



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Αλληλεπίδραση ανθρώπου – υπολογιστή με χρήση βιοσημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Εμμανουήλ Γ. Χαμηλάκης

Επιβλέπων: Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Απρίλιος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Αλληλεπίδραση ανθρώπου – υπολογιστή μέσω βιοσημάτων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Εμμανουήλ Γ. Χαμηλάκης

Επιβλέπων: Δημήτριος-Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 8^η Απριλίου 2014.

.....
Δ. Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Δ. Φωτιάδης
Καθηγητής Παν. Ιωαννίνων

.....
Γ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Απρίλιος 2014

.....
Εμμανουήλ Γ. Χαμηλάκης

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Εμμανουήλ Γ. Χαμηλάκης, 2014.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποσκοπεί στο να συγκεντρώσει και να παρουσιάσει συστήματα τα οποία έχουν ως σκοπό την αλληλεπίδραση μεταξύ ανθρώπου και υπολογιστή μέσω βιοσημάτων. Στα πλαίσια αυτής της αλληλεπίδρασης το ζητούμενο είναι η ανάπτυξη κατάλληλων διεπαφών που θα μπορούν να «ενώσουν» άνθρωπο και υπολογιστή μέσω της χρήσης διαφόρων βιολογικών σημάτων. Η μορφή της αλληλεπίδρασης εξαρτάται κάθε φορά από την αναπτυσσόμενη διεπαφή, η οποία με τη σειρά της εξαρτάται από την εφαρμογή για την οποία προορίζεται. Στην παρούσα εργασία η βιβλιογραφική επισκόπηση και ανάλυση επικεντρώνεται σε δύο μεγάλες κατηγορίες διεπαφών, αυτές μεταξύ μυών-υπολογιστή και αυτές μεταξύ εγκεφάλου-υπολογιστή.

Στην πρώτη περίπτωση, αυτή των διεπαφών μυός – υπολογιστή, ο κύριος σκοπός των συστημάτων είναι να εξυπηρετήσουν εφαρμογές όπως εξωσκελετούς, προσθετικά μέλη, κτλ., οι οποίες έχουν ως απώτερο στόχο να εξυπηρετήσουν άτομα που αντιμετωπίζουν κινητικά προβλήματα. Η ανάπτυξή των συστημάτων αυτών βασίζεται σε διαδικασίες αναγνώρισης χειρονομιών, κινήσεων των δακτύλων και των χεριών, αλλά και κινήσεων των μυών του προσώπου, του λαιμού και των ώμων, μέσα από τη λήψη και την επεξεργασία ηλεκτρομυογραφήματος.

Στη δεύτερη περίπτωση, αυτή των διεπαφών εγκεφάλου – υπολογιστή, ο σκοπός των συστημάτων είναι ο έλεγχος μιας εξωτερικής συσκευής με τη δύναμη της σκέψης. Η ανάπτυξη των συγκεκριμένων συστημάτων βασίζεται αντίστοιχα στη λήψη και στην κατάλληλη επεξεργασία ηλεκτροεγκεφαλογραφημάτων, έτσι ώστε μέσα από την ερμηνεία των εγκεφαλικών σημάτων, το άτομο να ελέγχει κατά τον επιθυμητό τρόπο την εκάστοτε εξωτερική συσκευή (π.χ. έναν κέρσορα ή ένα ρομπότ).

Το συμπέρασμα της μελέτης αυτής είναι πως τα τελευταία έτη έχουν παρουσιαστεί στη διεθνή βιβλιογραφία αρκετά συστήματα αλληλεπίδρασης μυών-υπολογιστή και εγκεφάλου-υπολογιστή, τα οποία παρουσιάζουν υψηλά ποσοστά επιτυχίας και υψηλή αποτελεσματικότητα. Ωστόσο, οι διεπαφές αυτού του είδους βρίσκονται ακόμα σε πρώιμα στάδια και είναι απαραίτητη η περαιτέρω έρευνα για τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας και της εφαρμογής των συστημάτων αυτών.

Λέξεις-κλειδιά: Βιοσήμα, Ηλεκτρομυογράφημα, Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, Ταξινόμηση Προτύπων, Διεπαφή Εγκεφάλου-Υπολογιστή, Διεπαφή Μυών-Υπολογιστή

Abstract

The purpose of this thesis is to collect, review and present interaction systems between humans and computers, which use various biosignals. Achieving this interaction demands to develop interfaces which are capable of connecting humans and computers by using various biological signals. The type of the interaction depends on the developed interface, which in turn depends on the application. This review is focusing in two major categories of interfaces: the muscle-computer and the brain-computer interfaces.

In the first case, the main purpose of these systems is to serve several applications like exoskeletons or prosthetic parts which are used by people with kinetic problems and disabilities. The development of these systems is based on the recognition of gestures or muscle movements through collecting and processing data from electromyograms.

In the second case, the purpose of these systems is to control an external device with the power of mind. The development of these systems is based on the collection and processing of data from electroencephalograms, in such a way that a person can control an external device using his mind (for example moving a cursor or a robot).

The conclusion of this study is that in recent years several muscle-computer and brain-computer interaction systems have been presented in the literature, presenting high accuracy and high efficiency. However, the interfaces of this kind are still in the early stages, thus further research is necessary in order to improve the effectiveness and the implementation of these systems.

Key - words: Biosignal, Electromyogram, Electroencephalogram, Pattern Classification, Brain-Computer Interface, Muscle-Computer Interface

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου προς τον επιβλέποντα Καθηγητή, κ. Δημήτριο Κουτσούρη για την ολοκλήρωση της εργασίας αυτής, καθώς επίσης και για την προσφορά της δυνατότητας ενασχόλησής μου με αυτό το τόσο ενδιαφέρον θέμα. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω θερμότατα τους υποψήφιους διδάκτορες κ. Χάρη Τσίρμπα και κ. Παναγιώτη Μπούντρη, για τη συνεχή και λεπτομερέστατη καθοδήγησή τους σε όλες τις φάσεις εκπόνησης της εργασίας αυτής. Η στήριξη που παρείχαν σε επιστημονικό επίπεδο, καθώς επίσης και η διάθεση παροχής συμβουλών και διορθώσεων, υπήρξε καταλυτικής σημασίας για την επιτυχή ολοκλήρωσή της διπλωματικής αυτής. Επίσης, ευχαριστώ ιδιαίτερα τα υπόλοιπα μέλη της τριμελούς επιτροπής, κ. Δημήτριο Φωτιάδη, Καθηγητή του Τμήματος Μηχανικών Επιστήμης των Υλικών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και των κ. Γιώργο Ματσόπουλο, Επίκουρο Καθηγητή της Σχολής των Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Ε.Μ.Π. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω από τα βάθη της καρδιάς μου, τους γονείς μου και όλη την οικογένειά μου, για την αγάπη τους, τη συμπαράσταση και την ανεξάντλητη υπομονή τους.

Θέμα της διπλωματικής εργασίας είναι η αλληλεπίδραση ανθρώπου – μηχανής (υπολογιστή) μέσω της καταγραφής και της «εκμετάλλευσης» κατάλληλων βιοσημάτων, κυρίως με τις μεθόδους του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) και του ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ). Αφορά στην υλοποίηση μιας απλής μα εξαιρετικά σημαντικής βασικής ιδέας, του ελέγχου δηλαδή μιας εξωτερικής συσκευής με τη «δύναμη» της σκέψης, μια διαδικασία που αν τα παλαιότερα χρόνια φάνταζε απόμακρη και ουτοπική, σήμερα μπορεί να γίνει μέρος της καθημερινής πραγματικότητας. Οι εφαρμογές άλλωστε μιας τέτοιας αλληλεπίδρασης είναι ποικίλες και σχετίζονται με πολλούς και διαφορετικούς τομείς της ανθρώπινης ζωής, όπως η αντιμετώπιση των αναγκών που έχουν άτομα με κινητικά προβλήματα αλλά και η απόδοση νέας διάστασης στον τομέα της ψυχαγωγίας.

Στόχος της εργασίας είναι η κατανόηση της συγκεκριμένης διαδικασίας καθώς και η καταγραφή της επικρατούσας κατάστασης όσον αφορά στη χρήση των διάφορων διαθέσιμων τεχνικών καθώς και οι μελλοντικές της προοπτικές.

Η δομή της εργασίας συνοψίζεται στις εξής ενότητες: Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια εισαγωγή στην έννοια και τη χρησιμότητα των βιοσημάτων αποδίδοντας ιδιαίτερη σημασία στις περιπτώσεις του ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) και του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ). Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια ιστορική αναδρομή των συστημάτων αλληλεπίδρασης ανθρώπου – μηχανής, φτάνοντας στη σημερινή κατάσταση των διεπαφών με τις οποίες θα ασχοληθούμε εκτενέστερα στην παρούσα εργασία, δηλαδή των MuCIs (Muscle-Computer Interfaces) και BCIs (Brain-Computer Interfaces). Στο τρίτο και στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται ανασκόπηση των δημοσιευμένων μελετών όσον αφορά στα συστήματα MuCIs και BCIs αντίστοιχα. Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζονται άλλα αλληλεπιδραστικά συστήματα, τα οποία χρησιμοποιούν βιοσήματα διαφορετικών κατηγοριών. Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο εξάγονται τα σχετικά συμπεράσματα με βάση όλα τα προαναφερόμενα στοιχεία και διατυπώνονται προτάσεις αλλά και σημεία που χρήζουν περαιτέρω μελλοντικής έρευνας.

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη.....	5
Abstract	6
Πρόλογος.....	7
Λίστα Εικόνων	11
Λίστα Πινάκων.....	13
Λίστα Διαγραμμάτων	14
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΙΟΣΗΜΑΤΑ.....	15
1.1 Ορισμός και κατηγορίες των βιοσημάτων	15
1.2 Παρουσίαση τυπικών βιοσημάτων.....	17
1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.....	24
1.3.1 Μετάδοση πληροφορίας στον εγκέφαλο.....	24
1.3.2 Βασικά στοιχεία για το ΗΕΓ	25
1.3.3 Τύποι εγκεφαλικών σημάτων.....	28
1.3.3.1 Εγκεφαλικά κύματα.....	28
1.3.3.2 Αισθητικοκινητικοί ρυθμοί	28
1.3.3.3 Αργά δυναμικά του εγκεφαλικού φλοιού.....	29
1.3.3.4 Προκλητά Δυναμικά	29
1.4 Ηλεκτρομυογράφημα	31
1.4.1 Βασικά στοιχεία για το ΗΜΓ	31
1.4.2 Ορισμός και διαδικασία καταγραφής.....	33
1.5 Λήψη και επεξεργασία βιοϊατρικού σήματος	34
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΝΘΡΩΠΟΥ - ΜΗΧΑΝΗΣ	36
2.1 Η έννοια της Αλληλεπίδρασης Ανθρώπου – Υπολογιστή.....	36
2.1.1 Η έννοια της διεπαφής.....	37
2.2 Ιστορική Αναδρομή.....	38
2.3 Χαρακτηριστικά ενός συστήματος αλληλεπίδρασης.....	42

2.4 Στάδια υλοποίησης ενός συστήματος αλληλεπίδρασης.....	44
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΔΙΕΠΑΦΕΣ ΜΥΩΝ-ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ - MUSCLE COMPUTER INTERFACES.....	45
3.1 Βασικά στοιχεία της διαδικασίας.....	45
3.1.1 Στάδιο λήψης του σήματος	45
3.1.2 Στάδιο επεξεργασίας του σήματος.....	47
3.2 Διερεύνηση χρήσης ΗΜΓ κατά την κίνηση γραφής με σκοπό τη βιομετρική αποτίμηση	50
3.3 Έλεγχος συσκευών χρησιμοποιώντας χειρονομίες αναγνωριζόμενες μέσω ΗΜΓ	53
3.4 Αναγνώριση κινήσεων προσώπου μέσω σημάτων ΗΜΓ με σκοπό την αλληλεπίδραση ανθρώπου-υπολογιστή	58
3.5 Ανάπτυξη διεπαφών με χρήση σημάτων ΗΜΓ από κινήσεις του λαιμού και των ώμων	64
3.6 Διεπαφές μυών-υπολογιστή για την αναγνώριση και ταξινόμηση χειρονομιών με σκοπό την εφαρμογή τους σε ψυχαγωγικά μέσα	68
3.6.1 Ανάπτυξη διεπαφών με χρήση σημάτων ΗΜΓ από κινήσεις λαβών και στάσεων του χεριού.....	69
3.6.2 Ταξινόμηση δακτυλικών κινήσεων μέσω σημάτων ΗΜΓ	76
3.6.3 Αναγνώριση συναισθηματικής κατάστασης μέσω σημάτων ΗΜΓ του χεριού	79
3.6.4 Αναγνώριση χειρονομιών μέσω σημάτων ΗΜΓ του αντιβραχίου.....	81
3.6.5 Δημιουργία διαδραστικής επιφάνειας μέσω αναγνώρισης σημάτων ΗΜΓ με οθόνη πολλαπλής επαφής	85
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΔΙΕΠΑΦΕΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ-ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ - BRAIN COMPUTER INTERFACES.....	89
4.1 Βασικά στοιχεία της διαδικασίας.....	89
4.1.1 Στάδιο λήψης του σήματος	89
4.1.2 Στάδιο επεξεργασίας του σήματος.....	90

4.2 Νευρωνικό Διαδίκτυο - Πλοήγηση με τη βοήθεια δυναμικών εγκεφαλικού φλοιού για άτομα με ολική κινητική αναπηρία	92
4.3 Συνεχής τρισδιάστατος έλεγχος εικονικού ελικόπτερου με χρήση Μηχανισμών Φαντασίας (Motor Imagery)	101
4.4 Σύστημα ορθογραφίας με βάση ΗΕΓ	110
4.5 Ενεργοποίηση κινητού robot μέσω BCI	117
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΛΛΩΝ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ	128
5.1 Ανάπτυξη συστήματος αλληλεπίδρασης ανθρώπου μηχανής με τη χρήση ΗΟΓ	128
5.2 Ταξινόμηση ανθρώπινων συναισθηματικών καταστάσεων με τη χρήση ΗΚΓ	132
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	136
Βιβλιογραφία.....	140

Λίστα Εικόνων

Εικόνα 1: Στάδια δημιουργίας δυναμικού δράσης [3]	18
Εικόνα 2: Τυπική μορφή ηλεκτρονευρογραφήματος [4]	19
Εικόνα 3: Περιγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος [5].....	20
Εικόνα 4: Διαδικασία λήψης ηλεκτρογαστρογραφήματος [7].....	21
Εικόνα 5: Τυπικό φωνογράφημα [8].....	21
Εικόνα 6: Τυπική μορφή παλμού καρωτίδας [9]	22
Εικόνα 7: Διαδικασία καταγραφής ηλεκτρορετινογραφήματος [10].....	23
Εικόνα 8: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για την πραγματοποίηση ηλεκτροοφθαλμογραφήματος [11]	23
Εικόνα 9: Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων και σύναψής τους [12]	24
Εικόνα 10: Θέσεις ηλεκτροδίων για τη διεξαγωγή ΗΕΓ σύμφωνα με το σύστημα 10-20 [14]	26
Εικόνα 11: Τμήματα εγκεφάλου ανά επιτελούμενη λειτουργία [12].....	27
Εικόνα 12: Παράδειγμα ΗΕΓ κατά τη διάρκεια αριθμητικού υπολογισμού [17].....	27

Εικόνα 13: Ρυθμός μ (τυπική και αποσυγχρονισμένη λόγω κίνησης μορφή) [19].....	29
Εικόνα 14: Κινητική μονάδα - Σύνδεση νευρικών ινών, τελικής κινητικής πλάκας και μυϊκών ινών [24]	32
Εικόνα 15: Μηχανισμός δημιουργίας μυϊκού δυναμικού [23]	33
Εικόνα 16: Διάταξης λήψης, ενίσχυσης και παρουσίασης ΗΜΓ [23].....	34
Εικόνα 17: Θεματικά πεδία στα οποία εντοπίζεται η Αλληλεπίδραση Ανθρώπου – Μηχανής [27]	37
Εικόνα 18: Λειτουργία του Sketchpad με plotter της εποχής [31].....	39
Εικόνα 19: Το Dynabook των Kay και Goldberg [33].....	40
Εικόνα 20: Πρότυπο σύστημα γραφικής ανάλυσης μέσω ΗΜΓ [41].....	52
Εικόνα 21: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για τη διεξαγωγή του πειράματος [50].....	54
Εικόνα 22: Απεικόνιση των κροταφίτων μυών που χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή των σημάτων ΗΜΓ [49].....	59
Εικόνα 23: Προσαρμογή ηλεκτροδίων για την πραγματοποίηση του πειράματος [49]	59
Εικόνα 24: Γραφικό περιβάλλον ελέγχου συσκευής κατάδειξης (ποντικιού) μέσω σφιξίματος δοντιών [49].....	63
Εικόνα 25: Δομή συστήματος αναγνώρισης κινήσεων λαιμού και ώμων μέσω σημάτων ΗΜΓ [54]	65
Εικόνα 26: Τοποθέτηση αισθητήρα για τη λήψη ΗΜΓ σημάτων από το λαιμό και τους ώμους [54].....	66
Εικόνα 27: Διαχωρισμός δεδομένων και τυπικά υποδείγματα για κάθε κίνηση των μυών του λαιμού και των ώμων [54].....	66
Εικόνα 28: Ταξινόμηση των φυσικών λαβών του Schlesinger [67]	70
Εικόνα 29: Απεικόνιση υπολογιστή κατά τη διαδικασία της εκπαίδευσης [63].....	72
Εικόνα 30: Προσομοίωση μενού ελέγχου μιας φορητής συσκευής αναπαραγωγής μουσικής [63]	74
Εικόνα 31: Διάταξη αναγνώρισης χειρονομιών μέσω σημάτων ΗΜΓ του αντιβραχίου [70]	83
Εικόνα 32: Διαδικασία εκπαίδευσης μοντέλου για την αναγνώριση χειρονομιών του αντιβραχίου [70].....	84
Εικόνα 33: Σύστημα αναγνώρισης της μυϊκής δραστηριότητας με μια οθόνη πολλαπλής αφής [72].....	86
Εικόνα 34: Εγκατάσταση του συστήματος Descartes [74].....	93

Εικόνα 35: Μέση δραστηριότητα των δυναμικών SCP κατά τη διάρκεια 3200 δοκιμών και για τις δύο φάσεις (προετοιμασίας και αξιολόγησης) [74]	96
Εικόνα 36: Δυναμικά SCP στην περίπτωση απόρριψης εντολής [74].....	96
Εικόνα 37: Δυναμικά SCP στην περίπτωση επιλογής εντολής [74].....	97
Εικόνα 38: Διαδικασία πλοήγησης μέσω του συστήματος Descartes [74].....	99
Εικόνα 39: Αποτελέσματα δοκιμών του συστήματος [74]	100
Εικόνα 40: Οι τρισδιάστατες διατάξεις ελέγχου του ελικοπτέρου σε προοπτική (a), πλάγια όψη (b) και κάτοψη (c) [76]	104
Εικόνα 41: Στιγμιότυπο πειράματος ελέγχου ελικοπτέρου (Πρόσωπο 1, 5 ^η Συνεδρία, 9 ^η Δοκιμή, Στόχοι 4-7) [76].....	106
Εικόνα 42: Το πλήρες πακέτο του συστήματος intendiX Speller [80]	111
Εικόνα 43: Ο πίνακας του intendiX Speller [79]	112
Εικόνα 44: Η συσκευή g.USBamp [80]	113
Εικόνα 45: Παράδειγμα χρήσης του προγράμματος IntendiX Speller	117
Εικόνα 46: «Σταθερή» εκδοχή υλοποίησης συστήματος ελέγχου κινητού robot μέσω BCI [82]	118
Εικόνα 47:«Φορητή» εκδοχή υλοποίησης συστήματος ελέγχου κινητού robot μέσω BCI [82]	119
Εικόνα 48: Έλεγχος κινητού robot μέσω BCI [82].....	127
Εικόνα 49: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων για τη λήψη του ΗΟΓ [86].....	130
Εικόνα 50: Σύστημα προσδιορισμού συναισθηματικής κατάστασης με βάση σήματα ΗΚΓ [88]	134

Λίστα Πινάκων

Πίνακας 1: Τυπικά βιοσήματα ως προς το σχετιζόμενο βιολογικό σύστημα [1]	16
Πίνακας 2: Τυπικά βιοσήματα ως προς το εύρος τιμών, τη συχνότητα και τη χρησιμοποιούμενη μέθοδο [1].....	17
Πίνακας 3: Απόδοση μοντέλου μίμησης πηδαλίου [50].....	57
Πίνακας 4: Απόδοση μοντέλου μίμησης πληκτρολογίου [50].....	58

Πίνακας 5: Ακρίβειες ταξινόμησης στο πρώτο μέρος του πειράματος (κίνηση τσιμπήματος) [63]	75
Πίνακας 6: Σήματα ελέγχου κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης [76]	102
Πίνακας 7: Πίνακας σύγχυσης του σπονδυλωτού πολυδικτυακού συστήματος [82].....	123
Πίνακας 8: Πίνακας σύγχυσης ιεραρχικού μοντέλου [82].....	124
Πίνακας 9: Πίνακας αξιολόγησης των δικτύων ταξινόμησης με και χωρίς artifacts στο προς ταξινόμηση σύνολο	125
Πίνακας 10: Αποτίμηση χρησιμοποιούμενων μοντέλων για τον έλεγχο robot [82].....	127
Πίνακας 11: Συσχετισμός οφθαλμικών κινήσεων και εντολών ελέγχου [86]	132
Πίνακας 12: Επισκόπηση ποσοστών επιτυχούς ταξινόμησης δεδομένων συστημάτων AAM βασισμένων σε διεπαφή βιοσημάτων.....	139

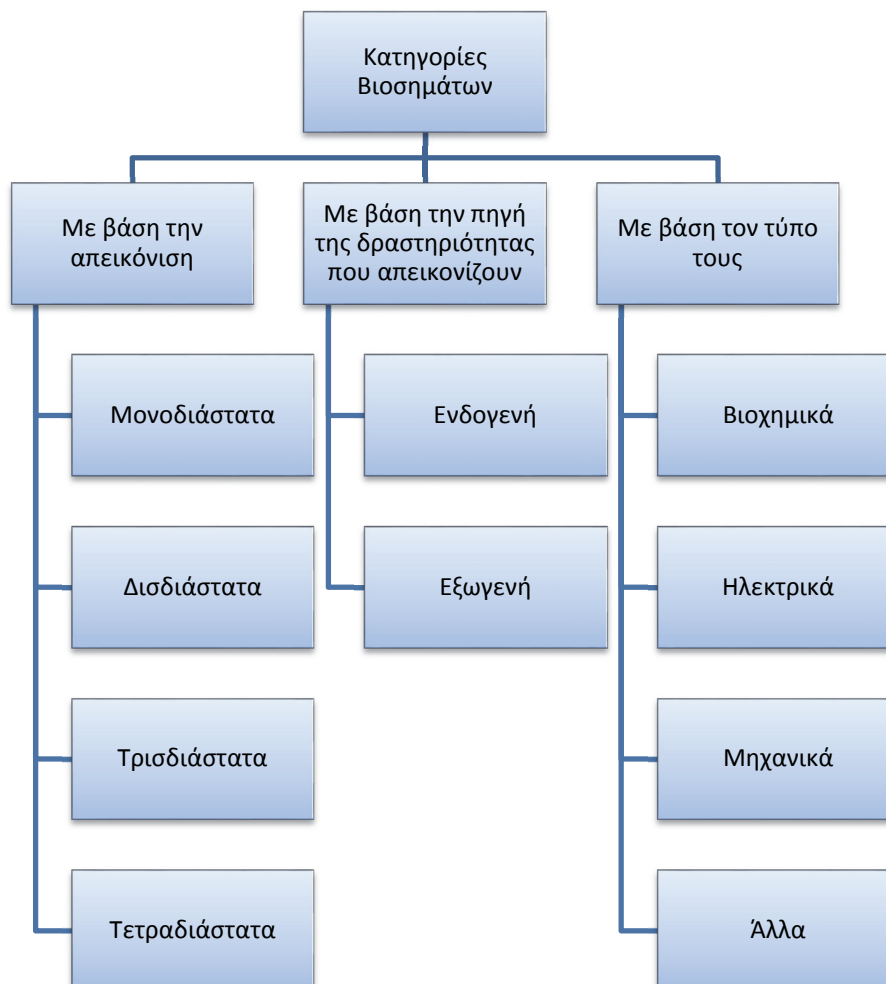
Λίστα Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1: Ταξινόμηση βιοσημάτων με βάση διαφορετικά κριτήρια	15
Διάγραμμα 2: Κατηγοριοποίηση προκλητών δυναμικών ΗΕΓ.....	31
Διάγραμμα 3: Σύστημα λήψης και επεξεργασίας ενός βιοϊατρικού σήματος [26]	35
Διάγραμμα 4: Τάσεις στην αγορά AAM κατά την περίοδο 1945-1995 [36].....	41
Διάγραμμα 5: Ανάλυση χρόνου-συχνότητας για δύο χαρακτηριστικά ηλεκτρόδια κατά τη διάρκεια ελέγχου (Πρόσωπο 3) [76]	105
Διάγραμμα 6: Μετρήσεις ποιότητας απόδοσης. (a) Percent valid correct (PVC) (b) Percent total correct (PTC) (c) Αριθμός των δακτυλίων που λαμβάνονται ανά επαναφορά (ARR) ελέγχου (d) Μέση ταχύτητα απόκτησης δακτυλίου (ARAV).....	109
Διάγραμμα 7: Δομή συνδυασμού MLP δικτύων με οδηγούμενη αντιγραφή προτύπων (MLP-DPR) [85]	122
Διάγραμμα 8: Δομή σπονδυλωτού πολυδικτυακού συστήματος [82]	123
Διάγραμμα 9: Δομή ιεραρχικού μοντέλου [82]	124
Διάγραμμα 10: Συσχετισμός οφθαλμικών κινήσεων και προκαλούμενου δυναμικού [86]	129
Διάγραμμα 11: Το δομικό διάγραμμα του συστήματος [86]	131
Διάγραμμα 12: Ακρίβεια ταξινόμησης συναισθηματικών καταστάσεων [88]	135

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΙΟΣΗΜΑΤΑ

1.1 Ορισμός και κατηγορίες των βιοσημάτων

Τα διάφορα βιολογικά συστήματα του ανθρώπινου οργανισμού εκτελούν κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους πολύπλοκες και δυναμικές διαδικασίες. Από τις συγκεκριμένες διαδικασίες (ηλεκτρικές, χημικές και μηχανικές δραστηριότητες) μπορούν να αντληθούν τα βιοσήματα του οργανισμού, τα οποία εκφράζουν ουσιαστικά την κατάσταση ενός συστήματος που μεταβάλλεται, αντικατοπτρίζοντας ένα βιολογικό γεγονός. Η κατηγοριοποίησή τους βασίζεται σε διαφορετικά κριτήρια και παρουσιάζεται στο ακόλουθο διάγραμμα



Διάγραμμα 1: Ταξινόμηση βιοσημάτων με βάση διαφορετικά κριτήρια

Παρατηρείται λοιπόν πως τα βιοσήματα μπορούν να διακριθούν:

- με βάση την πηγή της δραστηριότητας που απεικονίζουν σε ενδογενή (θερμοκρασία, πίεση, βιοηλεκτρικά δυναμικά) και εξωγενή (προέρχονται από απόκριση του βιολογικού συστήματος με εξωγενή τεχνητό ερεθισμό),
- με βάση την απεικόνιση σε μονοδιάστατα (1D) όπως μεταβολή θερμοκρασίας, τυπικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, δισδιάστατα (2D) όπως εικόνες x-ray, υπερήχων, τρισδιάστατα (3D) όπως εικόνες CT, PET, και τετραδιάστατα με τέταρτη διάσταση αυτή του χρόνου όπως οι εικόνες SPECT,
- με βάση τον τύπο τους σε βιοχημικά (νευρωνο-μεταδοτές, ορμόνες), ηλεκτρικά (δυναμικά, ρεύματα), μηχανικά (πίεση και παροχή ρευστών, δύναμη, ταχύτητα) και άλλου τύπου (θερμοκρασία, συγκέντρωση ιόντων, απορρόφηση φωτός από ιστό κτλ) [1,2].

<i>Ονομασία Βιοσήματος</i>		<i>Αντικατοπτριζόμενο βιολογικό σύστημα</i>
AP (Action Potential)	Δυναμικό Δράσης	Αντίδραση οργανισμού
ENG (Electroneurogram)	Ηλεκτρονευρογράφημα	Δραστηριότητα νευρών
EMG (Electromyogram)	Ηλεκτρομυογράφημα	Δραστηριότητα μυών
ECG (Electrocardiogram)	Ηλεκτροκαρδιογράφημα	Δραστηριότητα καρδιάς
EEG (Electroencephalogram)	Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα	Δραστηριότητα εγκεφάλου
EKG (Electrogastogram)	Ηλεκτρογαστρογράφημα	Δραστηριότητα στομάχου
PCG (Phonocardiogram)	Φωνοκαρδιογράφημα	Δραστηριότητα καρδιάς
(CP) Carotid Pulse	Παλμός Καρωτίδας	Δραστηριότητα αρτηρίας καρωτίδας
ERG (Electroretinogram)	Ηλεκτρορετινογράφημα	Δραστηριότητα αμφιβληστροειδούς
EOG (Electrooculogram)	Ηλεκτροοφθαλμογράφημα	Δραστηριότητα οφθαλμικών μυών

Πίνακας 1: Τυπικά βιοσήματα ως προς το σχετιζόμενο βιολογικό σύστημα [1]

<i>Μετρήσεις</i>	<i>Εύρος Τιμών</i>	<i>Συχνότητα</i>	<i>Μέθοδος</i>
Ροή Αίματος	1 - 300 mL/s	0 - 20	Ηλεκτρομαγνητικά - Υπέρηχο
Πίεση Αίματος	0 - 400 mmHg	0 - 50	Περιχειρίδα
Καρδιακή Έξοδος	4 - 25 L/min	0 - 20	Μέθοδος Fick - Διάλυση Χρωστικής Ουσίας
Ηλεκτροκαρδιογραφία	0.5 - 4 mV	0.05 - 150	Ηλεκτρόδια δέρματος
Ηλεκτροεγκεφαλογραφία	5 - 300 μ V	0.5 - 150	Ηλεκτρόδια κρανίου
Ηλεκτρομυογραφία	0.1 - 5mV	0 - 10000	Ηλεκτρόδια βελόνας
Ηλεκτρορετινογραφία	0 - 600 μ V	0 - 50	Ηλεκτρόδια φακών επαφής
Θερμοκρασία	32 - 40 $^{\circ}$ C	0 - 0.1	Θερμόμετρο
pH	3 - 13 pH units	0 - 1	Ηλεκτρόδια pH
pCO ₂	40 - 100 mmHg	0 - 2	Ηλεκτρόδια pO ₂
pO ₂	30 - 100 mmHg	0 - 2	Ηλεκτρόδια pO ₂
Αναπνευστικός Ρυθμός	breaths/mln	2 - 50	Σύνθετη αντίσταση

Πίνακας 2: Τυπικά βιοσήματα ως προς το εύρος τιμών, τη συχνότητα και τη χρησιμοποιούμενη μέθοδο [1]

1.2 Παρουσίαση τυπικών βιοσημάτων

Στην παρούσα ενότητα θα γίνει μια σύντομη παρουσίαση των προαναφερόμενων βιοσημάτων, εκτός από τις περιπτώσεις του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος και του ηλεκτρομυογραφήματος, τα οποία θα αναλυθούν εκτενέστερα σε επόμενες ενότητες.

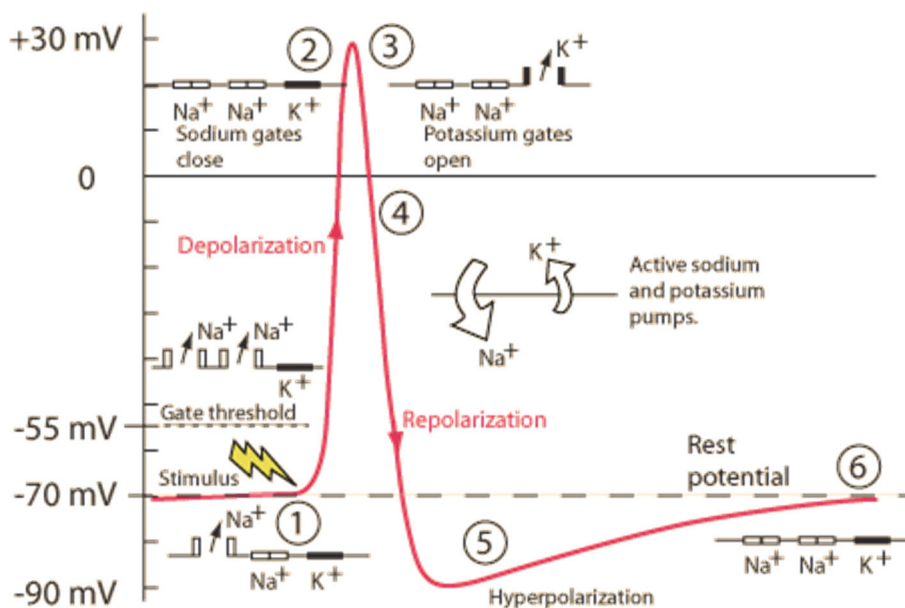
Δυναμικό Δράσης (AP - Action Potential)

Πρόκειται για τη βασική συνιστώσα όλων των βιολογικών σημάτων ηλεκτρικής προέλευσης. Δημιουργείται από τη μηχανική, ηλεκτρική ή χημική διέγερση ενός κυττάρου και οφείλεται στη διαφορετική ηλεκτροχημική ανισορροπία κατά μήκος της κυτταρικής

μεμβράνης και στη διαφορετική διαπερατότητα σε συγκεκριμένα ιόντα αυτής. Η διαδοχή των διαφόρων φάσεων υλοποίησής τους παρουσιάζεται στο διάγραμμα που ακολουθεί.

Η κυτταρική μεμβράνη σε κατάσταση ισορροπίας διατηρεί μια διαφορά δυναμικού (διαμεμβρανικό δυναμικό), περίπου ίση με -70 mV , στο εσωτερικό ως προς τον εξωτερικό χώρο του κυττάρου (πόλωση της μεμβράνης), με υφιστάμενη τη διέλευση κυρίως ιόντων K^+ . Η μεταβολή της πόλωσης της μεμβράνης (αποπόλωση) συνεπάγεται την αύξηση της διαπερατότητας της σε ιόντα Na^+ και την επιπλέον αποπόλωσή της. Η είσοδος των ιόντων αυτών στο κυτταρόπλασμα προκαλεί επιπλέον αποπόλωση της μεμβράνης. Όταν το δυναμικό ξεπεράσει μια τιμή κατωφλίου, ταχύτατα η πολικότητα της μεμβράνης αντιστρέφεται και γίνεται θετική και ίση με $+30\text{ mV}$ περίπου.

Στη συνέχεια κλείνουν οι διάυλοι ιόντων Na^+ και ανοίγουν αυτοί των ιόντων K^+ , με την ταυτόχρονη παρουσία των δύο ιόντων να εμποδίζουν τη δημιουργία της διαφοράς δυναμικού. Η επαναπόλωση επιτυγχάνεται με την παρουσία μόνο των ιόντων K^+ , και την τάση να φτάνει τα -90 mV (υπερπόλωση) εμποδίζοντας έτσι τη λήψη νέας διέγερσης, η οποία μπορεί να γίνει «δεκτή» όταν το δυναμικό φτάσει στα -70 mV . Ύστερα από πολύ μικρό χρονικό διάστημα, περίπου 1 msec , η ιοντική δραστηριότητα της μεμβράνης αντικαθίσταται, λόγω του αυτοσυντηρούμενου μηχανισμού των διαύλων Na^+ και K^+ . Αυτή η παροδική αποπόλωση και επαναπόλωση της μεμβράνης καλείται δυναμικό δράσης ($\Delta\Delta$) (action potential).



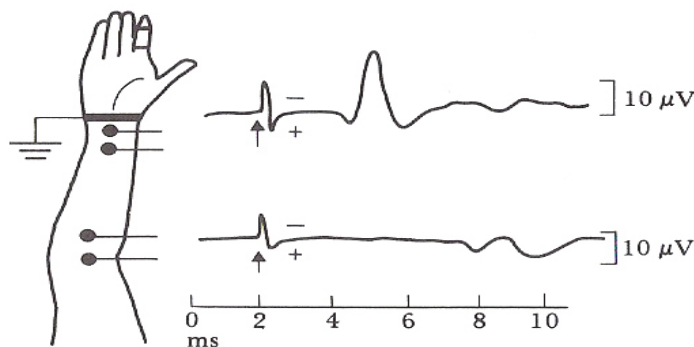
Εικόνα 1: Στάδια δημιουργίας δυναμικού δράσης [3]

Ηλεκτρονευρογράφημα (ENG -Electroneurogram)

Αποτελεί ουσιαστικά την καταγραφή της αντίδρασης ενός νευρικού κυττάρου όταν αυτό διεγερθεί μέσω ηλεκτρικής εκκένωσης. Έτσι, μπορεί να διαπιστωθεί η κατάσταση στην οποία βρίσκεται το νεύρο. Για παράδειγμα, απουσία αντίδρασης σημαίνει τραυματισμός του νεύρου, ενώ μπορεί επίσης μέσω της διαφοράς δυναμικού να υπολογιστεί η ταχύτητα απόκρισης στο ερέθισμα (και επομένως η ταχύτητα μετάδοσης του νεύρου) από τον τύπο

$$v = D/(L_1 - L_2)$$

όπου D η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων, L₁ ο χρόνος της βραδύτερης και L₂ ο χρόνος της ταχύτερης αντίδρασης στο ερέθισμα. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται έχουν συνήθως τη μορφή βελόνας ή επιφανειακών ηλεκτροδίων.

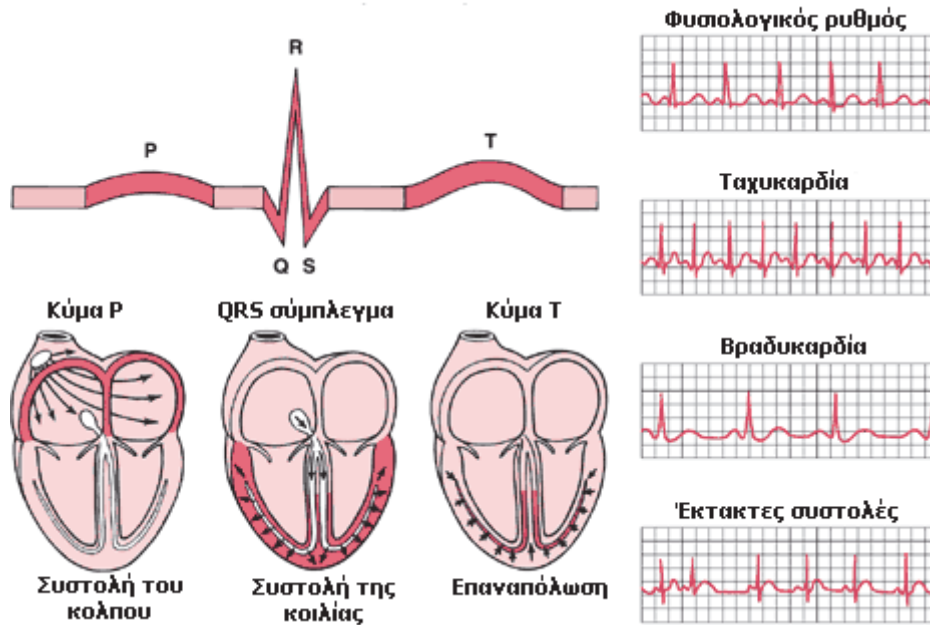


Εικόνα 2: Τυπική μορφή ηλεκτρονευρογραφήματος [4]

Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG -Electrocardiogram)

Το συγκεκριμένο βιοσήμα σχετίζεται με την καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από την καρδιά εξαιτίας των ηλεκτρικών ρευμάτων που διατρέχουν τους ιστούς γύρω από αυτή, με ένα μέρος τους να φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Η καμπύλη που λαμβάνεται ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Όπως παρατηρείται στην ακόλουθη εικόνα, το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P το οποίο προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κόλπων πριν από τη συστολή τους, ένα «σύμπλεγμα»

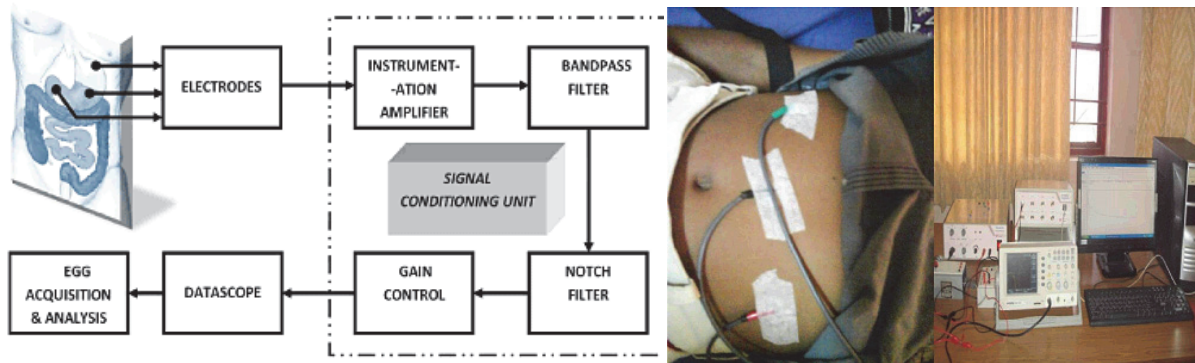
QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση των κοιλιών πριν από τη συστολή τους και ένα έπαρμα T το οποίο προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης. Ο ηλεκτροκαρδιογράφος αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο με 10 ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα 4 πρώτα συνδέονται από ένα στα χέρια και στα πόδια και τα υπόλοιπα 6 μπροστά στο θώρακα.



Εικόνα 3: Περιγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος [5]

Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG - Electrogastogram)

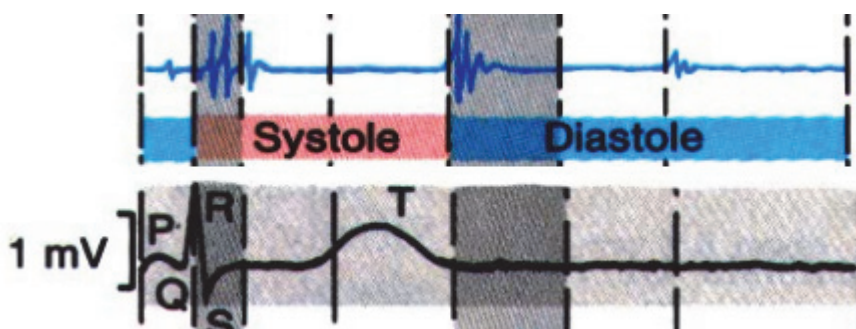
Το Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG) αντανακλά την ηλεκτρική δραστηριότητα του στομαχιού και περιέχει τα ρυθμικά κύματα αποπόλωσης και επαναπόλωσης των μυϊκών του κυττάρων [6].



Εικόνα 4: Διαδικασία λήψης ηλεκτρογαστρογραφήματος [7]

Φωνοκαρδιογράφημα (PCG - Phonocardiogram)

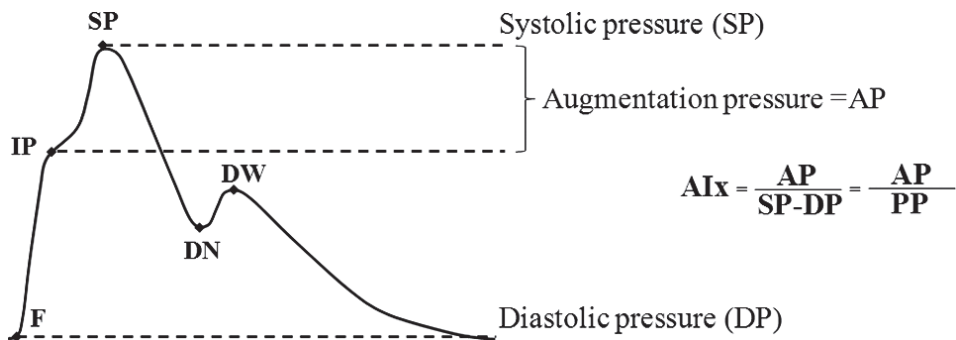
Για τη συλλογή του συγκεκριμένου βιοσήματος καταγράφονται οι ήχοι που δημιουργούνται από την καρδιά και τις μεγαλύτερες αρτηρίες της. Για το σκοπό αυτό τοποθετείται ένα μικρόφωνο στην καρδιά και στις γειτονικές αρτηρίες (επεμβατική μέθοδος). Εναλλακτικά, μπορεί ένα μικρόφωνο να τοποθετηθεί στην επιφάνεια της καρδιάς (μη επεμβατική μέθοδος). Οι ήχοι που καταγράφονται εξαρτώνται από το σημείο που βρίσκεται το μικρόφωνο, την ευαισθησία και τις ακουστικές εκπομπές των γειτονικών με την καρδιά ιστών. Ένα τυπικό φωνοκαρδιογράφημα παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα, με τον πρώτο καρδιακό ήχο να προέρχεται από συστολή κοιλιών και μιτροειδούς βαλβίδας (100-120 msec), το δεύτερο να προέρχεται από την τριγλώχινα βαλβίδα, τον τρίτο από άγνωστη πηγή (πρόκειται για ένα σήμα συχνότητας 20-70 Hz και διάρκειας 40-50 msec κατά τη διάρκεια των κοιλιακών συστολών) και τον τέταρτο να παράγεται κατά τη διάρκεια κολπικών συσπάσεων και να είναι ίδιος με τον τρίτο σε διάρκεια και εύρος ζώνης.



Εικόνα 5: Τυπικό φωνογράφημα [8]

Παλμός Καρωτίδας (CP - Carotid Pulse)

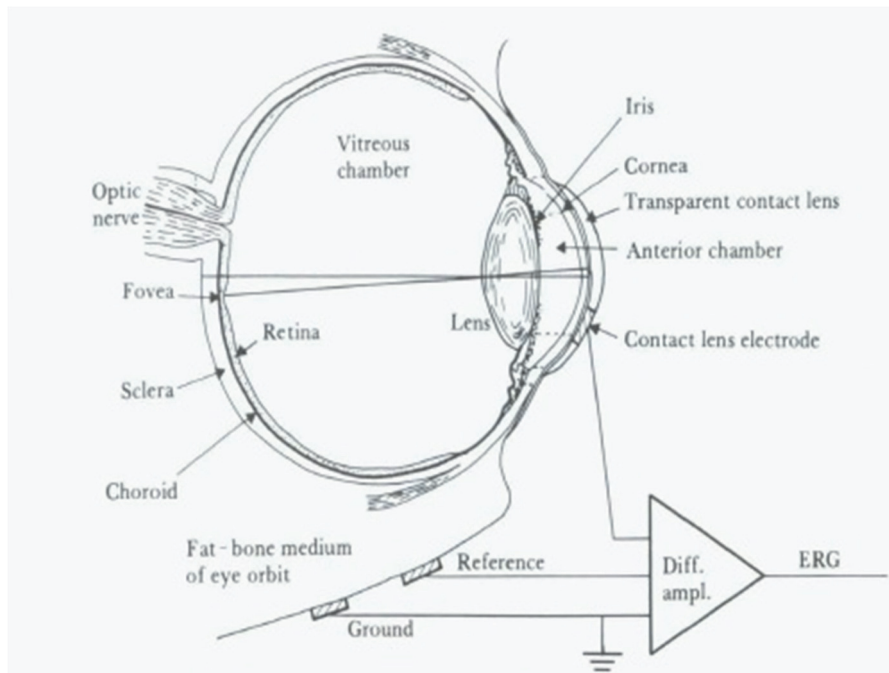
Πρόκειται για ένα μηχανικό σήμα το οποίο δημιουργείται χρησιμοποιώντας ένα μετατροπέα πίεσης τοποθετημένο στην αρτηρία της καρωτίδας και «μαρτυρά» τις μεταβολές της αρτηριακής πίεσης στη μονάδα του όγκου σε κάθε καρδιακό παλμό.



Εικόνα 6: Τυπική μορφή παλμού καρωτίδας [9]

Ηλεκτρορετινογράφημα (ERG - Electroretinogram)

Μέσω του συγκεκριμένου βιοσήματος καταγράφεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του αμφιβληστροειδούς μετά από κάποια οπτική διέγερση και βασίζεται στην ανταπόκριση κυττάρων, ευαίσθητων στο φως. Για την τοποθέτηση του ενός ηλεκτροδίου χρησιμοποιείται κατάλληλος φακός επαφής όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



Εικόνα 7: Διαδικασία καταγραφής ηλεκτρορετινογραφήματος [10]

Ηλεκτροοφθαλμογράφημα (EOG - Electrooculogram)

Βασικό «μέλημα» του συγκεκριμένου βιοσήματος είναι να απεικονίζει τις οφθαλμικές κινήσεις και χρησιμοποιείται για την εξαγωγή διαφόρων συμπερασμάτων, όπως για παράδειγμα αυτό της σταδιοποίησης του ύπνου. Για την καταγραφή τοποθετούνται δύο ηλεκτρόδια εκατέρωθεν των οφθαλμών. Το ένα αριστερά 1cm κάτωθεν και έξω του αριστερού έξω κανθού (E1) και το άλλο δεξιά 1cm άνωθεν και έξω του δεξιού έξω κανθού (πρώτη εικόνα). Εναλλακτικά μπορούν να τοποθετηθούν 1cm κάτω και έξω από τους έξω κανθούς (δεύτερη εικόνα)

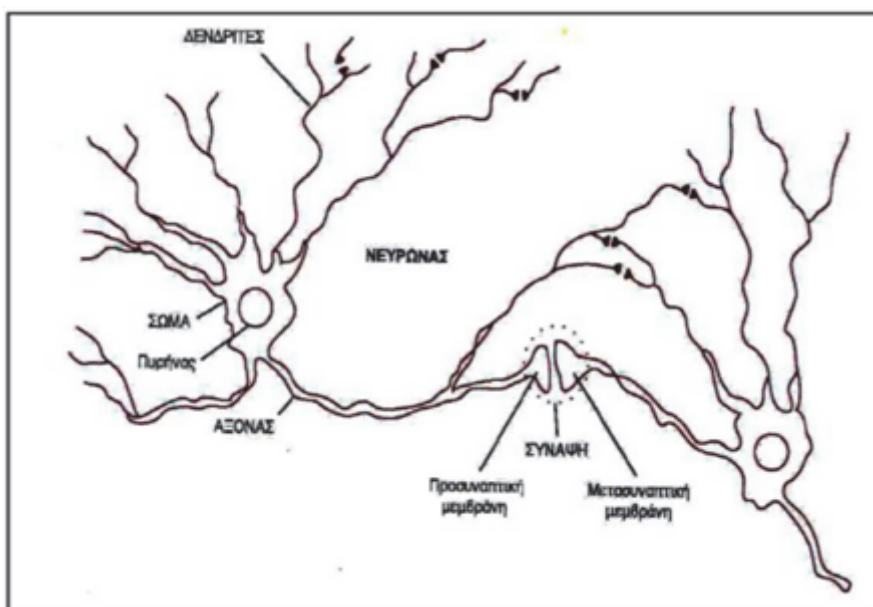


Εικόνα 8: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για την πραγματοποίηση ηλεκτροοφθαλμογραφήματος [11]

1.3 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

1.3.1 Μετάδοση πληροφορίας στον εγκέφαλο

Ο ανθρώπινος εγκέφαλος αποτελεί το «κέντρο ελέγχου» του ανθρώπινου σώματος επιτελώντας λειτουργίες όπως η σκέψη, η μνήμη, ο έλεγχος των δραστηριοτήτων και των συναισθημάτων. Για το σκοπό αυτό «επιστρατεύονται» τα νευρικά κύτταρα - νευρώνες (με το πλήθος τους να φτάνει τους 10^{10}), τα οποία είναι υπεύθυνα για την παραγωγή ηλεκτρικών σημάτων και την επικοινωνία μεταξύ των κυττάρων. Ένας νευρώνας φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα, αποτελούμενος από το κυρίως σώμα, τους δενδρίτες, τον άξονα και τις απολήξεις του. Το ηλεκτρικό σήμα δημιουργείται στο κυτταρικό σώμα και διαμέσου του άξονα καταλήγει στην απόληξη του νευρώνα, «περνώντας» στον επόμενο μέσω μιας σύναψης (εξειδικευμένη σύνδεση μεταξύ δύο νευρώνων, όχι απαραίτητα μεταξύ απολήξεων).



