

ТЕХНОЛОГІЇ ВИКОРИСТАННЯ НЕЙРОГАРНІТУР ДЛЯ ПРОТЕЗУВАННЯ КІНЦІВОК

Національний університет «Одеська політехніка», пр. Шевченка 1, 165044, Україна, м. Одеса, , Україна, e-mail: titova.n.v@op.edu.ua

Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе 95, 21021, Вінниця, Україна, e-mail: rom8591@gmail.com

Одеський національний технологічний університет, вул. Канатна, 112, м. Одеса, 65039 , Україна e-mail: sergknet@gmail.com

Анотація. У статті розглянуто сучасні підходи до використання нейрогарнітур та нейрокомп'ютерних інтерфейсів у системах протезування кінцівок. Актуальність дослідження зумовлена стрімким зростанням кількості людей з ампутаціями у світі та, зокрема, в Україні, що потребує ефективних технологій відновлення рухових функцій і підвищення якості життя. Показано, що традиційні міоелектричні протези мають обмеження, пов'язані з нестабільністю сигналів та складністю керування, особливо у випадках високих або двосторонніх ампутацій. Особливу увагу приділено нейрогарнітурам на основі електроенцефалографії, які забезпечують неінвазивне зчитування мозкової активності та дозволяють визначати намір руху безпосередньо на рівні моторної кори. Проаналізовано роль сенсомоторних ритмів у діапазонах μ - та β -хвиль, а також механізми ERD/ERS, що лежать в основі керування біонічними протезами. Окремо розглянуто можливості використання моторної уяви, потенціалів P300 та SSVEP для формування керуючих команд. У роботі узагальнено сучасні світові практики застосування нейрогарнітур у поєднанні з іншими технологіями нейропротезування, зокрема Targeted Muscle Reinnervation, Regenerative Peripheral Nerve Interface, імплантованими міоелектричними сенсорами та методами гібридних нейровимірювань. Показано, що інтеграція EEG із EMG, fNIRS або інвазивними нейроінтерфейсами суттєво підвищує точність, стабільність і природність керування протезами. Зроблено висновок, що нейрогарнітури є перспективним і доступним інструментом для створення інтелектуальних біонічних кінцівок нового покоління. Їх використання у гібридних системах керування відкриває можливості для індивідуалізованого протезування, скорочення періоду адаптації та розширення функціональних можливостей людей з ампутаціями.

Ключові слова: нейрогарнітура, нейрокомп'ютерний інтерфейс, протезування кінцівок, електроенцефалографія, EEG, моторна уява, біонічні протези, сенсомоторні ритми, гібридні нейроінтерфейси, реабілітація.

Abstract. The article discusses modern approaches to the use of neuro-headsets and neuro-computer interfaces in limb prosthetic systems. The relevance of the study is due to the rapid growth of the number of people with amputees in the world and, in particular, in Ukraine, which requires effective technologies for restoring motor functions and improving the quality of life. It is shown that traditional myoelectric prostheses have limitations associated with signal instability and complexity of control, especially in cases of high or bilateral amputations. Particular attention is paid to neuro-headsets based on electroencephalography, which provide non-invasive reading of brain activity and allow determining the intention of movement directly at the level of the motor cortex. The role of sensorimotor rhythms in the μ - and β -wave ranges is analyzed, as well as the ERD/ERS mechanisms underlying the control of bionic prostheses. The possibilities of using motor imagination, P300 potentials and SSVEP for the formation of control commands are separately considered. The paper summarizes current global practices in the use of neuro-headsets in combination with other neuroprosthetic technologies, including Targeted Muscle Reinnervation, Regenerative Peripheral Nerve Interface, implanted myoelectric sensors, and hybrid neuro-measurement methods. It is shown that the integration of EEG with EMG, fNIRS, or invasive neuro-interfaces significantly increases the accuracy, stability, and naturalness of prosthetic control. It is concluded that neuro-headsets are a promising and affordable tool for creating intelligent bionic limbs of a new generation. Their use in hybrid control systems opens up opportunities for individualized prosthetics, reducing the adaptation period, and expanding the functional capabilities of people with amputees.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

Keywords: neuroheadset, neurocomputer interface, limb prosthetics, electroencephalography, EEG, motor imagination, bionic prostheses, sensorimotor rhythms, hybrid neurointerfaces, rehabilitation.

DOI: 10.31649/1681-7893-2025-50-2-150-161

ВСТУП

Впровадження нейрогарнітур [1-5] у практику протезування має важливе значення. Ці технології сприяють швидшому поверненню людини до звичного життя, знижують психологічні бар'єри, пов'язані з втратою кінцівки, та підсилюють ефективність реабілітаційних програм. З огляду на сучасні виклики, зокрема збільшення кількості ампутацій, розвиток нейроінженерних рішень у сфері протезування є вкрай своєчасним і необхідним. Такий напрям об'єднує медичну практику, інженерію та реабілітаційну підтримку, формуючи нові можливості для людей, які потребують відновлення рухових функцій.

Упродовж останніх років питання відновлення рухових функцій після втрати кінцівок стало особливо гострим, адже кількість людей, які потребують протезування, невпинно зростає. Це стосується як постраждалих унаслідок травм чи захворювань, так і громадян, що зазнали поранень під час війни. Сучасна медицина вже не обмежується лише механічними або базовими електронними протезами - суспільний запит спрямований на технології, здатні максимально точно відтворювати природні рухи. Саме тому нейрогарнітури, що забезпечують прямий зв'язок між мозковою активністю людини та штучною кінцівкою, посідають провідне місце серед інноваційних рішень.

На відміну від традиційних підходів, де управління ґрунтується на залишкових м'язових скороченнях, нейроінтерфейси [7] дозволяють зчитувати намір руху безпосередньо на рівні нервових процесів. Це відкриває можливість природнішого та точнішого керування протезом, зменшує час адаптації та повертає людині здатність виконувати доволі складні координаційні дії. Крім того, такі системи дають змогу враховувати індивідуальні особливості організму, поступово налаштовуючи протез під конкретного користувача.

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРИ

За світовими оцінками приблизно 57,7 мільйонів [4] людей жили з наслідками травматичних ампутацій, а щороку у світі реєструється близько одного мільйона нових випадків втрати кінцівок. Ці дані охоплюють як військові поранення, так і побутові травми, виробничі інциденти та ускладнення захворювань.

В Україні ситуація має особливу гостроту через повномасштабну війну. За даними протезних центрів, медичних установ та незалежних аналітичних звітів [2,3], кількість українців, які втратили кінцівки внаслідок бойових дій та пов'язаних із війною інцидентів, коливається у межах від 20 000 до 50 000 осіб, причому ці значення зростають щомісячно. Окремі джерела вказують, що фактична кількість ампутантів може перевищувати 50 000, оскільки багато випадків фіксуються із затримкою, частина ампутацій відбувається за кордоном, а централізованого реєстру наразі немає.

Лише протягом 2024 року понад 20 000 людей в Україні офіційно звернулися по протезування, що демонструє масштаб проблеми та потребу в розгалуженій системі реабілітації. Загалом, як світові, так і українські дані підтверджують надзвичайну актуальність питання протезування та реабілітаційної підтримки, адже кількість людей, які живуть без кінцівок, є значною і продовжує зростати в умовах тривалого воєнного конфлікту.

