ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΟΙΚΟΝΟΜΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
Π.Μ.Σ. «ΕΠΙΣΤΗΜΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ»

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θέματα Ασφάλειας στις Διεπαφές Εγκεφάλου – Η/Υ
Security In Brain – Computer Interfaces

ΣΤΑΘΟΥΛΗΣ ΙΩΑΝΝΗΣ
ΑΜ: 2022202102017

Επιβλέπων:
ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΒΑΣΙΛΑΚΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

ΤΡΙΠΟΛΗ, Μάρτιος 2023

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα συστήματα διεπαφής εγκεφάλου–υπολογιστή (Brain Computer Interfaces – BCI) έχουν βελτιώσει σημαντικά την ποιότητα ζωής των ασθενών που κάνουν χρήση τέτοιων τεχνολογιών, αποκαθιστώντας τα προβλήματα υγείας τους, λ.χ. απώλεια ακοής, όρασης, κινητικές δυσκολίες. Μετά την πιλοτική εφαρμογή τους, η σύγχρονη τάση των συστημάτων BCI είναι να επιτρέψουν νέα καινοτόμα υποδείγματα επικοινωνίας, όπως είναι η επικοινωνία μεταξύ ανθρώπινων εγκεφάλων και η επικοινωνία μεταξύ ανθρώπινου εγκεφάλου και διαδικτύου. Παρά τις ωφέλειες που επιφέρει αυτή η τεχνολογική πρόοδος, παράλληλα δημιουργούνται ευκαιρίες σε κακόβολους να επιτεθούν στα συστήματα αυτά, με αποτέλεσμα να απειλούνται προσωπικές πληροφορίες των χρηστών καθώς και η φυσική τους ακεραιότητα, αλλά και να επηρεάζονται όλες οι δραστηριότητες που άμεσα ή έμμεσα καθοδηγούνται από τα συστήματα BCI.

Η παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση, έχει ως σκοπό να περιγράψει τις πρόσφατες εξελίξεις στον τομέα των συστημάτων BCI, τις σχετιζόμενες εργασίες που έχουν υλοποιηθεί τις τελευταίες δύο δεκαετίες, τις μεθόδους λήψης βιοσημάτων για αποκλειστική χρήση στα συστήματα αυτά, όπως η ηλεκτροεγκεφαλογραφία, η μαγνητοεγκεφαλογραφία, η ηλεκτροκορτικογραφία, η καταγραφή ενδοφλοιωδών νευρώνων, η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού και η φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου. Επίσης παρουσιάζονται οι υφιστάμενες εκδοχές του κύκλου ζωής ενός συστήματος BCI και μια κατηγοριοποίηση, από άποψη επικινδυνότητας, των πιθανών επιθέσεων ασφαλείας που απαντώνται και επηρεάζουν την κάθε φάση του κύκλου ενός συστήματος BCI. Επίσης, αναλύονται οι επιπτώσεις των επιθέσεων αυτών καθώς και τα πιθανά αντίμετρα που μπορούν ανά περίπτωση να χρησιμοποιηθούν και πώς αυτά τεκμηριώνονται βάσει της διεθνούς βιβλιογραφίας.

Από την κριτική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας διαπιστώνεται ότι ο τομέας ασφάλειας που είναι προσανατολισμένος στις τεχνολογίες των συστημάτων BCI δεν είναι ακόμη ώριμος, δημιουργώντας ευκαιρίες στους κακόβουλους για εξαπόλυση επιθέσεων. Ακόμη και μη τεχνολογικά εξελιγμένες επιθέσεις μπορούν να έχουν ωστόσο σημαντικό αντίκτυπο τόσο στις τεχνολογίες των συστημάτων BCI όσο και

στην κάθ' εαυτή ασφάλεια των χρηστών. Επιπλέον αναγνωρίζεται ως ευκαιρία η ανάπτυξη πρωτοβουλιών τυποποίησης για την ενοποίηση των συστημάτων BCI όσον αφορά στις πληροφορίες. Καλά μελετημένα πεδία, όπως οι εμφυτεύσιμες ιατρικές συσκευές (Implantable Medical Devices - IMDs) και το Διαδίκτυο Πραγμάτων (Internet of Things - IoT), μπορούν να καθορίσουν έναν οδηγό για την ανάπτυξη ισχυρών μηχανισμών ασφαλείας και επιπρόσθετα η ευαισθητοποίηση των χρηστών σε θέματα ασφάλειας των συστημάτων BCI, κρίνεται ζωτικής σημασίας.

Τέλος, περιγράφονται οι νέες ερευνητικές τάσεις και οι μελλοντικές προκλήσεις σχετικά με την ασφάλεια των συστημάτων αυτών. Πρόκληση αποτελεί η επικέντρωση στην προσπάθεια σχεδιασμού και εφαρμογής ικανών λύσεων που θα είναι σε θέση να ανιχνεύουν αλλά και να μετριάζουν, κυρίως με τη χρήση διαφόρων μεθόδων, αλγορίθμων και τεχνικών της τεχνητής νοημοσύνης, τις επιθέσεις που επηρεάζουν τη διαδικασία διέγερσης σε πραγματικό χρόνο καθώς και τη βελτίωση της διαλειτουργικότητας των μηχανισμών προστασίας των δεδομένων των υφιστάμενων αρχιτεκτονικών των συστημάτων BCI.

Λέξεις Κλειδιά: Διεπαφή Εγκεφάλου – Η/Υ, Συστήματα BCI, Κυβερνοασφάλεια, Ιδιωτικότητα, Νευροασφάλεια, Νευροεμπιστευτικότητα, Εγκεφαλική Παραβίαση, Νευροηθική.

ABSTRACT

Brain Computer Interfaces (BCI) have significantly improved the quality of life of patients who use such technologies, restoring their health problems, e.g., hearing loss, vision loss, mobility difficulties. After their pilot implementation, the current trend of BCI systems is to enable new innovative communication paradigms, such as communication between human brains and communication between human brain and the internet. Despite the benefits of this technological advancement, it also creates opportunities for malicious parties to attack these systems, resulting in threats to users' personal information as well as their physical integrity, while additionally all activities that are directly or indirectly driven by BCI systems are also affected.

This literature review, aims to describe the recent developments in the field of BCI systems, the related work that has been implemented in the last two decades, the methods of acquiring biosignals for exclusive use in these systems, such as electroencephalography, magnetoencephalography, electrocorticography, intracortical neuronal recording, functional magnetic resonance imaging and near-infrared spectroscopy. We also present the existing versions of the life cycle of a BCI system and a categorization, in terms of risk, of the potential security attacks encountered and affecting each phase of the BCI system life cycle. The impact of these attacks as well as the possible countermeasures that can be used in each case to mitigate the adverse effects and how they are substantiated on the basis of international literature are also analyzed.

The critical review of the literature shows that the security field oriented towards BCI system technologies is not yet mature, creating opportunities for malicious actors to launch attacks. Even non-technologically sophisticated attacks can nevertheless have a significant impact on both BCI system technologies and on the security of each user. In addition, the development of standardization initiatives to unify BCI systems in terms of information is recognized as an opportunity. Well-studied areas, such as implantable medical devices (IMDs) and the Internet of Things (IoT), can provide a guide for the development of robust security mechanisms and, in addition, user awareness of BCI system security issues is considered vital.

Finally, new research trends and future challenges related to the security of these systems are described. The challenge is to focus on the effort to design and implement capable solutions that will be able to detect and mitigate, mainly by using various artificial intelligence techniques, attacks affecting the real-time stimulation process as well as to improve the interoperability of the data protection mechanisms of existing BCI system architectures.

Keywords: Brain-computer interfaces, BCI system, Cybersecurity, Privacy, NeuroSecurity, NeuroConfidentiality, Brain-Hacking, NeuroEthics.

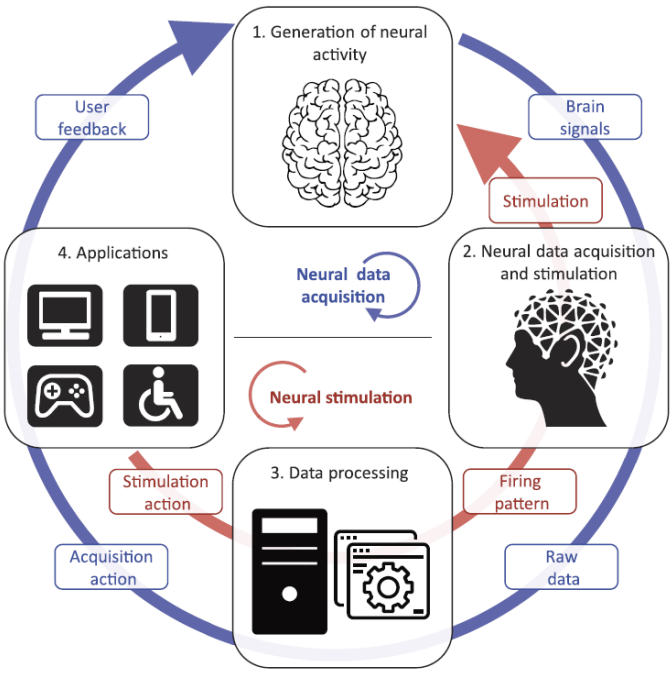
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα συστήματα διεπαφής εγκεφάλου – υπολογιστή (Brain – Computer Interface - BCI) πρωτοεμφανίστηκαν τη δεκαετία του 1970, με σκοπό τη συλλογή και επεξεργασία της ηλεκτρικής εγκεφαλικής δραστηριότητας των χρηστών τους, προκειμένου να εκτελέσουν αργότερα συγκεκριμένες ενέργειες μέσω εξωτερικών μηχανημάτων ή συσκευών [1]. Το σύστημα διεπαφής εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI), που αναφέρεται επίσης και ως σύστημα διεπαφής εγκεφάλου-μηχανής (Brain – Machine Interface – BMI), είναι ένα σύστημα που ενσωματώνει τόσο υλικό όσο και λογισμικό και επιτρέπει στον άνθρωπο να αλληλοεπιδρά με το περιβάλλον του, χωρίς την ανάγκη συμμετοχής περιφερειακών νεύρων και μυών, χρησιμοποιώντας σήματα ελέγχου που παράγονται από ηλεκτροεγκεφαλογραφική δραστηριότητα [2]. Η λειτουργικότητα των συστημάτων BCI επεκτάθηκε επιτρέποντας όχι μόνο την καταγραφή της νευρικής δραστηριότητας αλλά και τη διέγερση του εγκεφάλου [3].



Εικόνα 1. Γενική λειτουργία ενός αμφίδρομου BCI.

(*Πηγή: Bernal, S. L., Celdrán, A. H., Pérez, G. M., Barros, M. T., & Balasubramaniam, S. (2021). Security in Brain-Computer Interfaces: State-of-the-Art, Opportunities, and Future Challenges. ACM Computing Surveys, 54(1), [11]. https://doi.org/10.1145/3427376)*

Η Εικόνα 1 απεικονίζει μια απλούστευση των γενικών στοιχείων και διαδικασιών που ορίζουν έναν κοινό κύκλο συστήματος BCI, στο πλαίσιο του οποίου πραγματοποιείται καταγραφή και διέγερση των νευρώνων. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι αυτές οι φάσεις δεν είναι τυποποιημένες [4]–[6]. Η δεξιόστροφη κατεύθυνση, που υποδεικνύεται με μπλε χρώμα, δείχνει τη διαδικασία λήψης νευρωνικών δεδομένων, ενώ η αριστερόστροφη αντιπροσωπεύει τη διέγερση, η οποία και επισημαίνεται με κόκκινο χρώμα. Όσον αφορά στην απόκτηση νευρωνικών δεδομένων, οι νευρώνες αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, παράγοντας νευρωνική δραστηριότητα, είτε με βάση προηγουμένως συμφωνημένες ενέργειες, όπως ο έλεγχος ενός joystick, είτε αυθορμήτως (φάση 1). Αυτή η δραστηριότητα αποκτάται από το σύστημα BCI και μετατρέπεται μετέπειτα σε ψηφιακά δεδομένα (φάση 2). Στη συνέχεια, τα δεδομένα αυτά αναλύονται από το σύστημα επεξεργασίας δεδομένων για να συναχθεί η ενέργεια που επιθυμεί να εκτελέσει ο χρήστης (φάση 3). Οι εφαρμογές εκτελούν την προβλεπόμενη ενέργεια, επιτρέποντας τον έλεγχο εξωτερικών συσκευών. Οι εφαρμογές αυτές μπορούν προαιρετικά να παρέχουν ανατροφοδότηση στους χρήστες, η οποία επιτρέπει τη δημιουργία νέας νευρικής δραστηριότητας.

Ωστόσο, η αριστερόστροφη κατεύθυνση της Εικόνας 1 ξεκινά στη φάση 4, όπου οι εφαρμογές καθορίζουν τις προβλεπόμενες ενέργειες διέγερσης που πρέπει να εκτελεστούν. Η φάση 3 επεξεργάζεται αυτή τη δράση για να καθορίσει το κατάλληλο μοτίβο πυροδότησης που περιέχει όλες τις βασικές παραμέτρους που απαιτούνται από το σύστημα BCI για τη διέγερση του εγκεφάλου. Τέλος, η πυροδότηση αποστέλλεται στο σύστημα BCI, το οποίο είναι υπεύθυνο για τη διέγερση συγκεκριμένων νευρώνων που ανήκουν σε μία ή περισσότερες περιοχές του εγκεφάλου και εξαρτάται από τη χρησιμοποιούμενη τεχνολογία. Άρα, ένα σύστημα BCI μπορεί να εξασφαλίζει είτε μονόδρομη είτε αμφίδρομη επικοινωνία μεταξύ εγκεφάλου και εξωτερικών υπολογιστικών συσκευών. Μονόδρομη επικοινωνία έχουμε είτε όταν *μόνο* αποκτώνται δεδομένα εγκεφαλικής δραστηριότητας είτε *μόνο* διεγείρονται νευρώνες, ενώ αμφίδρομη επικοινωνία έχουμε όταν εκτελούνται και τα δύο καθήκοντα [7].

Από άποψη ασφάλειας, τα συστήματα BCI βρίσκονται ακόμη σε πρώιμο στάδιο. Η βιβλιογραφία δεν θεωρούσε την ασφάλεια ως κρίσιμη πτυχή των συστημάτων BCI μέχρι τα τελευταία χρόνια, όπου έκαναν την εμφάνισή τους, όροι όπως νευροασφάλεια, νευροιδιωτικότητα (neuroprivacy), νευροεμπιστευτικότητα (neuroconfidentiality),

brain-hacking ή νευροηθική (neuroethics) [6], [8], [9]. Στη βιβλιογραφία έχουν εντοπιστεί συγκεκριμένου τύπου επιθέσεις ασφάλειας που επηρεάζουν την ακεραιότητα, την εμπιστευτικότητα, τη διαθεσιμότητα και την ασφάλεια των συστημάτων BCI. Οι έρευνες αυτές δεν πραγματοποιούν μια ολοκληρωμένη ανάλυση και παραλείπουν τις σχετικές υπάρχουσες ανησυχίες για τα θέματα αυτά [10]–[14]. Η χρήση των συστημάτων BCI που περιλαμβάνουν νευροδιέγερση σε κλινικά περιβάλλοντα εισάγει σοβαρές ευπάθειες που μπορεί να έχουν σημαντικό αντίκτυπο στην υγεία του χρήστη [15]. Τα συστήματα BCI που υπάρχουν ήδη στην αγορά θα βελτιωθούν μελλοντικά μέσω της εφαρμογής ισχυρών λύσεων ασφαλείας, μειώνοντας τον αρνητικό τους αντίκτυπο, ιδίως στα κλινικά περιβάλλοντα. Επιπλέον, η επέκταση των συστημάτων BCI σε νέες αγορές, π.χ. βιντεοπαιχνίδια ή ψυχαγωγία, δημιουργεί σημαντικούς κινδύνους όσον αφορά στην εμπιστευτικότητα των δεδομένων [11]–[14]. Σε αυτό το πλαίσιο, οι προσωπικές πληροφορίες των χρηστών, όπως οι σκέψεις, τα συναισθήματα, ο σεξουαλικός προσανατολισμός ή οι θρησκευτικές πεποιθήσεις, απειλούνται, εφόσον δεν υιοθετηθούν κατάλληλα μέτρα ασφαλείας [12], [14], [16]. Εκτός αυτού, οι σύγχρονες προσεγγίσεις στα συστήματα BCI, όπως είναι η χρήση διασυνδέσεων μέσω ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, εισάγουν επιπρόσθετες νέες προκλήσεις ασφαλείας λόγω της αύξησης του όγκου των δεδομένων και της χρήσης μιας δυνητικά ευάλωτης τεχνολογίας [17].

Η τεχνολογική επανάσταση των τελευταίων ετών, σε συνδυασμό με νέες τεχνολογίες όπως το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (IoT), επιφέρει επιτάχυνση στη δημιουργία νέων συσκευών που στερούνται προτύπων ασφαλείας και λύσεων βασισμένων στις έννοιες της *ασφάλειας βάσει σχεδιασμού* (security by design) και την *ιδιωτικότητα βάσει σχεδιασμού* (privacy by design) [10], [13], [14], [18], [19]. Αυτή η επανάσταση, δίνει υπόσταση σε μελλοντικά και ανατρεπτικά για το σήμερα σενάρια, όπως είναι οι άμεσες επικοινωνίες μεταξύ εγκεφάλων, γνωστές ως Brain-to-Brain (BtB) ή Brainets [20]–[23], και οι διασυνδέσεις εγκεφάλων με το Διαδίκτυο (Brain-to-Internet (BtI)), τεχνολογίες οι οποίες απαιτούν να γίνουν σημαντικές παρεμβάσεις αναφορικά με την ασφάλεια.

Η παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση διαρθρώνεται σε 3 κεφάλαια ως ακολούθως:

Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάζονται οι σχετιζόμενες εργασίες (ερευνητικές, ανασκοπικές, πειραματικές κ.ά.) και οι εξελίξεις στον τομέα των BCI.

Στο Κεφάλαιο 3 καταγράφονται οι μέθοδοι λήψης βιοσημάτων για χρήση στα συστήματα BCI. Αναλυτικά παρουσιάζονται η ηλεκτροεγκεφαλογραφία, η μαγνητοεγκεφαλογραφία, η ηλεκτροκορτικογραφία, η καταγραφή ενδοφλοιωδών νευρώνων, η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού και η φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου.

Στο Κεφάλαιο 4 γίνεται αναφορά στις κυβερνοεπιθέσεις που επηρεάζουν κάθε φάση του κύκλου ενός συστήματος BCI (δημιουργία εγκεφαλικών σημάτων, λήψη νευρωνικών δεδομένων και διέγερση, επεξεργασία και μετατροπή δεδομένων, αποκωδικοποίηση και κωδικοποίηση και εφαρμογές).

Στο τέλος της εργασίας, στο κεφάλαιο 5, παρουσιάζονται οι δυνατότητες μελλοντικής επέκτασης της έρευνας στον τομέα της ασφάλειας των συστημάτων αυτών.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον Καθηγητή κ. Κωνσταντίνο Βασιλάκη, του οποίου η καθοδήγηση και η συμβολή του στην πορεία της παρούσας προσπάθειας υπήρξε καθοριστική. Το υψηλό επιστημονικό του υπόβαθρο, οι συγγραφικές του ικανότητες, η εξέχουσα προσωπικότητά του και η προσήλωσή του στην αριστεία συνέλαβαν στο να ολοκληρωθεί με τον καλύτερο τρόπο η παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση.

2 ΣΧΕΤΙΖΟΜΕΝΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ ΚΑΙ ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ ΣΤΟΝ ΤΟΜΕΑ ΤΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ BCI

Στην προσπάθεια γεφύρωσης του χάσματος μεταξύ της επικοινωνίας ανθρώπου και μηχανής αναπτύχθηκαν διάφορα καινοτόμα εργαλεία και σχετικές τεχνολογίες [24], [25]. Μεταξύ αυτών ανήκουν και τα συστήματα BCI [26], [27], τα οποία παραδοσιακά έχουν χρησιμοποιηθεί κυρίως για ασθενείς με μειωμένη κινητικότητα λόγω παράλυσης των άκρων [28].

Η τεχνολογία των συστημάτων BCI ως πεδίο επιστημονικής έρευνας είχε αντιμετωπισθεί στο παρελθόν με σκεπτικισμό. Η ιδέα της επιτυχούς αποκρυπτογράφησης των σκέψεων ή των προθέσεων μέσω της εγκεφαλικής δραστηριότητας είχε συχνά απορριφθεί στο παρελθόν ως πολύ παράξενη και απομακρυσμένη, ενώ υπήρχαν και ανησυχίες σχετικά με τις κοινωνικές επιπτώσεις και την ηθική. Ως εκ τούτου, η έρευνα στον τομέα της εγκεφαλικής δραστηριότητας ήταν συνήθως περιορισμένη στην ανάλυση νευρολογικών διαταραχών στην κλινική ή στη διερεύνηση των εγκεφαλικών λειτουργιών στο εργαστήριο. Ο σχεδιασμός των BCI, θεωρήθηκε υπερβολικά πολύπλοκος, λόγω της περιορισμένης χωρικής και χρονικής ανάλυσης και αξιοπιστίας των πληροφοριών που ήταν ανιχνεύσιμες στον εγκέφαλο αλλά και της υψηλής μεταβλητότητάς τους. Επιπλέον, τα συστήματα BCI απαιτούν επεξεργασία σήματος σε πραγματικό χρόνο, και μέχρι πρόσφατα η απαιτούμενη τεχνολογία, είτε δεν υπήρχε ή ήταν εξαιρετικά ακριβή [29].

Ωστόσο, το πλαίσιο αυτό έχει αλλάξει ριζικά τις τελευταίες δύο δεκαετίες. Ο αριθμός των άρθρων που δημοσιεύονται σχετικά με την τεχνολογία νευρωνικών διεπαφών έχει αυξηθεί σημαντικά και οι μελέτες σχετικά με τα φαινόμενα εγκεφαλικών σημάτων έχουν προσδώσει περαιτέρω βαρύτητα σε αυτές τις εξελίξεις [30]. Η ανάπτυξη όλο και πιο προσιτού και ισχυρού υλικού και λογισμικού υπολογιστών, κατέστησε δυνατή την πιο στοχευμένη ανάλυση σε πραγματικό χρόνο. Ομοίως, οι πιθανότητες χρήσης των συστημάτων BCI ως επικουρική τεχνολογία που θα μπορούσε να εξυπηρετήσει άτομα με βαριά αναπηρία, έχει αυξήσει την κοινωνική αποδοχή σε αυτόν τον τομέα και έχει οδηγήσει σε επιτάχυνση της προόδου των σχετιζόμενων ερευνών. Το ενδιαφέρον για την τεχνολογία αυτή εντοπίζεται πλέον και εκτός εργαστηρίου ή κλινικής. Μικρές εξειδικευμένες εταιρείες όπως η Emotiv [31] ή η

Neurosky [32] έχουν ήδη αναπτύξει κάποιες αρχικές εφαρμογές που απευθύνονται στο ευρύ κοινό. Ωστόσο, παρά τις προόδους αυτές, οι περισσότερες εφαρμογές που βασίζονται σε συστήματα BCI ή τα περιλαμβάνουν εξακολουθούν να περιορίζονται καθαρά στο εργαστηριακό περιβάλλον. Η ευρύτερη εφαρμογή των συστημάτων BCI απαιτεί μεγαλύτερη ευκολία χρήσης, η οποία με τη σειρά της σημαίνει μείωση του χρόνου που δαπανάται για την προετοιμασία, την εκπαίδευση και τη βαθμονόμηση [27].

Ο ερευνητικός τομέας των συστημάτων BCI, είναι ένας σχετικά νέος διεπιστημονικός τομέας που ενσωματώνει ερευνητικές ομάδες από τις νευροεπιστήμες, τη φυσιολογία, την ψυχολογία, τη μηχανική, την επιστήμη των υπολογιστών, την αποκατάσταση και άλλους τεχνικούς και υγειονομικούς κλάδους [33]. Κατά συνέπεια, παρά τις αξιοσημείωτες προόδους, δεν έχει ακόμη διαμορφωθεί μια κοινή γλώσσα και οι υπάρχουσες τεχνολογίες συστημάτων BCI διαφέρουν, γεγονός που καθιστά τη σύγκρισή τους δύσκολη και, σε κατά συνέπεια, επιβραδύνει την έρευνα. Ως εκ τούτου, η ερευνητική κοινότητα των συστημάτων BCI έχει τονίσει την ανάγκη θέσπισης ενός γενικού πλαισίου για τον σχεδιασμό συστημάτων αυτού του είδους [34].

Πρόσφατα ξεκίνησαν να γίνονται πολλές πειραματικές μελέτες αλλά και κλινικές δοκιμές σε άτομα με κινητικές διαταραχές με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας ζωής τους και ταυτόχρονα, τη μείωση του κόστους της εντατικής θεραπείας [35]–[37].

Τα συστήματα BCI υλοποιούνται αναγνωρίζοντας συγκεκριμένα νευρικά μοτίβα τα οποία είναι προϊόν επεξεργασίας των λαμβανομένων εγκεφαλικών κυμάτων, μέσω αλγορίθμων επεξεργασίας σήματος και της μηχανικής μάθησης [38]–[42]. Ειδικότερα, οι πρόσφατες τάσεις στην ανάπτυξη μοντέλων αποκωδικοποίησης παρουσιάζουν σημαντική βελτίωση στα συστήματα BCI, εφαρμόζοντας επίσης τεχνολογίες, όπως η βαθιά μηχανική μάθηση σε συνδυασμό με πιο παραδοσιακές μεθόδους επεξεργασίας σήματος και μηχανικής μάθησης. Ένα σύστημα BCI, είναι μια ολοκληρωμένη διεπαφή που περιλαμβάνει υλικό και λογισμικό που μπορεί να αποκωδικοποιεί άμεσα τις ανθρώπινες προθέσεις για ποικίλες εφαρμογές [43], [44]. Η έρευνα στα συστήματα BCI εστιάζεται κυρίως σε δύο μεθόδους όσον αφορά στη λήψη των εγκεφαλικών σημάτων: την επεμβατική και την μη επεμβατική μέθοδο [35]. Η επεμβατική μέθοδος περιλαμβάνει τη χειρουργική εμφύτευση μικροαισθητήρων στον

φλοιό του εγκεφάλου και θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο βιονικών προθεμάτων [45], [46]. Επεμβατικές μέθοδοι, όπως η ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG) και η ενδοφλοιώδης νευρωνική καταγραφή (intracortical neuron recording - INR), μπορούν να λάβουν μοτίβα υψηλής ποιότητας από προσωρινά σήματα υψηλής ανάλυσης συμπεριλαμβανομένων των μοτίβων δραστηριότητας των νευρώνων [47]. Ωστόσο, δεν χρησιμοποιούνται συχνά λόγω του κινδύνου τρώσης και ουλοποίησης του εγκεφαλικού ιστού με την πάροδο του χρόνου. Αντίθετα, παρά τη χαμηλή ποιότητα σήματος και τη χαμηλή χωρική διακριτική ικανότητα, τα μη επεμβατικά συστήματα BCI αποτελούν την προτιμώμενη μέθοδο καθώς δεν απαιτούν χειρουργικές επεμβάσεις.

Οι μη επεμβατικές μέθοδοι, χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση των εγκεφαλικών σημάτων πάνω από το τριχωτό της κεφαλής, όπως λ.χ. η Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ ή EEG), η Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) και η Λειτουργική Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου (fNIRS) [48], [49]. Το ΗΕΓ, είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος καθώς μπορεί να καταγράψει την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου [50]. Ως μέθοδος λήψης και καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, το ΗΕΓ, μπορεί να ανιχνεύσει μια ποικιλία σημάτων ελέγχου, συμπεριλαμβανομένων των βραδέων δυναμικών του φλοιού (Slow Cortical Potential – SCP), τα οποία είναι κύματα εγκεφαλικής δραστηριότητας που εμφανίζονται λίγο πριν την επιληπτική κρίση [51], [52], του δυναμικού που σχετίζεται με γεγονός (Event-Related Potential – ERP) [53]–[55], των οπτικών προκλητών δυναμικών σταθερής κατάστασης (Steady-State Visual Evoked Potential SSVEP) [56]–[59] και της κινητικής απεικόνισης (Motor Imagery - MI) [60], [61]. Ως αποτέλεσμα των παραπάνω μεθόδων, η νευρωνική αποκωδικοποίηση έχει αναπτυχθεί τόσο για υγιή άτομα όσο και για ασθενείς, μαζί με διάφορες εφαρμογές [62], [63].