Εικόνα 9: Σχηματική αναπαράσταση νευρώνων και σύναψής τους [12]

Η δημιουργία του προς μεταφορά ηλεκτρικού σήματος σχετίζεται με τη δημιουργία δυναμικού δράσης (με το μηχανισμό που προαναφέρθηκε) στην αρχή του άξονα του

νευρώνα, το οποίο μεταφέρεται κατά μήκος των αξόνων των νευρικών κυττάρων και φτάνοντας στην προσυναπτική μεμβράνη προκαλεί μέσω απελευθέρωσης νευροδιαβιβαστών μεταβολή της πόλωσης, δηλαδή μεταβολή του διαμεμβρανικού δυναμικού στον υποδοχέα της διέγερσης, η οποία ονομάζεται και Μετασυναπτικό Δυναμικό (ΜΣΔ) (Post Synaptic Potential - PSP), το οποίο με τη σειρά του μεταφέρεται κατά μήκος του άξονα του επόμενου νευρώνα. Η ροή αυτή των ιόντων φτάνει μέχρι την εξωτερική δερματική επιφάνεια του κεφαλιού εξαιτίας της αγωγιμότητας του εγκεφαλικού ιστού, του κρανίου και του δέρματος.

Η μεταδιδόμενη επομένως πληροφορία σχετίζεται με τη διαμεμβρανική ρευματική ροή των νευρώνων που συμμετέχουν στην εκάστοτε εγκεφαλική δραστηριότητα αποτελούμενη από το Δυναμικό Δράσης (Action Potential) και το Μετασυναπτικό Δυναμικό (Post Synaptic Potential - PSP).

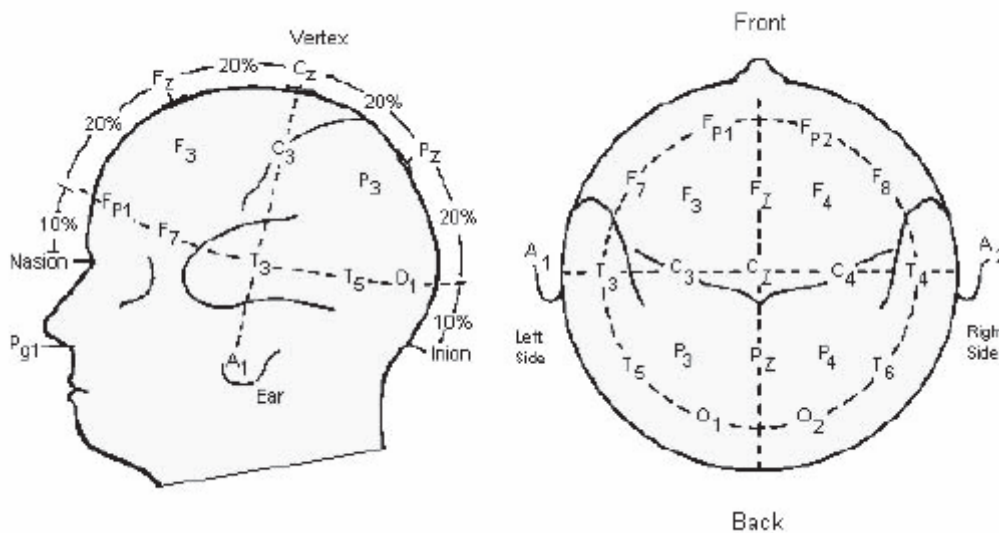
Το άθροισμα όλων αυτών των ροών συνιστά την εγκεφαλική λειτουργία στο σύνολό της, μια δαιδαλώδη διαδικασία, με το ΗΕΓ να αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο προσέγγισής της.

1.3.2 Βασικά στοιχεία για το ΗΕΓ

Η πρώτη καταγραφή του συγκεκριμένου βιοσήματος συναντάται το 1924, από το Γερμανό ψυχίατρο H. Berger, ο οποίος πρώτος κατάφερε να καταγράψει τις διαφορές δυναμικού που παρουσιάζονται σε σημεία της εξωτερικής δερματικής επιφάνειας του ανθρώπινου κεφαλιού, διαφορές οι οποίες με τη σειρά τους αντιστοιχούν σε διαφορές δυναμικών στο εσωτερικό του εγκεφάλου κατά την διάρκεια της λειτουργίας του. Πρόκειται για μια διαδικασία που απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή εξαιτίας της μικρής τάσης των μετρούμενων σημάτων (της τάξης $1\mu\text{V} - 100\mu\text{V}$), με αποτέλεσμα να προκύπτει η ανάγκη ενίσχυσης του σήματος [13].

Υπάρχουν δύο τρόποι διεξαγωγής της καταγραφής, η επεμβατική και η μη επεμβατική μέθοδος με τη δεύτερη να προτιμάται, αφού στην πρώτη περίπτωση απαιτείται κρανιοτομή και χρήση γραφήματος του φλοιού του εγκεφάλου (electrocortigram) ή η εμφύτευση ειδικών ηλεκτροδίων, που έχουν τη δυνατότητα να αντιδρούν σε απλή δραστηριότητα και επομένως υφίσταται μεγαλύτερος κίνδυνος για τον ασθενή.

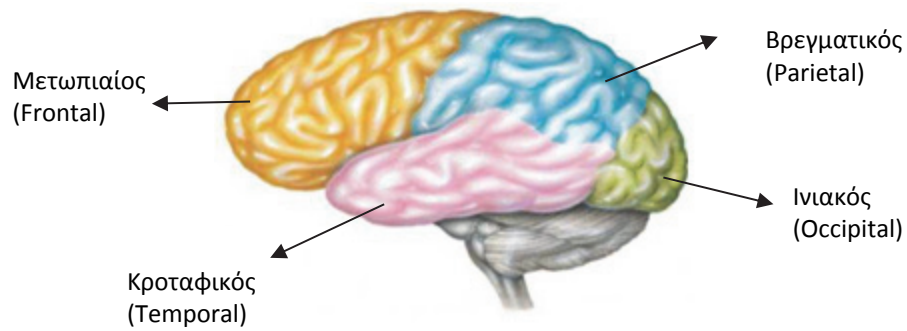
Βασική είναι επομένως η επιλογή των θέσεων του κάθε ηλεκτροδίου πάνω στο κεφάλι του ασθενούς. Το πρότυπο που αποτέλεσε τη βάση για τη διεξαγωγή της συγκεκριμένης καταγραφής είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20, το οποίο οφείλει την ονομασία του στην επιλογή του 20% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση ανάμεσα σε δύο οποιαδήποτε ηλεκτρόδια και στην επιλογή του 10% της αποστάσεως μεταξύ των δύο αυτιών ως την απόσταση από το αυτί στο κοντινότερο προς αυτό ηλεκτρόδιο του. Εκτός από αυτά τα ηλεκτρόδια, θέσεις απαγωγών αποτελούν οι λοβοί των αυτιών (στις οποίες διατηρείται σταθερά χαμηλό δυναμικό εξαιτίας μικρού αριθμού νευρών και χαμηλής αιμάτωσης) και σημεία κοντά στα μάτια, όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



Εικόνα 10: Θέσεις ηλεκτροδίων για τη διεξαγωγή ΗΕΓ σύμφωνα με το σύστημα 10-20 [14]

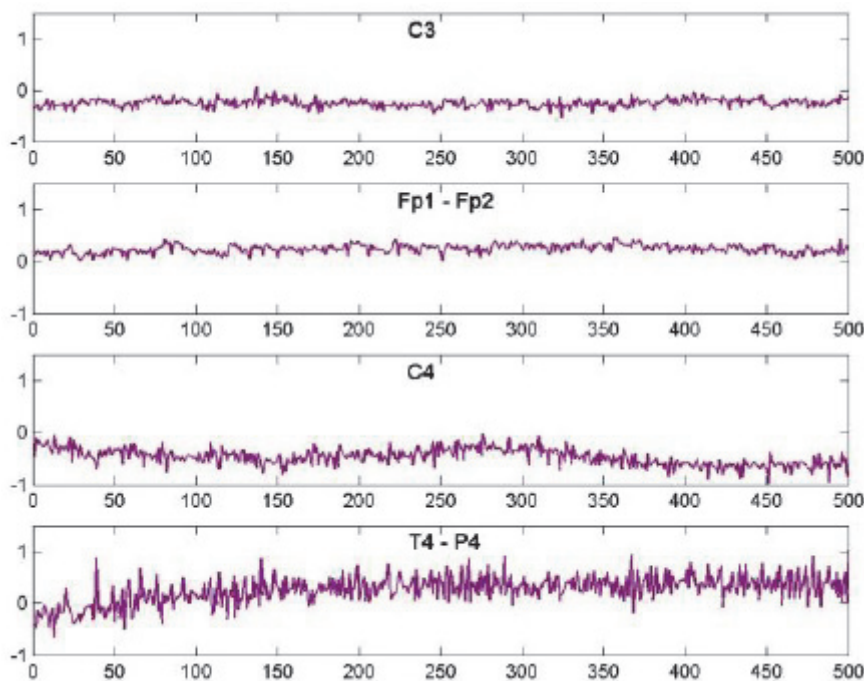
Το σύστημα που χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα είναι το 10-10 (υφίσταται και η παραλλαγή 10-5 σε πειραματικό στάδιο), με ηλεκτρόδια να παρεμβάλλονται σε ενδιάμεσες θέσεις του μοντέλου 10-20 και το οποίο έχει εγκριθεί από την Αμερικανική Ηλεκτροεγκεφαλογραφική Κοινότητα (American Electroencephalographic Society) [15,16].

Κάθε ζεύγος ηλεκτροδίων δίνει μια ξεχωριστή μέτρηση και επομένως μια ξεχωριστή πληροφορία σχετικά με μια συγκεκριμένη εγκεφαλική λειτουργία. Η αντιστοίχιση της ανθρώπινης δραστηριότητας και εγκεφαλικής δραστηριότητας παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.



Εικόνα 11: Τμήματα εγκεφάλου ανά επιτελούμενη λειτουργία [12]

Αναλυτικότερα, το μετωπιαίο τμήμα του εγκεφάλου ρυθμίζει τη σκέψη, το σχεδιασμό, τη δημιουργικότητα, τον προγραμματισμό ατομικών αναγκών, το συναίσθημα και την εκούσια κίνηση (voluntary movement), το βρεγματικό τμήμα είναι υπεύθυνο για την αίσθηση του πόνου, το άγγιγμα, τη γεύση, τη θερμοκρασία, την πίεση, την ιδιοδεκτική αίσθηση (proprioception) και τη λογική σκέψη, το κροταφικό τμήμα σχετίζεται με την ακουστική αίσθηση, τη μνήμη και την επεξεργασία των συναισθημάτων, ενώ το ινιακό τμήμα επεξεργάζεται τις οπτικές πληροφορίες



Εικόνα 12: Παράδειγμα ΗΕΓ κατά τη διάρκεια αριθμητικού υπολογισμού [17]

1.3.3 Τύποι εγκεφαλικών σημάτων

1.3.3.1 Εγκεφαλικά κύματα

Κατά την ανάλυση των σημάτων ΗΕΓ, κάποια εγκεφαλικά κύματα είναι περισσότερο ευδιάκριτα από τα υπόλοιπα, οδηγώντας με τον τρόπο αυτό σε πιο συγκεκριμένα συμπεράσματα. Η διάκριση ενός σήματος μπορεί να βασίζεται στη συχνότητα αλλά και στο σχήμα της εκάστοτε κυματομορφής. Οι χαρακτηριστικότεροι τύποι εγκεφαλικών κυμάτων είναι οι εξής:

- Κύμα-α: Το εύρος συχνοτήτων του σήματος κυμαίνεται μεταξύ 8-13 Hz και το πλάτος του μεταξύ 30-50 μV . Σχετίζεται περισσότερο με μία αφηρημένη κατάσταση από μία παθητική, ενώ μπορεί να εξαλειφθεί με το άνοιγμα των ματιών, το άκουσμα άγνωστων ήχων, το άγχος, ή τη νοητική συγκέντρωση.
- Κύμα-δ: Το εύρος συχνοτήτων του σήματος κυμαίνεται μεταξύ 0.5-4 Hz και το πλάτος του είναι μεταβλητό. Σχετίζεται περισσότερο με τον ύπνο, ενώ ο εντοπισμός τους σε κατάσταση αφύπνισης θεωρείται ότι υποδεικνύουν φυσικές ατέλειες στον εγκέφαλο. Συχνό φαινόμενο αποτελεί η σύγχυσή τους με σήματα θορύβου που προκαλούνται από κινήσεις του λαιμού ή του σαγονιού.
- Κύμα-θ: Το εύρος συχνοτήτων του σήματος κυμαίνεται μεταξύ των 4-7 Hz και το πλάτος του είναι συνήθως μεγαλύτερο από 20 μV . Σχετίζεται με φαινόμενα συναισθηματικού στρες, όπως ο εκνευρισμός, ή η απογοήτευση αλλά και με καταστάσεις δημιουργικής έμπνευσης βαθύ διαλογισμού.

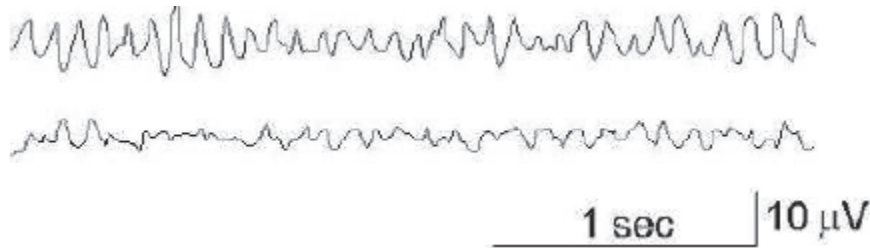
1.3.3.2 Αισθητικοκινητικοί ρυθμοί

Στους αισθητικοκινητικούς ρυθμούς (SMR - SensoriMotor Rhythms) συμπεριλαμβάνονται τα κύματα β , γ και μ . Αναλυτικότερα,

- Κύμα- β : Το εύρος συχνοτήτων του σήματος κυμαίνεται μεταξύ 13 και 30 Hz και το πλάτος του μεταξύ 5-30 μV . Σχετίζεται περισσότερο με την ενεργή σκέψη, την προσοχή, τη συγκέντρωση στον εξωτερικό κόσμο ή την επίλυση προβλημάτων.

Μπορεί να παρατηρηθεί και κοντά στα 50 Hz κατά τη διάρκεια έντονης νοητικής δραστηριότητας.

- Κύμα-γ: Η περιοχή συχνοτήτων του είναι αυτή των 35 Hz και άνω, ενώ το πλάτος του αυξάνεται κατά την πραγματοποίηση μιας κίνησης.
- Κύμα-μ: Σχετίζεται με την κίνηση και μάλιστα το πλάτος του ελαττώνεται με την κίνηση ή την πρόθεση κίνησης [18].



Εικόνα 13: Ρυθμός μ (τυπική και αποσυγχρονισμένη λόγω κίνησης μορφή) [19]

1.3.3.3 Αργά δυναμικά του εγκεφαλικού φλοιού

Πρόκειται για αργές μεταβολές στα δυναμικά του ΗΕΓ, στις συχνότητες 1-2 Hz, που μπορούν να διαρκούν από 300 msec έως αρκετά δευτερόλεπτα και είναι γνωστά ως SCP- Slow Cortical Potentials. Η χρησιμότητά τους έγκειται στο ότι η παραγωγή μεγάλων θετικών και αρνητικών αποκλίσεων μπορεί μέσω ενός συστήματος ανατροφοδότησης να παρέχει τη δυνατότητα ελέγχου του συστήματος.

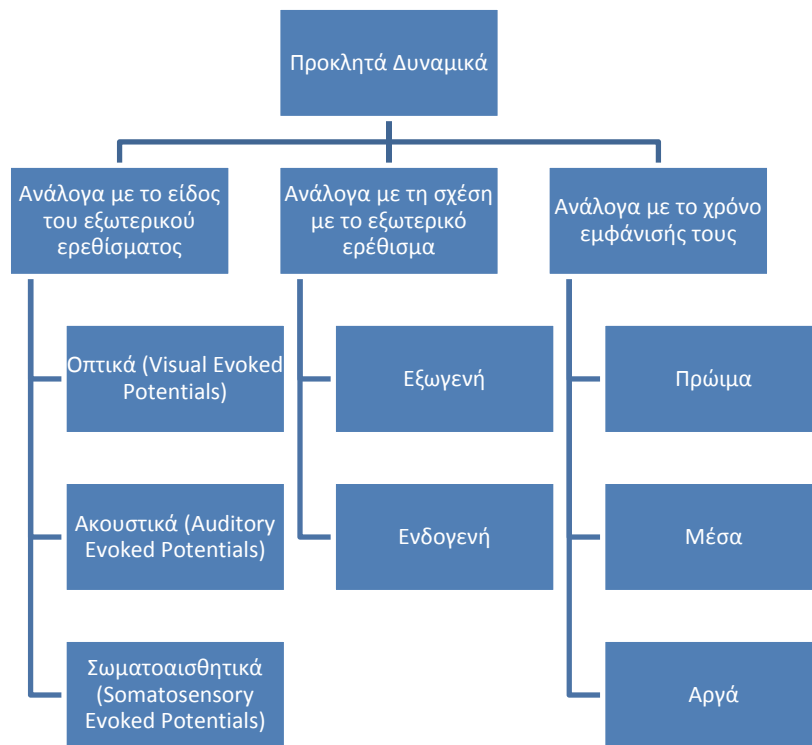
1.3.3.4 Προκλητά Δυναμικά

Πρόκειται για ηλεκτρικά δυναμικά στον φλοιό του εγκεφάλου τα οποία παρουσιάζονται πριν, κατά τη διάρκεια ή μετά από ένα αισθητικό, κινητικό, ή ψυχολογικό γεγονός - ερέθισμα. Είναι γνωστά ως ERP - Event Related Potentials, με το πλάτος τους να είναι συνήθως πολύ μικρότερο από αυτό της παράλληλης ταυτόχρονης ΗΕΓ δραστηριότητας. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές κυματομορφές - συνιστώσες αυτού του είδους, με χαρακτηριστική την κατηγοριοποίηση του ακόλουθου διαγράμματος. Αναλυτικότερα, ανάλογα με το είδος του εξωτερικού ερεθίσματος που τα προκαλεί διακρίνονται σε οπτικά Π.Δ. (Visual Evoked Potentials, VEP) όταν τα ερεθίσματα

σχετίζονται με την όραση όπως η εμφάνιση εικόνων, λάμπεις, αλλαγές χρωμάτων, σε ακουστικά Π.Δ. (Auditory Evoked Potentials, AEP), όταν τα ερεθίσματα σχετίζονται με την ακοή όπως εκφώνηση λέξεων, κρότοι, εναλλαγή ήχων διαφορετικών συχνοτήτων, έντασης και διάρκειας και σε σωματοαισθητικά Π.Δ. (Somatosensory Evoked Potentials, SEP) με ερεθίσματα μικρής διάρκειας και έντασης ηλεκτρικά ρεύματα που ερεθίζουν κάποια συγκεκριμένα νεύρα. Ανάλογα με το χρόνο εμφάνισής τους σε σχέση με το εξωτερικό ερέθισμα (λανθάνων χρόνος), διακρίνονται σε πρώιμα (early), μέσα (middle) και αργά ή ύστερα (late). Τέλος, διαχωρίζονται σε εξωγενή και ενδογενή ανάλογα με το πώς σχετίζονται με το εξωτερικό ερέθισμα, με τα ενδογενή να έχουν την βάση τους στην ψυχολογική επίδραση του εξωτερικού ερεθίσματος στον άνθρωπο [20].

Η κατηγοριοποίηση μπορεί να συνεχιστεί ανάλογα με επιμέρους χαρακτηριστικά των κυματομορφών όπως το πλάτος και η χρονική στιγμή των κορυφώσεων που παρουσιάζουν. Έτσι, συγκεκριμένα για τα ακουστικά Π.Δ., υφίστανται κορυφώσεις αριθμούμενες από I ως VII στα πρώιμα δυναμικά (2-12msec από τη στιγμή που παράγεται το ακουστικό ερέθισμα). κορυφώσεις No, Po, Na, Pa, και Nb στα μέσου χρόνου δυναμικά (12-50msec) και κορυφώσεις P50, N100, P200, N200, P300, N400, P600 στα ύστερα δυναμικά (>50msec), με το N να δηλώνει αρνητική κορύφωση, το P θετική κορύφωση και το δείκτη τον λανθάνοντα χρόνο εμφάνισης της κυματομορφής [21].

Η σημασία της εκάστοτε κορύφωσης είναι διαφορετική, με μερικές από αυτές να έχουν ως εξής: P50 (αντίδραση σε πανομοιότυπα ερεθίσματα, εμφάνιση 40 - 75 msec μετά το ερέθισμα), N100 (αντίδραση βασισμένη σε πρότερη εμπειρία, εμφάνιση 90-200 msec μετά το ερέθισμα), P200 (αναζήτηση προκαλούμενου συναισθήματος, εμφάνιση 100-250 msec μετά το ερέθισμα), N200 (αντίληψη αλλαγής ερεθίσματος, εμφάνιση 200 msec μετά το ερέθισμα), P300 (διάκριση της αντίδρασης σε ένα ερέθισμα σε σχέση με το επόμενο, εμφάνιση 250-400 msec μετά το πρώτο ερέθισμα) κτλ [22].



Διάγραμμα 2: Κατηγοριοποίηση προκλητών δυναμικών ΗΕΓ

1.4 Ηλεκτρομυογράφημα

1.4.1 Βασικά στοιχεία για το ΗΜΓ

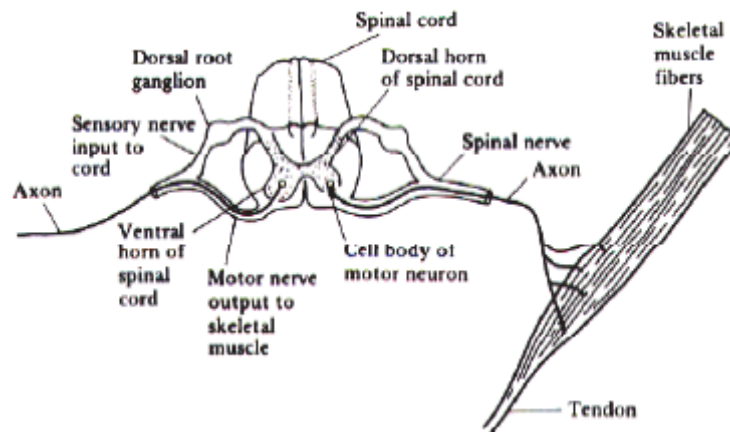
Η καταγραφή του ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ) είναι συνυφασμένη με την ύπαρξη του μυϊκού δυναμικού δράσης, το οποίο δημιουργείται σύμφωνα με τον προαναφερόμενο μηχανισμό μετακίνησης φορτίων σε διαφορετικές περιοχές της κυτταρικής μεμβράνης. Στη συγκεκριμένη περίπτωση η κυτταρική μεμβράνη εντοπίζεται κατά μήκος μιας μυϊκής ίνας, στις δύο κατευθύνσεις της οποίας λαμβάνει χώρα η μεταβίβαση της διέγερσης (νευρικής ώσης). Συγκεκριμένα, η μετάδοση γίνεται από το κεντρικό σύστημα στην τελική κινητική πλάκα που αποτελεί τη νευρομυϊκή σύνδεση μέσω του νευροάξονα του κινητικού νευρικού κυττάρου. Η τελική κινητική πλάκα αποτελεί μια ειδική περιοχή της μυϊκής ίνας στους γραμμωτούς μύες στην οποία καταλήγει ο κλάδος ενός νευρίτη, ο οποίος και νευρώνει τη μυϊκή ίνα. Πρόκειται ουσιαστικά για τη νευρομυϊκή

σύναψη, τη θέση λειτουργικής επαφής μεταξύ μιας μυϊκής ίνας και της νευρικής απόληξης που νευρώνει αυτή.

Στην περίπτωση μιας μόνο ίνας, πρόκειται για το δυναμικό δράσης της μυϊκής ίνας (muscle fibre action potential ή motor action potential ή MAP), ενώ οι μυϊκές ίνες που νευρώνονται από την ίδια κινητική νευρική ίνα ονομάζονται κινητική μονάδα.

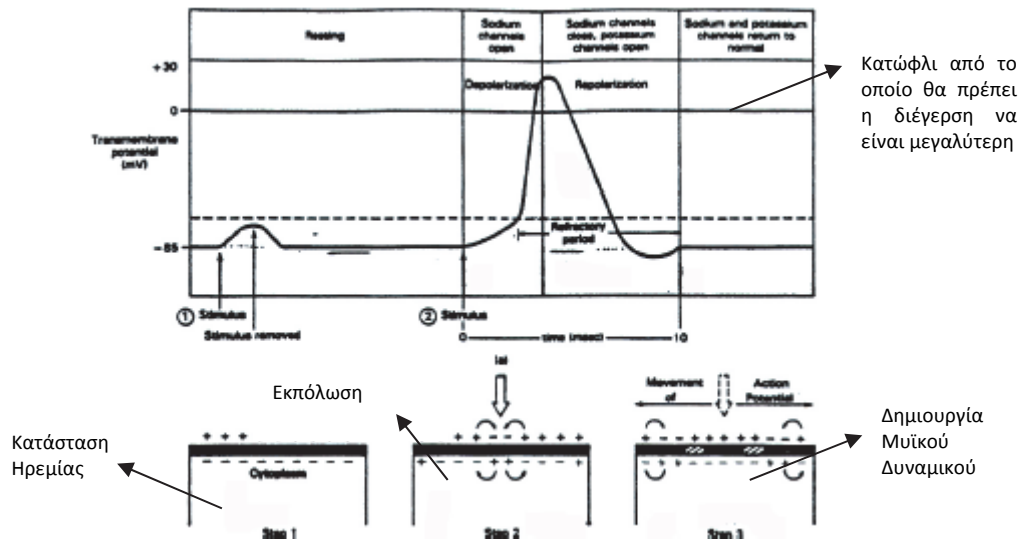
Η χωρο-χρονική άθροιση των δυναμικών δράσης όλων των μυϊκών ινών (MAPS) μιας κινητικής μονάδας καλείται δυναμικό δράσης κινητικής μονάδας (motor unit active potential ή MUAP) και είναι το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται στις μυϊκές ίνες σαν αποτέλεσμα της επιστράτευσης της αντίστοιχης κινητικής μονάδας. Κάθε φορά λοιπόν που ένα δυναμικό δράσης διατρέχει μια μυϊκή ίνα, ένα μικρό μέρος του ηλεκτρικού ρεύματος μεταδίδεται από το μυ μέχρι το δέρμα, με το άθροισμα να αφορά στην ταυτόχρονη συστολή πολλών διαφορετικών μυϊκών ινών [23,24]. Όλα τα παραπάνω απεικονίζονται στις εικόνες που ακολουθούν.

Το ΗΜΓ χρησιμοποιείται για τη μελέτη της μυϊκής λειτουργίας και συναρμογής, για την εξακρίβωση του τρόπου εκτέλεσης κινήσεων των διαφόρων μερών του σώματος καθώς και για την μελέτη προκλητών παραμορφώσεων ή τη μεταβολή του όγκου μυών όπως το στομάχι.



Εικόνα 14: Κινητική μονάδα - Σύνδεση νευρικών ινών, τελικής κινητικής πλάκας και μυϊκών ινών

[24]



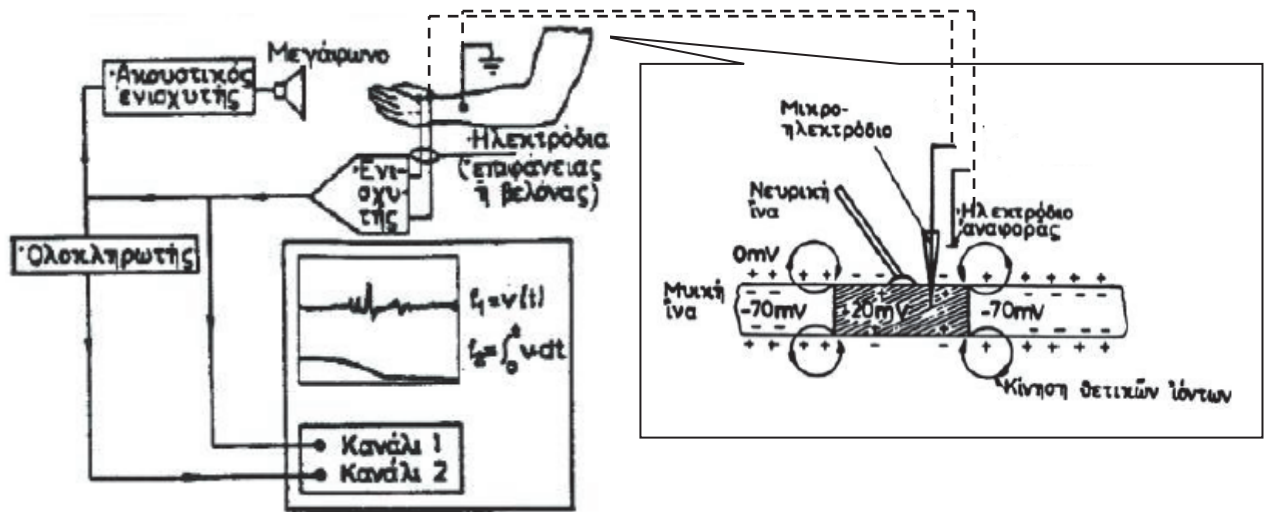
Εικόνα 15: Μηχανισμός δημιουργίας μυϊκού δυναμικού [23]

1.4.2 Ορισμός και διαδικασία καταγραφής

Το ηλεκτρομυογράφημα είναι μια τεχνική καταγραφής των αλλαγών του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός, όταν διεγείρεται για συστολή. Είναι δηλαδή, το αλγεβρικό άθροισμα όλων των συμπεριλαμβανομένων δυναμικών δράσης των κινητικών μονάδων ενός μυ, τα οποία μεταδίδονται κατά μήκος των μυϊκών ινών που βρίσκονται μεταξύ των ηλεκτροδίων καταγραφής.

Για τη λήψη του ΗΜΓ χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια (τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των οποίων αναλύονται σε επόμενη ενότητα). Η βασική παραδοχή στην οποία βασίζεται ο μηχανισμός της καταγραφής είναι ότι το ρεύμα συγκεντρώνεται σε δύο σημεία της μυϊκής ίνας, στα οποία εντοπίζεται η πόλωση (πηγή ρεύματος I) και η επαναπόλωση (πηγή ρεύματος $-I$) που απέχουν απόσταση r_1 και r_2 . Αν σ είναι η αγωγιμότητα (conductivity) του μέσου, η σχέση υπολογισμού του καταγραφόμενου δυναμικού είναι

$$V = \frac{1}{4\pi\sigma} \times \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

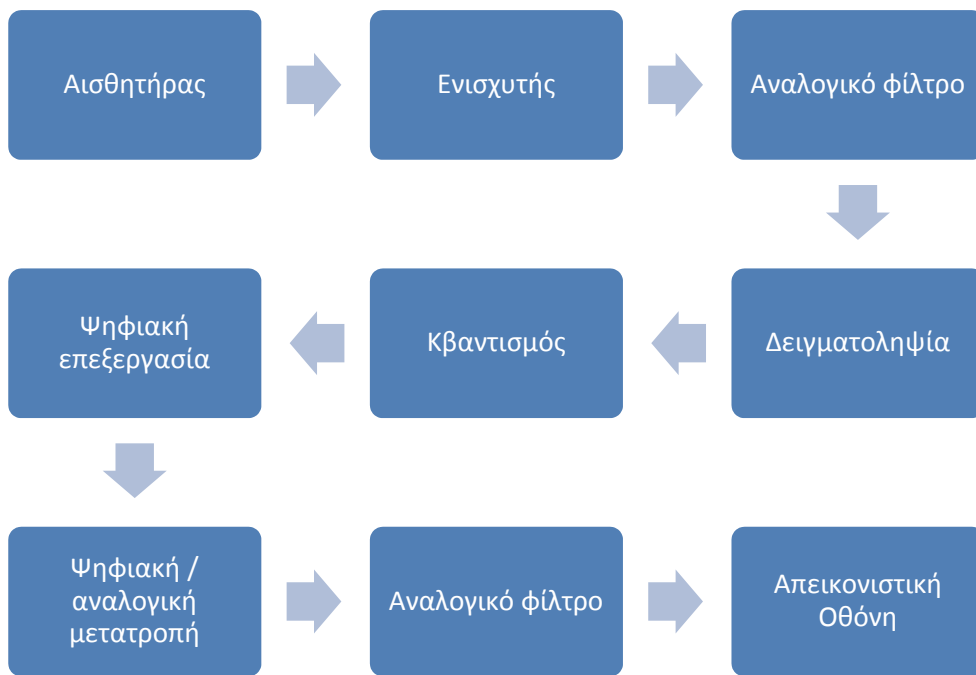


Εικόνα 16: Διάταξης λήψης, ενίσχυσης και παρουσίασης ΗΜΓ [23]

1.5 Λήψη και επεξεργασία βιοϊατρικού σήματος

Η διαδικασία λήψης ενός βιοϊατρικού σήματος είναι πολύπλοκη και απαιτητική αφού το ζητούμενο είναι η αξιοποίηση της πληροφορίας που αυτό αντικατοπτρίζει. Η διαδικασία δυσκολεύει ακόμα περισσότερο αν ληφθεί υπόψη το γεγονός πως στα περισσότερα σήματα το σήμα περιέχει θόρυβο, ο οποίος πρέπει να αφαιρεθεί για να έχει το σήμα διαγνωστική αξία. Επίσης, θα πρέπει να γίνει ενίσχυση του σήματος, αφού τα επίπεδα του μετρούμενου δυναμικού δεν επαρκούν τις περισσότερες φορές για μια αξιόπιστη μέτρηση.

Ένα τυπικό σύστημα λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικού σήματος παρουσιάζεται στο ακόλουθο διάγραμμα. Η ενίσχυση του σήματος αυξάνει την ισχύ του σήματος στα επιθυμητά επίπεδα, το αναλογικό φίλτρο αφαιρεί ποσοστό θορύβου και περιορίζει το εύρος του, για να μπορέσει μετά να μετατραπεί σε ψηφιακό. Μέσω δειγματοληψίας και κβαντισμού, το σήμα μετατρέπεται σε σειρές διακριτών αριθμών, ενώ το αναλογικό φίλτρο αφαιρεί παροδικές συνιστώσες για να είναι δυνατή η παρουσίαση του σήματος σε μια απεικονιστική οθόνη.



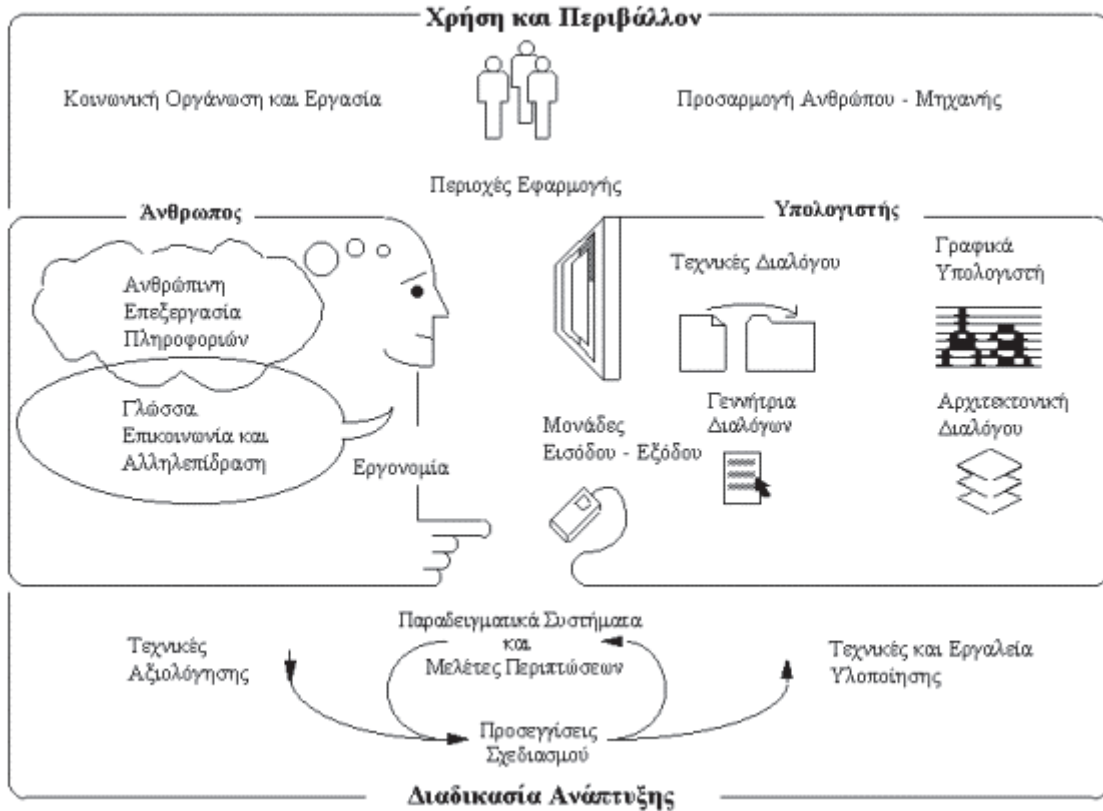
Διάγραμμα 3: Σύστημα λήψης και επεξεργασίας ενός βιοϊατρικού σήματος [26]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΝΘΡΩΠΟΥ - ΜΗΧΑΝΗΣ

2.1 Η έννοια της Αλληλεπίδρασης Ανθρώπου – Υπολογιστή

Η Αλληλεπίδραση Ανθρώπου – Υπολογιστή αφορά σε ένα ευρύ πεδίο ζητημάτων που σχετίζονται με τον άνθρωπο ο οποίος συμμετέχει στην εκάστοτε διαδικασία αλληλεπίδρασης. Επειδή μάλιστα στην έννοια του υπολογιστή συμπεριλαμβάνονται διάφορες υπολογιστικές διατάξεις – μηχανές (όπως κινητά τηλέφωνα, tablets κ.α.) εκτός από την κλασική μορφή των υπολογιστών, είθισται να αναφέρεται ως Αλληλεπίδραση Ανθρώπου – Μηχανής, όρος που θα υιοθετηθεί στη συνέχεια της εργασίας (εφεξής Α.Α.Μ.)

Η συγκεκριμένη λοιπόν αλληλεπίδραση μπορεί να εντοπιστεί στον τρόπο με τον οποίο ο άνθρωπος επεξεργάζεται πληροφορίες, στον τρόπο επικοινωνίας, στην εργονομία που εξασφαλίζεται κάθε φορά, αλλά και από τη μεριά του υπολογιστή με ζητήματα όπως οι τεχνικές δημιουργίας διαλόγων και γραφικών και οι χρησιμοποιούμενες μονάδες εισαγωγής δεδομένων και παρουσίασης πληροφοριών. Τέλος, η έννοια της ΑΑΜ αναφέρεται σε ζητήματα ευρύτερου ενδιαφέροντος, τα οποία έχουν να κάνουν με το πώς εντάσσονται τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης κάθε φορά αλληλεπίδρασης σε διάφορους τομείς της ανθρώπινης ζωής, όπως η κοινωνία και η οικονομία [27,28]. Η ακόλουθη εικόνα είναι αντιπροσωπευτική αυτού του εύρους των θεματικών πεδίων στα οποία εντοπίζεται η ΑΑΜ.



Εικόνα 17: Θεματικά πεδία στα οποία εντοπίζεται η Αλληλεπίδραση Ανθρώπου – Μηχανής [27]

2.1.1 Η έννοια της διεπαφής

Στη συνολική διαδικασία της αλληλεπίδρασης ανθρώπου – μηχανής η έννοια της διεπαφής είναι ιδιαίτερα σημαντική αφού καθορίζει εν πολλοίς τα χαρακτηριστικά αυτής της αλληλεπίδρασης, αποτελώντας το κομβικό σημείο ένωσης χρήστη και υπολογιστή.

Με τον όρο διεπαφή μπορεί να ορισθεί το σύνολο του υλικού ή του λογισμικού του υπολογιστή μέσω του οποίου πραγματοποιείται η αμφίδρομη επικοινωνία με το χρήστη. Υφίστανται διάφορες κατηγορίες διεπαφών, όπως διακόπτες (χρησιμοποιήθηκαν κατά κόρον στις παλαιότερες γενιές υπολογιστών), εντολές, μενού εντολών, φόρμες (προτιμώνται κυρίως σε λογιστικές εφαρμογές), τύπου WIMP (Windows, Icons, Menus, Pointer – Παράθυρα, Εικονίδια, Μενού, Δείκτης), φυσικής γλώσσας (όπου ο χρήστης μπορεί να εισάγει μια εντολή σε φυσική γλώσσα, εικονικής πραγματικότητας (με το χρήστη να μπορεί να «βρίσκεται» ο ίδιος στο περιβάλλον της εφαρμογής και

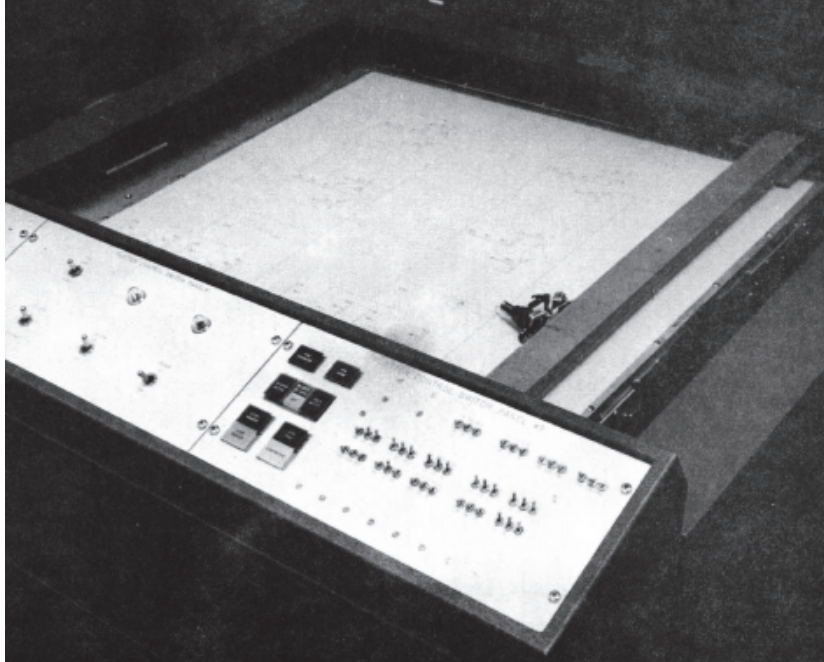
χαρακτηριστικό σύγχρονο παράδειγμα την εικονική επίσκεψη σε ένα μουσείο) καθώς και διεπαφές ειδικού τύπου (χρήση ερωτήσεων – απαντήσεων, τηλεφωνικών συσκευών κτλ.).

2.2 Ιστορική Αναδρομή

Η εξέλιξη της AAM αποτέλεσε μια διαδικασία που δομήθηκε μέσα από την ταυτόχρονη εξέλιξη αρκετών γνωστικών περιοχών άλλων επιστημών εκτός της πληροφορικής όπως η γνωσιακή ψυχολογία, η εργονομία, η κοινωνιολογία, οι καλές τέχνες ο σχεδιασμός συστημάτων, αλλά ακόμη και η μηχανική και η προώθηση προϊόντων (marketing). Η σχέση αυτή της AAM με όλες τις προαναφερόμενες γνωστικές περιοχές (και άλλες ακόμα) επισημάνθηκε σε πλήθος σχετικών μελετών [29]. Χρονικές περίοδοι και σημεία σταθμοί αυτής της εξέλιξης καταγράφονται στην ακόλουθη λίστα.

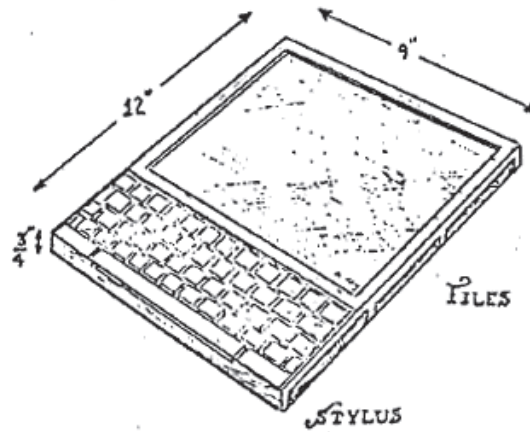
- 1760-1860 (Βιομηχανική Επανάσταση): Στη συγκεκριμένη περίοδο, το ζητούμενο ήταν η αύξηση της παραγωγής. Επομένως αναζητήθηκαν τρόποι που θα βελτιστοποιούσαν από πλευράς απόδοσης τη χειρωνακτική εργασία, με την ικανοποίηση του εργάτη να μπαίνει σε δεύτερη μοίρα.
- 1937-1945 (Β' Παγκόσμιος Πόλεμος): Παρουσιάζεται έντονη η ανάγκη για αποτελεσματική αλληλεπίδραση, η οποία έχει πρακτική αξία στα πεδία των μαχών. Η χρήση των υπολογιστών για το σχεδιασμό λειτουργικών επαφών, που θα ελαχιστοποιούν το χρόνο απόκρισης και ταυτόχρονα δε θα κουράζουν το χρήστη, γνωρίζει ιδιαίτερη άνθιση.
- 1950: Τη συγκεκριμένη περίοδο η επιστήμη της γνωσιακής ψυχολογίας (με αντικείμενο την κατανόηση του μηχανισμού λειτουργίας των αισθήσεων) επιχειρεί να εφαρμόσει το θεωρητικό της υπόβαθρο σε συστήματα που αναπαριστούν την ανθρώπινη νοητική λειτουργία και το πώς κάθε φορά ο χρήστης αντιλαμβάνεται και αντιδρά στις συγκεκριμένες εφαρμογές.
- 1960: Η εργασία του Licklider (Man-Computer symbiosis), 1960) διερευνά τον τρόπο με τον οποίο άνθρωπος και υπολογιστής μπορούν να συνεργαστούν στη λήψη αποφάσεων και στην επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων [30].
- 1963: Ανάπτυξη του Sketchpad από τον Sutherland, έναν πρόδρομο ουσιαστικά των σύγχρονων σχεδιαστικών προγραμμάτων που συνδέονται με ένα plotter, αφού

επρόκειτο για ένα λογισμικό που μετέφερε σχέδια από την οθόνη του υπολογιστή σε μια εκτυπώσιμη μορφή, «ανοίγοντας το δρόμο» για την ανάπτυξη του τομέα των γραφικών.



Εικόνα 18: Λειτουργία του Sketchpad με plotter της εποχής [31]

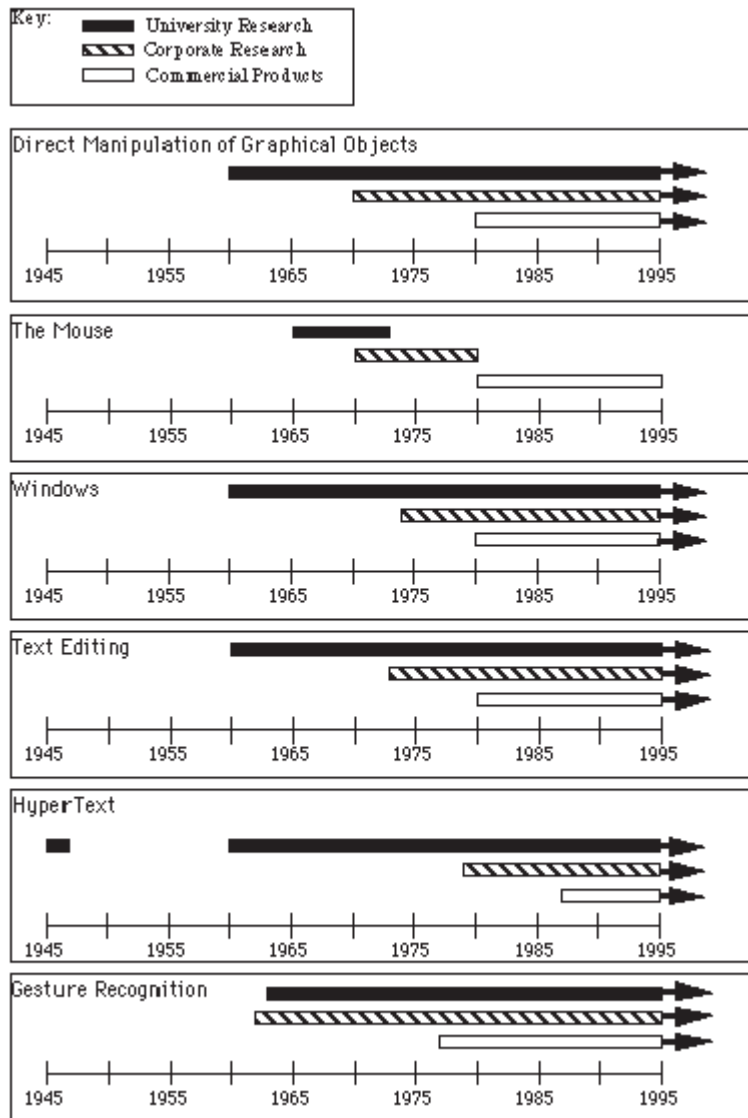
- 1971: Έναρξη της τέταρτης γενιάς ηλεκτρονικών υπολογιστών με την ιδέα των γραφικών περιβαλλόντων χρήστη (GUIs - Graphical User Interface) να αναπτύσσεται στο κέντρο ερευνών της Xerox, καθιστώντας έτσι περισσότερο φιλική την επικοινωνία ανθρώπου μηχανής [32].
- 1977: Ο τομέας των γραφικών υπολογιστών κερδίζει ολοένα και περισσότερο έδαφος, αφού αποτελεί ένα βασικό τρόπο έκφρασης της ζητούμενης αλληλεπίδρασης μεταξύ ανθρώπου και μηχανής. Η δυναμική αυτή επιβεβαιώνεται από τη δημιουργία του "Dynabook" από τους Kay και Goldberg, ενός φορητού «υπολογιστή» για χρήση από παιδιά, με εκπαιδευτικούς σκοπούς.



Εικόνα 19: Το Dynabook των Kay και Goldberg [33]

- 1981: Παρουσιάζεται ο πρώτος προσωπικός υπολογιστής από την εταιρεία IBM, ο οποίος με πωλήσεις της τάξης των 136.000 τεμαχίων μέσα στον πρώτο ενάμιση χρόνο της κυκλοφορίας του «βάζει» τον υπολογιστή στην καθημερινή οικιακή πραγματικότητα [34].
- 1987: κάνουν την εμφάνισή τους το ποντίκι, οι ψηφιογραφικές οθόνες (bitmapped displays), τα παράθυρα, η μεταφορά του γραφείου / χώρου εργασίας (desktopmetaphor) και οι κειμενογράφοι με δυνατότητα χρήσης συσκευής κατάδειξης [35].
- 1993: Η εταιρεία Intel παρουσιάζει τον επεξεργαστή Pentium, πενταπλασιάζοντας τη μέχρι τότε δυνατή ονομαστική υπολογιστική ισχύ [34].

