

АКТИВНІСТЬ ВЕГЕТАТИВНОЇ НЕРВОВОЇ СИСТЕМИ В ЯКОСТІ ДОДАТКОВОГО ОЦІНОЧНОГО ФАКТОРУ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНИХ СИСТЕМ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ОБЛАДНАННЯМ

Актуальність роботи. Актуальність роботи полягає в удосконаленні методів управління біонічними протезами верхніх кінцівок. Вирішення проблеми зручного переключення режимів роботи може значно підвищити якість життя користувачів подібних пристроїв [1-3], [9].

Історично, першим типом біоелектричних протезів були протези з одним рухом. Система являла собою робочий протез із клешнею, що керувалась біопотенціалами м'язів передпліччя. Підсилений сигнал вмикав, яке, в свою чергу, вмикало соленоїд який керує механізмом закриття клешні. Для утримання клешні в закритому стані необхідно тримати м'яз в активному стані. Щоб уникнути мимовільного розкриття клешні через розслаблення м'язу, в систему управління додано гістерезис. Таким чином, для стиснення клешні необхідно розвинути більш значне зусилля, ніж для утримання її в закритому стані.

Наступний різновид біоелектричного протеза – протез із парою рухів. Для управління цим типом протезів міоелектричні сенсори розміщувалися поверх залишкових м'язів-антагоністів. Сигнал із цих сенсорів підсилювався, інтегрувався, а потім поступав на вхід схеми керування. Напружуючи той чи інший м'яз-антагоніст, користувач змушував пальці протезу зжінатись або розжиматись.

На даний час одним із поширених різновидів біонічних протезів із міоелектричним управлінням від залишкових м'язів є багатофункціональний протез. Подібні пристрої дозволяють виконувати значну кількість дій, для управління якими застосовується менший набір м'язів. Досягається це тренуваннями, у процесі яких користувач навчається напружувати м'язи-антагоністи в режимі, характерному для м'язів-синергістів. Завдяки цьому в підсумковому сигналі є опорні точки, на яких проводиться перемикання режимів роботи протеза. Таким чином, можна вкласти в протез кілька патернів руху і перемикати їх довільно. У сучасних протезах кисті звичайною ситуацією є використання однієї пари м'язів-антагоністів і наявність ряду (один-два десятки) встановлених патернів руху. Однак, як відзначають самі користувачі протезів, з усього різноманіття запропонованих патернів у побуті використовується тільки незначна частина. Пов'язано це, у першу чергу, із незручним перемиканням між режимами. Рідко коли використовуються набори з більш ніж двох пар рухів на один тригер. Проблема посилюється в разі використання біонічних протезів із великою кількістю ступенів свободи – наприклад, біонічним протезом ліктя або плеча. У таких випадках набір необхідних патернів руху значно збільшується при зменшенні кількості доступних для накладання електродів і зняття сигналу м'язів. Таким чином, проблема перемикання режимів роботи протезів стає вельми актуальною.

Метою даної роботи є пошук варіантів підвищення ефективності переключення режимів роботи біонічних протезів верхніх кінцівок людини.

Основні результати дослідження.

Як один зі шляхів вирішення цієї проблеми, варто згадати, якісну зміну систем управління у вигляді переходу на сенсори, що імплантуються, [1, 2] або реінервацію нецільових м'язів [3]. Головна проблема подібних систем – необхідність у хірургічному втручанні.

Інший шлях поліпшення роботи протезів – застосування сучасних методів обробки міографічних сигналів, наприклад, управління на основі розпізнавання образів. Використовується матриця датчиків, які не прив'язані до будь-якого конкретного м'язу, але знімають суперпозицію всіх сигналів у точці свого розташування. далі сигнали обробляються класифікатором, що дозволяє реалізувати безліч рухів і обмежений лише здібностями носія до навчання і повторного відтворення міоелектричних команд або реалізується функціонал систем управління з відведеннями від м'язів-антагоністів. Обидві системи можна реалізувати на одному і тому ж пристрої і переключатися між ними за потреби. Недоліками є дискретність класифікатора – усі патерни виконуються тільки із заздалегідь запрограмованими силою і швидкістю, а також необхідність постійно переключатися між ступенями свободи.

Перспективним є використання гібридних систем управління. Джерелом додаткового керуючого сигналу можуть бути як зовнішні сенсори, так і інші сигнали біологічного походження, які сприймаються від носія. Найпростішим варіантом, що належить до першої категорії, виступають звичайні перемикачі [4]. Цей міоелектричний протез мав у своїй конструкції ряд перемикачів для зміни режиму його роботи. Багато виробників [5, 6] випускають на додаток до своїх біонічних протезів програми-супутники, встановлені на будь-який зручний користувачеві пристрій, що дозволяє проводити налаштування протезу, створення патернів руху, проводити моніторинг стану пристрою та віддавати голосові команди для перемикачів режимів роботи. Саме необхідність перемикачів режимів вручну або голосом є недоліком подібних систем.

