Для усунення цього недоліку пропонується всередині конструкції такого електрода встановити буферний елемент – операційний підсилювач за схемою повторювача напруги. Перспективним є використання спеціальних мікросхем з низьким рівнем власного шуму фірми Texas Instruments TLC272CP. Їхній вхідний опір досягає 10^{12} Ом, а напруга живлення не перевищує 3,3 В. Якщо використати таку мікросхему в SMD виконанні, то вона вільно поміститься в корпусі електрода, габаритні розміри якого будуть такими ж, як і існуючих чашкових електродів.

Елементи конструкції електродів також пропонується виконати шляхом 3D друку з матеріалу ABS. Тримірний вигляд конструкції запропонованого активного електрода наведено на рис. 5.

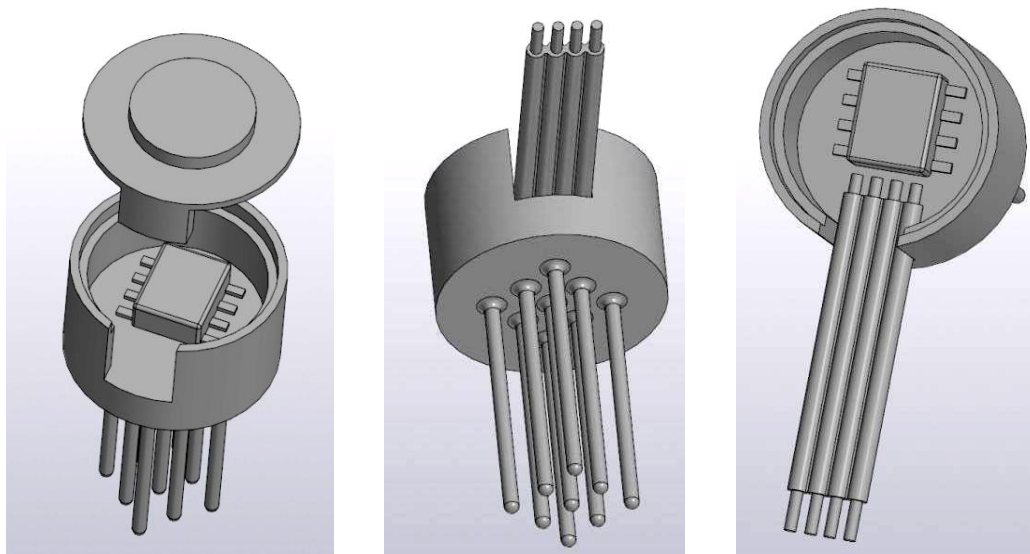


Рисунок 5 – Тримірний вигляд конструкції активного електрода

На базі представленої ідеї авторами роботи було запатентовано конструкцію активного електрода для реєстрації ЕЕГ сигналів 1 [15], який виконаний у вигляді голок із заокругленими вершинами 4 (штирових контактних елементів), що приєднані до операційного підсилювача 7 та розташовані у втулці 2 (рис. 6, а). Втулку 2 закріплено в стакані 3 і у них розташовано пружину стиснення 6, якою через ізоляційну прокладку 5 забезпечується підтиск штирових контактних елементів з заокругленими кінцями 4. Надання можливості необхідного зміщення підпружинених пружиною стиснення 6 штирових контактних елементів з заокругленими кінцями 4 забезпечує кращий контакт зі шкірою і точне розміщення електродів на поверхні голови пацієнтів. Таким способом, одна конструкція шолома та електродів може бути використана для відбору ЕЕГ у людей із різними розмірами черепної коробки. Співвідношення відстаней між електродами не зміниться та відповідатиме системі накладання електродів «10-20%». Використання ж операційного підсилювача 7 дозволяє отримувати сигнали високої якості без застосування контактних гелів. Для металізації поверхні голок пропонується використати метод осадження срібла на поверхню електрода із наступним створенням шару хлориду срібла шляхом електролізу в розчині NaCl.