Μέχρι τη δεδομένη χρονική στιγμή οι επικρατούσες τάσεις στην αγορά των συστημάτων ΑΑΜ μπορεί να περιγραφεί από το ακόλουθο διάγραμμα. Μπορεί να αναγνωριστεί ο προσανατολισμός της εταιρικής έρευνας στην ανάπτυξη συστημάτων αναγνώρισης χειρονομιών.



Διάγραμμα 4: Τάσεις στην αγορά AAM κατά την περίοδο 1945-1995 [36]

- 1996: Κάνει την εμφάνισή του το PalmPilot, μια φορητή συσκευή μικρού μεγέθους, πρόδρομος των σημερινών smart-phones.
- 1998: Δημιουργείται το 6-sided TAN VR-CUBE, ένας κύβος εικονικής πραγματικότητας από το Βασιλικό Ινστιτούτο PDC/KTH της Στοκχόλμης, δίνοντας στο χρήστη μια ολοκληρωτική «αίσθηση» εικονικής πραγματικότητας.
- 1999: Κατασκευάζεται το ηλεκτρονικό ρομπότ AIBO στην Ιαπωνία (οικιακό κατοικίδιο σε μορφή σκύλου), με τη διάθεσή του στην αμερικανική αγορά να φτάνει τα 2000 τεμ. τις πρώτες 4 ημέρες, εισάγοντας έτσι τη ρομποτική στην καθημερινή οικιακή πραγματικότητα [37].

- 2006: Κάνει την εμφάνισή του ένα από τα πιο σύγχρονα δημοφιλή ψηφιακά διαδραστικά παιχνίδια κονσόλας (exergames), το Wii Sport Games (WiiSG) της εταιρείας Nintendo με σχεδιαστή τον Eguchi Katsuya, το οποίο μέσω του ασύρματου χειριστηρίου που ενσωματώνει αισθητήρες κίνησης μετατρέπει τις πραγματικές κινήσεις των παικτών σε κινήσεις των χαρακτήρων ή των avatar στο παιχνίδι [38].
- 2010: Στα πλαίσια του σχετικού ανταγωνισμού εγκαινιάζονται στο χώρο των διαδραστικών παιχνιδιών το Microsoft Kinect για το Xbox 360 [39] με την καταγραφόμενη κίνηση να αφορά ολόκληρο το σώμα μέσω της σχετικής κάμερας.

Τα χρόνια που ακολουθούν μέχρι σήμερα οι εξελίξεις είναι ραγδαίες τόσο ως προς το υλικό όσο και προς το λογισμικό, με τον προσανατολισμό προς την τρισδιάστατη απεικόνιση και τη μορφή λειτουργικών σε μορφή προσιτή σε κινητούς χρήστες (για παράδειγμα Windows 8, Android) να είναι σαφής. Σε αυτά αν συνυπολογιστεί ο σταθερός ρυθμός πωλήσεων σύγχρονων τηλεπικοινωνιακών συσκευών (smartphones, tablets etc.), προκύπτει το συμπέρασμα πως η ΑΑΜ θα διέρχεται συνεχώς σε πολυπλοκότερα και ταυτόχρονα εντυπωσιακότερα επίπεδα, με ζητούμενο πάντα τη μεγιστοποίηση της αποτελεσματικότητας του δημιουργούμενου περιβάλλοντος.

2.3 Χαρακτηριστικά ενός συστήματος αλληλεπίδρασης

Προκειμένου ένα σύστημα ΑΑΜ να έχει τη βέλτιστη αποτελεσματικότητα για την εκάστοτε εφαρμογή για την οποία προορίζεται, θα πρέπει να διακρίνεται από συγκεκριμένα χαρακτηριστικά – ιδιότητες, όπως:

- ο Εργονομία: η αναπαράσταση των δεδομένων και τα εργαλεία ελέγχου θα πρέπει να είναι σχεδιασμένα και τοποθετημένα με τέτοιο τρόπο ώστε να συμφωνούν με την απλή λογική, αντίληψη και φυσική ροή κινήσεων του χρήστη.
- ο Διεθνοποίηση: η δράση σε ένα παγκοσμιοποιημένο περιβάλλον επιβάλλει την ύπαρξη δυνατότητας χρήσης της εφαρμογής σε διεθνές επίπεδο, γεγονός που επιβάλλει με τη σειρά του το να συμπεριλαμβάνει στοιχεία που μπορούν να λειτουργούν σε διαφορετικά πολιτισμικά περιβάλλοντα.

- Τοπική Προσαρμογή: Πρόκειται ουσιαστικά για το συμπλήρωμα του αμέσως προηγούμενου χαρακτηριστικού, αφού είναι εκείνη η ιδιότητα που θα επιτρέψει τη λειτουργία του συστήματος σε απαιτήσεις διαμορφωμένες ανάλογα με τα εκάστοτε τοπικά κριτήρια.
- Χρηστικότητα: Η διαδικασία της αλληλεπίδρασης εκτός από τη σημασία της ίδιας της υλοποίησής της θα πρέπει να έχει πρακτική σημασία.
- Ευκολία στην Εκμάθηση: Ο χρήστης θα πρέπει να μπορεί εύκολα να μάθει να συμμετέχει στη διαδικασία αλληλεπίδρασης, χωρίς να απαιτείται η πρότερη εμπειρία του σε ανάλογες εφαρμογές.
- Προβλεψιμότητα: Θα πρέπει το σύστημα να ενεργεί με «λογική», προβλέποντας μελλοντικές ενέργειες και αποτελέσματα με βάση αντίστοιχα προηγούμενα.
- Οικειότητα: Ο χρήστης θα πρέπει να θεωρεί το σύστημα οικείο, «μαντεύοντας» σύμβολα και λειτουργίες που του είναι αρχικά άγνωστες, αλλά αποτελούν εξαγωγές λογικών συμπερασμάτων.
- Δυνατότητα γενίκευσης και επεκτασιμότητας: Θα πρέπει το σύστημα να μπορεί να συμπεριλάβει με μικρές τροποποιήσεις και άλλες αντίστοιχες περιπτώσεις – καταστάσεις, χωρίς να χρειάζεται ο εκ βάθρων επανασχεδιασμός του.
- Συνέπεια: Πρόκειται για ακόμα μια έκφραση λογικής, αφού για ίδιες καταστάσεις αναμένονται ίδια ή τουλάχιστον παραπλήσια αποτελέσματα.
- Ευελιξία: Εφόσον τα δεδομένα διαφοροποιούνται θα πρέπει το σύστημα να ακολουθεί τη συγκεκριμένη διαφοροποίηση.
- Παράλληλη επεξεργασία: Το σύστημα θα πρέπει να μπορεί να εξυπηρετεί ακόμα και πολύπειρους χρήστες, οι οποίοι μέσω παράλληλης επεξεργασίας θα ανταλλάσσουν μεγαλύτερο όγκο εντολών και δεδομένων σε σύγκριση με τους λιγότερο πεπειραμένους.
- Ευρωστία: Δυνατότητα του συστήματος για συνεχή αξιολόγηση και λήψη διορθωτικών κινήσεων όπου αυτό κρίνεται απαραίτητο.

2.4 Στάδια υλοποίησης ενός συστήματος αλληλεπίδρασης

Τα βασικά στάδια που θα πρέπει να ακολουθηθούν για την υλοποίηση ενός συστήματος AAM είναι αυτά που περιγράφονται ακολούθως (μοντέλο καταρράκτη [40]), με τα όρια ανάμεσά τους να είναι διακριτά, χωρίς αυτό να αποκλείει ένα πλαίσιο ανάδρασης και επιστροφής σε προηγούμενο στάδιο αν κριθεί κατά την τρέχουσα κάθε φορά κατάσταση ότι απαιτούνται τροποποιήσεις.

- Καθορισμός προδιαγραφών: Στο συγκεκριμένο στάδιο καθορίζεται με σαφήνεια ο στόχος του συστήματος, δηλαδή τι ακριβώς θα πρέπει να προσφέρει στο χρήστη, μορφοποιώντας την αλληλεπίδραση με τέτοιο τρόπο που να λειτουργεί ευεργετικά για τον ίδιο. Όσο περισσότερο σε βάθος λεπτομέρειας υλοποιηθεί το συγκεκριμένο στάδιο, τόσο θα γίνει πληρέστερη η υλοποίηση του επόμενου.
- Σχεδίαση: Το στάδιο αυτό απαντά ουσιαστικά στο πώς πρόκειται να υλοποιηθεί ο στόχος του συστήματος. Επιλέγονται δηλαδή οι δομικές μονάδες του συστήματος καθώς και τα επιμέρους στοιχεία που τις αποτελούν έτσι ώστε να ικανοποιηθεί το σύνολο των απαιτήσεων του συστήματος.
- Υλοποίηση και έλεγχος μονάδων: Πρόκειται για το στάδιο της καθαρά παραγωγικής διαδικασίας, με την κάθε μονάδα να υλοποιείται και να ελέγχεται όσον αφορά την άρτια και αποδοτική λειτουργία της.
- Ολοκλήρωση: Στο συγκεκριμένο στάδιο οι επιμέρους μονάδες «δένονται» μεταξύ τους για τη δημιουργία του συνολικού συστήματος και η διαδικασία ελέγχου επεκτείνεται στο σύνολό τους.
- Λειτουργία: Το σύστημα μπαίνει σε λειτουργία και παρατηρείται σε πραγματικές καταστάσεις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΔΙΕΠΑΦΕΣ ΜΥΩΝ-ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ - MUSCLE COMPUTER INTERFACES

3.1 Βασικά στοιχεία της διαδικασίας

Στη συγκεκριμένη ενότητα παρατίθενται βασικά στοιχεία της διαδικασίας ανάπτυξης διεπαφών ανθρώπου και υπολογιστή μέσω ΗΜΓ, τα οποία είναι κοινά όσον αφορά στην επισκόπηση των μελετών που θα ακολουθήσει (με την επιλογή της εκάστοτε μεθόδου ανά στάδιο της διαδικασίας να μεταβάλλεται).

3.1.1 Στάδιο λήψης του σήματος

Χρήση ηλεκτροδίων

Βασική παράμετρος για την αποτελεσματική χρήση των ηλεκτροδίων λήψης των σημάτων ΗΜΓ είναι η φυσιολογία του δέρματος αφού καθορίζει την ηλεκτρική αντίσταση ως μέγεθος που συμμετέχει στις βιοδυναμικές μετρήσεις. Είναι λοιπόν δόκιμο να γίνει μια σύντομη αναφορά στην στρωματώδη δομή του δέρματος, η οποία περιλαμβάνει την επιδερμίδα και τη δερμίδα. Η δερμίδα περιέχει τους αγγειακούς και νευρικούς παράγοντες. Επιπλέον, είναι το σημείο του δέρματος που ξεκινάει ο πόνος. Η επιδερμίδα είναι το πιο σημαντικό στρώμα στην διεπαφή ηλεκτρόδιο/δέρμα. Την επιδερμίδα συνιστούν ένας αριθμός από στρώματα, τα οποία μπορούν να συνοψιστούν στα εξής:

- basale ή germinativum το οποίο περιέχει ζωντανά κύτταρα basal τα οποία μετακινούνται στα άλλα στρώματα της επιδερμίδας.
- spinosum το οποίο περιέχει ζωντανά κύτταρα τα οποία έχουν μετακινηθεί από το προηγούμενο στρώμα basale (βασικό στρώμα).
- granulosum, το οποίο εμποδίζει την απώλεια υγρών από το σώμα.
- lucidum, το οποίο πολύ πυκνό σε περιοχές έντονης τριβής όπως είναι οι παλάμες και το πέλμα των ποδιών και τέλος

- corneum, το οποίο είναι το εξωτερικό στρώμα και η βασική πηγή υψηλής ηλεκτρικής αντίστασης επηρεάζοντας καθοριστικά τις βιοδυναμικές μετρήσεις [41].

Οι κατηγορίες των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται ανά εφαρμογή διακρίνονται ανάλογα με το υλικό κατασκευής, τη χρήση ηλεκτρολύτη, την επιφάνεια του δέρματος από την οποία λαμβάνεται το σήμα κτλ.

Αναλυτικότερα, υφίστανται τα ξηρά ηλεκτρόδια τα οποία είναι συνήθως κατασκευασμένα από πολυσιλοξίνη με καταλύτη Pt και φορτισμένα με αγωγίμα νανοσωματίδια για την ενίσχυση της ηλεκτρικής τους αγωγιμότητας, ενώ συχνά προστίθεται ένας ηλεκτρολύτης γενικής χρήσης για να βελτιωθεί η αντίσταση της επιφάνειας επαφής ηλεκτροδίου - δέρματος. Οι μετρήσεις βασίζονται στην ανταλλαγή των ιόντων, με την αντίσταση να μειώνεται συναρτήσει του χρόνου εξαιτίας της διαπνοής στην επιφάνεια επαφής. Μια εξέλιξη των συγκεκριμένων ηλεκτροδίων περιλαμβάνει την ενσωμάτωση ενισχυτή-μετατροπέα μέσα στο ηλεκτρόδιο.

Ο όρος «υγρά» ηλεκτρόδια αναφέρεται στη χρήση ενός ηλεκτρολυτικού gel (που εμποτίζει με αγωγίμα ιόντα το δέρμα) για τη βελτίωση της επαφής των ηλεκτροδίων με την επιφάνεια του δέρματος (πολλές φορές προηγείται το ξύρισμα των τριχών και η εντριβή της συγκεκριμένης περιοχής για περαιτέρω αύξηση της αγωγιμότητας). Βασικό μειονέκτημα αποτελεί η μεταβολή της αγωγιμότητας όσο το gel στεγνώνει, η αίσθηση φαγούρας που τυχόν δημιουργείται και η πιθανότητα αναφυλαξίας ως αποτέλεσμα αλλεργικής αντίδρασης [42,43,44].

Μια ακόμα διάκριση των ηλεκτροδίων είναι αυτή μεταξύ επιφανειακών (surface electrodes) και ηλεκτροδίων βάθους (indwelling intramuscular electrodes). Τα πρώτα λαμβάνουν το σήμα από την επιφάνεια του δέρματος, πάνω από τον μυ, ενώ τα δεύτερα εισχωρούν υπό μορφή ακίδας μέσα στον μυ και το λαμβάνουν από το εσωτερικό του. Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια διακρίνονται με τη σειρά τους σε παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια και σε ενεργητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια (ή βελονοειδή). Η διαφορά ανάμεσα σε αυτές τις δυο κατηγορίες είναι ζήτημα συνδεσμολογίας. Έτσι, στην περίπτωση των ενεργητικών επιφανειακών ηλεκτροδίων, τοποθετείται πολύ κοντά στο δέρμα η υψηλή αντίσταση εισόδου του βιοενισχυτή που θα παραλάβει το ληφθέν σήμα για το στάδιο ενίσχυσης. Με αυτόν τον τρόπο ελαχιστοποιείται η αντίσταση της συνδεσμολογίας ηλεκτροδίου-δέρματος, εξαιτίας της υψηλής αντίστασης εισόδου του ενισχυτή που τοποθετείται αμέσως μετά από αυτήν. Αυτή η μείωση της αντίστασης ηλεκτροδίου-

δέρματος είναι ιδιαίτερα επιθυμητή και πρέπει οπωσδήποτε να είναι μικρότερη από 10KΩ, ενώ στην καλύτερη περίπτωση μικρότερη από 5KΩ. Αντίθετα, στα παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια, είναι απαραίτητος ο προσεκτικός καθαρισμός του δέρματος από νεκρά κύτταρα και η εφαρμογή ηλεκτρολυτικής κρέμας ανάμεσα σε αυτό και το ηλεκτρόδιο, προκειμένου να επιτευχθεί η προαναφερθείσα επιθυμητή τιμή αντίστασης ηλεκτροδίου-δέρματος [23,41].

Ηλεκτρικά χαρακτηριστικά μεγέθη του ΗΜΓ

Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ΗΜΓ μπορούν να συνοψιστούν στα εξής μεγέθη [45]: Η ηλεκτρική πηγή είναι το δυναμικό της μυϊκής μεμβράνης, το οποίο είναι περίπου -70 mV. Οι τελικά μετρούμενες τάσεις κυμαίνονται μεταξύ 50μV και 20 με 30 mV. Τα πλάτη του σήματος κυμαίνονται μεταξύ 0 και 10 mV (από κορυφή σε κορυφή) ή 0 και 1,5 mV (ενεργός τιμή). Η συχνότητα του σήματος είναι μεταξύ 0 και 500 Hz. Το κύριο μέρος της ενέργειας του σήματος εντοπίζεται στο εύρος συχνοτήτων 50-150 Hz.

3.1.2 Στάδιο επεξεργασίας του σήματος

Φιλτράρισμα

Για το φιλτράρισμα των λαμβανόμενων σημάτων είναι δυνατό να επιστρατευτούν τόσο μαθηματικές τεχνικές (όπως μετασχηματισμός κυματιδίων, προσεγγίσεις χρόνου-συχνότητας, μετασχηματισμός Fourier, κατανομή Wigner-Ville, στατιστικές μέθοδοι) όσο και τεχνικές τεχνητής νοημοσύνης (τεχνητά νευρωνικά δίκτυα, δυναμικά νευρωνικά δίκτυα, fuzzy συστήματα). Βασικός στόχος είναι η απομάκρυνση του θορύβου που συνεπάγεται την αλλοίωση των παραπάνω ηλεκτρικών χαρακτηριστικών. Πηγές θορύβου είναι η μη ιδανικότητα των ηλεκτρονικών στοιχείων, οι διάφορες ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές (από καλώδια μεταφοράς του ηλεκτρικού ρεύματος, κινητά τηλέφωνα, ορισμένες λάμπες φωτισμού κλπ.), η κίνηση μέρους του εξοπλισμού καθώς και η κίνηση μυών διαφορετικών από την εξεταζόμενη ομάδων (άνοιγμα και κλείσιμο των ματιών, συσπάσεις του μυοκαρδίου κλπ.) [46].

Εξαγωγή των χαρακτηριστικών

Ο στόχος του συγκεκριμένου σταδίου είναι να εξαχθούν εκείνα τα χαρακτηριστικά τα οποία περιέχουν πληροφορία κατάλληλη για χρήση σε συστήματα ταξινόμησης, πληροφορία δηλαδή που θα επιτρέψει τον ευκολότερο διαχωρισμό των διαφόρων κλάσεων του προβλήματος ταξινόμησης και την αποδοτικότερη αναγνώρισή των διαφόρων προτύπων (όπως για παράδειγμα τη διάκριση των διαφόρων χειρονομιών). Συνήθης μέθοδος για την υλοποίηση του σταδίου είναι αυτή των κινούμενων μέσων όρων, με βάση το γεγονός ότι επειδή τα σήματα ενισχύονται διαφορικά, ο μέσος όρος πολλών ταυτόχρονων σημάτων είναι περίπου μηδέν.

Επιλογή των χαρακτηριστικών

Το συγκεκριμένο στάδιο ακολουθεί αυτό της εξαγωγής και η σημασία του έγκειται στο ότι από το σύνολο των εξαγομένων χαρακτηριστικών θα πρέπει να βρεθεί εκείνο το υποσύνολο που «συνεισφέρει» τα μέγιστα στην ακρίβεια της ταξινόμησης. Με άλλα λόγια θα πρέπει να επιλεγούν εκείνα τα χαρακτηριστικά που θα διευκολύνουν τη διαδικασία εκπαίδευσης του ταξινομητή και θα οδηγήσουν επομένως στη μεγιστοποίηση της απόδοσής του. Συνήθεις μέθοδοι για την υλοποίηση του συγκεκριμένου σταδίου είναι ανάλυση των κύριων συνιστωσών (PCA: Principal Component Analysis) και οι Γενετικοί Αλγόριθμοι (GAs: Genetic Algorithms).

Ταξινόμηση των δεδομένων

Η ταξινόμηση των δεδομένων γίνεται μέσω της αναγνώρισης προτύπων με βάση πρότερη γνώση ή στατιστικά στοιχεία που προκύπτουν επί τόπου.

Το «σχήμα» ταξινόμησης που χρησιμοποιείται κάθε φορά βασίζεται συνήθως στη διαθεσιμότητα συνόλων προτύπων που έχουν ήδη ταξινομηθεί. Τα σύνολα αυτά, που προφανώς έχουν εισαχθεί πριν την λειτουργία, λέγονται σύνολα εκπαίδευσης, ενώ η τεχνική αναφέρεται ως επιβλεπόμενη μάθηση. Μία άλλη πιθανότητα είναι η μάθηση χωρίς επίβλεψη, όπου το ίδιο το σύστημα δημιουργεί τα απαραίτητα σύνολα βασισμένο στην στατιστική κανονικότητα των προτύπων. Αναφορικά με το «σχήμα» ταξινόμησης, συχνά

στηρίζεται στη στατιστική και στη συντακτική/δομική προσέγγιση. Η πρώτη θεωρεί ότι τα πρότυπα παράγονται από πιθανοτικά συστήματα, ενώ η δεύτερη βασίζεται στην ύπαρξη εσωτερικών σχέσεων (δομικές αλληλοεξαρτήσεις) για τα χαρακτηριστικά. Οι διαθέσιμοι αλγόριθμοι ποικίλουν από απλούς Μπευσιανούς ταξινομητές μέχρι και νευρωνικά δίκτυα [47]. Μερικοί από τους συχνότερα χρησιμοποιούμενους είναι:

- Πολλαπλή γραμμική παλινδρόμηση: Πρόκειται για μια μέθοδο παλινδρόμησης για τη διαμόρφωση και την πρόβλεψη της υπό όρους αναμενόμενης τιμής μιας μεταβλητής y , δεδομένων των τιμών κάποιας άλλης ή άλλων μεταβλητών x . Ονομάζεται γραμμική λόγω της σχέσης της απόκρισης με τις επεξηγηματικές μεταβλητές που θεωρείται ότι είναι μια γραμμική συνάρτηση κάποιων παραμέτρων. Γενικότερα, η παλινδρόμηση μπορεί να θεωρηθεί σαν μια ειδική περίπτωση εκτίμησης πυκνότητας.
- Ταξινομητής τύπου Bayesian: Πρόκειται για ένα πιθανολογικό ταξινομητή βασισμένο στην εφαρμογή του θεωρήματος του Bayes με ισχυρές υποθέσεις ανεξαρτησίας. Συνοπτικά, το πιθανολογικό μοντέλο για έναν ταξινομητή είναι το υπό όρους μοντέλο:

$$p(C|F_1, \dots, F_n)$$

πάνω σε μια εξαρτημένη τάξης μεταβλητή C με ένα μικρό αριθμό από εκβάσεων ή κλάσεων, υπό όρους σε πολλές μεταβλητές γνωρισμάτων F_1 έως F_n [48].

- Τεχνητό νευρωνικό δίκτυο (ΤΝΔ): Πρόκειται για μία διασυνδεδεμένη ομάδα από τεχνητούς νευρώνες όπου χρησιμοποιεί ένα μαθηματικό μοντέλο ή ένα υπολογιστικό μοντέλο για επεξεργασία πληροφοριών βασισμένες στη διασύνδετη προσέγγιση υπολογισμού. Στις περισσότερες περιπτώσεις πρόκειται για ένα προσαρμοστικό σύστημα που αλλάζει την δομή του βασισμένο σε εξωτερικές ή εσωτερικές πληροφορίες που κινούνται στο δίκτυο.
- Ειδικότερα όσον αφορά στα νευρωνικά δίκτυα και στη χρήση τους για την επεξεργασία σημάτων ΗΜΓ, μπορούν να χωριστούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες, βάσει του τρόπου με τον οποίο εκπαιδεύονται. Χρησιμοποιώντας επιβλεπόμενη μάθηση, εκπαιδεύουμε το δίκτυο με μερικά παραδείγματα γνωρίζοντας τις αντίστοιχες εξόδους και αποσκοπούμε στον προσδιορισμό των βαρών των ακμών που συνδέουν τους νευρώνες μεταξύ τους. Αφού εκπαιδευτεί (σωστά) το δίκτυο μπορεί να απαντάει σωστά σε διαφορετικά (από αυτά της εκπαίδευσης) στιγμιότυπα του προβλήματος. Σημαντικότερος εκπρόσωπος αυτού του είδους

νευρωνικών δικτύων είναι τα δίκτυα Perceptron. Χρησιμοποιώντας την μη επιβλεπόμενη μάθηση “αφήνουμε” το νευρωνικό δίκτυο απλά να ομαδοποιήσει τα δεδομένα εισόδου. Σημαντικότερες αρχιτεκτονικές εδώ είναι οι αυτοοργανούμενοι χάρτες (SOM) και τα δίκτυα Hopfield [49].

- ο Μηχανές Υποστήριξης Διανυσμάτων – Support Vector Machines (SVMs): Η τεχνική αυτή βασίζεται στο γεγονός ότι μια διαδικασία ταξινόμησης χρησιμοποιεί ομάδες δεδομένων για την εκπαίδευση και τον έλεγχο της, με κάθε τέτοια ομάδα να διακρίνεται από διάφορα χαρακτηριστικά και μια συγκεκριμένη τιμή - στόχο. Το ζητούμενο της τεχνικής είναι η πρόβλεψη αυτής της τιμής – στόχου.

3.2 Διερεύνηση χρήσης ΗΜΓ κατά την κίνηση γραφής με σκοπό τη βιομετρική αποτίμηση

Αντικείμενο της μελέτης

Το 2010 παρουσιάστηκε από τον Lindermann πατέντα σχετικά με το δυναμικό της ηλεκτρομυογραφίας στη βιομετρική αποτίμηση, το κατά πόσο δηλαδή σήματα ΗΜΓ μπορούν να γίνουν «μάρτυρες» κινητικών και κατ’ επέκταση άλλων διαταραχών [41]. Ειδικότερα, μέσω της συγκεκριμένης πατέντας καταγράφονται σήματα ΗΜΓ κατά τη διάρκεια κινήσεων γραφής και εντοπίζονται τυχόν προβλήματα (ως μια εκδήλωση κινητικού συντονισμού) τα οποία αποτελούν ένδειξη πιθανών παθήσεων ανάπτυξης, συμπεριφοράς καθώς και νευρολογικών ή παθολογικών διαταραχών, όπως το ADHD (Υπερκινητικό Σύνδρομο με Διάσπαση Προσοχής) και το Πάρκινσον. Επιπρόσθετα, εκτός από το στάδιο της διάγνωσης, η ΗΜΓ μπορεί να συνδράμει και κατά το στάδιο της θεραπείας – αντιμετώπισης μιας διαταραχής (εκ νέου μέτρηση και εκτίμηση της αποτελεσματικότητας της λαμβανόμενης αγωγής).

Ο συσχετισμός γραφής και ΗΜΓ έγκειται στο γεγονός των τριών προαπαιτούμενων παραγόντων για τον γραπτό λόγο, αυτών της μνήμης, της γνώσης και της επιδεξιότητας. Οι εμπλεκόμενοι μηχανισμοί όσον αφορά στους συγκεκριμένους παράγοντες αποτυπώνονται τελικά στο ΗΜΓ, που ποσοτικοποιεί ένα συνδυασμό συνειδητών και υποσυνείδητων ενεργειών.

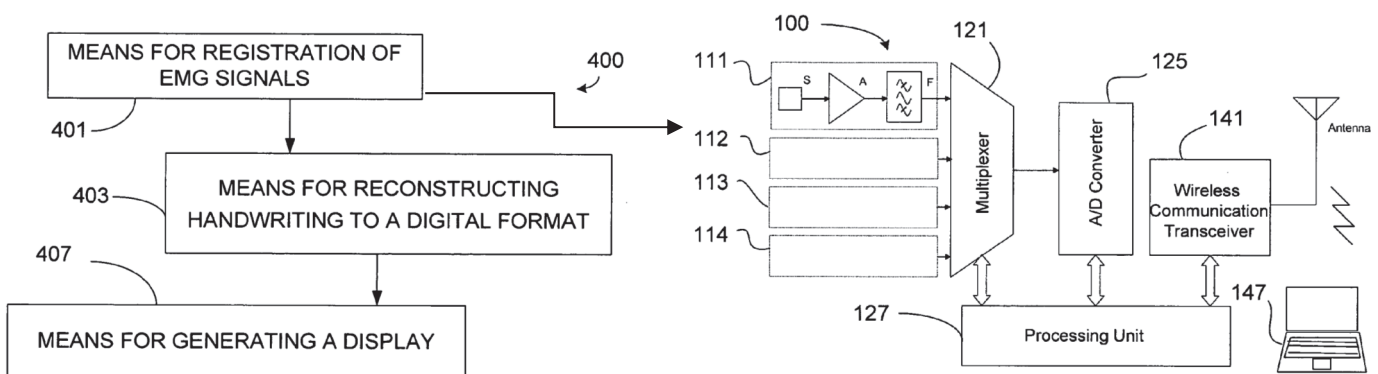
Οι χρήσεις του ΗΜΓ στον τομέα της διάγνωσης ασθενειών μπορεί να αφορούν ασθένειες όπως κινητική δυσλειτουργία σχετιζόμενη με κύρωση του ήπατος, ηπατική εγκεφαλοπάθεια (αδυναμία μεταβολισμού των τοξινών και συσσώρευσή τους), καρκίνοι διαφόρων ειδών, σακχαρώδης διαβήτης, γενετικές ασθένειες, HIV, Πάρκινσον, Αλτςχάιμερ, σκλήρυνση κατά πλάκας, εγκεφαλικές κακώσεις και εγκεφαλικά επεισόδια, άλλες ηπατικές ασθένειες, διαταραχές του κυκλοφορικού, ορμονικές διαταραχές, ασθένειες του κεντρικού νευρικού συστήματος καθώς και διάφορες εγκεφαλικές ανωμαλίες. Υπό διερεύνηση υφίσταται ο συσχετισμός του ΗΜΓ με ανωμαλίες σε άλλα όργανα και με την εκδήλωση καρδιακών επεισοδίων (πάλι διαμέσου εκτίμησης της ομαλότητας της γραφής). Σημαντικό είναι επίσης το δυναμικό του ΗΜΓ σε περιπτώσεις ιδεοψυχαναγκαστικής διαταραχής (OCD), αφού επιτρέπει τον εντοπισμό ακόμα και μικρών ανωμαλιών. Αν ληφθεί υπόψη ότι τα άτομα που πάσχουν από τη συγκεκριμένη διαταραχή έχουν κανονικό έλεγχο των κινήσεών τους, τότε ο εντοπισμός οποιονδήποτε ανωμαλιών μικρής κλίμακας είναι σημαντικός. Με τη χρήση μικρογραφίας (σχεδιασμός ομόκεντρων κύκλων, αντιγραφή φράσης και συστοιχίων γραμμμάτων, υπογραφή) και τη βοήθεια ψηφιογραφίδας έχει παρατηρηθεί ότι μπορεί να γίνει εντοπισμός αυτού του είδους των ασθενών. Όσον αφορά στο στάδιο της παρακολούθησης το ΗΜΓ επιτρέπει στον ασθενή να παρακολουθεί ο ίδιος την εξέλιξή του, μετά από τη λήψη κάποιου φαρμάκου (για παράδειγμα η καφεΐνη προκαλεί τρέμουλο κατά την ανύψωση αντικειμένων και οι βενζοδιαζεπίνες αμβλύνουν τις κινήσεις του χεριού).

Περιγραφή της πρότυπης διάταξης

Γενικά, η συσκευή αποτίμησης του ΗΜΓ αποτελείται από δύο κύρια μέρη: τον βιοαισθητήρα και την μονάδα αναγνώρισης προτύπων. Ο βιοαισθητήρας περιλαμβάνει αισθητήρες προσαρμοσμένους σε κάποιο πλαίσιο, όπως ένα γάντι, ικανούς να αναγνώσουν βιολογικά σήματα με την μορφή ΗΜΓ. Τα σήματα αυτά τροφοδοτούνται στη μονάδα επεξεργασίας, που περιέχει λογισμικό για την αναγνώριση και εξαγωγή προτύπων, με τελικό σκοπό τον εντοπισμό βλαβών στον οργανισμό ή όποιας άλλης πληροφορίας μπορεί να εξαχθεί κατά την ελεγχόμενη κίνηση του χεριού. Στη συνέχεια πραγματοποιείται η βιομετρική αποτίμηση με την βοήθεια συσκευών, μεθόδων και συστημάτων που επιτρέπουν την ψηφιακή καταγραφή, αποθήκευση και παρουσίαση των αποτελεσμάτων. Προφανώς σε αυτή τη βάση μπορούν να συνδυαστούν συστήματα που θα επιτρέπουν την

μετάδοση ή/και μετατροπή των δεδομένων ώστε να χρησιμοποιηθούν σε άλλες εφαρμογές (απομακρυσμένος έλεγχος συσκευών, απομακρυσμένη λήψη δεδομένων κ.α.). Οι χρησιμοποιούμενες κάθε φορά διατάξεις εξαρτώνται από την εφαρμογή. Έτσι, για εμπορικές εφαρμογές ένα γάντι που θα ενσωματώνει τόσο τους αισθητήρες, όσο και την μονάδα επεξεργασίας και αποθήκευσης των δεδομένων θα ήταν αρκετό. Αντίθετα, σε μία ιατρική εφαρμογή υψηλών απαιτήσεων θα απαιτούνταν η τοποθέτηση ηλεκτροδίων με χρήση ηλεκτρολυτικού gel από επαγγελματία. Ένα τέτοιου είδους πρότυπο σύστημα παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.

Το σύστημα περιλαμβάνει μέσα για την καταγραφή των σημάτων ΗΜΓ από έναν ή περισσότερους μυς σε επιλεγμένες τοποθεσίες (401), που μπορεί να περιλαμβάνουν τους αισθητήρες (111-114) (σε μορφή MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems ή Μίκρο Ηλεκτρο Μηχανικά Συστήματα) καθώς και τα υπόλοιπα συστατικά του κυκλώματος (100) που χρησιμοποιούνται για να αντλήσουν τα δεδομένα ΗΜΓ. Εκτός από τους αισθητήρες, συμπεριλαμβάνονται ένας πολυπλέκτης (121), ένας μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (125), μια μονάδα επεξεργασίας (127) και ένας ασύρματος πομποδέκτης επικοινωνίας που μπορεί να επικοινωνεί με ένα εξωτερικό υπολογιστή (147). Το σύστημα ολοκληρώνεται με τα μέσα για τον ανασχηματισμό του γραφικού χαρακτήρα σε ψηφιακή μορφή (403) και για τη δημιουργία μιας παρουσίασης αυτής της μορφής (407).



Εικόνα 20: Πρότυπο σύστημα γραφικής ανάλυσης μέσω ΗΜΓ [41]

3.3 Έλεγχος συσκευών χρησιμοποιώντας χειρονομίες αναγνωριζόμενες μέσω ΗΜΓ

Η συγκεκριμένη μελέτη [50] αφορά στον έλεγχο εικονικών συσκευών μέσω νευρο-ηλεκτρικών διεπαφών, η ανάπτυξη των οποίων στηρίχθηκε στη συλλογή δεδομένων ΗΜΓ από έναν ανθρώπινο βραχίονα. Τα δεδομένα που συλλέγονται κάθε φορά, εισάγονται σε ένα λογισμικό αναγνώρισης προτύπων που έχει εκπαιδευθεί να αναγνωρίζει χειρονομίες από ένα δεδομένο σύνολο χειρονομιών, με την αναγνώριση να λαμβάνει χώρα σε πραγματικό χρόνο.

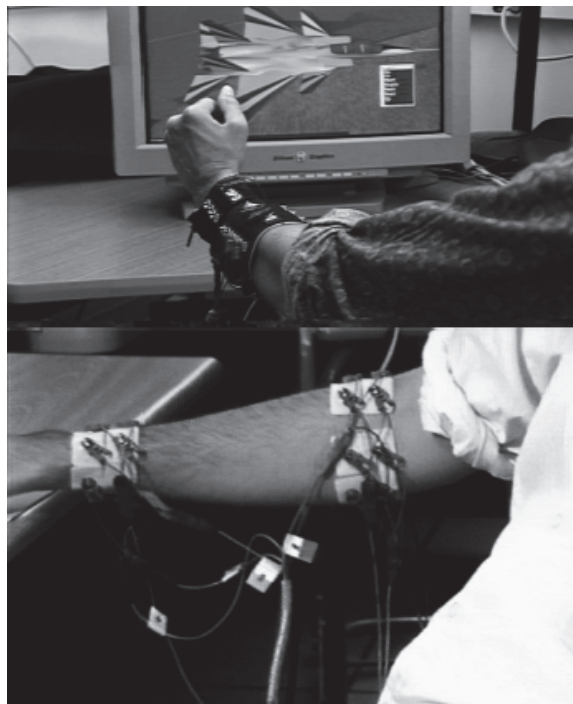
Ουσιαστικά, μέσω των αναγνωρισμένων χειρονομιών επιχειρείται η αντικατάσταση μηχανικών συσκευών όπως τα joysticks και τα πληκτρολόγια (η επιλογή των συγκεκριμένων συσκευών έγινε με βάση το γεγονός ότι ο μέσος χρήστης έχει σχετική εμπειρία). Η πρακτική εφαρμογή της μελέτης έγκειται στην ύπαρξη περιπτώσεων που η μηχανική συσκευή δε μπορεί να είναι διαθέσιμη, όπως για παράδειγμα συμβαίνει σε πολλές διαστημικές εφαρμογές (επέμβαση αστροναύτη σε συσκευές ελέγχου του σκάφους ενώ βρίσκεται εκτός από αυτό, έλεγχος μέσω πηδαλίου απομακρυσμένων ή μη επανδρωμένων οχημάτων). Οι μέχρι τώρα τεχνικές αλληλεπίδρασης, περιλαμβάνουν την αναγνώριση είτε μέσω κάμερας είτε μέσω αισθητήριου γαντιού, απαιτώντας όμως ελεγχόμενο φωτισμό, επεξεργασία εικόνας και εργαστηριακές συνθήκες αντίστοιχα. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε στην εξεταζόμενη μελέτη περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

Επιλογή χειρονομίας

Στο πρώτο πείραμα η επιλογή των χειρονομιών αποσκοπούσε στη μίμηση του χειρισμού ενός πηδαλίου, με τις βασικές κινήσεις να αφορούν στις κινήσεις επάνω, κάτω, αριστερά και δεξιά. Στο δεύτερο πείραμα οι χειρονομίες έπρεπε να μιμηθούν τη δακτυλογράφηση σε ένα αριθμητικό πληκτρολόγιο των πλήκτρων 0 - 9 και Enter. Το πρώτο δάχτυλο χρησιμοποιήθηκε για να πιέσει τα πλήκτρα 1, 4, και 7, το δεύτερο δάχτυλο για να πιέσει τα πλήκτρα 2, 5, και 8, το τρίτο για να πιέσει τα πλήκτρα 3, 6, και 9, το τέταρτο δάχτυλο χρησιμοποιήθηκε για το πλήκτρο Enter και τέλος ο αντίχειρας χρησιμοποιήθηκε για το μηδέν.

Εφαρμογή ηλεκτροδίων

Η θέση των ηλεκτροδίων εξαρτάται από τις χειρονομίες που πρέπει κάθε φορά να αναγνωριστούν. Το βασικό πρόβλημα αυτού του σταδίου είναι ο πεπερασμένος αριθμός καναλιών και επομένως ηλεκτροδίων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν (για παράδειγμα η πλήρης κάλυψη του βραχίονα απαιτεί τη χρήση περισσότερων από 50 καναλιών). Στα εξεταζόμενα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν 4 ζεύγη ξηρών ηλεκτροδίων για την περίπτωση του πηδαλίου (ένα ζεύγος για κάθε κίνηση) και 8 ζεύγη υγρών ηλεκτροδίων για την περίπτωση του πληκτρολογίου (χρησιμοποιήθηκαν υγρά ηλεκτρόδια γιατί στη δεύτερη περίπτωση τα σήματα έχουν μικρότερο πλάτος, απαιτώντας έτσι μεγαλύτερη ευαισθησία). Για την επιλογή της βέλτιστης θέσης, καλύφθηκε ένα «πλέγμα» σε όλο το εύρος του βραχίονα και επιλέχθηκαν εκείνες που παρείχαν τα πιο ευδιάκριτα σήματα. Θα πρέπει να σημειωθεί πως τα ληφθέντα σήματα παρουσίασαν διαφορές ανάμεσα στους συμμετέχοντες εξαιτίας αντίστοιχων διαφορών στην προσωπική φυσιολογία αλλά και στην κατάρτιση των προτύπων αναγνώρισης (στάδιο που περιγράφεται στη συνέχεια).



Εικόνα 21: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για τη διεξαγωγή του πειράματος [50]

Συλλογή, φιλτράρισμα, και ψηφιοποίηση σημάτων

Για την ενίσχυση των λαμβανόμενων σημάτων χρησιμοποιήθηκε διαφορικός προενισχυτής με αναλογία απόρριψης 110 db που τοποθετήθηκε κοντά σε κάθε ζεύγος ηλεκτροδίων. Το κοινό ηλεκτρόδιο γείωσης τοποθετήθηκε πάνω από το κόκκαλο στον καρπό ή τον αγκώνα. Η ψηφιοποίηση του σήματος έγινε με ρυθμό δειγματοληψίας 16 bits στα 6000 Hz., με την αποκοπή των υψηλών συχνοτήτων να γίνεται μέσω ενός ζωνοπερατού φίλτρου Bessel.

Εξαγωγή χαρακτηριστικών γνωρισμάτων

Ο διαχωρισμός των σημάτων έγινε με τη χρήση της μεθόδου των κινούμενων μέσων όρων με το επιτρεπόμενο εύρος επικάλυψης να φτάνει το 75%.

Αναγνώριση προτύπων

Η μέθοδος αναγνώρισης προτύπων που χρησιμοποιήθηκε ήταν τα μοντέλα Hidden Markov (HMMs), τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως σε εφαρμογές αναγνώρισης ομιλίας με τη διαδικασία να ξεκινά με αναγνώριση μεμονωμένων λέξεων από έναν και πολλούς ομιλητές και να ολοκληρώνεται με την αναγνώριση συνεχούς λόγου ενός και πολλών ομιλητών αντίστοιχα [51]. Στη συγκεκριμένη μελέτη ακολουθήθηκε παρόμοια προσέγγιση, με τις χειρονομίες να έχουν πάρει τη θέση των λέξεων. Στην περίπτωση του πληκτρολογίου χρησιμοποιήθηκε η μεμονωμένη αναγνώριση για ένα δακτυλογράφο, ενώ σε αυτή του πηδαλίου χρησιμοποιήθηκε η συνεχής αναγνώριση.

Αναλυτικότερα, χρησιμοποιήθηκαν μοντέλα συνεχούς τιμής, τυποποιημένης κατάρτισης Baum-Welch με τα δεδομένα να θεωρείται πως ακολουθούν την κατανομή Gauss και ροής από αριστερά προς δεξιά (το μοντέλο μπορεί να μείνει στην παρούσα ή να πάει στην επόμενη κατάσταση, όχι όμως στην προηγούμενη). Τα τμήματα επιλέχθηκαν στα 2000 Hz και περιείχαν 3072 δείγματα ανά κανάλι, σε σύνολο οκτώ καναλιών.

Βασική απαίτηση της διαδικασίας για την επιτυχημένη ολοκλήρωσή της ήταν το σύνολο δεδομένων να είναι αντιπροσωπευτικό και το πρότυπο να έχει τον κατάλληλο αριθμό παραμέτρων για την ακριβή αντιπροσώπευση. Στις εξεταζόμενες περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν 20 υποδείγματα από κάθε χειρονομία για τη διαμόρφωση του ημερήσιου συνόλου δεδομένων. Εντούτοις, υφίσταται το πρόβλημα της στατιστικής απόκλισης των δεδομένων από μέρα σε μέρα του πειράματος (οι χειρονομίες καθώς και οι θέσεις των ηλεκτροδίων δε μπορούσε να είναι ακριβώς ίδιες, αν και για τη δεύτερη

περίπτωση χρησιμοποιήθηκε σταθερό μανίκι ηλεκτροδίων). Μια λύση θα ήταν η χρήση λιγότερων δεδομένων (από μια μέρα θα χρησιμοποιούνταν μόνο όσο ήταν πολύ κοντά σε αυτά της προηγούμενης). Η σε πραγματικό χρόνο ανάκληση της αναγνωρισμένης χειρονομίας έγινε μέσω του αλγορίθμου Viterbi. Για την αποφυγή αναγνώρισης ακραίων τιμών, η εκπαίδευση του μοντέλου ήταν δυνατή μόνο μετά την κεντροθέτησή τους [52,53].

Διεξαγωγή των πειραμάτων

Στο πρώτο πείραμα (πηδάλιο) ο συμμετέχων εκτέλεσε 50 φορές κάθε χειρονομία από τις τέσσερις. Στη συνέχεια τα δεδομένα χωρίστηκαν ανά χειρονομία και τμηματοποιήθηκαν έτσι ώστε να παρουσιάζουν ακρότατα στο κέντρο 3072 διαστημάτων. Ταυτόχρονα, αφαιρέθηκαν μέσω οπτικής θεώρησης τυχόν δεδομένα που αφορούσαν σε ατελείς χειρονομίες. Στη συνέχεια, τα δεδομένα αυτά χρησιμοποιήθηκαν για να εκπαιδεύσουν τέσσερα μοντέλα HMMs, ένα για κάθε χειρονομία. Η απόδοση της εκπαίδευσης μετρήθηκε με τέσσερις διαφορετικές μεθόδους:

- κατάρτιση και αναγνώριση από δεδομένα της ίδιας ημέρας (έδωσε πολύ καλά αποτελέσματα εφόσον τα HMMs είχαν κατάλληλο αριθμό παραμέτρων και αρκετά δεδομένα),
- κατάρτιση από δεδομένα μιας ημέρας και αναγνώριση από δεδομένα μιας άλλης (τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές ανά ημέρα αποκλίσεις οι οποίες οφείλονταν στην τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, στο μήκος, στη σύναψη σχηματισμού και στη μορφή της χειρονομίας),
- κατάρτιση και αναγνώριση από δεδομένα ενός συνόλου πολλών ημερών (η μέθοδος επέδειξε ικανοποιητικά αποτελέσματα γενίκευσης) και τέλος,
- κατάρτιση από δεδομένα μιας ημέρας και αναγνώριση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο (με την επιλογή της ημέρας να είναι αυτή με τα περισσότερα αξιόπιστα αποτελέσματα).

Η απόδοση του μοντέλου καταγράφηκε στον ακόλουθο πίνακα.

Χειρονομία (Πραγματική)	Χειρονομία (αναγνωρισμένη από το μοντέλο)				Ποσοστό επιτυχούς αναγνώρισης
	Left	Right	Up	Down	
Left	17	0	25	8	34%
Right	0	49	0	1	98%
Up	0	0	50	0	100%
Down	0	0	0	50	100%

Πίνακας 3: Απόδοση μοντέλου μίμησης πηδαλίου [50]

Η καλύτερη προσέγγιση λειτουργίας πραγματικού χρόνου θα απαιτούσε τη χρήση μικρότερων διαστημάτων τμηματοποίησης, με αύξηση όμως του χρόνου και του κόστους επεξεργασίας των δεδομένων.

Το δεύτερο πείραμα χρησιμοποίησε 8 ζεύγη υγρών ηλεκτροδίων, τα οποία τοποθετήθηκαν ανά τέσσερα σε δύο δαχτυλίδια, ένα στο ύψος του καρπού και ένα στο ύψος του αγκώνα. Ο συμμετέχων άγγιζε μια τυπωμένη εικόνα ενός πληκτρολογίου και ειδικότερα τα πλήκτρα 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 και Enter. Η δακτυλογράφηση γινόταν με τη σειρά και με χρονικό διάστημα παύσης 1 sec. Συνολικά πραγματοποιήθηκαν 40 κτυπήματα σε κάθε πλήκτρο. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από διαφορετικές ημέρες και χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση έντεκα μοντέλων HMMs (ένα για κάθε χειρονομία). Βασική παράμετρος του συγκεκριμένου πειράματος ήταν η διατήρηση της θέσης του χεριού πάνω από το πληκτρολόγιο τόσο ως προς την απόσταση όσο και ως προς τη γωνία του καρπού. Ακόμα όμως και με την προσοχή στη συγκεκριμένη παράμετρο δεν αποφεύχθηκαν αποκλίσεις στα δεδομένα διαφορετικών ημερών. Εντούτοις, τα αποτελέσματα της αναγνώρισης ήταν ικανοποιητικά.

Χειρονομία (Πραγματική)	Χειρονομία (αναγνωρισμένη από το μοντέλο)									Ποσοστό επιτυχούς αναγνώρισης
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
1	46	0	0	4	0	0	1	0	0	90
2	0	48	0	0	0	0	0	3	0	94
3	0	0	49	0	0	1	1	0	0	96
4	11	0	0	38	2	0	0	0	0	75
5	1	3	0	5	36	1	3	2	0	71
6	0	1	6	0	0	42	0	0	2	82
7	0	0	0	0	0	0	51	0	0	100
8	0	0	0	0	2	1	3	44	1	86
9	0	0	0	0	0	0	0	0	51	100

Πίνακας 4: Απόδοση μοντέλου μίμησης πληκτρολογίου [50]

Συμπερασματικά, η συγκεκριμένη μελέτη καταδεικνύει τη δυνατότητα αποτελεσματικού ελέγχου εικονικών συσκευών μέσω σημάτων ΗΜΓ, επιβεβαιώνοντας το δυναμικό της συγκεκριμένης διεπαφής για μια επιτυχημένη αλληλεπίδραση χρήστη και υπολογιστή.

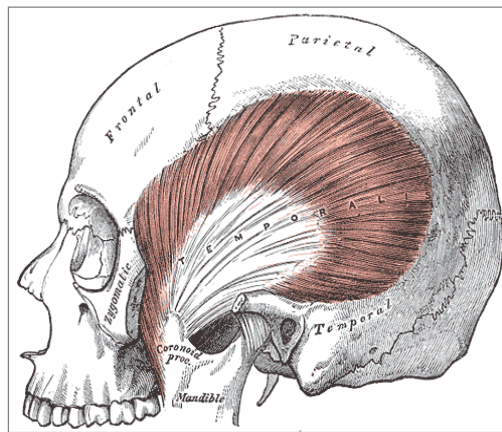
3.4 Αναγνώριση κινήσεων προσώπου μέσω σημάτων ΗΜΓ με σκοπό την αλληλεπίδραση ανθρώπου-υπολογιστή

Η συγκεκριμένη μελέτη [49] διερεύνησε την απόδοση της χρήσης του ΗΜΓ για τον έλεγχο μιας συσκευής κατάδειξης (ενός κέρσορα που εκτελεί επτά ξεχωριστές εντολές και συγκεκριμένα τις εντολές πάνω, κάτω, δεξιά, αριστερά, ακινησία, click και διπλό click). Τα καταγραφόμενα μυοηλεκτρικά ερεθίσματα προέρχονται από τους κροταφίτες μύες του προσώπου όταν πραγματοποιείται σφίξιμο των δοντιών.

Εφαρμογή ηλεκτροδίων

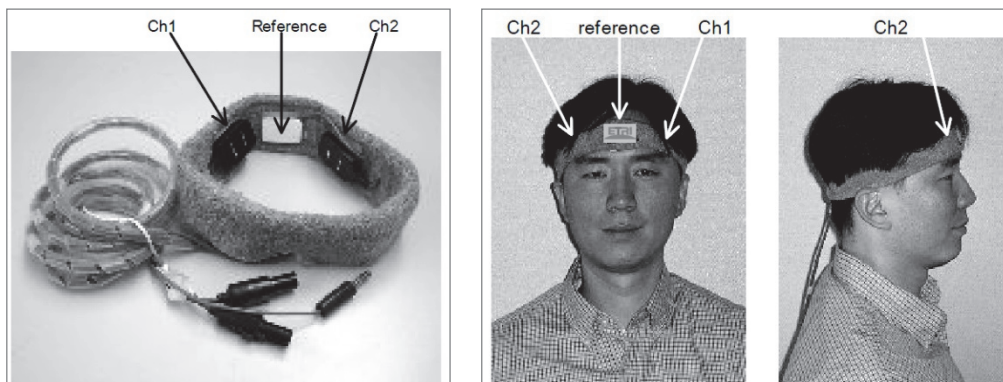
Για τη λήψη του ΗΜΓ χρησιμοποιήθηκαν τα ηλεκτρόδια DE-2.1 της Delsys Inc. (δύο ως είσοδοι σε έναν διαφορικό βιοενισχυτή, προκειμένου να απορριφθεί ο κοινός θόρυβος και ένα τρίτο ηλεκτρόδιο αναφοράς). Πρόκειται για ενεργητικά ηλεκτρόδια τα

οποία δεν χρειάζονται ηλεκτρολυτικό gel και είναι θωρακισμένα εσωτερικά ώστε να μην επηρεάζονται από περιβαλλοντικό ηλεκτρικό θόρυβο. Οι μύες που επιλέχθηκαν για την ανίχνευση του ηλεκτρικού τους δυναμικού είναι οι δυο κροταφίτες μύες. Ο κάθε κροταφίτης μυς εκφύεται από το κροταφικό οστό και τον γύρω συνδετικό ιστό, περνά κάτω από τη ζυγωματική απόφυση και καταφύεται στην κορωνοειδή απόφυση της κάτω γνάθου, όπως απεικονίζεται και στο παρακάτω σχήμα με γραμμοσκίαση. Με τη σύσπαση των κροταφιδίων μυών επιτυγχάνεται το κλείσιμο της κάτω γνάθου.