Οι εφαρμογές των συστημάτων BCI μελετώνται τα τελευταία χρόνια ερευνητικά κυρίως για την αποκατάσταση ασθενών και για την επικοινωνία με εξωτερικές συσκευές όπως αναπηρικά αμαξίδια [64], [65], ρομπότ [36], [66] και συστήματα σύνθεσης φωνής (spellers) [53], [67]. Επιπλέον, ένα από τα σημαντικά επιτεύγματα της χρήσης των συστημάτων BCI με βάση το EEG, είναι η δυνατότητα εφαρμογή τους στην καθημερινότητα, π.χ. στον ύπνο [68], στην επαυξημένη/εικονική πραγματικότητα (AR/VR) [69], [70], στην αναγνώριση συναισθημάτων [71], [72], στη

βιομετρία [73] και στον έλεγχο του περιβάλλοντος χώρου [74], ευρήματα που έχουν προκύψει από διάφορες μελέτες που αφορούν στην ανάπτυξη υλικού (Hardware) συστημάτων BCI, της νευροφυσιολογίας και της μηχανικής μάθησης.

Παρά τις προόδους στις διαδικασίες αποκωδικοποίησης, τα σημερινά συστήματα BCI εξακολουθούν να αντιμετωπίζουν σημαντικά τεχνικά ζητήματα [44]. Για να είναι δυνατή η ευρεία εμπορική τους διάθεση, όπως συμβαίνει σε άλλα ερευνητικά πεδία (λ.χ. αναγνώριση ομιλίας και μηχανική όραση υπολογιστών), η απόδοση της νευρωνικής διεπαφής πρέπει να έχει σταθερότητα και αξιοπιστία υπό διαφορετικές συνθήκες.

3 ΜΕΘΟΔΟΙ ΛΗΨΗΣ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΧΡΗΣΗ ΣΤΑ BCI

Τα συστήματα BCI χρησιμοποιούν τα εγκεφαλικά σήματα για να συλλέγουν πληροφορίες σχετικά με τις προθέσεις του χρήστη. Για τον σκοπό αυτό, τα συστήματα BCI περιλαμβάνουν μηχανισμούς και μεθόδους καταγραφής που μετρούν την εγκεφαλική δραστηριότητα και μεταφράζουν τις πληροφορίες σε κατανοητά ηλεκτρικά σήματα. Οι τύποι των εγκεφαλικών δραστηριοτήτων που μπορούν να παρακολουθούνται είναι δυο και είναι: i) οι ηλεκτροφυσιολογικές δραστηριότητες και ii) οι αιμοδυναμικές δραστηριότητες [33].

Η ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα παράγεται από ηλεκτροχημικούς πομπούς που ανταλλάσσουν πληροφορίες μεταξύ των νευρώνων του εγκεφάλου. Οι νευρώνες παράγουν ιοντικά ρεύματα τα οποία ρέουν εντός και μεταξύ των νευρώνων. Η μεγάλη ποικιλία των διαδρομών ρεύματος μπορεί να απλοποιηθεί ως ένα δίπολο που οδηγεί ρεύμα από μια πηγή σε μια δεξαμενή μέσω του δενδριτικού κορμού. Αυτά τα ενδοκυτταρικά ρεύματα είναι γνωστά ως πρωτογενή ρεύματα. Η διατήρηση των ηλεκτρικών φορτίων σημαίνει ότι τα πρωτογενή ρεύματα περικλείονται από εξωκυτταρικά ρεύματα, τα οποία είναι γνωστά ως δευτερογενή ρεύματα [75]. Η ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα μετράται με την ηλεκτροεγκεφαλογραφία, την ηλεκτροκορτικογραφία, την μαγνητοεγκεφαλογραφία και την απόκτηση ηλεκτρικού σήματος σε μεμονωμένους νευρώνες.

Η αιμοδυναμική απόκριση είναι μια διαδικασία κατά την οποία το αίμα απελευθερώνει γλυκόζη στους ενεργούς νευρώνες με ρυθμό μεγαλύτερο από ό,τι στην περιοχή των ανενεργών νευρώνων. Η γλυκόζη αλλά και το οξυγόνο που αποδίδονται μέσω της κυκλοφορίας του αίματος, έχουν ως αποτέλεσμα την περίσσεια οξυαιμοσφαιρίνης στις φλέβες της ενεργούς περιοχής και τη διακριτή μεταβολή της τοπικής αναλογίας οξυαιμοσφαιρίνης προς δεοξυαιμοσφαιρίνη [76]. Οι αλλαγές αυτές μπορούν να ποσοτικοποιηθούν με μεθόδους νευροαπεικόνισης, όπως λ.χ. ο λειτουργικός μαγνητικός συντονισμός (fMRI) και η φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου (NIRS).

Αυτού του είδους οι μέθοδοι χαρακτηρίζονται ως έμμεσες, επειδή μετρούν την αιμοδυναμική απόκριση, η οποία, σε αντίθεση με την ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα, δεν σχετίζεται άμεσα με τη νευρωνική δραστηριότητα.

Οι περισσότερες τρέχουσες υλοποιήσεις των συστημάτων BCI, λαμβάνουν τις σχετικές πληροφορίες από την εγκεφαλική δραστηριότητα μέσω ηλεκτροεγκεφαλογραφίας. Η ηλεκτροεγκεφαλογραφία είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος νευροαπεικόνισης, λόγω της υψηλής χρονικής ανάλυσης, του σχετικά χαμηλού κόστους, της μεγάλης φορητότητας και των ελαχίστων κινδύνων για τους χρήστες. Τα συστήματα BCI που βασίζονται στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία αποτελούνται από ένα σύνολο αισθητήρων που αποκτούν σήματα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας από διάφορες περιοχές του εγκεφάλου. Ωστόσο, η ποιότητα αυτών των σημάτων επηρεάζεται από το τριχωτό της κεφαλής, το κρανίο και πολλές άλλες ενδιάμεσες ανατομικές δομές καθώς και από τον θόρυβο υποβάθρου (background noise). Ο θόρυβος κατέχει προεξέχουσα θέση στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία και στις άλλες μεθόδους νευροαπεικόνισης, καθώς μειώνει τον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR - Signal to Noise Ratio) και επομένως και την ικανότητα εξαγωγής ουσιαστικών διαγνωστικών πληροφοριών από τα καταγεγραμμένα εγκεφαλικά σήματα.

Στο παρελθόν, έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία αρκετές μη επεμβατικές προσεγγίσεις, σε ασθενείς με ημιπληγία και παραπληγία για την ανάκτηση βασικών μορφών επικοινωνίας και τον έλεγχο νευροπροσθέσεων και αναπηρικών αμαξιδίων [56], [77], [78]. Παρά την εξαιρετική χρησιμότητα των μη επεμβατικών προσεγγίσεων στις υλοποιήσεις των συστημάτων BCI, η κινητική ανάκτηση είναι ακόμη περιορισμένη, λόγω της ανάγκης για λήψη εγκεφαλικών σημάτων υψηλότερης ανάλυσης. Για τον σκοπό αυτό στην επιστημονική φαρέτρα εισήχθησαν διάφορες επεμβατικές μέθοδοι καταγραφής, όπως η ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG) ή η ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων (INR), σε μια προσπάθεια να βελτιωθεί περαιτέρω η ποιότητα των λαμβανομένων εγκεφαλικών σημάτων που παρακολουθούνται από τα συστήματα BCI. Οι περισσότεροι ερευνητές συμφωνούν ότι η αποκατάσταση της κίνησης μέσω προθέσεων με πολλαπλούς βαθμούς ελευθερίας, μπορεί να επιτευχθεί μόνο μέσω επεμβατικών προσεγγίσεων [79]. Επίσης, επί του παρόντος καθίσταται απίθανο για τεχνολογικούς κυρίως λόγους, η ισχύς των εγκεφαλικών σημάτων που λαμβάνονται από μη επεμβατικές μεθόδους, να αποκτήσει στο εγγύς μέλλον την απαιτούμενη ισχύ, για το σκοπό του ελέγχου. Κατά συνέπεια, διαφαίνεται ότι οι επεμβατικές μέθοδοι είναι απαραίτητες για τον ακριβή έλεγχο των νευροπροσθέσεων. Ωστόσο, το ζήτημα αυτό δεν είναι ακόμα απολύτως σαφές και ορισμένες απόψεις διαφωνούν με αυτή την εικασία. Σε αντίθεση με την καθιερωμένη

άποψη, ο Wolpaw [80] πρότεινε ότι η απόδοση ενός συστήματος BCI στον πολυδιάστατο έλεγχο, μπορεί να είναι ανεξάρτητη από τη μέθοδο καταγραφής. Περαιτέρω βελτιώσεις των τεχνικών καταγραφής και ανάλυσης θα μπορέσουν να αυξήσουν πιθανώς την απόδοση τόσο των επεμβατικών όσο και των μη επεμβατικών μεθόδων. Ωστόσο, οι τελευταίες μελέτες στον έλεγχο των νευροπροσθέσεων φαίνεται να δείχνουν ότι οι επεμβατικές μέθοδοι έχουν εγγενή πλεονεκτήματα στις εφαρμογές ελέγχου των νευροπροσθέσεων [30].

Οι επεμβατικές μέθοδοι απαιτούν την εμφύτευση συστοιχιών μικροηλεκτροδίων στο εσωτερικό του κρανίου, το οποίο εγκυμονεί σημαντικούς κινδύνους για την υγεία, γεγονός που περιορίζει τη χρήση τους σε πειραματικές μόνο, επί του παρόντος, διατάξεις. Δύο μόνο επεμβατικές μέθοδοι μπορούν να απαντηθούν συχνά στην έρευνα των συστημάτων BCI: η ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG), η οποία τοποθετεί ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του εγκεφαλικού φλοιού, είτε έξω από τη σκληρή μήνιγγα (επισκληρίδιος ηλεκτροκορτικογραφία) είτε κάτω από τη σκληρή μήνιγγα (υποσκληρίδιος ηλεκτροκορτικογραφία) και η ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων (INR), η οποία τοποθετεί ηλεκτρόδια στο εσωτερικό του εγκεφαλικού φλοιού. Έπρεπε να αντιμετωπιστούν διάφορα ζητήματα, προτού αυτές οι μέθοδοι καταστούν κατάλληλες για μακροχρόνια εφαρμογή. Πρώτον, πρέπει να αντιμετωπιστεί η βιοσυμβατότητα του μικροηλεκτροδίου σε σχέση με τους ιστούς. Για το λόγο αυτό υπάρχουν προτάσεις για ηλεκτρόδια με νευροτροπικά μέσα που προάγουν τη νευρωνική ανάπτυξη για τη βελτίωση της βιοσυμβατότητας [81]. Ίσως στο μέλλον, το ερευνητικό πεδίο των νανοτεχνολογιών να καταφέρει να αναπτύξει νανοανιχνευτές, οι οποίοι θα εμφυτεύονται αδρανώς στον εγκέφαλο, δίνοντας έτσι οριστική λύση στα προβλήματα των μακροπρόθεσμων επεμβατικών εφαρμογών. Δεύτερον, απαιτείται μια σύνδεση μεταξύ του μικροηλεκτροδίου και του εξωτερικού υλικού που να χρησιμοποιεί ασύρματη τεχνολογία μετάδοσης ώστε να μειωθούν οι κίνδυνοι μόλυνσης. Η ασύρματη μετάδοση νευρωνικών σημάτων έχει ήδη δοκιμαστεί σε ζώα [82]. Τέλος, η συνεχής καταπόνηση που προκαλείται από την τοποθέτηση και αποσύνδεση του συστήματος καταγραφής μπορεί να οδηγήσει σε βλάβη των ιστών ή ακόμη και σε αστοχία του συστήματος.

Οι διαθέσιμες μέθοδοι νευροαπεικόνισης περιγράφονται συνοπτικά στον ακόλουθο πίνακα, ενώ στις ενότητες που ακολουθούν παρατίθενται αναλυτικές περιγραφές και στοιχεία για την κάθε μία.

Νευροαπεικονιστική Μέθοδος	Τύπος Μετρούμενης Δραστηριότητας	Άμεση / Έμμεση Μέθοδος	Χρονική Διακριτική Ικανότητα	Χωρική Διακριτική Ικανότητα	Μέθοδος	Φορητότητα
Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG)	Ηλεκτρική	Άμεση	~0,05s	~10nm	Μη-Επεμβατική	Φορητή
Μαγνητοεγκεφαλογραφία (EMG)	Μαγνητική	Άμεση	~0,05s	~5nm	Μη-Επεμβατική	Μη-Φορητή
Ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG)	Ηλεκτρική	Άμεση	~0,003s	~1nm	Επεμβατική	Φορητή
Ενδοφλοιώδης Καταγραφή Νευρώνων (INR)	Ηλεκτρική	Άμεση	~0,003s	~0,5nm (LFP) ~0,1nm (MUA) ~0,05nm (SUA)	Επεμβατική	Φορητή
Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (fMRI)	Μεταβολική	Έμμεση	~1s	~1nm	Μη-Επεμβατική	Μη-Φορητή
Φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου (NIRS)	Μεταβολική	Έμμεση	~1s	~5nm	Μη-Επεμβατική	Φορητή

Πίνακας 1. Σύντομη περιγραφή νευροαπεικονιστικών μεθόδων

3.1 Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG)

Το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ) μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου που προκαλείται από τη ροή ηλεκτρικών ρευμάτων κατά τη συναπτική διέγερση των δενδριτών στους νευρώνες και είναι εξαιρετικά ευαίσθητο στις επιδράσεις δευτερευόντων ρευμάτων [33], [75].

Το σύστημα καταγραφής ΗΕΓ αποτελείται από ηλεκτρόδια, ενισχυτές καναλιών, αναλογοψηφιακό μετατροπέα A/D και συσκευή καταγραφής. Τα ηλεκτρόδια λαμβάνουν το σήμα από το τριχωτό της κεφαλής, οι ενισχυτές καναλιών επεξεργάζονται το αναλογικό σήμα για να ενισχύσουν το πλάτος των λαμβανομένων σημάτων ΗΕΓ, ώστε ο αναλογοψηφιακός μετατροπέας (A/D converter) να μπορεί να ψηφιοποιήσει το σήμα με μεγαλύτερη ακρίβεια. Τέλος, η συσκευή καταγραφής, η οποία μπορεί να είναι ένας προσωπικός υπολογιστής ή αυτόνομη/εξειδικευμένη συσκευή, αποθηκεύει και παρουσιάζει τα δεδομένα.

Το σήμα ΗΕΓ μετράται ως η διαφορά δυναμικού με την πάροδο του χρόνου μεταξύ του ηλεκτροδίου σήματος (ενεργού ηλεκτροδίου) και του ηλεκτροδίου αναφοράς. Ένα επιπλέον τρίτο ηλεκτρόδιο, γνωστό ως ηλεκτρόδιο γείωσης, χρησιμοποιείται για την υποβοήθηση της μέτρησης. Η ελάχιστη διαμόρφωση για τη μέτρηση EEG αποτελείται επομένως από ένα ενεργό ηλεκτρόδιο (ηλεκτρόδιο σήματος), ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς και ένα ηλεκτρόδιο γείωσης.

Οι διαμορφώσεις πολλαπλών καναλιών μπορούν να περιλαμβάνουν έως και 128 ή 256 ενεργά ηλεκτρόδια [83]. Αυτά τα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται συνήθως από χλωριούχο άργυρο (AgCl) [84]. Η σύνθετη αντίσταση επαφής ηλεκτροδίων-καλυπτριών πρέπει να κυμαίνεται μεταξύ 1 kΩ και 10 kΩ για την καταγραφή ακριβούς σήματος [85]. Η διεπαφή ηλεκτροδίου – ιστού δεν είναι μόνο ωμική αλλά και χωρητική και επομένως συμπεριφέρεται ως ένα χαμηλοπερατό φίλτρο. Η σύνθετη αντίσταση εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως το στρώμα διεπαφής, η επιφάνεια του ηλεκτροδίου και η θερμοκρασία [85]. Δύναται να χρησιμοποιηθεί γέλη EEG, η οποία δημιουργεί ένα αγώγιμο μονοπάτι μεταξύ του δέρματος και κάθε ηλεκτροδίου, μειώνοντας τη σύνθετη αντίσταση εισόδου (εμπέδηση) του συστήματος λήψης. Ωστόσο, η χρήση της γέλης δεν είναι προτιμητέα, καθώς απαιτείται συνεχής συντήρηση για τη διασφάλιση ενός σήματος σχετικά καλής ποιότητας.

Τα ηλεκτρόδια που δεν χρειάζονται τη χρήση γέλης, τα λεγόμενα "ξηρά" ηλεκτρόδια, έχουν κατασκευαστεί με άλλα υλικά όπως τιτάνιο και ανοξείδωτο χάλυβα

[86]. Αυτού του είδους τα ηλεκτρόδια μπορεί να είναι "ξηρά" ενεργά ηλεκτρόδια, τα οποία διαθέτουν κυκλώματα προενίσχυσης για την αντιμετώπιση των πολύ υψηλών τιμών σύνθετης αντίστασης (εμπέδησης) μεταξύ ηλεκτροδίου – δέρματος [86], [87], ή "ξηρά" παθητικά ηλεκτρόδια, τα οποία δεν διαθέτουν ενεργά κυκλώματα, αλλά συνδέονται με συστήματα καταγραφής ΗΕΓ με εξαιρετικά υψηλή εμπέδηση εισόδου [88].

Το πλάτος των λαμβανομένων ηλεκτρικών βιοσημάτων είναι της τάξης των μV (μικροβόλτ). Κατά συνέπεια, το λαμβανόμενο σήμα είναι πολύ ευαίσθητο στον ηλεκτρονικό θόρυβο. Εξωτερικές πηγές, όπως οι γραμμές ηλεκτρικής τροφοδοσίας, μπορούν να δημιουργήσουν θόρυβο υπόβαθρου, ενώ οι εσωτερικές πηγές μπορούν να παράξουν θερμικό θόρυβο, θόρυβο τρεμοπαίγματος κ.ά. [89]. Θα πρέπει να ληφθούν υπόψη σχεδιαστικά ζητήματα για τη μείωση των επιπτώσεων του θορύβου, όπως η θωράκιση κατά ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών ή η μείωση του σήματος κοινής λειτουργίας [85].

Το ΗΕΓ περιλαμβάνει ένα σύνολο σημάτων που μπορούν να ταξινομηθούν ανάλογα με τη συχνότητά τους. Έχουν οριστεί γνωστές περιοχές συχνοτήτων ανάλογα με την κατανομή τους στο τριχωτό της κεφαλής ή τη βιολογική τους σημασία. Αυτές οι ζώνες συχνοτήτων αναφέρονται ως κύματα δέλτα (δ), θήτα (θ), άλφα (α), βήτα (β) και γάμμα (γ) από χαμηλά προς υψηλά, αντίστοιχα. Τα σχετικά χαρακτηριστικά αυτών των ζωνών περιγράφονται λεπτομερώς παρακάτω.

Η περιοχή συχνοτήτων των κυμάτων δέλτα (delta waves) βρίσκεται κάτω από τα 4 Hz και το πλάτος των κυμάτων δέλτα που ανιχνεύονται στα μωρά μειώνεται καθώς μεγαλώνουν. Ρυθμοί κυμάτων δέλτα, παρατηρούνται συνήθως μόνο σε ενήλικες σε κατάσταση βαθέως ύπνου και δεν απαντώνται συνήθως σε ενήλικες σε κατάσταση εγρήγορσης. Μια μεγάλη σε ένταση δραστηριότητα κυμάτων δέλτα σε ενήλικες σε εγρήγορση είναι μη φυσιολογική και σχετίζεται με νευρολογικές νόσους [90]. Λόγω της χαμηλής τους συχνότητας, είναι εύκολο να συγχέουμε τα κύματα δέλτα με σήματα προερχόμενα από ψευδενδείξεις, τα οποία προκαλούνται από τους μύες του τραχήλου ή της σιαγόνας.

Τα κύματα θήτα (theta waves) βρίσκονται στην περιοχή συχνοτήτων μεταξύ 4 και 7 Hz. Σε ένα φυσιολογικό ενήλικα που βρίσκεται σε εγρήγορση, μόνο μια μικρή ποσότητα κυμάτων θήτα μπορεί να καταγραφεί. Μια μεγαλύτερη ποσότητα τέτοιων κυμάτων μπορεί να παρατηρηθεί σε μικρά παιδιά, μεγαλύτερα παιδιά και ενήλικες σε κατάσταση υπνηλίας, διαλογισμού ή ύπνου [90]. Όπως και στα κύματα δέλτα, μια

μεγάλη ποσότητα δραστηριότητας που παράγει κύματα θήτα σε ενήλικες που βρίσκονται σε εγρήγορση, σχετίζεται με νευρολογικές ασθένειες [90]. Η περιοχή συχνοτήτων των κυμάτων θήτα έχει συσχετιστεί με τη νοητική συγκέντρωση κατά τον διαλογισμό [91], [92] και ένα ευρύ φάσμα γνωστικών διεργασιών, όπως η νοητική υπολογιστική [93], οι απαιτήσεις εργασιών του λαβυρίνθου του αυτιού [94] ή η συνειδητή επίγνωση [95].

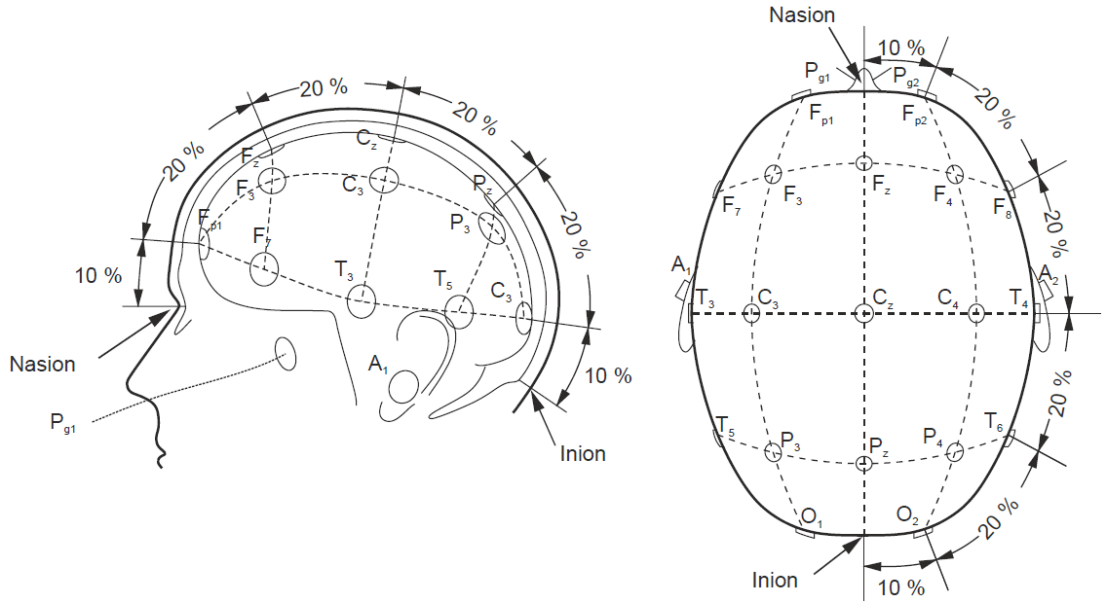
Τα εγκεφαλικά κύματα άλφα ανιχνεύονται πάνω από την ινιακή περιοχή του εγκεφάλου [96]. Αυτά τα κύματα βρίσκονται εντός του εύρους συχνοτήτων 8 έως 12 Hz. Το πλάτος τους αυξάνεται όταν τα μάτια κλείνουν και το σώμα χαλαρώνει και εξασθενούν όταν τα μάτια ανοίγουν και γίνεται μια νοητική λειτουργία [97]. Αυτοί τα κύματα αντανακλούν κυρίως την επεξεργασία οπτικών ερεθισμάτων στην ινιακή χώρα του εγκεφάλου και μπορούν επίσης να σχετίζονται με την εγκεφαλική λειτουργία της μνήμης [98]. Η αύξηση της νοητικής λειτουργίας προκαλεί καταστολή της δραστηριότητας των κυμάτων άλφα, ιδίως από τις μετωπικές χώρες [99]. Κατά συνέπεια, αυτοί τα κύματα θα μπορούσαν να αποτελέσουν χρήσιμα σήματα για τη μέτρηση μιας νοητικής λειτουργίας. Τα κύματα Mu, μπορούν να συνευρεθούν στο ίδιο εύρος συχνοτήτων με τα κύματα άλφα, αν και υπάρχουν σημαντικές φυσιολογικές διαφορές μεταξύ των δύο αυτών τύπων κυμάτων. Σε αντίθεση με τα κύματα άλφα, τα κύματα Mu συνδέονται στενά με κινητικές δραστηριότητες και σε ορισμένες περιπτώσεις, φαίνεται να συσχετίζονται με τα εγκεφαλικά κύματα βήτα [96], [100].

Τα εγκεφαλικά κύματα βήτα, απαντώνται στο εύρος συχνοτήτων μεταξύ 12 έως 30 Hz, καταγράφονται στις μετωπιαίες και κεντρικές χώρες του εγκεφάλου και σχετίζονται με κινητικές δραστηριότητες. Τα κύματα βήτα αποσυγχρονίζονται κατά τη διάρκεια πραγματικής κίνησης ή κινητικής απεικόνισης [101]. Τα κύματα βήτα χαρακτηρίζονται από τη συμμετρική κατανομή τους όταν δεν υπάρχει κινητική δραστηριότητα. Ωστόσο, σε περίπτωση ενεργού κίνησης, τα βήτα κύματα εξασθενούν και η συμμετρική τους κατανομή αλλάζει [101].

Τα εγκεφαλικά κύματα γάμμα ανήκουν στην περιοχή συχνοτήτων από 30 έως 100 Hz. Η παρουσία κυμάτων γάμμα στην εγκεφαλική δραστηριότητα ενός υγιούς ενήλικα σχετίζεται μεταξύ άλλων με ορισμένες κινητικές λειτουργίες ή αντιλήψεις [102]. Ορισμένα πειράματα σε φυσιολογικούς ανθρώπους έχουν αποκαλύψει συσχέτιση μεταξύ των κινητικών δραστηριοτήτων και των κυμάτων γάμμα κατά τη διάρκεια της μέγιστης μυϊκής συστολής [103]. Αυτή η συνοχή της περιοχής κυμάτων

γάμμα αντικαθίσταται από μια συνοχή περιοχής κυμάτων βήτα κατά τη διάρκεια ασθενών συστολών, γεγονός που υποδηλώνει μια συσχέτιση μεταξύ της ταλαντωσικής δραστηριότητας κυμάτων γάμμα ή βήτα του φλοιού και της δύναμης [104]. Επίσης, αρκετές μελέτες καταδεικνύουν τον ρόλο της δραστηριότητας κυμάτων γάμμα στην αντίληψη τόσο των οπτικών όσο και των ακουστικών ερεθισμάτων [102], [105]–[107]. Τα κύματα γάμμα χρησιμοποιούνται λιγότερο συχνά σε συστήματα BCI με βάση το EEG, επειδή είναι πιθανό να επηρεαστούν από ψευδενδείξεις (artifacts) όπως η ηλεκτρομυογραφία (EMG) ή η ηλεκτροοφθαλμογραφία (EOG) [108]. Παρόλα αυτά, το εύρος αυτό προσελκύει όλο και περισσότερο την προσοχή στην έρευνα των συστημάτων BCI, διότι, σε σύγκριση με τα παραδοσιακά κύματα βήτα και άλφα, η δραστηριότητα των κυμάτων γάμμα μπορεί να αυξήσει τον ρυθμό μεταφοράς πληροφοριών και να προσφέρει μεγαλύτερη χωρική εξειδίκευση [109], [110].

