

## Біомедичні прилади та системи

УДК 681.3.082

DOI: [10.20535/2312-1807.2017.22.2.91292](https://doi.org/10.20535/2312-1807.2017.22.2.91292)Савчук А. В., OrcID [0000-0003-0454-4948](https://orcid.org/0000-0003-0454-4948)e-mail: [sav4ukarsen@gmail.com](mailto:sav4ukarsen@gmail.com)Попов А. О., к.т.н., OrcID [0000-0002-1194-4424](https://orcid.org/0000-0002-1194-4424)e-mail: [popov.kpi@gmail.com](mailto:popov.kpi@gmail.com)

Національний технічний університет України

«Київський Політехнічний Інститут імені Ігоря Сікорського»

### МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО УПРАВЛІННЯ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

*В статті оглянуто засоби та методи реєстрації для аналізу сигналів управління протезами верхніх кінцівок і проаналізовано сучасний стан протезування в даному напрямку. Описано новий напрям розвитку неінвазивних систем реєстрації - застосування електроміографії високого розрізнення (ЕМГ ВР). До проблем неінвазивних систем реєстрації поверхневої ЕМГ ВР віднесено складність отримання якісного сигналу без рухових артефактів. Запропоновано можливі напрями використання систем ЕМГ ВР для реабілітації, оптимізації розміщення електродів та зменшення їх кількості в процесі встановлення протезів людям з ампутаціями верхніх кінцівок. Визначено можливість використання динамічного прогнозування рухів протезу в реальному часі на основі системи ЕМГ ВР для покращення інтуїтивної взаємодії людини з протезом.*

Бібл. 23, рис. 8.

**Ключові слова:** ЕМГ; поверхнева електроміографія

**Вступ.** Дослідження біоелектричних протезів проводиться вже більше 60 років. Протези, які мають тільки один ступінь свободи, все менше викликають подив, важаються застарілими та все рідше використовуються. Навпаки, підтримується та розвивається розробка надійних протезів з великою кількістю ступенів свободи, що звісно призводить до ускладнення систем управління ними, але створює велике поле для нових розробок алгоритмів та способів інтелектуального управління протезами.

В Україні за різними даними проживають близько 10 тис. людей з ампутацією верхніх кінцівок [1]. Для порівняння, в США за різними оцінками на 2015 рік, проживають близько 1,9 мільйона людей з ампутуваними кінцівками, і приблизно 185 тис. операцій по ампутації виконуються щороку. З них 82% пов'язані із захворюваннями периферичних судин та діабету [2]. Тому, у всьому світі ведуться фундаментальні дослідження в області відновлення рухової активності, біонічного протезування та нейроімплантів. На даний момент є велика кількість розробок та серійних моделей біоелектричних протезів, які дають змогу людям, що втратили кінцівки, замінити їх

на ергономічні та динамічні біоелектричні протези [3].

Рівень біонічного протезування в Україні ще не достатньо розвинений і представлений тільки кількома підприємствами, як починають застосовувати сучасні технології в протезуванні. Більшість підприємств займаються виключно косметичним протезуванням, яке не передбачає інтелектуальне управління протезом. Нещодавно, на ринку з'явилося тільки одне підприємство ТОВ «Ортотех-Сервіс ГмБХ», яке налагодило процес складання сучасних біонічних протезів по ліцензії закордонного виробника та забезпечили обслуговування цих протезів на території України [4]. Це значно спрощує процес отримання протезів людьми, які цього потребують, та зменшує вартість встановлення та обслуговування. Але висока ціна таких протезів, низький рівень соціального захисту та досить складний процес реабілітації не дозволяють в повній мірі забезпечити людей з інвалідністю якісними та дешевими протезами. Ще одною проблемою є закрите програмне забезпечення, що не дозволяє проводити аналіз отриманих даних в процесі використання протезу та не дає змоги проводити модернізацію



алгоритмів, на яких засноване розпізнавання та управління біонічними протезами.

Метою роботи є визначення перспективних напрямків досліджень в області інтелектуального управління протезами верхніх кінцівок. Для цього в роботі зроблено огляд засобів та методів управління протезами верхніх кінцівок, проведено аналіз характеристик сучасних систем протезування, переваг та недоліків існуючих методів та систем, а також визначено невирішені проблеми та актуальні задачі біонічного протезування верхніх кінцівок.

**1. Загальні підходи для створення інтелектуальних біонічних протезів.** При конструюванні біоелектричного протезу, розробник повинен максимально детально відтворити весь процес взаємодії сигналів з мозку, що керують активацією м'язів, кінематикою природних рухів, який дозволить в повній мірі замінити ампутовану кінцівку [5].

Формування сигналу включає в себе всі процеси, які відбуваються в організмі людини під час здійснення свідомих рухів. Такі процеси призводять до появи сигналів в моторній корі мозку людини, а потім в нервових волокнах, які приєднані до м'язів. Більшість цих сигналів можна зареєструвати різними методами як інвазивно з'єднуючись з нейронами, так і неінвазивно з поверхні шкіри. Можна зчитувати дані з моторної зони кори головного мозку, зі спинного мозку, безпосередньо з мотонейронів та з аксонів, які приєднані до м'язів.