Εικόνα 22: Απεικόνιση των κροταφιδίων μυών που χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή των σημάτων ΗΜΓ [49]

Για λόγους ευκολίας πραγματοποίησης του πειράματος τα ηλεκτρόδια προσαρτήθηκαν σε μια κορδέλα μετώπου με τη χρήση ταινίας Velcro, η τοποθέτηση της οποίας έγινε στο χρήστη όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί. Ως Ch1 σημειώνεται το ηλεκτρόδιο που παρακολούθησε τον αριστερό κροταφίτη, ως Ch2 το ηλεκτρόδιο για τον δεξιό και ως Reference το ηλεκτρόδιο αναφοράς.



Εικόνα 23: Προσαρμογή ηλεκτροδίων για την πραγματοποίηση του πειράματος [49]

Επεξεργασία των σημάτων

Χρησιμοποιήθηκε συνδεσμολογία διαφορικού ενισχυτή με στόχο την απόρριψη του κοινού θορυβικού σήματος. Με την έννοια του κοινού σήματος (ίδια παρουσία και στα δύο ηλεκτρόδια) γίνεται αναφορά στο σήμα παρεμβολής (της τάξης των 200mV) που προέρχεται από τη δράση του ανθρώπινου σώματος ως κεραία που συλλέγει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία από τον περιβάλλοντα χώρο, η οποία είναι σημαντική αν αναλογιστεί κανείς πως το καταγραφόμενο σήμα εμφανίζει πλάτος της τάξης των 5mV.

Ο ενισχυτής που χρησιμοποιήθηκε είναι ο Bagnoli-4 της Delsys Inc., ο οποίος διαθέτει συντελεστές ενίσχυσης 100, 1000 (που επιλέχθηκε τελικώς) και 10000, ενώ παράλληλα προσφέρει ζωνοπερατό φιλτράρισμα από ηλεκτρικό θόρυβο που μπορεί να προκαλείται από γραμμές ισχύος ή ανθρώπινη παρέμβαση, επιτρέποντας μόνο τη διέλευση μιας ζώνης συχνοτήτων από τα 20Hz έως τα 450Hz, όπου συγκεντρώνεται και το μεγαλύτερο τμήμα της ενέργειας του προς ενίσχυση σήματος.

Για την καταγραφή και την επεξεργασία των βιοσημάτων χρησιμοποιήθηκε η πλακέτα PCI-MIO-16E. Κατά τη διαδικασία μετατροπής των αναλογικών βιοσημάτων σε ψηφιακά χρησιμοποιήθηκε 12-μπιτη δειγματοληψία στα 1024 Hz. (σύμφωνα με το θεώρημα του Shannon που υποδεικνύει ότι η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσια από την μέγιστη συχνότητα του σήματος (για το ΗΜΓ είναι 500 Hz, με το σημαντικότερο μέρος της ενέργειάς του να παρουσιάζεται στις συχνότητες από 20-150 Hz). Οι παράμετροι που υπολογίστηκαν ήταν η Integral absolute value (IAV) σύμφωνα με τον τύπο

$$IAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x(i)|$$

και η Difference absolute mean value (DAMNV) σύμφωνα με τον τύπο

$$DAMV = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |x(i) - x(i-1)|$$

όπου N είναι η χρονική διάρκεια (σε ms) του παραθύρου των μετρήσεων και x είναι η μέτρηση (σε mV) του δυναμικού.

Το μέγεθος του παραθύρου επιλέχθηκε περίπου στα 125 ms.

Εξαγωγή γνωρισμάτων και αναγνώριση προτύπων

Τον υπολογισμό των συγκεκριμένων παραμέτρων ακολούθησε η χρήση της τεχνολογίας του αλγόριθμου Fuzzy Min-Max Neural Network για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών και την ταξινόμηση των σημάτων. Η συγκεκριμένη επιλογή βασίστηκε στο γεγονός της τυχειότητας που χαρακτηρίζει ένα στοχαστικό σήμα, όπως το ΗΜΓ. Η μάθηση είναι επιβλεπόμενη, με την έννοια ότι σύμφωνα με τις ενδείξεις που εμφανίζονται στο άτομο που καταγράφεται το ΗΜΓ, γνωρίζουμε ότι το επερχόμενο σήμα αφορά την κίνηση του μυός που ζητήθηκε από το άτομο. Με αυτόν τον τρόπο μαθαίνουμε τις παραμέτρους του δικτύου και μετά το τέλος της εκπαίδευσης του, αυτό είναι σε θέση να αναγνωρίσει τα μελλοντικά ΗΜΓ και να τα αντιστοιχίσει σε κινήσεις του κέρσορα.

Αναλυτικότερα, το FMMNN είναι ένα νευρωνικό δίκτυο – ταξινομητής, που δημιουργεί κλάσεις ενώνοντας μικρά ασαφή σύνολα σε ένα ενιαίο ασαφές σύνολο – κλάση. Κάθε ασαφές σύνολο είναι μια ένωση από hyperboxes. Τα hyperboxes είναι n -διάστατα διαστήματα (όπου n οι διαστάσεις των προτύπων), τα οποία περιγράφονται πλήρως από την μέγιστη και την ελάχιστη τιμή κάθε διάστασης, καθώς επίσης και από τη συνάρτηση συμμετοχής. Κάθε hyperbox συσχετίζεται με ακριβώς μια κλάση προτύπων, και όλα τα πρότυπα που περιέχονται σε ένα δεδομένο hyperbox θεωρείται ότι ανήκουν εξ' ολοκλήρου στην κλάση αυτή. Σε περίπτωση που κάποιο πρότυπο εισόδου δεν ταιριάζει εξ' ολοκλήρου σε κάποια κλάση, τότε υπολογίζεται μια κατάλληλη συνάρτηση συμμετοχής που υποδεικνύει, πόσο «έξω» πέφτει το συγκεκριμένο πρότυπο από κάθε hyperbox. Κατά την διάρκεια αυτής της διαδικασίας, το hyperbox με την μέγιστη τιμή συμμετοχής (ασαφής λογική \Rightarrow τιμή = [0.1]) επιλέγεται και η κλάση που αντιπροσωπεύεται από αυτό το hyperbox – νικητή ως η απόφαση του δικτύου. Η εκπαίδευση αυτού του είδους νευρωνικού δικτύου συνίσταται στην σταδιακή ρύθμιση του αριθμού των hyperboxes και των παραμέτρων αυτών (μέγιστη – ελάχιστη τιμή, συνάρτηση συμμετοχής), καθώς επίσης και στην τοποθέτηση “ετικετών” σε κάθε κλάση.

Τα βασικά στάδια του αλγορίθμου έχουν ως εξής:

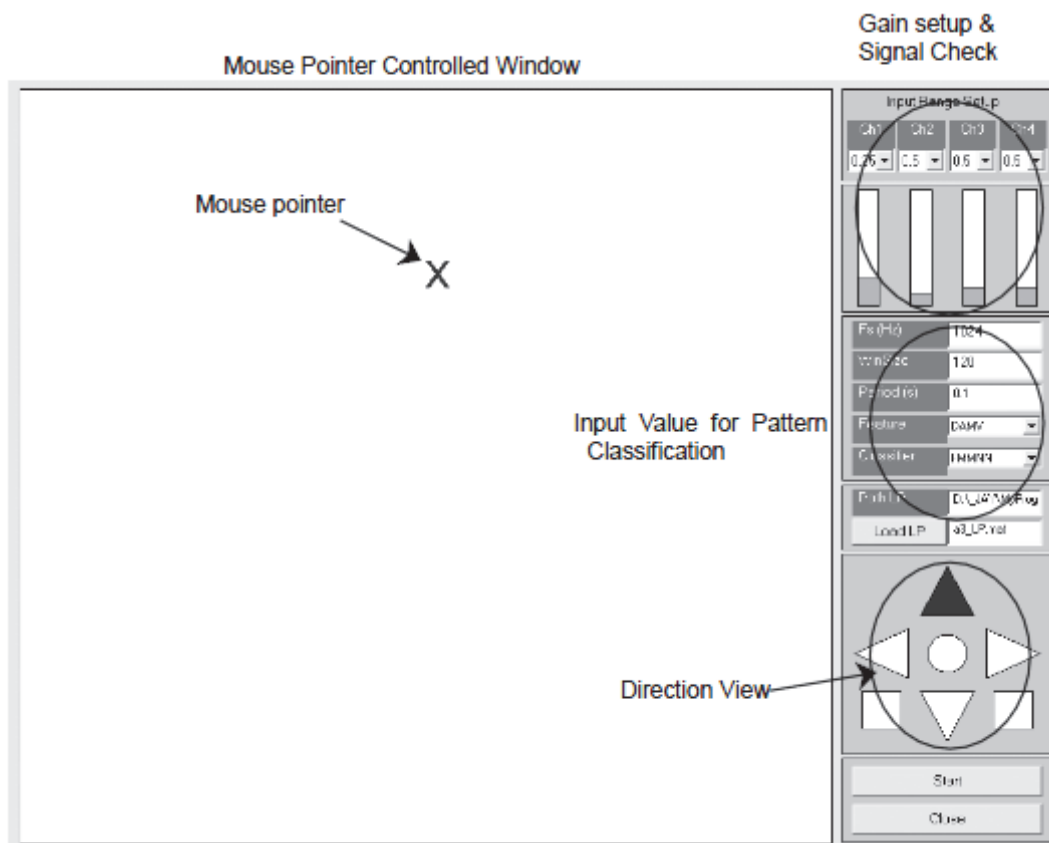
- ▲ Πρώτα βρίσκεται ο νευρώνας – hyperbox με την μεγαλύτερη τιμή συμμετοχής, όπως αυτή υπολογίζεται μέσω των ελάχιστων και των μέγιστων τιμών και τα χαρακτηριστικά εισόδου του προτύπου. Αφού βρεθεί, το συγκεκριμένο hyperbox (hyperbox - νικητής) επεκτείνεται, με την έννοια ότι ρυθμίζονται οι παράμετροί του, ώστε να ταιριάζει καλύτερα στο πρότυπο εισόδου και άρα να αυξηθεί η τιμή συμμετοχής του συγκεκριμένου προτύπου εισόδου σε αυτό. Στην περίπτωση που

ένα τέτοιο hyperbox δε μπορεί να βρεθεί, δημιουργείται ένα καινούριο, με αρχική μέγιστη και ελάχιστη τιμή ίση με την τιμή του προτύπου εισόδου (για κάθε διάσταση).

- ▲ Έπειτα ελέγχονται τα hyperboxes για πιθανές επικαλύψεις. Αν συμβαίνει κάτι τέτοιο, τότε αυτές εξουδετερώνονται μέσω μιας διαδικασίας συστολής των hyperboxes, που πρακτικά ρυθμίζει ελάχιστα τα hyperboxes.
- ▲ Τέλος, αφού έχει προσδιοριστεί ακριβώς ένας νευρώνας (hyperbox) – νικητής, η κλάση που αντιπροσωπεύει είναι και η έξοδος του δικτύου.

Διεξαγωγή του πειράματος

Αφού λοιπόν οι εξαγόμενοι παράμετροι (IAV ή DAMNV) από το EMG μπουν σαν είσοδος στο FMMNN, αυτό τα ταξινομεί σε 4 κατηγορίες- κλάσεις που αντιπροσωπεύουν τις εξής φυσικές κινήσεις: σφίξιμο αριστερών δοντιών, σφίξιμο δεξιών δοντιών, σφίξιμο όλων των δοντιών και ηρεμία. Σύμφωνα με αυτές τις 4 κλάσεις παράγονται 7 εντολές για τον έλεγχο του κέρσορα. Αριστερό σφίξιμο σημαίνει κίνηση του κέρσορα αριστερά, δεξί σφίξιμο σημαίνει κίνηση του κέρσορα δεξιά, διπλό αριστερό σφίξιμο σημαίνει κίνηση του κέρσορα κάτω, διπλό δεξί σφίξιμο σημαίνει κίνηση του κέρσορα προς τα πάνω, σφίξιμο όλων των δοντιών σημαίνει “επιλογή” και διπλό σφίξιμο όλων των δοντιών σημαίνει εκτέλεση. Το γραφικό περιβάλλον της εφαρμογής παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα



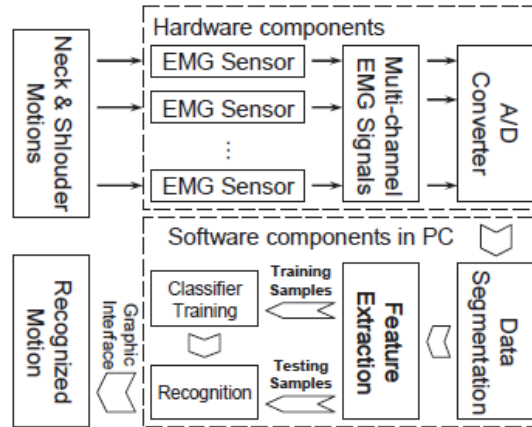
Εικόνα 24: Γραφικό περιβάλλον ελέγχου συσκευής κατάδειξης (ποντικιού) μέσω σφιξίματος δοντιών [49]

Τα αποτελέσματα του πειράματος ήταν ιδιαίτερα ενθαρρυντικά αφού τα τέσσερα βασικά μοτίβα σφιξίματος αναγνωρίστηκαν τελικά με ποσοστό επιτυχίας 94%. Οι χρήστες μπόρεσαν να κινήσουν εύκολα τον δείκτη στη οριζόντια διεύθυνση, ενώ αντιμετώπισαν ορισμένες δυσκολίες στην κάθετη κίνηση, αν και αυτές εξομαλύνθηκαν μόλις απέκτησαν εξοικείωση με την προς παρουσίαση μέθοδο αλληλεπίδρασης. Η συγκεκριμένη εφαρμογή παρουσιάζει σημαντική χρησιμότητα για την ενίσχυση της ευκολίας αλληλεπίδρασης με το περιβάλλον όσον αφορά σε άτομα με τετραπληγία.

3.5 Ανάπτυξη διεπαφών με χρήση σημάτων ΗΜΓ από κινήσεις του λαιμού και των ώμων

Η συγκεκριμένη μελέτη [54] ερευνά τη δυνατότητα κατασκευής μυο-υπολογιστικών διεπαφών με βάση την αναγνώριση κινήσεων λαιμού και ώμων μέσω επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος. Παλαιότερες μελέτες εστίασαν σε ιατρικές διαγνώσεις [55], επαγγελματική αποκατάσταση [56] και βιομηχανική εργονομία [57], χωρίς να εστιάζουν στην ανάπτυξη διεπαφών αλληλεπίδρασης εκτός από σχετική έρευνα η οποία είχε ως στόχο τη διευκόλυνση χρηστών αναπηρικών καροτσιών με κινητικές δυσκολίες και συγκεκριμένα τον έλεγχο του ηλεκτροκίνητου αναπηρικού καροτσιού μέσω συνδυασμών ανύψωσης των ώμων και με το σύστημα να περιλαμβάνει δύο ενεργά επιφανειακά ηλεκτρόδια, έναν υψηλής ταχύτητας μικρο-ελεγκτή, μια συσκευή Bluetooth και μια μπαταρία. Τα πειραματικά αποτελέσματα που προέκυψαν ήταν ενθαρρυντικά όσον αφορά στη χρήση αυτού του είδους των διεπαφών για την εξυπηρέτηση χρηστών με κινητικές δυσκολίες [58].

Τα πειράματα του περιγραφόμενου συστήματος έγιναν με βάση το αντίστοιχο EMG-based Real-time Gesture Recognition System [60]. Η αρχιτεκτονική του συστήματος παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα, με τη βασική λειτουργική διαδικασία να έχει ως εξής: Αρχικά, τα καταγεγραμμένα ΗΜΓ σήματα, ψηφιοποιούνται από έναν A/D μετατροπέα για περαιτέρω επεξεργασία σε υπολογιστή, ο οποίος διακρίνει τη χειρονομία με βάση έναν υποδειγματικό αλγόριθμο αναγνώρισης επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος, αποτελούμενο από διαχωρισμό δεδομένων, εξαγωγή χαρακτηριστικών και ταξινόμηση. Τελικά, τα αποτελέσματα της ταξινόμησης παρουσιάζονται στη γραφική διεπαφή ως οπτική ανατροφοδότηση και η αναγνωρισμένη χειρονομία μπορεί να μεταφραστεί σε εντολές αλληλεπίδρασης.

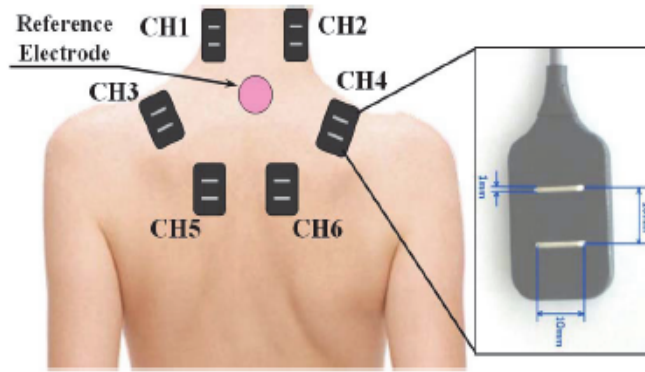


Εικόνα 25: Δομή συστήματος αναγνώρισης κινήσεων λαιμού και ώμων μέσω σημάτων ΗΜΓ [54]

Εφαρμογή ηλεκτροδίων

Οι επιλεγμένες κινήσεις του λαιμού και των ώμων ήταν επτά συνολικά, από τις οποίες δύο περιστροφικές κινήσεις λαιμού (δεξιά-αριστερά) και πέντε κινήσεις ώμου (προς τα πάνω ή προς τα κάτω με αριστερό, δεξί ώμο ή και με τους δύο).

Για την καταγραφή των σημάτων χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας έξι καναλιών του ασύρματου συστήματος Delsys Myomonitor IV με ενσωματωμένα ζωνοπερατά φίλτρα (20-1000 Hz) και ενισχυτή (60db) σε κάθε κανάλι. Ο αισθητήρας συμπεριλαμβάνει δύο ασημένια ηλεκτρόδια σε ραβδοειδές σχήμα, με διάσταση επαφής 10 x 1 mm και 10 mm μεταξύ τους απόσταση. Η ψηφιοποίηση γίνεται από την κάρτα NI PCI-6010 16-ch D/A (PCI slot) με συχνότητα δειγματοληψίας 1 kHz. Η τοποθέτηση των καναλιών του αισθητήρα έγινε όπως παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα. Τα κανάλια 1 και 2 τοποθετήθηκαν στην αριστερή και δεξιά πλευρά του λαιμού αντίστοιχα για τον εντοπισμό των δραστηριοτήτων του αριστερού και του δεξιού μυός της συγκεκριμένης περιοχής (Sternocleidomastoideus). Τα κανάλια 3 και 4 τοποθετήθηκαν στον αριστερό και δεξί ώμο για τον εντοπισμό των δραστηριοτήτων του αντίστοιχου μυός (Levator Scapulae). Τέλος, τα κανάλια 5 και 6 χρησιμοποιήθηκαν κυρίως για τον εντοπισμό των δραστηριοτήτων των μυών της πλάτης (π.χ. Upper Trapezius).

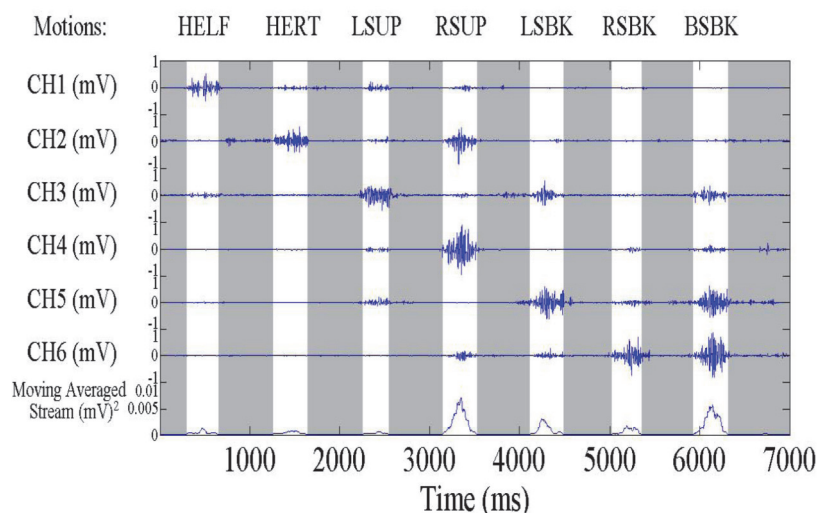


Εικόνα 26: Τοποθέτηση αισθητήρα για τη λήψη ΗΜΓ σημάτων από το λαιμό και τους ώμους [54]

Διαχωρισμός δεδομένων

Για το διαχωρισμό των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε ένας αλγόριθμος κινητού μέσου όρου μέσω ενός κατώφλιου (thresholding) έτσι ώστε να προσδιοριστούν τα σημεία αρχής και τέλους κάθε ενεργού κομματιού (segment) [60]. Αρχικά το σύστημα υπολογίζει τη μέση τιμή των ΗΜΓ σημάτων και στη συνέχεια εφαρμόζεται ο συγκεκριμένος αλγόριθμος με μέγεθος παραθύρου 60 δειγμάτων (60ms).

Το ενεργό τμήμα του σήματος (active segment) ξεκινά όταν η μέση κινητή ροή είναι πάνω από ένα δεδομένο κατώφλι και συνεχίζει μέχρι όλα τα δείγματα μέσα σε μια περίοδο 50ms να είναι κάτω από το κατώφλι. Στην ακόλουθη εικόνα τα εν λόγω ενεργά τμήματα απεικονίζονται με λευκές ράβδους.



Εικόνα 27: Διαχωρισμός δεδομένων και τυπικά υποδείγματα για κάθε κίνηση των μιών του λαιμού και των ώμων [54]

Εξαγωγή χαρακτηριστικών και αναγνώριση προτύπων

Η εξαγωγή των χαρακτηριστικών για την αποτελεσματικότερη αναγνώριση του μοντέλου των κινήσεων λαιμού και ώμων έγινε μέσω της Μέσης Απόλυτης Τιμής (MAV) και του Αυτο-αναδρομικού μοντέλου (AR), εξαιτίας της καταλληλότητάς τους σε περιπτώσεις υψηλής επαναληψιμότητας δοκιμής-επαναδοκιμής που χαρακτηρίζουν δοκιμές διαφορετικών ημερών (test-retest repeatability) [62]. Άρα, κάθε ενεργό τμήμα των ΗΜΓ σημάτων οδηγεί σε ένα 24 διαστάσεων διάνυσμα χαρακτηριστικών γνωρισμάτων. Αναλυτικότερα, η μέση απόλυτη τιμή (MAV) υπολογίζεται από τον τύπο

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x(i)|$$

όπου το x αντιπροσωπεύει ένα ενεργό τμήμα από ένα μήκος N δειγμάτων και το αυτο-αναδρομικό μοντέλο (πρόβλεψη μελλοντικών τιμών) περιγράφεται από την εξίσωση

$$x(n) = \sum_{j=1}^p a_j x(n-j) + e(n)$$

όπου p είναι η τάξη του μοντέλου (στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι 3) και e είναι όρος τυχαίου θορύβου.

Για την ταξινόμηση επιλέχθηκαν γραμμικοί διακριτοί ταξινομητές (LDC) εξαιτίας της μικρής υπολογιστικής τους περιπλοκότητας και της σταθερής τους αναγνωριστικής απόδοσης σε πρακτικές εφαρμογές. Το λογισμικό της ταξινόμησης σχεδιάστηκε με δύο λειτουργικές επιλογές: εκπαίδευση (training) και δοκιμή (testing). Στη λειτουργία της εκπαίδευσης, καταγράφηκαν και αποθηκεύτηκαν σε μια βάση δεδομένων διανύσματα χαρακτηριστικών γνωρισμάτων κάθε κατηγορίας ως εκπαιδευτικά δείγματα δεδομένων. Στη λειτουργία της δοκιμής, το σύστημα «φόρτωσε» τα δείγματα εκπαιδευτικών δεδομένων για την εκπαίδευση των ταξινομητών και οι εκπαιδευμένοι ταξινομητές χρησιμοποιήθηκαν μετά για την αναγνώριση νέων κινήσεων. Το δείγμα των συμμετεχόντων αποτελούνταν από 5 άντρες και 4 γυναίκες, ηλικίας από 21 ως 27 ετών χωρίς ιστορικό νευρομυϊκής ή αρθρικής ασθένειας.

Διεξαγωγή δοκιμών

Πραγματοποιήθηκαν δύο διαφορετικές κατηγορίες δοκιμών, συγκεκριμένες ως προς το χρήστη (user-specific) και ανεξάρτητες από αυτόν (user-independent).

Στην πρώτη περίπτωση, τα εκπαιδευτικά δεδομένα ήταν διαφορετικά από τα δεδομένα δοκιμής αλλά από τον ίδιο χρήστη. Το πείραμα εξελίχθηκε σε 5 μέρες με μία

συνεδρία ανά ημέρα και εκτέλεση των 7 κινήσεων σε 20 επαναλήψεις ως δεδομένα εκπαίδευσης. Ακολούθησαν 20 δοκιμαστικά δείγματα ανά κίνηση ως δεδομένα ταξινόμησης. Η μέση ακρίβεια ταξινόμησης για όλους τους εθελοντές έφτασε το 97,8%.

Σε μια παραλλαγή του συγκεκριμένου σεναρίου, οι ταξινομητές εκπαιδεύτηκαν σε δεδομένα από πολλαπλές προηγούμενες συνεδριάσεις και τα δοκιμαστικά δείγματα εκτελέστηκαν περαιτέρω από τον εθελοντή για την εκτίμηση της απόδοσης του συστήματος (user-specific cross-time). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι όσο περισσότερες εκπαιδευτικές συνεδρίες γίνονται για το σύστημα, τόσο πιο ακριβής απόδοση αναγνώρισης αναμένεται να επιτευχθεί (από 62,69% ως 89,69% για 9 συμμετέχοντες και 1 συνεδρία, τα ποσοστά αυξήθηκαν σε μέσο όρο της τάξης του 95,2% για 4 συνεδρίες). Επομένως οι ταξινομητές έγιναν περισσότερο εύρωστοι και λιγότερο ευαίσθητοι σε μετακινήσεις αισθητήρων στην περίπτωση χρήσης δεδομένων από διαφορετικές μέρες και συνεδρίες.

Στη δεύτερη περίπτωση αναμίχθηκαν τα εκπαιδευτικά δεδομένα από ένα σύνολο χρηστών για να εκπαιδεύσουν τους ταξινομητές και στη συνέχεια εφαρμόστηκαν για την αναγνώριση κινήσεων ενός άλλου χρήστη. για να αναγνωριστούν κινήσεις άλλου χρήστη [61], με τη μέθοδο “Leave One Out” για τη διασταύρωση των αποτελεσμάτων (από τους 9 συμμετέχοντες φορτώνονταν τα δεδομένα από τους 8 και αυτά του ένατου δοκίμαζαν το σύστημα). Οι ακρίβειες ταξινόμησης κυμάνθηκαν μεταξύ 73,56% και 93,07, με μέσο ποσοστό 84,6%, χαμηλότερα δηλαδή από το πρώτο σενάριο (user-specific).

Συμπερασματικά η απόδοση του συστήματος ήταν ικανοποιητική, ανεξάρτητα από τον τύπο των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση του συγκεκριμένου μοντέλου.

3.6 Διεπαφές μυών-υπολογιστή για την αναγνώριση και ταξινόμηση χειρονομιών με σκοπό την εφαρμογή τους σε ψυχαγωγικά μέσα

Τα τελευταία έτη, αναγνωρίζοντας τη δυναμική που παρουσιάζουν οι διεπαφές μυών-υπολογιστή, η Microsoft διερευνά εκτενώς το συγκεκριμένο πεδίο, με σκοπό την ανάπτυξη μιας γενικότερης μεθοδολογίας αλληλεπίδρασης, η οποία θα είναι «απαλλαγμένη» από την επίδραση μιας φυσικής συσκευής ή κάποιας ενέργειας από το

χρήστη, στηριζόμενη στην «αίσθηση» και στην αποκωδικοποίηση της μυϊκής δραστηριότητας. Στη συνέχεια της παρούσας ενότητας παρουσιάζονται διάφορες από τις μελέτες που έχουν παρουσιαστεί από τις ομάδες της Microsoft, που έχουν ως στόχο την ανάπτυξη συστημάτων αλληλεπίδρασης μύων-υπολογιστή, κυρίως για ψυχαγωγικούς σκοπούς [62].

3.6.1 Ανάπτυξη διεπαφών με χρήση σημάτων ΗΜΓ από κινήσεις λαβών και στάσεων του χεριού

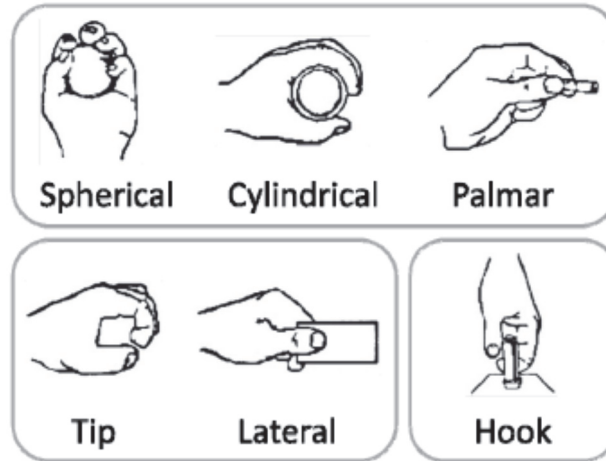
Στη συγκεκριμένη μελέτη [63] αξιοποιούνται υπάρχουσες ταξινομήσεις των φυσικών ανθρώπινων λαβών για την ανάπτυξη ενός συνόλου κινήσεων που καλύπτει την αλληλεπίδραση σε ελεύθερο χώρο, ακόμη και όταν τα χέρια είναι απασχολημένα με άλλα αντικείμενα. Παρουσιάζεται ένα σύστημα που ταξινομεί αυτές τις χειρονομίες σε πραγματικό χρόνο και εισάγεται ένα μοντέλο, που αξιοποιεί και τα δύο χέρια.

Ανάλογες μελέτες που έχουν προηγηθεί, έχουν ως αρχική υπόθεση ότι τα χέρια είναι περιορισμένα σε μια στατική στάση, εφαρμόζοντας τεχνικές μηχανικής μάθησης που απείχαν από τις πραγματικές συνθήκες (σενάρια που τα χέρια είναι απασχολημένα ή δεν περιορίζονται σε μια επιφάνεια) χωρίς τη δυνατότητα ταξινόμησης σε πραγματικό χρόνο. [64,65].

Για τη χρήση της τηλεπισκόπησης μύων σε διάφορες εφαρμογές αλληλεπίδρασης θα πρέπει να ληφθεί υπόψη το σύνολο των φυσικών λαβών και στάσεων του χεριού. Η ταξινόμηση βέβαια του συγκεκριμένου συνόλου έχει γίνει με πολλούς τρόπους ανάλογα με τα πεδία στα οποία αποβλέπει η εκάστοτε εφαρμογή [66]. Η περισσότερο γνωστή ταξινόμηση, που χρησιμοποιήθηκε και στην προς ανάλυση μελέτη, προέρχεται από τον Schlesinger [68] και περιλαμβάνει έξι διαφορετικές λαβές του χεριού, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα. Αναλυτικότερα συμπεριλαμβάνονται οι εξής λαβές:

- Σφαιρική: για να κρατάμε σφαιρικά αντικείμενα όπως μπάλες.
- Κυλινδρική: για να κρατάμε κυλινδρικά αντικείμενα, όπως κούπες.
- Με Παλάμη: για να πιάνουμε με την παλάμη απέναντι από το αντικείμενο.
- Ακραία: για να κρατάμε μικρά εργαλεία όπως ένα στυλό.
- Πλευρική: για να κρατάμε λεπτά, επίπεδα αντικείμενα όπως χαρτί.
- Γάντζος: για την υποστήριξη βαρέων φορτίων, όπως μια τσάντα.

Στο πείραμα, οι λαβές χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες ανάλογα με το φορτίο που υποστηρίζουν: μικρό ή κανένα αντικείμενο στο χέρι (Ακραία και Πλευρική), εργαλείο στο χέρι (Κυλινδρική, Σφαιρική και Με Παλάμη), και βαρύ φορτίο στο χέρι (Γάντζος).



Εικόνα 28: Ταξινόμηση των φυσικών λαβών του Schlesinger [67]

Στο πείραμα συμμετείχαν δώδεκα άτομα (5 γυναίκες), από 18 έως 55 ετών με μέση ηλικία τα 36 έτη, καθημερινοί χρήστες υπολογιστών και ποικίλων επαγγελμάτων, δεξιόχειρες και χωρίς αχρωματοψία, κάποιο είδος μυϊκής πάθησης ή δερματικής αλλεργίας. Η διάρκεια του πειράματος ήταν 1,5 ώρα, με το χρόνο προετοιμασίας να είναι περίπου 15 λεπτά.

Ως αισθητήρια διάταξη του αντιβραχίου χρησιμοποιήθηκε το BioSemi Active (οκτώ κανάλια αισθητήρων με δειγματοληψία στα 2048 Hz), ενώ για την προσαρμογή του χρησιμοποιήθηκε καθαριστικό διάλυμα, αγωγίμο gel και αυτοκόλλητο.

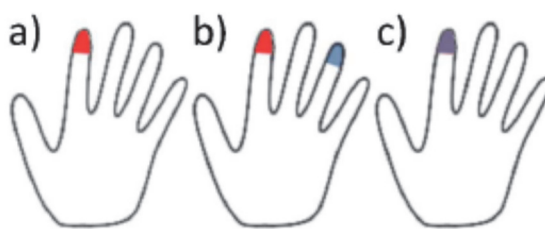
Συγκεκριμένα τοποθετήθηκαν έξι αισθητήρες και δύο γειώσεις σε ένα σχεδόν ομοιόμορφο δακτύλιο γύρω από το δεξί άνω αντιβράχιο κάθε συμμετέχοντα ώστε να ανιχνεύουν κινήσεις των δακτύλων και δύο αισθητήρες στο άνω αριστερό αντιβράχιο για την ανίχνευση πιέσεων του αριστερού χεριού. Το πείραμα χωρίστηκε σε τρία μέρη. Στο Μέρος Α εξετάστηκαν κινήσεις με ελεύθερα τα χέρια του συμμετέχοντα, στο Μέρος Β εξετάστηκαν κινήσεις με τα χέρια απασχολημένα με μια κούπα ταξιδιού και με μια βαριά τσάντα και στο Μέρος Γ, οι συμμετέχοντες χρησιμοποίησαν τη διεπαφή μύδς-υπολογιστή (ενώ κρατούσαν ένα αντικείμενο) για να ελέγξουν μια προσομοίωση φορητής συσκευής αναπαραγωγής μουσικής.

Πριν από την έναρξη οποιασδήποτε εργασίας, σε κάθε συνεδρία πραγματοποιήθηκε ένα μικρό βήμα βαθμονόμησης (εύρεση μέγιστων και ελάχιστων τιμών σε κάθε κανάλι για την κανονικοποίηση του σήματος). Οι συμμετέχοντες πίεζαν μια μπάλα για τέσσερα δευτερόλεπτα και στη συνέχεια χαλάρωναν τη λαβή τους για άλλα τέσσερα.

Καθένα από τα Μέρη Α και Β του πειράματος περιείχαν μια φάση εκπαίδευσης, στην οποία το σύστημα ζητούσε από τον συμμετέχοντα να κάνει κινήσεις των δακτύλων, ενώ συνέλεγε δεδομένα εκπαίδευσης. Αυτά τα δεδομένα στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση του συστήματος αναγνώρισης κινήσεων και τη δημιουργία ενός μοντέλου πρόβλεψης. Τη φάση εκπαίδευσης ακολουθούσε μια φάση δοκιμών στην οποία το σύστημα προσπαθούσε να ταξινομήσει τις χειρονομίες του συμμετέχοντα σε πραγματικό χρόνο. Στο Μέρος Γ χρησιμοποιούνταν τα δεδομένα εκπαίδευσης που συλλέχθηκαν στο μέρος Β για έλεγχο σε πραγματικό χρόνο. Για να αυξηθεί η ακρίβεια του συγχρονισμού της κίνησης, χρησιμοποιήθηκε μια σαφής κίνηση ενεργοποίησης, με ένα δεύτερο μυ-πηγή διαδραστικότητας, σχηματίζοντας μια γροθιά με το αντίθετο χέρι και πιέζοντας.

Αναλυτικότερα, στο Μέρος Α κάθε συμμετέχοντας εκτελούσε μια κίνηση τσιμπήματος με τον αντίχειρα και καθένα από τα άλλα δάκτυλα του κυρίαρχου χεριού του. Το χέρι που εκτελούσε την κίνηση βρισκόταν σε μια άνετη θέση με λυγισμένο τον αγκώνα και η παλάμη βρισκόταν περίπου στο ύψος του ώμου.

Στη φάση της εκπαίδευσης οι συμμετέχοντες κάθονταν σε μια καρέκλα απέναντι από μια οθόνη υπολογιστή, τσιμπώντας με καθένα από τα δάκτυλα τους και τον αντίχειρά τους, τονίζοντας το κατάλληλο δάχτυλο σε ένα περίγραμμα του χεριού. Τα δάκτυλα πιέζονταν για ένα δευτερόλεπτο, με ένα διάλειμμα τρία τέταρτα του δευτερολέπτου ανάμεσα σε κάθε ερέθισμα. Η απεικόνιση της οθόνης του υπολογιστή ήταν αυτή της ακόλουθης εικόνας, όπου η κόκκινη επισήμανση δηλώνει ότι μια χειρονομία θα πρέπει να εκτελεστεί με το δεδομένο δάχτυλο, η μπλε επισήμανση δηλώνει την τρέχουσα αναγνωρισμένη χειρονομία και η μωβ επισήμανση δηλώνει ότι εκτελείται η σωστή χειρονομία. Συλλέχθηκαν τελικά 25 μπλοκ δεδομένων εκπαίδευσης για κάθε μία από τις τρεις στάσεις του χεριού, η σειρά των οποίων εναλλασσόταν ανάμεσα στους συμμετέχοντες.



Εικόνα 29: Απεικόνιση υπολογιστή κατά τη διαδικασία της εκπαίδευσης [63]

Στη φάση δοκιμών, οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν 25 μπλοκ κινήσεων σε καθεμία από τις τρεις στάσεις του χεριού. Όπως και στην φάση της εκπαίδευσης, οι συμμετέχοντες λάμβαναν οπτικά ερεθίσματα μέσω ενός τονισμένου δαχτύλου στην οθόνη. Ωστόσο, αντί να χρονομετρηθούν οι αντιδράσεις τους με βάση τα ερεθίσματα που τους δίνονταν, οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν πρώτα την αντίστοιχη κίνηση του δεξιού τους χεριού και μετά "να κλειδώσουν" με το σφίξιμο της αριστερής γροθιάς τους. Αφού «κλειδώνε» η κίνηση του δεξιού χεριού με την πίεση στο αριστερό, εξαφανιζόταν η επισήμανση του δαχτύλου από την οθόνη για μισό δευτερόλεπτο, και μετά το σύστημα προχωρούσε στην επόμενη κίνηση.

Στο δεύτερο μέρος χρησιμοποιήθηκε μια κούπα ταξιδιού η οποία έπρεπε να κρατηθεί με φυσικότητα στον αέρα. Στη συνέχεια δοκιμάστηκαν μεγαλύτερα και βαρύτερα αντικείμενα, όπως μια τσάντα φορητού υπολογιστή σε κάθε χέρι που περιείχε ένα βιβλίο βάρους περίπου ενός κιλού.

Στη φάση της εκπαίδευσης ακολουθήθηκε το ίδιο μοτίβο με το Μέρος Α, μόνο που στην περίπτωση της κούπας το επιλεγμένο δάχτυλο σήμαινε να την πιέσουν περισσότερο, ενώ στην περίπτωση της τσάντας να τραβήξουν τη λαβή περισσότερο.

Η φάση των δοκιμών πραγματοποιήθηκε δύο φορές, μία χωρίς οπτική ανατροφοδότηση, ομοίως με το Μέρος Α (όταν κρατούσαν την κούπα ταξιδιού, οι συμμετέχοντες σχημάτιζαν γροθιά με το άδειο αριστερό τους χέρι για να «κλειδώσουν» την τρέχουσα κίνηση του δεξιού τους χεριού, ενώ όταν κρατούσαν μια τσάντα σε κάθε χέρι, οι συμμετέχοντες πίεζαν το χερούλι της τσάντας που βρισκόταν στο αριστερό τους χέρι για να «κλειδώσουν» την τρέχουσα κίνηση του δεξιού χεριού) και μία με οπτική ανατροφοδότηση. Στη δεύτερη περίπτωση ένα δεύτερο ερέθισμα προστέθηκε στην οθόνη εκτός από την επισήμανση του δαχτύλου που έπρεπε να χρησιμοποιηθεί, αυτό της πρόβλεψης του συστήματος για την τρέχουσα χειρονομία τους, με την εκτέλεση της χειρονομίας να επιβεβαιώνεται μόνο για σωστή πρόβλεψη.

Οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν 25 μπλοκ κινήσεων για κάθε αντικείμενο, με και χωρίς οπτική ανατροφοδότηση. Η σειρά της ανατροφοδότησης εναλλασσόταν ανάμεσα στους συμμετέχοντες και στα αντικείμενα.

Έλεγχος διεπαφής

Στο Μέρος Γ του πειράματος, οι κινήσεις των συμμετεχόντων χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο μιας διεπαφής φορητής αναπαραγωγής μουσικής, με το μενού ελέγχου να παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα. Η πλοήγηση γινόταν με τέσσερα βέλη κατεύθυνσης, όπου το «πάνω» και το «κάτω» μετακινούν το δρομέα επιλογής πάνω-κάτω στο τρέχον μενού, ενώ τα «αριστερά» και «δεξιά» μετακινούν προς τα πίσω ή προς τα εμπρός στη δομή του μενού. Το εμπρός χρησιμοποιείται επίσης για να δηλώσει μια τελική επιλογή στο τέλος μιας σειράς από πλοηγήσεις (για παράδειγμα επιλογή ενός τραγουδιού).

Οι είσοδοι από τους χρήστες αντιστοιχήθηκαν στον ελεγκτή κατεύθυνσης της φορητής συσκευής με την ανάθεση του δείκτη του δεξιού χεριού στο «αριστερά», του μικρού δάχτυλου στο «δεξιά», του μεσαίου δάχτυλου στο «πάνω» και του παράμεσου στο «κάτω». Όπως και στα άλλα πειράματα, η πίεση του αριστερού χεριού χρησιμοποιήθηκε για την ενεργοποίηση της κίνησης του δεξιού χεριού. Το σύστημα συνεχώς επεσήμαινε με κόκκινο χρώμα το βέλος που αντιστοιχεί στην τρέχουσα αναγνώριση της κίνησης. Αυτή η οπτική ανατροφοδότηση ενημέρωνε τους συμμετέχοντες σε ποια ενέργεια θα προβεί το σύστημα, εάν πίεζαν το αριστερό τους χέρι εκείνη τη στιγμή.

Οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν τρεις διαφορετικές εργασίες με τη φορητή συσκευή αναπαραγωγής μουσικής. (α) Πλοηγήθηκαν από την κορυφή του μενού στη λίστα των τραγουδιών και επέλεξαν ένα συγκεκριμένο τραγούδι, (β) πλοηγήθηκαν από ένα τυχαίο σημείο εκκίνησης στον κατάλογο τραγουδιών σε ένα συγκεκριμένο τραγούδι και (γ) πλοηγήθηκαν στο επόμενο τραγούδι ξεκινώντας από ένα τυχαίο τραγούδι της λίστας τραγουδιών. Οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν πέντε μπλοκ από τρεις τέτοιες εργασίες για κάθε αντικείμενο (κούπα και τσάντα), δηλαδή σύνολο 30 εργασίες.



Εικόνα 30: Προσομοίωση μενού ελέγχου μιας φορητής συσκευής αναπαραγωγής μουσικής [63]

Επεξεργασία των δεδομένων

Για την ταξινόμηση των κινήσεων χρησιμοποιήθηκε μια μηχανή διανυσμάτων υποστήριξης (SVM) [1]. Αρχικά τα πρωτογενή δεδομένα διαιρέθηκαν σε 32 τμήματα ανά δευτερόλεπτο (περίπου 31ms ανά τμήμα), έτσι ώστε να γίνουν ανεξάρτητα του χρόνου. Για κάθε δείγμα 31ms, ορίστηκαν τρεις κατηγορίες χαρακτηριστικών, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση και τον έλεγχο του ταξινομητή.

Το πρώτο σετ χαρακτηριστικών ήταν η μέση τετραγωνική τιμή (RMS) του πλάτους σε κάθε κανάλι. Με βάση τις έξι RMS τιμές που παράγονται από τους αισθητήρες για το δεξί χέρι, δημιουργήθηκαν άλλες δεκαπέντε τιμές παίρνοντας το λόγο των RMS τιμών σε κάθε ζεύγος καναλιών. Το δεύτερο σετ χαρακτηριστικών ήταν η φασματική ισχύς, η οποία αντλήθηκε μέσω ταχέως μετασχηματισμού Fourier (FFT) για κάθε δείγμα και λήψη του τετραγώνου του πλάτους του FFT, δημιουργώντας 13 κορυφές στο εύρος των 32 Hz για καθένα από τα έξι κανάλια στο δεξί χέρι, παράγοντας τελικά 78 χαρακτηριστικά φασματικής ισχύος ανά δείγμα.

Το τρίτο σετ χαρακτηριστικών ήταν η συνοχή φάσης, η οποία δίνει ένα μέτρο των σχέσεων μεταξύ των καναλιών. Δημιουργήθηκαν τελικά 15 τέτοια χαρακτηριστικά με τη λήψη του λόγου του μέσου όρου της φάσης μεταξύ όλων των ζευγών των καναλιών στο δεξί χέρι.

Συνολικά, δημιουργήθηκαν 114 χαρακτηριστικά ανά δείγμα για την ταξινόμηση κινήσεων του δεξιού χεριού. Στην περίπτωση του αριστερού χεριού χρησιμοποιήθηκε μόνο μια RMS τιμή που υπολογίστηκε με αφαίρεση των δύο καναλιών που χρησιμοποιήθηκαν στο αριστερό χέρι. Για την εκπαίδευση της SVM χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος «Sequential Minimal Optimization» (SMO) [68].

Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα πρώτου μέρους του πειράματος όσον αφορά στη μέση ακρίβεια ταξινόμησης (χρησιμοποιήθηκε η τεχνική αμετάβλητης ανάλυσης διασποράς - Analysis of variance-ANOVA) συνοψίζονται στον ακόλουθο πίνακα.

Train	Test		
	Left	Center	Right
Left	78%	72%	57%
Center	70%	79%	74%
Right	68%	73%	74%

Πίνακας 5: Ακρίβειες ταξινόμησης στο πρώτο μέρος του πειράματος (κίνηση τσιμπήματος) [63]

Στο δεύτερο μέρος του πειράματος, όταν οι συμμετέχοντες κρατούσαν μια κούπα ταξιδιού στο χέρι τους, το σύστημα αναγνώρισης τεσσάρων δακτύλων έφθασε κατά μέσο όρο ακρίβεια 65% χωρίς οπτική ανατροφοδότηση. Η μέση ταξινόμηση βελτιώθηκε σημαντικά, στο 85%, με οπτική ανατροφοδότηση. Το σύστημα επίσης ταξινόμησε με πολύ μεγαλύτερη ακρίβεια, όταν ταξινομούσε μόνο τρία δάχτυλα αντί τεσσάρων: 77% χωρίς ανατροφοδότηση και 86% με ανατροφοδότηση.

Όταν κρατούσαν μια τσάντα σε κάθε χέρι, το σύστημα ταξινομούσε κινήσεις τεσσάρων δακτύλων με ακρίβεια 86% χωρίς οπτική ανατροφοδότηση και 88% με οπτική ανατροφοδότηση. Όταν η ταξινόμηση περιορίστηκε στα τρία δάχτυλα, η ακρίβεια του συστήματος ήταν καλύτερη: 91% χωρίς οπτική ανατροφοδότηση και 90% με ανατροφοδότηση.

Στην προσομοίωση της φορητής συσκευής αναπαραγωγής μουσικής, κατά την πλοήγηση στο τριών επιπέδων ιεραρχικό μενού για να επιλεγεί ένα τραγούδι, οι συμμετέχοντες κατά μέσο όρο επέλεξαν το σωστό τραγούδι στο 85% των περιπτώσεων με τσάντες στα χέρια τους και στο 87% των περιπτώσεων κρατώντας την κούπα ταξιδιού. Κατά μέσο όρο, οι συμμετέχοντες ξόδεψαν 45 δευτερόλεπτα (μέσος 39 δευτερόλεπτα) για την πλοήγηση στο μενού με μέσο όρο 15 κινήσεις ανά εργασία με τις τσάντες, και 58 δευτερόλεπτα (μέσος 40 δευτερόλεπτα) με κατά μέσο όρο 14 κινήσεις με την κούπα.

Συμπερασματικά, ακόμη και με περιορισμένα δεδομένα εκπαίδευσης (10 σετ ή περίπου 70 δευτερόλεπτα), η μέση τιμή της ακριβείας υπερβαίνει το 80% για την ταξινόμηση τεσσάρων δακτύλων. Η οπτική ανατροφοδότηση καθιστά το σύστημα πιο

προβλέψιμο και δίνει στους χρήστες τη δυνατότητα να προσαρμόσουν τη συμπεριφορά τους σε εκείνη του συστήματος αναγνώρισης.

3.6.2 Ταξινόμηση δακτυλικών κινήσεων μέσω σημάτων ΗΜΓ

Αντικείμενο της συγκεκριμένης μελέτης [69] είναι η ταξινόμηση των δακτυλικών κινήσεων, μέσω της χρήσης ενός λεπτού ασύρματου μυοαισθητήριου περιβραχιονίου, που συμπεριλαμβάνει τρεις συσκευές, καθεμιά από τις οποίες διαθέτει δύο αναλογικά κανάλια και ένα Zigbee ασύρματο ράδιο (συγκεκριμένη προδιαγραφή για μια ακολουθία από υψηλού επιπέδου επικοινωνιακά πρωτόκολλα που χρησιμοποιούν χαμηλής ισχύος ψηφιακά ασύρματα δίκτυα). Κάθε κανάλι αποτελείται από ένα ζευγάρι ηλεκτροδίων με επικάλυψη silver-chloride, συνδεδεμένο με ένα διαφορικό ενισχυτή με πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου και DC κέρδος 20db. Το περιβραχιόνιο στέλνει σειριακά δεδομένα σε επιτραπέζιο υπολογιστή, στον οποίο λαμβάνει χώρα η όλη επεξεργασία.