Όπως εξηγήθηκε παραπάνω, το ΗΕΓ καταγράφει τα εγκεφαλικά σήματα χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο τριχωτό της κεφαλής βασίζονται συνήθως στο διεθνές σύστημα 10-20 [111], το οποίο έχει τυποποιηθεί από την Αμερικανική Ηλεκτροεγκεφαλογραφική Εταιρεία. Το σύστημα 10-20 χρησιμοποιεί δύο σημεία αναφοράς στο κρανίο για τον καθορισμό της θέσης των ηλεκτροδίων. Το ένα από αυτά τα σημεία αναφοράς βρίσκεται στην κορυφή της μύτης στο ίδιο επίπεδο με τα μάτια. Το άλλο σημείο αναφοράς είναι το ινιακό οστό στη βάση του κρανίου. Τα δύο αυτά σημεία ορίζουν το εγκάρσιο επίπεδο, ενώ αντίστοιχα το μέσο επίπεδο είναι αυτό που ορίζεται από τους δύο κροταφικούς λοβούς. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων καθορίζονται με τη σήμανση αυτών των επιπέδων σε διαστήματα 10% και 20% (Εικόνα 1). Τα γράμματα σε κάθε θέση αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου κατά τέτοιο τρόπο ώστε το A αντιπροσωπεύει το λοβίο του αυτιού, το C την βρεγματική χώρα, το Pg τον προμετωπιαίο φλοιό του μετωπιαίου λοβού, το P το βρεγματικό λοβό, το T τον κροταφικό λοβό, το F το μετωπιαίο λοβό, το Fp το μετωπιαίο πολικό και το O τον ινιακό λοβό.



Εικόνα 2. Απεικόνιση τοποθέτησης ηλεκτροδίων λήψης ΗΕΓ

(*Πηγή: L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain Computer Interfaces, a Review," Sensors, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, Jan. 2012, doi:10.3390/s120201211.*)

3.2 Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG)

Η Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) είναι μια μη επεμβατική τεχνική απεικόνισης που καταγράφει τη μαγνητική δραστηριότητα του εγκεφάλου μέσω μαγνητικής επαγωγής. Η MEG μετρά τα ενδοκυτταρικά ρεύματα που διαρρέουν τους δενδρίτες, τα οποία παράγουν μαγνητικά πεδία που είναι μετρήσιμα έξω από το κεφάλι [112]. Οι νευροφυσιολογικές διεργασίες που παράγουν σήματα MEG είναι πανομοιότυπες με εκείνες που παράγουν σήματα EEG. Παρόλα αυτά, ενώ το EEG είναι εξαιρετικά ευαίσθητο στις δευτερογενείς πηγές ρεύματος, η MEG είναι πιο ευαίσθητη σε εκείνες των πρωτογενών ρευμάτων [75]. Το πλεονέκτημα της MEG είναι ότι τα μαγνητικά πεδία παραμορφώνονται λιγότερο από το κρανίο και το τριχωτό της κεφαλής από ό,τι τα ηλεκτρικά πεδία [113].

Τα μαγνητικά πεδία ανιχνεύονται από υπεραγώγιμες συσκευές κβαντικών παρεμβολών, οι οποίες είναι εξαιρετικά ευαίσθητες στις μαγνητικές διαταραχές που παράγονται από τη νευρική δραστηριότητα [114]. Ο ηλεκτρονικός εξοπλισμός που μετρά τη μαγνητική εγκεφαλική δραστηριότητα ψύχεται σχεδόν στους -273 βαθμούς Κελσίου (ºC) για να διευκολύνει την υπεραγωγιμότητα των αισθητήρων. Η MEG

απαιτεί αποτελεσματική θωράκιση από τις ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές. Ο ηλεκτρονικός εξοπλισμός εγκαθίσταται μέσα σε ένα μαγνητικά θωρακισμένο δωμάτιο, το οποίο μετριάζει τις επιδράσεις των μαγνητικών πεδίων από εξωτερικές πηγές.

Η MEG παρέχει σήματα με υψηλότερη χωροχρονική ανάλυση από το EEG, γεγονός που μειώνει τον χρόνο εκπαίδευσης που απαιτείται για τον έλεγχο ενός συστήματος BCI και επιταχύνει τις αξιόπιστες επικοινωνίες [115]. Η MEG έχει επίσης χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για τον εντοπισμό ενεργών περιοχών στο εσωτερικό του εγκεφάλου [116]. Παρά τα πλεονεκτήματα, η MEG δεν χρησιμοποιείται συχνά στο σχεδιασμό ενός συστήματος BCI, επειδή η τεχνολογία MEG είναι πολύ ογκώδης και ακριβή για να γίνει μια μέθοδος κατάλληλη για καθημερινή χρήση. Το 2005, οι Lal κ.ά. [117] παρουσίασαν το πρώτο online BCI σύστημα με βάση την MEG. Αν και ακολούθησαν περαιτέρω μελέτες [118]–[121], τα συστήματα BCI με βάση την MEG, σε σύγκριση με τα συστήματα BCI με βάση το EEG, βρίσκονται ακόμη σε πρώιμο στάδιο [33].

3.3 Ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG)

Η ECoG είναι μια τεχνική που μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα στον εγκεφαλικό φλοιό μέσω ηλεκτροδίων που τοποθετούνται απ' ευθείας στην επιφάνεια του εγκεφάλου. Σε σύγκριση με το ΗΕΓ, η ECoG ως μέθοδος παρέχει υψηλότερη χρονική και χωρική ανάλυση, καθώς και υψηλότερα πλάτη και μικρότερη ευπάθεια σε ψευδενδείξεις, όπως οι κινήσεις των βλεφαρίδων και των ματιών [122]. Ωστόσο, η ECoG είναι ένας επεμβατικός τρόπος καταγραφής που απαιτεί κρανιοτομή για να την εμφύτευση ενός πλέγματος ηλεκτροδίων, γεγονός που συνεπάγεται σημαντικούς κινδύνους για την υγεία. Για τον λόγο αυτό, οι πρώτες μελέτες για την ECoG έγιναν σε ζώα. Οι πρώτες μελέτες που αφορούσαν ζώα αξιολόγησαν τη μακροπρόθεσμη σταθερότητα των σημάτων από τον εγκέφαλο που μπορούσε να αποκτήσει η ECoG [123]–[126]. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα υποσκληρίδια ηλεκτρόδια μπορούσαν να παρέχουν σταθερά σήματα για αρκετούς μήνες. Ωστόσο, η μακροπρόθεσμη σταθερότητα των σημάτων που αποκτώνται από την ECoG δεν είναι ακόμα σαφής. Πιο πρόσφατα πειράματα σε πιθήκους έδειξαν ότι η ECoG μπορεί να αποδίδει υψηλού επιπέδου αποτελέσματα, επί μήνες, χωρίς καμία παρέκκλιση στην ακρίβεια ή την ανάγκη επαναβαθμονόμησης [127]. Οι θέσεις του χεριού και οι γωνίες των αρθρώσεων του βραχίονα μπορούσαν να αποκωδικοποιηθούν με επιτυχία κατά τη διάρκεια

ασύγχρονων κινήσεων. Οι μελέτες αυτές ανέπτυξαν επίσης ελάχιστα επεμβατικά πρωτόκολλα για την εμφύτευση των ανιχνευτών ECoG [128].

Στους ανθρώπους, η ECoG έχει χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση των κυμάτων άλφα και βήτα [129] ή των κυμάτων γάμμα [130], [131] που παράγονται κατά την εκούσια κινητική δράση. Όσον αφορά στη χρήση της ECoG σε συστήματα BCI, οι Levine κ.ά. [132] σχεδίασαν ένα τέτοιο σύστημα BCI το οποίο ταξινόμησε τις κινητικές ενέργειες με βάση τον προσδιορισμό των δυναμικών που σχετίζονται με τα συμβάντα (ERP) χρησιμοποιώντας την ECoG. Οι Leuthardt κ.ά. [133] έδειξαν για πρώτη φορά ότι ένα σύστημα BCI με βάση την ECoG θα μπορούσε να παρέχει πληροφορίες για τον έλεγχο ενός μονοδιάστατου δρομέα, καθώς οι πληροφορίες αυτές είναι ακριβέστερες και ταχύτερες από ότι των συστημάτων BCI με βάση το EEG. Μερικά χρόνια αργότερα, οι Schalk κ.ά. [134] παρουσίασαν ένα πιο προηγμένο σύστημα BCI με βάση την ECoG, το οποίο επέτρεπε στον χρήστη να ελέγχει έναν δισδιάστατο δρομέα. Τα αποτελέσματα όλων αυτών των μελετών ενδέχεται να καταστήσουν πιο εφικτή τη χρήση συστημάτων BCI με βάση την ECoG από άτομα με σοβαρές κινητικές αναπηρίες για τις ανάγκες επικοινωνίας και ελέγχου των κινήσεών τους [33].

3.4 Ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων (INR)

Η ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων (intracortical neuronal recording - INR) είναι μια τεχνική νευροαπεικόνισης που μετρά την ηλεκτρική δραστηριότητα στο εσωτερικό της φαιάς ουσίας του εγκεφάλου. Πρόκειται για μια επεμβατική μέθοδο καταγραφής στην οποία χρειάζεται να εμφυτευθούν συστοιχίες μικροηλεκτροδίων μέσα στο φλοιό για να γίνει ανίχνευση και συλλογή των σημάτων αιχμής και των τοπικών δυναμικών πεδίου των νευρώνων.

Με την ενδοφλοιώδη καταγραφή των νευρώνων μπορούν να ληφθούν τρία σήματα: η δραστηριότητα μιας μονάδας (single unit activity - SUA), η δραστηριότητα πολλών μονάδων (multiunit activity - MUA) και τα δυναμικά τοπικού πεδίου (local field potential - LFP) [112]. Η SUA λαμβάνεται με εφαρμογή υψιπερατού φιλτραρίσματος (>300 Hz) του σήματος ενός μεμονωμένου νευρώνα. Η MUA λαμβάνεται με τον ίδιο τρόπο, αλλά τα σήματα μπορεί να προέρχονται από πολλούς νευρώνες. Τα LFP’s εξάγονται με εφαρμογή χαμηλοπερατού φιλτραρίσματος (<300 Hz) της δραστηριότητας των νευρώνων κοντά στην άκρη ενός ηλεκτροδίου. Τα LFP’s είναι αναλογικά σήματα, ενώ τα SUA και MUA μετρούν τη δραστηριότητα αιχμής

μεμονωμένων νευρώνων και μπορούν να αναχθούν σε διακριτά γεγονότα στο χρόνο [112].

Η ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων παρέχει πολύ υψηλότερη χωρική και χρονική ανάλυση από την καταγραφή του ΗΕΓ. Ως εκ τούτου, τα ενδοφλοιώδη σήματα μπορεί να είναι ευκολότερο να χρησιμοποιηθούν από τα σήματα EEG. Ωστόσο, η ποιότητα του σήματος μπορεί να επηρεαστεί από την αντίδραση του εγκεφαλικού ιστού στο εμφυτευμένο μικροηλεκτρόδιο καταγραφής [135] και από τις αλλαγές στην ευαισθησία του μικροηλεκτροδίου, το οποίο μπορεί να καταστραφεί προοδευτικά κατά τη διάρκεια ημερών ή και ετών [136]. Ο χρήστης μπορεί φυσικά να προσαρμοστεί σε αυτές τις αργές αλλαγές, τις σχετικές με την ευαισθησία του μικροηλεκτροδίου, χωρίς την ανάγκη ειδικής επανεκπαίδευσης. Παρόλα αυτά, μπορεί να είναι απαραίτητη η περιοδική επαναβαθμονόμηση της ευαισθησίας του ηλεκτροδίου [137].

Οι πρώτες προσπάθειες στον τομέα της καταγραφής ενδοφλοιωδών νευρώνων έγιναν σε ζώα. Συστοιχίες πολλαπλών ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή της νευρικής δραστηριότητας από τον κινητικό φλοιό πιθήκων ή αρουραίων κατά τη διάρκεια εκούσιων κινήσεων [138]–[140]. Αυτές οι αρχικές μελέτες έδειξαν ότι η ενδοφλοιώδης καταγραφή νευρώνων μπορεί να συλλέξει αρκετή πληροφορία ώστε να συναχθεί η φύση μιας κίνησης και η κατεύθυνσή της. Οι μελέτες αυτές δεν αποκαλύπτουν αν τα ίδια μοτίβα θα είναι παρόντα όταν δεν γίνονται οι πραγματικές κινήσεις. Από την άποψη αυτή, οι Taylor και Schwartz [141] πειραματίστηκαν σε μακάκους ρέζους πιθήκους, οι οποίοι έκαναν πραγματικές και εικονικές κινήσεις του χεριού σε έναν υπολογιστή. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα ίδια μοτίβα εξακολουθούσαν να υφίστανται. Οι πιο πρόσφατες μελέτες με πιθήκους διερεύνησαν τον έλεγχο προσθετικών συσκευών για άμεση αλληλεπίδραση σε πραγματικό χρόνο με το φυσικό περιβάλλον [142]–[145].

Όσον αφορά στην εφαρμογή της ενδοφλοιώδους καταγραφή νευρώνων σε συστήματα BCI, έχουν αναφερθεί συστοιχίες μικροηλεκτροδίων όπως η Utah Intracortical Electrode Array (UIEA) ως το κατάλληλο μέσο για την παροχή ταυτόχρονου και αναλογικού ελέγχου μεγάλου αριθμού εξωτερικών συσκευών [136]. Επίσης, οι Kennedy et al. [146] χρησιμοποίησαν φλοιώδη σήματα ελέγχου για να σχεδιάσουν ένα σύστημα BCI που επέτρεπε στους χρήστες να ελέγχουν την κίνηση του δρομέα (cursor) και την κάμψη ενός ψηφιακού δακτύλου ενός εικονικού χεριού.

3.5 Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (fMRI)

Η Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (fMRI) είναι μια μη επεμβατική τεχνική νευροαπεικόνισης, η οποία ανιχνεύει αλλαγές στον τοπικό όγκο του εγκεφαλικού αίματος, στην εγκεφαλική ροή αίματος και στα επίπεδα οξυγόνωσης κατά τη διάρκεια της νευρικής ενεργοποίησης μέσω ηλεκτρομαγνητικών πεδίων [33]. Η fMRI εκτελείται γενικά με τη χρήση μαγνητικών τομογράφων, οι οποίοι εφαρμόζουν ηλεκτρομαγνητικά πεδία ισχύος της τάξης των 3T ή 7T (Tesla). Το κύριο πλεονέκτημα της χρήσης της fMRI είναι η υψηλή χωρική ανάλυση. Για τον λόγο αυτό, η fMRI έχει εφαρμοστεί για τον εντοπισμό ενεργών περιοχών στο εσωτερικό του εγκεφάλου [147]. Ωστόσο, η fMRI παρουσιάζει μια χαμηλή χρονική ανάλυση της τάξεως περίπου 1 ή 2 δευτερολέπτων. Επιπλέον, η αιμοδυναμική απόκριση εισάγει μια καθυστέρηση λόγω φυσιολογίας της τάξεως των 3 έως 6 δευτερολέπτων [148]. Η fMRI φαίνεται ακατάλληλη μέθοδος για την ταχεία επικοινωνία σε συστήματα BCI και είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη σε ψευδενδείξεις προερχόμενες από τις κινήσεις του κεφαλιού.

Στα συστήματα BCI, η fMRI χρησιμοποιείται συνήθως για τη μέτρηση του εξαρτώμενου από το επίπεδο οξυγόνου στο αίμα (Blood Oxygen Level Dependent - BOLD) κατά τη διάρκεια της νευρωνικής ενεργοποίησης [149]. Αν και το σήμα BOLD δεν σχετίζεται άμεσα με τη νευρωνική δραστηριότητα, παρ' όλα αυτά φαίνεται να υπάρχει αντιστοιχία μεταξύ των δύο [150]. Η χρήση της fMRI στην τεχνολογία των συστημάτων BCI είναι σχετικά πρόσφατη. Πριν από την εμφάνιση της μαγνητικής τομογραφίας πραγματικού χρόνου, η καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας με μαγνητική τομογραφία παραδοσιακά διαρκούσε πολύ χρόνο. Στα δεδομένα που καταγραφόταν μέσω τεχνικών fMRI έπρεπε να γίνει επεξεργασία σε δεύτερο χρόνο (εκτός σύνδεσης/offline) και τα αποτελέσματα γίνονταν διαθέσιμα μόνο μετά από αρκετές ώρες ή ακόμη και ημέρες ανάλογα με τη διατιθέμενη υπολογιστική ισχύ [151]. Τα BCI με βάση την fMRI έγιναν πραγματικότητα, χάρη στην ανάπτυξη της fMRI πραγματικού χρόνου [148], [152], [153]. Ο ρυθμός μεταφοράς πληροφοριών στα συστήματα BCI με βάση την fMRI κυμαίνεται μεταξύ 0,60 και 1,20 bits/min [154]. Δεν αναμένονται μη κλινικές εφαρμογές της μεθόδου fMRI, επειδή η μέθοδος fMRI απαιτεί υπερβολικά ογκώδη και ακριβό εξοπλισμό.

3.6 Φασματοσκοπία εγγύς υπερύθρου (NIRS)

Η Φασματοσκοπία Εγγύς Υπερύθρου (Near-infrared spectroscopy – NIRS) είναι μια μέθοδος οπτικής φασματοσκοπίας που χρησιμοποιεί το υπέρυθρο φως για να χαρακτηρίσει μη επεμβατικά τις διακυμάνσεις του εγκεφαλικού μεταβολισμού κατά τη διάρκεια της νευρικής δραστηριότητας. Το υπέρυθρο φως διεισδύει στο κρανίο σε βάθος περίπου 1-3 cm κάτω από την επιφάνειά του, όπου η ένταση του εξασθενημένου φωτός επιτρέπει τη μέτρηση των μεταβολών στις συγκεντρώσεις οξυαιμοσφαιρίνης και δεοξυαιμοσφαιρίνης. Λόγω της χαμηλής διείσδυσης του φωτός στον εγκέφαλο, αυτή η τεχνική οπτικής νευροαπεικόνισης περιορίζεται στην εξωτερική στοιβάδα του φλοιού [33].

Κατά παρόμοιο τρόπο με την fMRI, ένας από τους σημαντικότερους περιορισμούς της μεθόδου NIRS είναι η φύση της αιμοδυναμικής απόκρισης, επειδή οι αγγειακές μεταβολές συμβαίνουν συγκεκριμένο αριθμό δευτερολέπτων μετά τη σχετική νευρική δραστηριότητα [155]. Η χωρική ανάλυση της NIRS είναι αρκετά χαμηλή, της τάξης του 1 cm [156]. Ωστόσο, η NIRS προσφέρει χαμηλό κόστος, υψηλή φορητότητα και αποδεκτή χρονική ανάλυση της τάξης των 100 χιλιοστών του δευτερολέπτου [157].

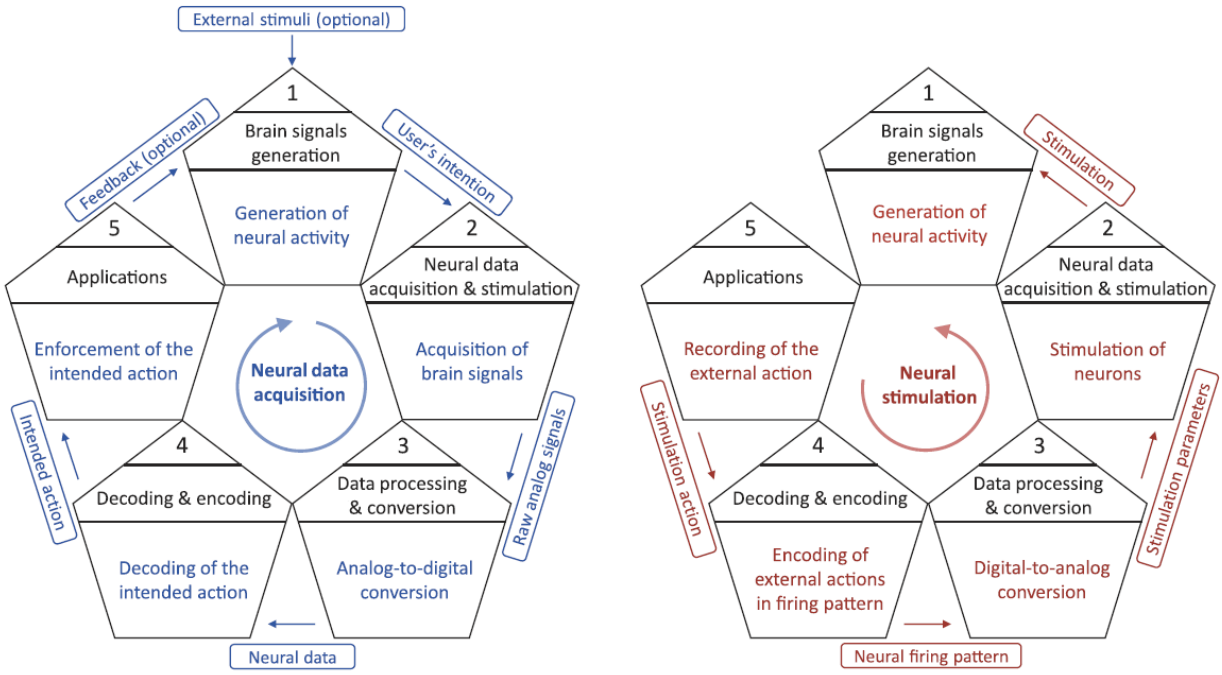
Ένα σύστημα NIRS αποτελείται από μια πηγή φωτός, μια ηλεκτρονική συσκευή οδήγησης, έναν ανιχνευτή φωτός, συσκευές επεξεργασίας σήματος και μια συσκευή καταγραφής. Η πηγή φωτός είναι μια δίοδος εκπομπής υπερύθρων (IRED) που τοποθετείται σε άμεση επαφή με το τριχωτό της κεφαλής. Η ηλεκτρονική συσκευή οδήγησης είναι ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα που ελέγχει την IRED για τη διαμόρφωση του φωτός. Ο ανιχνευτής φωτός είναι μια φωτοδίοδος που τοποθετείται ακριβώς δίπλα στην πηγή φωτός. Οι συσκευές επεξεργασίας σήματος είναι ενισχυτές και φίλτρα που επεξεργάζονται το ηλεκτρικό σήμα και μειώνουν τον θόρυβο λόγω του φωτός του περιβάλλοντος. Η συσκευή καταγραφής είναι ένας προσωπικός υπολογιστής ή οποιαδήποτε άλλη συσκευή που ψηφιοποιεί, αποθηκεύει και εμφανίζει το ηλεκτρικό σήμα.

Η εξασφάλιση καλής σύζευξης του φωτός από τις οπτικές πηγές και τους ανιχνευτές προς και από το κεφάλι του εξεταζόμενου αποτελεί αρκετά σημαντικό ζήτημα. Οι κινήσεις του κεφαλιού ή η παρουσία των τριχών μπορεί να επιδεινώσει την απόδοση και την ποιότητα του σήματος [155]. Η καλή ποιότητα των σημάτων και η μείωση του θορύβου, ιδίως του θορύβου υποβάθρου που προκαλείται από τις κινήσεις

του κεφαλιού, είναι σημαντικές απαιτήσεις στα συστήματα BCI πραγματικού χρόνου. Αν και η NIRS αποτελεί μια σχετικά νέα μέθοδο μέτρησης, η NIRS υπόσχεται να αποτελέσει μια ισχυρή μέθοδο νευροαπεικόνισης για μελλοντική εφαρμογή σε συστήματα BCI [155], [158]. Η NIRS παρέχει επί του παρόντος χαμηλό ρυθμό μεταφοράς πληροφοριών περίπου 4 bit/min, αλλά προβλέπεται ότι ο ρυθμός αυτός θα αυξηθεί στο μέλλον [159]. Αυτή η μέθοδος νευροαπεικόνισης θα μπορούσε να είναι μια καλή εναλλακτική λύση του ΗΕΓ, καθώς δεν απαιτεί αγώγιμο τζελ και διαβρωτικά ηλεκτρόδια. Παρόλα αυτά, οι ταχύτητες επικοινωνίας στα συστήματα BCI με βάση την NIRS είναι περιορισμένες λόγω των εγγενών καθυστερήσεων της αιμοδυναμικής απόκρισης. Μάλιστα, ορισμένες μελέτες έχουν ήδη καταδείξει τη δυνατότητα ανίχνευσης νοητικών εργασιών μέσω οπτικών αποκρίσεων που προέρχονται από την NIRS [157], [160], [161].

4 ΚΥΒΕΡΝΟΕΠΙΘΕΣΕΙΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΟΝ ΚΥΚΛΟ ΕΝΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ BCI, ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΚΑΙ ΑΝΤΙΜΕΤΡΑ

Η παρούσα ενότητα εξετάζει τις διάφορες φάσεις λειτουργίας των BCI που εντοπίζονται στη βιβλιογραφία, γνωστές και ως κύκλος BCI, και τις ομογενοποιεί σε μια νέα προσέγγιση που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3 [1].



Εικόνα 3. Αμφίδρομος κύκλος λειτουργίας BCI

(*Πηγή: Bernal, S. L., Celdrán, A. H., Pérez, G. M., Barros, M. T., & Balasubramaniam, S. (2021). Security in Brain-Computer Interfaces: State-of-the-Art, Opportunities, and Future Challenges. ACM Computing Surveys, 54(1), [11]. https://doi.org/10.1145/3427376*)

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι επιθέσεις ασφαλείας που επηρεάζουν κάθε μια φάση του κύκλου, οι επιπτώσεις τους και τα προσήκοντα αντίμετρα για τις επιθέσεις αυτές. Στην βιβλιογραφία προτείνονται διάφορες ξεχωριστές διαμορφώσεις του κύκλου BCI. Ωστόσο, οι υπάρχουσες εκδόσεις εξετάζουν μόνο τη διαδικασία λήψης σήματος, ενώ απουσιάζει η διέγερση των νευρώνων. Αυτές οι λύσεις

παρουσιάζουν διαφορετικές ταξινομήσεις του κύκλου BCI, καθώς ορισμένες εξ αυτών, δεν εξετάζουν τη δημιουργία των εγκεφαλικών σημάτων ως φάση, ενώ άλλες ομαδοποιούν διάφορες φάσεις σε μία μόνο, χωρίς να παρέχουν περαιτέρω πληροφορίες σχετικά με τους ρόλους τους [5], [16]. Άλλες λύσεις, όπως προτείνονται στις αναφορές [7], [11], [16], [162], προκαλούν σύγχυση λόγω του γεγονότος ότι ορίζουν ως νέες φάσεις, τις μεταβάσεις και τα δεδομένα που ανταλλάσσονται μεταξύ διαφορετικών φάσεων. Στην περίπτωση των εφαρμογών, ορισμένοι ερευνητές ορίζουν ένα γενικό στάδιο εφαρμογών [11], [163]–[165]. Άλλοι ασχολούνται με την έννοια των εντολών που αποστέλλονται σε εξωτερικές συσκευές [10], [13], [166]–[170] και μόνο λίγοι θεωρούν την ανατροφοδότηση που στέλνουν οι εφαρμογές στους χρήστες [10], [11], [13], [16], [162], [166]–[168], [170]. Για να ομογενοποιηθεί ο κύκλος BCI και να αντιμετωπισθούν τα σημεία που προηγουμένως έλειπαν ή προκαλούσαν σύγχυση, εισάγεται μια νέα έκδοση του κύκλου BCI με πέντε φάσεις (με σαφώς καθορισμένα καθήκοντα, εισροές και εκροές) που λαμβάνουν υπόψη τόσο τις δυνατότητες απόκτησης όσο και τις δυνατότητες διέγερσης. Στην Εικόνα 3, η δεξιόστροφη κατεύθυνση αντιστοιχεί στη διαδικασία απόκτησης εγκεφαλικού σήματος. Οι πληροφορίες και τα καθήκοντα που αφορούν τη λειτουργία αυτή υποδεικνύονται με μπλε χρώμα. Αντίθετα, η διαδικασία διέγερσης, υποδεικνύεται κατά τη φορά των δεικτών του ρολογιού, ξεκινώντας από τη φάση 5, και, σε κάθε φάση, οι πληροφορίες και οι καθήκοντα προσδιορίζονται με κόκκινο χρώμα. Σύμφωνα με τη διαδικασία νευρικής απόκτησης, η φάση 1 επικεντρώνεται στη δημιουργία των εγκεφαλικών σημάτων. Τα παραγόμενα δεδομένα περιέχουν την πρόθεση του χρήστη να εκτελέσει συγκεκριμένες ενέργειες π.χ. τον έλεγχο μιας εξωτερικής συσκευής. Αυτή η φάση μπορεί να επηρεαστεί από εξωτερικά ερεθίσματα, εισάγοντας τροποποιήσεις στην κανονική νευρωνική δραστηριότητα. Στη φάση 2, τα εγκεφαλικά κύματα συλλέγονται από ηλεκτρόδια με τη βοήθεια ποικίλων τεχνολογιών, π.χ η ηλεκτροεγκεφαλογραφία (EEG) και η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI). Τα ακατέργαστα αναλογικά σήματα που περιέχουν την πρόθεση του χρήστη στη συνέχεια διαβιβάζονται στη φάση 3, όπου απαιτείται επεξεργασία και μετατροπή δεδομένων. Ειδικότερα, αυτή η φάση εκτελεί μια διαδικασία μετατροπής από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα, ώστε να καταστεί δυνατή η περαιτέρω επεξεργασία των δεδομένων.