Етап реєстрації включає розроблення апаратно-програмного комплексу, який встановлений на протезі, що реєструє та вимірює необхідні си-

гналі з тіла людини та перетворює зареєстровані сигнали в необхідні для управління рухом протеза. Етап обробки і аналізу передбачає виконання операцій з зареєстрованим сигналом або сигналами, з яких будуть отримані необхідні характеристики, та визначення їх відповідності рухам людини. Також на цьому етапі створюються методи та моделі взаємодії людини з протезом. Останнім етапом є розроблення системи формування сигналу управління протезом, який перетворює оброблені дані з сенсорів ЕМГ в фізичні рухи протезу [5, 6].

**2. Системи реєстрації сигналу для управління протезом.**

**2.1. Контактні неінвазивні методи реєстрації.** Існує безліч методів для взаємодії мозку і комп'ютерів, які мають зазвичай сильні і слабкі сторони, і таким чином, використовуються для багатьох різних систем управління. Для протезування найбільш важливими параметрами таких систем є швидкість, висока точність, адаптивність та гнучкість, а також можливість управляти декількома ступенями свободи протезу інтуїтивно.

Один з найпростіших методів – це реєстрація сумарної активності всіх активованих рухових одиниць м'язу за допомогою реєстрації поверхневої електроміограми (ЕМГ), що дозволяє судити про взаємодію рухових одиниць як одного м'язу, так і різних м'язів (синергістів і антагоністів) та дає можливість досліджувати одночасно кілька м'язів (число їх залежить від числа каналів електроміографа). Такий метод не дає достатньої точності, але є абсолютно неінвазивним [6, 7, 8].

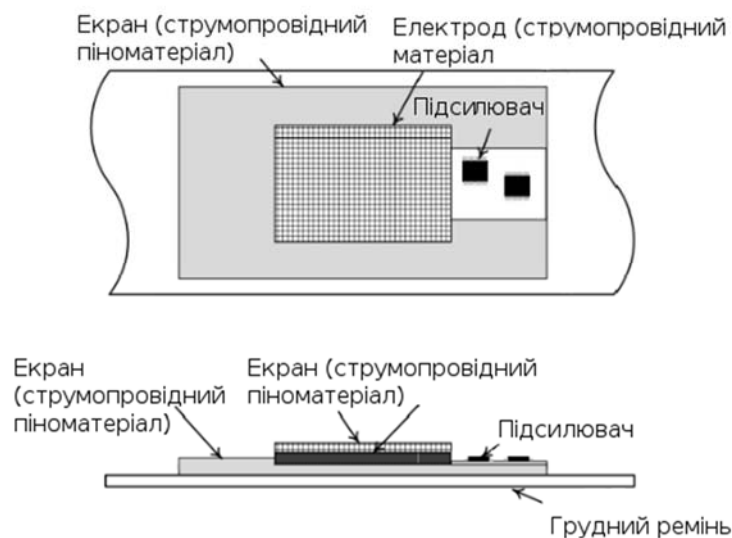


Рис. 1. Система гнучких текстильних електродів [9]

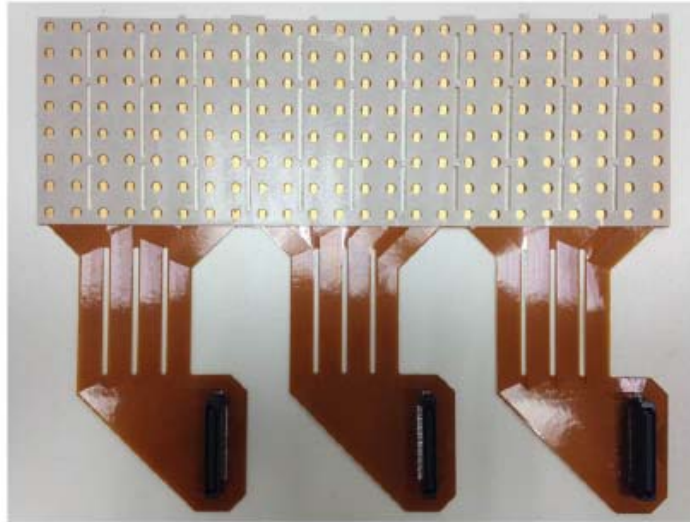


Рис. 2. Матриця контактних електродів для ЕМГ ВР [7]

При розробці медичних систем та для довготривалого вимірювання сигналу з поверхні шкіри часто використовують гнучкі електроди для комфортного використання пацієнтами. Такі електроди добре підходять для використання їх в системах протезування [6]. Для отримання якісного сигналу потрібно, щоб електроди щільно прилягали до шкіри, що зменшить вплив артефактів руху на сигнал. При щільному приляганні електродів, навіть через одяг, у більшості пацієнтів, носіння таких електродів викликали дискомфорт і подразнення. Для таких вимірювань була розроблена спеціальна система гнучких текстильних електродів, що представлена на рис. 1 [9].

Збільшення густини електродів на поверхні шкіри збільшує кількість інформації, яку можна отримати та проаналізувати для якісного управління протезом. Багато дослідників пропонують створювати матриці електродів з високою роздільною здатністю для реєстрації електроміографії високого розрізнення, так звану HD EMG (High Definition EMG, ЕМГ ВР) [6].

На даний момент досліджуються проблеми зміщення матриць електродів та різні способи вимірювань [7]. Система таких електродів показана на рис. 2.