Χειρονομίες που μελετήθηκαν

Μελετήθηκαν δύο σετ χειρονομιών. Το πρώτο σετ αποτελείται από τις κινήσεις πίεσης του αντίχειρα πάνω στο δείκτη, στο μέσο και στον παράμεσο (συνήθεις κινήσεις αφού λαμβάνουν χώρα σε ένα πλήθος καταστάσεων, όπως το κράτημα και η μεταφορά αντικειμένων). Στο δεύτερο σετ οι χρήστες ακουμπούν το χέρι τους σε μια επιφάνεια και πιέζουν προς τα κάτω με το δείκτη, το μέσο ή τον παράμεσό τους. Αυτή η κίνηση μπορεί να γίνει όταν κάποιος ακουμπά το χέρι του σε ένα τραπέζι, σε ένα χερούλι καρέκλας, ακόμα και στο ίδιο του το πόδι. Για την ολοκλήρωση και των δύο προαναφερόμενων σετ χειρονομιών απαιτείται ισομετρική μυϊκή συστολή, δηλαδή κατά τη χειρονομία οι μύες του χρήστη εξακολουθούν να λειτουργούν χωρίς δακτυλική κίνηση. Οι χειρονομίες πραγματοποιήθηκαν με το δεξί χέρι, σε συνδυασμό με μια κίνηση ζουλήγματος με το αριστερό, δημιουργώντας έτσι ένα συνδυασμό κινήσεων επιλογής – ενεργοποίησης.

Ταξινόμηση και εκπαίδευση

Για τη διαδικασία της ταξινόμησης χρησιμοποιήθηκε μια κατευθυντήρια μηχανή υποβοήθησης SVM η οποία ταξινομεί κινήσεις 32 φορές το δευτερόλεπτο. Εξαιτίας των περιορισμών της δειγματοληψίας δεδομένων κατά την εκπομπή τους από το Zigbee,

υπολογίστηκαν μόνο 12 ταξινομήσεις ανά δευτερόλεπτο. Κάθε αποτέλεσμα καταχώρησης ολοκληρωνόταν με τα πρώτα 32 συλλεγόμενα δείγματα για καθένα απ τα έξι κανάλια. Στη συνέχεια επιλέγονταν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά από το παράθυρο δεδομένων:

- το πλάτος κάθε καναλιού ως το μέσο τετραγωνικό πλάτος του πλήρως αναμορφωμένου σήματος (δίνεται από τον τύπο

$$\bar{x} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [(x_i)^2]}$$

- τα μέσα τετράγωνα των λόγων μεταξύ των έξι καναλιών (ανά δύο),
- η φασματική ισχύς σε διάφορες ζώνες συχνοτήτων,
- ο λόγος των ενεργειών υψηλής και χαμηλής συχνότητας κάθε καναλιού,
- η συμφωνία φάσης σε κάθε ζεύγος καναλιών.

Όλα αυτά τα χαρακτηριστικά συνδυάστηκαν για τη δημιουργία ενός πίνακα 54 στοιχείων σε ένα παράθυρο 34 msec. Οι τιμές αυτού του πίνακα κανονικοποιήθηκαν βάσει βήματος ρύθμισης 4 sec, όπου οι χρήστες πιέζουν διαδοχικά καθένα από τα δάχτυλα τους.

Για την εκπαίδευση του συστήματος οι χρήστες κάνουν μια ακολουθία από ενέργειες και με βάση τα μυϊκά δεδομένα που προκύπτουν, υπολογίζονται και καταστρώνονται οι αντίστοιχοι πίνακες. Ο υπολογιστής οδηγεί το χρήστη δείχνοντας του μια δαχτυλική κίνηση για τέσσερα δευτερόλεπτα, και έπειτα από παύση ενός δευτερολέπτου, του δείχνει την επόμενη κίνηση που θα εκτελέσει. Κατά την πραγματοποίηση των εν λόγω κινήσεων, καταγράφει τα προαναφερθέντα χαρακτηριστικά (φασματική ισχύς κλπ.) από το δεύτερο μισό κάθε κίνησης και μέχρι το τέλος της, τα οποία ταξινομούνται ως δεδομένα εκπαίδευσης σε πίνακες. Μετά την εκπαίδευση του, το SVM είναι έτοιμο να ταξινομήσει και τις επόμενες κινήσεις.

Σε περίπτωση σφάλματος ταξινόμησης, εισάγεται ένα επίπεδο εξομάλυνσης, όπου η συγκεκριμένη κίνηση κάθε στιγμής υπολογίζεται ως αυτή με τη μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης ανάμεσα στις προηγούμενες έξι ταξινομήσεις. Εάν το σύστημα παρατηρήσει τρεις νέες διαδοχικές ταυτόσημες ταξινομήσεις, το νέο αποτέλεσμα θα επικρατήσει του προηγούμενου.

Οι κινήσεις του δεξιού χεριού ταξινομούνται μόνο μόλις ξεκινήσει η κίνηση ζουλήγματος με το αριστερό. Οπότε για να διαπιστωθεί με μεγαλύτερη βεβαιότητα η ενεργοποίηση του δεξιού χεριού, ένας ανιχνευτής απότομης μεταβολής αναλαμβάνει να εντοπίσει τυχόν μεγάλες αλλαγές στο πλάτος του μυϊκού σήματος. Επιπλέον, για μείωση

των ανεπιθύμητων σημάτων που μπορεί να προέλθουν από την κίνηση ή την περιστροφή του υπόλοιπου χεριού, φιλτράρεται περαιτέρω το αποτέλεσμα του εν λόγω ανιχνευτή, απαιτώντας η ενεργοποίηση να γίνει τουλάχιστον στο 35% του μέγιστου καταγεγραμμένου (κατά τη ρύθμιση) πλάτους, όπως επίσης ο λόγος των ενεργειών χαμηλής και υψηλής συχνότητας να είναι τουλάχιστον 2:1.

Διεξαγωγή του πειράματος

Στο πείραμα έλαβαν μέρος οκτώ συμμετέχοντες (το 50% ήταν γυναίκες), με ηλικίες από 23 έως 31 ετών. Επτά από αυτούς ήταν δεξιόχειρες και ένας αριστερόχειρας, ωστόσο όλοι τους έκαναν τις κινήσεις πίεσης και ζουλήγματος με το δεξί χέρι. Κανένας δεν είχε κάποια γνωστή μυϊκή πάθηση, ενώ αποδόθηκε ιδιαίτερη προσοχή στο να τοποθετηθεί το περιβραχιόνιο στην ίδια θέση, όσο αυτό ήταν δυνατό, σε κάθε συμμετέχοντα. Το πείραμα εξελίχθηκε σε δύο φάσεις, καθεμία από τις οποίες ολοκληρώθηκε σε μία ημέρα. Στην πρώτη φάση οι συμμετέχοντες εκπαιδεύσαν το σύστημα να αναγνωρίζει τις δακτυλικές τους κινήσεις.

Η εκπαίδευση περιέλαβε δώδεκα παραδείγματα για κάθε δακτυλική κίνηση και για τα δύο σετ κινήσεων, ενώ η αξιολόγηση της εκπαίδευσης έγινε με δεκαπέντε απόπειρες κάθε κίνησης, με τη διαδικασία να επαναλαμβάνεται από την αρχή μετά από ένα μικρό διάλλειμα. Κατά τη δοκιμή της δεύτερης μέρας, το σύστημα χρησιμοποίησε τα δεδομένα εκπαίδευσης του δεύτερου μέρους της πρώτης μέρας.

Το σύστημα απέδωσε βέλτιστα στην αναγνώριση κινήσεων πίεσης, με μέσο βαθμό ακρίβειας για ολόκληρη τη φάση, με μικρό διάλλειμα και διάλλειμα μιας ημέρας, 86%, 87% και 86% αντίστοιχα, με διαφορά μεταξύ πίεσης σε επιφάνεια και ανάμεσα στα δάχτυλα 33%. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι το σύστημα ταξινόμησε τις κινήσεις πίεσης σε επιφάνεια ελαφρώς χειρότερα, με μέση ακρίβεια 76% με εισαγωγή εκπαιδευτικών δεδομένων αμέσως πριν τη δοκιμή, 73% εάν μεσολαβήσει ένα μικρό χρονικό διάστημα μετά την εισαγωγή δεδομένων εκπαίδευσης και 66% όταν αξιοποιείται η εκπαίδευση μιας προηγούμενης μέρας.

Ειδικότερα για πέντε από τους οκτώ συμμετέχοντες το σύστημα αναγνώρισε την πίεση μεταξύ δαχτύλων της δεύτερης μέρας με ακρίβεια 95%. Ο πιθανότερος λόγος για τις διαφορές στις αποδόσεις του συστήματος ανά χρήστη είναι ο διαφορετικός τρόπος με τον

οποίο εκτελεί καθένας μια μυϊκή κίνηση, σε συνδυασμό με τυχόν μετατοπίσεις των ηλεκτροδίων.

3.6.3 Αναγνώριση συναισθηματικής κατάστασης μέσω σημάτων ΗΜΓ του χεριού

Η συγκεκριμένη μελέτη [61] ασχολείται με τη χρήση της μυϊκής δραστηριότητας ως «καθρέπτη» της ανθρώπινης συναισθηματικής κατάστασης, με το ενδιαφέρον σημείο της διαδικασίας να έγκειται στο ότι η δραστηριότητα των συγκεκριμένων μυών είναι τόσο μικρή έτσι ώστε διερευνάται ουσιαστικά η δυνατότητα του ΗΜΓ να καταγράφει τη συναισθηματική κατάσταση ακόμα και όταν δεν υπάρχει εξωτερικά ορατή αναπαράσταση.

Χρησιμοποιήθηκε ένα σήμα ΗΜΓ 8 καναλιών για 4 σύνολα χειρονομιών, τα οποία αντιστοιχούσαν σε 4 διαφορετικές συναισθηματικές καταστάσεις (οπότε η αναγνώριση της χειρονομίας οδηγούσε και στην ταυτόχρονη αναγνώριση της κατάστασης). Ως θέση ηρεμίας θεωρήθηκε μια χαλαρή θέση του χεριού με την παλάμη πάνω στο τραπέζι. Οι 4 χειρονομίες αφορούσαν στο άγγιγμα της επιφάνειας είτε με το δείκτη είτε με το μέσο με τα δάκτυλα ανοιχτά και ελαφρώς λυγισμένα και συγκεκριμένα για τις παραμέτρους Θέση, Πίεση, Ελαφρύ Χτύπημα και Ανάταση.

Ο χρησιμοποιούμενος εξοπλισμός περιελάμβανε ένα σύστημα BioSemi Active Two 2 ηλεκτροδίων ενεργής γείωσης που οδηγεί το μέσο δυναμικό από το συμμετέχοντα όσο πιο κοντά γίνεται στη γείωση του ενισχυτή, μειώνοντας έτσι τα επίπεδα θορύβου και 8 καναλιών αισθητήρων στα 2048Hz. Τα δεδομένα των αισθητήρων καταγράφονταν σε ένα σκληρό δίσκο μέσω μια σύνδεσης USB.

Πριν την τοποθέτηση των αισθητήρων πραγματοποιήθηκε καθαρισμός του δέρματος και τοποθέτηση αγωγίμου gel. Οι αισθητήρες τοποθετήθηκαν σε ένα στενό δακτύλιο στο δεξί άνω βραχίονα κάθε συμμετέχοντα., με την εγκατάσταση να διαρκεί περίπου 10 λεπτά. Παράλληλα οι συμμετέχοντες λάμβαναν οπτικό ερέθισμα από μια οθόνη LCD 21” (Samsung SyncMaster 214B) σχετικά με την προς εκτέλεση χειρονομία (πότε και για πόσο). Στις εργασίες Θέσης, Πίεσης και Ανάτασης το ερέθισμα παρουσιαζόταν για 2 δευτερόλεπτα. Το ερέθισμα του Ελαφριού Χτυπήματος παρουσιαζόταν μόνο για $\frac{3}{4}$ του δευτερολέπτου. Μια τυχαία καθυστέρηση 1 και 2 δευτερολέπτων εισήχθη ανάμεσα στα ερεθίσματα, ώστε να επιτραπεί στους συμμετέχοντες να επιστρέφουν το χέρι τους στη θέση ηρεμίας

Κάθε block χειρονομιών αποτελούνταν από μία επανάληψη καθεμίας των χειρονομιών σε ένα σύνολο, εκτελεσμένες σε τυχαία σειρά, με τους συμμετέχοντες να κάνουν πολλαπλά συνεχόμενα blocks πριν να περάσουν στην επόμενη εργασία, έτσι ώστε να αποφευχθούν τυχαίες αποκλίσεις.

Για καθεμία από τις εργασίες της Πίεσης, της Ανάτασης και του Ελαφριού Χτυπήματος οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν 50 επαναλήψεις με ένα διάλειμμα 2 λεπτών. Άρα, κάθε χειρονομία για καθεμία από αυτές τις εργασίες γινόταν 50 φορές από κάθε χρήστη. Στην περίπτωση της χειρονομίας θέσης συλλέχθηκαν δεδομένα από 75 επαναλήψεις αντί για 50, εξαιτίας αυξημένης δυσκολίας στην ταξινόμηση.

Το δείγμα των συμμετεχόντων αποτελούνταν από 12 άτομα (8 γυναίκες) με μέσο όρο τα 46 έτη, ύψος από 1,55m έως 1,85m και βάρος από 57 kg έως 102 kg, χωρίς κάποιου είδους μυϊκό πρόβλημα ή αλλεργίες. Όλοι δε ήταν δεξιόχειρες, έπαιζαν σπάνια βιντεοπαιχνίδια και είχαν άριστη όραση.

Αρχικά τα δεδομένα μετατράπηκαν σε ένα σύνολο από χρονο-ανεξάρτητα δεδομένα. Η διαδικασία περιελάμβανε διαίρεση σε τμήματα των 250ms, εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου ανάμεσα στα 2Hz και στα 102Hz για τον εντοπισμό του κύριου εύρους του σήματος και ανάμεσα στα 55Hz και 65Hz για την αφαίρεση του θορύβου των 60Hz που υπάρχει στα περισσότερα υπολογιστικά περιβάλλοντα.

Στη συνέχεια επιλέχτηκε ένα σύνολο από χαρακτηριστικά, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την εκπαίδευση μιας μηχανής που υποστηρίζει διανύσματα (SVM) για τη διαδικασία της ταξινόμησης. Για κάθε δείγμα δημιουργήθηκαν 3 κλάσεις από χαρακτηριστικά, η RMS τιμή του πλάτους του δυναμικού του ΗΜΓ και η συνάφεια φάσης (για λόγους που έχουν προαναφερθεί) δημιουργώντας τελικά ένα σύνολο από 74 χαρακτηριστικά ανά δείγμα.

Για την ταξινόμηση χρησιμοποιήθηκε η έκδοση Sequential Minimal Optimization (SMO) των υποστηριζόμενων SVM από την εργαλειοθήκη Weka. Τα δείγματα ηρεμίας προέκυψαν αμέσως πριν από κάθε ερέθισμα χειρονομίας.

Στην ταξινόμηση μονών δειγμάτων ο ταξινομητής για τη Θέση είχε μια μέση απόδοση 71%, ενώ για την Πίεση είχε περίπου 76%. Οι χειρονομίες Ελαφριού Χτυπήματος ταξινομήθηκαν με ακρίβεια της τάξεως του 75% και της Ανάτασης με 87%.

Στην ταξινόμηση μιας ολόκληρης δοκιμασίας (η περίοδος που ξεκινάει 3 δείγματα πριν την παρουσίαση του ερεθίσματος και τελειώνει 3 δείγματα μετά) η ακρίβεια

βελτιώθηκε επιτυγχάνοντας 78% για τις χειρονομίες της Θέσης, 84% για αυτές της Πίεσης και 78% και 95% για αυτές του Ελαφριού χτυπήματος και της Ανάτασης αντίστοιχα.

Σχετικά με την εξάρτηση δεδομένων εκμάθησης και ακρίβειας ταξινόμησης βρέθηκε ότι μειώνοντας τα δεδομένα εκμάθησης μειώνεται και η ακρίβεια του ταξινομητή, αν και αυτή η μείωση δεν είναι ανάλογη (20%, καθώς η ποσότητα των δεδομένων εκμάθησης μειώνεται από 45 σε 7 μόνο blocks). Η διασταύρωση των ταξινομήσεων (μοντέλα που έχουν εκπαιδευτεί από δεδομένα από ένα σύνολο χρηστών και εφαρμόζονται σε ένα άλλο) έδωσε λογικά αλλά όχι ικανοποιητικά αποτελέσματα. Για παράδειγμα χειρονομίες Ανάτασης ταξινομήθηκαν με ακρίβεια περίπου 57% ακρίβεια (κατώτερη από την ακρίβεια στα μοντέλα ενός χρήστη).

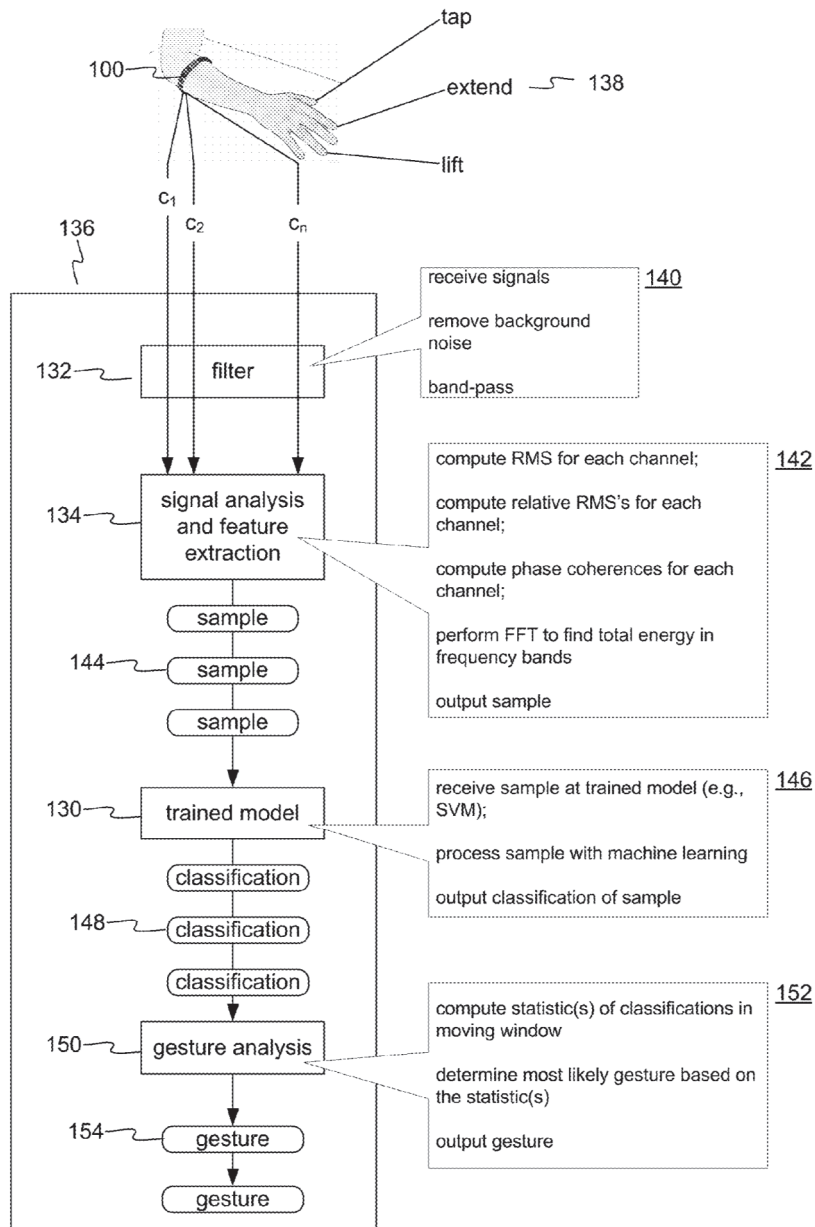
3.6.4 Αναγνώριση χειρονομιών μέσω σημάτων ΗΜΓ του αντιβραχίου

Η βασική ιδέα της συγκεκριμένης πατέντας η οποία αναπτύχθηκε από τους Tan et al. το 2009 στα πλαίσια της προαναφερόμενης διευνητικής προσπάθειας της Microsoft, είναι μέσω της καταγραφής της μυϊκής δραστηριότητας (με την αντίστοιχη καταγραφή σημάτων ΗΜΓ από το αντιβράχιο (πήχης)) να γίνει δυνατή η αλληλεπίδραση του εκάστοτε χρήστη με κάποιον υπολογιστή ή άλλη «μηχανή». Η διαδικασία περιλαμβάνει τη δειγματοληψία σημάτων ΗΜΓ που λαμβάνονται από τους αντίστοιχους αισθητήρες, την εξαγωγή των χαρακτηριστικών δειγμάτων (σύμφωνα με τις χειρονομίες που υποδείχθηκαν στο χρήστη) και τη χρήση αυτών των δειγμάτων στη συνέχεια για την εκπαίδευση του μοντέλου. Τέλος, το εκπαιδευμένο πια μοντέλο καλείται να αναγνωρίσει τυχαίες χειρονομίες που πραγματοποιούνται από τον εκάστοτε χρήστη.

Η φορητή συσκευή είναι ένα ελαστικό βραχιόλι που διαθέτει αισθητήρες οι οποίοι εφάπτονται στο δέρμα. Η τοποθέτηση του βραχιολιού είναι αυθαίρετη με δυνατότητα ποικίλων προσανατολισμών. Η μεταφορά των σημάτων που συλλέγονται κάθε φορά μπορεί να γίνει είτε ασύρματα με τη χρήση υπέρυθρων, είτε ενσύρματα. Επίσης, μπορεί τα σήματα να ενισχυθούν κατά τη διάρκεια της μεταφοράς ή να μεταφερθούν αυτούσια προς την υπολογιστική μονάδα. Τέλος, μπορεί στην περίπτωση πολλών αισθητήρων να επιλεγεί η ενεργοποίηση μιας ή περισσότερων ζωνών.

Οι χειρονομίες που πρέπει να αναγνωριστούν μέσω της διαδικασίας είναι κινήσεις των δακτύλων όπως κάμψη, σήκωμα, λύγισμα κ.α. τόσο μεμονωμένες όσο και σε συνδυασμό.

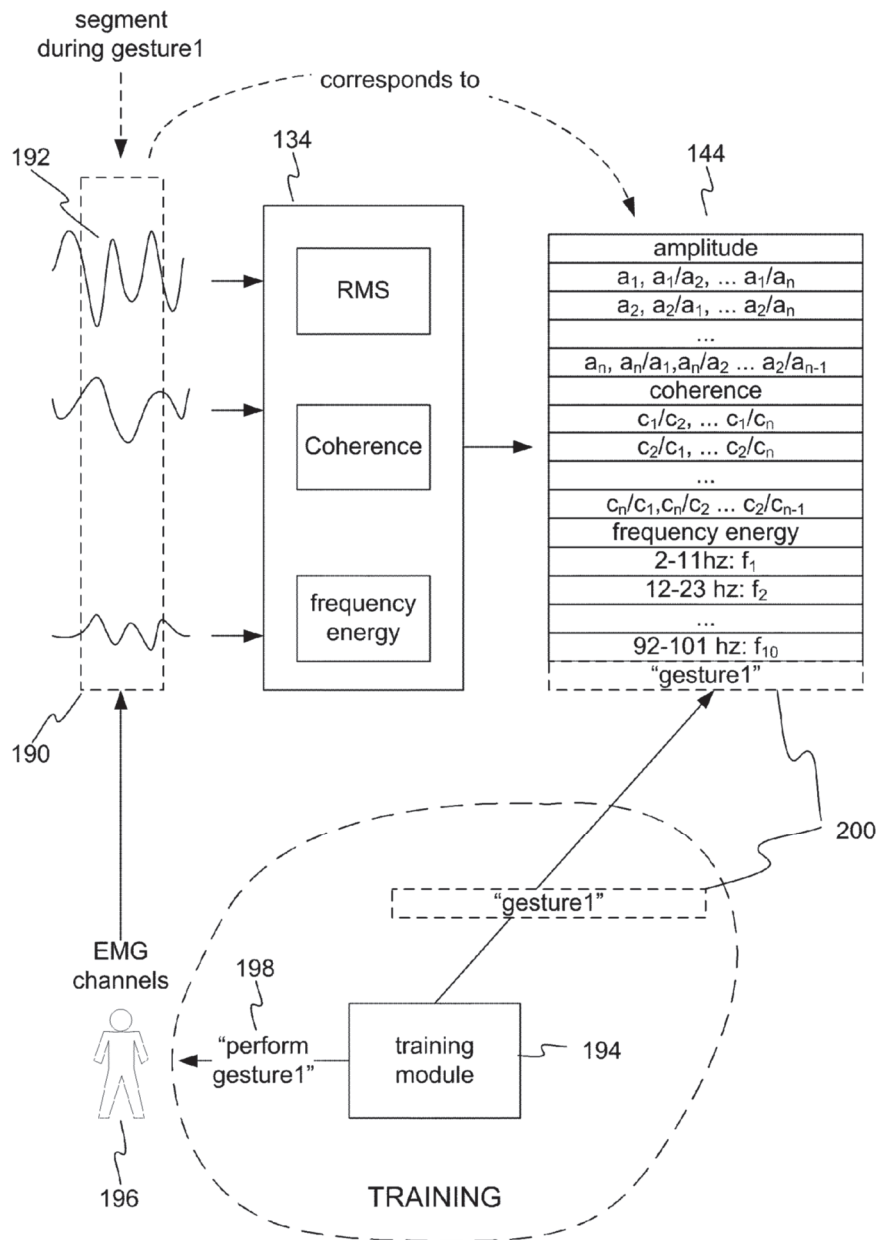
Όπως παρουσιάζεται στο ακόλουθο δομικό διάγραμμα της διάταξης, το βραχιόλι μέτρησης (100) έχει φορεθεί στον πήχη με τα δάχτυλα του χρήστη να μπορούν να εκτελέσουν διάφορες χειρονομίες (138). Οι 8 αισθητήρες καταγράφουν τη σχετική μυϊκή δραστηριότητα και τη μεταβιβάζουν μέσω των καναλιών c_1, \dots, c_n στο φίλτρο (132). Ο αριθμός των χρησιμοποιούμενων αισθητήρων μπορεί ασφαλώς να αλλάξει ανάλογα με το επιθυμητό επίπεδο ακρίβειας των μετρήσεων αλλά και τη διαθέσιμη υπολογιστική ισχύ. Το συγκεκριμένο φίλτρο είναι υπεύθυνο για την αφαίρεση του θορύβου και την τμηματοποίηση των σημάτων (140). Ακολουθεί η δομική μονάδα ανάλυσης των σημάτων (134) η οποία μετατρέπει τα δεδομένα των φιλτραρισμένων πια σημάτων σε χρονικώς ανεξάρτητα δεδομένα ώστε να εξαχθούν τα χαρακτηριστικά δείγματα (144) που θα «εκπαιδεύσουν» το νευρωνικό δίκτυο (για το σκοπό αυτό απαιτείται υπολογισμός της RMS τιμής και μετασχηματισμός FFT για κάθε κανάλι αλλά και της σχετικής RMS τιμής λαμβάνοντας τους λόγους της βάσης των RMS τιμών με κάθε ζεύγος καναλιών (π.χ. για 8 κανάλια προκύπτουν συνολικά 28 λόγοι). Μέσω του μετασχηματισμού FFT μετράται η ενέργεια του σήματος η οποία με τη σειρά της είναι ενδεικτική για το ρυθμό πυροδότησης του μύος. Το εκπαιδευμένο μοντέλο (130) δέχεται στην είσοδό του τα χαρακτηριστικά δείγματα (144) και τα ταξινομεί έτσι ώστε όσον αφορά στα επερχόμενα δείγματα να είναι δυνατή η αντιστοιχία τους με τις κατηγορίες που έχουν δημιουργηθεί και επομένως η αναγνώρισή τους.



Εικόνα 31: Διάταξη αναγνώρισης χειρονομιών μέσω σημάτων ΗΜΓ του αντιβραχίου [70]

Όσον αφορά στον αλγόριθμο εκπαίδευσης, οι τεχνικές Support Vector Machines έδειξαν ικανοποιητική απόδοση. Οι συγκεκριμένες τεχνικές βασίζονται στη δημιουργία μιας συνάρτησης που «προβλέπει» ουσιαστικά τις τάξεις των επόμενων δειγμάτων. Ειδικότερα, χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος Sequential Minimal Optimization (SMO) [71] ο οποίος διαιρεί το αρχικό πρόβλημα ταξινόμησης σε υποπροβλήματα μικρότερης τάξης τα οποία στη συνέχεια επιλύονται αναλυτικά. Η διαδικασία της εκπαίδευσης παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχεδιάγραμμα. Αναλυτικότερα, η δομική μονάδα ανάλυσης (134) αποτελούμενη από μια συνάρτηση RMS, μια συνάρτηση ακολουθίας και μια συνάρτηση

ενέργειας συχνότητας λαμβάνει ένα προς ανάλυση σήμα (190) το οποίο περιλαμβάνει ένα σετ δεδομένων από τους αισθητήρες (192). Η έξοδος της μονάδας ανάλυσης είναι χρονικά ανεξάρτητα δεδομένα του δείγματος για τη δημιουργία του χαρακτηριστικού δείγματος (144). Κατά τη διάρκεια μιας εκπαιδευτικής περιόδου, στο μοντέλο εισάγεται μια ακολουθία προκαθορισμένων χειρονομιών σύμφωνα με την ανταπόκριση του χρήστη (196) σε συγκεκριμένες διεγέρσεις.



Εικόνα 32: Διαδικασία εκπαίδευσης μοντέλου για την αναγνώριση χειρονομιών του αντιβραχίου [70]

Η διαδικασία της εκπαίδευσης δεν είναι απαραίτητο να γίνει σε πραγματικό χρόνο, ενώ για την αποφυγή της ενσωμάτωσης όλων εκείνων των διαφορετικών χαρακτηριστικών του εκάστοτε χρήστη, το χρονικό διάστημα εκκίνησης της εκπαίδευσης μπορεί να αγνοηθεί για τη μετέπειτα διαδικασία.

Κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης, το αντικείμενο εκπαίδευσης (194) δίνει ταυτοποιήσεις (200) οι οποίες με τη σειρά τους προσαρτώνται στα χαρακτηριστικά δείγματα (144). Η λήψη των νέων πια χαρακτηριστικών δειγμάτων από το μοντέλο (130) συνεπάγεται την αλλαγή της κατάστασής του (μάθηση) έτσι ώστε να αντικατοπτρίζονται τα νέα δεδομένα. Διάφορα σετ δεδομένων μπορούν να αντικατοπτρίζουν διάφορες κινήσεις του μυός του αντιβραχίου (και επομένως των δακτύλων). Έτσι, μπορεί να αντικατοπτριστεί η κάμψη, η άρση του μεσαίου δακτύλου, του αντίχειρα ή κάποιου συνδυασμού δακτύλων, δημιουργώντας ένα «λεξιλόγιο χειρονομιών», με το τρέχον κάθε φορά λεξιλόγιο να μπορεί να οδηγήσει δυναμικά σε κάποιο άλλο. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης, περισσότερο αξιόπιστος ήταν ο προσδιορισμός του δείκτη και του μεσαίου δακτύλου.

3.6.5 Δημιουργία διαδραστικής επιφάνειας μέσω αναγνώρισης σημμάτων ΗΜΓ με οθόνη πολλαπλής επαφής

Η συγκεκριμένη μελέτη [72] αποτελεί την προσπάθεια της ερευνητικής ομάδας της Microsoft να εφαρμόσει τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα των προαναφερόμενων ενοτήτων σε ένα καινοτόμο σύστημα που συνδυάζει την αναγνώριση της μυϊκής δραστηριότητας με μια οθόνη πολλαπλής αφής έτσι ώστε να δημιουργηθεί μια διαδραστική επιφάνεια (Microsoft Surface) με «λεξιλόγιο» ανάλογο με τις δυνατότητες του ανθρώπινου χεριού, όπως για παράδειγμα για να αποφασιστεί ποιο ακριβώς δάχτυλο είναι σε επαφή με την επιφάνεια, πόση πίεση ασκείται, αλλά και να ανιχνευτεί τυχόν δραστηριότητα όταν δεν ακουμπάται η επιφάνεια. Το προς μελέτη σύστημα απεικονίζεται στην ακόλουθη εικόνα



Εικόνα 33: Σύστημα αναγνώρισης της μυϊκής δραστηριότητας με μια οθόνη πολλαπλής αφής [72]

Περιγραφή του συστήματος

Εκτός από τη σύγχρονη επιφάνεια αφής (Microsoft Surface), το σύστημα περιλαμβάνει τη συσκευή ΗΜΓ BioSemi Active Two η οποία δειγματοληπτεί οκτώ κανάλια αισθητήρων στα 2048 Hz. Για τη διενέργεια των δοκιμών τοποθετήθηκαν 6 αισθητήρες και 2 ηλεκτρόδια γείωσης σχεδόν σε σχήμα δαχτυλιδιού γύρω από το αντιβράχιο του “καλού” χεριού του χρήστη (εκείνου δηλαδή που χρησιμοποιεί περισσότερο), καθώς και 2 αισθητήρες στον πήχη του άλλου χεριού για την αναγνώριση χονδροειδών κινήσεων. Η σύνδεση των αισθητήρων με τον ενισχυτή είναι ενσύρματη (θα μπορούσε όμως να λειτουργήσει εξίσου καλά και ένα ασύρματο σύστημα όπως αυτό της Zerowire).

Δημιουργία προτύπων

Η ερμηνεία των καταγεγραμμένων σημάτων αφορά στη δημιουργία τεσσάρων βασικών προτύπων για τις εφαρμογές στην διαδραστική επιφάνεια:.

- της πίεσης, για την οποία απαιτήθηκε μια βαθμονόμηση δέκα δευτερολέπτων ώστε το σύστημα να μπορέσει να κλιμακώσει κατάλληλα τις τιμές των πιέσεων που θα δεχθεί αργότερα. Η καθυστέρηση της αναφοράς της πίεσης έφτασε περίπου 150 ms.
- της αναγνώρισης δακτύλων που έρχονται σε επαφή με την επιφάνεια. Χρησιμοποιήθηκε SVM για την ανάλυση της συχνότητας και του πλάτους του σήματος του ΗΜΓ ενώ κάθε χρήστης εκπαιδεύτηκε για περίπου δύο λεπτά. Η καθυστέρηση της αναγνώρισης του δακτύλου κυμάνθηκε περίπου στα 300 ms.

- της αναγνώρισης χειρονομιών “τσιμπήματος” και ρίψης αντικειμένου καθώς και των δαχτύλων που συμμετέχουν σε αυτές. Η καθυστέρηση της αντίχνευσης και αναγνώρισης αυτών των χειρονομιών ήταν περίπου 300 ms.
- της αναγνώρισης χειρονομίας «τινάγματος», διαδικασία η οποία απαιτήσε κατάρτιση 10 secs και παρουσίασε καθυστέρηση μόλις 50 ms. Οι δοκιμές για το συγκεκριμένο πρότυπο ανατέθηκαν στο μη κυρίαρχο χέρι.

Οι εφαρμογές των προαναφερόμενων προτύπων στην παρούσα μελέτη σχετίζονται με απλές εφαρμογές ζωγραφικής και χειρισμού εικόνων. Συγκεκριμένα διερευνήθηκε η απόδοση του συστήματος όσον αφορά σε:

- ο ζωγραφική με αντίχνευση πίεσης (μεγαλύτερη πίεση έδινε πιο σκούρες αποχρώσεις του γκρι),
- ο ζωγραφική με αναγνώριση δαχτύλων (με την αντίχνευση του δαχτύλου εμφανίζεται ημιδιαφανές σχέδιο και με την ταυτοποίησή του γεμίζει με το κατάλληλο χρώμα, με τη διαδικασία να εφαρμόζεται για τον δείκτη και για το μέσο),
- ο λειτουργίες αντιγραφής (χειρονομία τσιμπήματος) και επικόλλησης (χειρονομία ρίψης) ψηφιακών φωτογραφιών πάνω σε μια ψηφιακή επιφάνεια. (μάλιστα ανάλογα με τη χρήση του δείκτη ή του μεσαίου είναι δυνατή η επιλογή της αντιγραφής και της αποκοπής),
- ο λειτουργία αναίρεσης (χειρονομία τινάγματος) όσον αφορά την τελευταία ενέργεια του χρήστη.

Διεξαγωγή του πειράματος

Για τη διεξαγωγή του πειράματος ανατέθηκαν σε 6 άτομα (3 γυναίκες) για περίπου μιάμιση ώρα και περίοδο κατάρτισης 5 λεπτών, οι εργασίες της ακόλουθης λίστας με τα αντίστοιχα αποτελέσματα.

- Αντιγραφή μιας δεδομένης εικόνας χρησιμοποιώντας διαφορετικά επίπεδα πίεσης για τις διάφορες αποχρώσεις του γκρι (ευστοχία 93,9 % σύμφωνα με 22 διαφορετικούς παράγοντες σύγκρισης της αρχικής εικόνας με αυτές που δημιουργήθηκαν από τους χρήστες).
- Αντιγραφή δεδομένης εικόνας χρησιμοποιώντας την λειτουργία της αναγνώρισης δαχτύλων (όλοι πήγαν αρκετά καλά, χωρίς να ποσοτικοποιηθεί το σφάλμα).
- Γέμισμα της επιφάνειας σχεδίου με κάθετες γραμμές και εναλλάξ διαφορετικά χρώματα (πράσινο και μπλε) (ευστοχία 90,9 %).

- Σχεδίαση των αριθμών από το 1 μέχρι το 10 στην επιφάνεια. Μετά από κάθε άρτιο αριθμό έπρεπε ο χρήστης να αναιρέσει το σχέδιο του (να εκτελέσει τη χειρονομία “τινάγματος” όσες φορές όσες πινελιές χρειάστηκε για να ζωγραφίσει τον αριθμό). Σωστή εκτέλεση της εργασίας θα άφηνε στο τέλος μόνο τους περιττούς αριθμούς). Η εργασία ολοκληρώθηκε χωρίς σφάλματα.
- Δεδομένης μιας ψηφιακής επιφάνειας με φωτογραφίες δυο κατηγοριών (συγκεκριμένα γατών και σκύλων) ο χρήστης έπρεπε να αντιγράψει τις εικόνες με τις γάτες και να αποκόψει αυτές με τους σκύλους σε μια νέα επιφάνεια. Η εργασία ολοκληρώθηκε με ελάχιστα σφάλματα.

Τα αποτελέσματα του πειράματος όπως εύκολα μπορεί να παρατηρηθεί, κρίνονται κάτι παραπάνω από ικανοποιητικά, οδηγώντας έτσι στο συμπέρασμα πως η χρήση των σημάτων ΗΜΓ μπορεί να βρει εφαρμογές σε διαδραστικές επιφάνειες διαφόρων ειδών, με υψηλό μάλιστα βαθμό απόδοσης και λειτουργικότητας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΔΙΕΠΑΦΕΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ- ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ - BRAIN COMPUTER INTERFACES

4.1 Βασικά στοιχεία της διαδικασίας

Ομοίως με το προηγούμενο κεφάλαιο, στην παρούσα ενότητα περιγράφονται εκείνα τα στάδια που είναι κοινά σε κάθε διαδικασία ανάπτυξης συστήματος διεπαφής με βάση το ΗΕΓ. Όπως μπορεί να παρατηρηθεί, υφίστανται πολλές ομοιότητες με τα προαναφερόμενα, γεγονός αναμενόμενο αφού πρόκειται για στάδια του ίδιου αντικειμένου (επεξεργασία σήματος), με ειδοποιό διαφορά τα χαρακτηριστικά ηλεκτρικά μεγέθη και τις κατηγορίες ταξινόμησης ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή.

4.1.1 Στάδιο λήψης του σήματος

Κατά το συγκεκριμένο στάδιο μέσω των κατάλληλων ηλεκτροδίων λαμβάνεται το σήμα του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (ΗΕΓ), το οποίο στη συνέχεια θα επεξεργαστεί ώστε να οδηγήσει στην ανάπτυξη της εκάστοτε διεπαφής. Οι κατηγορίες στις οποίες μπορεί να διαχωριστεί η διαδικασία του συγκεκριμένου σταδίου σχετίζονται με το αν πραγματοποιείται ή όχι χειρουργική επέμβαση για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Στην περίπτωση των επεμβατικών μεθόδων, τα ηλεκτρόδια εμφυτεύονται ενδοκρανιακά, με τα λαμβανόμενα σήματα να έχουν τη βέλτιστη ποιότητα, χωρίς όμως να αποφεύγεται το ρίσκο μιας επέμβασης, πόσο μάλλον όταν αυτή λαμβάνει χώρα στην περιοχή του εγκεφάλου. Περαιτέρω διαχωρισμός αφορά στην καταγραφή σημάτων από μια μόνο περιοχή ή την ταυτόχρονη καταγραφή σημάτων από πολλές περιοχές, με την πρώτη να παρουσιάζει μεγαλύτερη εξειδίκευση και αντιστοίχιση με ένα συγκεκριμένο προς εξέταση πρόβλημα και τη δεύτερη να παρουσιάζει περισσότερες δυνατότητες αλλά και τεχνικές δυσκολίες. Ανάλογα με τις ομάδες των νευρώνων που συμμετέχουν στη μέτρηση, η λήψη των

σημάτων μπορεί να αφορά σε μικρά ή μεγάλα σύνολα νευρώνων, με τη δεύτερη περίπτωση να απαιτεί σαφώς συστήματα αυξημένης υπολογιστικής ισχύος εξαιτίας του πλήθους των νευρώνων, καθώς και στην περίπτωση μέτρησης δυναμικών μιας τοπικής περιοχής (Local-Field Potentials LFPs) [12].

Σχετικά με τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά μεγέθη των σημάτων που καταγράφονται κάθε φορά, αυτά έχουν αναλυθεί διεξοδικά (εύρος τιμών, προέλευση, συσχετισμός με φυσιολογικές αντιδράσεις) στο αντίστοιχο κεφάλαιο της εισαγωγής.

4.1.2 Στάδιο επεξεργασίας του σήματος

Φιλτράρισμα

Κατά το συγκεκριμένο στάδιο, τα λαμβανόμενα σήματα υφίστανται μια προεπεξεργασία με σκοπό την απομάκρυνση του θορύβου ο οποίος μειώνει κατά πολύ την ποιότητα του σήματος και επομένως την αξιοπιστία του για την υλοποίηση μιας διεπαφής. Με αυτόν τον τρόπο μεγιστοποιείται ο λόγος σήματος προς θόρυβο και επομένως η πιθανότητα της σωστής αναγνώρισης της εγκεφαλικής κατάστασης. Τυχόν παρεμβολές μπορεί να οφείλονται στο χρησιμοποιούμενο εξοπλισμό, σε ηλεκτρικές παρεμβολές αλλά και σε κινήσεις ή δραστηριότητες του ίδιου του χρήστη, όπως (καρδιακές και μυϊκές δράσεις, κινήσεις των ματιών κτλ.).

Ακόμα και η οπτική θεώρηση των καταγεγραμμένων σημάτων μπορεί να βοηθήσει στην αφαίρεση του θορύβου, με τον εντοπισμό του να σχετίζεται με μεγάλο πλάτος του δ ρυθμού (0.5-4 Hz) στα κανάλια των ηλεκτροδίων Fp1 και Fp2, με ομοιότητα των σημάτων στα κανάλια Fp1 και Fp2, καθώς και με δραστική εξασθένηση του δ ρυθμού στα υπόλοιπα κανάλια.

Εκτός από την οπτική θεώρηση, εφαρμόζονται πρότυπες τεχνικές όπως η ανάλυση σε κύριες συνιστώσες (PCA: Principal Component Analysis), η παραγοντική ανάλυση, η ανάλυση σε στατιστικά ανεξάρτητες συνιστώσες-πηγές δραστηριότητας (ICA: Independent Component Analysis), η αποσύνθεση σε μοναδικές τιμές (SVD: Singular Value Decomposition) και το μη γραμμικό προσαρμοστικό φιλτράρισμα. Οι τεχνικές αυτές διαχωρίζονται σε συχνοτικές και χωρικές, με τις πρώτες να προτιμώνται σε θορυβώδη σήματα όπως αργές μετατοπίσεις και θόρυβο γραμμής και τις δεύτερες στο γραμμικό

συνδυασμό σημάτων από πολλά ηλεκτρόδια, όταν θα πρέπει να επικεντρωθεί σε ένα συγκεκριμένο σήμα (π.χ εντοπισμός των SMR ρυθμών, οι οποίοι συχνά επικαλύπτονται από τον οπτικό α ρυθμό). Παραδείγματα χωρικού φιλτραρίσματος είναι η τεχνική ICA, οι μέθοδοι αναφοράς των καναλιών (με συχνότερες τη μέθοδο κοινού μέσου αναφοράς – CAR κατά την οποία ο μέσος όλων των καναλιών των γειτονικών ηλεκτροδίων αφαιρείται από κάθε κανάλι ξεχωριστά και το φίλτρο Laplace, με την αφαιρούμενη ποσότητα να προκύπτει από το μέσο όλων των καναλιών) και οι κοινές χωρικές ακολουθίες (CSP: Common Spatial Patterns), οι οποίες βασίζονται στην ενίσχυση της διασποράς των τιμών της περιοχής ενδιαφέροντος [18].

Εξαγωγή των χαρακτηριστικών

Ο σκοπός του συγκεκριμένου σταδίου είναι να εξαχθούν τα σημαντικά και χρήσιμα χαρακτηριστικά για το επόμενο στάδιο της ταξινόμησης, με τα υπόλοιπα να παραλείπονται ώστε να μη συμπεριλαμβάνονται στους υπολογισμούς καθιστώντας τους πολυπλοκότερους. Στις μεθόδους για την υλοποίηση της συγκεκριμένης διαδικασίας συμπεριλαμβάνονται:

- χρονο-φασματικές αναπαραστάσεις (TFRs) οι οποίες αντιστοιχίζουν ένα μονοδιάστατο σήμα σε μία δισδιάστατη συνάρτηση χρόνου και συχνότητας,
- παραμετρικές προσεγγίσεις οι οποίες υποθέτουν την υπό ανάλυση χρονική ακολουθία ως την έξοδο ενός δεδομένου γραμμικού μαθηματικού μοντέλου, με την επιλογή της τάξης του μοντέλου και του ρυθμού δειγματοληψίας να απαιτούν τη μεγαλύτερη προσοχή,
- χρήση χαρακτηριστικών παραμέτρων, όπως η ισχύς σε διάφορες μπάντες συχνοτήτων, οι τιμές της πυκνότητας φάσματος ισχύος, οι παράμετροι μοντέλων αυτοπαλινδρόμησης (AR) και προσαρμοστικής αυτοπαλινδρόμησης (AAR), τα χαρακτηριστικά χρόνου-συχνότητας και τα χαρακτηριστικά βασισμένα στο αντίστροφο μοντέλο [18].

Επιλογή των χαρακτηριστικών

Κατά το συγκεκριμένο στάδιο, από το πλήθος των εξαγόμενων χαρακτηριστικών επιλέγονται εκείνα που θα διευκολύνουν τη διαδικασία εκπαίδευσης του ταξινομητή και που εμπεριέχουν την πιο χρήσιμη πληροφορία. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται συνήθως η ανάλυση των κύριων συνιστωσών (PCA: Principal Component Analysis) και οι Γενετικοί Αλγόριθμοι (GAs: Genetic Algorithms) [73].

Ταξινόμηση των δεδομένων

Ο κύριος στόχος του ταξινομητή είναι η αντιστοίχιση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών που έχουν εξαχθεί με την παραπάνω διαδικασία με λογικά σήματα ελέγχου τα οποία θα χρησιμοποιηθούν με τη σειρά τους για την υλοποίηση της εκάστοτε διεπαφής. Οι συχνότερα χρησιμοποιούμενες μέθοδοι είναι οι γραμμικοί ταξινομητές (αλγόριθμοι που χρησιμοποιούν γραμμικές συναρτήσεις για να διαχωρίζουν τις κλάσεις), μια υποκατηγορία των οποίων αποτελεί η Γραμμική Διακριτική (Διαχωριστική) Ανάλυση (LDA: Linear Discriminant Analysis ή Fisher's LDA) που χρησιμοποιεί υπερεπίπεδα για να διαχωρίζει τα δεδομένα που εκπροσωπούν τις διάφορες κλάσεις, τα νευρωνικά δίκτυα (NN), μη γραμμικοί ταξινομητές Bayes (όπως ο τετραγωνικός ταξινομητής Bayes και το κρυφό πρότυπο Markov (HMM: Hidden Markov Model) με τον πρώτο να στοχεύει στο να αντιστοιχιστεί ένα διάνυσμα χαρακτηριστικών στην κλάση που ανήκει με την υψηλότερη πιθανότητα και το δεύτερο να χρησιμοποιείται ευρέως για την ταξινόμηση των χρονοσειρών, καθώς και ταξινομητές του πλησιέστερου γείτονα με την αντιστοίχιση σε αυτή την περίπτωση να γίνεται σύμφωνα με τους πιο κοντινούς γείτονες του προς ταξινόμηση διανύσματος χαρακτηριστικών.

4.2 Νευρωνικό Διαδίκτυο - Πλοήγηση με τη βοήθεια δυναμικών εγκεφαλικού φλοιού για άτομα με ολική κινητική αναπηρία

Πρόκειται για την ανάπτυξη μιας διεπαφής BCI με απολύτως πρακτική σημασία [74], αφού επιτρέπει σε άτομα με ολική κινητική αναπηρία να πλοηγηθούν στο διαδίκτυο,

παρέχοντάς τους έτσι μια δυνατότητα που για τον υπόλοιπο πληθυσμό αποτελεί μια συνηθισμένη δραστηριότητα. Η εφαρμογή «εκμεταλλεύεται» τα δυναμικά που παράγονται κατά την εγκεφαλική λειτουργία, μετατρέποντάς τα σε σήματα ελέγχου για την πλοήγηση.

Η κινητική αναπηρία σχετίζεται με συγκεκριμένα νευρολογικά νοσήματα όπως η αμυοτροφική πλευρική σκλήρυνση (ALS), το σύνδρομο Guillain-Barre, ακόμα και το εγκεφαλικό επεισόδιο. Η ολική απώλεια κινήσεων συχνά αναφέρεται ως σύνδρομο εγκλεισμού ή ψευδοκόμμα και στη συγκεκριμένη κατάσταση τα μόνα ενεργά κρανιακά νεύρα είναι αυτά των οφθαλμικών μυών, με την αποκοπή του ασθενούς από το περιβάλλον να προχωρά όσο εξελίσσεται η νόσος και μέχρι να φτάσει στο τελικό της στάδιο.

Το ζητούμενο είναι μέσα από την ανάπτυξη μιας διεπαφής αυτού του είδους, να ενισχυθεί η ποιότητα ζωής του ασθενούς που εκ των πραγμάτων βρίσκεται σε ιδιαίτερος χαμηλά επίπεδα.

Το συγκεκριμένο σύστημα, που ονομάστηκε “Descartes” προς τιμή του φιλοσόφου René Descartes ο οποίος διατύπωσε την περίφημη φράση «Σκέφτομαι, άρα υπάρχω», αναπτύχθηκε το 1999 και βασίζεται στη λήψη αργών δυναμικών εγκεφαλικού φλοιού (Slow cortical potentials - SCP). Η εγκατάσταση του συστήματος φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα με τα επιμέρους συστήματα να έχουν ως εξής:

Το ΗΚΓ καταγράφεται με την βοήθεια ηλεκτροδίων (Ag-AgCl) από το κρανίο του ασθενούς (i). Στη συνέχεια, το σήμα ενισχύεται (ii) και μέσω μιας αναλογικής-ψηφιακής κάρτας μεταδίδεται στον Η/Υ (iii) για την online υποβοήθηση κατά την εκμάθηση και εκπαίδευση του συστήματος. Τα αργά δυναμικά του εγκεφαλικού φλοιού (SCP) εξάγονται με το απαραίτητο φιλτράρισμα, διορθώνονται για πιθανές καταγραφές σημάτων από την κίνηση του αμφιβληστροειδούς (ΗΟΓ) και επιστρέφουν στον ασθενή με την μορφή ενός κινούμενου κέρσορα στην οθόνη ενός φορητού υπολογιστή (iv).