Варіантом реалізації гібридних систем управління протезами є використання датчиків технічного зору, що дозволяють здійснювати корекцію положення протеза щодо носія і / або предмета маніпуляції, а також корекцію положення пальців і кисті, підбір оптимального патерну при маніпуляції предметами [7]. Така конфігурація забезпечує 90% точність дій щодо контрольної групи зі здорових людей. У разі відключення світлодіода і зміни освітлення точність падала аж до 70%.

Системи, що використовують електроенцефалограму (ЕЕГ) як вторинний сигнал, найчастіше виконують завдання перемикачів патернів руху кисті. Найбільш часто використовується така стратегія розпізнавання сигналу ЕЕГ, як аналіз стійких візуально викликаних потенціалів (Steady State Visually Evoked Potentials (SSVEP)) – розпізнавання сигналів, які головний мозок генерує у відповідь на візуальну стимуляцію. Особливістю цього методу є необхідність наявності візуальних маркерів. При порушенні сітківки ока спалахами світлодіодів частотою від 3,5 до 75 Гц, мозок генерує електричну активність із частотою миготіння спалаху [8]. Цей сигнал легко виявити інструментально і використовувати як сигнал керування.

Інша поширена стратегія – аналіз (де) синхронізації потенціалу, пов'язаного з подією (event-related (de) synchronization (ERD, ERS)). ERD і ERS – це різні реакції нейронних структур головного мозку, які прив'язані до події за часом. Найчастіше такими уявними діями служили уявні рухи руками – вліво лівою або вправо правою, залежно від завдання, поставленого експериментаторами [10].

Обидві ці стратегії мають загальні проблеми – пацієнти навіть після тривалого навчання не можуть ефективно користуватися одним протезом (11 добровольців із 14 за даними [10]). Тому аналіз ЕЕГ поки що не є ефективним для задач управління біонічним протезом.

Запропоновано застосування елементів гібридного нейрокомп'ютерного інтерфейсу (НКИ). НКИ – це системи, що містять у собі основний НКИ (зазвичай, це сигнал ЕЕГ, з алгоритмом розпізнавання стійких візуально викликаних потенціалів) і допоміжний НКИ [11], [12]. Останній може бути як іншим ЕЕГ, що аналізує інші викликані потенціали, так і системами, що спираються на інші вимірювані інструментально параметри людського тіла, що залежать від активності ЦНС. Особливий інтерес в рамках цієї роботи представляють

системи, що спираються на сигнали на кшталт серцевого ритму або інших похідних від реакцій вегетативної нервової системи (ВНС).

Було виявлено, що специфічні коливання з частотою 0,1 Гц, що виникають в середній частині гребеня мозку, області, яка бере участь у функціях управління рухом, модулюють частоту серцевих скорочень. Крім того, було доведено, що вегетативна система активується на ранній стадії для набору енергії і кисню, а також для підготовки м'язів [17]. Вегетативна активація відбувається незалежно або при наявності дійсного руху, або тільки в разі уяви руху.

Із перерахованого вище можна зробити висновок про можливість використання даних про серцебиття в системах управління біонічної протезами. Але перед тим, як можна буде описати можливі обмеження подібних систем, слід розглянути їх можливу конструкцію.

Так чи інакше, усі гібридні НКІ використовують одну зі стратегій: або уточнення, або перемикавання. Системи з уточненням припускають, що остаточну відповідь буде дано на підставі даних, які надходять від усіх систем, що входять до комплексу НКІ, і дані, отримані від цих систем будуть (умовно) рівноправними. Системи з перемиканням же припускають, що додаткове джерело даних використовується тільки і виключно для вирішення або ж заборони роботи основного НКІ. Дані зі вторинного джерела аналізуються лише в тій мірі, що необхідна для винесення рішення про переключення режиму роботи системи. Як і гібридні НКІ, гібридні системи управління протезами можуть використовувати в своїй основі одну з вище наведених стратегій. І для кожної з них є свої підстави.

Стратегія уточнення можлива завдяки взаємному впливу ЦНС і ВНС. Цей ефект уже застосовується в професійних тренуваннях і реабілітації. Використовуючи його, можна реалізувати так званий «доводчик», однак це вкрай складне завдання. По-перше, не зрозуміло, як поведе себе система в разі людини з амелією (природною відсутністю кінцівки). По-друге, постає питання навчання використання цією системою. Чи потрібно буде людині кожного разу представляти докладно рух? Чи можливо навчитися рефлекторному використанню цієї системи?

Стратегія перемикавання в цьому розрізі виглядає привабливіше. Завдання обробки додаткового сигналу спрощується до класифікації з усього двома класами. Вивільнені ж обчислювальні ресурси можна застосувати для подолання проблем інтерференції і уточнення класифікації у випадках перехідних станів організму.

У гібридних НКІ стратегія перемикавання використовується для мінімізації хибно-позитивної помилки основної системи НКІ. Для міографічних систем управління протезами верхніх кінцівок ця проблема не актуальна. Зате інше важливо. Використання гібридної системи дозволить переключатися між двома наборами патернів, що не вимагає при цьому ручного перемикавання режиму. Особливо це може бути важливо для людей із повною або частковою ампутацією обох рук. Ще однією перевагою подібних систем є простота навчання.