Для зменшення розмірів матриць електродів розробляються також інтегральні сенсори [10]. Основним вимірювальним елементом такого сенсора є органічний pMOS транзистор. Матриця таких транзисторів розміщена на тонкій плівці поліетилену нафталену (PEN) товщиною 1 мкм. Площа сенсорної частини електроду 0.49 мм<sup>2</sup>, крок між вимірювальними комірками 5 мм. У роботі [10] авторами створено плівку 40 на 45 мм на якій розміщені 64 електроди, що дозволяє отримати роздільну здатність 3.6 канала на квадратний сантиметр. Як пропонують автори [10], одним зі способів покращення розробленої системи є використання паралельних транзисторів, що дозволяє підключати або відключати відповідні транзистори для узгодження параметрів транзисторів. На рис. 3 показано структуру сенсора та його складові частини.

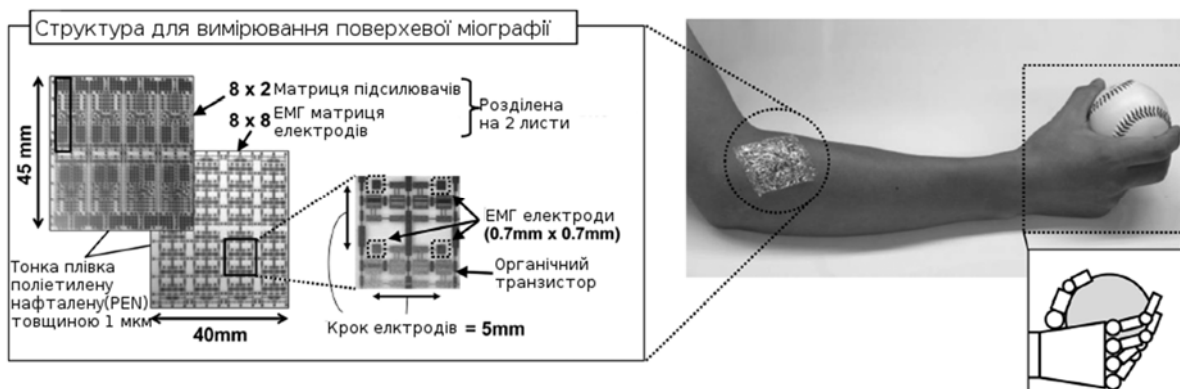


Рис. 3. Структура матриці контактних електродів і приклад розміщення на руці [10]

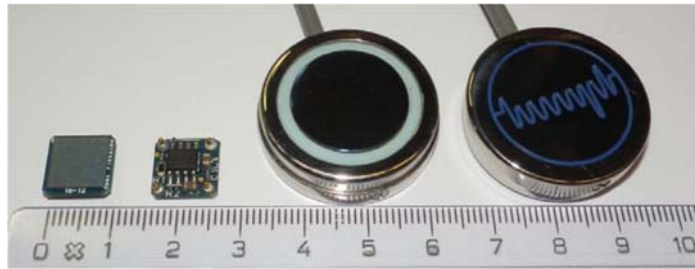


Рис. 4. EPIC сенсори розроблені Plessey Semiconductors Ltd. (PS25201B та PS25100; Вигляд зверху і знизу)

Для стабілізації контакту з шкірою та збільшення швидкості накладання електродів в роботі [11] пропонують використовувати витравлені на поверхні кремнієвого електроду масиви пірамідальних голок висотою 100 - 200 мкм та діаметром 10 мкм, які покриті тонким шаром оксиду іридію для пасивації. Такі голки проникають через тонкий поверхневий шар шкіри товщиною 10 мкм і дотикаються до підшкірних зон, в яких містяться фізіологічні рідини. Дані підшкірні зони проводять сигнал до електродів без застосування електропровідного гелю. Дослідники запевняють, що сигнал, отриманий за допомогою таких електродів, є аналогічним до сигналів, які одержані за допомогою класичних Ag/AgCl електродів, але взаємодія цього типу електродів з фізіологічними рідинами ще не досліджена.

**2.2 Безконтактні неінвазивні методи реєстрації.** Виникнення потенціалу на поверхні шкіри дозволяє використовувати методи вимірювання електричного поля. Для цього використовують електрометри або EPIC (Electric Potential

Integrated Circuit), мікросхему з датчиком для вимірювання електричного потенціалу.

EPIC - безконтактний електрометр, електрод якого захищений шаром діелектрика для ізоляції від вимірюваного об'єкта [12]. За принципом дії мікросхему EPIC можна уподібнити затвору польового транзистора. Такі електроди використовують для вимірювання поверхневої ЕМГ безконтактним способом. Один з безконтактних електродів, розроблених фірмою Plessey Semiconductors Ltd [12] представлений на рис. 4.

Зараз все більше розробляють активних електродів, які містять в собі не тільки підсилювачі, але й засоби для перетворення сигналу в цифровий вид та подальшої передачі його по радіоканалу. В роботі [13] пропонується підхід, який дозволяє зменшити шуми отриманого сигналу. Авторами розроблено інтегральний активний електрод з використанням вбудованих аналогових фільтрів ще на етапі підсилення сигналу, аналого-цифрового перетворення, та модуля передачі даних (рис. 5 - 6).