Ένας από τους κύριους στόχους αυτής της φάσης είναι η μεγιστοποίηση του λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR), ο οποίος συγκρίνει το επίπεδο του σήματος-

στόχου με το επίπεδο θορύβου υποβάθρου, ώστε να ληφθεί το αρχικό σήμα με όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ακρίβεια και καταβάλλεται προσπάθεια να διατηρηθεί το υψηλό επίπεδο ακρίβειας για όσο το δυνατόν μεγαλύτερο διάστημα. Η φάση 4 επεξεργάζεται τα ψηφιακά νευρωνικά δεδομένα για την αποκωδικοποίηση της προβλεπόμενης ενέργειας του χρήστη, όπου υπολογίζονται και επιλέγονται σχετικά χαρακτηριστικά από τα νευρωνικά δεδομένα. Στη συνέχεια, διάφορα μοντέλα π.χ. ταξινομητές, προβλέψεις, παλινδρομήσεις) ή συστήματα βασισμένα σε κανόνες καθορίζουν την προβλεπόμενη ενέργεια [165], [168]. Η ενέργεια φτάνει τελικά στις εφαρμογές στη φάση 5, οι οποίες και εκτελούν την ενέργεια. Οι εφαρμογές μπορούν επίσης να στείλουν προαιρετική ανατροφοδότηση στον χρήστη για να δημιουργήσουν εγκεφαλικά σήματα και έτσι, νέες επαναλήψεις του κύκλου.

Όσον αφορά τη διαδικασία διέγερσης (αριστερόστροφη κατεύθυνση στο Σχήμα 2), ο κύκλος ξεκινά στην φάση 5, όπου καθορίζεται η ενέργεια διέγερσης με γενικό τρόπο π.χ. διέγερση μιας συγκεκριμένης περιοχής του εγκεφάλου για τη θεραπεία της νόσου Alzheimer. Αυτή η επιδιωκόμενη δράση μεταδίδεται στη φάση 4, όπου εδώ γίνεται επεξεργασία με διάφορες τεχνικές, όπως η μηχανική μάθηση (ML), με σκοπό την δημιουργία ενός μοτίβου πυροδότησης που περιέχει πληροφορίες υψηλού επιπέδου σχετικά με τις συσκευές διέγερσης που πρόκειται να ενεργοποιηθούν, τις χρησιμοποιούμενες συχνότητες και τον χρονικό προγραμματισμό. Η φάση 3, αποσκοπεί στη μετατροπή του μοτίβου πυροδότησης που λαμβάνεται, το οποίο υποδεικνύεται με γενικό τρόπο, σε συγκεκριμένες παραμέτρους που σχετίζονται με τη χρησιμοποιούμενη τεχνολογία του συστήματος BCI.

Για παράδειγμα, γίνεται προσδιορισμός των νευρώνων που πρέπει να διεγερθούν ή η ισχύς και η τάση που απαιτούνται για την εκτέλεση της διαδικασίας. Η φάση 2, διαβιβάζει αυτές τις παραμέτρους διέγερσης πλέον στο σύστημα διέγερσης, το οποίο είναι υπεύθυνο για τη φυσική διέγερση του εγκεφάλου. Μετά από αυτή τη διαδικασία, ο εγκέφαλος παράγει νευρωνική δραστηριότητα ως απόκριση, η οποία μπορεί επίσης να αποκτηθεί από το σύστημα BCI για τη μέτρηση της κατάστασης του εγκεφάλου μετά από κάθε διαδικασία διέγερσης. Σε αυτό το σημείο, είναι δυνατή μια εναλλαγή μεταξύ της διέγερσης του εγκεφάλου και της απόκτησης σήματος, μεταβαίνοντας κατά αυτό τον τρόπο από τη μία κατεύθυνση του σχήματος 2 στην άλλη.

Πριν από την εξέταση των επιθέσεων, των επιπτώσεων και των αντιμέτρων κάθε φάσης, είναι σημαντικό να οριστεί με ακρίβεια η έννοια της ασφάλειας, η οποία αναφέρεται στην "*προστασία των πληροφοριών και των πληροφοριακών συστημάτων από μη εξουσιοδοτημένη πρόσβαση, χρήση, αποκάλυψη, διατάραξη, τροποποίηση ή καταστροφή για την παροχή ακεραιότητας, εμπιστευτικότητας και διαθεσιμότητας*" [171]. Οι έννοιες της ακεραιότητας, εμπιστευτικότητας και διαθεσιμότητας, μαζί με την έννοια της ασφάλειας, χρησιμοποιούνται ως μετρήσεις για την αξιολόγηση των επιπτώσεων ασφαλείας από τις επιθέσεις κατά των συστημάτων BCI. Οι ορισμοί των εννοιών αυτών είναι οι ακόλουθοι:

- **Ακεραιότητα**: "*Η προστασία από μη εξουσιοδοτημένη τροποποίηση ή καταστροφή πληροφοριών. Είναι η κατάσταση στην οποία οι πληροφορίες έχουν παραμείνει αναλλοίωτες από το σημείο που παρήχθησαν από μια πηγή, κατά τη μετάδοση, την αποθήκευση και την τελική παραλαβή από τον προορισμό*" [172].
- **Εμπιστευτικότητα**: "*Η εφαρμογή και διατήρηση των περιορισμών πρόσβασης και αποκάλυψης που έχουν καθορισθεί σε επίπεδο πολιτικής, συμπεριλαμβανομένων των μέσων για την προστασία της προσωπικής ιδιωτικής ζωής και των πληροφοριών ιδιοκτησίας*" [171].
- **Διαθεσιμότητα**: "*Η ιδιότητα ότι τα δεδομένα ή οι πληροφορίες είναι προσβάσιμα και χρησιμοποιήσιμα κατόπιν αιτήματος από εξουσιοδοτημένο πρόσωπο*" [171]. Η έννοια της διαθεσιμότητας περιλαμβάνει τη δυνατότητα πρόσβασης σε εύλογο χρονικό διάστημα.
- **Ασφάλεια**: "*Η απουσία συνθηκών που μπορούν να προκαλέσουν θάνατο, τραυματισμό, επαγγελματική ασθένεια, βλάβη ή απώλεια εξοπλισμού ή περιουσίας ή βλάβη στο περιβάλλον*" [173].

Αξίζει να σημειωθεί ότι, η έννοια της ασφάλειας αναφέρεται στη διατήρηση της φυσικής ακεραιότητας των χρηστών συστημάτων BCI, χωρίς να επικεντρώνεται στη διατήρηση των αντικειμένων ή του περιβάλλοντος. Για την καλύτερη κατανόηση των επιθέσεων και των αντιμέτρων, ο πίνακας 2 προσφέρει μια σύντομη περιγραφή των επιθέσεων που επηρεάζουν τα BCI, ενώ ο πίνακας 3 περιγράφει τα αντίμετρα τους.

Τύπος Επίθεσης	Περιγραφή
Αντιπαραθετικές Επιθέσεις (adversarial attacks) [174], [175]	Παρουσίαση σκόπιμα διαμορφωμένων εισροών σε ένα σύστημα Μηχανικής Μάθησης (ML) με σκοπό τη διατάραξη της κανονικής λειτουργίας και παραγωγής του.
Επιθέσεις με παραπλανητικά ερεθίσματα [176]–[178]	Παρουσίαση κακόβουλων αισθητηριακών ή κινητικών ερεθισμάτων στους χρήστες με στόχο τη δημιουργία μιας συγκεκριμένης νευρικής απόκρισης
Επιθέσεις υπερχείλισης ενδιάμεσης μνήμης (buffer) [16], [179], [180]	Πρόσβαση σε χώρους μνήμης εκτός ορίων λόγω μη ασφαλών υλοποιήσεων λογισμικού. Εκμεταλλεύονται λειτουργίες πάνω σε χώρους ενδιάμεσης μνήμης των οποίων τα όρια δεν τυγχάνουν κατάλληλης διαχείρισης.
Επιθέσεις στην κρυπτογραφία [9], [16]	Εκμετάλλευση ευπαθειών στα στοιχεία που απαρτίζουν το σύστημα, όπως αλγόριθμοι, πρωτόκολλα ή εργαλεία. Πολλές τεχνικές επιχειρούν να παρακάμψουν τα μέτρα ασφαλείας των κρυπτογραφικών συστημάτων.
Επιθέσεις στο Firmware (Υλικολογισμικό) [13], [181]	Εξαγωγή ή τροποποίηση του υλικολογισμικού μιας συσκευής. Το υλικολογισμικό είναι ένα κρίσιμο κομμάτι λογισμικού που ελέγχει το υλικό της
Επιθέσεις αποστράγγισης μπαταρίας [182], [183]	Καταναλώνουν την μπαταρία μιας συσκευής, μειώνοντας την απόδοσή της ή ακόμη και καθιστώντας την μόνιμα μη λειτουργική
Επιθέσεις έγχυσης δεδομένων (Injection Attacks) [184], [185]	Εισαγωγή ενός δεδομένου εισόδου που περιέχει συγκεκριμένα στοιχεία σε έναν διερμηνέα. Τα εγχυόμενα στοιχεία μπορούν να μεταβάλλουν τον τρόπο με τον οποίο ο διερμηνέας θα αναλύσει τα δεδομένα εισόδου, εκμεταλλευόμενοι το γεγονός της έλλειψης επαλήθευσης των δεδομένων εισόδου
Επιθέσεις κακόβουλου λογισμικού [186]–[188]	Χρήση υλικού, λογισμικού ή και υλικολογισμικού με στόχο την απόκτηση πρόσβασης μέσω υπολογιστικών συσκευών και σκοπό την εκτέλεση κακόβουλων ενεργειών από πρόθεση
Επιθέσεις τύπου Ransomware [189], [190]	Κρυπτογράφηση των δεδομένα των χρηστών με σκοπό τη λήψη λύτρων (τυπικά σε μορφή χρημάτων) για την αποκρυπτογράφησή τους
Επιθέσεις μέσω botnet [191], [192]	Χρήση botnets (δικτύων μολυσμένων συσκευών που ελέγχονται και συντονίζονται από έναν επιτιθέμενο) με σκοπό την εκτέλεση συγκεκριμένων τύπων επιθέσεων κατά συγκεκριμένων στόχων
Επιθέσεις Sniffing (Κατασκοπείας) [16]	Απόκτηση ιδιωτικών πληροφοριών με ακρόαση ενός καναλιού επικοινωνίας. Όταν τα δεδομένα είναι δεν είναι κρυπτογραφημένα, οι επιτιθέμενοι έχουν πρόσβαση στο πλήρες περιεχόμενο της επικοινωνίας

Τύπος Επίθεσης	Περιγραφή
Man-in-the-middle επιθέσεις [13]	Αλλοίωση της επικοινωνίας μεταξύ δύο οντοτήτων, κάνοντας τα άκρα να πιστεύουν ότι επικοινωνούν απευθείας μεταξύ τους, ενώ στην πραγματικότητα μεσολαβεί ένας παρεμβολέας, που μπορεί να υποκλέπτει ή/και να αλλοιώνει την επικοινωνία.
Επιθέσεις επανάληψης [186], [193]	Επαναμετάδοση δεδομένων που έχουν αποκτηθεί προηγουμένως για την εκτέλεση κακόβουλης ενέργειας, όπως η πλαστοπροσωπία ενός από τους νόμιμους συμμετέχοντες στην επικοινωνία
Επιθέσεις Κοινωνικής Μηχανικής [194], [195]	Ψυχολογική χειραγώγηση για την απόκτηση πρόσβασης σε προστατευμένους πόρους/πόρους περιορισμένης πρόσβασης. Ένα παράδειγμα είναι οι επιθέσεις τύπου «ηλεκτρονικού ψαρέματος» (phishing), οι οποίες βασίζονται στη μίμηση μιας νόμιμης οντότητας στην ψηφιακή επικοινωνία
Επιθέσεις Spoofing [193], [196]	Μεταμφίεση σε οντότητα της επικοινωνίας, μεταδίδοντας κακόβουλα δεδομένα. Συχνή πλαστογράφηση στις επικοινωνίες δικτύου είναι, μεταξύ άλλων, η παραποίηση IP και η παραποίηση MAC Address

Πίνακας 2. Ορισμός τύπων επιθέσεων που ανιχνεύονται κατά τη λειτουργία του κύκλου ενός συστήματος BCI

Αντίμετρα	Περιγραφή
Εκπαιδευτικές συνεδρίες, επιδείξεις και σοβαρά παιχνίδια [16]	Πρωτοβουλίες για την ευαισθητοποίηση των χρηστών σχετικά με τους κινδύνους της τεχνολογίας, την ενημέρωσή τους για τις συνέπειες και την εξοικείωσή τους με αντίμετρα και ασφαλείς πρακτικές εργασίας.
Ειδοποιήσεις χρηστών [182]	Ειδοποίηση των χρηστών σε περίπτωση εντοπισμού επίθεσης, ώστε να λάβουν μέρος στην άμυνα (π.χ. να σταματήσουν να χρησιμοποιούν τις συσκευές)
Κατευθυντικές κεραίες [197]	Κεραίες που εκπέμπουν ή λαμβάνουν την ενέργεια κυρίως προς συγκεκριμένες κατευθύνσεις, με στόχο τη μείωση των παρεμβολών, αλλά και τον περιορισμό της δυνατότητας υποκλοπής.
Ανάλυση του μέσου [16]	Παρακολούθηση του μέσου/καναλιού επικοινωνίας για την ανίχνευση μη φυσιολογικής συμπεριφοράς
Χαμηλή ισχύς εκπομπής [198]	Μείωση της ισχύος μετάδοσης για την αποφυγή της υποκλοπής της επικοινωνίας από κακόβουλες οντότητες
Μεταπήδηση Συχνότητας και Καναλιού Εκπομπής [197], [199]	Μοντέλα ασύρματης επικοινωνίας που βασίζονται σε ψευδο-τυχαία μοτίβα μεταπήδησης, τα οποία έχουν προσυμφωνηθεί μεταξύ αποστολέα και τον παραλήπτη
Διασπορά φάσματος [193], [197], [198]	Μετάδοση της πληροφορίας σε μεγαλύτερο εύρος ζώνης για την αποφυγή παρεμβολών στο ασύρματο μέσο

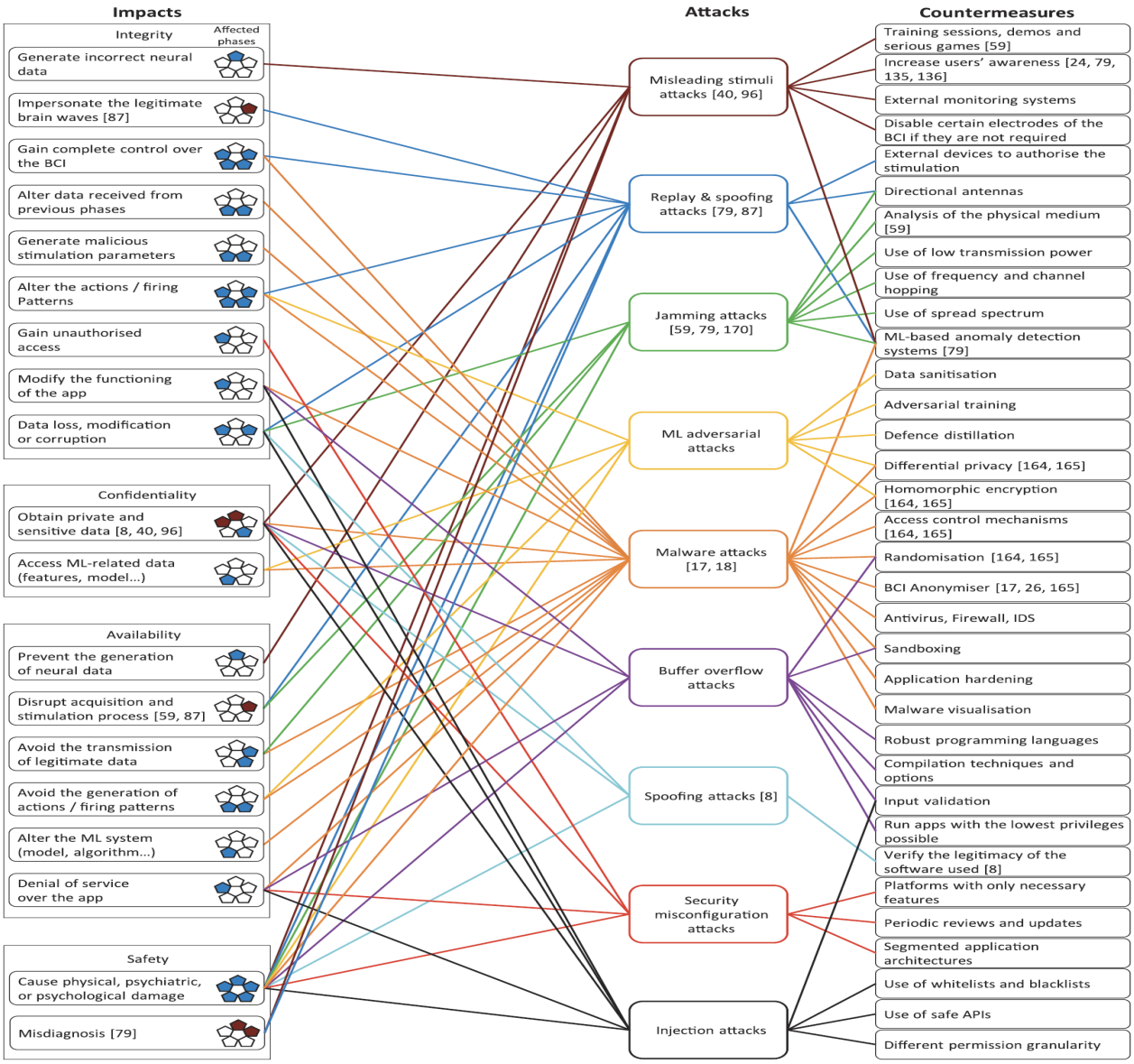
Αντίμετρα	Περιγραφή
Μηχανισμοί ελέγχου πρόσβασης [200]–[202]	Μέσα ανίχνευσης και αποτροπής της μη εξουσιοδοτημένης πρόσβασης σε συγκεκριμένους πόρους
Διαχείριση δικαιωμάτων [203]–[205]	Εκχώρηση προνομίων σε διαφορετικές ομάδες χρηστών βάσει ρόλων
Λευκές και μαύρες λίστες [206]	Λίστα οντοτήτων, όπως συστήματα ή χρήστες, που επιτρέπεται ή απαγορεύεται, αντίστοιχα, να εκτελούν συγκεκριμένες ενέργειες
Μηχανισμοί κρυπτογράφησης [9]	Χρήση τεχνικών κρυπτογράφησης και αποκρυπτογράφησης για την προστασία του απορρήτου των δεδομένων, δεδομένου ότι οι μη κρυπτογραφημένες πληροφορίες μπορούν να προσπελαστούν και να τροποποιηθούν από τους επιτιθέμενους
Διαφορική ιδιωτικότητα [18], [175]	Κρυπτογραφικός μηχανισμός που βασίζεται στην προσθήκη θορύβου στα δεδομένα με στόχο την απόκρυψη ευαίσθητων πτυχών, οι οποίες είναι δυνατό να αποκαλυφθούν όταν υπάρχει πρόσβαση σε μεγάλο όγκο δεδομένων χρηστών.
Ομομορφική κρυπτογράφηση [175]	Κρυπτογραφικός μηχανισμός που επιτρέπει τον υπολογισμό μαθηματικών πράξεων πάνω σε κρυπτογραφημένα δεδομένα, παράγοντας ένα κρυπτογραφημένο αποτέλεσμα
Λειτουργική κρυπτογράφηση [201], [202]	Κρυπτογραφικός μηχανισμός όπου η κατοχή ενός μυστικού κλειδιού επιτρέπει την εκμάθηση μιας συνάρτησης των κρυπτογραφημένων δεδομένων, χωρίς την αποκάλυψη των ίδιων των δεδομένων
Επαλήθευση της γνησιότητας [9]	Διασφάλιση του ότι τα προσπελαζόμενα δεδομένα ή το τελικό σημείο με το οποίο επικοινωνούμε είναι όντως αυτό που ισχυρίζεται ότι είναι.
Επαλήθευση της νομιμότητας [9]	Εξέταση εάν μια κακόβουλη εφαρμογή λογισμικού έχει αντικαταστήσει μια νόμιμη.
Περιορισμός δυνατοτήτων [207]	Διασφαλίζεται ότι κάθε λογισμικό υλοποιεί μόνο τη συγκεκριμένη λειτουργία για την οποία προορίζεται, ιδίως για αποφυγή κακόβουλων λογισμικών τύπου δούρειου ίππου αλλά και για αποφυγή της κατάχρησης λειτουργιών.
Περιοδικές αναβαθμίσεις [190]	Διόρθωση των εντοπισμένων τρωτών σημείων και προσθήκη νέων λειτουργιών για την ενίσχυση των αντιμέτρων που εφαρμόζονται.
Στιβαρές προγραμματιστικές γλώσσες [203]	Επιλέγουμε τις καταλληλότερες γλώσσες, λαμβάνοντας υπόψη τα πλεονεκτήματα και τις αδυναμίες τους
Αξιοποίηση τεχνικών και επιλογών μεταγλώττισης [204]	Αξιοποίηση ειδικών δυνατοτήτων των μεταγλωττιστών για την προστασία των προσβάσεων εκτός ορίων της εκχωρημένης μνήμη της συσκευής, ή στους καταχωρητές της CPU

Αντίμετρα	Περιγραφή
Ενίσχυση της ασφάλειας της εφαρμογής (application hardening) [208]	Τροποποίηση μιας εφαρμογής ώστε να καταστεί πιο ανθεκτική σε επιθέσεις. Μία τέτοια τεχνική είναι η συσκότιση (obfuscation) του κώδικα της εφαρμογής
Εφαρμογές Τμηματοποιημένης Αρχιτεκτονικής [209]	Απομόνωση αρχιτεκτονικών και συστημάτων, δημιουργία διαφορετικών περιεκτών (containers) και ομάδων ασφάλειας ώστε να ελέγχεται η μεταξύ τους επικοινωνία
Sandboxing [210]	Απομονώνει την εκτέλεση διαφορετικών προγραμμάτων, επιτρέποντας την προστασία του από επιθέσεις
Αντι-ιϊκές εφαρμογές [196]	Λογισμικό που επικεντρώνεται στην πρόληψη, ανίχνευση και εξάλειψη επιθέσεων κακόβουλου λογισμικού. Τα σύγχρονα antivirus προσφέρουν προστασία για μια μεγάλη ποικιλία απειλών
Οπτικοποίηση κακόβουλων λογισμικών [177]	Τεχνική που επικεντρώνεται στην ανάλυση δυαδικών αρχείων λογισμικού με γραφικό τρόπο, προκειμένου για την ανίχνευση ανώμαλων μοτίβων κακόβουλου λογισμικού
Καραντίνα συσκευών [191]	Απομόνωση μολυσμένου ή δυνητικά μολυσμένου λογισμικού, για την αποφυγή περαιτέρω διάδοσης και μόλυνσης
Τήρηση εφεδρικών αντιγράφων [163]	Πραγματοποιούνται επαναλαμβανόμενες λήψεις αντιγράφων των δεδομένων (πιθανώς και των εφαρμογών και των ρυθμίσεων), τα οποία αποθηκεύονται σε διαφορετική τοποθεσία, ώστε να είναι δυνατή η ανάκτηση σε περίπτωση απώλειας δεδομένων
Αμυντική απόσταξη [175]	Δημιουργία ενός δεύτερου μοντέλου Μηχανικής Μάθησης (ML) με βάση το αρχικό, με λιγότερη ευαισθησία όσον αφορά τις διαταραχές των εισροών και προσφέροντας περισσότερη εξομάλυνση και πιο γενικευμένη εφαρμογή στα αποτελέσματα
Εξυγίανση δεδομένων [211]	Απόρριψη δειγμάτων που μπορούν να έχουν αρνητικό αντίκτυπο στο μοντέλο, προεπεξεργασία και επικύρωση όλων των εισροών που περιέχουν εχθρικές πληροφορίες
Αντιπαραθετική εκπαίδευση [211]	Συμπερίληψη αντιπαραθετικών δειγμάτων στη διαδικασία εκπαίδευσης για να επιτραπεί η αναγνώριση επιθέσεων στο μέλλον
Συστήματα παρακολούθησης [15]	Καταγραφή και ανάλυση της συμπεριφοράς των οντοτήτων μέσα σε ένα σύστημα και των επικοινωνιών τους
Εντοπισμός ανωμαλιών [182]	Εντοπισμός περίεργων συμπεριφορών σε συστήματα που μπορεί ενδεχομένως να αντιστοιχούν σε καταστάσεις επίθεσης
Τείχος Προστασίας (Firewall) [196]	Σύστημα κυβερνοασφάλειας που επιτρέπει μόνο εισερχόμενες ή εξερχόμενες επικοινωνίες δικτύου που έχουν προηγουμένως επιτραπεί βάσει πολιτικής

Αντίμετρα	Περιγραφή
IDS [196]	Ανάλυση της δραστηριότητας του δικτύου για τον εντοπισμό δυνητικά επιζήμιων επικοινωνιών, οι οποίες έχουν στόχο να υποβαθμίσουν την ασφάλεια του συστήματος
Διακοπή επικοινωνίας [212]	Παύση/διακοπή μιας ενεργής επικοινωνίας για τον μετριασμό του αντίκτυπου μιας επίθεσης, εάν υπάρχουν ενδείξεις για την παρουσία της
Επικύρωση εισόδου [184]	Ανάλυση και προεπεξεργασία των εισόδων που παρουσιάζονται σε ένα σύστημα για την απάλειψη των πιθανών αιτιών αποτυχίας
Τυχαιοποίηση [202]	Αλλαγή των υφιστάμενων δεδομένων κατά τρόπο που δεν ακολουθεί ένα αιτιοκρατικό μοτίβο, αποτρέποντας έτσι τη διαρροή προσωπικών δεδομένων
Ανωνυμοποιητής του BCI [10]	Ανωνυμοποίηση των εγκεφαλικών σημάτων που αποκτώνται από τον εγκέφαλο για να μοιράζονται χωρίς να εκτίθενται ευαίσθητες πληροφορίες των χρηστών

Πίνακας 3. Ορισμός των επιθέσεων κατά του κύκλου ενός συστήματος BCI

Η πιο κάτω εικόνα (Εικόνα 4) παρουσιάζει τις επιθέσεις, τις επιπτώσεις και τα αντίμετρα. Κάθε επίθεση αναπαρίσταται με ένα χρώμα που συσχετίζει τις επιπτώσεις που δημιουργεί και τα αντίμετρα για τον μετριασμό της [1].