Нейрогарнітура [7] (рис. 1) – це електронний пристрій, який зчитує сигнали мозкової активності людини та перетворює їх у цифрові дані для подальшого аналізу або керування зовнішніми системами. На малюнку зображено нейрогарнітуру типу EEG, одягнену на голову людини. Пристрій має форму обруча або легкого шолома, який охоплює голову та фіксується у фронтальній і бокових ділянках. На внутрішній поверхні гарнітури видно електроди, розміщені в зонах лоба та скронь, інколи з додатковими контактами у тім'яній області. Саме ці електроди забезпечують контакт зі шкірою голови та зчитування слабких електричних сигналів мозку.

Найчастіше така гарнітура працює на основі електроенцефалографії, фіксуючи слабкі електричні імпульси, що виникають у корі головного мозку під час мислення, концентрації, емоційних реакцій або уявних дій. Датчики нейрогарнітури розміщуються на голові користувача у вигляді обруча, навушників або шолома і забезпечують безконтактне або мінімально інвазивне зчитування біосигналів у реальному часі.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ



Рис. 1. Зовнішній вигляд нейрогарнітур

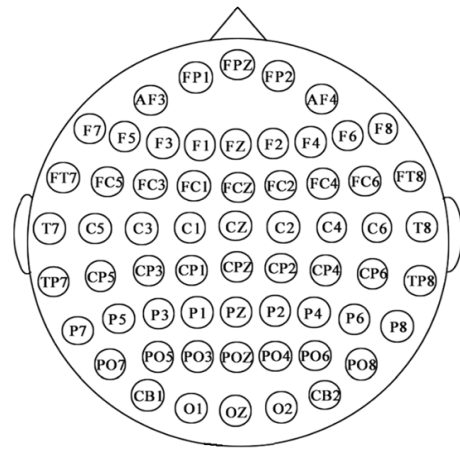


Рис. 2. Позначення електродів нейрогарнітури

На рис. 2 наведено позначення електродів EEG за міжнародною системою 10–20, яка використовується для стандартного розміщення датчиків на голові. Кожна літера вказує на анатомічну ділянку мозку, над якою розташований електрод, а цифри (якщо вони є) уточнюють положення відносно середньої лінії голови. Літери й цифри потрібні для точної локалізації електродів, щоб коректно інтерпретувати сигнали мозкової активності та порівнювати результати між різними нейрогарнітурами, дослідженнями й клінічними застосуваннями. Fp - лобно-полярна зона, пов'язана з увагою, емоціями, прийняттям рішень; F - лобова частка, асоціюється з мисленням, плануванням, контролем дій; C - центральна зона, пов'язана з моторною активністю; P - тім'яна частка, відповідає за обробку сенсорної інформації та просторове сприйняття; T - скронева зона, пов'язана зі слухом, пам'яттю, мовленням; O - потилична частка, основна зона зорової обробки. Цифри біля літер мають таке значення: непарні (1, 3, 5, 7) - ліва півкуля мозку; парні (2, 4, 6, 8) - права півкуля; Z (zero) - електрод на центральній осі голови (наприклад, Fz, Cz).

Основним призначенням нейрогарнітур є створення інтерфейсу «мозок–комп'ютер», який дозволяє людині взаємодіяти з програмним чи апаратним середовищем без використання м'язів або традиційних пристроїв введення. Такі гарнітури можуть застосовуватися для керування комп'ютерними програмами, іграми, роботизованими системами, протезами або елементами «розумного» середовища лише за допомогою концентрації чи уявних команд. Окрім цього, нейрогарнітури широко використовуються для нейрофідбеку - технології саморегуляції, за якої користувач навчається керувати власним психоемоційним станом, рівнем стресу або уваги на основі зворотного зв'язку від мозкової активності.

Нейрогарнітура, застосована у системах протезування кінцівок [8-11], реєструє електричну активність мозку та перетворює її на сигнали, за якими програмне забезпечення визначає намір виконати той чи інший рух.

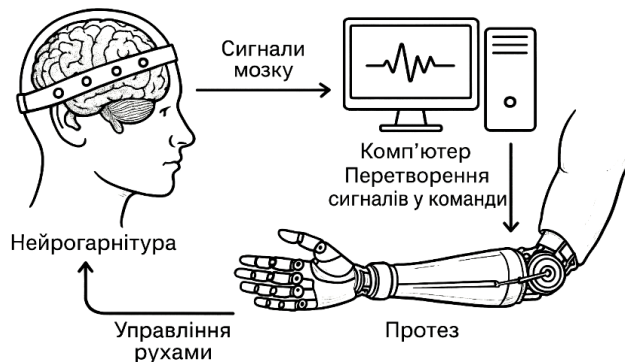


Рис. 3 Використання нейрогарнітур для протезування кінцівок

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

Таблиця частот мозкової активності, що використовуються у BCI-системах для протезування [14]

Частотний діапазон	Назва ритму	Фізіологічне значення	Роль у протезуванні (BCI)
4–7 Гц	Тета-ритм	Активність, пов'язана з увагою, робочою пам'яттю	Використовується рідко; допоміжний канал для стабілізації уваги в деяких гібридних BCI
8–12 Гц	Альфа-ритм	Стан спокою, базова кортикальна активність	Служить додатковим маркером стабільності сигналу, іноді корисний при калібруванні
8–13 Гц	Мю-ритм (μ)	Сенсомоторна кора, реакція на уявні та реальні рухи	Основний ритм для контролю протезів - пригнічується при уявному русі (ERD), дає чіткий BCI-сигнал
13–30 Гц	Бета-ритм	Планування, ініціація та контроль рухів	Другий важливий ритм у протезуванні; використовується для точніших команд руху
30–80 Гц	Гамма-ритм	Високорівнева моторика, складні рухові наміри	Використовується у високоточних BCI; складний для запису через шум, але покращує точність складних жестів

Основні робочі частоти для протезування - μ (8–13 Гц) і бета (13–30 Гц).

Вони показують найвиразніші зміни під час руху або уявного руху й забезпечують якісне розпізнавання команд. Гамма-діапазон додає точності в дослідницьких моделях, але рідше використовується у споживчих гарнітурах через складність сигналу.

Основою таких систем є електроенцефалографічні показники, що відображають роботу моторної кори. Найважливішим типом сигналів для керування протезом є зміни потужності сенсомоторних ритмів у діапазоні мю (8–13 Гц) та бета (13–30 Гц). Коли людина уявляє рух або готується його виконати, відбувається пригнічення цих ритмів, так звана десинхронізація, яка отримала назву ERD. Після завершення уявного або реального руху потужність ритмів може зрости - це явище називається ERS. ERD і ERS утворюють чіткі патерни, за якими система визначає початок і завершення моторної команди. Саме ці зміни найточніше відображають намір руху та дозволяють контролювати такі дії протеза, як згинання й розгинання кисті, обертання зап'ястя чи поступовий рух пальців.