Рис. 5. Безконтактні електроди з'єднані в одну систему збору та передачі даних [13]

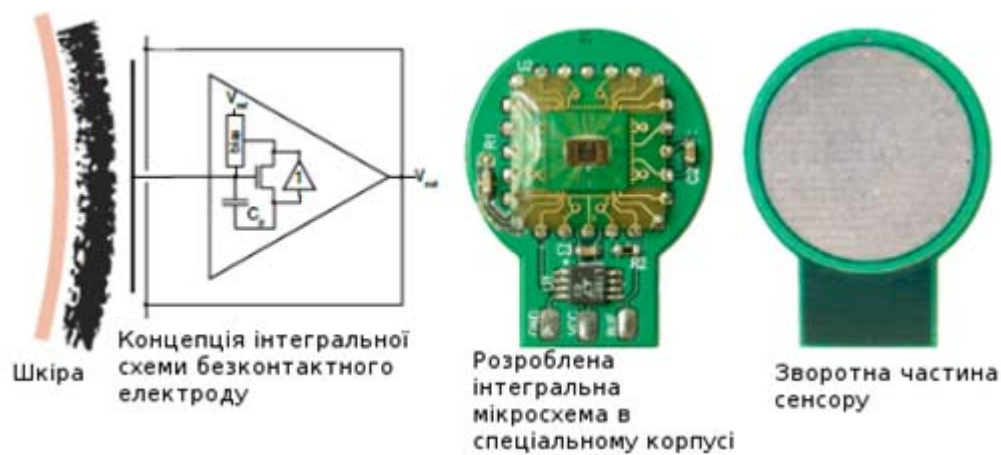


Рис. 6. Інтегральні безконтактні електроди [13]

Достатньо новий метод оцінки роботи м'язу базується на основі вимірювання вібрацій, які виникають при напруженні моторних одиниць. Вимірювання відбувається за допомогою методу лазерної реєстрації вібрації на основі ефекту Доплера [14]. Даний метод дозволяє безконтактним способом виміряти вібрації м'язів з високою точністю у порівнянні з способами, заснованими на записі сигналу з мікрофонів та п'єзокристалів. В роботі порівнювали дані з поверхневої міографії з даними, отриманими за допомогою запропонованого способу. Результати свідчать, що даний метод можна використовувати при дослідженні роботи м'язів, але в ньому присутні ще багато проблем, пов'язаних з якістю контакту електродів з поверхнею шкіри, товщиною жирових відкладень, зовнішніми вібраціями. Прилад для вимірювання вібрацій на ефекті Доплера досить дорогий у порівнянні з поверхневою електроміографією та дає можливість реєструвати сигнал тільки з невеликої площі ( $<1 \text{ см}^2$ ).

**2.3. Інвазивні методи реєстрації сигналу ЕМГ.** Для забезпечення повного контролю над протезом, а також можливості створення зворотного зв'язку, іноді пропонують знімати сигнали з моторної кори головного мозку. Одним з найкращих та найточніших методів такого людино-машинного інтерфейсу є вживлення хірургічним шляхом мікроелектродів безпосередньо в мозок. Хоч, такий спосіб забезпечив би потенційно найкращий результат, він має велику кількість специфічних проблем. Процес розміщення електродів для реєстрації сигналу на мозку - це дуже складна хірургічна операція, а область, на яку накладають електроди, майже у всіх випадках пошкоджується, що призводить до досить серйозних

ризиків. Також досить великою проблемою є відторгнення мікроелектродів, оскільки такі електроди для організму стають сторонніми предметами і без використання спеціальних методів відбувається процес їх ізоляції сполучними тканинами та неконтрольоване погіршення якості сигналу [2]. Часто розробляють індивідуальні електродні матриці, які можна розміщувати на різних зонах кори головного мозку, але їх розміщення завжди буде індивідуальним і залежати і від професіоналізму нейрохірурга, і від даних, отриманих попередньо за допомогою магніто-резонансної томографії та електроенцефалографії для точного встановлення електродів в мозок [2]

Розрізняють два види сигналів, які реєструються при такому підключенні: електрокортикограма (ЕКОГ) – при підключенні мікроелектродів до поверхні мозку та інтра-краніальна електроенцефалограма (іЕЕГ) – при підключенні мікроелектродів до глибоких зон мозку. При використанні ЕКОГ можна досягнути набагато кращих результатів у порівнянні з поверхневою ЕЕГ, оскільки можна виміряти достатньо малі зміни напруги, більш високі частоти сигналу та отримати сигнали з невеликої групи нейронів.

Одним з найбільш відомих проектів в області інвазивних нейронних інтерфейсів є BrainGate [15]. BrainGate - це система, яка складається з датчика, що імплантується безпосередньо в моторну кору головного мозку і містить 100 золотих мікроелектродів товщиною 10 мкм, змонтованих на невеликій підкладці кремнію, який передає сигнали з окремих нейронів. За допомогою інтерфейсу дані поступають у спеціальну систему, яка закріплена в черепі, а з неї вже підсилений сигнал йде на обробку та інтерпретацію для управління роботизовано рукою. На рис. 7 представлено блок-схему системи BrainGate.