Εικόνα 34: Εγκατάσταση του συστήματος Descartes [74]

Ο ασθενής που συμμετείχε στη δοκιμή ήταν δικηγόρος και διαγνώστηκε με ALS το 1989, με την εξέλιξη της νόσου να είναι ραγδαία, με αποτέλεσμα το 1993 να είναι ενεργοί δύο μόνο μύες του προσώπου, ενώ η 24ωρη επίβλεψη του ασθενούς ήταν απαραίτητη.

Συλλογή δεδομένων

Για την καταγραφή του ΗΕΓ χρησιμοποιήθηκε το σύστημα 10-20 και συγκεκριμένα οι θέσεις Cz, Fz και Pz καθώς και ένα ηλεκτρόδιο στο μέτωπο του ασθενή ως ηλεκτρόδιο αναφοράς. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιήθηκαν ήταν παθητικά AG/AgCl, ενώ μέσω Elefix gel βελτιώθηκε η αγωγιμότητα της επιφάνειας επαφής. Δεν προτιμήθηκαν τα κλασικά ηλεκτρόδια κασσίτερου, τα οποία παρά το χαμηλό τους κόστος εισάγουν θόρυβο χαμηλής συχνότητας, επηρεάζοντας έτσι τα σήματα SCP. Η αντίσταση των ηλεκτροδίων διατηρήθηκε χαμηλή (χαμηλότερη των 5KΩ) έτσι ώστε ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος CMRR να κρατηθεί χαμηλός. Το σήμα ενισχύθηκε χρησιμοποιώντας έναν ενισχυτή EEG8 και λήφθηκε με δειγματοληψία 256 δειγμάτων/s.

Για τη συνολική διαδικασία χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Thought Translation Device (TTD) [75].

Φιλτράρισμα των δεδομένων

Για την επεξεργασία του σήματος μαζί με τον θόρυβο χρησιμοποιήθηκε η τεχνική MF (mixed filtering). Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί δυο βαθυπερατά φίλτρα εναλλάξ, με το ένα από αυτά να υλοποιείται με τη χρήση ενός κινούμενου παραθύρου μέσης τιμής 500 ms και συχνότητας αποκοπής 1Hz. Επίσης χρησιμοποιήθηκε ένα μικρό παράθυρο παρατήρησης των 62.5 ms για την καταγραφή της ενδεχόμενης καθυστερημένης άφιξης του ERP που προερχόταν από το οπτικό ερέθισμα της κίνησης του κέρσορα.

Ανάδραση των σημάτων SCP

Το “Descartes” παρείχε ανάδραση των μεταβολών πλάτους του σήματος που παράγεται από το ηλεκτρόδιο Cz σε ένα προκαθορισμένο παράθυρο παρατήρησης. Μετά την παρουσίαση ενός διακριτού ερεθίσματος στην οθόνη (χρωματισμός ενός πλαισίου), τη σωστή απόκριση του ασθενούς (μετατόπιση του SCP προς την επιθυμητή κατεύθυνση) ακολουθούσε ένα νέο οπτικό ερέθισμα (π.χ ένα χαμογελαστό πρόσωπο). Ο ασθενής έπρεπε να μετακινήσει ένα τετράγωνο προς την υποδεικνυόμενη θέση στην οθόνη, με την

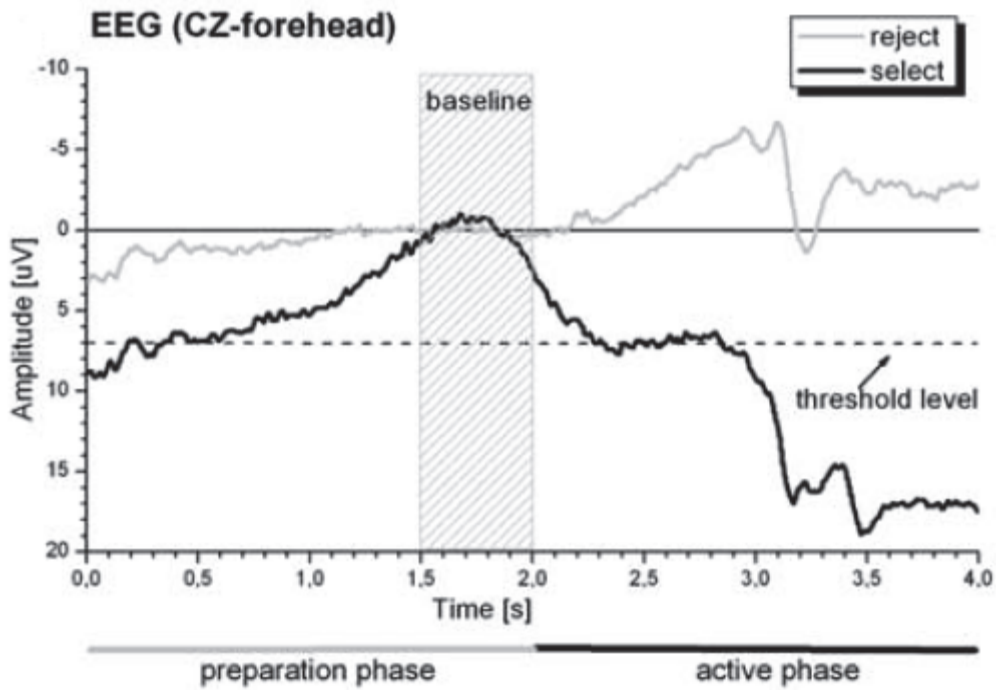
απάντηση - κίνηση να θεωρείται σωστή εφόσον ξεπερνούσε ένα προκαθορισμένο κατώφλι (της τάξης των 7 μ V).

Κάθε ημέρα εξάσκησης αποτελούνταν από 10-20 «προπονήσεις», με την κάθε προπόνηση να αποτελείται από 100 δοκιμές χωρίς ενδιάμεσα διαλλείματα. Πριν από κάθε δοκιμή προηγείτο μια φάση προετοιμασίας των 2 sec κατά την οποία παρουσιαζόταν στον ασθενή η άσκηση και μια δεύτερη φάση κατά την οποία ο ασθενής προσπαθούσε να ελέγξει το πλάτος του σήματος SCP που παρήγαγε.

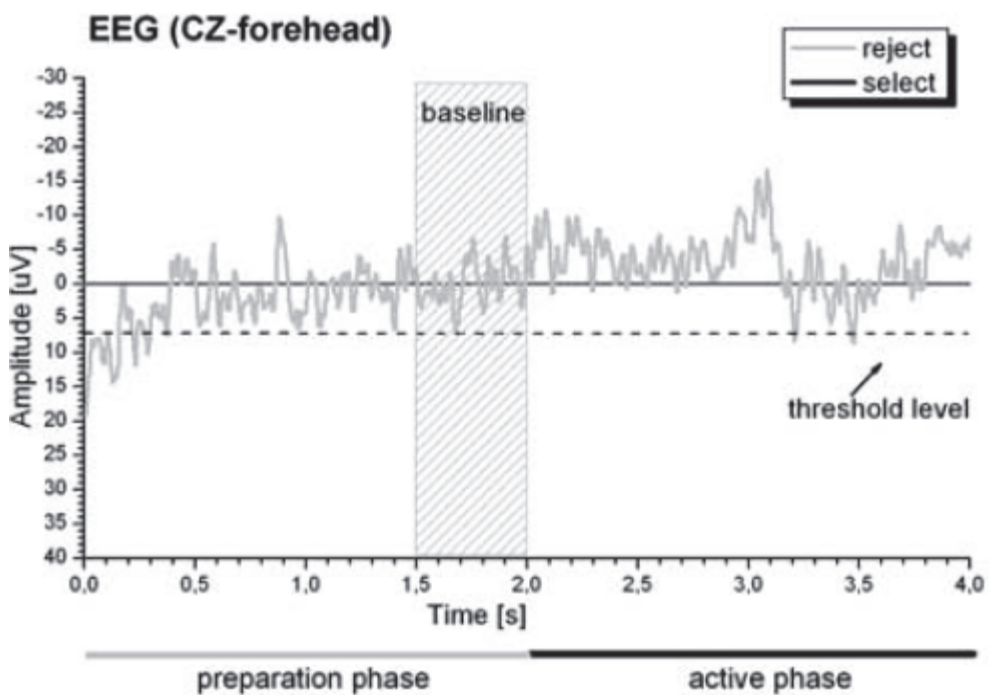
Η πρώτη φάση ξεκινούσε με την ήχηση ενός βραχέως υψίσυχνου σήματος (1000 Hz) ενώ η ενεργητική φάση ξεκινούσε με την ήχηση ενός βραχέως χαμηλόσυχνου σήματος (50 Hz). Η ανάδραση του ρυθμιζόμενου σήματος παρουσιαζόταν στην οθόνη στον ασθενή ως μια κίτρινη μπάλα (κέρσορας). Η θέση του κέρσορα καθοριζόταν από το αποτέλεσμα της σύγκρισης του τρέχοντος πλάτους του σήματος με ένα σήμα αναφοράς το οποίο καταγραφόταν αυτόματα 500 ms πριν από την έναρξη της δεύτερης φάσης. Τα αρνητικά δυναμικά μετακινούσαν τον κέρσορα προς τα επάνω ενώ τα θετικά προς τα κάτω.

Μετά από 4 εβδομάδες εξάσκησης ο ασθενής ήταν ικανός να παράγει εκούσια δυναμικά ανάλογα με το ζητούμενο της άσκησης. Μετά από 2 μήνες μπορούσε να διαλέξει γράμματα από ένα υποστηρικτικό πρόγραμμα έκφρασης λόγου. Τέλος, μέσα στον επόμενο χρόνο ο ασθενής μπόρεσε να γράψει το πρώτο του μήνυμα χρησιμοποιώντας BCI.

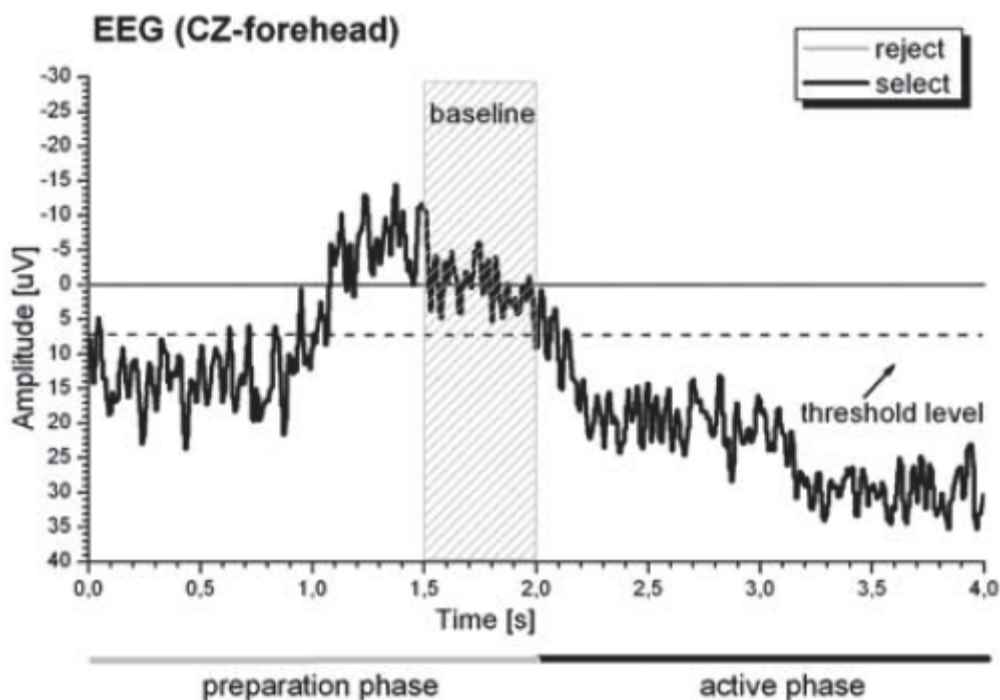
Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζεται η μέση δραστηριότητα των δυναμικών SCP κατά τη διάρκεια 3200 δοκιμών και για τις δύο φάσεις (προετοιμασίας και αξιολόγησης) καθώς και η διαφορά τους στις περιπτώσεις απόρριψης και επιλογής, οι οποίες εντοπίζονται στη φάση της αξιολόγησης, με το χρήστη να καλείται είτε να απορρίψει μια εντολή (ανοδική κίνηση του κέρσορα) χρησιμοποιώντας αρνητικό δυναμικό, είτε να επιλέξει μια εντολή (καθοδική κίνηση του κέρσορα) χρησιμοποιώντας θετικό δυναμικό το οποίο ξεπερνάει το προκαθορισμένο κατώφλι των 7 μ V. Σε περίπτωση που δεν εφαρμοστεί δυναμικό θεωρείται ότι πρόκειται για απόρριψη.



Εικόνα 35: Μέση δραστηριότητα των δυναμικών SCP κατά τη διάρκεια 3200 δοκιμών και για τις δύο φάσεις (προετοιμασίας και αξιολόγησης) [74]



Εικόνα 36: Δυναμικά SCP στην περίπτωση απόρριψης εντολής [74]



Εικόνα 37: Δυναμικά SCP στην περίπτωση επιλογής εντολής [74]

Πλοήγηση

Οι εντολές τους συστήματος είναι διατεταγμένες σε ένα διχοτομημένο δέντρο αποφάσεων βασισμένο σε μια παραλλαγή του αλγορίθμου του Huffman που έχει ως στόχο να συμπιεστούν τα απαραίτητα δεδομένα σε ένα δέντρο κατασκευάζοντας ένα «δάσος» με διαφορετικά βάρη ανά κόμβο και στη συνέχεια ενώνοντάς τα.

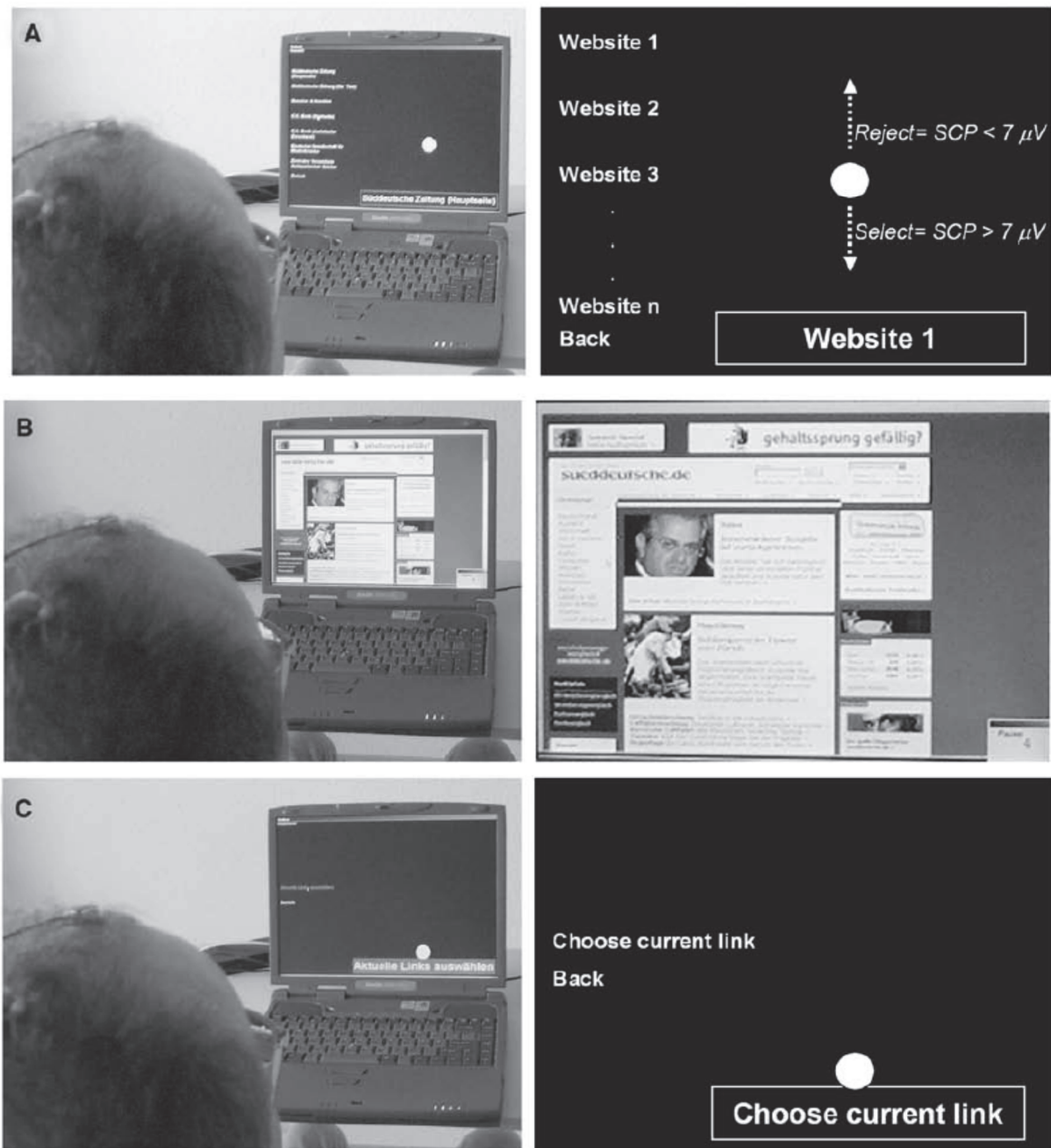
Στην πρώτη βαθμίδα του δέντρου αποφάσεων ο χρήστης μπορεί να επιλέξει μεταξύ σύνταξης ενός e-mail ή πλοήγησης στο διαδίκτυο. Εάν επιλέξει να γράψει μήνυμα, τότε η διεύθυνση αποστολής καθώς και το προς αποστολή κείμενο θα πρέπει να γραφούν με τη βοήθεια BCI μηχανισμού έκφρασης - λόγου. Αν η επιλογή είναι η πλοήγηση τότε ο χρήστης λαμβάνει στην οθόνη του συστήματος μερικούς συνδέσμους διατεταγμένους στο δέντρο αποφάσεων.

Η κάθε ιστοσελίδα προσφέρεται αντίστοιχα για επιλογή στο κάτω μέρος της οθόνης. Ο ασθενής μπορεί να επιλέξει μια σελίδα παράγοντας θετικό δυναμικό είτε να την απορρίψει παράγοντας αρνητικό δυναμικό. Αν μια σελίδα επιλεγθεί τότε θα απεικονιστεί για ένα προκαθορισμένο διάστημα, μέχρι ο μηχανισμός επιλογής να ξεκινήσει ξανά για να δώσει την ευκαιρία στον χρήστη να συνεχίσει την πλοήγηση με μια από τις εξής επιλογές:

- επιλογή συνδέσμου στην τρέχουσα σελίδα,
- επιστροφή στην προηγούμενη σελίδα,

- επιστροφή στην αρχική λίστα επιλογής.

Κατά τη διαδικασία ανάδρασης για την εκ νέου επιλογή του ασθενούς, δημιουργείται δυναμικά ένα διχοτομημένο δέντρο επιλογής το οποίο περιέχει όλους τους συνδέσμους της σελίδας ταξινομημένους σε 2 κατηγορίες. Η πρώτη κατηγορία περιέχει τα πρώτα μισά γράμματα της αλφαβήτου και η δεύτερη τα άλλα μισά. Αν ο χρήστης δεν επιλέξει καμία κατηγορία, τότε του δίνεται η δυνατότητα επιλογής «Ακύρωση (Cancel)» η οποία επιστρέφει τον browser στο προηγούμενο επίπεδο. Για να αξιολογηθεί η επίδοση του ασθενούς, πραγματοποιούνταν 2-3 δοκιμαστικές πλοηγήσεις στην αρχή κάθε πλοήγησης (με καθεμιά να αποτελείται από 100 δοκιμές) . Αρχικά, το σύστημα ρωτούσε τον ασθενή ποιο μήνυμα θα ήθελε να συντάξει η σε ποια ιστοσελίδα θα ήθελε να πλοηγηθεί. Μέσω αυτής της πληροφορίας, αξιολογούσε πόσες δοκιμές χρειαζόταν ο ασθενής για να επιτύχει το στόχο του. Για να ελεγχθεί περαιτέρω σε ποιες δοκιμές η επιτυχία οφειλόταν σε σωστή ρύθμιση των SCP και σε ποιές ήταν τυχαίες, διεξάγονταν 300 δοκιμές με ανάδραση των σημάτων (test condition) SCP και 300 χωρίς ανάδραση (control condition). Κατά τη διάρκεια της δεύτερης κατηγορίας δοκιμών αυτού του είδους, η οθόνη παρέμενε κλειστή έτσι ώστε να μη μπορεί ο χρήστης να μεταβάλει εκούσια τα σήματα SCP ανάλογα με το ζητούμενο της άσκησης. Η συνολική διαδικασία πλοήγησης απεικονίζεται στην εικόνα που ακολουθεί.

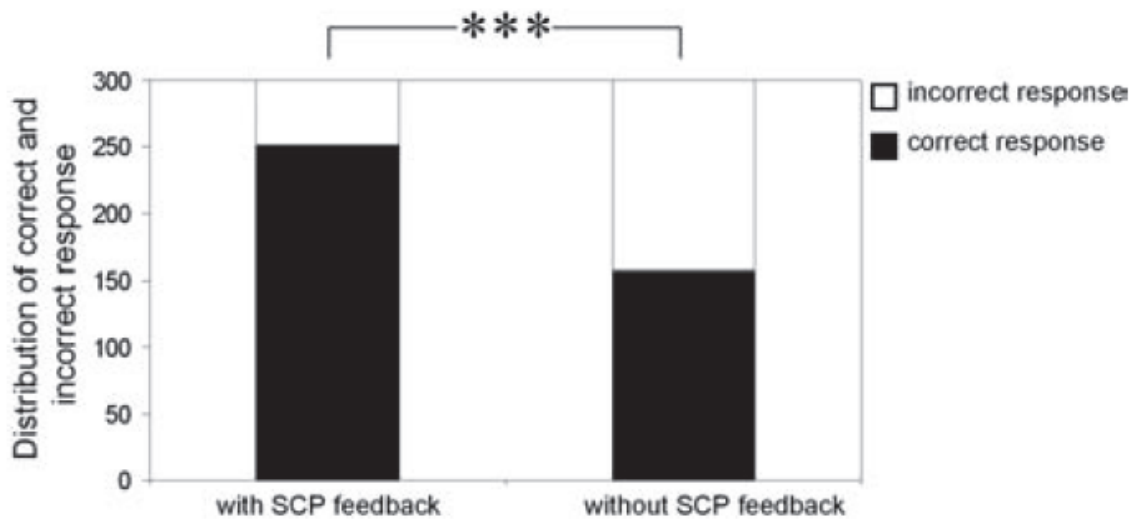


Εικόνα 38: Διαδικασία πλοήγησης μέσω του συστήματος Descartes [74]

Αποτελέσματα δοκιμών

Η μέση τιμή των καμπύλων SCP του ασθενούς σε πλήθος 3200 δοκιμών απεικονίζεται στην ακόλουθη εικόνα. Η συλλογή των δεδομένων αφορά 7 τυχαία επιλεγμένες μέρες δοκιμών του έτους 2005. Συγκεκριμένα, ο ασθενής παρουσίασε κατά μέσο όρο ευστοχία 80% (με τυπική απόκλιση 6,2 %) και η οποία διέφερε από 68-95% από

μέρα σε μέρα. Στην περίπτωση αναγνώρισης ηθελημένης ή τυχαίας διαμόρφωσης των SCP, τα αποτελέσματα έδειξαν αυξημένη αναλογία σωστών προς λανθασμένων δοκιμών στις χωρίς ανάδραση δοκιμές, επιβεβαιώνοντας έτσι την δυνατότητα του ασθενούς για εκούσια μεταβολή των SCP με σκοπό το χειρισμό του συστήματος. Αναλυτικότερα, στις δοκιμές με ανάδραση παρατηρείται μια μάλλον τυχαία κατανομή σωστών και λανθασμένων SCP. Στη χωρίς όμως ανάδραση κατάσταση η συχνότητα των σωστών μεταβολών των SCP είναι 84% σε αντίθεση με τις λανθασμένες που είναι μόνο 16%. Όσον αφορά στους χρόνους χειρισμού, σε μια τυπική περίοδο πλοήγησης 1,5 ώρας περίπου, ο χρήστης επισκέπτεται 5-9 σελίδες και κατά τη συγγραφή ενός e-mail χρειάζεται 1 λεπτό για 2 χαρακτήρες.



Εικόνα 39: Αποτελέσματα δοκιμών του συστήματος [74]

Αρνητικά σημεία του συστήματος είναι η απεικόνιση εικόνων στο σύστημα πλοήγησης (η οποία θα μπορούσε να επιλυθεί με τη χρήση κάποιου είδους χρωματικού κώδικα), καθώς και οι διαφορές μεταξύ ασθενών, με αποτέλεσμα την ανάγκη εκ νέου εκπαίδευσης του συστήματος.

4.3 Συνεχής τρισδιάστατος έλεγχος εικονικού ελικόπτερου με χρήση Μηχανισμών Φαντασίας (Motor Imagery)

Η συγκεκριμένη μελέτη [76] αφορά στο συνδυασμό διεπαφών εγκεφάλου υπολογιστή και μηχανισμού φαντασίας (Motor Imagination ή Motor Imagery), μιας διανοητικής διαδικασίας με την οποία ένα άτομο κάνει δοκιμές ή προσομοιώνει μια συγκεκριμένη ενέργεια.

Στο πείραμα συμμετείχαν τρία άτομα, τα οποία εκπαιδεύτηκαν έτσι ώστε να διαμορφώνουν τους αισθητικοκινητικούς ρυθμούς (SMRs) τους με απώτερο σκοπό τον έλεγχο της τρισδιάστατης κίνησης ενός εικονικού ελικοπτερου, το οποίο έπρεπε να κινηθεί με ταχύτητα, ακρίβεια και συνέχεια μεταξύ συγκεκριμένων σημείων – στόχων ενός εικονικού περιβάλλοντος.

Η δυσκολία της εφαρμογής έγκειται στη μετάβαση από 2D σε 3D έλεγχο αφού μέχρι τώρα έχει επιτευχθεί η καταγραφή και ταξινόμηση των αισθητικοκινητικών ρυθμών (SMRs), που σχετίζονται με εκπαιδευμένους μηχανισμούς φαντασίας (motors imaginations) όσον αφορά στον έλεγχο του κέρσορα ενός υπολογιστή σε δύο διαστάσεις. Η δυσκολία αυτή συνεπάγεται την ύπαρξη περιορισμών όπως απαιτήσεις για σταθερά, ασυνεχή διαστήματα ελέγχου, αρχικές υποθέσεις σχετικά με την προσήλωση των χρηστών και των χώρων ελέγχου. Στη μελέτη αυτή το ζητούμενο είναι να ξεπεραστούν αυτοί ακριβώς οι προσδιορισμοί.

Πριν το πείραμα ελέγχου του εικονικού ελικοπτερου, σε κάθε άτομο δόθηκε η ευκαιρία να εξοικειωθεί με το περιβάλλον ελέγχου και να ρυθμίσει τις αντίστοιχες παραμέτρους ανάλογα με τις προτιμήσεις του (όπως η ένταση της ενεργοποίησης της κάθε κατεύθυνσης της κίνησης) μέσα από μια πεντάλεπτη δοκιμή κατά την οποία τα άτομα είχαν εντολή να προσπαθήσουν να πετάξουν μέσα από όσο το δυνατό περισσότερους δακτυλίους, αποφεύγοντας τη σύγκρουση με το δακτύλιο, τις ακμές του χώρου ελέγχου και των εικονικών κτιρίων.

Τρεις γυναίκες συμμετείχαν συνολικά στη μελέτη (ηλικίας 20-23 ετών), οι οποίες έδωσαν γραπτή συγκατάθεση σύμφωνα με το πρωτόκολλο που εγκρίθηκε από το Συμβούλιο Αξιολόγησης του Ιδρύματος του Πανεπιστημίου της Μινεσότα, με τις δύο να έχουν πρότερη σχετική εμπειρία [77].

Εκπαίδευση

Οι συμμετέχουσες υποβλήθηκαν σε διαδοχικό πρωτόκολλο εκπαίδευσης που ξεκίνησε με ένα μονοδιάστατο κέρσορα εργασιών, χρησιμοποιώντας νοερά το αριστερό ή δεξί χέρι, τα πόδια, τη γλώσσα και ένα στάδιο «ανάπαυσης», το οποίο συνδεόταν σε μία διεύθυνση ελέγχου και όχι με την απουσία κίνησης.

Για τον προσδιορισμό των παραγόμενων από τη φαντασία του ατόμου σημάτων χρησιμοποιήθηκε το BCI2000's Offline Analysis toolkit [78], με τις επιλογές ηλεκτροδίου και συχνότητας να αναπροσαρμόζονται συνεχώς κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης, με σκοπό τη βελτιστοποίηση της απόδοσης, με τις τελικές επιλογές να παρουσιάζονται στον ακόλουθο πίνακα.

	Control Dimensions		
Subject	Left/Right	Forward/Backward	Up/Down
S1	C4/12,15,18 Hz (+) CP2/9,15 Hz (+) C3/12 Hz (-)	C4/12,15,18 Hz (-) CP2/9,15 Hz (-) C3/12 Hz (-)	Cz/12,24 Hz (+) FCz/12 Hz (+)
S2	C4/15,18 Hz (+) C3/12 Hz (-)	C4/15,18 Hz (-) C3/12 Hz (-)	Cz/12 Hz (+)
S3	C4/12 Hz (+) C3/12 Hz (-)	C4/12 Hz (-) C3/12 Hz (-)	Cz/12 Hz (+) FC4/12 Hz (-)

Πίνακας 6: Σήματα ελέγχου κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης [76]

Η κατάρτιση του κάθε μηχανισμού φαντασίας θεωρείτο επιτυχημένη εφόσον το ποσοστό επιτυχίας ήταν μεγαλύτερο του 80%. Στη συνέχεια της εκπαίδευσης τα άτομα προχωρούσαν στον έλεγχο δρομέα για την εκτέλεση 2D εργασιών, με συνδυασμούς των προαναφερόμενων μηχανισμών (π.χ. αριστερό / δεξί χέρι και πόδια / γλώσσα).

Το τελικό στάδιο της εκπαίδευσης περιελάμβανε την εξοικείωση των συμμετεχουσών με το εικονικό περιβάλλον και την πτήση του ελικοπτέρου. Πριν από τις πειραματικές συνεδρίες, οι συμμετέχουσες 1, 2, και 3 ολοκλήρωσαν 4, 11, και 3 συνεδρίες αντίστοιχα (8-9 πεντάλεπτες εκτελέσεις ανά συνεδρία) ώστε να επιτευχθεί αυτή ακριβώς η εξοικείωση με το σύστημα.

Συλλογή δεδομένων

Οι συμμετέχουσες κάθονταν σε μια άνετη καρέκλα αντικρίζοντας μια οθόνη υπολογιστή. Ένα EEG cap 64 καναλιών είχε τοποθετηθεί με ασφάλεια στο κεφάλι του κάθε ατόμου με την τοποθέτησή του να επιχειρείται να είναι όμοια σε όλες τις συνεδρίες. Για τα καταγραφόμενα EEG σήματα χρησιμοποιήθηκε φίλτρο DC 200 Hz και συχνότητα δειγματοληψίας τα 1000 Hz μέσω ενός ενισχυτή Neuroscan. Στη συνέχεια εισήχθησαν στο λογισμικό BCI2000 χωρίς χωρικό φιλτράρισμα. Τα άτομα εκτέλεσαν 5 διαδοχικές πειραματικές συνεδρίες (8-10 πεντάλεπτες εκτελέσεις ανά συνεδρία), ενώ κατά τη διάρκεια των συνεδριών τα άτομα παρακολουθούνταν για τυχόν ακατάλληλη χρήση της κίνησης των ματιών ή των μυών. Το παραγόμενο από το BCI2000 σήμα ελέγχου αποστέλλόταν κάθε 30ms μέσω της θύρας UDP στο εικονικό περιβάλλον.

Εικονικό Περιβάλλον

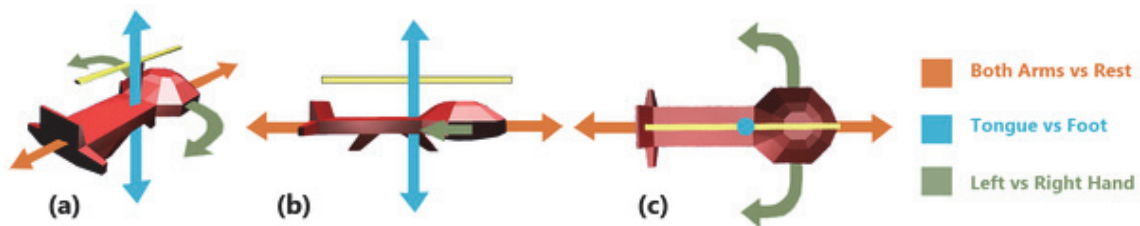
Το εικονικό περιβάλλον διαμορφώθηκε με βάση την περιοχή Mall Northrop του Πανεπιστημίου της Μινεσότα στη Μινεάπολις. Περιελάμβανε κτίρια και μεμονωμένους, τυχαία προσανατολισμένους δακτυλίους, στοιχεία με τα οποία έπρεπε να αποφευχθεί η σύγκρουση. Ο όγκος της ζώνης πτήσης του ελικοπτέρου μετριέται σε κυβικές μονάδες Blender (bu^3) (μια κοινή μονάδα όγκου όσον αφορά στα εικονικά παιχνίδια) και ήταν 4.285bu^3 . Το μέγεθος του ελικοπτέρου ήταν σχετικά μικρό, με μέτρο μόνο 0,24bu κατά μήκος της μακρύτερης ακμής του. Οι δακτύλιοι τοποθετήθηκαν σε έναν κεντρικά καθορισμένο χώρο της τάξεως των 69bu^3 , ενώ τα κτίρια καταλάμβαναν περίπου το 5% του συνολικού περιβάλλοντος.

Σήματα ελέγχου

Τα άτομα χρησιμοποίησαν τρία σήματα ελέγχου για να κατευθύνουν το ελικόπτερο. Οι μηχανισμοί φαντασίας σχετίζονται με καθέναν από τους ελέγχους σύμφωνα με την ακόλουθη εικόνα. Τα άτομα φαντάζονταν να κινούν και τα δύο χέρια για να μετακινήσουν το ελικόπτερο προς τα εμπρός και δεν φαντάζονταν καμία κίνηση για να πάει προς τα πίσω. Φαντάζονταν να κινούν το δεξί ή το αριστερό χέρι για να περιστρέψουν το ελικόπτερο προς τα δεξιά ή προς τα αριστερά αντίστοιχα. Για να ανυψώσουν ή να χαμηλώσουν το ελικόπτερο, τα άτομα φαντάζονταν την κίνηση της γλώσσας ή των ποδιών

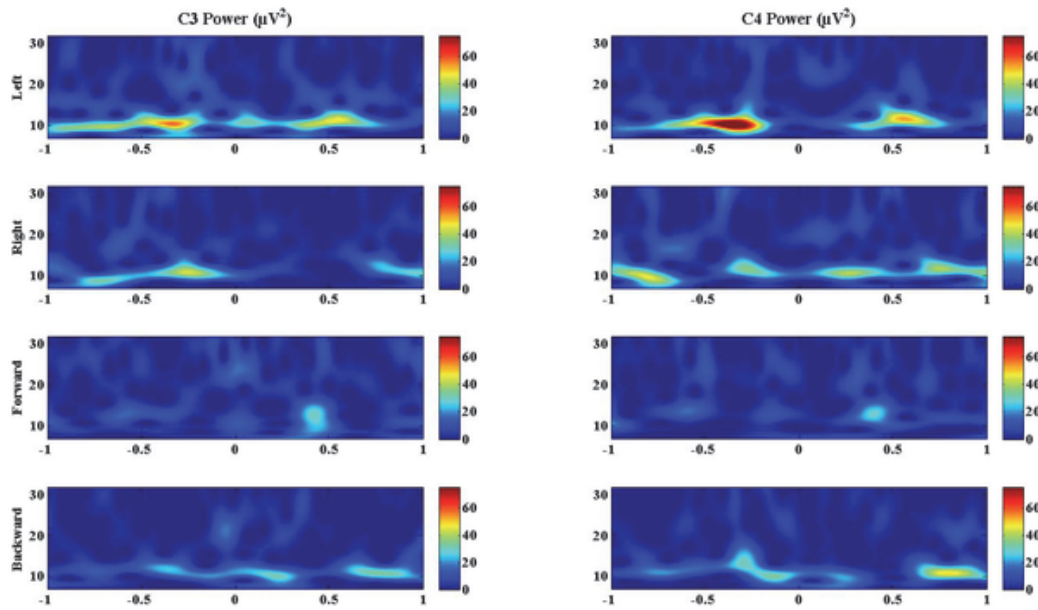
αντίστοιχα. Με την εναλλαγή μεταξύ μηχανισμών φαντασίας, τα άτομα θα μπορούσαν να διατηρήσουν μια θέση ή τον προσανατολισμό τους.

Για την εξομάλυνση του ελέγχου εφαρμόστηκε ένας κινητός μέσος όρος τεσσάρων σημείων στο σήμα LR (left-right / αριστερά-δεξιά). Τα σήματα FB (forward-backward/εμπρός-πίσω) και UD (up-down/πάνω-κάτω) κυβοποιήθηκαν και μετατράπηκαν σε δυνάμεις που εφαρμόζονται από την μηχανή προσομοίωσης κατά μήκος του κατάλληλου άξονα. Η ισχύς του ελέγχου σε καθεμία από τις έξι διευθύνσεις της κίνησης μπορούσε να ρυθμιστεί μεταξύ των δοκιμών μεταβάλλοντας τους γραμμικούς παράγοντες της κλίμακας ανάλογα με την προτίμηση του ατόμου.



Εικόνα 40: Οι τριδιάστατες διατάξεις ελέγχου του ελικοπτερου σε προοπτική (a), πλάγια όψη (b) και κάτοψη (c) [76]

Βασική για τη λειτουργία των μηχανισμών φαντασίας ήταν η κατανομή της ισχύος που σχετίζεται με την κάθε νοερή κατάσταση κατά τη διάρκεια του ελέγχου και ειδικότερα οι αλλαγές στις κατανομές χρόνου-συχνότητας, όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα. Το C3 ηλεκτρόδιο είναι στο αριστερό ημισφαίριο του κρανίου και το C4 ηλεκτρόδιο είναι στο δεξί. Τη στιγμή 0, το άτομο μετακίνησε το ελικόπτερο πρωταρχικά σε μία κατεύθυνση για 0.5s. Όταν γίνεται μια δεξιά στροφή, το C3 δείχνει ERD και το C4 δείχνει ERS. Το αντίθετο ισχύει για μια αριστερή στροφή. Όταν φανταζόταν και τα δύο χέρια, και τα δύο ηλεκτρόδια εμφάνιζαν περιόδους αποσυγχρονισμού, ενώ τα αποτελέσματα στην κατάσταση ανάπαυσης και τα δύο ηλεκτρόδια εμφάνιζαν συγχρονισμό. Σύμφωνα λοιπόν με το σχήμα, οι στροφές του ελικοπτερου προέκυψαν από το ERD των ετερόπλευρων ηλεκτροδίων σε έναν δεδομένο motor imagination και από το ERS των ομόπλευρων ηλεκτροδίων. Η εμπρός και πίσω κίνηση προέκυψε από την αύξηση της ισχύος και στα δύο ηλεκτρόδια που σχετίζεται με την κατάσταση φαντασίας «ανάπαυσης» και από τη μείωση της ισχύος που σχετίζεται με την φαντασία και των δύο χεριών.

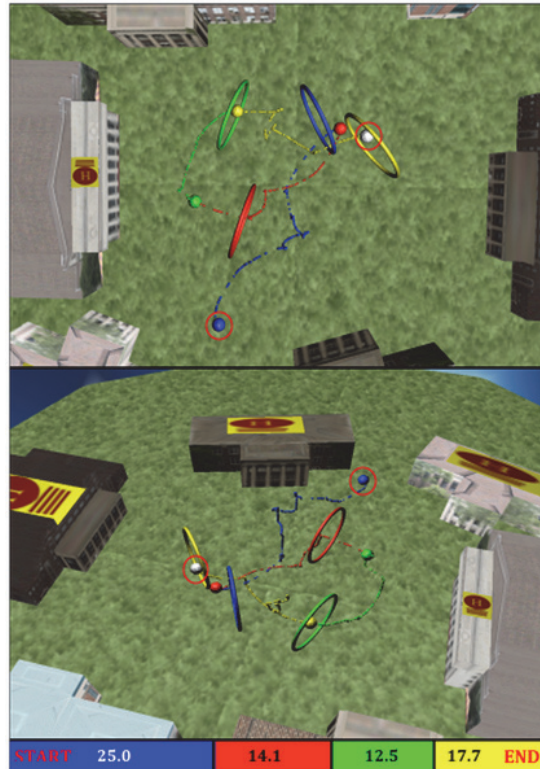


Διάγραμμα 5: Ανάλυση χρόνου-συχνότητας για δύο χαρακτηριστικά ηλεκτρόδια κατά τη διάρκεια ελέγχου (Πρόσωπο 3) [76]

Διεξαγωγή του πειράματος

Τα άτομα συμπλήρωσαν 5 συνεχόμενες πειραματικές συνεδρίες σε χρονικό διάστημα μικρότερο των τριών εβδομάδων. Κάθε συνεδρία αποτελείτο από 8-10 πεντάλεπτες εκτελέσεις (σύνολο 44, 44 και 45 εκτελέσεις για τα Πρόσωπα 1, 2 και 3, αντίστοιχα). Κάθε εκτέλεση ξεκινούσε από ένα συγκεκριμένο σημείο ενώ κατά τη διάρκεια των πρώτων 3 δευτερολέπτων της κάθε εκτέλεσης, το ελικόπτερο παρέμενε σταθερό πριν τα άτομα αποκτήσουν τον έλεγχο της κίνησής του. Κάθε φορά που το ελικόπτερο διερχόταν διαμέσου του κέντρου ενός δακτυλίου, καταγραφόταν ένα «χτύπημα» (hit) και ένας νέος στόχος παρουσιαζόταν αμέσως. Εναλλακτικά, αν το ελικόπτερο συγκρουόταν με ένα κτίριο ή έφτανε στο όριο του περιβάλλοντος καταγραφόταν μια «αστοχία» (miss), με το ελικόπτερο να επανέρχεται στην αρχική του θέση. Στην περίπτωση που το ελικόπτερο άγγιζε την άκρη του ενός δακτυλίου καταγραφόταν η ένδειξη «άκυρο» (invalid), με το ελικόπτερο να επανέρχεται επίσης στην αρχική του θέση και ένα νέο δακτύλιο να παρουσιάζεται. Ένα στιγμιότυπο του πειράματος παρουσιάζεται στην εικόνα που ακολουθεί. Η θέση του ελικοπτερού κατά την παρουσίαση δακτυλίου αντιπροσωπεύεται από μια μεγαλύτερη χρωματιστή σφαίρα. Μικρότερες χρωματιστές σφαίρες αντιπροσωπεύουν τη θέση του ελικοπτερού σε δειγματοληψία κάθε 30ms. Το άτομο της συγκεκριμένης δοκιμής ξεκίνησε με τον μπλε δακτύλιο και προχώρησε με τους κόκκινο,

πράσινο και κίτρινο όπως απεικονίζεται από τη χρωματιστή γραμμή στο κάτω μέρος της εικόνας. Η συνολική διάρκεια αυτού του συνεχούς τμήματος της διαδρομής ήταν 69,53 secs.



Εικόνα 41: Στιγμιότυπο πειράματος ελέγχου ελικοπτέρου (Πρόσωπο 1, 5^η Συνεδρία, 9^η Δοκιμή, Στόχοι 4-7) [76]

Τα πρόσωπα είχαν θέα τρίτου ατόμου (third person view) στραμμένα προς τα εμπρός από το πίσω μέρος του ελικοπτέρου. Ένα ταμπλό βρισκόταν στο κάτω μέρος της οθόνης των ατόμων, το οποίο περιελάμβανε μια μικρογραφία του χάρτη που απεικόνιζε τη θέση του τρέχοντος δακτυλίου. Το ταμπλό ανέφερε επίσης τον αριθμό των χτυπημάτων (hits) που λαμβάνονταν και τον υπολειπόμενο χρόνο της εκτέλεσης. Επιπλέον, ένα εικονικό joystick ήταν στο κέντρο του ταμπλό. Η κατακόρυφη θέση του αντιστοιχούσε στο ολοκληρωμένο σήμα ελέγχου FB και η οριζόντια θέση του στο ολοκληρωμένο σήμα ελέγχου LR.

Πειραματικός Έλεγχος

Προκειμένου να είναι δυνατή η σύγκριση των επιδόσεων των ατόμων σχεδιάστηκαν δύο πειράματα ελέγχου. Το πρώτο πείραμα στόχευσε στην ποσοτικοποίηση της απόδοσης του τυχαίου θορύβου του BCI ελέγχου. Για το σκοπό αυτό, τα δύο άτομα, που είχαν εμπειρία σε εργασίες Motor Imagery, χρησιμοποίησαν την προαναφερόμενη πειραματική διάταξη ως εξής: Σε κάθε άτομο δόθηκε εντολή να καθίσει ακίνητο και να διατηρήσει ένα σταθερό βλέμμα στο κέντρο της οθόνης, ενώ παρακολουθεί ένα βίντεο από τεχνητή κίνηση ελικοπτέρου (δηλαδή, που ελέγχεται μέσω του πληκτρολογίου από έναν ερευνητή). Ταυτόχρονα, οι ΗΕΓ ρυθμοί των ατόμων υποβλήθηκαν σε επεξεργασία χρησιμοποιώντας προεπιλεγμένα σήματα ελέγχου τα οποία με τη σειρά τους έλεγχαν την κίνηση ενός ξεχωριστού προσομοιωτή ελικοπτέρου που δεν μπορούσαν να δουν. Τα άτομα ενημερώθηκαν ότι δεν είχαν κανέναν έλεγχο πάνω στο ελικόπτερο στο βίντεο που παρατηρούν. Επιπλέον, δεν πληροφορήθηκαν σχετικά με τη δεύτερη προσομοίωση ελικοπτέρου που ταυτοχρόνως ελεγχόταν μέσω του σήματος ελέγχου του ΗΕΓ. Οι μετρήσεις της απόδοσης αξιολογήθηκαν για την προσομοίωση η οποία ήταν υπό τον έλεγχο των σημάτων του εγκεφάλου του ατόμου, αλλά την οποία δεν είχε παρακολουθήσει. Με τον τρόπο αυτό, τα ελεγχόμενα άτομα εκτέθηκαν σε οπτικά ερεθίσματα παρόμοια με εκείνα των ατόμων του πειράματος, αλλά χωρίς καμία πληροφορία σχετικά με την προσομοίωση υπό τον έλεγχο του ατόμου.

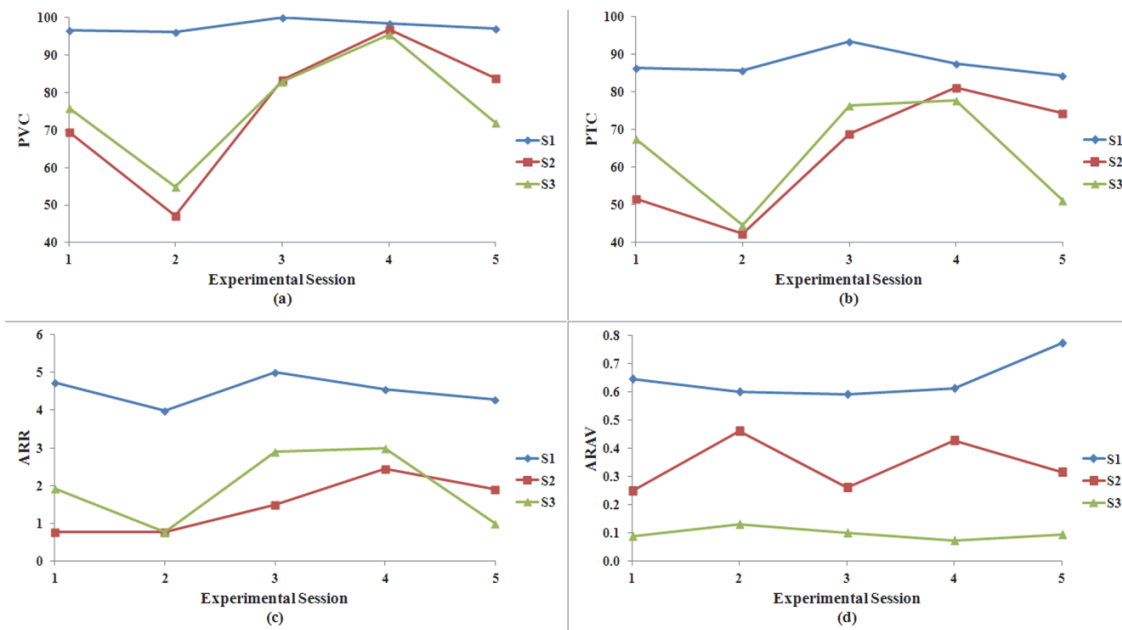
Το δεύτερο πείραμα διεξήχθη για να εκτιμηθεί η απόδοση όταν δίνεται ιδανικός έλεγχος του ελικοπτέρου. Αυτό επιτεύχθηκε με τη χρήση ελέγχου μέσω πληκτρολογίου, με ανάλογο τρόπο με εκείνον του BCI: η περιστροφή ελεγχόταν από τα βέλη αριστερά/δεξιά, η κάθετη μετατόπιση ελεγχόταν από τα βέλη πάνω/κάτω, και η μετατόπιση προς τα εμπρός / προς τα πίσω ελεγχόταν από τα πλήκτρα "space"/"B" . Οι ταχύτητες ή οι περιστροφές, που είχαν ανατεθεί σε κάθε κατεύθυνση των πλήκτρων/ χειρισμών του πληκτρολογίου, ήταν η μέση μετατόπιση και η περιστροφή ανά πλαίσιο από τα τρία άτομα του πειράματος. Η αποτελεσματικότητα του ελέγχου του πληκτρολογίου εκτιμήθηκε ως ο αριθμός των δακτυλίων που διαπερνώνται από ένα άτομο χωρίς προηγούμενη επαφή με το εικονικό περιβάλλον.

Ανάλυση Απόδοσης

Η απόδοση του πειράματος εκτιμήθηκε με βάση τα μέτρα της ακρίβειας, της ταχύτητας και της συνέχειας του ελέγχου. Συγκεκριμένα μετρήθηκε η επί τις εκατό ακρίβεια, η μέση ταχύτητα απόκτησης δακτυλίου (average ring acquisition velocity - ARAV), και ο μέσος αριθμός δακτυλίων που λαμβάνονται ανά επαναφορά (average rings obtained per reset - ARR). Ειδικότερα η επί τις εκατό ακρίβεια προσδιορίστηκε σε δύο διαφορετικά μέτρα, την επί τις εκατό έγκυρα σωστή (percent valid correct - PVC), με προσδιορισμό του κλάσματος των χτυπημάτων (hits) προς τον αριθμό των έγκυρων αποτελεσμάτων και την επί τις εκατό συνολικά σωστή (percent total correct - PTC), η οποία υπολογίστηκε διαιρώντας τον αριθμό των χτυπημάτων (hits) με τον αριθμό των συνολικών αποτελεσμάτων (συμπεριλαμβανομένων των άκυρων - invalids).