Окреме значення має розпізнавання так званої моторної уяви - процесу, коли людина не рухає кінцівкою, але свідомо уявляє певний рух. Нейрогарнітура здатна реєструвати характерні зміни активності моторної кори навіть без фізичного руху. Це дозволяє користувачеві керувати протезом, не маючи м'язової активності залишкової кінцівки, що особливо важливо для людей із високими ампутаціями або значним ушкодженням нервових шляхів. Системи машинного навчання, інтегровані в програмне забезпечення протеза, поступово навчаються розрізняти індивідуальні особливості моторної уяви та адаптуються до користувача, забезпечуючи більш точне, плавне та передбачуване керування.

Ще одним джерелом сигналів є потенціали, пов'язані з подіями, зокрема P300 та SSVEP. У випадку P300 нейрогарнітура фіксує характерну хвилю, що з'являється, коли користувач концентрує увагу на певному зовнішньому стимулі. У протезуванні такі сигнали можуть використовуватися для перемикавання режимів роботи або вибору певної дії без виконання руху. SSVEP базується на реакції мозку на періодичні світлові сигнали. Якщо погляд людини зосереджений на стимулі, що мерехтить з певною частотою, в мозку виникає відповідна стабільна реакція, яку система може інтерпретувати як команду вибору функції протеза, наприклад, зміну жорсткості захвату або переключення з режиму кисті на режим пальцевого захвату.

У деяких сучасних моделях застосовують гібридні системи, які поєднують нейросигнали з показниками електроміографії (EMG) або функціональної інфрачервоної спектроскопії (fNIRS) [12]. EMG використовується для реєстрації мінімальних залишкових м'язових скорочень, що допомагає стабілізувати роботу протеза в разі слабких EEG-сигналів. fNIRS [12] дає інформацію про зміну кровонаповнення моторних зон кори під час планування руху, що підсилює точність розпізнавання наміру. Завдяки такій комбінації система отримує більш стійкі, надійні дані й забезпечує плавність керування навіть у складних умовах, наприклад, під час тривалої роботи або при зовнішніх перешкодах.

Після обробки зібраних сигналів нейрокомп'ютерний інтерфейс формує конкретні команди для протеза: підйом або опускання передпліччя, обертання кисті, згинання чи розгинання пальців, регулювання сили захвату або перемикавання режимів роботи. Таким чином, нейрогарнітура виступає не як джерело механічних команд, а як високочутливий інструмент, що перетворює роботу мозку на керовані моторні дії, забезпечуючи людині можливість виконувати широке коло рухів навіть за повної втрати біологічних м'язів чи нервових структур.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

У світовій медичній практиці нейрогарнітури стали одним із напрямів розвитку сучасних протезних технологій. Їх застосування ґрунтується на можливості зчитувати електричну активність мозку та перетворювати її на команди, які керують штучною кінцівкою. Такий підхід дозволяє відтворити рухи з високою точністю навіть у тих випадках, коли м'язові сигнали залишкової кінцівки відсутні або значно ослаблені. Найбільший прогрес у використанні BCI-технологій [13] спостерігається у США, Європейському Союзі та Японії, де діють науково-дослідні центри, здатні поєднувати нейронауку, інженерію та медичну реабілітацію.

У США активно працюють лабораторії Університету Піттсбурга, DARPA, UCSF, Caltech та MIT, де розроблено кілька поколінь роботизованих протезів, що реагують на наміри людини. Найбільш відомими є експерименти, у яких пацієнти могли рухати роботизованою рукою лише за допомогою думки - виконуючи точні захоплення, координовані переміщення та складні рухи кисті. У Європі значний внесок зробили дослідницькі центри Німеччини, Швеції та Швейцарії. Європейські проєкти поєднують BCI з сенсорним зворотним зв'язком, дозволяючи пацієнтам „відчувати“ силу натискання або контакт із предметом за допомогою тактильних стимуляторів. Японські дослідники з RIKEN та Toyota розробляють легкі та енергоефективні протези, які працюють на основі гібридних нейровимірювань - поєднання ЕЕГ та машинного навчання.

Технології нейроінтерфейсів поступово переходять від лабораторних умов до практичного використання. У світі існують протезні системи, що використовують спрощені нейрогарнітури для керування основними рухами кисті або ліктя. Комерційні компанії, такі як Emotiv, OpenBCI, NextMind (Neuralink, після придбання), виробляють доступні ЕЕГ-пристрої, які застосовують у реабілітаційних програмах. Хоча такі протези поки не досягають точності лабораторних моделей, вони допомагають користувачам навчитися формувати стійкі нейросигнали, необхідні для інтуїтивного керування штучною кінцівкою.

Одним із головних світових напрямів є поєднання BCI-протезів з технологіями машинного навчання. Алгоритми навчаються розпізнавати індивідуальні патерни мозкової активності, дозволяючи зменшити кількість помилок та забезпечити швидшу реакцію протеза. У багатьох країнах BCI починають застосовувати не лише для контролю руху, а й для відновлення сенсорних відчуттів за допомогою електричної стимуляції нервових шляхів. Це відкриває можливості для появи „біонічних“ рук із частковим сенсорним зворотним зв'язком.

Загалом, використання нейрогарнітур для протезування кінцівок у світі перебуває на етапі активного розвитку. Лідери галузі демонструють реальні практичні результати: керування рухами силою думки, точні маніпуляції та перші кроки до повернення тактильних відчуттів. Хоча технологія ще має низку обмежень - складність налаштування, чутливість до шумів, високу ціну - її потенціал є надзвичайно високим і вже сьогодні суттєво підвищує якість життя людей з ампутаціями.

Легкі та енергоефективні протези нового покоління поєднують у собі декілька технологічних принципів, спрямованих на зменшення маси пристрою, продовження часу автономної роботи та підвищення точності керування. У провідних лабораторіях світу все частіше впроваджують гібридні нейровимірювання, тобто одночасне використання двох або більше джерел нейрофізіологічної інформації. Це може бути поєднання електроенцефалографії (ЕЕГ) із реєстрацією мікрорухів залишкових м'язів, використання функціональної інфрачервоної спектроскопії разом із ЕЕГ або інтеграція електроміографічних сигналів із показниками мозкової активності. Такий підхід дозволяє підвищити точність розпізнавання намірів користувача, адже навіть при нестабільності одного каналу інші продовжують передавати надійну інформацію про рухову активність.

У японських та європейських дослідженнях особливий акцент робиться на створенні легких конструкцій, які не перевантажують користувача під час тривалого носіння. Використовують вуглецеві композити, алюмінієві сплави та полімерні матеріали з високою міцністю при мінімальній вазі. Енергоефективність досягається завдяки застосуванню безколекторних електродвигунів, оптимізації передачі моменту та використанню мікроелектронних схем із низьким споживанням енергії. Додатково застосовують інтелектуальні алгоритми, які активують роботу двигунів лише в момент виконання руху, що значно знижує загальне енергоспоживання.

