

ОСОБЛИВОСТІ ПІДСИЛЮВАЧІВ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ГОЛКОВОЇ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ

Забродін К. Ю.¹⁾, Гелетка О. О.²⁾

¹⁾аспірант, Харківський національний університет радіоелектроніки, 61116 м.Харків, пр.Науки 14, e-mail: zabrodin.kostiantyn@nure.ua,

²⁾лікар-невролог медичного центру Life Park, к.м.н., лікар вищої категорії, e-mail: geletka72@gmail.com

Починаючи з 2023 року, Національна служба здоров'я України включила електронейроміографічне обстеження до переліку обов'язкових діагностичних процедур для акредитації медичних закладів, що надають реабілітаційну допомогу дорослим і дітям в умовах стаціонару. Це рішення було прийнято у зв'язку з важливістю діагностичної інформації, яку можна отримати за допомогою голкової ЕМГ (ГЕМГ).

Апаратура, яка використовується для виконання класичної електроміографії, включає блок підсилювача, комп'ютер для відображення отриманих кривих і зберігання даних, та різноманітні типи електродів для реєстрації потенціалів. Голчасті електроди, які використовуються для відведення внутрішньом'язових потенціалів, реєструють потенціали активних м'язових волокон або безпосередньо окремі рухові одиниці залежно від радіуса їх запису [1].

При реєстрації внутрішньом'язових потенціалів активним або неінвертуємим електродом є електрод з малою площею, на кінці голчастого електроду, референтним електродом є метал самої голки. З метою заземлення використовують електрод площею близько 5-10 см², що монтується над шкірою неподалік від голчастого електроду, зазвичай над кістковим виступом. Зареєстровані біологічні сигнали мають низьку амплітуду, в діапазоні від декількох мікрвольт (потенціали нервових стовбурів), до декількох мілівольт (потенціали ПРО). А також мають достатньо широкий спектр, тому ЕМГ підсилювачу необхідно забезпечення рівномірного підсилення спектру частот від 10 Гц до 10 кГц.

До основних особливостей підсилювачів ЕМГ відносять:

1. Диференційні підсилювачі. Їх використання обумовлено головним чином тому, що основним джерелом перешкод для міографії є перешкода від лінії електропередачі змінного струму 50 Гц. Величина цього поля може перевищувати біологічний потенціал у мільйон разів. Ідеальні диференційні підсилювачі збільшують лише різницю напруги між двома вхідними електродами, відокремлюючи його від синфазних перешкод. Підсилювачі які використовуються в електроміографії ефективно пригнічують синфазну напругу, яка виникає між обома вхідними електродами та землею, і мають коефіцієнт послаблення синфазного сигналу що перевищує 100 Дб. Однак, навіть якщо досягнуто високий коефіцієнт послаблення, перешкоди впливають на два реєструючі електроди не однаково, що зумовлено конструктивними особливостями голчастого електроду, в якому різні контактні площі, а відповідно і імпеданси, призводять до нерівномірного розподілу однакової синфазної напруги. Серед вимог до диференційних підсилювачів є також високий вхідний опір, у сучасних операційних підсилювачів ця

величина зазвичай коливається від десятків мОм, до 100 гОм. Більш високий вхідний опір є бажаним параметром при виборі підсилювача, він робить електричну асиметрію реєструючих електродів малою, покращуючи коефіцієнт відхилення синфазного сигналу.

2. Амплітудно частотна характеристика. Більшість комерційно доступних пристроїв мають змінні високо- та низькосмугові фільтри для налаштування частотної характеристики відповідно до типу досліджуваних потенціалів. Високочастотні фільтри, якщо вони встановлені занадто низько, непропорційно зменшують амплітуду високочастотних компонентів. Розширення високочастотної характеристики за межі діапазону, необхідного для належного запису, призводить до непотрібного збільшення фонового шуму. Низькочастотний фільтр, якщо його встановлено занадто високо, спотворює повільні зміни потенціалу. Розширення частотної характеристики занадто низько спричиняє нестабільність ізолінії, яка потім повільно зміщується у відповідь на зміну біопотенціалу. Аналогові фільтри також впливають на пікову затримку записаного відгуку через фазовий зсув. Високочастотна фільтрація його збільшує, тоді як низькочастотна фільтрація зменшує явну пікову затримку. Тому в сучасних системах в основному використовують цифрову фільтрацію, яка вводить нульовий зсув фази, та обходить цю проблему.

3. Шуми електродів, підсилювача та інші перешкоди. Електричний шум, властивий підсилювачу, походить від усіх компонентів, включаючи резистори, транзистори та інтегральні схеми. Шум, що виникає внаслідок термічного хвилювання електронів у резисторі, зростає разом із імпедансом вхідного каскаду. Рівень шуму підсилювача, який ми бачимо на екрані ПК, залежить від динамічного діапазону та коефіцієнту посилення операційного підсилювача. Чим вище посилення, тим менше динамічний діапазон, та менші власні шуми ми отримуємо в результаті. Тому необхідно з особливою увагою ставитись до підбору цих параметрів. Одночасно із шумами, що походять з середини підсилювача, є шуми зовнішні, наприклад, люмінісцентна лампа, вентилятор, кондиціонер, або просто електричний кабель розташовані поблизу реєструючих електродів можуть призводити до помітних шумів [2].

Таким чином, методика голчастої ЕМГ потребує використання високоточних підсилювачів з широкою смугою частот, високим коефіцієнтом пригнічення синфазного сигналу, високим рівнем підсилення та низькими власними шумами [1-2].

Список літератури:

1. Селиванова К. Г. Селиванова, Аврунин О.Г., Гелетка А.А Математическое моделирование электромиографического сигнала // Вісник НТУ «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях», 2014р. № 36 (1079). С. 31-39.

2. Аврунин О.Г., Гелетка А.А, Селиванова К.Г. Моделирование процессов формирования интерференционного электромиографического сигнала // Общегосударственный научно-производственный и информационный журнал «Энергосбережение, энергетика, энергоаудит». Специальный выпуск, 2013. Том 2. № 8(14). С. 128-133.