Η ARAV, ένα μέτρο της ταχύτητας του συστήματος, υπολογίστηκε διαιρώντας την απόλυτη διανυσματική απόσταση για την απόκτηση του στόχου με το χρόνο από την παρουσίαση του στόχου για την απόκτηση του (σε μήκη-ελικοπτέρου (0,24bu) ανά sec). Τέλος, ο ARR χρησιμοποιήθηκε για τον προσδιορισμό της συνέχειας του ελέγχου και υπολογίστηκε από το μέσο όρο του αριθμού των δακτυλίων που αποκτήθηκαν πριν από κάθε επαναφορά του ελικοπτέρου.

Οι μετρήσεις των μέτρων απόδοσης απεικονίζονται στο διάγραμμα που ακολουθεί. Αναλυτικότερα, οι συμμετέχουσες πέτυχαν υψηλή ακρίβεια στο πλαίσιο και των δύο μετρήσεων, με το Πρόσωπο 1 να επιτυγχάνει μια μέση PVC ακρίβεια του 97,6% και μια μέση PTC ακρίβεια του 87,31% (από 331 προσπάθειες). Το Πρόσωπο 2 πέτυχε μια μέση PVC ακρίβεια του 72,2% και μια μέση PTC ακρίβεια του 61,3% (από 191 προσπάθειες). Τέλος, το Πρόσωπο 3 πέτυχε μια μέση PVC ακρίβεια του 76,5% και μέση PTC ακρίβεια του 63,3% (από 180 προσπάθειες). Το Πρόσωπο 1 έδειξε σταθερή απόδοση σε όλες τις 5 διαδοχικές πειραματικές συνεδρίες με μέγιστη PVC και PTC ακρίβεια συνεδρίασης 100% και 93,3% αντίστοιχα. Το Πρόσωπο 2 έδειξε σταθερή βελτίωση κατά τη διάρκεια των 5 συνεχόμενων συνεδριάσεων και πέτυχε μια μέγιστη PVC και PTC ακρίβεια συνεδρίασης 96,8% και 81,1% αντίστοιχα. Ομοίως, το Πρόσωπο 3 επέδειξε μια βελτίωση στις βαθμολογίες κατά τις συνεδρίες, με μέγιστη PVC και PTC ακρίβεια συνεδρίας 95,5% και 77,8% αντίστοιχα.



Διάγραμμα 6: Μετρήσεις ποιότητας απόδοσης. (a) Percent valid correct (PVC) (b) Percent total correct (PTC) (c) Αριθμός των δακτυλίων που λαμβάνονται ανά επαναφορά (ARR) ελέγχου (d) Μέση ταχύτητα απόκτησης δακτυλίου (ARAV)

Ανάλυση αποτελεσμάτων πειραμάτων ελέγχου

Για το πρώτο σενάριο ελέγχου χρησιμοποιώντας τυχαίο θόρυβο, κάθε ένα από τα δύο άτομα ολοκλήρωσαν 9 πεντάλεπτες συνεδρίες (συνολικά 90 λεπτά χρόνου πτήσης του ελικοπτέρου), με 55 και 32 αντίστοιχα προσπάθειες για τους στόχους. Μόνο ένα χτύπημα δακτυλίου καταγράφηκε κατά τη διάρκεια ολόκληρου του πειράματος ελέγχου. Τα άτομα που συμμετείχαν στην πρώτη διαδικασία ελέγχου απέκτησαν το 1,15% των 87 στόχων, ενώ τα άτομα που συμμετείχαν στο πείραμα απέκτησαν το 73,69% των 707 στόχων, παρουσιάζοντας αξιοσημείωτη διαφορά (64 περίπου φορές μεγαλύτερη ακρίβεια).

Για το δεύτερο σενάριο ελέγχου καθένα από τα δύο άτομα της ομάδας ελέγχου ολοκλήρωσε 15 πεντάλεπτες συνεδρίες (συνολικά 150 λεπτά χρόνου πτήσης του ελικοπτέρου), με τα Πρόσωπα 1, 2, και 3 να αποκτούν 87,3%, 61,3%, και 62,2% των παρουσιαζόμενων δακτυλίων, με μέσο όρο δακτυλίων που αποκτήθηκαν 6.57, 2.66, και 2.50 αντίστοιχα ανά συνεδρία. Έτσι, ο έλεγχος από το πληκτρολόγιο έδειξε αποτελεσματικότερος σε σχέση με τον έλεγχο μέσω ΗΕΓ.

Εν κατακλείδι, το σύστημα επέτρεψε τον έλεγχο με ικανοποιητική ταχύτητα, ακρίβεια και συνέχεια, αποκαλύπτοντας το δυναμικό ανάλογων συστημάτων με την

εφαρμογή μη επεμβατικών BCIs για πιθανές εφαρμογές στα neuroprosthetics, ή σε άλλους τομείς.

4.4 Σύστημα ορθογραφίας με βάση ΗΕΓ

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζεται το σύστημα intendiX Speller [79], το οποίο αναπτύχθηκε από την Αυστριακή εταιρία Guger Technologies OG, (ή g.tec όπως είναι περισσότερο γνωστή) το 2009. Πρόκειται για ένα καινοτόμο, φιλικό προς το χρήστη πακέτο λογισμικού και υλικού που παρέχει ένα σύστημα ορθογραφίας με βάση το ΗΕΓ του χρήστη. Το σύστημα επιτρέπει στο χρήστη να επιλέγει και να γράφει σύμβολα, από μια συλλογή που εμφανίζεται στην οθόνη και η οποία έχει τη μορφή πληκτρολογίου, αλλά δίνοντας προσοχή στο σύμβολο το οποίο θέλει κάθε φορά να χρησιμοποιήσει. Ο σχεδιασμός του συστήματος έχει γίνει με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς ιδιαίτερες απαιτήσεις τεχνικής κατάρτισης ή εξωτερικής υποστήριξης, τόσο σε οικιακό όσο και σε νοσοκομειακό περιβάλλον. Η απόδοση του συστήματος, το οποίο ενδείκνυται ως βοηθητική τεχνολογία από άτομα με σοβαρές αναπηρίες, μπορεί να φτάσει το συλλαβισμό πέντε έως δέκα χαρακτήρων ανά λεπτό με μόνο περίπου δέκα λεπτά προπόνησης, με τη συγκεκριμένη ταχύτητα να βελτιώνεται συνεχώς (όπως συμβαίνει για παράδειγμα σε μια πρόσφατη νέα εκδοχή του συστήματος με την ονομασία “FACE-Speller”).

Η λειτουργία του συστήματος βασίζεται σε τέσσερις δομικές μονάδες: τους αισθητήρες που ανιχνεύουν τη δραστηριότητα του εγκεφάλου (ηλεκτρόδια), τους αλγορίθμους επεξεργασίας σήματος που αναγνωρίζουν παρόμοια σήματα με αυτά του εγκεφάλου σε πραγματικό χρόνο, την εφαρμογή στην οποία αποστέλλεται το σήμα εξόδου και ένα λειτουργικό περιβάλλον που συνδέει αυτά τα συστατικά μεταξύ τους, πραγματοποιώντας την αλληλεπίδραση με το χρήστη. Το πλήρες σύστημα παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.

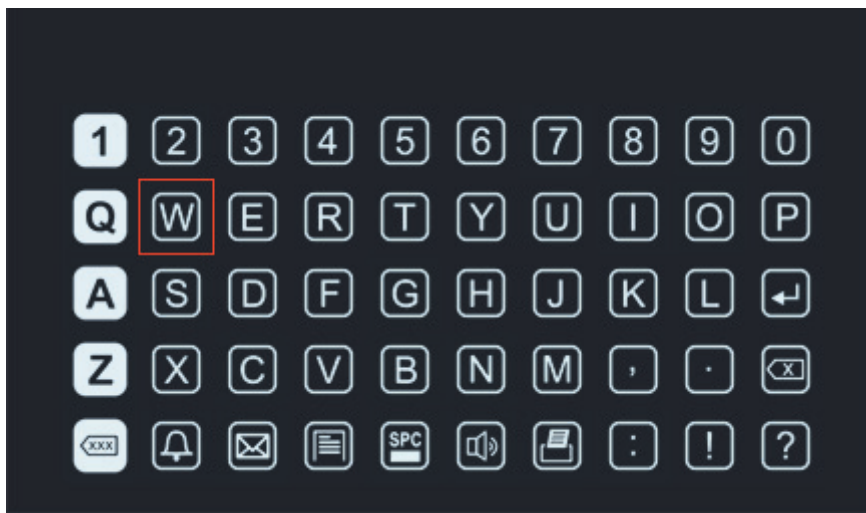


Εικόνα 42: Το πλήρες πακέτο του συστήματος intendiX Speller [80]

Το σύστημα «εκμεταλλεύεται» τα δυναμικά οπτικών ερεθισμάτων (Visual evoked potentials ή VEP) και συγκεκριμένα τη συνιστώσα P300 των VEP, η οποία παρατηρείται ως αποτέλεσμα οπτικών ερεθισμάτων περίπου 300-400 msec μετά την εμφάνιση τους. Η P300 παρατηρείται τυπικά όταν αυτός που πραγματοποιεί το ΗΕΓ καλείται να δώσει ιδιαίτερη προσοχή σε ένα σπάνιο αντικείμενο-στόχο το οποίο βρίσκεται ανάμεσα σε μια σειρά από συχνά εμφανιζόμενα αντικείμενα-στόχους. Πρόκειται ουσιαστικά για ένα κύμα με θετικές τιμές, με μια κατανομή του πλάτους τιμών του κρανίου που είναι μεγαλύτερη πλευρικά (Pz) και μικρότερη μετωπικά (Fz) ενώ παίρνει ενδιάμεσες τιμές κεντρικά (Cz). Το πλάτος της ποικίλλει συναρτήσει των χαρακτηριστικών της προβλεπόμενης ενέργειας, όπως η δυνατότητα διάκρισης ερεθισμάτων-στόχων, η συνολική πιθανότητα εμφάνισης του αντικειμένου στόχου, η ακολουθία ερεθισμάτων που προηγείται του ερεθίσματος-στόχου αλλά και το πόσο σημαντικό είναι το ερέθισμα για το χρήστη (π.χ. παρατηρείται όταν δοθεί το όνομα του χρήστη ανάμεσα σε μια σειρά από άλλα ονόματα).

Πιο συγκεκριμένα, στον intendiX Speller, ο χρήστης έχει μπροστά του έναν πίνακα 10x5 σε μορφή πληκτρολογίου όπου καθένα από τα 50 κελιά περιέχει ένα χαρακτήρα ή σύμβολο, ενώ η τελευταία γραμμή έχει ειδικά κελιά που επιτελούν συγκεκριμένες λειτουργίες (π.χ. εκτύπωση) όταν ο intendiX είναι συνδεδεμένος με άλλες μονάδες (π.χ. εκτυπωτής). Για πιο εξεζητημένες εφαρμογές ελέγχου εξωτερικών συσκευών μπορεί να χρησιμοποιηθεί το εργαλείο Extendix, με τη χρήση όμως ενός πρόσθετου υπολογιστή.

Κατά τη λειτουργία του προγράμματος, κάθε γραμμή και κάθε στήλη του πίνακα αναβοσβήνουν τυχαία και διαδοχικά για 100msec. Συνεπώς, σε μια ακολουθία 15 αναβοσβημάτων (5 γραμμές, 10 στήλες) το αντικείμενο-στόχος που θέλει να συλλαβίσει ο χρήστης θα αναβοσβήσει μόνο 2 φορές, αποτελώντας έτσι ένα σπάνιο ως προς τη συχνότητα εμφάνισης γεγονός σε σχέση με τις 13 φορές που θα αναβοσβήσουν οι υπόλοιπες γραμμές και στήλες, εξάγοντας έτσι ένα δυναμικό P300. Η επιλογή του κελιού που εμφανίζει ο Speller καθορίζεται από τον εντοπισμό της γραμμής και της στήλης που εξάγουν τη μεγαλύτερη συνιστώσα P300. Για παράδειγμα, αν ο χρήστης εστιάσει στο γράμμα W, αυτό θα αναβοσβήσει 2 φορές (μία όταν αναβοσβήσει η 2η σειρά και μία όταν αναβοσβήσει η 2η στήλη) και έτσι θα καταγραφεί η P300 στο κελί [2,2] και θα εμφανιστεί στην οθόνη.



Εικόνα 43: Ο πίνακας του *intendiX Speller* [79]

Ενίσχυση και επεξεργασία σήματος

Ο *intendiX* χρησιμοποιεί τη συσκευή *g.USBamp*, έναν υψηλής απόδοσης και ακρίβειας ενισχυτή βιοσημάτων, η οποία παρέχει 16 κανάλια για ταυτόχρονη δειγματοληψία ενώ μέσω 4 ανεξάρτητων γειώσεων εξασφαλίζουν τη μη παρεμβολή μεταξύ των καταγεγραμμένων σημάτων.



Εικόνα 44: Η συσκευή g.USBamp [80]

Η συσκευή g.USBamp χρησιμοποιεί τεχνολογία ενίσχυσης για ένα ευρύ φάσμα DC τάσης σε συνδυασμό με δειγματοληψία των 24-bits. Το αποτέλεσμα είναι ένα εύρος τάσης εισόδου από ± 250 mV με ανάλυση < 30 nV. Αυτό σημαίνει ότι οποιοδήποτε ηλεκτροφυσιολογικό σήμα μπορεί να καταγραφεί άμεσα χωρίς πρόσθετο υλικό ενώ ούτε η υψηλή τάση στα ηλεκτρόδια ούτε μεγάλα artifacts που προκύπτουν από ηλεκτρική ή μαγνητική διέγερση μπορούν να κορέσουν τις εισόδους του ενισχυτή. Επίσης, η χρήση των ψηφιακών φίλτρων εξαλείφει διαφορές που μπορεί να προκύψουν μεταξύ των καναλιών εξαιτίας του υλικού. Κάθε ένας από τους 16 μετατροπείς αναλογικού σήματος σε ψηφιακό λειτουργεί με συχνότητα 2,4576 MHz. Επιπλέον, ένα ισχυρό Επεξεργαστής Ψηφιακού Σήματος κινητής υποδιαστολής εκτελεί υπερδειγματοληψία και φιλτράρισμα σε πραγματικό χρόνο των δεδομένων των βιοσημάτων (μεταξύ 0 - 2.400 Hz). Επομένως, μία τυπική συχνότητα δειγματοληψίας των 256 Hz αποδίδει ένα ρυθμό υπερδειγματοληψίας 9.600Hz. Η υπερδειγματοληψία είναι απαραίτητη στη φάση αυτή γιατί οδηγεί σε ένα πολύ υψηλό λόγο σήματος προς θόρυβο, ο οποίος είναι ιδιαίτερα κρίσιμος κατά την καταγραφή δυναμικών VEP. Ο ενισχυτής παρέχει επίσης τη δυνατότητα επέκτασής του με τη σύνδεση και άλλων μονάδων για τη μεγιστοποίηση της ακρίβειας μέσω περισσότερων ακροδεκτών (απαιτείται απλά η χρήση ενός καλωδίου συγχρονισμού “SYNC cable” για την εξασφάλιση της ταυτόχρονης δειγματοληψίας όλων των καναλιών).

Για τον ίδιο σκοπό (ενίσχυση και επεξεργασία σήματος) μπορεί εναλλακτικά να χρησιμοποιηθεί το σύστημα g.MOBILab+ που αποτελεί ένα σύστημα απόκτησης βιοσημάτων με παρόμοια με τα προαναφερόμενα χαρακτηριστικά, με τη διαφορά ότι είναι ασύρματο και χρησιμοποιεί Bluetooth για τη σύνδεσή του με υπολογιστή.

Ηλεκτρόδια

Ο IntendiX Speller χρησιμοποιεί ειδικό σκουφί για τη λήψη του ΗΕΓ με 74 standard θέσεις για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και άλλες 86 ενδιάμεσες θέσεις δίνοντας έτσι ένα σύνολο 160 υποδοχών. Η g.tec έχει αναπτύξει ένα σύστημα ξηρών ηλεκτροδίων τα οποία δεν απαιτούν το ειδικό gel (g.SAHARA) και αποτελούνται από ηλεκτρόδια με 8 ακίδες (pins) κατασκευασμένες από ειδικό κράμα χρυσού που μειώνει την αντίσταση ηλεκτροδίου-δέρματος ενώ οι ακίδες έχουν επαρκές μήκος ώστε να φθάνουν διαμέσου των μαλλιών στο δέρμα. Το κάθε ηλεκτρόδιο μπορεί να συνδεθεί με ένα κλιπ στο σύστημα ενεργών ηλεκτροδίων.

Εξαγωγή δειγμάτων

Προκειμένου ένα υποκείμενο να συλλαβίσει ένα χαρακτήρα, δημιουργείται ένα block από 15 τμήματα (όσο είναι το άθροισμα των γραμμών και των στηλών της οθόνης) που ονομάζονται post-intensification segments. Κατά το στάδιο της εξάσκησης του χρήστη αυτά επαναλαμβάνονται 15 φορές, δημιουργώντας έτσι ένα σύνολο (15x15) 225 post-intensification segments για κάθε χαρακτήρα, για κάθε κανάλι εισόδου. Για κάθε κανάλι εξάγονται όλα τα δείγματα χρόνου μεταξύ 0 – 650ms από την αρχή του αναβοσβήματος (με βάση το γεγονός ότι τα δυναμικά VEP συμβαίνουν περίπου 300ms μετά την εμφάνιση του ερεθίσματος).

Φιλτράρισμα

Κάθε συλλεγόμενο σήμα φιλτράρεται ζωνοπερατά από 0.1-60Hz και αφού γίνει ψηφιακό ακολουθεί δεύτερο στάδιο φιλτραρίσματος. Μετά από την εξαγωγή των δεδομένων αυτών εφαρμόζεται επιπλέον φιλτράρισμα στα post-intensification segments με συχνότητες αποκοπής 2-8, 0.1-10, 0.1- 20, 0.1-30 & 0.1-40 Hz. Η επιλογή των συγκεκριμένων συχνοτήτων οφείλεται στο ότι σπάνια εντοπίζεται εγκεφαλική δραστηριότητα έξω από το εύρος συχνοτήτων 0.1-40 Hz.

Το φιλτραρισμένο πλέον σήμα υφίσταται υποδειγματοληψία (decimation), μειώνοντας έτσι τη συχνότητα δειγματοληψίας προκειμένου να μειωθεί το μέγεθος των δεδομένων και να γίνει δυνατή η εστίαση στο επιθυμητό τμήματα του σήματος. Στο σημείο αυτό, κάθε post-intensification segment από ένα συγκεκριμένο κανάλι αποτελείται από 6,

7, 14, 20, 27 μετρήσεις για σήματα φιλτραρισμένα με συχνότητες αποκοπής 8, 10, 20, 30, 40 Hz αντίστοιχα.

Κατασκευή χαρακτηριστικού διάνυσματος

Έπειτα από την προεπεξεργασία, τα post-intensification segments μετατρέπονται σε ένα διάνυσμα από την αλληλουχία των μετρήσεων όλων των καναλιών. Για κάθε χαρακτήρα υπάρχουν 225 post-intensification segments σε ένα στάδιο εξάσκησης, δημιουργώντας έτσι ένα διάνυσμα με διάσταση 225 για κάθε χαρακτήρα, που περιέχει τον αριθμό της σειράς ή της στήλης που αντιστοιχεί σε κάθε post-intensification segment, για το στάδιο της εξάσκησης αλλά και της υλοποίησης του προγράμματος, στο οποίο εμφανίζεται ο κάθε χαρακτήρας.

Επίσης, υφίσταται ένα διάνυσμα ίδιων διαστάσεων με το προηγούμενο που περιέχει ετικέτες 1 ή -1 για target ή non-target post-intensification segments για το εάν βρέθηκε ή όχι αυτός ο χαρακτήρας στο στάδιο της εξάσκησης στο συγκεκριμένο τμήμα. Επομένως, ο στόχος του συστήματος είναι να προβλέψει την ετικέτα ενός τμήματος του σήματος μετά από ένα VEP και κατ' επέκταση να προβλέψει και το σωστό χαρακτήρα.

Μηχανική μάθηση και Ταξινόμηση

Το επόμενο στάδιο είναι η χρήση αλγορίθμου που θα μπορεί να κατηγοριοποιεί τα δεδομένα που λαμβάνει από τα εγκεφαλικά σήματα έτσι ώστε να γίνεται η πρόβλεψη του σωστού χαρακτήρα κάθε φορά. Ο κύριος ρόλος της μηχανικής μάθησης είναι να ξεχωρίσει τα σχήματα του ΗΕΓ που αντιπροσωπεύουν διαφορετική εγκεφαλική δραστηριότητα. Η απόδοση ενός συστήματος μηχανικής μάθησης εξαρτάται από το συνδυασμό του χαρακτηριστικού σήματος (δυναμικά VEP στην προκειμένη περίπτωση) και του αλγορίθμου ταξινόμησης που θα χρησιμοποιηθεί. Ο IntendiX Speller χρησιμοποιεί για το σκοπό αυτό Bayesian ταξινόμηση και γραμμικά SVMs [81].

Πρόβλεψη χαρακτήρα

Η εφαρμογή των παραπάνω αλγορίθμων εκμάθησης παράγουν κάποιο score για κάθε γραμμή και στήλη της οθόνης του intendiX. Οι σειρές και στήλες με τα μεγαλύτερα scores θεωρούνται ως οι υποψήφιος να έχουν το χαρακτήρα που θέλει να συλλαβίσει ο

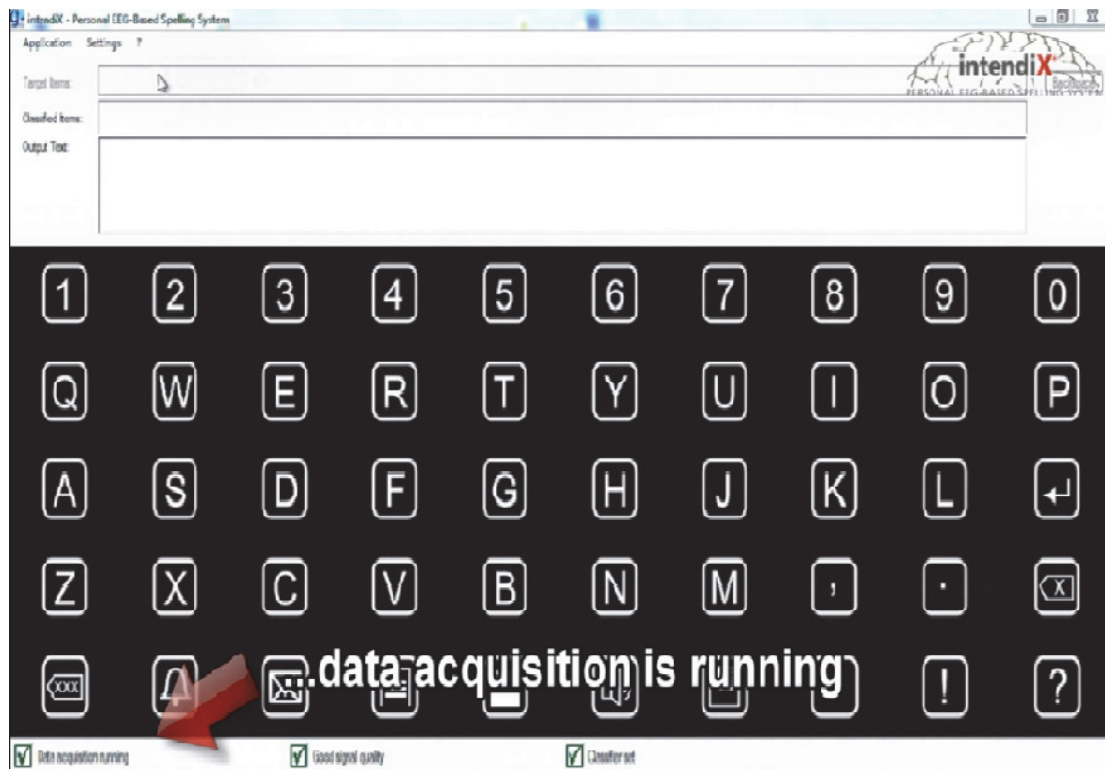
χρήστης. Με μια γρήγορη αναζήτηση λοιπόν της γραμμής και της στήλης με το μεγαλύτερο score εντοπίζεται ο επιθυμητός χαρακτήρας.

Χρήση του IntendiX

Ο χρήστης, αφού φορέσει το ειδικό σκουφί και συνδέσει με κατάλληλο τρόπο τα ηλεκτρόδια μπορεί να τρέξει το πρόγραμμα. Αυτό φαίνεται κάτω αριστερά στην οθόνη όπου θα πρέπει να γράφει data acquisition is running (κόκκινο βέλος στην ακόλουθη εικόνα). Στη συνέχεια ο χρήστης μπορεί να ελέγξει την ποιότητα του σήματος που λαμβάνεται από το ΗΕΓ πατώντας Application->Data view και κάνοντας διάφορες δοκιμές, όπως ανοιγοκλείνοντας τα μάτια, για να διαπιστώσει αν το σύστημα ανταποκρίνεται σ αυτές.

Στη συνέχεια πρέπει το σύστημα να προσαρμοστεί στα σήματα του συγκεκριμένου χρήστη. Αυτό γίνεται μέσω μιας σύντομης προπόνησης(training) που πρέπει να κάνει ο χρήστης. Κάνοντας διπλό κλικ πάνω στα κελιά που περιέχουν τα γράμματα ο χρήστης επιλέγει μια οποιαδήποτε λέξη με την οποία θέλει να προπονηθεί και στη συνέχεια πατά Application->Start training. Ο χρήστης σε αυτό το στάδιο πρέπει να εστιάσει στο κάθε γράμμα της λέξης που έχει επιλέξει με τη σειρά και να μετρήσει από μέσα του πόσες φορές αυτό θα αναβοσβήσει. Το κάθε γράμμα της λέξης χρειάζεται να αναβοσβήσει περίπου 30 φορές προκειμένου να έχει ένα καλό δείγμα το πρόγραμμα.

Μόλις τελειώσει η διαδικασία της προπόνησης εμφανίζεται αυτόματα ένα παράθυρο το οποίο καλεί το χρήστη να δώσει ένα όνομα και να αποθηκεύσει τον ταξινομητή που θα χρησιμοποιηθεί με βάση τα δεδομένα που ελήφθησαν στο στάδιο της προπόνησης έτσι ώστε ο ίδιος χρήστης να μπορεί να εκκινεί κατευθείαν τον Speller χωρίς προπόνηση. Έτσι με αυτή την απλή διαδικασία το σύστημα είναι έτοιμο για χρήση και ο χρήστης μπορεί να σχηματίσει τις δικές του λέξεις απλά και μόνο εστιάζοντας την προσοχή του στα γράμματα που θέλει. Με το κελί που είναι αντίστοιχο με το πλήκτρο backspace του πληκτρολογίου υπάρχει η δυνατότητα διαγραφής του γράμματος που γράφτηκε τελευταίο. Υπενθυμίζεται ότι ο χρήστης θα πρέπει να κάθεται αναπαυτικά και να παραμένει ήσυχος και ήρεμος κατά τη χρήση του συστήματος για να έχει όσο το δυνατόν καλύτερο αποτέλεσμα.



Εικόνα 45: Παράδειγμα χρήσης του προγράμματος IntendiX Speller

4.5 Ενεργοποίηση κινητού robot μέσω BCI

Στη μελέτη αυτή [82] περιγράφεται ο έλεγχος ενός μικρού κινητού ρομπότ μέσω μη επεμβατικής διεπαφής BCI. Ο έλεγχος πραγματοποιείται μέσω τεσσάρων νοητικών δραστηριοτήτων (μηχανισμών φαντασίας) και συγκεκριμένα κίνηση ποδιού, γλώσσας, αριστερού και δεξιού χεριού οι οποίες αντιστοιχούν σε τέσσερις κινήσεις του ρομπότ: ακινητοποίηση, κίνηση μπροστά, στροφή αριστερά και στροφή δεξιά.

Ηλεκτροεγκεφαλογράφος

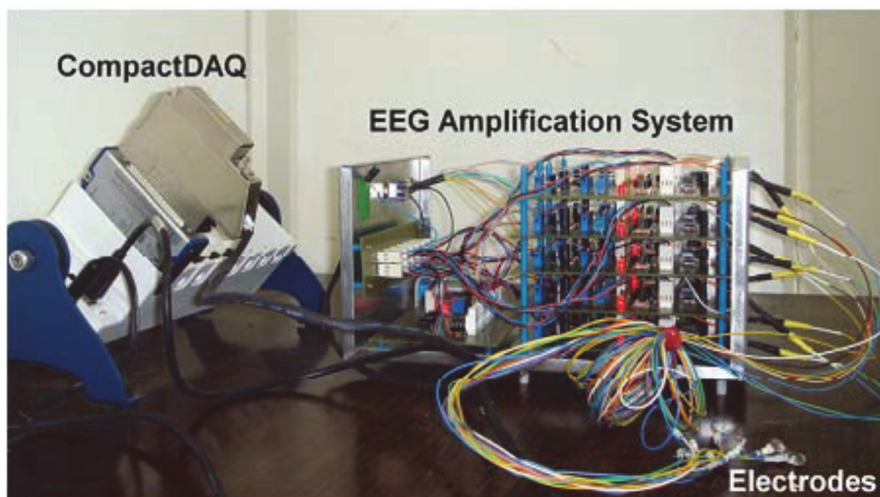
Ο χρησιμοποιούμενος ηλεκτροεγκεφαλογράφος περιλαμβάνει 8 κανάλια (ηλεκτρόδια), με τα βασικά του μέρη να έχουν ως εξής:

- Κύκλωμα προστασίας: Χρησιμεύει στην καταστολή όποιου σήματος βρίσκεται έξω από το εύρος 0-100Hz του EEG και στον περιορισμό της τάσης εισόδου σε επίπεδα μικρότερα του 0.58V.
- Ενισχυτής οργάνου: Απορρίπτει τις κοινές συνιστώσες θορύβου.

- Οδηγητής δεξιού ποδιού: Χρησιμοποιείται για την αύξηση του ποσοστού απόρριψης κοινού σήματος, εξασφαλίζοντας την απουσία «άχρηστης» πληροφορίας.
- Κύκλωμα ενίσχυσης: Αποκόπτει τις ανεπιθύμητες DC συνιστώσες (που έχουν μηδενική συχνότητα) και συμβάλλει στο φιλτράρισμα του θορύβου γραμμής κρατώντας παράλληλα το επιθυμητό εύρος συχνοτήτων (4-30 Hz περίπου).
- Μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα.

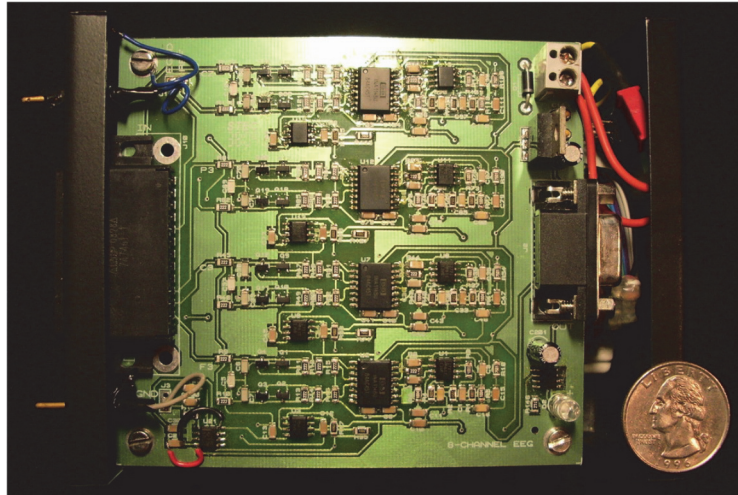
Υλοποιήσεις του συστήματος

Το σύστημα υλοποιήθηκε σε δύο διαφορετικές εκδοχές. Στην πρώτη (ακόλουθη εικόνα), η ψηφιοποίηση γίνεται μέσω του έτοιμου συστήματος CompactDAQ της εταιρείας National Instruments ενώ τα υπόλοιπα κυκλώματα φτιάχτηκαν πάνω σε πλακέτες.



Εικόνα 46: «Σταθερή» εκδοχή υλοποίησης συστήματος ελέγχου κινητού robot μέσω BCI [82]

Η δεύτερη είναι φορητή έκδοση, για εγκατάσταση πχ. πάνω σε αναπηρικά καροτσάκια και χρησιμοποιεί μόνο μια πλακέτα διαστάσεων 4.2×3.9×0.8 in, όπως παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.



Εικόνα 47: «Φορητή» εκδοχή υλοποίησης συστήματος ελέγχου κινητού robot μέσω BCI [82]

Φιλτράρισμα θορύβου

Χρησιμοποιήθηκε ένα χαμηλοπερατό ψηφιακό φίλτρο Butterworth όγδοης τάξης, με συχνότητα αποκοπής 35Hz.

Χωρικό φιλτράρισμα

Οι παραδοσιακές μονοπολικές καταγραφές του ΗΕΓ έχουν κακή χωρική ανάλυση, φαίνονται δηλαδή κάπως θολές σε σχέση με τις μετρήσεις που μπορούν να καταγραφούν απευθείας από τον φλοιό του εγκεφάλου. Για την βελτίωση της ευκρίνειας, μπορεί να γίνει μια εκτίμηση για την ακριβή τιμή σε ένα συγκεκριμένο σημείο, μέσω της μεθόδου του Hjorth. Η εκτίμηση αυτή είναι η διαφορά μεταξύ της τιμής ενός ηλεκτροδίου και του μέσου όρου των κοντινότερων γειτόνων του, δίνεται δηλαδή από τη σχέση

$$4 \frac{V_n - \frac{V_a + V_b + V_c}{3}}{d^2},$$

όπου V_n η τιμή του ηλεκτροδίου, V_a, V_b, V_c οι καταγεγραμμένες τιμές των γειτόνων του και d η απόσταση του ηλεκτροδίου από τους γείτονές του.

Εξαγωγή χαρακτηριστικών

Τα ηλεκτρόδια που επιλέχθηκαν για τη λήψη εγκεφαλικού σήματος είναι αυτά στο μετωπιαίο λοβό (F3,Fz,F4), στο βρεγματικό λοβό (P3,P4) και πάνω από τον κινητικό φλοιό του εγκεφάλου (Cz,C3,C4) σύμφωνα με το International System 10-20 of Electrode Placement. Στη συνέχεια τα ληφθέντα σήματα αποσυντίθενται ακολουθιακά μέσω του Διακριτού Μετασχηματισμού Κυματιδίων (DWT), μέχρι να φτάσουν στο εύρος

συχνοτήτων των εγκεφαλικών κυμάτων. Ο μετασχηματισμός γίνεται σε 7 επίπεδα, ώστε να αναπαρασταθούν οι τέσσερις πρωταρχικές ζώνες συχνοτήτων των εγκεφαλικών κυμάτων: Delta Band [0 – 4 Hz], Theta Band [4 – 8 Hz], Alpha Band [8 – 13 Hz], Beta Band [13 – 30 Hz].

Η συχνότητα δειγματοληψίας είναι 1KHz, με αποτέλεσμα η αποσύνθεση συχνότητας να ξεκινά στο εύρος 0-500Hz (το μισό της συχνότητας δειγματοληψίας). Η αποσύνθεση του αρχικού σήματος σε υπο-ζώνες συχνοτήτων γίνεται μέσω διαδοχικών φιλτραρισμάτων του από ένα βαθυπερατό και ένα υψιπερατό φίλτρο (τα επονομαζόμενα wavelets) σε κάθε επίπεδο, μέχρι τα σήματα να προσεγγίσουν τις αντίστοιχες ζώνες συχνοτήτων με αυτές των εγκεφαλικών κυμάτων. Σε κάθε επίπεδο, μετά από κάθε φίλτρο, γίνεται υποδειγματοληψία του φιλτραρισμένου σήματος κατά ένα παράγοντα 2.

Στη συνέχεια, τα εξαγόμενα χαρακτηριστικά των σημάτων των σχετικών ζωνών εισάγονται σε ένα πολυστρωματικό νευρωνικό δίκτυο (MLP), το οποίο θα αξιολογήσει τη σχέση τους και θα κρίνει αν είναι αυτά που πρέπει να χρησιμοποιηθούν.

Τελικά χρησιμοποιήθηκαν 10 σετ δεδομένων, καθένα από τα οποία περιείχε 700 δείγματα ΗΕΓ, 175 για κάθε έναν από τους τέσσερις μηχανισμούς φαντασίας (κίνηση ποδιού, γλώσσας, δεξιού και αριστερού ποδιού). Από κάθε σετ, 400 δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση του MLP, 100 για την επικύρωση της εκπαίδευσης και 200 για τον έλεγχο της επίδοσης.

Για το διάνυσμα εισόδου του νευρωνικού δικτύου χρησιμοποιήθηκαν διάφορα χαρακτηριστικά, όπως η μέση τιμή, η ενέργεια και το zero-crossing από διάφορα επίπεδα της αποσύνθεσης, σύμφωνα με τα οποία έγινε η ομαδοποίηση των δεδομένων. Τελικά επιλέχθηκε ο συνδυασμός αυτών που οδήγησε σε μεγαλύτερο ποσοστό σωστών κατηγοριοποιήσεων.

Το επιλεγμένο διάνυσμα χαρακτηριστικών αποτελείται τελικά από τις ενέργειες στις ζώνες m (Alpha band), k (Beta band) και h (ολόκληρο το φάσμα του EEG σήματος) της αποσύνθεσης κυματιδίων. Η ενέργεια δίνεται από τη σχέση

$$E = \frac{\sum_{i=1}^n V_{DWT,i}^2}{n},$$

όπου n είναι το μήκος του διανύσματος V_{DWT} από την αποσύνθεση κυματιδίων στην εκάστοτε ζώνη συχνοτήτων από κάθε ηλεκτρόδιο και $V_{DWT,i}$ είναι το i στοιχείο αυτού του

διανύσματος. Εφόσον υπάρχουν τρία εύρη συχνοτήτων για κάθε ηλεκτρόδιο (από τα οκτώ), το κάθε διάνυσμα χαρακτηριστικών VF έχει 24 στοιχεία.

Εντοπισμός artifacts

Με το συγκεκριμένο όρο περιγράφονται παρεμβολές στο ΗΕΓ οι οποίες προέρχονται από φυσιολογικές αντιδράσεις, όπως η κίνηση και το ανοιγοκλείσιμο του ματιού καθώς και μυϊκές παρεμβολές.

Το φασματικό περιεχόμενο των artifacts είναι συγκεντρωμένο κυρίως στη theta band και έχει μεγάλο πλάτος. Ο εντοπισμός τους είναι σημαντικός γιατί πρέπει να αφαιρεθούν από το σετ δεδομένων για την εκπαίδευση και πραγματοποιείται υπολογίζοντας τη μέση τιμή του σήματος ενέργειας από τα ηλεκτρόδια F3, F4 και Fz στη ζώνη θ της αποσύνθεσης κυματιδίων. Επιπλέον, χρησιμοποιείται ένα υψιπερατό φίλτρο Butterworth τρίτης τάξης με συχνότητα αποκοπής 4Hz για την εξασθένησή τους.

Ταξινόμηση

Αφού γίνει η προεπεξεργασία των ΗΕΓ σημάτων και δημιουργηθούν τα διανύσματα χαρακτηριστικών, γίνεται η ταξινόμησή τους στις 4 νοητικές εργασίες: φανταστική κίνηση δεξιού χεριού (Right Movement, RM), αριστερού χεριού (Left Movement, LM), γλώσσας (Up Movement, UM, για κίνηση μπροστά του ρομπότ) και ποδιού (Down Movement, DM, για ακινητοποίηση). Επιλέχθηκαν οι συγκεκριμένες νοητικές λειτουργίες λόγω των έντονων χαρακτηριστικών τους στην εγκεφαλική δραστηριότητα και επειδή μπορούν να συσχετιστούν εύκολα με τις κινήσεις του ρομπότ. Η ταξινόμηση έγινε με χρήση τεχνητών νευρωνικών δικτύων. Δοκιμάστηκαν τέσσερα είδη νευρωνικών δικτύων, τα οποία αξιολογήθηκαν με βάση 10 διαφορετικά σετ δεδομένων, καθένα από τα οποία περιείχε 700 σήματα εισόδου. Αναλυτικότερα:

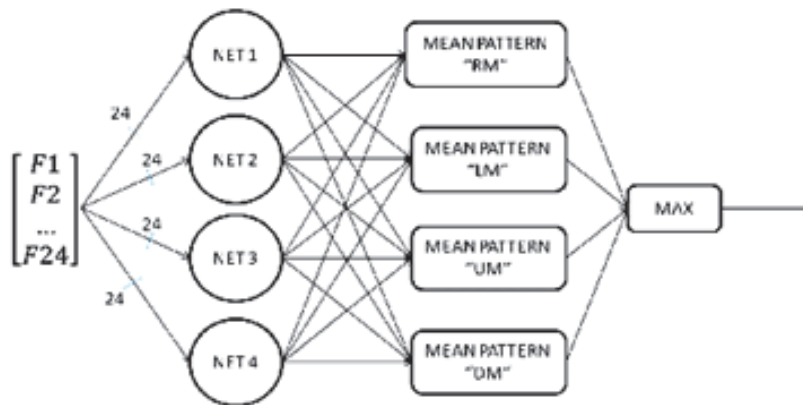
Πιθανοτικό νευρωνικό δίκτυο δέλτα ζώνης (PNN Delta Band)

Το συγκεκριμένο δίκτυο χρησιμοποιεί μειωμένο διάνυσμα χαρακτηριστικών, με αντίστοιχη μείωση στον απαιτούμενο χρόνο επεξεργασίας, με την ταχύτητά του να αποτελεί ένα ακόμα πλεονέκτημα [83]. Για τη μείωση των χαρακτηριστικών, έγινε χρήση μόνο των ηλεκτροδίων P3, P4, Pz, F3, F4 και Fz, ενώ το διάνυσμα χαρακτηριστικών περιείχε τη μέση τιμή της αποσύνθεσης κυματιδίων στη ζώνη Delta, για κάθε ηλεκτρόδιο

(προέκυψε έτσι ένα διάνυσμα 6x1). Μετά τις πρώτες δοκιμές (400), παρατηρήθηκε ότι τα χαρακτηριστικά που εξάγονταν από τα ηλεκτρόδια C4 και Fz δεν επηρέαζαν το μοντέλο, οπότε και αφαιρέθηκαν με τη διάσταση του διανύσματος χαρακτηριστικών να γίνεται τελικά 4x1 [84].

Συνδυασμός MLP δικτύων με οδηγούμενη αντιγραφή προτύπων (MLP-DPR)

Χρησιμοποιήθηκε ένας συνδυασμός τεσσάρων διαφορετικών MLP δικτύων, καθένα από τα οποία ήταν καλύτερο στην αναγνώριση μιας συγκεκριμένης νοητικής εργασίας από τις προαναφερόμενες (RM, LM, UM, DM) με τη δομή αυτού του συνδυασμού να απεικονίζεται στο διάγραμμα που ακολουθεί.



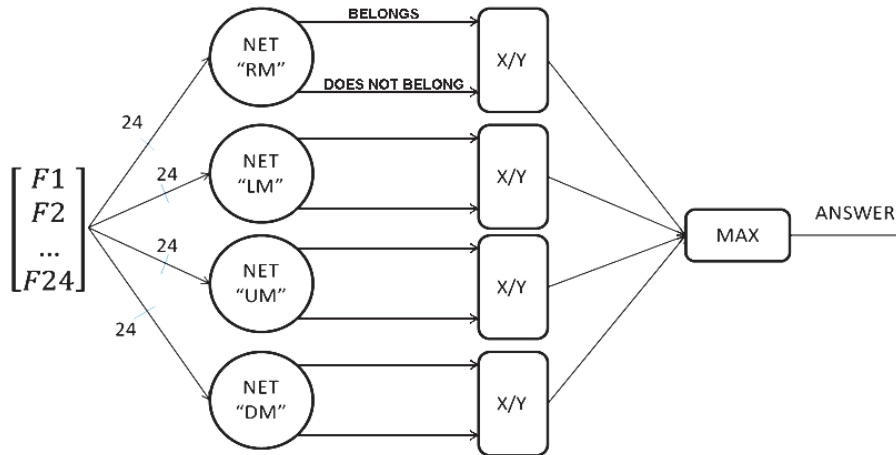
Διάγραμμα 7: Δομή συνδυασμού MLP δικτύων με οδηγούμενη αντιγραφή προτύπων (MLP-DPR) [85]

Η αντιγραφή των προτύπων στο στάδιο της εκπαίδευσης χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία διαφορετικών δικτύων. Κατά τη φάση της εκπαίδευσης, τα δίκτυα που εξειδικεύονταν σε ένα μοτίβο τροφοδοτούνταν με τα διανύσματα χαρακτηριστικών που αφορούσαν αυτό το μοτίβο 3 επιπλέον φορές με καθένα από αυτά, συν τα υπόλοιπα που αφορούσαν τα άλλα μοτίβα. Η τελική ταξινόμηση έγινε αθροίζοντας τις εξόδους των δικτύων για κάθε μοτίβο και επιλέγοντας αυτό με την μεγαλύτερη μέση τιμή.

Σπονδυλωτό πολυδικτυακό σύστημα (MMN)

Σε αυτό το δίκτυο χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα νευρωνικά δίκτυα, ένα για κάθε μοτίβο, με το καθένα να αποφασίζει απλά αν ένα διάνυσμα ανήκει ή όχι στην κατηγορία του. Όταν περισσότερα από ένα δίκτυα κατηγοριοποιούν την είσοδο στο μοτίβο τους, τότε

υπερισχύει το δίκτυο με τη μεγαλύτερη τιμή εξόδου. Για την απλοποίηση του αλγορίθμου, η έξοδος κάθε υποσυστήματος έχει ένα βαθμό που είναι η αναλογία των δύο εξόδων του αντίστοιχου υποσυστήματος: (ανήκει στο μοτίβο/δεν ανήκει στο μοτίβο) όπως φαίνεται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Διάγραμμα 8: Δομή σπονδυλωτού πολυδικτυακού συστήματος [82]

Ο πίνακας σύγχυσης (confusion matrix) του δικτύου που ακολουθεί, δείχνει ποιο είναι το αποτέλεσμα του δικτύου σε σχέση με το σωστό αποτέλεσμα σε κάθε δοκιμή, καταδεικνύοντας πως τα περισσότερα λάθη γίνονται ανάμεσα στα μοτίβα DM,UM.

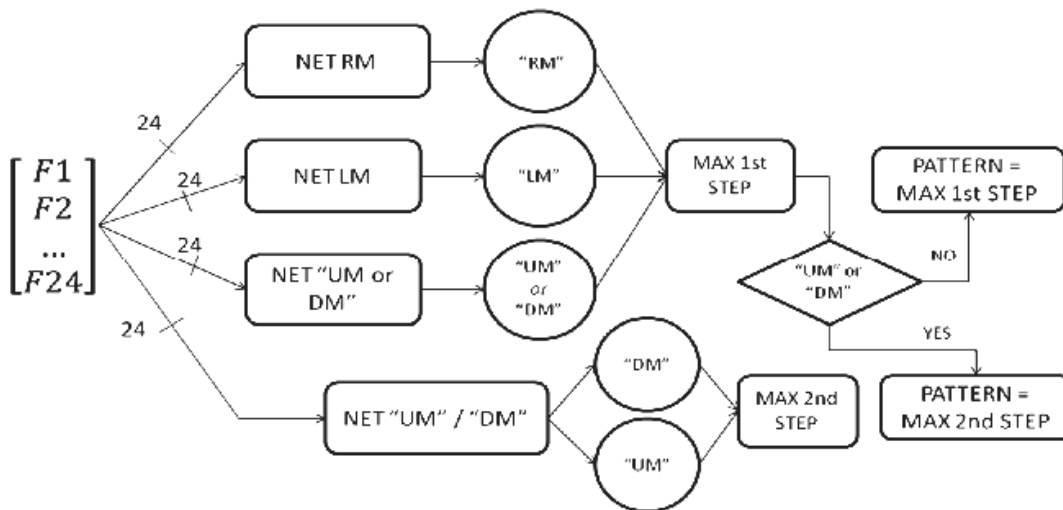
	DM	UM	RM	LM
DM	27	13	4	6
UM	10	22	9	9
RM	2	2	40	6
LM	6	6	11	27

Πίνακας 7: Πίνακας σύγχυσης του σπονδυλωτού πολυδικτυακού συστήματος [82]

Ιεραρχικό μοντέλο (HM)

Το μοντέλο αυτό αποτελείται από δύο επίπεδα λειτουργίας. Το πρώτο αποτελείται από τρία MLP νευρωνικά που εξειδικεύονται αντίστοιχα στα μοτίβα RM, LM, {UM or DM}, με το καθένα να αναγνωρίζει αν το διάνυσμα εισόδου ανήκει στο μοτίβο του (δηλαδή ένα MMN). Στο δεύτερο υπάρχει ένα άλλο MLP νευρωνικό που κατατάσσει σε UM ή DM,

στην περίπτωση που το σήμα εισόδου ανήκει στην κατηγορία {UM or DM} του πρώτου επιπέδου. Η έξοδος του συστήματος δίνεται από το νευρωνικό του δεύτερου βήματος σε αυτή την περίπτωση (μέγιστη τιμή από τις εξόδους DM,UM). Διαφορετικά, η έξοδος του ιεραρχικού μοντέλου είναι η μέγιστη τιμή των νευρωνικών του πρώτου επιπέδου ,ανάλογα με το μοτίβο που ανήκει το σήμα εισόδου.



Διάγραμμα 9: Δομή ιεραρχικού μοντέλου [82]

Ο πίνακας σύγκρισης του ιεραρχικού μοντέλου επιδεικνύει βελτιωμένα αποτελέσματα σε σχέση με το προηγούμενο μοντέλο.

	DM	UM	RM	LM
RM	28	12	4	6
UM	5	27	9	9
RM	2	2	40	6
LM	6	5	9	30

Πίνακας 8: Πίνακας σύγκρισης ιεραρχικού μοντέλου [82]

Η απόδοση των παραπάνω δικτύων ταξινόμησης αποτιμήθηκε όσον αφορά στο συνυπολογισμό των artifacts λόγω της δραστηριότητας των ματιών. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν 2000 δείγματα, 200 από κάθε προαναφερόμενο σετ. Από τον πίνακα

αποτελεσμάτων που ακολουθεί προέκυψε ότι η προεπεξεργασία των οφθαλμικών τεχνουργημάτων δεν οδήγησε σε μεγάλη βελτίωση του ποσοστού.

	Discarding ocular artifacts	Without artifact detection
PNN-DB	36%	36%
MLP-DPR	60%	59%
MMN	61%	59%
HM	65%	63%

Πίνακας 9: Πίνακας αξιολόγησης των δικτύων ταξινόμησης με και χωρίς artifacts στο προς ταξινόμηση σύνολο

Το πιθανοτικό νευρωνικό δίκτυο παρουσίασε χαμηλό ποσοστό επιτυχίας, που μπορεί εν μέρει να εξηγηθεί από την επιλογή της ζώνης Delta η οποία σχετίζεται με τον βαθύ ύπνο και ίσως από τον αποκλεισμό σχετικών ηλεκτροδίων όπως τα C4 και Fz.

Οι υπόλοιπες μέθοδοι επέδειξαν καλύτερα ποσοστά, που όμως είναι ανεπαρκή για τις περισσότερες εφαρμογές. Τελικά επιλέχθηκαν δύο διαφορετικές υλοποιήσεις οι οποίες έχουν ως εξής:

MMN με τη χρήση κατώφλιου

Το MMN με τη χρήση κατώφλιου παρέχει το βαθμό που αποδίδεται σε κάθε έξοδο, με το βαθμό του μοτίβου να είναι το άθροισμα των βαθμών των εξόδων που αντιστοιχούν σε αυτό. Όταν ο βαθμός ενός μοτίβου ξεπεράσει ένα κατώφλι τότε το μοτίβο μετατρέπεται στην αντίστοιχη ενέργεια του ρομπότ. Στο συγκεκριμένο πείραμα αυτό, ο υψηλότερος βαθμός σε κάθε προσπάθεια (κάθε έξοδο) είναι 3, ενώ το κατώφλι 5. Αν περισσότερα μοτίβα φτάσουν το κατώφλι στην ίδια προσπάθεια, ή αν κανένα μοτίβο δεν φτάσει το κατώφλι μέσα σε κάποιο αριθμό προσπαθειών (πχ 15), τότε η εντολή κατατάσσεται ως ασαφής, οπότε το ρομπότ δεν εκτελεί καμία ενέργεια. Το κατώφλι καθορίζεται από τον χρήστη, ανάλογα με την ικανότητα συγκέντρωσής του. Αρχικά βέβαια ο χρήστης μέχρι να μάθει να στέλνει τα σωστά σήματα, καθορίζει ψηλότερο κατώφλι, το οποίο χαμηλώνει καθώς εξοικειώνεται περισσότερο.