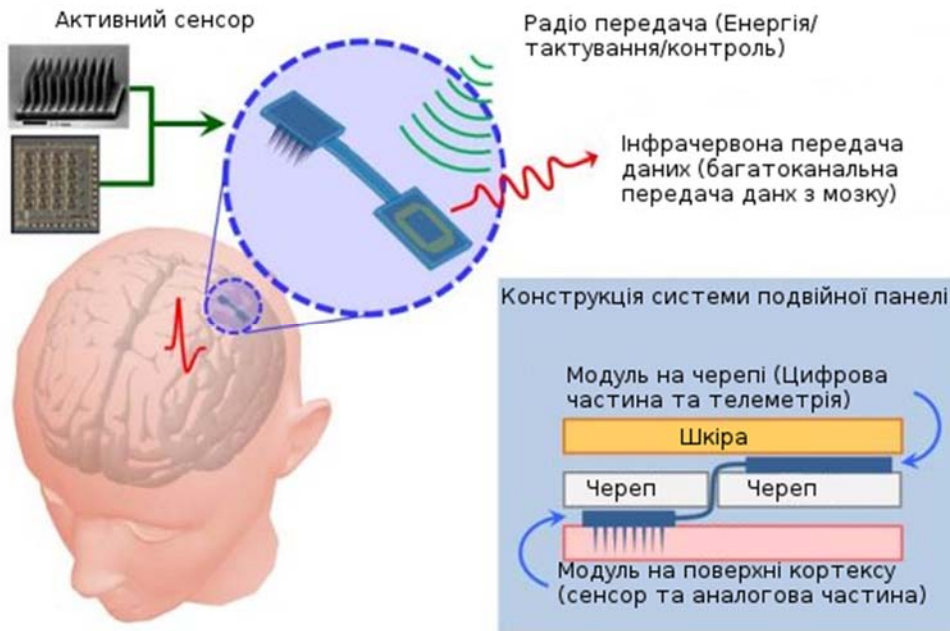


Рис. 7. BrainGate2. Електрод вживлений у мозок пацієнта. [15]

До частково інвазивного методу реєстрації сигналу також можна віднести метод реінервації нервових волокон, які залишилися після ампутації. Подальша реєстрація за допомогою поверхневої ЕМГ, запропонований у роботі [16]. Такий метод застосовується у випадках повної втрати руки. У цьому випадку при установці протезу проводиться хірургічна операція за допомогою якої, нерви, що були приєднані до м'язів втраченої руки пересаджуються на м'язи торсу. Після процесу реінервації, тестування, класифікації та пошуку патернів руху на віртуальній моделі, пацієнти починають достатньо точно управляти протезом руки вже за кілька годин тренувань. Точність класифікації рухів досягає 83%. У середньому для реєстрації сигналів в різних пацієнтів використовувалось всього 8 електродів.

**3. Методи та засоби аналізу та інтерпретації сигналів в інтелектуальних протезах.** Записаний сигнал ЕМГ представляє собою зміну напруги між електродами від часу. Такий сигнал може бути як одноканальним, так і багатоканальним. Отримані дані ЕМГ фільтруються та аналізуються. За допомогою різноманітних алгоритмів в отриманих даних знаходяться якісні показники паттернів руху та їх зв'язок з амплітудою чи спектральною характеристикою сигналу ЕМГ, після чого відбувається класифікація всіх можливих рухів. На основі цих даних створюється модель,

яка на вході приймає зареєстровану ЕМГ, а на виході здійснює управління віртуальною механікою протезу руки [17, 19]. Після тестування, модель переносить на електронну систему управління протезом. Електронна система протезу руки (рис. 8) отримує сигнали ЕМГ і інтерпретує їх у рухи моторів та актуаторів, що заставляє протез діяти згідно заданої перед початком користування математичної моделі [2, 8, 18].

Однією з задач протезування верхніх кінцівок є створення методів та алгоритмів, які можуть реагувати на бажання людини здійснити рух з найменшою можливою затримкою та з високою точністю.

Для того, щоб підтвердити правильність алгоритмів, деякі дослідники шукають зв'язок ЕМГ з положенням та рухами кінцівок в просторі, для чого використовують акселерометри та датчики положення рук. Дані, отримані за допомогою поверхневої ЕМГ, записують одночасно з рухами руки, після чого створюється віртуальна модель руки, яка має інерційність та певні електромеханічні властивості. При активації тих чи інших м'язів одночасно з отриманими даними ЕМГ відбувається аналіз та перетворення сигналів у рухи віртуальною моделлю протезу. Такі моделі дозволяють точніше оцінити динаміку руху [6].

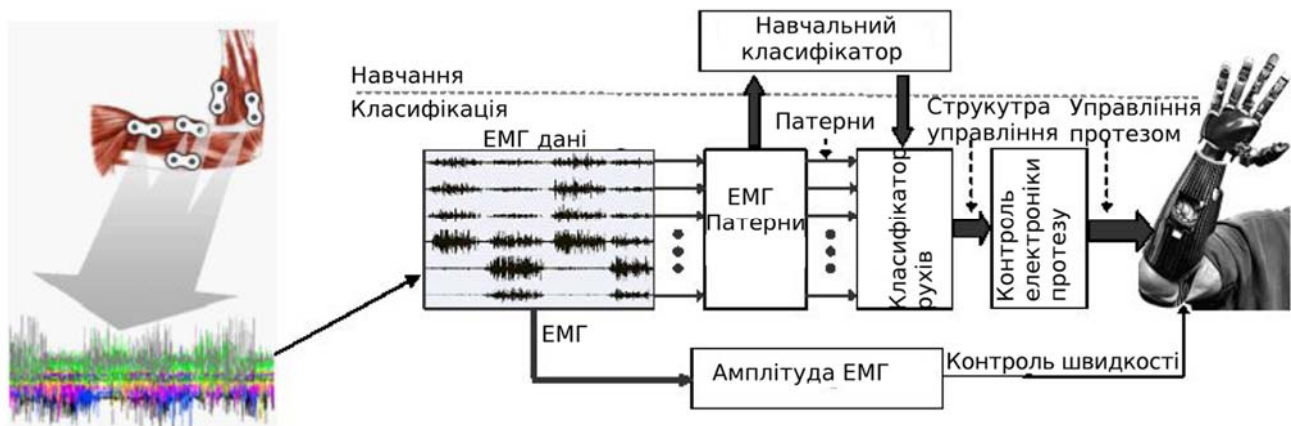


Рис. 8. Принцип роботи системи управління протезом руки [2]