Сила дії підтиску пружиною 6 штирових контактних елементів з заокругленими кінцями 4 (рис. 6,б) визначається із необхідності усунення можливого виникнення завад від їх недостатнього притискання до поверхні голови, а також недопущення її травмування з залежності [16]:

$$P_n = C(\Delta_o + \Delta_n), \quad (1)$$

де C – жорсткість пружини, Н/мм; Δ_o – попередня деформація (підтиск) пружини, мм; Δ_n – поточна деформація пружини (в режимі спрацювання), мм (l – попереднє видовження пружини з рис. 6,б).

Провівши відповідні експериментальні дослідження встановлено, що значення P_n повинне бути в межах 0,1 – 0,2 Н. Виходячи з доцільних конструктивних параметрів розробленого активного електрода для реєстрації ЕЕГ сигналів (рис. 6) встановлено, що попередня деформація (підтиск) пружини жорсткістю $C = 0,005-0,01$ Н/мм повинна становити $\Delta_o = 15$ мм, а поточна деформація близько $\Delta_n = 5$ мм (варіюється в залежності особливостей форми черепа, конструктивних параметрів крабоподібного шолому тощо).

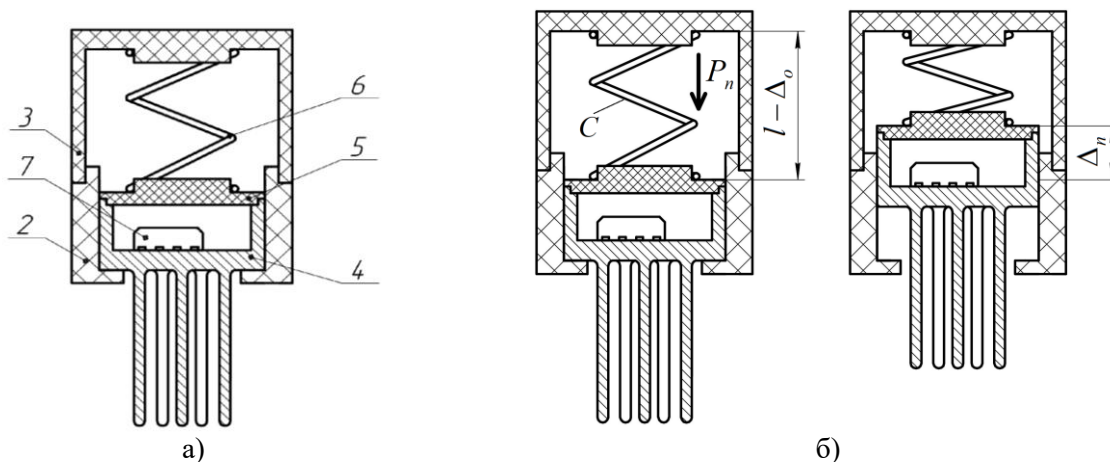


Рисунок 6 – Активний електрод для реєстрації ЕЕГ сигналів: а) конструктивна схема; в) розрахункові схеми підтиску контактних елементів

Спроектвану конструкцію електрода було завантажено в програмне середовище 3-D принтера. Встановлено, що при оптимальних налаштуваннях параметрів, час друку одного електрода становитиме до 20 хвилин, витрата філаменту становитиме орієнтовно 0,24 м, а вага – близько 1 г. Таким чином, при вазі операційного підсилювача з припоєм наближено 0,2 г, вага всіх електродів становитиме 23 г не враховуючи металізації чутливої поверхні, ваги пружини та проводів. Так, відповідно до [7], вага одного типового чашкового електрода з кабелем довжиною 1 м становить 9 г. Таким чином при 19-ти основних електродах їх сумарна вага становитиме 171 г, що є значно більше за сумарну вагу електродів запропонованої в роботі конструкції.