Εικόνα 4. Σχέσεις μεταξύ τύπων επιθέσεων, αντιμέτρων και επιπτώσεων στον κύκλο του συστήματος BCI

(Πηγή: *Bernal, S. L., Celdrán, A. H., Pérez, G. M., Barros, M. T., & Balasubramaniam, S. (2021). Security in Brain-Computer Interfaces: State-of-the-Art, Opportunities, and Future Challenges. ACM Computing Surveys, 54(1), [11]. https://doi.org/10.1145/3427376*)

4.1 Φάση 1. Δημιουργία εγκεφαλικών σημάτων

4.1.1 Επιθέσεις

Λαμβάνοντας υπόψη τη ροή απόκτησης νευρωνικών δεδομένων, αυτή η πρώτη φάση επικεντρώνεται στις εγκεφαλικές διαδικασίες που παράγουν νευρική δραστηριότητα, η οποία μπορεί να επηρεαστεί από εξωτερικά ερεθίσματα. Η βιβλιογραφία έχει καταγράψει επιθέσεις παραπλανητικών ερεθισμάτων [176], [177], [213], έναν μηχανισμό που μεταβάλλει τα εγκεφαλικά σήματα παραγωγής με την παρουσίαση σκόπιμα διαμορφωμένων ερεθισμάτων στους χρήστες ενός συστήματος BCI. Τα δυναμικά που σχετίζονται με γεγονότα (ERP) είναι νευροφυσιολογικές αποκρίσεις σε ένα γνωστικό, αισθητηριακό ή κινητικό ερέθισμα, που ανιχνεύονται ως μοτίβο μεταβολής της τάσης [5]. Εντός των διαφόρων τύπων των δυναμικών που σχετίζονται με γεγονότα (event-related potentials ERP), τα προκλητά δυναμικά (evoked potentials - EP) εστιάζουν σε αισθητηριακά ερεθίσματα και μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες, στα οπτικά προκλητά δυναμικά (visual evoked potentials – VEPs) και στα ακουστικά Evoked Potentials (audible evoked potentials - AEPs), που σχετίζονται, αντίστοιχα, με οπτικά και ακουστικά εξωτερικά ερεθίσματα. Συγκεκριμένα, το P300 είναι ένα οπτικό προκλητό δυναμικό (VEP) που ανιχνεύεται ως κορυφή στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) περίπου 300ms μετά από ένα ερέθισμα. Το P300 χρησιμοποιείται ευρέως λόγω της γρήγορης απόκρισης [214].

Από τη μία πλευρά, οι Martinovic et al. [12] χρησιμοποίησαν το δυναμικό P300 για να λάβουν ιδιωτικές πληροφορίες από τα πειραματόζωα και κατέδειξαν την αποτελεσματικότητα επιθέσεων παραπλανητικών ερεθισμάτων. Τα οπτικά ερεθίσματα παρουσιάστηκαν σε μορφή εικόνων, ομαδοποιημένων ως εξής: τετραψήφιοι κωδικοί PIN, τραπεζικά ATM και πιστωτικές κάρτες, μήνας γέννησης, και φωτογραφίες ανθρώπων. Στόχος του πειράματος ήταν να αποδειχθεί ότι οι χρήστες δημιουργούν υψηλότερη κορυφή στο δυναμικό P300 όταν βρίσκονται αντιμέτωποι με ένα γνωστό ερέθισμα και, ως εκ τούτου, να είναι σε θέση να εξάγουν ιδιωτικές πληροφορίες. Οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν τη συσκευή Emotiv EPOC 14 καναλιών [215], μια εμπορική συσκευή συστήματος BCI με βάση την EEG, δείχνοντας ότι η διαρροή πληροφοριών, μετρούμενη ως εντροπία πληροφορίας, ήταν 10%-20% της συνολικής πληροφορίας και μπορούσε να αυξηθεί σε περίπου 43%. Από την άλλη πλευρά, οι Frank et al. [176] κατέδειξαν τη δυνατότητα εκτέλεσης επιθέσεων με υποσυνείδητα

παραπλανητικά ερεθίσματα. Για την εκτέλεση των πειραμάτων χρησιμοποιήθηκε η ίδια έννοια ERP με τα δυναμικά P300.

Σχετικά με τα ακουστικά προκλητά δυναμικά (AEP), δεν υπάρχουν συγκεκριμένες εργασίες, που να περιγράφουν επιθέσεις με ακουστικά ερεθίσματα. Ωστόσο, οι Fukushima και συν. [213] περιέγραψαν ότι μη αντιληπτοί υψίσυχνοι ήχοι μπορούν κάλλιστα να επηρεάσουν την εγκεφαλική δραστηριότητα. Το σενάριο αυτό, δημιουργεί νέες ευκαιρίες για τους χάκερς, καθώς η δημιουργία μη ακουστικών ερεθισμάτων δεν απαιτεί την στενή αλληλεπίδραση με το θύμα, βοηθώντας έτσι τον επιτιθέμενο να παραμείνει απαρατήρητος.

Όσον αφορά τη νευρική διέγερση, αυτή η φάση αντιπροσωπεύει το αποτέλεσμα της διαδικασίας διέγερσης εντός εγκεφάλου. Υπάρχουν δύο κύριες κατηγορίες επιθέσεων κατά τη διάρκεια της νευροδιέγερσης. Η πρώτη κατηγορία συνίσταται στην ανάληψη του ελέγχου της διαδικασίας διέγερσης για την πρόκληση βλάβης του νευρικού ιστού. Αυτές οι επιθέσεις μπορεί να αναπαράγουν ή να επιδεινώσουν τις δευτερογενείς επιδράσεις που συχνά παρουσιάζονται κατά τη διάρκεια της θεραπείας νευρολογικών παθήσεων, όπως η νόσος του Πάρκινσον, είτε με δράσεις υπερδιέγερσης είτε με την παρεμπόδιση της θεραπείας [216], [217]. Η δεύτερη κατηγορία επιθέσεων επικεντρώνεται στην πρόκληση ενός αποτελέσματος ή μιας αντίληψης στο χρήστη. Η νευροδιέγερση μπορεί να προκαλέσει πολλαπλές ψυχιατρικές και ψυχολογικές επιπτώσεις π.χ. μεταβολές της διάθεσης, κατάθλιψη, άγχος ή αυτοκτονικές σκέψεις. Ένας επιτιθέμενος θα μπορούσε να μεγεθύνει αυτές τις επιδράσεις με κακόβουλες παραμέτρους διέγερσης για να εκμεταλλευτεί τον χρήστη. Ως παράδειγμα, η επίθεση θα μπορούσε να στοχεύσει στη μείωση της αναστολής του υποκειμένου για να διευκολύνει την εξαγωγή προσωπικών πληροφοριών. Αυτή η κατάσταση εισάγει τη δυνατότητα κοινωνικής μηχανικής επιθέσεων στο σύστημα BCI, όπου ο επιτιθέμενος δεν θα χρειαζόταν εξελιγμένες κοινωνικές τεχνικές για να χειραγωγήσει τα θύματά του ψυχολογικά.

4.1.2 Επιπτώσεις

Οι επιθέσεις με παραπλανητικά ερεθίσματα που αναλύονται λεπτομερώς για αυτή τη φάση, έχουν στραφεί μόνο κατά της εμπιστευτικότητας των δεδομένων [176], [177], με στόχο την απόσπαση ευαίσθητων δεδομένων από τους χρήστες συστημάτων

BCI. Ωστόσο, θεωρείται ότι μπορούν επίσης να επηρεάσουν την ακεραιότητα, τη διαθεσιμότητα και την ασφάλεια. Αυτά τα ερεθίσματα μπορούν να αλλοιώσουν την κανονική λειτουργία αυτής της φάσης, δημιουργώντας κακόβουλες εισόδους για τα επόμενα στάδια που μπορούν στη συνέχεια να οδηγήσουν σε διαταραχές της υπηρεσίας ή σε εσφαλμένες ενέργειες με στόχο την πρόκληση σωματικής βλάβης στους χρήστες. Συγκεκριμένα, οι Landau et al. [177] εντόπισαν ότι οι επιθέσεις παραπλανητικών ερεθισμάτων που πραγματοποιούνται κατά τη διάρκεια μιας ιατρικής διάγνωσης, όπως π.χ. μια δοκιμασία φωτοευαίσθητης επιληψίας κατά την οποία παρουσιάζεται μία πληθώρα οπτικών ερεθισμάτων, μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη διάγνωση, επηρεάζοντας την ασφάλεια των χρηστών. Επιπρόσθετα, διαπιστώθηκε ότι είναι εφικτό να επηρεαστεί η ψυχολογική διάθεση των υποκειμένων μέσω οπτικών ερεθισμάτων, τόσο αντιληπτών όσο και υποσυνείδητων. Από την άποψη της νευροδιέγερσης, οι παραπάνω επιθέσεις μπορούν να επηρεάσουν διαφορετικά την υγεία των χρηστών, ανάλογα με τις υποκείμενες ασθένειές τους, επηρεάζοντας τη σωματική και ψυχολογική τους ασφάλεια. Στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 4) [1], παρουσιάζονται οι πιο συνηθισμένες παρενέργειες κατά τη διάρκεια συγκεκριμένων θεραπειών νευροδιέγερσης. Όπως φαίνεται, η εκτέλεση μιας επίθεσης κατά τη διάρκεια της διαδικασίας διέγερσης μπορεί να επιδεινώσει την κατάσταση των υποκειμένων ή ακόμη και να δημιουργήσει ένα ευρύ φάσμα αρνητικών επιπτώσεων στους ασθενείς με συστήματα BCI.

Τεχνολογία	Κατάσταση	Περιοχή Εγκεφάλου	Νευρολογικές Παρενέργειες	Ψυχιατρικές / Ψυχολογικές Παρενέργειες
DBS	Νόσος Parkinson	υποθαλάμια χώρα (subthalamic nucleus - STN)	Ακινησία, κράμπες στο πρόσωπο ή το χέρι, δυσαρθρία, δυσφαγία, απραξία των βλεφάρων, διαταραχή της βάδισης, υπερσαλπιγγισμός, διαταραχή της όρασης, ακράτεια, δυσκολίες μάθησης και μνήμης, παραισθησία, στάση του σώματος, αστάθεια, διαταραχή της ομιλίας, έλλειψη λεκτικής ευχέρειας, αδυναμία [216], [218]–[220]	Άγχος, απάθεια, γνωστική διαταραχή, σύγχυση, κατάθλιψη, παραισθήσεις, υπομανιακή κατάσταση [216], [218], [221]
		ωχρά σφαίρα (globus pallidus internus – GPI)	Παρόμοια με το STN [216]	Άγχος, κατάθλιψη, αυτοκτονικές τάσεις [216], [218]
		διάμεσος πλάγιος κοιλιακός πυρήνα (ventralis intermediate nucleus – VIM)	Δυσφαγία, διαταραχή της λεπτής κινητικότητας, ομιλία, διαταραχή της ομιλίας [220]	
	Ουσιώδης Μυϊκός Τρόμος	διάμεσος πλάγιος κοιλιακός πυρήνα (ventralis intermediate nucleus – VIM)	Δυσαισθησία, δυσαρθρία, διαταραχή βάδισης, παραισθησία, διαταραχή της ομιλίας [218], [221]	
	Δυστονία	ωχρά σφαίρα (globus pallidus internus – GPI)	Διαταραχή βάδισης, πάρεση, διαταραχή ομιλίας, τετανικές μυϊκές συσπάσεις, οπτικά ελλείμματα [218], [221]	

Τεχνολογία	Κατάσταση	Περιοχή Εγκεφάλου	Νευρολογικές Παρενέργειες	Ψυχιατρικές / Ψυχολογικές Παρενέργειες
	Ιδεοψυχανα-γκαστική διαταραχή	VC/VS NAc[1]		Κατάθλιψη, λειτουργική κλιμάκωση, μεταβολή της επεξεργασίας ανταμοιβής, αυτοκτονικές σκέψεις, αυτοκτονία [222]
RNS	Επιληψία	Σημείο προέλευσης της επιληπτικής κρίσης	Θάνατος, αλλαγή στις επιληπτικές κρίσεις, αιμορραγία, λοίμωξη [223]	Άγχος, κατάθλιψη, αυτοκτονία, σκέψεις αυτοκτονίας [223]

Πίνακας 4. Περίληψη των πιο συνηθισμένων παρενεργειών κατά την νευροδιέργεση (πρωτόκολλο FDA)

[1] Το NAc είναι ένα κεντρικό στοιχείο των βασικών γαγγλίων, που είναι επίσης γνωστό ως το «κέντρο ευχαρίστησης» του εγκεφάλου

4.1.3 Αντίμετρα

Εστιάζοντας στα αντίμετρα για τον μετριασμό των επιθέσεων παραπλανητικών ερεθισμάτων, πολλές εργασίες [15], [177], [183], [200] προσδιόρισαν γενικά μέτρα για την αύξηση της ευαισθητοποίησης των χρηστών των συστημάτων BCI, όπως (i) η ενημέρωση των κλινικών γιατρών και των ασθενών σχετικά με τους κινδύνους αυτών των τεχνολογιών και (ii) η εκπαίδευση των χρηστών σε αυτές τις τεχνολογίες. Αυτό είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρον, δεδομένου ότι οι άνθρωποι συνήθως είναι το πιο αδύναμο στοιχείο ενός συστήματος ασφαλείας. Ειδικότερα, οι Ienca et al. [16] ανέφεραν ότι συγκεκριμένες εκπαιδευτικές συνεδρίες θα μπορούσαν να είναι επωφελείς για την προστασία των χρηστών από ερεθίσματα δυνητικά θα ήταν μη ασφαλή και που σχετίζονται με τις μεθόδους ελέγχου ταυτότητας και τις πληροφορίες που σχετίζονται με τις τράπεζες. Εκτός αυτού, η συμπερίληψη επιδείξεων και σοβαρών παιχνιδιών στις εμπορικές υλοποιήσεις συστημάτων BCI μπορεί να τους εκπαιδεύσει σχετικά με τους κινδύνους αυτών των τεχνολογιών. Ωστόσο, αυτά τα αντίμετρα μπορούν να εφαρμοστούν μόνο όταν ο χρήστης έχει επίγνωση των ερεθισμάτων. Θεωρείται ότι οι επιθέσεις με παραπλανητικά ερεθίσματα μπορούν να μειωθούν εάν τα συστήματα BCI συμπληρώνονται με εξωτερικά συστήματα που παρακολουθούν τα ερεθίσματα που παρουσιάζονται και δίνουν στους χρήστες τη δυνατότητα να αξιολογούν αν το περιεχόμενο είναι κατάλληλο π.χ. αναλύοντας αν το περιεχόμενο πολυμέσων που παρουσιάζεται στους χρήστες (εικόνες ή βίντεο) έχει τροποποιηθεί κακόβουλα, ακόμη και αν αυτές οι κακόβουλες τροποποιήσεις στοχεύουν στο υποσυνείδητο [224], [225].

4.2 Φάση 2. Λήψη νευρωνικών δεδομένων και διέγερση

4.2.1 Επιθέσεις

Αυτή η φάση επικεντρώνεται στην αλληλεπίδραση των συστημάτων BCI με τον εγκέφαλο για την απόκτηση νευρωνικών δεδομένων ή την πραγματοποίηση της διέγερσής του. Όσον αφορά την απόκτηση δεδομένων, οι ερευνητές εντόπισαν τη χρήση ενός συνδυασμού επιθέσεων αναπαραγωγής (replay) και πλαστοπροσωπίας (spoofing) στις οποίες προηγούμενα σήματα από τον χρήστη του συστήματος BCI, σήματα από άλλους χρήστες ή σύνθετα σήματα μπορούν να παρουσιαστούν ψευδώς ως φυσιολογικά εγκεφαλικά κύματα [11], [177]. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα εφαρμογής αυτών των επιθέσεων σε συστήματα διέγερσης, όπου ένας επιτιθέμενος

μπορεί να επιβάλει συγκεκριμένες συμπεριφορές διέγερσης με βάση προηγούμενες ενέργειες. Ένα πιθανό αποτέλεσμα αυτού του ελέγχου μπορεί να είναι η αύξηση της τάσης που παρέχεται στον εγκέφαλο του ασθενούς [226]. Άλλοι ερευνητές εντόπισαν τη χρήση επιθέσεων παρεμβολής κατά της απόκτησης νευρωνικών δεδομένων, μεταδίδοντας ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο στο μέσο [16], [177].

4.2.2 Επιπτώσεις

Όσον αφορά τις επιπτώσεις που προκλήθηκαν από τις προηγούμενες επιθέσεις, οι Li et al. [11] εντόπισαν ότι οι επιθέσεις επανάληψης και πλαστογράφησης επηρεάζουν τόσο την ακεραιότητα όσο και τη διαθεσιμότητα των δεδομένων, όντας σε θέση να διαταράξουν τη διαδικασία της απόκτησης αυτών. Οι Landau et al. [177] τόνισαν μάλιστα ότι οι επιθέσεις αυτές μπορούν να παρεμποδίσουν τις κλινικές διαδικασίες διάγνωσης, αντικαθιστώντας τα φυσιολογικά εγκεφαλικά σήματα με κακόβουλα, καταλήγοντας έτσι σε λανθασμένη διάγνωση, με αποτέλεσμα είτε τη μη χορήγηση της προσήκουσας θεραπείας είτε την εφαρμογή περιττής θεραπείας σε υγιείς ασθενείς. Εκτός από τις επιπτώσεις που προκύπτουν από τις προηγούμενες επιθέσεις, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι κάθε συγκεκριμένη τεχνολογία συστήματος BCI παρουσιάζει συγκεκριμένους κινδύνους ανάλογα με την επεμβατικότητα και τη λειτουργία της, και συνεπώς ο αντίκτυπος μιας επίθεσης διαφέρει. Όσον αφορά τα ζητήματα που σχετίζονται με τις τεχνολογίες απόκτησης, είναι απαραίτητο να εξετάσουμε τόσο τη χρονική όσο και τη χωρική τους ανάλυση. Έτσι διαπιστώθηκε ότι σε συστήματα με χαμηλή χρονική ανάλυση στις τεχνολογίες απόκτησης παρουσιάζεται αυξημένη επισφάλεια σχετικά με τη διαθεσιμότητα δεδομένων και υπηρεσιών, καθώς οι συσκευές μεταδίδουν μειωμένη ποσότητα δεδομένων που μπορεί να επηρεαστεί ευκολότερα από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές και, κυρίως, από επιθέσεις πλήρους παρεμπόδισης της επικοινωνίας (jamming attacks). Εκτός αυτού, η κατάσταση αυτή μπορεί επίσης να είναι γίνει αντικείμενο εκμετάλλευσης στο πλαίσιο επιθέσεων αναπαραγωγής και πλαστογράφησης, δεδομένου ότι οι επιτιθέμενοι έχουν περισσότερο χρόνο να προετοιμάσουν και να αποστείλουν κακόβουλα δεδομένα. Από την άλλη, μια υψηλή χωρική ανάλυση μπορεί να επηρεάσει στην εμπιστευτικότητα των δεδομένων, επιτρέποντας στους επιτιθέμενους να έχουν πρόσβαση σε πιο ευαίσθητα νευρωνικά δεδομένα. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι επιθέσεις σε τεχνολογίες όπως η απεικόνιση λειτουργικού μαγνητικού συντονισμού (fMRI) ή η Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) μπορούν δυνητικά να έχουν μεγαλύτερο οικονομικό αντίκτυπο λόγω του υψηλού

κόστους αυτών των τεχνολογιών σε σύγκριση με άλλες όπως η EEG [19], [227]. Παρ' όλα αυτά, η EEG είναι η πιο μελετημένη τεχνολογία απόκτησης από την άποψη της ασφάλειας, λόγω της ευρείας διαθεσιμότητάς της εκτός κλινικών περιβαλλόντων, αναδεικνύοντας τη δυνατότητα επιθέσεων όπως επιθέσεις παραπλανητικών ερεθισμάτων ή επιθέσεις παρεμβολής.

Αν και η βιβλιογραφία έχει καταγράψει ορισμένες πιθανές επιπτώσεις στην ασφάλεια για τις τεχνολογίες απόκτησης, ο αντίκτυπος των τεχνολογιών νευροδιέγερσης στην υγεία των ασθενών έχει μελετηθεί λεπτομερέστερα, ειδικά στον τομέα των εμφυτεύσιμων ιατρικών συσκευών (IMD). Εστιάζοντας στις ειδικές επιπτώσεις των τεχνολογιών νευροδιέγερσης, η βαθιά εγκεφαλική διέγερση (deep brain stimulation - DBS) είναι η πιο μελετημένη λόγω της επεμβατικότητάς της, ενώ σημαντικό ρόλο διαδραματίζει και η ευρείας διάθεση συσκευών DBS ανοικτού βρόχου [217]. Οι παρενέργειες αυτής της μεθόδου έχουν μελετηθεί εκτενώς στη βιβλιογραφία.

Σε σχέση με τη διακρανιακή μαγνητική διέγερση (Transcranial Magnetic Stimulation - TMS), οι Polanía και συν. [228] υπέδειξαν ότι οι παλμοί που εφαρμόζονται σε συγκεκριμένες περιοχές θα μπορούσαν να προκαλέσουν καταστολή της οπτικής αντίληψης ή της ανακοπής της ομιλίας, ενδεχόμενα που θα μπορούσαν να προσφέρουν ευκαιρίες και πλεονεκτήματα στους επιτιθέμενους. Οι León et al. [229] τόνισαν ότι η διακρανιακή μαγνητική διέγερση (TMS) θα μπορούσε να προκαλέσει παρενέργειες όπως πονοκέφαλο και πόνο στον αυχένα, ενώ επίσης θεωρητικά θα ήταν δυνατό να προκύψουν και επιληπτικές κρίσεις αλλά σε πρακτικό επίπεδο ένα τέτοιο ενδεχόμενο είναι απίθανο. Οι παρενέργειες της διακρανιακής ηλεκτρικής διέγερσης (Transcranial Electric Stimulation – TES) συνήθως είναι ήπιες, όπως αιμωδίες, κνησμός και ερυθρότητα [230]. Παρ' όλα αυτά, η τεχνική αυτή μπορεί να έχει έμμεσες επιδράσεις στη διέγερση μη νευρωνικών στοιχείων, όπως περιφερικά νεύρα, κρανιακά νεύρα, ή στον αμφιβληστροειδή χιτώνα. Εξαιτίας αυτού, η διέγερση περιορίζεται στις μέγιστες ανεκτές δόσεις [231]. Επίσης, σε ασθενείς με κατάθλιψη, η διέγερση με άμεσο ρεύμα (Direct Current Stimulation – tDCS) μπορεί να οδηγήσει σε μανία και περιπτώσεις υπομανίας [232]. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι ανεπιθύμητες ενέργειες που περιεγράφηκαν παραπάνω μπορούν φυσικά να προκύψουν σε ελεγχόμενα περιβάλλοντα όπου οι κλινικοί ιατροί έχουν αυστηρό έλεγχο της διαδικασίας. Ωστόσο, εάν οι επιτιθέμενοι καταφέρουν να μεταβάλλουν τη θεραπεία, θα μπορούσαν να

αναδημιουργήσουν ή και να ενισχύσουν ακόμη τις κακόβουλες συνθήκες, δημιουργώντας μια σαφή αντίκτυπο στην υγεία των ασθενών.

4.2.3 Αντίμετρα

Όσον αφορά τα αντίμετρα για την ανίχνευση και τον μετριασμό των επιθέσεων επανάληψης και εξαπάτησης, οι Landau et al. [177] πρότειναν, για την απόκτηση δεδομένων, τη χρήση της ανίχνευσης ανωμαλιών των μηχανισμών για την ανίχνευση τροποποιημένων εισόδων, καθώς τη βελτίωση της ακρίβειας των συσκευών απόκτησης. Έτσι, προτείνεται ένας μηχανισμός ικανός να απενεργοποιεί τα ηλεκτρόδια που δεν απαιτούνται για την τρέχουσα χρήση της εφαρμογής και να αποφεύγονται πιθανοί κίνδυνοι, όπως η απόκτηση του P300 σε εγκεφαλικά σήματα. Η ενέργεια αυτή θα μπορούσε να εκτελεστεί αυτόματα από το σύστημα BCI ή με βάση την απόφαση του ασθενούς ή του κλινικού ιατρού. Όλες οι διαδικασίες ανίχνευσης βασίζονται στην ανάλυση του μέσου για την ανίχνευση πιθανής διαταραχής συμπεριφοράς [16]. Συγκεκριμένα, οι Landau et al. [177] πρότειναν τη χρήση ενός συνόλου ταξινομητών για την ανίχνευση της προσθήκης θορύβου στα κανονικά (μη κακόβουλα) δεδομένα εισόδου. Ως προτεινόμενα αντίμετρα, στην έρευνά τους οι Vadlamani και et al. [198] προσδιόρισαν τη χρήση μετάδοσης χαμηλής ισχύος ως μια πιθανή λύση για να δυσχερανθεί η ανίχνευση της νόμιμης μετάδοσης από τους επιτιθέμενους και τη χρήση κατευθυντικών κεραιών προσανατολισμένων προς τον εγκέφαλο για την αποφυγή της παρεμπόδισης της επικοινωνίας. Η χρήση της τεχνολογίας της μεταπήδησης συχνότητας [197] και της μεταπήδησης καναλιού [199] μετά από συγκεκριμένη χρονική διάρκεια, επίσης αποσκοπεί στη μείωση των επιπτώσεων αυτών των επιθέσεων.

4.3 Φάση 3. Επεξεργασία και μετατροπή δεδομένων

4.3.1 Επιθέσεις

Αυτή η φάση εκτελεί τις εργασίες επεξεργασίας και μετατροπής δεδομένων που απαιτούνται για να είναι έτοιμα τα νευρωνικά δεδομένα και οι ενέργειες διέγερσης για τα επόμενα στάδια. Παρόλο που η βιβλιογραφία δεν έχει εντοπίσει προβλήματα ασφάλειας σε αυτή τη φάση, σύμφωνα με τους Bonaci et al. [166], [167], θεωρείται ότι σε αυτή τη φάση είναι πιθανή η επίθεση με χρήση κακόβουλου λογισμικού, το οποίο

μπορεί να επιτρέψει στους επιτιθέμενους να αναλάβουν τον πλήρη έλεγχο του συστήματος BCI.

4.3.2 Επιπτώσεις

Οι επιθέσεις του κακόβουλου λογισμικού έχουν αντίκτυπο τόσο στην απόκτηση δεδομένων από τους νευρώνες όσο και στη διέγερση, όπου οι επιτιθέμενοι τροποποιούν ή υπερφαλαγγίζουν (override) τα δεδομένα που λαμβάνονται από προηγούμενες φάσεις, δημιουργώντας νέα κακόβουλα δεδομένα, τα οποία και αποστέλλονται σε επόμενες φάσεις αντί των ορθών. Αυτές οι επιθέσεις μπορούν να συγκεντρώσουν τα ευαίσθητα δεδομένα που διαχειρίζεται αυτή η φάση, τόσο τα αναλογικά όσο και τα ψηφιακά, και να τα στείλουν στους επιτιθέμενους, επηρεάζοντας την εμπιστευτικότητα των δεδομένων, όπως για παράδειγμα, πληροφορίες σχετικά με ιδιωτικές σκέψεις ή ακόμη και με νευρολογικές θεραπείες.

4.3.3 Αντίμετρα

Όσον αφορά τα αντίμετρα για τον μετριασμό των επιθέσεων που επηρεάζουν την εμπιστευτικότητα των δεδομένων, Οι Chizeck et al. [5] ανέπτυξαν μια νέα τεχνολογία με τίτλο "Brain-Computer Interface Anonymize" (Ανωνυμοποίηση Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή) που είναι ικανή να επεξεργάζεται τα νευρωνικά σήματα για την εξάλειψη όλων των μη ουσιωδών ιδιωτικών πληροφοριών [10], [202]. Ως αποτέλεσμα, οι ευαίσθητες πληροφορίες δεν αποθηκεύονται ποτέ εντός του συστήματος BCI και δεν μεταδίδονται προς τα έξω. Επίσης, οι Ienca et al. [18] πρότειναν τη χρήση της διαφορικής ιδιωτικότητας για τη βελτίωση της ασφάλειας και της διαφάνειας στην επεξεργασία των δεδομένων. Επιπλέον, αρκετά ωφέλιμη είναι και η χρήση λογισμικού προστασίας από ιούς και συστημάτων ανίχνευσης εισβολών (IDS) ως εναλλακτικές λύσεις για την προστασία μεμονωμένων συσκευών [177]. Άλλοι ερευνητές θεωρούν τους μηχανισμούς περιμετρικής ασφάλειας, όπως τα τείχη προστασίας, υπεύθυνους για την ανάλυση όλης της εισερχόμενης και εξερχόμενης επικοινωνίας της κάθε συσκευής [188], [196]. της, άλλο αντίμετρο αποτελεί η χρήση της μηχανικής μάθησης (ML) σε συστήματα ανίχνευσης ανωμαλιών, για τον εντοπισμό πιθανών απειλών από κακόβουλο λογισμικό [200], [233].