Управління протезом потребує визначення точних параметрів сигналу, тому деякі дослідники вдаються до різних методів класифікації отриманих сигналів, наприклад, методу опорних векторів [21]. В роботі [22] використовували метод опорних векторів для класифікації з трьома, чотирма та п'ятьма каналами поверхневої ЕМГ при 6 різних жестах кисті та досягли точності розпізнавання в 90% випадків.

Часто сигнали, отримані за допомогою поверхневої ЕМГ, не завжди дають змогу виділити взаємозв'язки між отриманими сигналами та бажаними рухами за допомогою створення відносно простої детермінованої математичної моделі, тому деякі дослідники використовують для аналізу та інтерпретації сигналів поверхневої ЕМГ штучні нейронні мережі. Використання штучних нейронних мереж дозволяє проводити аналіз без створення моделей. У цьому випадку класифікація патернів руху відбувається тільки на основі тренування. Особливістю такого підходу є те, що тренування і покращення параметрів управління протезом може відбуватись постійно, навіть уже при безпосередньому використанні протезу в повсякденному житті [23].

**4. Обговорення результатів.** Одним з нових напрямів розвитку способів отримання інформації для управління протезом є використання багатоканальних систем реєстрації ЕМГ, як неінвазивних, так і інвазивних, а також розвиток сучасних систем ЕМГ з високою роздільною здатністю. Проблемою таких систем є велика кількість даних, яку потрібно швидко обробити та видати результат для системи управління протезом. Існують два можливих підходи до використання ЕМГ ВР. Перший, це використання всього потоку даних для інтерпретації рухів в режимі реального

часу, що потребує великої кількості машинного часу для обробки цих сигналів. Сучасний стан мікропроцесорної техніки дозволяє обробляти всі ці потоки і при цьому зберігати малі розміри і масу для розміщення її на борту протезу. Другий спосіб передбачає використання ЕМГ ВР тільки для початкового тестування пацієнта, збору даних ЕМГ, класифікації та створення моделі, на основі якої можлива оптимізація кількості каналів для ЕМГ. Це може значно спростити саму систему управління, та знизити її кінцеву собівартість, тому варто сфокусувати дослідження на цьому варіанті. Додатковим аргументом для розвитку саме таких систем є те, що системи, які використовують ЕМГ ВР, є неінвазивними, тому ще довгий час будуть використовуватися для управління протезами для нескладних випадків ампутації. Також матриці електродів в таких системах треба використовувати для пошуку найбільш активних зон на поверхні шкіри для зменшення кількості необхідних електродів.

Досить перспективною технологією вважається реінервація нервових волокон з втраченої кінцівки на інших ділянках тіла [16]. Така методика дозволяє розширити можливості використання поверхневої ЕМГ та навіть створювати інтерфейси, за допомогою яких можна створювати зворотні зв'язки для систем протезів. Досить перспективними в цій області є використання ЕМГ ВР, оскільки густину нервових волокон на поверхні шкіри в майбутньому можна буде збільшити, а отже кількість інформації і точність теж збільшиться. Дана область ще не достатньо вивчена, і на даний момент дослідження ведуться у напрямі покращення процесу реінервації.

Достатньо багато розробок ведеться в напрямі прямого зчитування сигналів з мозку.

У своїх роботах дослідники використовують матриці електродів високої роздільної здатності, які дозволяється отримувати сигнали з моторної зони кори головного мозку [15]. Оскільки моторна і сенсорна зони головного мозку розміщені поряд, то з використанням нейроімплантів в мозок в майбутньому з'явиться ймовірність повного відновлення не тільки управління протезом, а й сенсорного відчуття всіх втрачених чуттів ампутованої руки. Вже не перший рік такі дослідження проводяться на тваринах і тільки відносно недавно такі нейроінтерфейси почали випробовувати на людях, і такі системи вже дають свої позитивні результати.

Хоч такий спосіб забезпечив би найкращий результат, він має велику кількість специфічних проблем, які ще досі не вирішені. Для збільшення точності розпізнавання сигналів з окремих груп нейронів густину розміщення електродів потрібно збільшувати, це призводить до ускладнення самої системи електродів та до більшої кількості пошкоджень та розривів зв'язків між нейронами. Частково ці пошкодження нівелюються пластичністю мозку. Ще одною проблемою імплантації електродів у мозок людини є те, що майже у всіх випадках операція буде індивідуальною для кожного випадку і тенденцій до спрощення та пониження ризиків таких операцій не виявлено.

На сьогоднішній момент технології дозволяють розробити електроди та електродні матриці, які в більшості випадків не призводять до відторгнення організмом, що безперечно підтверджує перспективність даної технології, але сам процес встановлення електродів все ще ризикована для пацієнта операція.