Гібридні нейровимірювання забезпечують кращу стабільність керування протезом у реальних умовах. Наприклад, коли ЕЕГ-сигнали ускладнені артефактами руху або зовнішніми шумами, дані від інфрачервоної спектроскопії чи електроміографії допомагають системі точно ідентифікувати моторний намір. Це дозволяє користувачеві здійснювати рухи плавніше, природніше та з меншою кількістю помилок. У кількох дослідженнях показано, що гібридні системи скорочують час реакції протеза та підвищують надійність виконання складних рухів, таких як точний захват або координація кисті й пальців.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

Загалом, легкі та енергоефективні протези з гібридними нейровимірюваннями є одним із найперспективніших напрямів сучасної біонічної інженерії. Вони поєднують підвищений комфорт користувача, технологічну ефективність та точність нейрокерування, що робить їх особливо цінними для довготривалого повсякденного використання та реабілітації людей після ампутацій.

У світі виробництвом нейрогарнітур і технологій мозок-комп'ютер (BCI), які можуть застосовуватися для керування протезами, займається низка провідних компаній. Серед найвідоміших виробників неінвазивних нейрогарнітур є Emotiv та NeuroSky. Emotiv випускає лінійку доступних EEG-пристроїв, таких як EPOC, Insight та Flex, які широко застосовують у наукових дослідженнях, медичній реабілітації та експериментах із керування роботизованими протезами. NeuroSky виробляє компактні та недорогі пристрої, орієнтовані на освітні та медичні застосування, що також використовуються для тренування користувачів у роботі з BCI. Для більш складних клінічних задач у світі активно розвиваються інвазивні та напівінвазивні технології, які надають значно точніший сигнал мозкової активності. Найбільш відомою компанією у цьому напрямі є Neuralink, що створює імплантовані нейроінтерфейси з високою пропускну здатністю, які дозволяють керувати роботизованими кінцівками за допомогою думки з високою точністю. Подібні розробки ведуть також Paradromics та Precision Neuroscience, які створюють високоточні мозкові сенсорні системи для відновлення рухів і взаємодії людини з протезами. У Європі й Азії працюють дослідницькі групи, що поєднують промислове виробництво та лабораторні розробки. Зокрема, японські інженери з RIKEN та Toyota займаються створенням легких та енергоефективних протезів, сумісних із гібридними нейровимірювальними системами. Загалом, ринок нейрогарнітур охоплює як споживчі EEG-пристрої для тренування мозкової активності, так і складні клінічні BCI-системи з імплантами для відновлення рухів, що робить їх базовим елементом сучасної біонічної інженерії та протезування.

АНАЛІЗ ТЕХНОЛОГІЙ ВИКОРИСТАННЯ НЕЙРОГАРНІТУР ДЛЯ ПРОТЕЗУВАННЯ КІНЦІВОК

Якщо людина втратила дві однакові кінцівки, наприклад обидві руки, сучасні технології протезування дозволяють відновити функціональні можливості за допомогою різних типів біонічного керування. Відсутність двох кінцівок унеможливує використання класичних м'язових каналів, які зазвичай застосовують у протезуванні, тому важливу роль відіграють альтернативні джерела сигналів - мозкова активність, перенаправлені нервові імпульси, залишкові мікроскорочення інших м'язів або комбіновані алгоритми. Найбільш перспективним у таких випадках є застосування нейрогарнітур, здатних зчитувати електричну активність моторної кори головного мозку. Під час уявного руху відбувається характерне пригнічення сенсомоторних ритмів у діапазоні мю та бета, і саме ці зміни система сприймає як команди для протеза. Людина може уявити захват, згинання пальців чи поворот кисті, і програмне забезпечення на основі відповідних патернів передає команду протезу. Поступове навчання системи дає можливість адаптувати алгоритми до індивідуальної нейрофізіології користувача, що дозволяє керувати відразу двома протезами - незалежно або синхронно.

У тих випадках, коли збережені периферичні нерви, застосовують технології перенаправлення нервових імпульсів, наприклад Targeted Muscle Reinnervation [14]. Нерви, які раніше іннервували ампутовану кінцівку, хірургічно з'єднують із м'язами грудей, живота або спини. Такі м'язи починають скорочуватися у відповідь на «команду мозку», яку раніше отримувала втрачену руку. На ці м'язи накладають електроди, що дозволяють зчитувати такі зміни з високою точністю. Це дає можливість передавати до протеза детальні команди - сила захвату, швидкість руху, обертання суглоба. Аналогічно працює метод RPNI, де нервові закінчення з'єднують із невеликими м'язовими імплантами, до яких під'єднують мікроелектроди. Такий метод особливо корисний при двосторонніх ампутаціях, оскільки не вимагає наявності м'язів залишкових кінцівок.

Якщо нервові чи м'язові сигнали занадто слабкі, можуть використовуватися альтернативні канали керування. У деяких реабілітаційних програмах вдаються до використання м'язів тулуба - плечей, грудей або навіть діафрагми, що дає додаткові або резервні команди. Також застосовують датчики навантаження або руху корпусу, що дає змогу виконувати базові команди протеза, наприклад відкривати чи закривати захват. У більш складних системах можливе застосування голосових команд або реакцій мозку на зовнішні стимули, наприклад потенціал P300 або SSVEP, коли користувач може вибирати певну функцію протеза, зосереджуючи увагу на миготливому візуальному сигналі.

У системах нового покоління широко використовують гібридні алгоритми, що поєднують кілька джерел сигналів: мозкову активність, мікроскорочення доступних м'язів, рухи корпусу, дані з інерціальних датчиків і штучне бачення. Коли нейрогарнітура зчитує намір руху, але мозковий сигнал недостатньо чіткий, система може опиратися на підтвердження з вторинного каналу, наприклад EMG або

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

датчиків тиску. Такий підхід зменшує кількість помилкових рухів і збільшує точність виконання та координацію обох протезів одночасно. Крім того, сучасні протези можуть мати елементи автономності: сенсори визначають тип предмета, його форму та вагу, і протез автоматично регулює силу захвату або положення пальців, тоді як користувач задає лише загальний намір, який фіксується нейрогарнітурою.

Для компенсації відсутності природних відчуттів у сучасних дослідженнях застосовують сенсорний зворотний зв'язок. На шкіру тулуба кріпляться вібромотори або електростимулюючі пластирі, які передають інформацію про контакт із предметом, силу натискання або ковзання. Це дозволяє користувачу краще контролювати рухи та уникати травм чи надмірного зусилля. В окремих лабораторних системах тактильні сигнали подають безпосередньо на нервові закінчення, що забезпечує набагато природніші відчуття.

Таким чином, навіть за повної відсутності двох кінцівок людина може отримати широкий спектр інструментів для керування біонічними протезами. Сучасні технології - від нейрогарнітур до перенаправлення нервів і гібридних мультисигнальних алгоритмів - дозволяють створювати індивідуальні системи керування, що забезпечують високу точність рухів, автономність у побуті та можливість виконувати складні маніпуляції, які ще кілька років тому були недосяжними.