4.4 Φάση 4. Αποκωδικοποίηση και κωδικοποίηση

4.4.1 Επιθέσεις

Η κωδικοποίηση και η αποκωδικοποίηση είναι η φάση που επικεντρώνεται στον προσδιορισμό της ενέργειας που επιδιώκεται από τους χρήστες κατά την απόκτηση νευρωνικών δεδομένων ή στον προσδιορισμό του μοτίβου νευρωνικής πυροδότησης στη νευροδιέγερση. Οι επιθέσεις κακόβουλου λογισμικού για την απόκτηση των σημάτων έχει περιγραφεί από τους Bonaci et al. [10], [167] οι οποίοι εντόπισαν ότι οι επιτιθέμενοι θα μπορούσαν να χρησιμοποιήσουν κακόβουλο λογισμικό είτε για να παρακάμψουν τη λειτουργία αυτής της φάσης είτε για να ενσωματώσουν πρόσθετους κακόβουλους αλγορίθμους. Εκτός αυτού, οι επιθέσεις κακόβουλου λογισμικού μπορούν να εφαρμοστούν στη ροή διέγερσης, παρεμποδίζοντας ή διακόπτοντας τη δημιουργία ενός μοτίβου πυροδότησης, εκμεταλλευόμενοι την αλγόριθμους ταξινόμησης που χρησιμοποιούνται. Αυτές οι επιθέσεις επηρεάζουν όλους τους τύπους μοντέλων μηχανικής μάθησης (ML) και εξαιτίας αυτού, αποτελούν ανοιχτή ερευνητική πρόκληση [174]. Οι Liu et al. [175] εντόπισαν στην έρευνά τους τη δυνατότητα επιθέσεων «δηλητηρίασης» (poisoning), όπου οι επιτιθέμενοι εισάγουν επεξεργασμένα κακόβουλα δείγματα στα δεδομένα, με στόχο να αλλάξουν την κατανομή τους. Οι επιθέσεις αποφυγής, αποσκοπούν στη δημιουργία δειγμάτων που αποφεύγουν τα συστήματα ανίχνευσης, ενώ οι επιθέσεις υποκατάστασης επικεντρώνονται σε κακόβουλα δείγματα που οδηγούν σε εσφαλμένη ταξινόμηση των κανονικών. Τέλος, ανάλογα με τη γνώση για το μοντέλο διακρίνουμε δύο μοντέλα επιθέσεων [211], τις επιθέσεις «λευκού κουτιού» (white box), όπου οι αντίπαλοι γνωρίζουν το μοντέλο, και τις επιθέσεις «μαύρου κουτιού» (black box), όπου οι επιτιθέμενοι έχουν πρόσβαση στο μοντέλο μόνο μέσω μιας περιορισμένης διεπαφής, έχοντας συνήθως μόνο τη δυνατότητα να παρατηρήσουν την εξωτερική συμπεριφορά του συστήματος.

4.4.2 Επιπτώσεις

Οι προαναφερθείσες επιθέσεις δημιουργούν συγκεκριμένες επιπτώσεις στο σύστημα BCI. Από τη μία πλευρά, το κακόβουλο λογισμικό έχει αντίκτυπο στην ακεραιότητα και στη διαθεσιμότητα των δεδομένων, καθώς μπορεί να μεταβάλει ή να υπερκεράσει (override) τα λαμβανόμενα δεδομένα από προηγούμενες φάσεις και να

παρακάμψει την έξοδο της τρέχουσας, διαταράσσει δηλαδή την προβλεπόμενη δράση που αποστέλλεται στις εφαρμογές του συστήματος BCI κατά τη διαδικασία απόκτησης, όπως π.χ. η παρεμπόδιση του ελέγχου ενός αναπηρικού αμαξιδίου ή η αλλαγή της κατεύθυνσής του, ή στο μοτίβο πυροδότησης στη νευρική διέγερση, επιτρέποντας μια μεγάλη ποικιλία επιθέσεων, όπως είδαμε πιο πριν. Εκτός αυτού, το κακόβουλο λογισμικό επηρεάζει τη διαθεσιμότητα των διαδικασίας μηχανικής μάθησης (ML) με την αλλοίωση του μοντέλου που παράγεται από την εκπαίδευση ή του αλγορίθμου μηχανικής μάθησης (ML). Αναφορικά με την εμπιστευτικότητα των δεδομένων, το κακόβουλο λογισμικό μπορεί να έχει πρόσβαση στα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται στη φάση εκπαίδευσης του αλγορίθμου μηχανικής μάθησης (ML), καθώς και να συλλέξει πληροφορίες σχετικά με το μοντέλο και τον αλγόριθμο που χρησιμοποιείται. Το κακόβουλο λογισμικό επηρεάζει επίσης και την ασφάλεια των χρηστών, καθώς οι προηγούμενες επιπτώσεις στην ακεραιότητα και τη διαθεσιμότητα καταλήγουν σε κακόβουλες ενέργειες και μοτίβα πυροδότησης που επηρεάζουν την ακεραιότητα των χρηστών, όπως π.χ. η πρόκληση νευρικής βλάβης ή η πρόκληση συγκεκριμένων ψυχολογικών καταστάσεων.

4.4.3 Αντίμετρα

Για τον μετριασμό των επιπτώσεων των επιθέσεων στη φάση εκπαίδευσης του αλγορίθμου μηχανικής μάθησης (ML), που επηρεάζουν την ακεραιότητα και τη διαθεσιμότητα, προτείνονται στη βιβλιογραφία διάφορες τεχνικές για τις αντίστοιχες επιθέσεις. Κατ' αρχάς, συνίσταται η εξυγίανση των δεδομένων που είναι χρήσιμη για την απόρριψη δειγμάτων που περιέχουν κακόβουλες πληροφορίες, διαταράσσοντας έτσι το μοντέλο. Οι Jagielski et al. [211] , πρότειναν μια παρόμοια προσέγγιση κατά των επιθέσεων δηλητηρίασης που εφαρμόζονται σε τεχνικές παλινδρόμησης, όπου ο θόρυβος και οι ακραίες τιμές απαλείφονται από το σύνολο δεδομένων εκπαίδευσης. Ωστόσο, η μέθοδος αυτή δεν αποτρέπει τους επιτιθέμενους από τη δημιουργία δειγμάτων παρόμοιων με εκείνα που παράγονται από τη νομότυπη κατανομή. Οι παραπάνω μέθοδοι έχουν ωστόσο περιορισμούς, καθώς εξαρτώνται από τα δείγματα που χρησιμοποιούνται κατά την εκπαίδευση και μπορούν να παραβιαστούν με επιθέσεις τύπου «μαύρου κουτιού» και από επιθέσεις που βασίζονται στην επαναληπτική βελτιστοποίηση [175], [211], αν και οι επιθέσεις αυτές είναι υπολογιστικά δαπανηρές. Οι Goodfellow κ.ά. [211] πρότειναν επίσης τροποποιήσεις της αρχιτεκτονικής, οι οποίες βασίζονται στη βελτίωση των μοντέλων μηχανικής

μάθησης (ML) ώστε να είναι πιο ανθεκτικά, αλλά αυτό οδηγεί σε μοντέλα που είναι δύσκολο να εκπαιδευτούν και επιπρόσθετα παρουσιάζουν και υποβάθμιση της απόδοσης όταν χρησιμοποιούνται σε μη αντιφατικές καταστάσεις. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι τα αντίμετρα για τον μετριασμό των επιθέσεων κακόβουλου λογισμικού της τρίτης φάσης μπορούν να εφαρμοστούν και στην τρέχουσα.

4.5 Φάση 5. Εφαρμογές

4.5.1 Επιθέσεις

Οι εφαρμογές που αναπτύσσονται στη φάση αυτή, είναι επιφορτισμένες να εκτελούν στον φυσικό κόσμο τις ενέργειες που επιδιώκουν οι χρήστες μέσω της νευρικής τους δραστηριότητας. Οι ενέργειες αυτές μπορεί να κυμαίνονται από την αλληλεπίδραση με έναν υπολογιστή ή ένα smartphone, έως και τον έλεγχο ενός ρομποτικού μέλους. Από την οπτική γωνία της νευρικής διέγερσης, οι εφαρμογές αποτελούν τη πύλη εισόδου των πληροφοριών που μεταδίδονται στο εγκέφαλο, όπως είναι η διέγερση μέσω αισθητήρων του εγκεφάλου στις περιπτώσεις προθεμάτων ή στην ενίσχυση της γνώσης. Λαμβάνοντας υπόψη τα ζητήματα αυτής της φάσης, στη βιβλιογραφία έχουν εντοπιστεί επιθέσεις παραποίησης πάνω σε συστήματα BCI, όπου ένας επιτιθέμενος δημιουργεί κακόβουλες εφαρμογές πανομοιότυπες με τις αρχικές και τις κάνει διαθέσιμες σε καταστήματα εφαρμογών [234]. Επίσης η χρήση καταναλωτικών συσκευών όπως τα smartphones μπορούν να επιφέρουν αρκετά προβλήματα ασφάλειας στα συστήματα αυτά [10], [11], [15], [167]. Άλλες περιπτώσεις που δημιουργούν αρκετές ευκαιρίες για κυβερνοεπιθέσεις κατά εφαρμογών, οφείλονται σε λανθασμένες ρυθμίσεις ασφαλείας, σε επιθέσεις τύπου υπερχείλισης ενδιάμεσης μνήμης (buffer overflow – BO) και σε επιθέσεις έγχυσης δεδομένων σε εφαρμογές.

4.5.2 Επιπτώσεις

Οι Landau et al. [177] εντόπισαν πολλαπλούς κινδύνους στις εφαρμογές των συστημάτων BCI. Συγκεκριμένα, εντόπισαν ότι ένας επιτιθέμενος θα μπορούσε να παρέμβει στην ικανότητα του χρήστη να χρησιμοποιήσει τη συσκευή, επηρεάζοντας έτσι τη διαθεσιμότητά της. Διατύπωσαν επίσης ανησυχίες σχετικά με την εμπιστευτικότητα, όσον αφορά την ταυτοποίηση των χρηστών από τα νευρωνικά τους δεδομένα, παρουσιάζοντας ένα σενάριο στο οποίο ο επιτιθέμενος εξάγει δεδομένα EEG

από την εφαρμογή και τα συγκρίνει με τη βάση δεδομένων EEG ενός νοσοκομείου, ταυτοποιώντας έτσι τον χρήστη και αποκτώντας πρόσβαση στα ιατρικά του αρχεία. Αυτή η ταυτοποίηση μπορεί να οδηγήσει σε καταστάσεις διάκρισης με βάση την υπαγωγή σε συγκεκριμένες ομάδες, όπως οι θρησκευτικές πεποιθήσεις [10]–[14], [176] ή το ιατρικό ιστορικό.

Τέλος, οι επιθέσεις που επηρεάζουν αυτή τη φάση αυτή, μπορούν να αναγκάσουν τις εφαρμογές να στείλουν κακόβουλα ερεθίσματα ή ενέργειες, προκαλώντας ακόμη και σωματική βλάβη [234]. Λαμβάνοντας υπόψη τον αντίκτυπο των προηγούμενων επιθέσεων, οι εφαρμογές που δημιουργούνται από επιθέσεις πλαστοπροσωπίας (spoofing) επηρεάζουν τόσο την ακεραιότητα όσο και την εμπιστευτικότητα των δεδομένων, καθώς μπορούν να εισαγάγουν κακόβουλα ερεθίσματα με σκοπό την απόκτηση ευαίσθητων πληροφοριών από τους νευρώνες, όπως σκέψεις ή πεποιθήσεις [234]. Στις περιπτώσεις νευροδιέγερσης, οι κακόβουλες εφαρμογές θα μπορούσαν να τροποποιήσουν πλήρως τα μοτίβα πυροδότησης που χρησιμοποιούνται για τη διέγερση των ασθενών, έχοντας έτσι υψηλό αντίκτυπο στην ασφάλεια. Πιο συγκεκριμένα, οι εφαρμογές αυτές θα μπορούσαν να προκαλέσουν ψυχολογικές παρεμβάσεις στο θύμα, καθιστώντας το πιο πρόθυμο να παίξει τυχερά παιχνίδια, ή ακόμη και να αναπτύξει δυσμενείς ψυχολογικές καταστάσεις, όπως άγχος και κατάθλιψη. Βασιζόμενος σε αυτό, ο επιτιθέμενος θα μπορούσε να επωφεληθεί από αυτές τις ψυχικές καταστάσεις, εισάγοντας διαφημίσεις εντός της εφαρμογής με σκοπό να κερδίσει χρήματα από το θύμα.

Οι επιθέσεις κακόβουλου λογισμικού επηρεάζουν την ακεραιότητα των εφαρμογών μεταβάλλοντας τις υπηρεσίες και τις δυνατότητές τους, όπως η απενεργοποίηση της κρυπτογράφησης των πληροφοριών. Εκτός αυτού, μπορούν να θέσουν σε κίνδυνο την εμπιστευτικότητα, αποκτώντας πρόσβαση σε ευαίσθητες πληροφορίες, όπως ιατρικά αρχεία και προφίλ χρηστών που χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια θεραπειών νευροδιέγερσης. Όσον αφορά τη διαθεσιμότητα της εφαρμογής, το κακόβουλο λογισμικό μπορεί να οδηγήσει σε άρνηση παροχής υπηρεσιών στην εφαρμογή, επηρεάζοντας διαδικασίες όπως ο έλεγχος προσθετικών άκρων ή αναπηρικών αμαξιδίων.

Περνώντας στις επιθέσεις έγχυσης δεδομένων, αυτές μπορούν να προκαλέσουν απώλεια, τροποποίηση και αλλοίωση δεδομένων, επηρεάζοντας την ακεραιότητα των

εφαρμογών [184], [194]. Όσον αφορά την εμπιστευτικότητα, μπορούν να προκαλέσουν την αποκάλυψη ευαίσθητων πληροφοριών σε μη εξουσιοδοτημένα πρόσωπα [194], [216], όπως οι ασφαλιστικές εταιρείες με στόχο να επιλέξουν τους καλύτερους υποψηφίους για τα προϊόντα τους [234]. Η διαθεσιμότητα μπορεί να επηρεαστεί από άρνηση πρόσβασης μέσω ενός συστήματος ελέγχου ταυτότητας, ή την παραγωγή ενεργειών κατάρρευσης, εξόδου ή επανεκκίνησης των εφαρμογών, διαταράσσοντας ζωτικές διαδικασίες όπως η κλινική νευροδιέγερση [184], [206]. Οι επιθέσεις υπερχείλισης ενδιάμεσης μνήμης (buffer overflows – BO) μπορούν να οδηγήσουν στην εκτέλεση μη εξουσιοδοτημένου κώδικα ή εντολών, όπου ο επιτιθέμενος μπορεί να αλλοιώσει την κανονική λειτουργία της εφαρμογής ή να αποκτήσει πρόσβαση σε ευαίσθητες πληροφορίες [203] ή ακόμη και να πάρει πλήρη έλεγχο της συσκευής.

4.5.3 Αντίμετρα

Είναι απαραίτητο να επαληθεύεται η ορθή λειτουργία των εφαρμογών και να διασφαλίζεται επαρκής έλεγχος των καταστημάτων πώλησης-διανομής εφαρμογών για τον μετριασμό των επιθέσεων πλαστοπροσωπίας [234]. Οι Landau et al. [177] πρότειναν τη χρήση εφαρμογών που έχουν αναπτυχθεί από εξουσιοδοτημένους οργανισμούς για τη διασφάλιση της αξιοπιστίας τους. Όσον αφορά στις επιθέσεις κακόβουλου λογισμικού, τα ίδια αντίμετρα που προτείνονται για τις επιθέσεις δεδομένων επεξεργασίας και μετατροπής, ισχύουν και για τις εφαρμογές, όπως η χρήση αντι-ϊικού (antivirus), τείχους προστασίας (Firewall), συστημάτων ανίχνευσης εισβολών (IDS) και συστημάτων ανίχνευσης ανωμαλιών, για τον εντοπισμό των επιθέσεων αλλά και τον μετριασμό του πλήθους τους. Οι Takabi et al. [14], [201] πρότειναν τη χρήση μηχανισμών ελέγχου πρόσβασης των εισερχόμενων πληροφοριών για τον περιορισμό της πρόσβασής τους και, συνεπώς, τον μετριασμό των επιπτώσεων στην εμπιστευτικότητα. Επιπλέον προτείνεται η χρήση της τυχαιοποίησης και της διαφορικής ιδιωτικότητας καθώς και η ενσωμάτωση ομομορφικής κρυπτογράφησης για τη λειτουργία με κρυπτογραφημένες πληροφορίες σε συνδυασμό με την λειτουργική κρυπτογράφηση για την πρόσβαση μόνο σε ένα υποσύνολο των πληροφοριών. Όσον αφορά τις επιθέσεις υπερχείλισης μνήμης, είναι σημαντική η χρήση γλωσσών προγραμματισμού που προστατεύουν από αυτές τις επιθέσεις, καθώς και η χρήση μεταγλωττιστών με μηχανισμούς ανίχνευσης [209]. Οι προγραμματιστές πρέπει να επικυρώνουν όλες τις εισόδους και να ακολουθούν κανόνες καλής πρακτικής κατά τη χρήση της μνήμης (π.χ. επαλήθευση των ορίων των buffers). Επιπλέον, οι

ευαίσθητες εφαρμογές θα πρέπει να εκτελούνται με τα χαμηλότερα δυνατά προνόμια και μάλιστα να απομονώνονται με τη χρήση τεχνικών sandbox [203]–[205].

Για την ανίχνευση επιθέσεων έγχυσης δεδομένων έχουν προταθεί τόσο η στατική όσο και η δυναμική ανάλυση του πηγαίου κώδικα των εφαρμογών [184]. Για τον μετριασμό τους, είναι απαραίτητο είτε να χρησιμοποιείται διαφυγή όλων των ειδικών χαρακτήρων που περιλαμβάνονται στην είσοδο [184], [206] είτε να χρησιμοποιούνται κατάλληλες εξειδικευμένες τεχνικές που δεν είναι ευάλωτες σε ειδικούς χαρακτήρες εισόδου, π.χ. χρήση παραμετρικών ερωτήσεων σε βάσεις δεδομένων. Έχουν προταθεί πολλαπλές λύσεις, όπως η χρήση λευκών και μαύρων λιστών [206], η χρήση ασφαλών γλωσσών και API's που περιέχουν μηχανισμούς αυτόματης ανίχνευσης [184], [194], η χρήση τεχνικών sandboxing για τον καθορισμό αυστηρών ορίων μεταξύ διεργασιών [206], ο ορισμός διαφορετικών δικαιωμάτων στο σύστημα [206] και μηνύματα σφάλματος με ελάχιστες αλλά περιγραφικές λεπτομέρειες.

5 ΕΠΙΛΟΓΟΣ

5.1 Συμπεράσματα

Η παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση αφορά στην ασφάλεια και την προστασία των συστημάτων BCI. Ειδικότερα περιγράφονται οι επιθέσεις ασφαλείας, οι επιπτώσεις των επιθέσεων και τα αντίμετρα επιθέσεων. Από τη βιβλιογραφία προτείνεται μια ενοποιημένη εκδοχή του κύκλου ενός συστήματος BCI που περιλαμβάνει τόσο την απόκτηση δεδομένων από τους νευρώνες όσο και τη διαδικασία της διέγερσης των νευρώνων. Περιγράφεται ο ομοιογενής σχεδιασμός κύκλου ενός συστήματος BCI καθώς και οι αρχιτεκτονικές των σημερινών λύσεων των συστημάτων BCI, οι οποίες σχετίζονται με τον εντοπισμό επιθέσεων στην ασφάλεια, ενώ τέλος καταγράφηκαν και τα αντίμετρα που σχετίζονται με κάθε λύση.

Επιπλέον, παρατέθηκε μία αναλυτική περιγραφή της τεχνολογία των συστημάτων BCI, παρουσιάζοντας θεμελιώδεις πτυχές του σχεδιασμού των, συμπεριλαμβάνοντας τους σημαντικότερους στόχους που επιδιώχθηκαν στο πλαίσιο της έρευνας στα συστήματα BCI τα τελευταία 20 χρόνια. Δόθηκαν περιγραφές για τις διαφορετικές προσεγγίσεις νευροαπεικόνισης/καταγραφής νευρωνικών δεδομένων που έχουν εφαρμοστεί με επιτυχία στα συστήματα BCI και ειδικότερα για (i) το EEG, το οποίο παρέχει σήματα αποδεκτής ποιότητας με υψηλή φορητότητα και είναι μακράν η πιο συνηθισμένη μέθοδος σε συστήματα BCI (ii) η fMRI και η MEG, οι οποίες είναι μέθοδοι με αποδεδειγμένη αποτελεσματικότητα για τον εντοπισμό ενεργών περιοχών στο εσωτερικό του εγκεφάλου (iii) η NIRS, η οποία είναι μια νεότερη και πολλά υποσχόμενη μέθοδος νευροαπεικόνισης για χρήση σε συστήματα BCI και (iv) οι επεμβατικές μέθοδοι, οι οποίες έχουν τη δυνατότητα να παρέχουν σήματα υψηλής ποιότητας, τα οποία είναι απαραίτητα σε ορισμένες πολυδιάστατες εφαρμογές ελέγχου, π.χ. έλεγχος νευροπροσθέσεων, έχουν ωστόσο το μειονέκτημα της επεμβατικότητας.

Παρόλο που η έρευνα στα συστήματα BCI είναι σχετικά νέα, σημαντική πρόοδος έχει πραγματοποιηθεί σε περίπου δύο δεκαετίες, γεγονός που κατέστη εφικτό μέσω της αξιοποίησης ήδη ώριμων μεθόδων και αποτελεσμάτων έρευνας στις περιοχές της επεξεργασίας σήματος και της αναγνώρισης προτύπων. Πολλές μελέτες έχουν συνδράμει στην αύξηση της ακρίβειας των συστημάτων BCI και έχουν προτείνει μεθόδους για την απόκτηση πληροφορίας με επαρκή ρυθμό bit, παρά τις εγγενείς

σημαντικές δυσκολίες στην επεξεργασία του εγκεφαλικού σήματος. Κατά συνέπεια, ο χρόνος εκπαίδευσης των χρηστών έχει μειωθεί σημαντικά, γεγονός που έχει οδηγήσει σε πιο διαδεδομένες εφαρμογές συστημάτων BCI στην καθημερινή ζωή των ατόμων με αναπηρία, όπως ενδεικτικά η επεξεργασία κειμένου, τα προγράμματα περιήγησης, το ηλεκτρονικό ταχυδρομείο, ο έλεγχος αναπηρικών αμαξιδίων, ο απλός έλεγχος περιβάλλοντος χώρου ή τα νευροπροσθετικά μηχανήματα.

Παρά τις πρόσφατες σημαντικές προόδους στον τομέα των συστημάτων BCI, ορισμένα ζητήματα πρέπει ακόμη να επιλυθούν. Πρώτον, τα σχετικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των διαφόρων μεθόδων λήψης σήματος είναι ακόμη ασαφή. Η αποσαφήνισή τους θα απαιτήσει περαιτέρω μελέτες σε ανθρώπους και ζώα. Δεύτερον, οι επεμβατικές μέθοδοι χρειάζονται περαιτέρω διερεύνηση για την αντιμετώπιση της βλάβης των ιστών, του κινδύνου μόλυνσης και των προβλημάτων μακροπρόθεσμης σταθερότητας. Έχουν ήδη προταθεί ηλεκτρόδια που περιέχουν νευροτροπικά μέσα που προάγουν τη νευρωνική ανάπτυξη και την ασύρματη μετάδοση των καταγεγραμμένων νευρωνικών σημάτων. Τρίτον, θα πρέπει να προσδιοριστούν και να χαρακτηριστούν καλύτερα τα ηλεκτροφυσιολογικά και μεταβολικά σήματα που είναι καλύτερα σε θέση να κωδικοποιήσουν την πρόθεση του χρήστη.

Η πλειονότητα των μελετών πάνω στα συστήματα BCI έχει αντιμετωπίσει ανεξάρτητα τις διαστάσεις του χρόνου, της συχνότητας και του χώρου των εγκεφαλικών σημάτων. Η θεώρηση των αλληλεξαρτήσεων των ανωτέρω διαστάσεων των σημάτων μπορεί να οδηγήσει σε σημαντική βελτίωση της απόδοσης των συστημάτων BCI. Επίσης, ο ρυθμός πληροφορίας που παρέχουν οι τρέχουσες υλοποιήσεις συστημάτων BCI είναι χαμηλός για την αποτελεσματική αλληλεπίδραση ανθρώπου – μηχανής σε ορισμένες εφαρμογές. Η τεχνολογία των συστημάτων BCI με βάση τα εξωγενή στοιχεία μπορεί να παρέχει πολύ υψηλότερη απόδοση. Επιπρόσθετα, η μη επιβλεπόμενη προσαρμογή αποτελεί βασική πρόκληση για την ανάπτυξη ενός συστήματος BCI εκτός εργαστηρίου. Έχουν ήδη προταθεί ορισμένοι μετρίως επιτυχημένοι αλγόριθμοι προσαρμοστικής ταξινόμησης. Τέλος, οι περισσότερες εφαρμογές συστημάτων BCI βρίσκονται ακόμη σε ερευνητικό στάδιο και δεν είναι έτοιμες να εισαχθούν σε ευρεία κλίμακα, για συνεχή χρήση στην καθημερινή ζωή των ανθρώπων. Εκτός από τους χαμηλούς ρυθμούς μεταφοράς πληροφοριών και τη μεταβλητή αξιοπιστία τους, τα περισσότερα τρέχοντα συστήματα BCI είναι άβολα,

επειδή τα ηλεκτρόδια πρέπει να υγραίνονται (ενδεικτικά, με τη συχνή εφαρμογή ειδικής γέλης), το λογισμικό μπορεί να απαιτεί ειδικούς χειρισμούς και οι επαφές των ηλεκτροδίων δύνανται να χρειάζονται συνεχή προσαρμογή και διόρθωση της τοποθέτησής τους.

5.2 Δυνατότητες Μελλοντικής Επέκτασης

Οι τελευταίες πρόοδοι στην έρευνα των συστημάτων BCI υποδηλώνουν ότι στο εγγύς μέλλον μπορεί να υπάρξουν καινοτόμες εξελίξεις. Αυτά τα επιτεύγματα και οι δυνατότητες για νέες εφαρμογές συστημάτων BCI έχουν δώσει σημαντική ώθηση στην έρευνα αυτών μέσω της διεπιστημονικής συνεργασίας νευροεπιστημόνων, μηχανικών, μαθηματικών και ειδικών κλινικής αποκατάστασης. Το ενδιαφέρον για τον τομέα των συστημάτων BCI αναμένεται να αυξηθεί και ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη των συστημάτων αυτών θα συνεχίσει κατά πάσα πιθανότητα να προσφέρει οφέλη στην καθημερινή ζωή των ατόμων με αναπηρία. Επιπλέον, το πρόσφατο εμπορικό ενδιαφέρον ορισμένων εταιρειών υποδηλώνει ότι τα συστήματα αυτά μπορούν να βρουν χρήσιμες εφαρμογές στο γενικό πληθυσμό και όχι μόνο στα άτομα με σοβαρές αναπηρίες. Στο εγγύς μέλλον, τα συστήματα BCI μπορεί επομένως να αποτελέσουν ένα νέο τρόπο αλληλεπίδρασης ανθρώπου – μηχανής με επίπεδα καθημερινής χρήσης παρόμοια με άλλα σημερινά συστήματα διεπαφής.