Отже, аналізуючи весь комплекс проблем, які існують на даний момент, в області проектування протезів верхніх кінцівок, слід зазначити, що робота в цьому напрямку ведеться дуже активно. Для управління використовуються різноманітні методи та системи, але чіткого та найбільш ефективного методу, який позбавлений ризиків для здоров'я людини, ще не існує.

Основними недоліками більшості сучасних протезів можна вважати спрощену систему управління на основі кількох датчиків ЕМГ, яка не дозволяє в повній мірі відтворити всі необхідні рухи та невисоку швидкість реакції при активації по сигналам з датчиків ЕМГ.

**Висновки.** В результаті аналізу публікацій, присвячених різним аспектам управління інтелектуальними протезами верхніх кінцівок, в роботі описано сучасний стан розвитку таких систем. За результатами аналізу встановлено, що перспективними задачами в області розробки інтелектуальних протезів верхніх кінцівок можна вважати:

- використання та розвиток технології поверхневої електроміографії високого розрізнення. На основі даного методу можна не тільки досліджувати роботу м'язів для створення моделей управління, класифікації та виділення оптимальних параметрів для моделей, але й безпосередньо використовувати матриці електродів в якості системи реєстрації сигналу для управління протезами верхніх кінцівок;

- розроблення нових методів аналізу сигналів ЕМГ ВР, що дозволить збільшити точність розпізнавання сигналів поверхневої ЕМГ;

- пошук шляхів оптимізації та зменшення каналів ЕМГ ВР при збереженні ефективності інтелектуального управління, що дозволить покращити управління електромеханічної частини протезу передпліччя при найменшій кількості вимірювальних каналів. Зокрема, перспективним є напрямок розробки методів визначення індивідуальної оптимальної конфігурації електродів для зняття ЕМГ, що дозволить використовувати матриці електродів для визначення оптимального місця розміщення електродів для протезів.

- розроблення методів управління протезом, які використовують переваги ЕКГ ВР ґрунтуючись на динамічному прогнозуванні рухів протезу в реальному часі для підвищення точності управління.

*Надійшла до редакції 28 січня 2017 р.*

УДК 681.3.082

**Савчук А. В.**, OrcID [0000-0003-0454-4948](https://orcid.org/0000-0003-0454-4948)

e-mail: [sav4ukarsen@gmail.com](mailto:sav4ukarsen@gmail.com)

**Попов А. А.**, к.т.н., OrcID [0000-0002-1194-4424](https://orcid.org/0000-0002-1194-4424)

e-mail: [popov.kpi@gmail.com](mailto:popov.kpi@gmail.com)

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»





## МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

*В статье рассмотрены средства и методы регистрации и анализа сигналов для управления протезами верхних конечностей и проанализировано современное состояние протезирования в данном направлении. Описано новое направление развития неинвазивных систем регистрации - применение электромиографии высокого разрешения (ЭМГ ВР). К проблемам неинвазивных систем регистрации поверхностной ЭМГ ВР отнесены сложность получения качественного сигнала без двигательных артефактов. Предложены возможные направления использования систем ЭМГ ВР для реабилитации, оптимизации размещения электродов и уменьшения их количества в процессе установки протезов людям с ампутациями верхних конечностей. Определена возможность использования динамического прогнозирования движений протеза в реальном времени на основе системы ЭМГ ВР для улучшения интуитивной взаимодействия человека с протезом.*

*Библ. 23, рис. 8.*

**Ключевые слова:** ЭМГ; поверхностная электромиография

UDC 681.3.082

**A. V. Savchuk**, OrCID [0000-0003-0454-4948](https://orcid.org/0000-0003-0454-4948)

e-mail: [sav4ukarsen@gmail.com](mailto:sav4ukarsen@gmail.com)

**A. O. Popov**, PhD, OrCID [0000-0002-1194-4424](https://orcid.org/0000-0002-1194-4424)

e-mail: [popov.kpi@gmail.com](mailto:popov.kpi@gmail.com)

National technical university of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv polytechnic institute"

## MEANS AND METHODS OF THE UPPER LIMBS PROSTHESES CONTROL

*In this article means and methods of upper limb prostheses control are described. The analysis of merits and demerits of the invasive systems of registration of signals that control artificial limbs is carried out. The new technology of high-resolution electromyography (EMG HR) is described. The complexity of obtaining a signal without movement artifacts is considered as the main problem of non-invasive EMG HR. The possible ways of applying the EMG HR systems for rehabilitation, optimization of electrodes placement and reducing their quantity during the fitting process of upper limb prosthesis are proposed. The possibility of using dynamic forecasting of prosthesis movements in real time in EMG HR systems and improvement of intuitive control of the upper limb prostheses is highlighted.*

*Ref. 23, fig. 8.*

**Keywords:** EMG; surface electromyography

### References:

- [1]. M. Khokhol i O. Mikhnevych, «Systema reabilitatsiyi invalidiv z amputatsiyyny defektamy nyzhnikh kintsivok», K., p 25, 1995.
- [2]. C. Uhde i N. Berberich, «Artificial / Prosthetic Limbs», Technical University of Munich, 2015.
- [3]. I. Desarrollo, U. Norte, E. Nathalia, G. Melo, O. Fernando, i A. Sánchez, «Anthropomorphic robotic hands : a review Manos robóticas antropomórficas : una revisión Darío Amaya Hurtado», vol 32, pp 279–313, 2014.
- [4]. Ortoteh-Service, «Apper limb prostheses», 2016. [online].  
**URL:** <http://orthotech.kiev.ua/kontakt/protezyi-verhnyh-konechnostej>. Title from the screen.
- [5]. D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanic*, Second Edi. Chico, CA: Springer Science+Business Media, LLC, 2007, **ISBN 978-0-387-49311-4**. **ISBN 978-0-387-49312-1** (e-book).
- [6]. D. Murphy, *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics*. New York, NY: Demos Medical Publishing, LLC, 2014, **ISBN 978-1-936287-70-3**. **ISBN 978-1-61705-119-7** (e-book).