Targeted Muscle Reinnervation (TMR) [13] - це сучасна нейрохірургічна технологія, яка дозволяє створити нові канали керування протезами шляхом перенаправлення нервів, що раніше іннервували втрачену кінцівку, до здорових м'язів на тулубі або плечовому поясі. Після ампутації головною задачею є те, що периферичні нерви залишаються функціонально активними, але більше не мають м'язів, якими можуть керувати. У рамках TMR хірург ідентифікує ці нервові стовбури - наприклад, серединний, ліктьовий або променевий нерви - і підключає їх до нових м'язів, найчастіше грудних, плечових або м'язів спини. Протягом кількох місяців нервові волокна проростають у м'язову тканину, і цей м'яз починає скорочуватися у відповідь на ті самі сигнали, які мозок раніше спрямовував на кисть чи палець. У результаті утворюється біологічний підсилювач нервових імпульсів, що відтворює природну моторну команду, навіть якщо кінцівка відсутня.

Технологія TMR [13] особливо важлива для систем нейрокерування, у тому числі для протезів, керованих нейрогарнітурами. Хоча нейрогарнітура здатна зчитувати електричну активність мозку та визначати намір руху, ці сигнали часто бувають слабкими, нестабільними або піддаються шумам. У поєднанні з TMR створюється гібридна система, де нейрогарнітура визначає загальний намір руху, а перенаправлений м'яз підтверджує або уточнює цю команду за допомогою електроміографічного сигналу. Такий подвійний контроль значно зменшує кількість помилок при керуванні, дозволяє виконувати складні рухи та підвищує точність роботи протеза. Крім того, TMR забезпечує створення декількох незалежних контрольних зон, кожна з яких відповідає за окремий рух - наприклад, згинання пальців, ротацію кисті або захват предметів. Це дозволяє користувачеві формувати більше команд, ніж можливо при використанні лише нейрогарнітури.

Процес впровадження TMR [13] складається з кількох етапів: хірургічного визначення нервів, вибору м'язів-реципієнтів, перенаправлення нервових стовбурів і подальшої регенерації нервових волокон. Через 3–6 місяців після операції м'яз починає реагувати на команди мозку, і на його поверхні формується чіткий EMG-сигнал, який зчитують поверхневі або імплантовані електроди. Разом із сигналами мозкової активності, які реєструє нейрогарнітура, ці електроміографічні дані передаються до протеза, що дозволяє виконувати точні рухи з мінімальною затримкою. У випадках двосторонніх ампутацій технологія TMR стає особливо важливою, оскільки дає змогу створити достатню кількість незалежних каналів керування, необхідних для управління двома протезами одночасно.

Додатковою перевагою TMR є можливість інтеграції сенсорного зворотного зв'язку - вібраційної або електричної стимуляції, яка подає користувачеві сигнали про силу захвату, контакт із предметом чи напрям руху, компенсуючи відсутність природних відчуттів. Усе це робить Targeted Muscle Reinnervation однією з найефективніших сучасних технологій для створення точних, стабільних і природних каналів управління біонічними протезами, особливо в системах, де паралельно застосовують нейрогарнітури.

Окрім Targeted Muscle Reinnervation [13], у сучасному нейропротезуванні існує низка інших високотехнологічних методів, які можуть працювати разом із нейрогарнітурами або слугувати альтернативними каналами керування для біонічних протезів. Їхня мета полягає у підсиленні, уточненні або заміні мозкових сигналів, які отримує нейрогарнітура, що робить керування більш точним, стабільним і природним. Усі ці технології по-своєму доповнюють роботу нейрогарнітур, створюючи гібридні інтерфейси мозок-комп'ютер.

Однією з важливих альтернатив є технологія RPNI - регенеративний периферичний нервовий інтерфейс. На відміну від перенаправлення великих нервових стовбурів на великі м'язи, як це відбувається в TMR, RPNI використовує маленькі м'язові імпланти, до яких під'єднують окремі нервові волокна. Нервові сигнали викликають мікроскопічні скорочення м'язового клаптика, а імплантовані електроди зчитують чистий, практично безшумний EMG-сигнал. Цей сигнал може бути поєднаний із даними нейрогарнітури для підвищення точності визначення рухів. RPNI дозволяє

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

отримувати десятки незалежних каналів керування, що суттєво підвищує функціональність протеза, особливо пальцевих компонентів.

Технологія RPNI (Regenerative Peripheral Nerve Interface) [14] є однією з найбільш прогресивних у сфері нейропротезування, оскільки вона забезпечує високоточне зчитування нервових сигналів від ампутованих кінцівок та може інтегруватися з нейрогарнітурами для створення гібридних систем керування. Суть RPNI полягає в тому, що у місце ампутованого нерва імплантують невеликий клаптик м'язової тканини, який стає своєрідним «біологічним приймачем» нервових імпульсів. Цей мікром'яз не виконує рухової функції, але служить мішенню, у яку відростають нервові волокна. Коли мозок подає команду втраченій кінцівці, сигнал проходить через периферичний нерв і активує імплантований м'язовий клаптик, створюючи чіткий електроміографічний сигнал.

Особливістю RPNI є те, що імплантований клаптик м'яза значно підсилює і фільтрує нервові імпульси. Завдяки тому, що м'язова тканина має природну здатність перетворювати нервовий сигнал на електричну активність, крихітний імплантат створює чистий, мало зашумлений EMG-сигнал, який легко зчитується за допомогою імплантованих мікроелектродів. Це дозволяє отримувати високоточні дані навіть у випадках, коли залишкової м'язової тканини майже немає або вона не здатна формувати достатні сигнали для класичних міоелектричних протезів. У порівнянні з поверхневими електродами, які страждають від шумів, зсуву та змін контактності, RPNI є набагато стабільнішим джерелом інформації.

У системах нейропротезування RPNI часто працює у зв'язі з нейрогарнітурою. Нейрогарнітура зчитує активність моторної кори та визначає загальний намір руху, тоді як RPNI уточнює характер руху, силу скорочення або напрям маніпуляції. Наприклад, якщо користувач уявляє стискання кисті, EEG-сигнал визначає факт наміру, а RPNI передає специфічні дані про інтенсивність та швидкість руху. Це значно підвищує точність керування протезом, особливо в складних рухових сценаріях, таких як пінцетний захват чи координація окремих пальців. Велика перевага RPNI полягає в можливості створення багатьох незалежних каналів керування: кожен нерв може бути приєднаний до окремого мікром'язового імплантата, що дає змогу отримувати кілька десятків паралельних сигналів для біонічного протеза.

Крім того, RPNI здатний зменшувати фантомний біль, оскільки перенаправлені нерви отримують нову функціональну мішень, що знижує хаотичну нервову активність, яка виникає після ампутації. У перспективних дослідженнях технологія також використовується для створення двостороннього зв'язку: імплантовані електроди можуть передавати не лише EMG-сигнали, а й електростимулювати нерви, повертаючи людині тактильні відчуття. Такі імпланти дозволяють відчувати силу захвату, контакт або ковзання предмета, що робить управління протезом значно природнішим.

Таким чином, RPNI є універсальною, стабільною та високоточною технологією, яка формує чіткий канал зв'язку між нервовою системою та протезом і прекрасно поєднується з нейрогарнітурами. За рахунок точності, надійності й можливості масштабування кількості каналів RPNI вважається одним із напрямів розвитку сучасних інтегрованих нейроінтерфейсів нового покоління.