Προτείνεται μελλοντικά η επικέντρωση σε προσπάθειες σχεδιασμού και στην εφαρμογή λύσεων ικανών να ανιχνεύουν και να μετριάζουν τις επιθέσεις που επηρεάζουν τη διαδικασία διέγερσης σε πραγματικό χρόνο. Εξετάζεται το ενδεχόμενο χρήσης τεχνικών τεχνητής νοημοσύνης για την ανίχνευση παραγόντων που παρεμβαίνουν στα μοτίβα πυροδότησης της νευρικής δραστηριότητας που ελέγχεται από τα συστήματα BCI τα οποία είναι υπεύθυνα για τη διέγερση του εγκεφάλου. Επίσης αναπτύσσονται έρευνες που στοχεύουν στη βελτίωση της διαλειτουργικότητας και των μηχανισμών προστασίας των δεδομένων των υφιστάμενων αρχιτεκτονικών συστημάτων BCI καθώς και στην ανάπτυξη δυναμικών και προληπτικών συστημάτων για τον μετριασμό των επιπτώσεων των επιθέσεων.

Συνολικά, υπάρχουν πολλά αντίμετρα που προτείνονται για την αντιμετώπιση των κινδύνων, απαιτείται ωστόσο αρκετή έρευνα ακόμη, ιδίως λόγω της σοβαρότητας των κινδύνων που εγκυμονούνται από τη χρήση των συστημάτων αυτών. Καθώς οι

δυνατότητες των συστημάτων BCI θα αυξάνονται και θα προωθείται και η διαλειτουργία τους, αντίστοιχα θα αυξάνονται και οι πιθανοί κίνδυνοι. Στο πλαίσιο αυτό είναι κρίσιμο να προταθούν ολιστικοί μηχανισμοί για την προστασία της ασφάλειας και της ιδιωτικότητας των χρηστών.

6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[1] S. L. Bernal, A. H. Celdrán, G. M. Pérez, M. T. Barros, and S. Balasubramaniam, 'Security in Brain-Computer Interfaces: State-of-the-Art, Opportunities, and Future Challenges', *ACM Comput Surv*, vol. 54, no. 1, Jan. 2021, doi: 10.1145/3427376.

[2] M. B. Khalid, N. I. Rao, I. Rizwan-i-Haque, S. Munir, and F. Tahir, 'Towards a Brain Computer Interface using wavelet transform with averaged and time segmented adapted wavelets', *2009 2nd Int. Conf. Comput. Control Commun.*, pp. 1–4, 2009.

[3] W. J. Tyler, J. L. Sanguinetti, M. Fini, and N. Hool, 'Non-invasive neural stimulation', in *Micro- and Nanotechnology Sensors, Systems, and Applications IX*, 2017. doi: 10.1117/12.2263175.

[4] M. Ahn, M. Lee, J. Choi, and S. C. Jun, 'A review of brain-computer interface games and an opinion survey from researchers, developers and users', *Sensors*, vol. 14, no. 8, pp. 14601–14633, 2014.

[5] T. Bonaci, R. Calo, and H. J. Chizeck, 'App stores for the brain: Privacy & security in Brain-Computer Interfaces', in *2014 IEEE International Symposium on Ethics in Science, Technology and Engineering*, 2014, pp. 1–7.

[6] P. Anu and S. Vimala, 'A survey on sniffing attacks on computer networks', *2017 Int. Conf. Intell. Comput. Control I2C2*, pp. 1–5, 2017.

[7] P. Aricó, G. Borghini, G. di Flumeri, N. Sciaraffa, and F. Babiloni, 'Passive BCI beyond the lab: current trends and future directions', *Physiol. Meas.*, vol. 39, 2018.

[8] T. Denning, Y. Matsuoka, and T. Kohno, 'Neurosecurity: Security and privacy for neural devices', *Neurosurg. Focus*, vol. 27, p. E7, Aug. 2009, doi: 10.3171/2009.4.FOCUS0985.

[9] M. Ienca, 'Neuroprivacy, neurosecurity and brain-hacking: Emerging issues in neural engineering', *Bioethica Forum*, vol. Volume 8, pp. 51–53, Jan. 2015, doi: 10.24894/BF.2015.08015.

[10] T. Bonaci, R. Calo, and H. J. Chizeck, 'App Stores for the Brain : Privacy and Security in Brain-Computer Interfaces', *IEEE Technol. Soc. Mag.*, vol. 34, pp. 32–39, 2015.

[11] Q. Li, D. Ding, and M. Conti, 'Brain-Computer Interface applications: Security and privacy challenges', *2015 IEEE Conf. Commun. Netw. Secur. CNS*, pp. 663–666, 2015.

[12] I. Martinovic, D. Davies, M. Frank, D. Perito, T. Ros, and D. X. Song, 'On the Feasibility of Side-Channel Attacks with Brain-Computer Interfaces', in *USENIX Security Symposium*, 2012.

[13] K. Sundararajan, 'Privacy and security issues in Brain Computer Interface'.

[14] H. Takabi, A. Bhalotiya, and M. Alohaly, 'Brain Computer Interface (BCI) Applications: Privacy Threats and Countermeasures', *2016 IEEE 2nd Int. Conf. Collab. Internet Comput. CIC*, pp. 102–111, 2016.

[15] L. Pycroft *et al.*, 'Brainjacking: Implant Security Issues in Invasive Neuromodulation.', *World Neurosurg.*, vol. 92, pp. 454–462, 2016.

[16] S. Basu *et al.*, 'Cloud computing security challenges & solutions-A survey', *2018 IEEE 8th Annu. Comput. Commun. Workshop Conf. CCWC*, pp. 347–356, 2018.

[17] A. Obaid *et al.*, 'Massively parallel microwire arrays integrated with CMOS chips for neural recording', *Sci. Adv.*, vol. 6, no. 12, p. eaay2789, 2020, doi: 10.1126/sciadv.aay2789.

[18] M. Ienca, P. Haselager, and E. Emanuel, 'Brain leaks and consumer neurotechnology', *Nat. Biotechnol.*, vol. 36, pp. 805–810, Sep. 2018, doi: 10.1038/nbt.4240.

[19] R. A. E.-T. Ramadan and A. V. Vasilakos, 'Brain computer interface: control signals review', *Neurocomputing*, vol. 223, pp. 26–44, 2017.

[20] L. Jiang, A. Stocco, D. Losey, J. Abernethy, C. Prat, and R. Rao, 'BrainNet: A Multi-Person Brain-to-Brain Interface for Direct Collaboration Between Brains', *Sci. Rep.*, vol. 9, Apr. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-41895-7.

[21] M. Pais-Vieira, G. Chiuffa Tunes, M. Lebedev, A. Yadav, and M. Nicolelis, 'Building an organic computing device with multiple interconnected brains (vol 5, 11869, 2015)', *Sci. Rep.*, vol. 5, Oct. 2015, doi: 10.1038/srep14937.
[22] M. Pais-Vieira, M. A. Lebedev, C. Kunicki, J. Wang, and M. A. L. Nicolelis, 'A Brain-to-Brain Interface for Real-Time Sharing of Sensorimotor Information', *Sci. Rep.*, vol. 3, 2013.
[23] S. Zhang *et al.*, 'Human Mind Control of Rat Cyborg's Continuous Locomotion with Wireless Brain-to-Brain Interface', *Sci. Rep.*, vol. 9, 2019.
[24] G. Muller-Putz *et al.*, 'Towards Noninvasive Hybrid Brain–Computer Interfaces: Framework, Practice, Clinical Application, and Beyond', *Proc. IEEE*, vol. 103, no. 6, pp. 926–943, Mar. 2015, doi: 10.1109/jproc.2015.2411333.
[25] E. Kinney-Lang *et al.*, 'Advancing Brain-Computer Interface Applications for Severely Disabled Children Through a Multidisciplinary National Network: Summary of the Inaugural Pediatric BCI Canada Meeting', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 14, Sep. 2020, doi: 10.3389/fnhum.2020.593883.
[26] M. Clerc, 'Review of "Brain-Computer Interfaces, principles and practise", edited by Jonathan R. Wolpaw and Elizabeth Winter Wolpaw', *Biomed. Eng. OnLine*, vol. 12, no. 1, p. 22, 2013, doi: 10.1186/1475-925x-12-22.
[27] B. Blankertz *et al.*, 'The Berlin Brain–Computer Interface: Non-Medical Uses of BCI Technology', *Front. Neurosci.*, vol. 4, 2010, doi: 10.3389/fnins.2010.00198.
[28] J.-H. Jeong *et al.*, '2020 International brain–computer interface competition: A review', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 16, Apr. 2022, doi: 10.3389/fnhum.2022.898300.
[29] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, 'Brain–computer interfaces for communication and control', *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, Mar. 2002, doi: 10.1016/s1388-2457(02)00057-3.
[30] P. Konrad and T. Shanks, 'Implantable brain computer interface: Challenges to neurotechnology translation', *Neurobiol. Dis.*, vol. 38, no. 3, pp. 369–375, Mar. 2010, doi: 10.1016/j.nbd.2009.12.007.
[31] 'Brain Controlled Technology', *EMOTIV*. https://www.emotiv.com/brain-controlled-technology/ (accessed Dec. 28, 2022).
[32] 'EEG - ECG - Biosensors'. https://neurosky.com/ (accessed Dec. 28, 2022).
[33] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, 'Brain Computer Interfaces, a Review', *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, Jan. 2012, doi: 10.3390/s120201211.
[34] J. R. Wolpaw *et al.*, 'Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting', *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 164–173, Mar. 2000, doi: 10.1109/tre.2000.847807.
[35] U. Chaudhary, N. Birbaumer, and A. Ramos-Murguialday, 'Brain–computer interfaces for communication and rehabilitation', *Nat. Rev. Neurol.*, vol. 12, no. 9, pp. 513–525, Dec. 2016, doi: 10.1038/nrneurol.2016.113.
[36] C. I. Penaloza and S. Nishio, 'BMI control of a third arm for multitasking', *Sci. Robot.*, vol. 3, no. 20, Apr. 2018, doi: 10.1126/scirobotics.aat1228.
[37] R. Mane, T. Chouhan, and C. Guan, 'BCI for stroke rehabilitation: motor and beyond', *J. Neural Eng.*, vol. 17, no. 4, p. 041001, Dec. 2020, doi: 10.1088/1741-2552/aba162.
[38] J. Pearson, 'The human imagination: the cognitive neuroscience of visual mental imagery', *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 20, no. 10, pp. 624–634, Dec. 2019, doi: 10.1038/s41583-019-0202-9.
[39] B. Blankertz, R. Tomioka, S. Lemm, M. Kawanabe, and K. Muller, 'Optimizing Spatial filters for Robust EEG Single-Trial Analysis', *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 25, no. 1, pp. 41–56, 2008, doi: 10.1109/msp.2008.4408441.
[40] B. Blankertz, S. Lemm, M. Treder, S. Haufe, and K.-R. Müller, 'Single-trial analysis and classification of ERP components — A tutorial', *NeuroImage*, vol. 56, no. 2, pp. 814–825, Feb. 2011, doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.06.048.
[41] B. Blankertz *et al.*, 'The Berlin Brain-Computer Interface: Progress Beyond Communication and Control', *Front. Neurosci.*, vol. 10, Aug. 2016, doi: 10.3389/fnins.2016.00530.

[42] M.-H. Lee *et al.*, 'EEG dataset and OpenBMI toolbox for three BCI paradigms: an investigation into BCI illiteracy', *GigaScience*, vol. 8, no. 5, Jan. 2019, doi: 10.1093/gigascience/giz002.
[43] J. D. R. Millán, 'Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges', *Front. Neurosci.*, vol. 1, 2010, doi: 10.3389/fnins.2010.00161.
[44] D. Yadav, S. Yadav, and K. Veer, 'A comprehensive assessment of Brain Computer Interfaces: Recent trends and challenges', *J. Neurosci. Methods*, vol. 346, p. 108918, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.jneumeth.2020.108918.
[45] 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, Feb. 2012, doi: 10.1038/nature11076.
[46] S. Micera, 'Neuroprosthetics: Restoring multi-joint motor control', *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 1, no. 5, Feb. 2017, doi: 10.1038/s41551-017-0073.
[47] S. R. Nason *et al.*, 'A low-power band of neuronal spiking activity dominated by local single units improves the performance of brain–machine interfaces', *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 4, no. 10, pp. 973–983, Apr. 2020, doi: 10.1038/s41551-020-0591-0.
[48] S. Dahne *et al.*, 'Multivariate Machine Learning Methods for Fusing Multimodal Functional Neuroimaging Data', *Proc. IEEE*, vol. 103, no. 9, pp. 1507–1530, Jun. 2015, doi: 10.1109/jproc.2015.2425807.
[49] H. Aghajani, M. Garbey, and A. Omurtag, 'Measuring Mental Workload with EEG$\mathplus$fNIRS', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 11, Apr. 2017, doi: 10.3389/fnhum.2017.00359.
[50] M. Rashid *et al.*, 'Current Status, Challenges, and Possible Solutions of EEG-Based Brain-Computer Interface: A Comprehensive Review', *Front. Neurorobotics*, vol. 14, Mar. 2020, doi: 10.3389/fnbot.2020.00025.
[51] A. Shakeel, M. S. Navid, M. N. Anwar, S. Mazhar, M. Jochumsen, and I. K. Niazi, 'A Review of Techniques for Detection of Movement Intention Using Movement-Related Cortical Potentials', *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2015, pp. 1–13, 2015, doi: 10.1155/2015/346217.
[52] J.-H. Jeong, N.-S. Kwak, C. Guan, and S.-W. Lee, 'Decoding Movement-Related Cortical Potentials Based on Subject-Dependent and Section-Wise Spectral Filtering', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 28, no. 3, pp. 687–698, Nov. 2020, doi: 10.1109/tnsre.2020.2966826.
[53] A. Kübler, A. Furdea, S. Halder, E. M. Hammer, F. Nijboer, and B. Kotchoubey, 'A Brain-Computer Interface Controlled Auditory Event-Related Potential (P300) Spelling System for Locked-In Patients', *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1157, no. 1, pp. 90–100, Nov. 2009, doi: 10.1111/j.1749-6632.2008.04122.x.
[54] A. Riccio *et al.*, 'Attention and P300-based BCI performance in people with amyotrophic lateral sclerosis', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 7, 2013, doi: 10.3389/fnhum.2013.00732.
[55] D.-O. Won, H.-J. Hwang, D.-M. Kim, K.-R. Muller, and S.-W. Lee, 'Motion-Based Rapid Serial Visual Presentation for Gaze-Independent Brain-Computer Interfaces', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 2, pp. 334–343, Oct. 2018, doi: 10.1109/tnsre.2017.2736600.
[56] G. R. Muller-Putz and G. Pfurtscheller, 'Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 1, pp. 361–364, Jan. 2008, doi: 10.1109/tbme.2007.897815.
[57] D. Lesenfants *et al.*, 'An independent SSVEP-based brain–computer interface in locked-in syndrome', *J. Neural Eng.*, vol. 11, no. 3, p. 035002, Feb. 2014, doi: 10.1088/1741-2560/11/3/035002.
[58] N.-S. Kwak, K.-R. Müller, and S.-W. Lee, 'A convolutional neural network for steady state visual evoked potential classification under ambulatory environment', *PLOS ONE*, vol. 12, no. 2, p. e0172578, Oct. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0172578.

[59] X. Zheng *et al.*, 'Anti-fatigue Performance in SSVEP-Based Visual Acuity Assessment: A Comparison of Six Stimulus Paradigms', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 14, Apr. 2020, doi: 10.3389/fnhum.2020.00301.

[60] K. K. Ang and C. Guan, 'EEG-Based Strategies to Detect Motor Imagery for Control and Rehabilitation', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 4, pp. 392–401, Dec. 2017, doi: 10.1109/tnsre.2016.2646763.

[61] N. Leeuwis, A. Paas, and M. Alimardani, 'Vividness of Visual Imagery and Personality Impact Motor-Imagery Brain Computer Interfaces', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 15, Dec. 2021, doi: 10.3389/fnhum.2021.634748.

[62] J. Höhne, E. Holz, P. Staiger-Sälzer, K.-R. Müller, A. Kübler, and M. Tangermann, 'Motor Imagery for Severely Motor-Impaired Patients: Evidence for Brain-Computer Interfacing as Superior Control Solution', *PLoS ONE*, vol. 9, no. 8, p. e104854, Dec. 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0104854.

[63] R. Abiri, S. Borhani, E. W. Sellers, Y. Jiang, and X. Zhao, 'A comprehensive review of EEG-based brain–computer interface paradigms', *J. Neural Eng.*, vol. 16, no. 1, p. 011001, Jan. 2019, doi: 10.1088/1741-2552/aaf12e.

[64] K.-T. Kim, H.-I. Suk, and S.-W. Lee, 'Commanding a Brain-Controlled Wheelchair Using Steady-State Somatosensory Evoked Potentials', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 3, pp. 654–665, Nov. 2018, doi: 10.1109/tnsre.2016.2597854.

[65] A. D. Degenhart *et al.*, 'Stabilization of a brain–computer interface via the alignment of low-dimensional spaces of neural activity', *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 4, no. 7, pp. 672–685, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41551-020-0542-9.

[66] B. J. Edelman *et al.*, 'Noninvasive neuroimaging enhances continuous neural tracking for robotic device control', *Sci. Robot.*, vol. 4, no. 31, Mar. 2019, doi: 10.1126/scirobotics.aaw6844.

[67] X. Chen, Y. Wang, M. Nakanishi, X. Gao, T.-P. Jung, and S. Gao, 'High-speed spelling with a noninvasive brain–computer interface', *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 112, no. 44, Jul. 2015, doi: 10.1073/pnas.1508080112.

[68] R. Cox and J. Fell, 'Analyzing human sleep EEG: A methodological primer with code implementation', *Sleep Med. Rev.*, vol. 54, p. 101353, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.smrv.2020.101353.

[69] A. Schwarz, M. K. Höller, J. Pereira, P. Ofner, and G. R. Müller-Putz, 'Decoding hand movements from human EEG to control a robotic arm in a simulation environment', *J. Neural Eng.*, vol. 17, no. 3, p. 036010, Feb. 2020, doi: 10.1088/1741-2552/ab882e.

[70] S. Woo *et al.*, 'An Open Source-Based BCI Application for Virtual World Tour and Its Usability Evaluation', *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 15, Apr. 2021, doi: 10.3389/fnhum.2021.647839.

[71] T. Zhang, W. Zheng, Z. Cui, Y. Zong, and Y. Li, 'Spatial–Temporal Recurrent Neural Network for Emotion Recognition', *IEEE Trans. Cybern.*, vol. 49, no. 3, pp. 839–847, Nov. 2019, doi: 10.1109/tcyb.2017.2788081.

[72] S.-H. Kim, H.-J. Yang, N. A. T. Nguyen, and S.-W. Lee, 'Automatic Approach for EEG-Based Multiple Emotional State Identification', *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 25, no. 5, pp. 1508–1518, Feb. 2021, doi: 10.1109/jbhi.2020.3032678.

[73] E. Maiorana, 'Deep learning for EEG-based biometric recognition', *Neurocomputing*, vol. 410, pp. 374–386, Jul. 2020, doi: 10.1016/j.neucom.2020.06.009.

[74] W. Zhuang, Y. Shen, L. Li, C. Gao, and D. Dai, 'A brain-computer interface system for smart home control based on single trial motor imagery EEG', *Int. J. Sens. Netw.*, vol. 34, no. 4, p. 214, 2020, doi: 10.1504/ijsnet.2020.111780.

[75] S. Baillet, J. C. Mosher, and R. M. Leahy, 'Electromagnetic brain mapping', *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 18, no. 6, pp. 14–30, 2001, doi: 10.1109/79.962275.

[76] G. Tononi, M. Boly, O. Gosseries, and S. Laureys, 'The Neurology of Consciousness', 2016, pp. 407–461. doi: 10.1016/B978-0-12-800948-2.00025-X.

[77] E. W. Sellers, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, 'A brain-computer interface for long-term independent home use', *Amyotroph. Lateral Scler.*, vol. 11, no. 5, pp. 449–455, Mar. 2010, doi: 10.3109/17482961003777470.

[78] F. Cincotti *et al.*, 'Non-invasive brain–computer interface system: Towards its application as assistive technology', *Brain Res. Bull.*, vol. 75, no. 6, pp. 796–803, Dec. 2008, doi: 10.1016/j.brainresbull.2008.01.007.
[79] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis, 'Brain–machine interfaces: past, present and future', *Trends Neurosci.*, vol. 29, no. 9, pp. 536–546, Jun. 2006, doi: 10.1016/j.tins.2006.07.004.
[80] J. R. Wolpaw, 'Brain-computer interfaces as new brain output pathways', *J. Physiol.*, vol. 579, no. 3, pp. 613–619, Nov. 2007, doi: 10.1113/jphysiol.2006.125948.
[81] P. R. Kennedy, R. A. E. Bakay, M. M. Moore, K. Adams, and J. Goldwaithe, 'Direct control of a computer from the human central nervous system', *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 198–202, 2000, doi: 10.1109/86.847815.
[82] C. Bossetti, J. Carmena, M. Nicolelis, and P. Wolf, 'Transmission Latencies in a Telemetry-Linked Brain-Machine Interface', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 919–24, Jul. 2004, doi: 10.1109/TBME.2004.827090.
[83] M. Teplan, 'Fundamental of EEG Measurement', *Meas. Sci. Rev.*, vol. 2, Jan. 2002.
[84] G. D. Flumeri, P. Aricò, G. Borghini, N. Sciaraffa, A. D. Florio, and F. Babiloni, 'The Dry Revolution: Evaluation of Three Different EEG Dry Electrode Types in Terms of Signal Spectral Features, Mental States Classification and Usability', *Sensors*, vol. 19, no. 6, p. 1365, Nov. 2019, doi: 10.3390/s19061365.
[85] A. B. Usakli, 'Improvement of EEG Signal Acquisition: An Electrical Aspect for State of the Art of Front End', *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2010, pp. 1–7, 2010, doi: 10.1155/2010/630649.
[86] C. Fonseca *et al.*, 'A Novel Dry Active Electrode for EEG Recording', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 1, pp. 162–165, 2007, doi: 10.1109/TBME.2006.884649.
[87] B. A. Taheri, R. T. Knight, and R. L. Smith, 'A dry electrode for EEG recording', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 90, no. 5, pp. 376–383, Feb. 1994, doi: 10.1016/0013-4694(94)90053-1.
[88] G. Gargiulo *et al.*, 'A new EEG recording system for passive dry electrodes', *Clin. Neurophysiol.*, vol. 121, no. 5, pp. 686–693, Feb. 2010, doi: 10.1016/j.clinph.2009.12.025.
[89] W. M. Leach, 'Fundamentals of low-noise analog circuit design', *Proc IEEE*, vol. 82, pp. 1515–1538, 1994.
[90] A. Kübler, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw, and N. Birbaumer, 'Brain–computer communication: Unlocking the locked in.', *Psychol. Bull.*, vol. 127, no. 3, pp. 358–375, 2001, doi: 10.1037/0033-2909.127.3.358.
[91] B. K. Anand, G. S. Chhina, and B. Singh, 'Some aspects of electroencephalographic studies in Yogis', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 13, pp. 452–456, 1961.
[92] L. I. Aftanas and S. A. Golocheikine, 'Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation', *Neurosci. Lett.*, vol. 310, no. 1, pp. 57–60, Jun. 2001, doi: 10.1016/s0304-3940(01)02094-8.
[93] T. Fernández *et al.*, 'EEG activation patterns during the performance of tasks involving different components of mental calculation', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 94, no. 3, pp. 175–182, Nov. 1995, doi: 10.1016/0013-4694(94)00262-j.
[94] J. B. Caplan, J. R. Madsen, S. Raghavachari, and M. J. Kahana, 'Distinct Patterns of Brain Oscillations Underlie Two Basic Parameters of Human Maze Learning', *J. Neurophysiol.*, vol. 86, no. 1, pp. 368–380, Apr. 2001, doi: 10.1152/jn.2001.86.1.368.
[95] W. Klimesch *et al.*, 'Theta synchronization during episodic retrieval: neural correlates of conscious awareness', *Cogn. Brain Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 33–38, Dec. 2001, doi: 10.1016/s0926-6410(01)00024-6.
[96] J. A. Pineda, 'Sensorimotor cortex as a critical component of an "extended" mirror neuron system: Does it solve the development, correspondence, and control problems in mirroring?', *Behav. Brain Funct.*, vol. 4, no. 1, p. 47, 2008, doi: 10.1186/1744-9081-4-47.

[97] A. Cott, R. P. Pavloski, and A. H. Black, ‘Reducing Epileptic Seizures Through Operant Conditioning of Central Nervous System Activity: Procedural Variables’, *Science*, vol. 203, no. 4375, pp. 73–75, Jan. 1979, doi: 10.1126/science.758682.
[98] W. Klimesch, ‘EEG-alpha rhythms and memory processes’, *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 26, no. 1–3, pp. 319–340, Mar. 1997, doi: 10.1016/s0167-8760(97)00773-3.
[99] L. Venables and S. Fairclough, ‘The influence of performance feedback on goal-setting and mental effort regulation’, *Motiv Emot*, vol. 33, pp. 63–74, Mar. 2009, doi: 10.1007/s11031-008-9116-y.
[100] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, and F. H. L. da Silva, ‘Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks’, *NeuroImage*, vol. 31, no. 1, pp. 153–159, Feb. 2006, doi: 10.1016/j.neuroimage.2005.12.003.
[101] G. Pfurtscheller and C. Neuper, ‘Neuper, C.: Motor imagery and direct brain-computer communication. Proc. IEEE 82(7), 1123-1134’, *Proc. IEEE*, vol. 89, pp. 1123–1134, Aug. 2001, doi: 10.1109/5.939829.
[102] K.-H. Lee, L. M. Williams, M. Breakspear, and E. Gordon, ‘Synchronous Gamma activity: a review and contribution to an integrative neuroscience model of schizophrenia’, *Brain Res. Rev.*, vol. 41, no. 1, pp. 57–78, Jan. 2003, doi: 10.1016/s0165-0173(02)00220-5.
[103] P. Brown, S. Salenius, J. C. Rothwell, and R. Hari, ‘Cortical Correlate of the Piper Rhythm in Humans’, *J. Neurophysiol.*, vol. 80, no. 6, pp. 2911–2917, Sep. 1998, doi: 10.1152/jn.1998.80.6.2911.
[104] T. Mima, N. Simpkins, T. Oluwatimilehin, and M. Hallett, ‘Force level modulates human cortical oscillatory activities’, *Neurosci. Lett.*, vol. 275, no. 2, pp. 77–80, Aug. 1999, doi: 10.1016/s0304-3940(99)00734-x.
[105] W. Lutzenberger, F. Pulvermüller, T. Elbert, and N. Birbaumer, ‘Visual stimulation alters local 40-Hz responses in humans: an EEG-study’, *Neurosci. Lett.*, vol. 183, no. 1–2, pp. 39–42, Jan. 1995, doi: 10.1016/0304-3940(94)11109-v.
[106] M. M. Müller, A. Keil, T. Gruber, and T. Elbert, ‘Processing of affective pictures modulates right-hemispheric gamma band EEG activity’, *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, no. 11, pp. 1913–1920, Aug. 1999, doi: 10.1016/s1388-2457(99)00151-0.
[107] M. Muller *et al.*, ‘Visually induced gamma-band responses in human electroencephalographic activity ? a link to animal studies’, *Exp. Brain Res.*, vol. 112, no. 1, Aug. 1996, doi: 10.1007/bf00227182.
[108] L. Zhang, W. He, C. He, and P. Wang, ‘Improving Mental Task Classification by Adding High Frequency Band Information’, *J. Med. Syst.*, vol. 34, no. 1, pp. 51–60, Jul. 2008, doi: 10.1007/s10916-008-9215-z.
[109] F. Darvas, R. Scherer, J. G. Ojemann, R. P. Rao, K. J. Miller, and L. B. Sorensen, ‘High gamma mapping using EEG’, *NeuroImage*, vol. 49, no. 1, pp. 930–938, Jan. 2010, doi: 10.1016/j.neuroimage.2009.08.041.
[110] K. J. Miller *et al.*, ‘Spectral Changes in Cortical Surface Potentials during Motor Movement’, *J. Neurosci.*, vol. 27, no. 9, pp. 2424–2432, Oct. 2007, doi: 10.1523/jneurosci.3886-06.2007.
[111] G. H. Klem, H. Lüders, H. H. Jasper, and C. E. Elger, ‘The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology.’, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, vol. 52, pp. 3–6, 1999.
[112] S. Waldert, T. Pistohl, C. Braun, T. Ball, A. Aertsen, and C. Mehring, ‘A review on directional information in neural signals for brain-machine interfaces’, *J. Physiol.-Paris*, vol. 103, no. 3–5, pp. 244–254, Feb. 2009, doi: 10.1016/j.jphysparis.2009.08.007.
[113] R. Salmelin, M. Hámáaláinen, M. Kajola, and R. Hari, ‘Functional Segregation of Movement-Related Rhythmic Activity in the Human Brain’, *NeuroImage*, vol. 2, no. 4, pp. 237–243, Sep. 1995, doi: 10.1006/nimg.1995.1031.