За основу проектування блока реєстрації біопотенціалів використано структуру блока відбору 16-ти каналного електроенцефалографа «Нейроком», виробництва ХАІ Медіка (м. Харків, Україна) [17]. Апаратно він включає в себе 16 каналів підсилення біопотенціалів, кожен з яких містить по два послідовно включені інструментальні підсилювачі AD620 в SMD виконанні, між якими включено фільтр високих частот. При цьому досягається велике значення коефіцієнта подавлення синфазної завади. З виходу другого підсилювача по кожному каналу сигнал надходить на відповідний вхід аналогового мультиплексора, з допомогою якого реалізовано технологію часового ущільнення сигналів (TDM). З виходів мультиплексора сигнали надходять на мікроконтролер, який виконує оцифрування цих сигналів а також забезпечує керування роботою мультиплексора. Отриманий оцифрований сигнал надходить на мікросхему реалізації USB інтерфейсу, через який по USB кабелю сигнал надходить на комп'ютер, де з допомогою спеціального програмного забезпечення проводиться наступне розділення оцифрованого сигналу на відповідних 16 сигналів, які відповідають 16-ти вхідним аналоговим ЕЕГ сигналам, та їхнє наступне опрацювання.

В роботі пропонується функціональна схема блоку реєстрації, яка наведена на рис. 7. Відповідно, вона включає в себе групу повторювачів напруги (DA1-DA19), які встановлені безпосередньо в корпусах відповідних електродів. З виходів цих повторювачів сигнали надходять на входи інструментальних підсилювачів DA20-DA39. Надалі, сигнали, аналогічно як і у випадку електроенцефалографа «Нейроком», надходять на відповідні входи аналогового мультиплексора. З його виходу сигнал надходить через узгоджуючий фільтр на наступний інструментальний підсилювач DA40, який в проєктованому блоці відбору буде спільним для усіх каналів відбору, але в кожному каналі він буде задіяний у визначені мультиплексором моменти часу. Відповідно кількість необхідних інструментальних підсилювачів зменшилась практично вдвічі в порівнянні із схемотехнічним рішенням виконання енцефалографа

Нейроком. З виходу підсилювача DA40 сигнал надходить на відповідний вхід АЦП мікроконтролера, а далі – на вхід модуля інтерфейсу, який пропонується виконати у вигляді модуля Bluetooth. Це дасть можливість використовувати проектовану систему реєстрації біопотенціалів, без підключення її до комп'ютера з допомогою будь яких кабелів. Це буде особливо зручно при довготривалому моніторингу ЕЕГ.

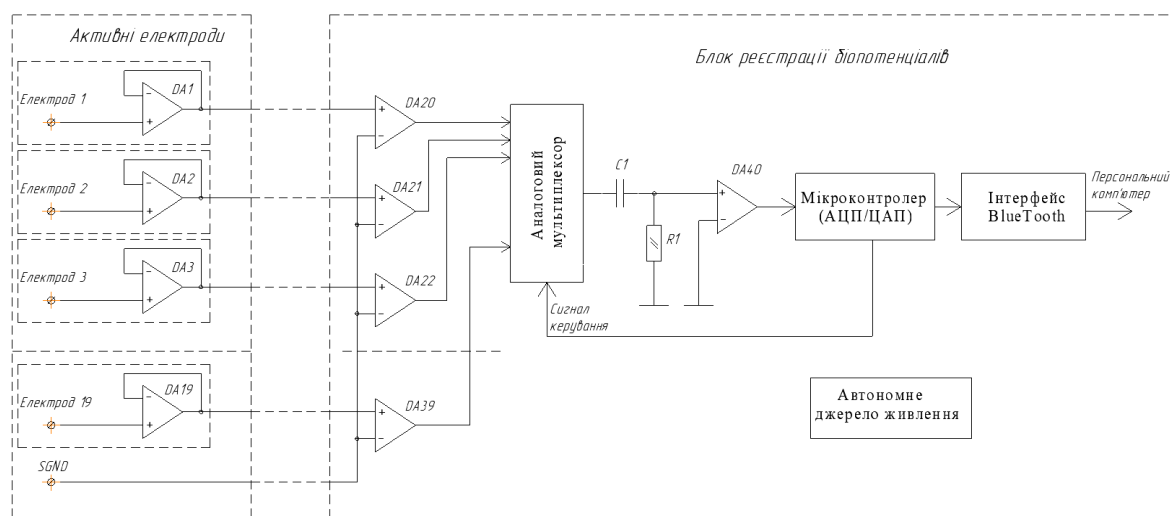


Рисунок 6 – Функціональна схема проектованого блока реєстрації біопотенціалів

Також, на відміну від електроенцефалографа «Нейроком», в якому живлення виконується через USB інтерфейс, в проектованому блоці передбачено використання автономного блока живлення на основі малогабаритних акумуляторних батарей.