- [7]. L. Pan, D. Zhang, N. Jiang, X. Sheng, i X. Zhu, «Improving robustness against electrode shift of high density EMG for myoelectric control through common spatial patterns», *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol 12, no 1, p 110, 2015, DOI: [10.1186/s12984-015-0102-9](https://doi.org/10.1186/s12984-015-0102-9)
- [8]. S. Sudarsan i E. C. Sekaran, «Design and Development of EMG Controlled Prosthetics Limb», *Procedia Eng.*, vol 38, pp 3547–3551, 2012, DOI: [10.1016/j.proeng.2012.06.409](https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.06.409)
- [9]. J. S. Lee, J. Heo, W. K. Lee, Y. G. Lim, Y. H. Kim, i K. S. Park, «Flexible capacitive electrodes for minimizing motion artifacts in ambulatory electrocardiograms», *Sensors (Switzerland)*, vol 14, no 8, pp 14732–14743, 2014, DOI: [10.3390/s140814732](https://doi.org/10.3390/s140814732)
- [10]. H. Fuketa, K. Yoshioka, Y. Shinozuka, i K. Ishida, «Measurement Sheet With 2 V Organic Transistors for Prosthetic Hand Control», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 8, no 6, pp 824–833, 2014, DOI: [10.1109/TBCAS.2014.2314135](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2014.2314135)
- [11]. N. S. Dias, A. F. Silva, P. M. Mendes, i J. H. Correia, «Non-invasive iridium oxide biopotential electrodes», *IECON Proc. (Industrial Electron. Conf.)*, pp 1899–1904, 2009, DOI: [10.1109/IECON.2009.5414851](https://doi.org/10.1109/IECON.2009.5414851)
- [12]. E. Kuronen, «Epic Sensors in Electrocardiogram Measurement», Oulu University of Applied Sciences, 2012.
- [13]. Y. M. Chi, «Non-contact biopotential sensing», US San Diego, 2011.
- [14]. S. Casaccia, L. Scalise, L. Casacanditella, E. P. Tomasini, i J. W. Rohrbaugh, «Non-contact assessment of muscle contraction: Laser Doppler Myography», *2015 IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl. MeMeA 2015 - Proc.*, pp 610–615, 2015, DOI: [10.1109/MeMeA.2015.7145276](https://doi.org/10.1109/MeMeA.2015.7145276)
- [15]. L. R. Hochberg *et al.*, «Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm», *Nature*, vol 485, no 7398, pp 372–375, Трав 2012, DOI: [10.1038/nature11076](https://doi.org/10.1038/nature11076)
- [16]. T. A. Kuiken *et al.*, «Targeted Muscle Reinnervation for Real-Time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms», *Jama*, vol 301, no 6, pp 619–628, 2011 DOI: [10.1001/jama.2009.116](https://doi.org/10.1001/jama.2009.116)
- [17]. M. Ison, I. Vujaklija, B. Whitsell, D. Farina, i P. Artemiadis, «High-Density Electromyography and Motor Skill Learning for Robust Long-Term Control of a 7-DoF Robot Arm», *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol 24, no 4, pp 424–433, 2016, DOI: [10.1109/TNSRE.2015.2417775](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2417775)
- [18]. E. Akdogan i Z. Shishman, «A muscular activation controlled rehabilitation robot system», *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol 6881 LNAI, no PART 1, pp 271–279, 2011 DOI: [10.1007/978-3-642-23851-2\\_28](https://doi.org/10.1007/978-3-642-23851-2_28).
- [19]. M. Novak, «Design of an Arm Exoskeleton Controlled by the EMG Signal», no December, 2011.
- [20]. P. K. Artemiadis, «EMG-Based Control of a Robot Arm Using Low-Dimensional Embeddings», *Robot. IEEE Trans.*, pp 393–398, 2010, DOI: [10.1109/TRO.2009.2039378](https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2039378).
- [21]. Z. O. Khokhar, Z. G. Xiao, i C. Menon, «Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton», *Biomed. Eng. Online*, vol 9, no 1, p 41, 2010, DOI: [10.1186/1475-925X-9-41](https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-41)
- [22]. P. Shenoy, K. J. Miller, B. Crawford, i R. P. N. Rao, «Online electromyographic control of a robotic prosthesis», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 55, no 3, pp 1128–1135, 2008, DOI: [10.1109/TBME.2007.909536](https://doi.org/10.1109/TBME.2007.909536)
- [23]. Y.-H. Liu, H.-P. Huang, i C.-H. Weng, «Recognition of Electromyographic Signals Using Cascaded Kernel Learning Machine», *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol 12, no 3, pp 253–264, 2007, DOI: [10.1109/TMECH.2007.897253](https://doi.org/10.1109/TMECH.2007.897253)