[114] C. Babiloni, V. Pizzella, C. Del Gratta, A. Ferretti, and G. L. Romani, 'Fundamentals of electroencefalography, magnetoencefalography, and functional magnetic resonance imaging', *Int. Rev. Neurobiol.*, vol. 86, pp. 67–80, 2009.
[115] J. Mellinger *et al.*, 'An MEG-based brain–computer interface (BCI)', *Neuroimage*, vol. 36, no. 3, pp. 581–593, 2007.
[116] W. Wang *et al.*, 'Decoding and cortical source localization for intended movement direction with MEG', *J. Neurophysiol.*, vol. 104, no. 5, pp. 2451–2461, 2010.
[117] T. N. Lal *et al.*, 'A brain computer interface with online feedback based on magnetoencephalography', in *Proceedings of the 22nd international conference on Machine learning - ICML '05*, Bonn, Germany, 2005, pp. 465–472. doi: 10.1145/1102351.1102410.
[118] L. Kauhanen *et al.*, 'EEG and MEG brain-computer interface for tetraplegic patients', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 190–193, 2006.
[119] A. P. Georgopoulos, F. J. Langheim, A. C. Leuthold, and A. N. Merkle, 'Magnetoencephalographic signals predict movement trajectory in space', *Exp. Brain Res.*, vol. 167, no. 1, pp. 132–135, 2005.
[120] J. Zhang, G. Sudre, X. Li, W. Wang, D. J. Weber, and A. Bagic, 'Clustering linear discriminant analysis for MEG-based brain computer interfaces', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 3, pp. 221–231, 2011.
[121] N. Montazeri, M. B. Shamsollahi, and S. Hajipour, 'MEG based classification of wrist movement', in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Jun. 2009. doi: 10.1109/iembs.2009.5334472.
[122] T. Ball, M. Kern, I. Mutschler, A. Aertsen, and A. Schulze-Bonhage, 'Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG', *Neuroimage*, vol. 46, no. 3, pp. 708–716, 2009.
[123] G. Loeb, A. Walker, S. Uematsu, and B. Konigsmark, 'Histological reaction to various conductive and dielectric films chronically implanted in the subdural space', *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 11, no. 2, pp. 195–210, 1977.
[124] L. A. Bullara, W. F. Agnew, T. G. Yuen, S. Jacques, and R. H. Pudenz, 'Evaluation of electrode array material for neural prostheses', *Neurosurgery*, vol. 5, no. 6, pp. 681–686, 1979.
[125] T. G. Yuen, W. F. Agnew, and L. A. Bullara, 'Tissue response to potential neuroprosthetic materials implanted subdurally', *Biomaterials*, vol. 8, no. 2, pp. 138–141, 1987.
[126] E. Margalit *et al.*, 'Visual and electrical evoked response recorded from subdural electrodes implanted above the visual cortex in normal dogs under two methods of anesthesia', *J. Neurosci. Methods*, vol. 123, no. 2, pp. 129–137, 2003.
[127] Z. C. Chao, Y. Nagasaka, and N. Fujii, 'Long-term asynchronous decoding of arm motion using electrocorticographic signals in monkey', *Front. Neuroengineering*, p. 3, 2010.
[128] T. Matsuo *et al.*, 'Intrasulcal electrocorticography in macaque monkeys with minimally invasive neurosurgical protocols', *Front. Syst. Neurosci.*, vol. 5, p. 34, 2011.
[129] N. E. Crone *et al.*, 'Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. I. Alpha and beta event-related desynchronization.', *Brain J. Neurol.*, vol. 121, no. 12, pp. 2271–2299, 1998.
[130] N. E. Crone, D. L. Miglioretti, B. Gordon, and R. P. Lesser, 'Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. II. Event-related synchronization in the gamma band.', *Brain J. Neurol.*, vol. 121, no. 12, pp. 2301–2315, 1998.
[131] K. J. Miller, P. Shenoy, J. W. Miller, R. P. Rao, J. G. Ojemann, and others, 'Real-time functional brain mapping using electrocorticography', *Neuroimage*, vol. 37, no. 2, pp. 504–507, 2007.
[132] S. P. Levine *et al.*, 'Identification of electrocorticogram patterns as the basis for a direct brain interface', *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 16, no. 5, p. 439, 1999.

[133] E. C. Leuthardt, G. Schalk, J. R. Wolpaw, J. G. Ojemann, and D. W. Moran, 'A brain–computer interface using electrocorticographic signals in humans', *J. Neural Eng.*, vol. 1, no. 2, p. 63, 2004.
[134] G. Schalk *et al.*, 'Decoding two-dimensional movement trajectories using electrocorticographic signals in humans', *J. Neural Eng.*, vol. 4, no. 3, p. 264, 2007.
[135] V. S. Polikov, P. A. Tresco, and W. M. Reichert, 'Response of brain tissue to chronically implanted neural electrodes', *J. Neurosci. Methods*, vol. 148, no. 1, pp. 1–18, 2005.
[136] E. M. Maynard, C. T. Nordhausen, and R. A. Normann, 'The Utah intracortical electrode array: a recording structure for potential brain-computer interfaces', *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 102, no. 3, pp. 228–239, 1997.
[137] R. T. Lauer, P. H. Peckham, K. L. Kilgore, and W. J. Heetderks, 'Applications of cortical signals to neuroprosthetic control: a critical review', *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 205–208, 2000.
[138] A. P. Georgopoulos, A. B. Schwartz, and R. E. Kettner, 'Neuronal population coding of movement direction', *Science*, vol. 233, no. 4771, pp. 1416–1419, 1986.
[139] A. B. Schwartz, 'Motor cortical activity during drawing movements: population representation during sinusoid tracing', *J. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 1, pp. 28–36, 1993.
[140] J. Wessberg *et al.*, 'Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates', *Nature*, vol. 408, no. 6810, pp. 361–365, 2000.
[141] D. M. Taylor, S. I. H. Tillery, and A. B. Schwartz, 'Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices', *Science*, vol. 296, no. 5574, pp. 1829–1832, 2002.
[142] A. Jackson, J. Mavoori, and E. E. Fetz, 'Correlations between the same motor cortex cells and arm muscles during a trained task, free behavior, and natural sleep in the macaque monkey', *J. Neurophysiol.*, vol. 97, no. 1, pp. 360–374, 2007.
[143] M. Velliste, S. Perel, M. C. Spalding, A. S. Whitford, and A. B. Schwartz, 'Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding', *Nature*, vol. 453, no. 7198, pp. 1098–1101, 2008.
[144] C. E. Vargas-Irwin, G. Shakhnarovich, P. Yadollahpour, J. M. Mislow, M. J. Black, and J. P. Donoghue, 'Decoding complete reach and grasp actions from local primary motor cortex populations', *J. Neurosci.*, vol. 30, no. 29, pp. 9659–9669, 2010.
[145] J. Carpaneto *et al.*, 'Decoding the activity of grasping neurons recorded from the ventral premotor area F5 of the macaque monkey', *Neuroscience*, vol. 188, pp. 80–94, 2011.
[146] P. R. Kennedy, M. T. Kirby, M. M. Moore, B. King, and A. Mallory, 'Computer control using human intracortical local field potentials', *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 3, pp. 339–344, 2004.
[147] R. C. DeCharms, K. Christoff, G. H. Glover, J. M. Pauly, S. Whitfield, and J. D. Gabrieli, 'Learned regulation of spatially localized brain activation using real-time fMRI', *Neuroimage*, vol. 21, no. 1, pp. 436–443, 2004.
[148] N. Weiskopf *et al.*, 'Principles of a brain-computer interface (BCI) based on real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI)', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 966–970, 2004.
[149] J.-H. Lee, J. Ryu, F. A. Jolesz, Z.-H. Cho, and S.-S. Yoo, 'Brain–machine interface via real-time fMRI: preliminary study on thought-controlled robotic arm', *Neurosci. Lett.*, vol. 450, no. 1, pp. 1–6, 2009.
[150] N. K. Logothetis, J. Pauls, M. Augath, T. Trinath, and A. Oeltermann, 'Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal', *nature*, vol. 412, no. 6843, pp. 150–157, 2001.
[151] N. Weiskopf *et al.*, 'Real-time functional magnetic resonance imaging: methods and applications', *Magn. Reson. Imaging*, vol. 25, no. 6, pp. 989–1003, Apr. 2007, doi: 10.1016/j.mri.2007.02.007.
[152] R. C. deCharms, 'Applications of real-time fMRI', *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 9, no. 9, pp. 720–729, Jun. 2008, doi: 10.1038/nrn2414.
[153] T. Moench *et al.*, 'Real-time classification of activated brain areas for fMRI-based human-brain-interfaces', in *Medical Imaging 2008: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*, 2008, vol. 6916, pp. 542–551.

[154] B. D. Ward and Y. Mazaheri, ‘Information transfer rate in fMRI experiments measured using mutual information theory’, *J. Neurosci. Methods*, vol. 167, no. 1, pp. 22–30, 2008.
[155] S. M. Coyle, T. E. Ward, and C. M. Markham, ‘Brain–computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system’, *J. Neural Eng.*, vol. 4, no. 3, p. 219, 2007.
[156] G. Taga, F. Homae, and H. Watanabe, ‘Effects of source-detector distance of near infrared spectroscopy on the measurement of the cortical hemodynamic response in infants’, *Neuroimage*, vol. 38, no. 3, pp. 452–460, 2007.
[157] R. P. Kennan, S. G. Horovitz, A. Maki, Y. Yamashita, H. Koizumi, and J. C. Gore, ‘Simultaneous recording of event-related auditory oddball response using transcranial near infrared optical topography and surface EEG’, *Neuroimage*, vol. 16, no. 3, pp. 587–592, 2002.
[158] S. Coyle, T. Ward, C. Markham, and G. McDarby, ‘On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain–computer interfaces’, *Physiol. Meas.*, vol. 25, no. 4, p. 815, 2004.
[159] S. D. Power, A. Kushki, and T. Chau, ‘Towards a system-paced near-infrared spectroscopy brain–computer interface: differentiating prefrontal activity due to mental arithmetic and mental singing from the no-control state’, *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 6, p. 066004, 2011.
[160] A. Villringer, J. Planck, C. Hock, L. Schleinkofer, and U. Dirnagl, ‘Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults’, *Neurosci. Lett.*, vol. 154, no. 1–2, pp. 101–104, 1993.
[161] R. Sitaram *et al.*, ‘Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain–computer interface’, *NeuroImage*, vol. 34, no. 4, pp. 1416–1427, 2007.
[162] M. van Gerven *et al.*, ‘The brain–computer interface cycle’, *J. Neural Eng.*, vol. 6, p. 041001, 2009.
[163] A. Naseer, H. Zhiqui, and A. Ali, ‘Cloud Computing Security Threats and Attacks with Their Mitigation Techniques’, Oct. 2017, pp. 244–251. doi: 10.1109/CyberC.2017.37.
[164] H. J. Chizeck and T. Bonaci, ‘Brain-Computer Interface Anonymizer’, US20140228701A1, Aug. 14, 2014 Accessed: Dec. 27, 2022. [Online]. Available: https://patents.google.com/patent/US20140228701A1/en
[165] P. Sarma, P. Tripathi, M. P. Sarma, and K. K. Sarma, ‘Pre-processing and Feature Extraction Techniques for EEGBCI Applications- A Review of Recent Research’, *ADBU J. Eng. Technol. AJET*, vol. 5, 2016.
[166] N. Bentabet and N.-E. Berrached, ‘Synchronous P300 based BCI to control home appliances’, in *2016 8th International Conference on Modelling, Identification and Control (ICMIC)*, 2016, pp. 835–838. doi: 10.1109/ICMIC.2016.7804230.
[167] T. Bonaci, J. A. Herron, C. Matlack, and H. J. Chizeck, ‘Securing the exocortex: A twenty-first century cybernetics challenge’, *2014 IEEE Conf. Norbert Wien. 21st Century 21CW*, pp. 1–8, 2014.
[168] X. Li and K.-C. Wong, Eds., *Natural Computing for Unsupervised Learning*. Cham: Springer International Publishing, 2019. doi: 10.1007/978-3-319-98566-4.
[169] K.-S. Hong and M. Khan, ‘Hybrid Brain–Computer Interface Techniques for Improved Classification Accuracy and Increased Number of Commands: A Review’, *Front. Neurorobotics*, vol. 11, Jul. 2017, doi: 10.3389/fnbot.2017.00035.
[170] S. Vaid, P. Singh, and C. Kaur, ‘EEG Signal Analysis for BCI Interface: A Review’, *2015 Fifth Int. Conf. Adv. Comput. Commun. Technol.*, pp. 143–147, 2015.
[171] M. Scholl *et al.*, ‘Introductory Resource Guide for Implementing the Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA) Security Rule [revision 1]’, 2005.
[172] D. R. Kuhn, V. C. Hu, W. T. Polk, and S. H. Chang, ‘SP 800-32. Introduction to Public Key Technology and the Federal PKI Infrastructure’, 2001.
[173] R. S. Ross, V. Pillitteri, R. D. Graubart, D. J. Bodeau, and R. McQuaid, ‘Developing cyber resilient systems’:, 2019.

[174] S. G. Finlayson, J. D. Bowers, J. Ito, J. L. Zittrain, A. L. Beam, and I. S. Kohane, 'Adversarial attacks on medical machine learning', *Science*, vol. 363, no. 6433, pp. 1287–1289, Nov. 2019, doi: 10.1126/science.aaw4399.
[175] Q. Liu, P. Li, W. Zhao, W. Cai, and S. Yu, 'A Survey on Security Threats and Defensive Techniques of Machine Learning: A Data Driven View', *IEEE Access*, vol. 6, pp. 12103–12117, Feb. 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2805680.
[176] M. Frank *et al.*, 'Using EEG-Based BCI Devices to Subliminally Probe for Private Information', *Proc. 2017 Workshop Priv. Electron. Soc.*, 2017.
[177] O. Landau, R. Puzis, and N. Nissim, 'Mind Your Mind: EEG-Based Brain-Computer Interfaces and Their Security in Cyber Space', *ACM Comput. Surv. CSUR*, vol. 53, pp. 1–38, Feb. 2020, doi: 10.1145/3372043.
[178] A. Bernstein, M. Klein, and T. Malone, 'Programming the Global Brain', *Commun. ACM - CACM*, vol. 55, pp. 41–43, May 2012, doi: 10.1145/2160718.2160731.
[179] 'CWE - CWE-119: Improper Restriction of Operations within the Bounds of a Memory Buffer (4.9)'. https://cwe.mitre.org/data/definitions/119.html (accessed Dec. 27, 2022).
[180] T. Saito, R. Watanabe, S. Kondo, S. Sugawara, and M. Yokoyama, 'A survey of prevention/mitigation against memory corruption attacks', in *2016 19th International Conference on Network-Based Information Systems (NBiS)*, 2016, pp. 500–505.
[181] S. Vasile, D. Oswald, and T. Chothia, 'Breaking All the Things—A Systematic Survey of Firmware Extraction Techniques for IoT Devices', in *Smart Card Research and Advanced Applications*, vol. 11389, B. Bilgin and J.-B. Fischer, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 171–185. doi: 10.1007/978-3-030-15462-2_12.
[182] P. Amini, M. Araghizadeh, and R. Azmi, 'A survey on Botnet: Classification, detection and defense', Sep. 2015. doi: 10.1109/ELECSYM.2015.7380847.
[183] L. Pycroft and T. Z. Aziz, 'Security of implantable medical devices with wireless connections: The dangers of cyber-attacks', *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 15, pp. 403–406, 2018.
[184] 'OWASP Top Ten 2017 | A1:2017-Injection | OWASP Foundation'. https://owasp.org/www-project-top-ten/2017/A1_2017-Injection.html (accessed Dec. 27, 2022).
[185] 'CWE - CWE-74: Improper Neutralization of Special Elements in Output Used by a Downstream Component ('Injection') (4.9)'. https://cwe.mitre.org/data/definitions/74.html (accessed Dec. 28, 2022).
[186] J. F. Kurose and K. W. Ross, *Computer networking: a top-down approach*, Seventh edition. Boston: Pearson, 2017.
[187] S. Sibi Chakkaravarthy, D. Sangeetha, and V. Vaidehi, 'A Survey on Malware Analysis and Mitigation Techniques', *Comput Sci Rev*, vol. 32, no. C, pp. 1–23, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.cosrev.2019.01.002.
[188] P. Yan and Z. Yan, 'A Survey on Dynamic Mobile Malware Detection', *Softw. Qual. J.*, vol. 26, no. 3, pp. 891–919, Jun. 2018, doi: 10.1007/s11219-017-9368-4.
[189] B. A. S. Al-rimy, M. A. Maarof, and S. Z. M. Shaid, 'Ransomware Threat Success Factors, Taxonomy, and Countermeasures', *Comput Secur*, vol. 74, no. C, pp. 144–166, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.cose.2018.01.001.
[190] L. Fernández-Maimó, A. Huertas, A. L. Gomez, F. J. García Clemente, J. Weimer, and I. Lee, 'Intelligent and Dynamic Ransomware Spread Detection and Mitigation in Integrated Clinical Environments', *Sensors*, vol. 19, p. 1114, Mar. 2019, doi: 10.3390/s19051114.
[191] P. Amini, M. A. Araghizadeh, and R. Azmi, 'A survey on Botnet: Classification, detection and defense', *2015 Int. Electron. Symp. IES*, pp. 233–238, 2015.
[192] M. Mahmoud, M. Nir, and A. Matrawy, 'A Survey on Botnet Architectures, Detection and Defences', *Int J Netw Secur*, vol. 17, pp. 264–281, 2015.
[193] 'Computer Networks 5th Edition Andrew S Tanenbaum David J ... - ID:5dc721f3f35e6'. https://baixardoc.com/documents/computer-networks-5th-edition-andrew-s-tanenbaum-david-j--5dc721f3f35e6 (accessed Dec. 27, 2022).

[194] S. Gupta, A. Singhal, and A. Kapoor, 'A literature survey on social engineering attacks: Phishing attack', *2016 Int. Conf. Comput. Commun. Autom. ICCCA*, pp. 537–540, 2016.
[195] J. M. Hatfield, 'Social engineering in cybersecurity: The evolution of a concept', *Comput Secur*, vol. 73, pp. 102–113, 2018.
[196] W. Stallings, *Cryptography and network security: principles and practice*, Seventh edition. Boston: Pearson, 2017.
[197] Y. Zou, J. Zhu, X. Wang, and L. Hanzo, 'A Survey on Wireless Security: Technical Challenges, Recent Advances, and Future Trends', *Proc. IEEE*, vol. 104, no. 9, pp. 1727–1765, 2016, doi: 10.1109/JPROC.2016.2558521.
[198] S. Vadlamani, B. Eksioglu, H. Medal, and A. Nandi, 'Jamming attacks on wireless networks: A taxonomic survey', *Int. J. Prod. Econ.*, vol. 172, pp. 76–94, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.ijpe.2015.11.008.
[199] K. Grover, A. Lim, and Q. Yang, 'Jamming and Anti-Jamming Techniques in Wireless Networks: A Survey', *Int J Ad Hoc Ubiquitous Comput*, vol. 17, no. 4, pp. 197–215, Sep. 2014, doi: 10.1504/IJAHUC.2014.066419.
[200] C. Camara, P. Peris-Lopez, and J. E. Tapiador, 'Security and privacy issues in implantable medical devices: A comprehensive survey', *J. Biomed. Inform.*, vol. 55, pp. 272–289, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.jbi.2015.04.007.
[201] H. Takabi, 'Firewall for brain: Towards a privacy preserving ecosystem for BCI applications', in *2016 IEEE Conference on Communications and Network Security (CNS)*, Philadelphia, PA, USA, Oct. 2016, pp. 370–371. doi: 10.1109/CNS.2016.7860516.
[202] M. Bikson *et al.*, 'Rigor and reproducibility in research with transcranial electrical stimulation: An NIMH-sponsored workshop', *Brain Stimulat.*, vol. 11, no. 3, pp. 465–480, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.brs.2017.12.008.
[203] 'CVE - CVE-2022-22805'. https://cve.mitre.org/cgi-bin/cvename.cgi?name=CVE-2022-22805 (accessed Dec. 27, 2022).
[204] 'CWE - CWE-121: Stack-based Buffer Overflow (4.9)'. https://cwe.mitre.org/data/definitions/121.html (accessed Dec. 27, 2022).
[205] 'CWE - CWE-122: Heap-based Buffer Overflow (4.9)'. https://cwe.mitre.org/data/definitions/122.html (accessed Dec. 27, 2022).
[206] 'CWE - CWE-78: Improper Neutralization of Special Elements used in an OS Command ('OS Command Injection') (4.9)'. https://cwe.mitre.org/data/definitions/78.html (accessed Dec. 27, 2022).
[207] 'OWASP Top Ten 2017 | A6:2017-Security Misconfiguration | OWASP Foundation'. https://owasp.org/www-project-top-ten/2017/A6_2017-Security_Misconfiguration.html (accessed Dec. 27, 2022).
[208] V. Haupert, D. Maier, N. Schneider, J. Kirsch, and T. Müller, 'Honey, I Shrunk Your App Security: The State of Android App Hardening', 2018, pp. 69–91. doi: 10.1007/978-3-319-93411-2_4.
[209] T. Saito, M. Yokoyama, S. Sugawara, and K. Suzaki, 'Safe Trans Loader: Mitigation and Prevention of Memory Corruption Attacks for Released Binaries', in *Advances in Information and Computer Security*, Springer International Publishing, 2018, pp. 68–83. doi: 10.1007/978-3-319-97916-8_5.
[210] N. Miramirkhani, M. P. Appini, N. Nikiforakis, and M. Polychronakis, 'Spotless Sandboxes: Evading Malware Analysis Systems Using Wear-and-Tear Artifacts', *2017 IEEE Symp. Secur. Priv. SP*, pp. 1009–1024, 2017.
[211] M. Jagielski, A. Oprea, B. Biggio, C. Liu, C. Nita-Rotaru, and B. Li, 'Manipulating Machine Learning: Poisoning Attacks and Countermeasures for Regression Learning', *2018 IEEE Symp. Secur. Priv. SP*, pp. 19–35, 2018.
[212] G. K. Venkatesh and R. Anitha, 'Structural analysis and detection of android botnets using machine learning techniques', *Int. J. Inf. Secur.*, vol. 17, pp. 153–167, 2018.
[213] A. Fukushima, R. Yagi, N. Kawai, M. Honda, E. Nishina, and T. Oohashi, 'Frequencies of Inaudible High-Frequency Sounds Differentially Affect Brain Activity: Positive and

Negative Hypersonic Effects', *PloS One*, vol. 9, p. e95464, Apr. 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0095464.
[214] K. Sowndhararajan, M. Kim, P. Deepa, S. J. Park, and S. Kim, 'Application of the P300 Event-Related Potential in the Diagnosis of Epilepsy Disorder: A Review', *Sci. Pharm.*, vol. 86, p. 10, Mar. 2018, doi: 10.3390/scipharm86020010.
[215] R. Ramele, A. J. Villar, and J. M. Santos, 'EPOC Emotiv EEG Basics'. arXiv, Oct. 12, 2022. Accessed: Dec. 27, 2022. [Online]. Available: http://arxiv.org/abs/2206.09051
[216] C. Hartmann, S. Fliegen, S. Groiss, L. Wojtecki, and A. Schnitzler, 'An update on best practice of deep brain stimulation in Parkinson's disease', *Ther. Adv. Neurol. Disord.*, vol. 12, Mar. 2019, doi: 10.1177/1756286419838096.
[217] M. Parastarfeizabadi and A. Kouzani, 'Advances in closed-loop deep brain stimulation devices', *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 14, Aug. 2017, doi: 10.1186/s12984-017-0295-1.
[218] C. Edwards, A. Kouzani, K. Lee, and E. Ross, 'Neurostimulation Devices for the Treatment of Neurologic Disorders', *Mayo Clin. Proc.*, vol. 92, pp. 1427–1444, Sep. 2017, doi: 10.1016/j.mayocp.2017.05.005.
[219] T. Dembek *et al.*, 'Directional DBS increases side-effect thresholds—A prospective, double-blind trial', *Mov. Disord.*, vol. 32, Aug. 2017, doi: 10.1002/mds.27093.
[220] 'International Neuromodulation Society | Home'. https://www.neuromodulation.com/ (accessed Dec. 27, 2022).
[221] C. Buhmann *et al.*, 'Adverse events in deep brain stimulation: A retrospective long-term analysis of neurological, psychiatric and other occurrences', *PLOS ONE*, vol. 12, p. e0178984, Jul. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0178984.
[222] Medtronic, 'Deep Brain Stimulation for Obsessive-Compulsive Disorder - Benefits and Risks'. https://www.medtronic.com/us-en/patients/treatments-therapies/deep-brain-stimulation-ocd/about/risks-probable-benefits.html (accessed Dec. 27, 2022).
[223] 'The NeuroPace RNS System for Responsive Neurostimulation'.
[224] A. Botta, W. de Donato, V. Persico, and A. Pescapé, 'Integration of Cloud computing and Internet of Things: A survey', *Future Gener. Comput. Syst.*, vol. 56, pp. 684–700, Nov. 2016, doi: 10.1016/j.future.2015.09.021.
[225] A. Wahid, M. Bagiwa, M. Idris, S. Khan, Z. Razak, and M. Ariffin, 'Passive video forgery detection techniques: A survey', in *2014 10th International Conference on Information Assurance and Security, IAS 2014*, Nov. 2014. doi: 10.1109/ISIAS.2014.7064616.
[226] E. Marin *et al.*, 'Securing Wireless Neurostimulators', Mar. 2018, pp. 287–298. doi: 10.1145/3176258.3176310.
[227] M. Lebedev and M. Nicolelis, 'Brain-Machine Interfaces: From Basic Science to Neuroprostheses and Neurorehabilitation', *Physiol. Rev.*, vol. 97, pp. 767–837, Apr. 2017, doi: 10.1152/physrev.00027.2016.
[228] R. Polanía, M. A. Nitsche, and C. C. Ruff, 'Studying and modifying brain function with non-invasive brain stimulation', *Nat. Neurosci.*, vol. 21, pp. 174–187, 2018.
[229] M. León-Ruiz, M. L. Sarasa, L. Rodríguez, J. Benito-León, E. Garcia-Albea, and S. Arce, 'Current evidence on transcranial magnetic stimulation and its potential usefulness in post-stroke neurorehabilitation: Opening new doors to the treatment of cerebrovascular disease', *Neurol. Engl. Ed.*, vol. 33, Apr. 2018, doi: 10.1016/j.nrleng.2016.03.009.
[230] I. Moreno-Duarte *et al.*, 'Transcranial Electrical Stimulation', 2014, pp. 35–59. doi: 10.1016/B978-0-12-404704-4.00002-8.
[231] A. Liu *et al.*, 'Immediate neurophysiological effects of transcranial electrical stimulation', *Nat. Commun.*, vol. 9, Dec. 2018, doi: 10.1038/s41467-018-07233-7.
[232] H. Matsumoto and Y. Ugawa, 'Adverse events of tDCS and tACS: A review', *Clin. Neurophysiol. Pract.*, vol. 2, pp. 19–25, 2017, doi: 10.1016/j.cnp.2016.12.003.
[233] H. Rathore *et al.*, 'Multi-layer security scheme for implantable medical devices', *Neural Comput. Appl.*, vol. 32, May 2020, doi: 10.1007/s00521-018-3819-0.

[234] T. B. Team, ‘Cybersecurity and brain-computer interfaces’, *Bitbrain*, Nov. 21, 2018. https://www.bitbrain.com/blog/cybersecurity-brain-computer-interface (accessed Dec. 27, 2022).