В порівнянні із розглянутими конструкціями електродів та систем їхньої фіксації на поверхні голови пацієнта, запропонована конструкція володіє значними перевагами в плані економії часу, необхідного на розміщення електродів на поверхні голови пацієнта, забезпечення їх надійного контакту зі шкірою, відсутності шлейфа із з'єднувальними кабелями, усунення необхідності використання контактних гелів чи процедури змочування, простоти та зручності конструкції системи фіксації електродів. Значною перевагою конструкції такої системи фіксації є розміщення в ній блока реєстрації біопотенціалів, що сприятиме передачі зареєстрованих даних на персональний комп'ютер лікаря по бездротовому каналу зв'язку Bluetooth, а також набагато менша вага, менша собівартість та зручність використання при довготривалому моніторингу ЕЕГ.

Висновки. В роботі запропоновано конструкцію системи реєстрації біопотенціалів для ЕЕГ досліджень у вигляді конструкції крабоподібної форми, що містить пластини з отворами для кріплення електродів, та конструкцію електродів з неоднорідною формою контактної поверхні електродів, для яких не потрібно виконувати попереднє змочування чи спеціальні контактні гелі. Всередині конструкції електрода передбачено використання буферного елемента – операційного підсилювача за схемою повторювача напруги, для збільшення вхідного опору електрода, а також несучого елемента шолома з допомогою пружини стиснення. Це дозволяє використовувати розроблену конструкцію шолома та електродів для відбору ЕЕГ у людей із різними розмірами черепної коробки. Співвідношення відстаней між електродами не зміниться та відповідатиме системі накладання електродів «10-20%».

Також запропоновано функціональну схему блоку реєстрації біопотенціалів, яка ґрунтується на структурі електроенцефалографа «Нейроком» але є простішою та використовує меншу кількість інструментальних підсилювачів, а також володіє кращою функціональністю, оскільки передбачає розміщення блока реєстрації максимально близько до активних ЕЕГ електродів та використання автономного джерела живлення та безпроводного інтерфейсу, що значно спростить використання проектованої системи та зробить процедуру ЕЕГ дослідження максимально комфортною для пацієнтів.

Для виготовлення проектованої конструкції системи пропонується використати технології 3D друку, а в якості матеріалу використати ABS філамент, який часто застосовується сьогодні для виготовлення корпусів ЕЕГ електродів. Показано орієнтовну витрату філаменту,

час друку та вагу спроектованого ЕЕГ електрода. При цьому загальна вага системи стане значно меншою, від ваги існуючих комплектів (шолом та електроди) для реєстрації ЕЕГ, а сама запропонована система - значно ефективнішою за аналогі.