Висновки. У ході роботи було проведено аналіз літератури щодо підходів до управління біонічними протезами верхніх кінцівок. На основі отриманих відомостей була розроблена концепція пристрою із гібридною системою управління. Незважаючи на обмеження (головне з яких – втрата точності при виконанні носієм активних фізичних дій), подібні системи можна вважати перспективними.

Список використаних джерел:

1. Farina, D., Vujaklija, I., Brånemark, R. et al. Toward higher-performance bionic limbs for wider clinical use. *Nat Biomed Eng* (2021). <https://doi.org/10.1038/s41551-021-00732-x>.

2. Bates TJ, Ferguson JR, Pierrie SN. Technological Advances in Prosthesis Design and Rehabilitation Following Upper Extremity Limb Loss. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020 Aug;13(4):485-493. doi: 10.1007/s12178-020-09656-6. PMID: 32488625; PMCID: PMC7340716.

3. Kuiken TA, Li G, Lock BA, et al. Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms. *JAMA*. 2009;301(6):619–628. doi:10.1001/jama.2009.116.
4. B. Hudgins, P. Parker, and R. N. Scott, “A new strategy for multifunction myoelectric control,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 1, pp. 82–94, Jan. 1993.
5. Lauren Trent, Michelle Intintoli, Pat Prigge, Chris Bollinger, Lisa Smurr Walters, Dan Conyers, John Miguelez & Tiffany Ryan (2020) A narrative review: current upper limb prosthetic options and design, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 15:6, 604-613, DOI: 10.1080/17483107.2019.1594403.
6. Joe Sanford, Oguz Yetkin, Sven Cremer, and Dan O. Popa. 2015. A novel EMG-free prosthetic interface system using intra-socket force measurement and pinch gestures. In *Proceedings of the 8th ACM International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (PETRA '15)*. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, Article 72, 1–8. DOI:https://doi.org/10.1145/2769493.2775128.
7. Klisić, Đorđe & Kostić, Miloš & Dosen, Strahinja & Popović, Dejan. (2009). Control of prehension for the transradial prosthesis: Natural-like image recognition system. *Journal of Automatic Control*. 19. 10.2298/JAC0901027K.
8. Linortner, P., Ortner, R., Müller-Putz, G. R., Neuper, C., and Pfurtscheller, G. (2009). “Self-paced control of a hand orthosis using SSVEP-based BCI,” in *Proceedings of the 13th International Conference on Human–Computer Interaction 2009 (Heidelberg: Springer)*, 716–720.
9. Pfurtscheller, G., Solis-Escalante, T., Ortner, R., Linortner, P., (2010). Self-paced operation of an SSVEP-based orthosis with and without an imagery-based “brain switch”: a feasibility study towards a hybrid BCI. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* (in press).
10. Allison BZ, Brunner C, Kaiser V, Müller-Putz GR, Neuper C, Pfurtscheller G. Toward a hybrid brain-computer interface based on imagined movement and visual attention. *J Neural Eng*. 2010 Apr;7(2):26007. doi: 10.1088/1741-2560/7/2/026007. Epub 2010 Mar 23. PMID: 20332550.
11. Pfurtscheller G, Allison BZ, Brunner C, Bauernfeind G, Solis-Escalante T, Scherer R, Zander TO, Mueller-Putz G, Neuper C, Birbaumer N. The hybrid BCI. *Front Neurosci*. 2010 Apr 21;4:30. doi: 10.3389/fnpro.2010.00003. PMID: 20582271; PMCID: PMC2891647.
12. Ruhunage, Isuru & Mallikarachchi, Sanjaya & Chinthaka, Dulith & Sandaruwan, Janith & Lalitharatne, Thilina. (2019). Hybrid EEG-EMG Signals Based Approach for Control of Hand Motions of a Transhumeral Prosthesis. 50-53. 10.1109/LifeTech.2019.8883865.
13. Kerman I.A. 2008 Organization of brain somatomotor-sympathetic circuits *Exp. Brain Res*. 187 1–16.
14. Стеценко О.П. Електронне керування модульним протезом стегна / О.П. Стеценко, О.М. Дацок // Матеріали 23 Міжнародного молодіжного форуму. Т. 1. Харків: ХНУРЕ. 2019. С. 233 – 234.
15. Valenza G et al 2020 Uncovering complex central autonomic networks at rest: a functional magnetic resonance imaging study on complex cardiovascular oscillations *J. R. Soc. Interface* 17 20190878.
16. Pfurtscheller G et al 2017 Brain-heart communication: Evidence for central pacemaking oscillations with a dominant frequency at 0.1 Hz in the cingulum *Clin. Neurophysiol*. 128 183-93.
17. Bollie t O et al 2005 Autonomic nervous system activity during actual and mentally simulated preparation for movement *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 30 11-20.