Ще однією технологією є IMES - імплантовані міоелектричні сенсори, які встановлюються безпосередньо у м'язи. На відміну від поверхневих електродів, IMES не зміщуються, не втрачають контакт і не зашумлюються рухами шкіри. Для нейрогарнітур це означає можливість поєднання мозкових команд із точними сигналами м'язового походження, що зменшує помилки класифікації та робить керування протезом плавнішим і природнішим.

Технологія IMES (Implantable Myoelectric Sensors) є однією з найсучасніших та найбільш перспективних методик у нейропротезуванні, яка забезпечує надзвичайно точне зчитування м'язових сигналів завдяки імплантації мініатюрних бездротових сенсорів безпосередньо у м'язову тканину. На відміну від традиційних поверхневих електродів, які кріпляться на шкіру і часто дають нестабільний або зашумлений сигнал через рух електроду, піт, зсув або зміну температури, IMES працює всередині м'яза, де сигнал чистий, стабільний і практично не піддається зовнішнім перешкодам. Кожен сенсор IMES розміром приблизно з зерно рису імплантують у конкретний м'яз залишкової кінцівки або в м'язи, що були реінервовані за допомогою технологій TMR або RPNI, тому він реєструє електричну активність саме того м'яза, який відповідає конкретній руховій команді мозку.

Принцип роботи IMES полягає у тому, що коли м'яз скорочується або отримує нервовий імпульс, сенсор фіксує електричну активність і передає її у вигляді бездротових сигналів до ресивера, вбудованого у протез. Далі ці дані інтерпретуються системою керування протезом і перетворюються у відповідні рухи: згинання, розгинання, обертання, точний захват чи координацію пальців. Оскільки кожен IMES є автономним датчиком, протез може отримувати велику кількість незалежних керуючих каналів. У перспективних протезах використовують понад 8–12 сенсорів, що дозволяє реалізувати природні рухи протеза, включаючи маніпуляції пальцями, які раніше були недоступні при звичайному міоелектричному керуванні.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

У поєднанні з нейрогарнітурами IMES відіграє критично важливу роль. Нейрогарнітура визначає намір руху на основі аналізу мозкових ритмів, але EEG-сигнали можуть бути менш точними у деталях - наприклад, важко визначити силу стискання або швидкість руху лише за електричною активністю мозку. У цей момент IMES надає уточнювальний сигнал: мініатюрний м'язовий імпульс, що відображає інтенсивність та напрям моторної команди. Таким чином створюється гібридний канал керування, де мозок задає загальний намір, а імплантовані м'язові сенсори формують точні параметри руху. Завдяки цьому система працює швидше, стабільніше та дозволяє виконувати складні рухові завдання, наприклад пінцетний захват, обертання кисті або координацію кількох пальців одночасно.

Технологія IMES також мінімізує потребу у щоденному налаштуванні протеза, адже сенсор завжди залишається в одному положенні всередині м'яза і не змінює контакт під час руху кінцівки. Це вирішує одну з найбільших проблем традиційних міоелектричних протезів - нестабільність сигналу. Крім того, IMES дає можливість працювати людям із високими ампутаціями, у яких м'язів залишилося дуже мало. Завдяки TMR або RPNI можна перенаправити нерви в нові м'язи й імплантувати туди IMES, створивши десятки нових керуючих каналів незалежно від рівня ампутації.

У перспективі IMES також використовуватиметься для двосторонніх інтерфейсів «нерв–протез–мозок», де ті самі сенсори можуть приймати не лише м'язові сигнали, але й електростимуляцію для тактильного зворотного зв'язку. Це дозволить повністю інтегрувати протез у сенсомоторну систему користувача. Таким чином, IMES є технологією нового покоління, яка дозволяє працювати нейрогарнітурам у гібридних системах керування, забезпечує високу точність рухів, надійність сигналів та можливість створення мультиканальних біонічних протезів з рівнем функціональності, максимально наближеним до природної кінцівки.

Іншим напрямом є використання інтракортикальних нейроінтерфейсів, наприклад Utah Array або Neuralink. Ці технології зчитують нейронну активність безпосередньо з кори головного мозку із високою точністю, забезпечуючи швидкі та багатовимірні сигнали керування. Нейрогарнітура в таких системах може відігравати роль резервного або модульного компонента, наприклад для перемикання режимів, підтвердження команд або роботи у випадках, коли імплант тимчасово недоступний чи потребує калібрування. Поєднання інтракортикальних сигналів та неінвазивної нейрогарнітури створює дуже потужний гібридний BCI [13], придатний для керування складними роботизованими кінцівками.

Інтракортикальні нейроінтерфейси, такі як Utah Array, Neuralink або Paradromics, є інвазивними системами, які зчитують сигнали безпосередньо з моторної кори головного мозку за допомогою мікроелектродів, імплантованих у кору. Їх основна перевага полягає в здатності отримувати високоточні, багатоканальні та швидкі нейронні сигнали, які дозволяють керувати протезами з найвищою роздільною здатністю - аж до рухів окремих пальців та складної координації кисті. Однак попри точність інтракортикальних інтерфейсів, вони мають суттєві обмеження: інвазивність хірургічного втручання, ризики інфекцій, зміни сигналу через заростання електродів нейроглією, необхідність складного обслуговування та регулярного калібрування.

Нейрогарнітури, натомість, є неінвазивними системами, які зчитують електричну активність мозку з поверхні scalp за допомогою EEG або комбінованих технологій (EEG + fNIRS + EMG). Хоча їх точність нижча, ніж у імплантованих систем, нейрогарнітури набагато безпечніші, легші у використанні та доступні для широкого кола людей. Зв'язок між нейрогарнітурами та інтракортикальними інтерфейсами полягає в тому, що обидва пристрої працюють з одними й тими самими моторними сигналами мозку - різниця лише в тому, де і як ці сигнали зчитуються.

У сучасних системах протезування обидві технології часто застосовують разом у вигляді гібридного BCI [13], де інтракортикальний інтерфейс забезпечує точність і швидкість виконання рухів, а нейрогарнітура - надає додаткові дані для стабілізації системи або слугує резервним каналом керування. Наприклад, інтракортикальні інтерфейси керують позицією та рухами пальців, тоді як нейрогарнітура використовується для перемикання режимів, підтвердження команд або активування конкретної функції протеза без участі дрібних моторних патернів. Така комбінація дає змогу зменшити навантаження на імплант, уникнути його постійного використання та збільшити ресурс роботи системи.

Крім того, інтракортикальні технології та нейрогарнітури вирішують різні частини одного завдання. Інтракортикальні інтерфейси найкраще розпізнають дрібну моторику та інтенсивність рухів, тоді як нейрогарнітури краще розпізнають загальні наміри, зокрема зміни у моторній увазі, рівень уваги, концентрацію та стани підготовки до руху (motor readiness). У гібридних протезах ці два види сигналів об'єднуються: нейрогарнітура фіксує намір користувача розпочати дію, а інтракортикальний інтерфейс забезпечує точний рух відповідного суглоба чи пальця.