Інформаційні джерела

1. William O. Tatum IV. Handbook of EEG interpretation. Second edition ed. ISBN: 978-1-62070-016-7. Demos Medical Publishing; 2014.
2. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
3. Григорова І.А., Соколова Л.І., Герасимчук Р.Д. та ін. Неврологія: підручник/ І.А. Григорова, Л.І. Соколова, Р.Д. Герасимчук та ін. — К.: ВСВ Медицина, 2020. — 640 с.
4. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
5. Soufineyestani, M.; Dowling, D.; Khan, A. Electroencephalography (EEG) Technology Applications and Available Devices. Appl. Sci. 2020, 10, 7453. <https://doi.org/10.3390/app10217453>.
6. Montoya-Martínez J. Effect of number and placement of EEG electrodes on measurement of neural tracking of speech / Montoya-Martínez J., Vanthornhout J., Bertrand A., Francart T. PLOS ONE. 16 (2): e0246769, 2021. doi:10.1101/800979.
7. Jeffrey W. Britton. Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants / Jeffrey W. Britton, Lauren C. Frey, J.L. Hopp, P. Korb, M.Z. Koubeissi, W.E. Lievens, E.M. Pestana-Knight, E.K. Louis St. / American Epilepsy Society, Chicago, 2016. DOI:10.5698/978-0-9979756-0-4.
8. Oriano Mecarelli. Clinical Electroencephalography. Springer International Publishing A&G, 2019. 822 p. ISBN 9783030045722.
9. Fiedler P, Griebel S, Pedrosa P, Fonseca C, Vaz F, Zentner L, et al. Multichannel EEG with novel Ti/TiN dry electrodes. Sensors and Actuators A: Physical. 2015. Pp. 139–147. doi:10.1016/j.sna, 2014.
10. Balart-Sánchez SA, Vélez-Pérez H, Rivera-Tello S, Gómez Velázquez FR, González-Garrido AA, Romo-Vázquez R. A step forward in the quest for a mobile EEG-designed epoch for psychophysiological studies. Biomed Tech (Berl), 2019 Dec 18; 64(6):655-667. doi: 10.1515/bmt-2017-0189. PMID: 31322998.
11. Seeck M, Koessler L, Bast T, et al. The standardized EEG electrode array of the IFCN. Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2017 Oct;128 (10):2070-2077. DOI: 10.1016/j.clinph.2017.06.254
12. Nancy Crotti. These common thermoplastics are ideal for medical device injection molding. Medical Design&Outsourcing, 2020.
13. Oksana Dozorska. The methods of biosignals processing and their implementation in the structure of the system of impaired human communicative function compensation / Oksana Dozorska, Vasil Dozorskyi, Evhenia Yavorska, Yuriy Kapatsila, Iryna Pankiv, Andriy Kubashok // Proceedings of the International Conference „Advanced applied energy and information technologies 2021”, 2021 – TNTU, Zhytomyr «Publishing house „Book-Druk “» LLC, 2021. – pp. 151-156.
14. Oksana Dozorska. The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. / Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv // Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020. – Lviv-Zbarazh, Ukraine, 2020. – pp.188–192.
15. Патент 152054 UA, МПК (2006): А61В 5/00, А61В 5/25 (2021.01), А61В 5/291 (2021.01). Активний електрод для реєстрації електроенцефалографічних сигналів / Гевко О.В., Гевко І.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є., Паляниця Ю.Б., Кубашок А.В., Капаціла Ю.Б., Паньків І.М.; заявл. 23.05.2022; опубл. 19.10.2022. Бюл. №42/2022.
16. Пружно-запобіжні муфти: конструкції, розрахунок, дослідження / Гевко Б. М., Луців І. В, Гевко І. Б., Комар Р. В., Дубиняк Т. С. – Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2019. – 200 с.
17. НейроКом. Комплекс электроэнцефалографический ТУ У 33.1-02066769-001-2002 Инструкция по медицинскому применению АИНЦ.941311.001 И1. Национальный аэрокосмический университет «ХАИ» НТЦ радиоэлектронных медицинских приборов и технологий «ХАИ-МЕДИКА». Х. ХАИ «Медика», 2011. – 168 с.

Dozorskyi V.G., Dozorska O.F., Hevko O.V., Dediv L.E.
Ternopil Ivan Puluj National Technical University

SYSTEM OF BIOPOTENTIALS REGISTRATION FOR ELECTROENCEPHALOGRAPHIC RESEARCH

The article substantiates the structure of the biopotential registration system for electroencephalographic research. An analysis of the typical designs of similar systems, which are present on the medical equipment market, was carried out and it was established that they have significant shortcomings associated with the imperfection of the electrodes for recording electroencephalographic signals, the imperfection of the helmet designs for fixing the electrodes, and the difficulty of accurately positioning them on the surface of the patient's head, schematic and technical solutions for the implementation of biopotential registration blocks, etc. The design of the biopotential registration system is proposed, which can be manufactured using 3D printing technologies, and is a monolithic structure having a crab-like shape with central and transverse plates on which spring-loaded electrodes with a special shape of the sensitive surface are placed. At the same time, the electrodes themselves are active and do not require additional wetting or the use of contact gels. The structure of the biopotential registration unit is proposed, which is located in the occipital part of the structure of the proposed biopotential registration system, and is a set of individual amplification and filtering channels of biopotentials on instrumental amplifiers, an analog multiplexer, an analog-to-digital converter and an interface module for data transmission via the Bluetooth channel to a doctor personal computer.

Key words: *electroencephalography, biopotential, electrode, registration system*