Додатково нейрогарнітури відіграють важливу роль у тренуванні користувача перед імплантацією інтракортикального інтерфейсу: вони дозволяють навчити пацієнта генерувати стабільні моторні патерни мозкової активності, які відтак будуть використовуватися інвазивним імплантом. Також

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

нейрогарнітури слугують способом тестування різних парадигм моторної уяви перед хірургічним втручанням, що знижує ризики та підвищує ефективність імплантації.

Таким чином, зв'язок між інтракортикальними нейроінтерфейсами та нейрогарнітурами полягає у тому, що ці технології працюють із одними й тими самими механізмами мозкової моторики, але на різних рівнях інвазивності й точності. Нейрогарнітури забезпечують безпечний, неінвазивний доступ до намірів руху, тоді як інтракортикальні інтерфейси дозволяють реалізувати високоточний моторний контроль. Разом вони створюють гібридні системи керування протезами, здатні забезпечити як інтуїтивність, так і точність рухів, а також формують основу для сучасних біонічних кінцівок нового покоління.

Значною популярністю користуються електрокортикографічні інтерфейси (ECoG), які розміщують на поверхні мозку, під кісткою черепа, але не проникають у тканину. Сигнали ECoG є сильнішими, ніж сигнали EEG, і можуть забезпечити точне визначення моторних намірів. Нейрогарнітура може виступати неінвазивним додатковим джерелом інформації у таких системах, підвищуючи надійність у повсякденних умовах.

Для людей, у яких EEG-сигнали є слабкими або нестабільними, застосовують технологію fNIRS [12] - оптичне вимірювання змін кровонаповнення моторної кори. У поєднанні з нейрогарнітурою така система здатна визначати намір руху за кількома каналами водночас, що суттєво зменшує кількість помилок. Крім того, fNIRS менш чутлива до рухових артефактів, тому її часто використовують у гібридних нейрогарнітурах для підвищення стійкості BCI.

Функціональна ближньоінфрачервона спектроскопія (fNIRS) [12] - це неінвазивна технологія реєстрації мозкової активності, яка використовує ближнє інфрачервоне світло для вимірювання змін кровонаповнення в корі головного мозку. Принцип роботи fNIRS базується на тому, що активні ділянки мозку споживають більше кисню, унаслідок чого змінюється співвідношення оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну в крові. Ці зміни впливають на поглинання та розсіювання інфрачервоного світла. Сенсори fNIRS випромінюють світло у діапазоні 700–900 нм, яке проникає крізь шкіру та череп до кори, а потім реєструють інтенсивність відбитого або розсіяного світла. Завдяки цьому можна визначати, яка зона мозку активована під час певного завдання або наміру руху.

У системах протезування та нейрогарнітур fNIRS особливо цінна тим, що дозволяє стабільно фіксувати активність моторної кори навіть тоді, коли електроенцефалографічні сигнали (EEG) виявляються слабкими або зашумленими. На відміну від EEG, fNIRS майже не чутлива до артефактів, викликаних рухами голови чи мімікою, що робить її незамінною в ситуаціях, де потрібна висока стійкість сигналу. Хоча реакція fNIRS повільніша, ніж електричні зміни в мозку, вона дає змогу реєструвати намір руху на основі триваліших змін кровонаповнення, що підсилює надійність роботи системи. Ця технологія часто використовується у гібридних нейрогарнітурах разом з EEG, де обидва типи сигналів доповнюють один одного: EEG забезпечує швидкість і точність електричної реакції, а fNIRS - стабільність та фільтрацію шумів.

Під час роботи з протезами fNIRS [12] дозволяє визначати загальні наміри руху, наприклад уявний захват чи підйом руки, шляхом фіксації активації відповідних моторних зон. Такі зміни кровонаповнення можуть використовуватися для вибору режимів роботи протеза, активації команд або підтвердження дії, яку ініціювала нейрогарнітура. Технологія особливо корисна для людей із двосторонніми ампутаціями або порушеннями периферичної нервової системи, оскільки не потребує наявності м'язових сигналів. У сучасних моделях гібридні системи, які поєднують fNIRS, EEG та EMG, створюють багатоканальні інтерфейси керування, значно зменшуючи кількість помилок і підвищуючи точність роботи протеза в реальних умовах. Завдяки своїй неінвазивності, безпечності та здатності працювати в умовах високої рухової активності користувача, fNIRS стала однією з важливих технологій у напрямі розвитку інтелектуальних нейрогарнітур нового покоління.

Важливою групою технологій є системи розпізнавання міоелектричних патернів. Алгоритми машинного навчання аналізують складні EMG-сигнали з різних точок тіла й визначають, який рух користувач хоче виконати. У поєднанні з нейрогарнітурами така технологія дозволяє формувати багаторівневу систему керування: мозок визначає загальний намір, EMG - уточнює конкретний рух.

Нарешті, новітні протези широко використовують системи сенсорного зворотного зв'язку, у яких тактильні або вібраційні датчики на протезі передають інформацію назад користувачеві через електростимуляцію шкіри або нервів. У поєднанні з нейрогарнітурами ці системи формують замкнений контур керування - людина не лише дає команду протезу, але й отримує інформацію про результат руху, що дозволяє набагато точніше виконувати маніпуляції. Усі ці технології, разом або окремо, розширюють можливості нейрогарнітур, роблячи їх ефективним компонентом сучасних інтелектуальних протезів.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

ВИСНОВКИ

Нейрогарнітури та нейрокомп'ютерні інтерфейси є перспективним напрямом розвитку сучасного протезування, оскільки забезпечують безпосереднє зчитування намірів руху з моторної кори головного мозку. Використання електроенцефалографічних сигналів, зокрема сенсомоторних ритмів у діапазонах μ та β , дає змогу реалізувати більш інтуїтивне та природне керування біонічними протезами. Поєднання нейрогарнітур з технологіями Targeted Muscle Reinnervation, Regenerative Peripheral Nerve Interface та імплантованими міоелектричними сенсорами суттєво підвищує точність і стабільність керування рухами. Гібридні нейроінтерфейси, що інтегрують EEG, EMG та fNIRS, зменшують вплив шумів і артефактів, забезпечуючи плавність і надійність роботи протезів у реальних умовах. Світовий досвід демонструє ефективність застосування нейрогарнітур не лише в експериментальних дослідженнях, а й у практичних програмах медичної реабілітації осіб з ампутаціями. Подальший розвиток нейроінженерних технологій і алгоритмів машинного навчання створює передумови для формування високофункціональних, адаптивних і доступних біонічних протезів нового покоління.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Романюк О.Н., Романюк О.В., Бабій Б.В., Майданюк В.П., Котлик С.В. «Ігрові механіки з використанням нейрогарнітур», у *Матеріалах конференції «Комп'ютерні ігри та мультимедіа як інноваційний підхід до комунікації – 2025»*, Одеса, Україна, 2025, с. 377–378.
2. Романюк О.Н., Павлов С.В., Майданюк В.П., Тітова Н.В., Романюк С.О., «Використання нейрогарнітур для діагностування захворювань», у *Матеріалах Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій «ФОТОНІКА – ODS 2025»*, Вінниця, Україна, 2025, 3 с.
3. Романюк О.Н., Тітова Н.В., Романюк С.О., «Використання нейрогарнітур для комп'ютерного діагностування захворювань», у *Автоматизація та біомедичні і комп'ютерні технології: тези доповідей Всеукраїнської науково-технічної інтернет-конференції*, Дніпро, Україна: ДВНЗ «ПДТУ», 2025, с. 186–189.
4. Романюк О.Н., Павлов С.В., Тітова Н.В., Романюк С.О., Майданюк В.П., «Використання нейрогарнітур для діагностики захворювань», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 49, № 1, с. 168–177, 2025.
5. Романюк О.Н., Павлов С.В., «Розробки імплантованих нейроінтерфейсів», у *Збірнику тез доповідей IV Міжнародної науково-технічної конференції «Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2025»* [Електронне видання], Вінниця, Україна: ВНТУ, 2025, с. 403–405.
6. J. R. Wolpaw and E. W. Wolpaw, *Brain–Computer Interfaces: Principles and Practice*, 2nd ed. Oxford, UK: Oxford University Press, 2018.
7. D. Farina, O. Aszmann, and M. Sartori, “Myoelectric control of prosthetic limbs: Advances and challenges,” *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 14, pp. 238–252, 2021.
8. F. Lotte, L. Bougrain, and M. Clerc, “Electroencephalography (EEG)-based brain–computer interfaces,” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 35, no. 1, pp. 123–136, Jan. 2018.
9. Y. Li, J. Long, and C. Guan, “A review on motor imagery based brain–computer interface systems for rehabilitation,” *Neural Computing and Applications*, vol. 33, no. 9, pp. 4551–4570, 2021.
10. T. Brånemark, P. Brånemark, B. Rydevik, and R. Myers, “Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 38, no. 2, pp. 175–181, 2001.
11. D. A. Boas, C. E. Elwell, M. Ferrari, and M. Taga, Eds., *Diffuse Optical Imaging of Tissue*, 2nd ed. Berlin, Germany: Springer, 2016.
12. J. L. Contreras-Vidal, J. A. F. da Silva, and D. J. Krusienski, Eds., *Neuroprosthetics: Theory and Practice*, Singapore: World Scientific, 2020.
13. D. Farina, W. Jensen, and M. Akay, Eds., *Neurorehabilitation Technology*, 2nd ed. London, UK: Academic Press (Elsevier), 2018.

СИСТЕМИ ТЕХНІЧНОГО ЗОРУ І ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ З ОБРОБКОЮ ТА РОЗПІЗНАВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ

REFERENCES

1. Romanyuk O.N., Romanyuk O.V., Babiy B.V., Maidanyuk V.P., Kotlyk S.V. "Game mechanics using neuro-headsets", in Proceedings of the conference "Computer games and multimedia as an innovative approach to communication – 2025", Odesa, Ukraine, 2025, pp. 377–378.
2. Romanyuk O.N., Pavlov S.V., Maidanyuk V.P., Titova N.V., Romanyuk S.O., "Use of neuro-headsets for diagnosing diseases", in Proceedings of the International Scientific and Technical Conference on Opto-Electronic Information Technologies "PHOTONICS – ODS 2025", Vinnytsia, Ukraine, 2025, 3 p.
3. Romanyuk O.N., Titova N.V., Romanyuk S.O., "The use of neuro-headsets for computer diagnostics of diseases", in Automation and biomedical and computer technologies: abstracts of the reports of the All-Ukrainian scientific and technical internet conference, Dnipro, Ukraine: State Higher Educational Institution "PDTU", 2025, pp. 186–189.
4. Romanyuk O.N., Pavlov S.V., Titova N.V., Romanyuk S.O., Maidanyuk V.P., "The use of neuro-headsets for diagnostics of diseases", Optical-electronic information and energy technologies, vol. 49, No. 1, p. 168–177, 2025.
5. Romanyuk O.N., Pavlov S.V., "Development of implantable neurointerfaces", in Collection of Abstracts of the IV International Scientific and Technical Conference "Prospects for the Development of Mechanical Engineering and Transport – 2025" [Electronic edition], Vinnytsia, Ukraine: VNTU, 2025, pp. 403–405.
6. J. R. Wolpaw and E. W. Wolpaw, Brain–Computer Interfaces: Principles and Practice, 2nd ed. Oxford, UK: Oxford University Press, 2018.
7. D. Farina, O. Aszmann, and M. Sartori, "Myoelectric control of prosthetic limbs: Advances and challenges," IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 14, pp. 238–252, 2021.
8. F. Lotte, L. Bougrain, and M. Clerc, "Electroencephalography (EEG)-based brain–computer interfaces," IEEE Signal Processing Magazine, vol. 35, no. 1, pp. 123–136, Jan. 2018.
9. Y. Li, J. Long, and C. Guan, "A review on motor imagery based brain–computer interface systems for rehabilitation," Neural Computing and Applications, vol. 33, no. 9, pp. 4551–4570, 2021.
10. T. Brånemark, P. Brånemark, B. Rydevik, and R. Myers, "Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review," Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 38, no. 2, pp. 175–181, 2001.
11. D. A. Boas, C. E. Elwell, M. Ferrari, and M. Taga, Eds., Diffuse Optical Imaging of Tissue, 2nd ed. Berlin, Germany: Springer, 2016.
12. J. L. Contreras-Vidal, J. A. F. da Silva, and D. J. Krusienski, Eds., Neuroprosthetics: Theory and Practice, Singapore: World Scientific, 2020.
13. D. Farina, W. Jensen, and M. Akay, Eds., Neurorehabilitation Technology, 2nd ed. London, UK: Academic Press (Elsevier), 2018.

Надійшла до редакції 17.09.2025 р

РОМАНЮК СЕРГІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ – к.т.н., старший викладач кафедри біомедичної інженерії, Національний університет «Одеська політехніка». Одеса, Україна, [e-mail: romaniuk.s.o@op.edu.ua](mailto:romaniuk.s.o@op.edu.ua)

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, [e-mail: psv@vntu.edu.ua](mailto:psv@vntu.edu.ua)

РОМАНЮК ОЛЕКСАНДР НИКИФОРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач кафедри програмного забезпечення, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, [e-mail: rom8591@gmail.com](mailto:rom8591@gmail.com)

ТИТОВА НАТАЛІЯ ВОЛОДИМИРІВНА - д.т.н., професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії, Національний університет «Одеська політехніка». Одеса, Україна, [e-mail: titova.n.v@op.edu.ua](mailto:titova.n.v@op.edu.ua)

КОТЛИК СЕРГІЙ ВАЛЕНТИНОВИЧ - к.т.н., доцент, Одеський національний технологічний університет. Одеса, Україна [e-mail: sergknet@gmail.com](mailto:sergknet@gmail.com)

S. ROMANYUK, S.PAVLOV, O.ROMANYUK, N.TITOVA, S.KOTLYK
TECHNOLOGIES OF USING NEUROHEADSETS FOR PROSTHETIC LIMBS
National University "Odesa Polytechnic", Shevchenko Ave. 1, 165044, Ukraine, Odesa, , Ukraine,
Vinnytsia National Technical University, Khmelnytskyi Shosse 95, 21021, Vinnytsia, Ukraine,
Odessa National Technological University, Kanatna St., 112, Odessa, 65039, Ukraine