Στατιστική υλοποίηση με HM

Η συγκεκριμένη μέθοδος χρησιμοποιεί πολλαπλές προσπάθειες για να πραγματοποιηθεί μια ενέργεια από το ρομπότ. Σε αυτό το μοντέλο, κάθε προσπάθεια κατατάσσεται από το HM. Για κ διαφορετικά μοτίβα, το ρομπότ ενεργεί σύμφωνα με ένα μοτίβο, ενώ μετά από $\kappa+1$ προσπάθειες το μοτίβο αυτό εμφανίζεται σε ποσοστό $2/\kappa$ επί των συνολικών προσπαθειών. Στο συγκεκριμένο πείραμα ίσχυε $\kappa = 4$, οπότε το ποσοστό εμφάνισης κάποιου μοτίβου μετά την 5η προσπάθεια έφτανε το $2/4 = 50\%$. Ο συνολικός αριθμός δυνατών προσπαθειών περιοριζόταν από μια τιμή, εδώ $3(\kappa+1) = 15$, μετά την οποία η εντολή κατατασσόταν ασαφής.

Εφαρμογή

Το προς έλεγχο ρομπότ ήταν δύο τροχών (όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα), κατασκευασμένο εκ των προτέρων και ακολουθούσε εντολές μέσω σημάτων RF. Οι εντολές που ελάμβανε το BCI μεταφράζονταν σε τέσσερις εντολές στο ρομπότ: στρίψιμο 30 μοίρες στα δεξιά (RM), στα αριστερά (LM), κίνηση εμπρός 0.5 cm (UM) και ακινητοποίηση (DM). Η επικοινωνία με το ρομπότ έγινε μέσω συστήματος PCTx, το οποίο λαμβάνει δεδομένα από μια σύνδεση USB και τα μετατρέπει σε εντολές που στέλνονται μέσω εκπομπού RF 75MHz. Η προεπεξεργασία, η επεξεργασία και η αποστολή των δεδομένων στο PCTx έγινε μέσω του λογισμικού MATLAB.

Η βαθμονόμηση του συστήματος περατώθηκε σε δύο στάδια. Αρχικά ο χρήστης καλείται να κινήσει φανταστικά το πόδι του για 11 δευτερόλεπτα, από τα οποία καταγράφονται τα 10 τελευταία. Έπειτα, μετά από παύση 5 δευτερολέπτων, καταγράφεται η επόμενη νοητική δραστηριότητα με τον ίδιο τρόπο, και ακολούθως οι υπόλοιπες. Η παύση είναι σημαντική ώστε ο χρήστης να χαλαρώσει και ετοιμαστεί για την επόμενη δραστηριότητα. Στο δεύτερο στάδιο χρησιμοποιούνται τα δεδομένα για την εκπαίδευση των αλγορίθμων μάθησης, με το χρόνο που απαιτείται και για τα τέσσερα νευρωνικά δίκτυα να είναι 30 δευτερόλεπτα.



Εικόνα 48: Έλεγχος κινητού robot μέσω BCI [82]

Στη συνέχεια το σύστημα είναι έτοιμο να αναγνωρίζει νοητικές δραστηριότητες για τον έλεγχο του ρομπότ. Η στατιστική μέθοδος και η μέθοδος κατωφλίου που χρησιμοποιήθηκαν αποτιμήθηκαν ζητώντας από τον χρήστη να εκτελέσει 100 φορές την κάθε δραστηριότητα και σημειώνοντας τον αριθμό των σωστών, λανθασμένων και ασαφών εντολών όπως φαίνεται στο ακόλουθο πίνακα.

	successful commands	Unclear commands	Wrong commands
MMN threshold implementation	88.75%	4.5%	6.75%
HM statistical implementation	91.0%	7.75%	1.25%

Πίνακας 10: Αποτίμηση χρησιμοποιούμενων μοντέλων για τον έλεγχο robot [82]

Αμφότερες οι μέθοδοι επέδειξαν πολύ υψηλό ποσοστό σωστών εντολών, με τη στατιστική μέθοδος να υπερτερεί, καθώς έχει μικρότερο ποσοστό λανθασμένων εντολών. Αυτό συνέβη γιατί στη στατιστική μέθοδο οι περισσότερες όχι-σωστές εντολές θεωρούνται ασαφείς οπότε δεν αποστέλλεται καμία εντολή στο ρομπότ. Αυτή η αντιμετώπιση είναι καλύτερη, καθώς δεν υπάρχει το ρίσκο να γίνει λάθος.

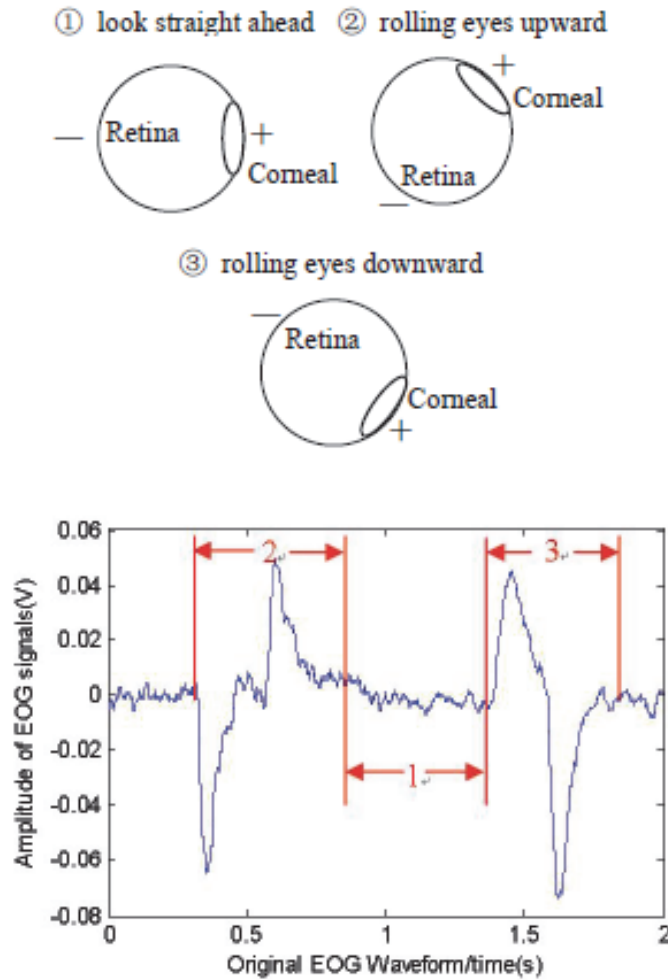
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΛΛΩΝ ΒΙΟΣΗΜΑΤΩΝ

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο θα γίνει μια συνοπτική ενδεικτική παρουσίαση συστημάτων αλληλεπίδρασης ανθρώπου – μηχανής, τα οποία χρησιμοποιούν βιοσήματα άλλων κατηγοριών από τα ΗΜΓ και ΗΕΓ και που καταλαμβάνουν ένα μεγάλο μέρος αυτής της κατηγορίας συστημάτων.

5.1 Ανάπτυξη συστήματος αλληλεπίδρασης ανθρώπου μηχανής με τη χρήση ΗΟΓ

Η ιδιαιτερότητα του συγκεκριμένου συστήματος έγκειται στο ότι η διεπαφή βασίζεται στη λήψη του ηλεκτροοφθαλμογραφήματος (ΗΟΓ) και αποτελεί μια απλούστερη εκδοχή σύγχρονων και υψηλού κόστους συστημάτων, με τα οποία η κίνηση του ανθρώπινου ματιού καταγράφεται και ο στόχος του βλέμματος ακολουθείται από την αντίστοιχη κίνηση μιας κάμερας προσαρμοσμένης κατά τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής.

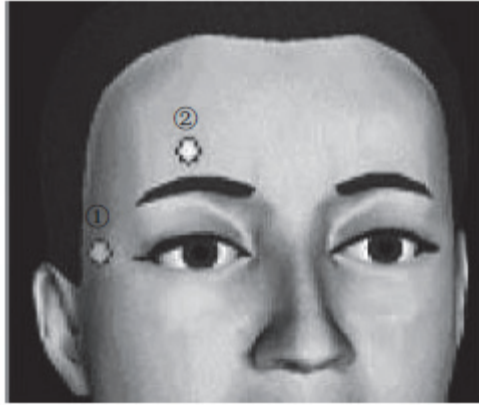
Η βασική ιδέα του συστήματος είναι η χρήση σημάτων ΗΟΓ (ανίχνευση και ανάκτηση) που προκύπτουν από τους αντίστοιχους παλμούς ανάλογα με τις κινήσεις του ματιού (βλέμμα προς τα πάνω, κάτω, δεξιά και αριστερά, ανοιγοκλείσιμο δύο, τρεις ή τέσσερις φορές κτλ.). Η προκαλούμενη τάση φτάνει τα 16uV για κάθε 1° οφθαλμικής κίνησης στον οριζόντιο και κατακόρυφο άξονα [87]. Ο συσχετισμός οφθαλμικών κινήσεων και προκαλούμενου δυναμικού απεικονίζεται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Διάγραμμα 10: Συσχετισμός οφθαλμικών κινήσεων και προκαλούμενου δυναμικού [86]

Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

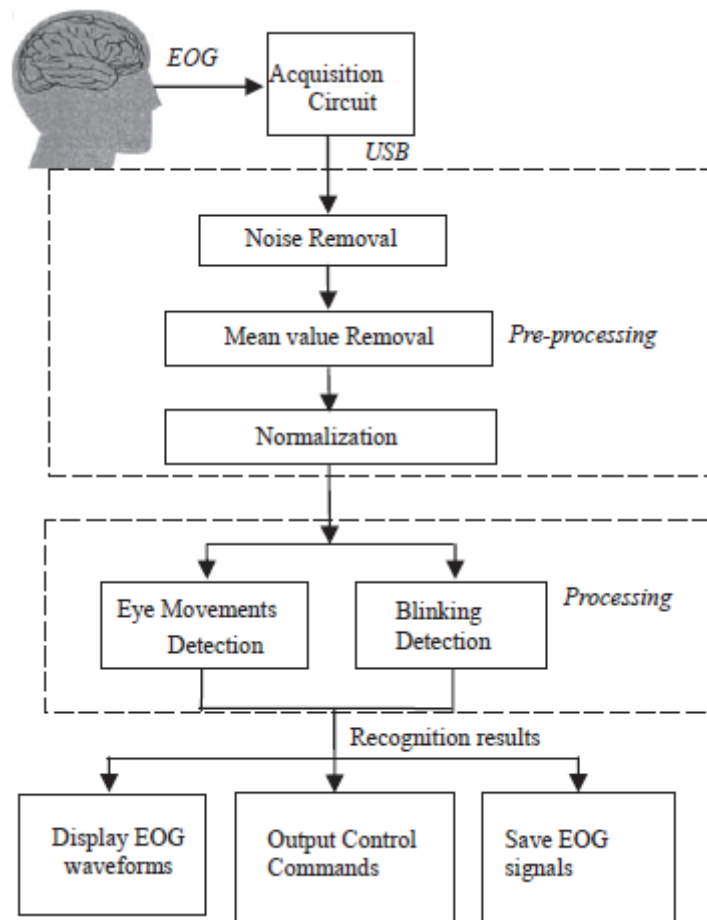
Για τη λήψη του σήματος χρησιμοποιούνται τρία επίπεδα ηλεκτρόδια, από τα οποία το ηλεκτρόδιο 1 αφορά στην καταγραφή της οριζόντιας οφθαλμικής κίνησης, το ηλεκτρόδιο 2 στην καταγραφή της κάθετης οφθαλμικής κίνησης και το ηλεκτρόδιο 3 (αναφοράς) το οποίο τοποθετείται στην περιοχή του μαστού. Η ακριβής θέση των ηλεκτροδίων παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα.



Εικόνα 49: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων για τη λήψη του ΗΟΓ [86]

Μέρη του συνολικού συστήματος

Το συνολικό δομικό διάγραμμα του συστήματος παρουσιάζεται ακολούθως. Παρατηρείται πως περιλαμβάνει τρία διαφορετικά μέρη. Τη μονάδα λήψης δεδομένων που διοχετεύει τα καταγεγραμμένα σήματα μέσω USB σε έναν υπολογιστή, τη μονάδα αναγνώρισης των σημάτων (περιλαμβάνει τις υπομονάδες προ- και επεξεργασίας του σήματος για την αφαίρεση του θορύβου) και τη μονάδα εξόδου των αποτελεσμάτων της διαδικασίας αναγνώρισης σύμφωνα με προκαθορισμένες εντολές



Διάγραμμα 11: Το δομικό διάγραμμα του συστήματος [86]

Επεξεργασία του σήματος

Για την επεξεργασία του σήματος χρησιμοποιείται ένα βαθυπερατό φίλτρο 50Hz, ενώ για την περίπτωση του ανοιγοκλεισίματος των ματιών χρησιμοποιείται ένα δυναμικό κατώφλι που μετατρέπει τη συνεχή κυματομορφή του σήματος σε άθροισμα τετραγωνικών παλμών. Παρατηρήθηκε επίσης πως εφόσον οι τετραγωνικοί παλμοί που προκύπτουν από την επεξεργασία του σήματος είναι θετικοί, το σήμα σχετίζεται με κίνηση των οφθαλμών προς τα πάνω, ενώ σε αντίθετη περίπτωση σχετίζεται με κίνηση των οφθαλμών προς τα κάτω. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 1000Hz με ακρίβεια 16bit.

Διεξαγωγή του πειράματος

Για να ελεγχθεί κατά πόσο η καταγραφή του ΗΟΓ μπορεί να βοηθήσει στην ανάπτυξη μιας διεπαφής ελέγχου ενός συστήματος επιχειρήθηκε ο απομακρυσμένος έλεγχος ενός παιχνιδιού αυτοκινήτου (mini-car) με τις εντολές ελέγχου να μεταβιβάζονται διαμέσου της παράλληλης θύρας ενός υπολογιστή. Ο χρήστης είχε μπροστά του μια οθόνη στην οποία απεικονίζονταν οι αρχικά ληφθείσες κυματομορφές και τα αποτελέσματα της επεξεργασίας τους. Όταν η ανίχνευση της κίνησης των οφθαλμών του ήταν σωστή από το πρόγραμμα (τετραγωνικοί παλμοί στη σωστή θέση), τότε ανοιγόκλεινε τα μάτια τρεις φορές για να επιβεβαιώσει το αποτέλεσμα της επεξεργασίας και η αντίστοιχη εντολή δινόταν στο προς έλεγχο όχημα. Σε περίπτωση που διαπιστωνόταν λάθος, ο χρήστης κρατούσε τα μάτια του κλειστά για τρία secs έτσι ώστε το σύστημα να επανεκκινηθεί. Ο συσχετισμός των εντολών ελέγχου της κίνησης του οχήματος και των οφθαλμικών κινήσεων παρουσιάζεται στον ακόλουθο πίνακα.

Upward-Upward	Go forward
Downward-Downward	Go backward
Leftward-Leftward	Turn left
Rightward- Rightward	Turn right

Πίνακας 11: Συσχετισμός οφθαλμικών κινήσεων και εντολών ελέγχου [86]

Τα αποτελέσματα της μελέτης ήταν ιδιαίτερα ικανοποιητικά αφού η ανταπόκριση του συστήματος όσον αφορά στην ακολουθία των οφθαλμικών κινήσεων και στη μετάφραση τους σε σήματα ελέγχου του mini car ήταν άμεση και αποδοτική.

5.2 Ταξινόμηση ανθρώπινων συναισθηματικών καταστάσεων με τη χρήση ΗΚΓ

Η συγκεκριμένη μελέτη [88] βασίζεται στο γεγονός ότι το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ως αποτέλεσμα της δράσης του αυτόνομου νευρικού συστήματος (autonomous nervous system - ANS), αντικατοπτρίζει ουσιαστικά την πραγματική συναισθηματική κατάσταση του ατόμου. Η γνώση αυτής της κατάστασης μπορεί να αποβεί ιδιαίτερα χρήσιμη σε

περιπτώσεις ιατρικών εφαρμογών διαχείρισης ασθενών με κινητικές δυσλειτουργίες και αυτισμό [89,90].

Για την απεικόνιση της συναισθηματικής κατάστασης χρησιμοποιήθηκε το διακριτό μοντέλο των 6 βασικών συναισθημάτων (ευτυχία, λύπη, φόβος, έκπληξη, αηδία, θυμός), με τα υπόλοιπα συναισθήματα να θεωρούνται ως συνδυασμοί των παραπάνω [91].

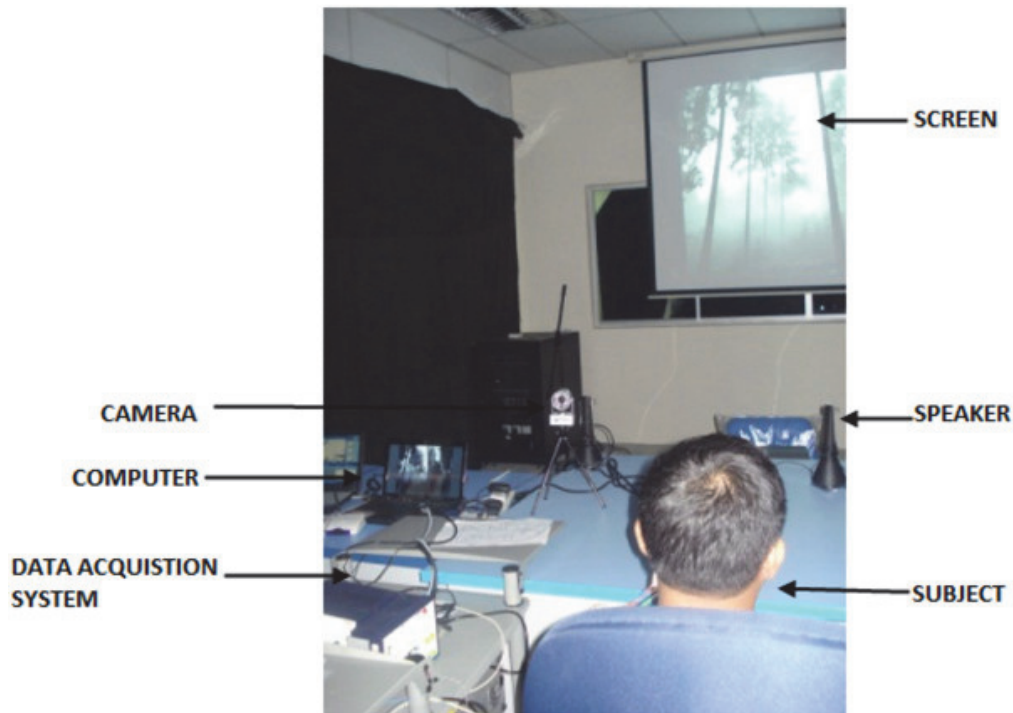
Συμμετέχοντες

Στη μελέτη συμμετείχαν συνολικά 60 εθελοντές (30 φοιτητές με ηλικία 18-25 ετών, 15 μαθητές με ηλικία 9-16 ετών και 15 ενήλικοι με ηλικία 39-68 ετών) με ίδια αναλογία ανδρών και γυναικών και με έγγραφη συγκατάθεσή τους (ή των κηδεμόνων τους)

Διαδικασία

Η συλλογή των σημάτων ECG έγινε μέσω του συστήματος Power Lab data Acquisition System (της εταιρίας AD Instruments με έδρα την Αυστραλία). Χρησιμοποιήθηκαν τρία ηλεκτρόδια, από τα οποία δύο ενεργά τοποθετήθηκαν στα χέρια (αριστερό και δεξί) και ένα στο αριστερό πόδι (ηλεκτρόδιο αναφοράς). Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 1000 Hz.

Αρχικά ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να χαλαρώσουν έτσι ώστε να είναι καλύτερη η ανταπόκρισή τους στα οπτικο-ακουστικά ερεθίσματα του συστήματος, η συνολική δομή του οποίου παρουσιάζεται στην εικόνα που ακολουθεί. Η απόσταση οθόνης και υποκειμένου ήταν 7 μέτρα, με τα απεικονιζόμενα video clips να ακολουθούν την ίδια σειρά παρουσίασης για κάθε συμμετέχοντα. Μετά την ολοκλήρωση κάθε παρουσίασης, ο συμμετέχοντας καλείτο να συμπληρώσει ένα ερωτηματολόγιο σχετικά με τις συναισθηματικές καταστάσεις που βίωσε κατά τη διάρκειά της (είδος και ένταση σε μια κλίμακα 1 έως 5 όσο εντονότερα γινόταν αυτό).



Εικόνα 50: Σύστημα προσδιορισμού συναισθηματικής κατάστασης με βάση σήματα ΗΚΓ [88]

Επεξεργασία σήματος

Η αφαίρεση του θορύβου πραγματοποιήθηκε μέσω ενός αλγορίθμου χαμηλής συχνότητας [92] και ενός φίλτρου Butterworth με συχνότητα κατωφλίου τα 45 Hz. Ο έλεγχος του ανακτημένου σήματος έγινε μέσω της αναλογίας NN/RR, (όπου NN ο αριθμός των διαστημάτων μεταξύ κανονικών καρδιακών παλμών (normal to normal beat intervals) και RR ο συνολικός αριθμός διαστημάτων του σήματος), με τα σήματα που βρίσκονταν κάτω από το όριο του 90% να απορρίπτονται [93].

Ταξινόμηση

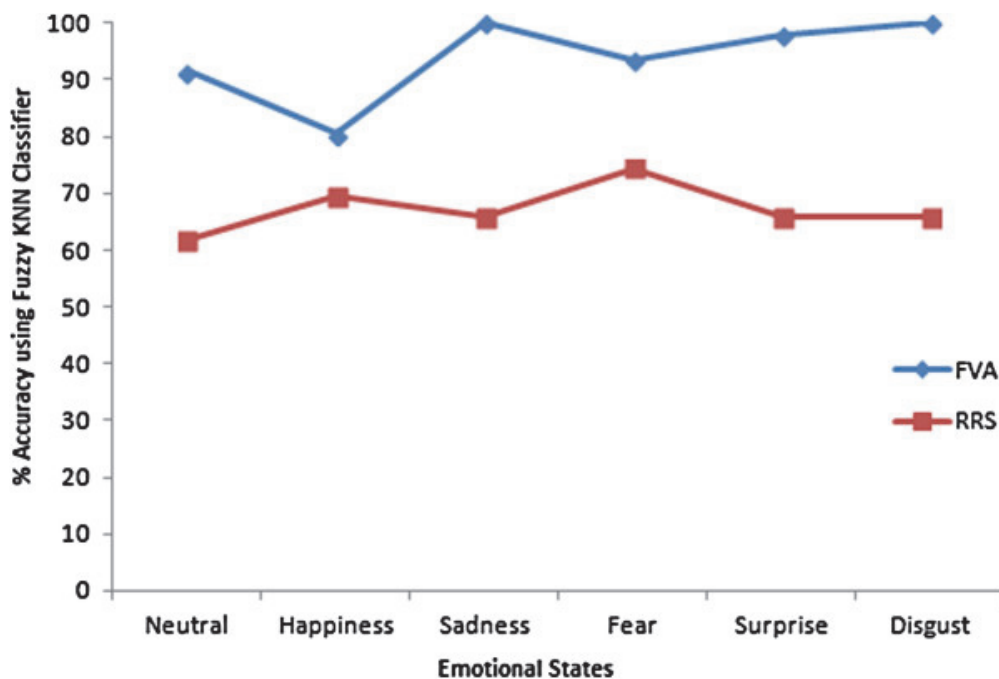
Το πλήθος των προς ταξινόμηση δειγμάτων ήταν 3600 δείγματα. (60 συμμετέχοντες, 6 κύρια συναισθήματα και 10 δοκιμές ανά συναίσθημα). Απορρίφθηκαν όμως τέσσερις δοκιμές εξαιτίας χαλαρής επαφής του ηλεκτροδίου και επτά δοκιμές εξαιτίας κακής αναλογίας NN/RR, οδηγώντας τελικά σε ένα πλήθος 3300 δειγμάτων. Για την ταξινόμηση χρησιμοποιήθηκαν κατά σειρά, δέντρα ταξινόμησης και οι αλγόριθμοι naïve Bayes, K-πλησιέστερου γείτονα (KNN) και ασαφής KNN (FKNN). Τα χαρακτηριστικά που προέκυψαν από 38 συμμετέχοντες χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση του συστήματος

ενώ από 16 χρησιμοποιήθηκαν για τον ταξινομητή (το 70% για την εκπαίδευσή του και το 30% για τον έλεγχο του). Η ακρίβεια της ταξινόμησης (μεταβλητή AccuracyEmotion) υπολογιζόταν από τη σχέση

$$\%AccuracyEmotion = \frac{\text{Αριθμός σωστά κατηγοριοποιημένων δειγμάτων}}{\text{Συνολικός αριθμός ελεγχόμενων δειγμάτων}} \times 100$$

Αποτελέσματα

Γενικά, η ακρίβεια της διαδικασίας ταξινόμησης κυμάνθηκε μεταξύ 60.44 και 82.88% για όλα τα χαρακτηριστικά και ανάλογα με το είδος του ταξινομητή που χρησιμοποιήθηκε κάθε φορά. Από το σύνολο των συναισθηματικών καταστάσεων, αυτή της αηδίας κατηγοριοποιήθηκε σωστά για την πλειονότητα των δειγμάτων, ενώ η ακρίβεια ταξινόμησης ήταν μικρότερη για τις καταστάσεις της ευτυχίας και της ουδετερότητας, όπως παρουσιάζεται στο ακόλουθο διάγραμμα και για τις δύο στατιστικές μεθόδους ανάλυσης που χρησιμοποιήθηκαν (Rescaled Range Statistics - RRS) και Finite Variance Scaling - FVS).



Διάγραμμα 12: Ακρίβεια ταξινόμησης συναισθηματικών καταστάσεων [88]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Ποικιλία και δυναμική των διαθέσιμων βιοσημάτων

Σύμφωνα με την περιγραφή των τεχνολογιών καταγραφής των διαφόρων βιοσημάτων του ανθρώπινου σώματος μπορεί να διαπιστωθεί πως υφίσταται σημαντική «ποικιλία» όσον αφορά στο είδος του βιοσήματος που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για κάθε είδους εφαρμογή ανάλογα με τις ιδιαιτερότητές της. Το ερευνητικό έργο μπορεί επομένως να χρησιμοποιήσει τη «δεξαμενή» των βιοσημάτων κατά το δοκούν, με την τεχνολογία να βοηθά προς τη συγκεκριμένη κατεύθυνση αλλά και τις ανάγκες για εξεύρεση τέτοιου είδους λύσεων να είναι ολοένα και επιτακτικότερη.

Πλήθος παραμέτρων λήψης βιοσήματος

Η διαδικασία λήψης ενός βιοσήματος δεν είναι διόλου εύκολη υπόθεση. Αντίθετα, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ένα πλήθος παραμέτρων, όπως η θέση των ηλεκτροδίων, η κατάσταση του υποκειμένου, η αγωγιμότητα της επιφάνειας επαφής, η ομοιότητα ανάμεσα σε διαδοχικές μετρήσεις, η βαθμονόμηση του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού κτλ. Η διαδικασία δυσχεραίνει ακόμα περισσότερο εξαιτίας του εύρους του βιοσήματος (της τάξης των mV ή ακόμα και μV) και της παρουσίας θορύβου που «συνοδεύει» αναπόφευκτα κάθε σήμα.

Σημασία και εύρος της έννοιας της AAM

Η Αλληλεπίδραση Ανθρώπου Μηχανής (Man Machine Interaction ή Human Machine Interface ή Human Computer Interface όπως περιγράφεται στη σχετική βιβλιογραφία) περιγράφει εν πολλοίς το ίδιο φαινόμενο, το πώς άνθρωπος και μηχανή επικοινωνούν αμφίδρομα με απώτερο σκοπό την εξυπηρέτηση των ανθρώπινων στόχων (εξυπηρέτηση ιατρικών και ψυχαγωγικών αναγκών). Η ιδιαιτερότητα στην περίπτωση των βιοσημάτων έγκειται στο ότι η εκάστοτε επικοινωνία επιτυγχάνεται μέσω διεπαφής βασιζόμενης στη λήψη, καταγραφή και επεξεργασία συγκεκριμένων κάθε φορά βιοσημάτων.

Ιστορική εξέλιξη της AAM

Παρατηρώντας την ιστορική εξέλιξη της AAM υπό το πρίσμα των τριών διαφορετικών αξόνων ενδιαφέροντος (εταιρικό, ερευνητικό, εμπορικό) προκύπτει το συμπέρασμα, πως και οι τρεις ακολουθούν κάθε φορά τις επιταγές των καιρών, με το ερευνητικό να προηγείται στο πεδίο του χρόνου, «διαβάζοντας» τις εκάστοτε ανάγκες ανά πεδίο εφαρμογής. Το ενθαρρυντικό στοιχείο σχετικά με την ανάπτυξη διεπαφών βασισμένων σε βιοσήματα είναι ότι η τεχνολογία και η εξέλιξη της δίνει τα εχέγγυα για την αποδοτική δημιουργία πολύπλοκων εφαρμογών που θα δώσουν λύσεις σε εξειδικευμένα προβλήματα ιατρικής φύσης. Ο προσανατολισμός επομένως στη δημιουργία τέτοιων συστημάτων μπορεί να αποβεί λειτουργικός και αποδοτικός.

Διαδικασία ανάπτυξης συστήματος διεπαφής

Ανεξάρτητα από το είδος της εφαρμογής και του χρησιμοποιούμενου κάθε φορά βιοσήματος, από την επισκόπηση των διάφορων μελετών προκύπτει πως η διαδικασία επεξεργασίας του βιοσήματος προκειμένου αυτό να μετατραπεί σε διαχειρίσιμη πληροφορία για τον έλεγχο της υπό αλληλεπίδραση μηχανής είναι παρόμοια. Περιλαμβάνει την εφαρμογή φίλτρου στο αρχικό σήμα, την εξαγωγή των χαρακτηριστικών (τι πρέπει να «μάθει» η μηχανή) και την ταξινόμηση των δεδομένων (αναγνώριση χαρακτηριστικών από τη μηχανή μετά την «εκπαίδευσή» της) με τα στοιχεία που διαφέρουν να σχετίζονται με τη μέθοδο – τεχνική που επιλέγεται για την υλοποίηση του κάθε σταδίου.

Αποτελεσματικότητα αναπτυχθέντων συστημάτων

Στον πίνακα που ακολουθεί γίνεται μια συνοπτική καταγραφή των ποσοστών επιτυχούς αναγνώρισης των δεδομένων που προκύπτουν από το καταγραφόμενο βιοσήμα ανά εφαρμογή (από τον ταξινομητή που έχει επιλεγεί κάθε φορά και μετά την ολοκλήρωση της αντίστοιχης διαδικασίας εκπαίδευσης). Ο σκοπός είναι να αποκτηθεί μια γενική εικόνα σχετικά με το τι ποσοστά μπορούν να επιτευχθούν μέσω συστημάτων αυτού του είδους και σε ένα ευρύ φάσμα αντικειμένων, εξοπλισμού, λογισμικού αλλά και χρησιμοποιούμενων τεχνικών, μεθόδων και μαθηματικών εργαλείων.

Σύμφωνα με τις καταγραφές στον πίνακα και με μια ευρεία προσέγγιση αυτής της ποσοστιαίας μεταβολής προκύπτει ότι αυτή κυμαίνεται σε υψηλά ποσοστά, φτάνοντας μάλιστα σε πολλές περιπτώσεις πάνω από το 70%, καταδεικνύοντας έτσι αυξημένη λειτουργικότητα. Βέβαια, κάθε περίπτωση «κουβαλά» τις δικές της ιδιαιτερότητες αλλά και σημασία της επίτευξης ενός υψηλού ποσοστού (για παράδειγμα ένα ποσοστό της τάξης του 65% μπορεί να είναι αποδεκτό για ταξινόμηση δεδομένων που αφορούν στον έλεγχο μιας εικονικής μηχανής ψυχαγωγίας, όχι όμως σε περιπτώσεις ελέγχου κινήσεων ενός ατόμου με κινητική αναπηρία). Εντούτοις, τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά για την περαιτέρω ενασχόληση της ερευνητικής κοινότητας με το συγκεκριμένο ζήτημα αλλά και για την παραγωγή συστημάτων σε εμπορική μορφή.

Αντικείμενο διεπαφής της εκάστοτε εφαρμογής	Ποσοστιαία μεταβολή επιτυχούς αναγνώρισης	Βιβλιογραφική Αναφορά
ΗΜΓ		
Μίμηση πληκτρολογίου	71-100	[50]
Μίμηση πηδαλίου	34-100	[50]
Κινήσεις προσώπου για έλεγχο κέρσορα	94	[49]
Κινήσεις λαιμού και ώμων (αναγνώριση)	73-93	[56]
Λαβές και στάσεις χεριού για έλεγχο συσκευής αναπαραγωγής μουσικής	57-91	[63]
Διαδραστική επιφάνεια	90-94	[72]
Ταξινόμηση δακτυλικών κινήσεων	66-76	[69]
Αναγνώριση συναισθηματικής κατάστασης μέσω χειρονομιών	57-84	[61]
ΗΕΓ		
Πλοήγηση μέσω ΗΕΓ	68-95	[74]
Έλεγχος εικονικού ελικοπτέρου	62-97	[76]
Σύστημα ορθογραφίας	100	[79]
Ενεργοποίηση κινητού ρομπότ	88-91	[82]
ΗΟΓ		
Ακολουθία οφθαλμικών κινήσεων	Ιδιαίτερα ικανοποιητικά	[86]
ΗΚΓ		
Ταξινόμηση συναισθηματικών καταστάσεων	60-83	[88]

Πίνακας 12: Επισκόπηση ποσοστών επιτυχούς ταξινόμησης δεδομένων συστημάτων ΑΑΜ βασισμένων σε διεπαφή βιοσημάτων

Βιβλιογραφία

- [1] Γ. Ματσόπουλος Παρουσίαση «Βιοσήματα και Ψηφιακή Επεξεργασία», Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας ΕΜΠ, διαθέσιμη στην ηλεκτρονική διεύθυνση http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/signal_introduction_7%CE%BFexam_1.pdf
- [2] Γ. Μπαλιούσκας, Παρουσίαση «Βιολογικά σήματα και μετρητικά συστήματα», ΕΕΔΙΠ Ιατρ. Φυσικής διαθέσιμο στην ηλεκτρονική διεύθυνση <http://users.uoi.gr/gmpaliou>
- [3] K. X. Charand, Hyperphysics, Georgia State University, Department of Physics and Astronomy, “Action Potentials” available at <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/biology/actpot.html>
- [4] M. S. Amin M. Ali (18/1/2010) “Fundamental of Biopotential Recordings” Biomedical Electronics & Bioinstrumentation, ENT213/4
- [5] <http://www.incardiology.gr/exetaseis/hkg.htm>
- [6] R.M. Rangayyan (2002), Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach, IEEE Press Series in Biomedical Engineering, John Wiley & Sons, Inc
- [7] G. Gopu, K. Porkumaran, R. Neelaveni (2011). Investigation of Digestive System Disorders with Cutaneous Electrogastrogram (EGG) Signal - An Engineering Approach European Journal of Scientific Research.
- [8] Μ. Χαρίτου (Ιανουάριος 2012), Παρουσίαση «Καταγραφή και επεξεργασία ΗΚΓ και καρδιακές βλάβες» Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας ΕΜΠ, Αθήνα, διαθέσιμη στην ηλεκτρονική διεύθυνση http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/presentations/undergraduate/katagrafi_heg_kai_kardia kes_vlaves.pdf

[9] C. Leitão, L. Bilro, N. Alberto, P. Antunes, H. Lima, P.S. André, R. Nogueira, J. L. Pinto “Feasibility studies of Bragg probe for noninvasive carotid pulse waveform assessment”, *J. Biomed. Opt.* 18(1), 017006 (Jan 07, 2013) doi:10.1117/1.JBO.18.1.017006

[10] Webster, JG (1998). *Medical Instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc., New York, NY. Chapter 4.

[11] Α. Μηναρτζόγλου, Ε. Βαγιάκης Ε. (2008), «Πολυ-υπνογραφία: Η πραγματοποίηση και ανάλυση της εξέτασης σύμφωνα με τα νεότερα δεδομένα», Κέντρο Μελέτης Ύπνου ΚΕΘ, Νοσοκομείο Ευαγγελισμός, σελ. 330

[12] Γ. Κοροβέσης (2011), «Διεπαφή Ανθρώπινου Νοός – Υπολογιστή» ΠΜΣ Συστήματα Επεξεργασίας Σημάτων και Επικοινωνιών, Θεωρία, Υλοποιήσεις Εφαρμογές, Πανεπιστήμιο Πατρών

[13] Srinivasan et al., R. Srinivasan, D.M. Tucker and M. Murias (1998), Estimating the spatial Nyquist of the human EEG. *Behav Res Methods Instrum Comput* pp. 8–19

[14] H.H. Jasper (1958), The 10–20 electrode system of the International Federation. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 10, p. 370–375

[15] G.E. Chatrian, E. Lettich, Nelson (1985), Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activity. *American Journal EEG Technology* 25, p. 83–92

[16] American Electroencephalographic Society (1994). Guideline thirteen: Guidelines for standard electrode position nomenclature. *J Clin Neurophysiol* 11, pp. 111–113

[17] http://www.ece.ucy.ac.cy/courses/ece480/lectures/HMY480_3.pdf

[18] Β. Τσιλιγκιρίδης (Μάρτιος 2011), «Σύγχρονες Τεχνικές στις Διεπαφές Ανθρώπινου Εγκεφάλου – Υπολογιστή», Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών, Πανεπιστήμιο Πατρών

[19] G. Dornhege, J. R. Millán, T. Hinterberger, D. McFarland, K.R. Müller (2007), “Towards Brain-Computer Interfacing” A Bradford Book, MIT Press Cambridge, London

[20] S. Sutton, M. Braren, J. Zubin, E.R. John (1965), “Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty”, Science, 150:1187-1188

[21] Γ. Α. Γιαννακάκης (2005), «Ανάλυση ηλεκτροεγκεφαλογραφικού σήματος με εφαρμογές στην επιληψία και τις μαθησιακές δυσκολίες», Δ.Π.Μ.Σ Βιοϊατρική Τεχνολογία, Αθήνα

[22] S. Sur, V. K. Sinha (2009), “Event-related potential: An overview”, Industrial Psychiatry Journal. 18(1): 70–73.

[23] Δ. Κουτσούρης, Γ. Ματσόπουλος (2009), Σημειώσεις Ηλεκτρομυογραφίας, Κεφάλαιο 6

[24] Γ. Ματσόπουλος Παρουσίαση «Εισαγωγή στην Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων – Ηλεκτρομυογραφία», Βιοσήματα και Ψηφιακή Επεξεργασία», Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας ΕΜΠ, διαθέσιμη στην ηλεκτρονική διεύθυνση www.biomed.ntua.gr/Portals/1/Chapter6_EMG_gmatso.pdf

[25] Μ. Μακροπούλου (2008), Παρουσίαση με τίτλο « Εισαγωγή στην Ιατρική Φυσική– Ηλεκτρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα», ΣΕΜΦΕ

[26] Α. Λουϊζη (2005), «Στοιχεία λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικών σημάτων», Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Α΄ Μέρος

[27] Γ. Λέπουρας (2000), Διδακτορική Διατριβή με τίτλο «Αλληλεπίδραση Χρήστη - Υπολογιστή: Η Μεθοδολογία της Συμπληρωματικής Υποστήριξης στην Υπηρεσία Διαφορετικών Πολιτισμικών Κοινοτήτων, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Τμήμα Πληροφορικής

- [28] Ι. Ιωαννίδης, Γ. Λέπουρας (2005), Σημειώσεις Επικοινωνίας Ανθρώπου – Μηχανής, Εθνικό Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Τμήμα Πληροφορικής και Επικοινωνιών
- [29] J. Preece, Y. Rogers, H. Sharp, D. Benyon, S. Holland, T. Carey (1994), Η. «Computer Interaction, Chapter 30, Usage Data: Observations, Monitoring, Users' Opinions», pages 615-628, Addison Wesley, 1994.
- [30] J. C. R. (1960), Licklider, Man-computer symbiosis, IRE Transactions of Human Factors in Electronics, , Volume 1, 4-11
- [31] I. Sutherland, Sketchpad: A man-machine graphical communication system. Proceedings of the Spring Joint Computer Conference, 1963, Pages 329-46
- [32] http://gym-n-kallist.rod.sch.gr/programs/2012-13/agogis_1/fash_2/emfanisi.htm
- [33] <http://en.wikipedia.org/wiki/Dynabook>
- [34] Ψηφιακό Σχολείο, Τεχνολογία Υπολογιστικών Συστημάτων & Λειτουργικά Συστήματα, «Ο προσωπικός υπολογιστής», Κεφάλαιο 6
- [35] R. M. Baecker, W. A. S. Buxton (1987), «Readings in Human-Computer Interaction: A Multi-disciplinary Approach», Los Altos, CA: Morgan Kaufmann
- [36] B. A. Myers (1998), “A brief history of human-computer interaction technology Interactions”, vol 5(2), pp. 44-54
- [37] M. Rauterberg, Presentation with title “History of HCI”, Technical University Eindhoven (TU/e), Netherlands
- [38] Α. Φατσέα, Π. Αντωνίου (2010), Εισήγηση «Καταγραφή της επίδρασης των ψηφιακών διαδραστικών παιχνιδιών στους χρήστες», 2ο Πανελλήνιο Εκπαιδευτικό Συνέδριο Ημαθίας

- [39] Μ. Γρυπάρης Άρθρο με τίτλο «Kinect Interviews: Kinect Sports, Joy Ride και Dance Central», διαθέσιμο στην ηλεκτρονική διεύθυνση
<http://www.gameworld.gr/interviews/item/2778-kinect-interviews-kinect-sports-joy-ride-dance-central?tmpl=component&print=1>
- [40] A. Dix, J. Finlay, G. Abowd, R. Bealem (1993), “Human Computer Interaction”, pages 374-393, Prentice Hall International (UK)
- [41] M. Lindermann (2010) “EMG Measured During Controlled Hand Movement for biometric analysis, medical diagnosis and related analysis”, Pub NO US 2010/ 0106044A1
- [42] B. A. Taheri et al. (1996), “An Active Microfabricated Scalp Electrode Array for EEG Recording Sensors and Actuators, A54,pp.606-611, Elsevier Science, S.A.
- [43] E.D. Flinn (1998), “Ouch-less Injections”, Popular Science, p 33, United States
- [44] P. Griss et al. (2001), “Micromachined Electrodes for Biopotential Measurements”, Journal of Microelectromechanical Systems, pp 10-16, vol 10
- [45] Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation (2006), John Webster Ed., John Wiley Publisher, 98-109
- [46] Delsys Inc. (1996) , Surface Electromyography: Detection and Recording, Delsys Tutorial
- [47] S. Theodoridis, K. Koutroumbas (1999), "Pattern Recognition", Academic Press
- [48] D. Pedro, M. Pazzani (1997), “On the optimality of the simple Bayesian classifier under the zero-one loss”. Machine Learning 29:103-137
- [49] H. Jeong, J. S. Kim, J. S. Choi (2004), «A Study of an EMG-controlled HCI Method by Clenching Teeth», Lecture Notes in Computer Science, Volume 3101/2004, 163-170

- [50] K.R. Wheeler, (2003), “Device Control Using Gestures Sensed from EMG”, IEEE International Workshop on Soft Computing in Industrial Applications Binghamton University, Binghamton, New York
- [51] L. R. Rabiner (1989), “A tutorial on hidden markov models and selected applications in speech recognition”. Proceedings of the IEEE, 77(2):257 – 286
- [52] J. R. Bellegarda, D. Nahamoo (1990), “Tied mixture continuous parameter modeling for speech recognition. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 38(12):2033 – 2045
- [53] G. D. Forney (1973), “The viterbi algorithm”, Proceedings of the IEEE, 61(3):268 – 278
- [54] Z. Xu, C. Xiang, V. Lantz, Y. Ji-hai and W. Kong-qiao (2009), “Exploration on the Feasibility of Building Muscle-Computer Interfaces using Neck and Shoulder Motions”, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6
- [55] M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, and J. Gainey (2007), “Repeatability of electromyography and force measurements of the neck muscles in adolescents with and without headache,” Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 17, no. 4, pp. 493-503
- [56] R.F. Kirsch, P.P. Parikh, A.M. Acosta, and F.C.T. van der Helm (2001), “Feasibility of EMG-based control of shoulder muscle FNS via artificial neural network,” in Proc. 23rd Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 2, pp. 1293-1296
- [57] G.P.Y. Szeto, L.M. Straker, and P.B. O’Sullivan (2005), “The effects of speed and force of keyboard operation on neck–shoulder muscle activities in symptomatic and asymptomatic office workers” International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 35, no. 5, pp. 429-444

- [58] I. Moon, M. Lee, J. Chu, M. Mun (2005), “Wearable EMG-based HCI for Electric-Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities,” in Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2649-2654.
- [59] Z.Y. Zhao, X. Chen, X. Zhang, J.H. Yang, Y.Q. Tu, V. Lantz, and K.Q. Wang (2007), “Study on Online Gesture sEMG Recognition,” in Proc. Int. Conf. Intelligent Computing (ICIC), LNCS 4681, pp. 1257-1265.
- [60] X. Chen, Q. Li, J.H. Yang, V. Lantz, and K.Q. Wang (2008), “Test-Retest Repeatability of Surface Electromyography Measurement for Hand Gesture,” in Proc. 2nd Int. Conf. Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE), Shanghai, China, pp. 1923-1926
- [61] T.S. Saponas, D.S. Tan, D. Morris, and R. Balakrishnan (2008), “Demonstrating the feasibility of using forearm electromyography for muscle-computer interfaces,” in Proc. 26th SIGCHI Conf. Human Factors in Computing Systems, Florence, Italy, pp. 515-524.
- [62] Microsoft Research <http://research.microsoft.com/en-us/um/redmond/groups/cue/muci/>
- [63] T. S. Saponas, D.S. Tan, D. Morris, R. Balakrishnan, J. Turner, J. A. Landay (2009), «Enabling Always-Available Input with Muscle-Computer Interfaces», *UIST'09*, Victoria, British Columbia, Canada
- [64] Ju, P., Kaelbling, L. P. & Singer, Y. 2000. State-based Classification of Finger Gestures from Electromyographic Signals. *ICML '08*, 439-446.
- [65] K.R. Wheeler, M.H. Chang & K.H. Knuth (2006), “Gesture- Based Control and EMG Decomposition”. *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics*, 36(4).
- [66] C. L. MacKenzie, and T. Iberall, (1994), *The Grasping Hand*. Amsterdam: North-Holland, Elsevier Science

- [67] G. Schlesinger (1919), G. Der Amechanische Auflau der kunstlichen Glieder., Ersatzglieder und Arbeitshilfen, 1. Springer Verlag, Berlin.
- [68] J. Platt, (1998), "Sequential Minimal Optimization: A fast algorithm for training support vector machines", Microsoft Research Technical Report MSR-TR-98-14.
- [69] T. Scott Saponas, Desney S. Tan, Dan Morris, Jim Turner, and James A. Landay, Proceedings of the 2010 SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (Atlanta, GA, April 10-15, 2010). CHI '10, . ACM, New York, NY, 851-854.
- [70] D. Tan, D. Morris, S. Saponas, R. Balakrishnan (2009), "Recognizing Gestures from Forearm EMG Signals", Pub No: US 2009/0327171 A1
- [71] I.H. Witten, E. Frank (2005), "Data mining: Practical machine learning tools and techniques"; 2nd Ed.; Morgan Kaufmann: San Francisco
- [72] H.Benko, S. Saponas, D. Morris, D. Tan (November 2009), "Enhancing Input On and Above the Interactive Surface with Muscle Sensing", Banff, Alberta, Canada
- [73] G. Dornhege, J. d. R. Millan, T. Hinterberger, D. J. Macfarland and K.-R. Muller (editors). Torward Brain-Computer Interfacing. The MIT Press Cambridge, Massachusetts, 2007
- [74] A. A. Karim, T. Hinterberger, J. Richter, J. Mellinger, N. Neumann, H. Flor, A. Kübler and N. Birbaumer (2006), "Neural Internet: Web Surfing with Brain Potentials for the Completely Paralyzed", Neurorehabilitation and Neural 20: 508
- [75] T. Hinterberger, A. Kubler, J. Kaiser, N. Neumann, N. Birbaumer (2003), "A brain-computer interface (BCI) for the locked-in: comparison of different EEG classifications for the thought translation device", Clinical Neurophysiology 114:416–425
- [76] A. J. Doud, J. P. Lucas, M. T. Pisansky, B. He (2011), «Continuous Three-Dimensional Control of a Virtual Helicopter Using a Motor Imagery Based Brain-Computer Interface»

[77] A.S. Royer, A.J. Doud, M.L. Rose, B. He, (2010) “EEG Control of a Virtual Helicopter in 3-Dimensional Space Using Intelligent Control Strategies”. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on 18: 581–589

[78] G. Schalk, D.J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, J.R. Wolpaw (2004), “BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system”, *Biomedical Engineering*, IEEE Transactions on 51: 1034–1043

[79] <http://www.intendix.com/>

[80] G.TEC Product Catalogue 2011-2012, Advanced Acquisition, Processing and Analysis

[81] A.E. Selim, M.A. Wahed, Y.M. Kadah (2009), Machine learning methodologies in P300 speller Brain-Computer Interface systems, Conference Proceeding 26th NATIONAL RADIO SCIENCE CONFERENCE

[82] A. O. G. Barbosa, D. R. Achancaray και M. A. Meggiolaro (2010), “Activation of a Mobile Robot through a Brain Computer Interface”, IEEE International Conference on Robotics and Automation

[83] P. Jahankhani, V. Kodogiannis, K. Revett (2006), “EEG signal classification using wavelet feature extraction and neural networks,” IEEE John Vincent Atanasoff International Symposium on Modern Computing, pp. 120-124

[84] D.R. Achancaray, M.A. Meggiolaro (2009), “Brain Computer Interface Based on Electroencephalographic Signal Processing,” XVI IEEE International Congress of Electrical, Electronic and Systems Engineering – INTERCON 2009 Arequipa, Peru

[85] A.O.G. Barbosa, D.R. Achancaray, M. Vellasco, M.A. Meggiolaro, R. Tanscheit (2009), “Mental Tasks Classification for a Noninvasive BCI Application”, 19th International Conference on Artificial Neural Networks, ICANN'09, Limassol, Cyprus, 2009.

- [86] Z. Lv, X. P. Wu, M. Li, D. X. Zhang (2009), “Development of a human computer Interface system using EOG”, *Health* 1,39-46
- [87] T. O. Ya, M. K. Asumi, (2005), “Development of an input operation for the amyotrophic lateral sclerosis communication tool utilizing EOG”, *Medical and Biological Engineering*, 43(1), 172-178.
- [88] S. Jeritta, M. Murugappan, W. Khairunizam, Y. Sazali, (2013), “Classification of emotional states from electrocardiogram signals: a non-linear approach based on hurst” *Biomed Eng Online*. 12: 44.
- [89] E. Bal, E. Harden, D. Lamb, A. Van Hecke, J. Denver, S. Porges (2010), “Emotion Recognition in Children with Autism Spectrum Disorders: Relations to Eye Gaze and Autonomic State”, *J Autism Dev Disord*;12:358–370. doi: 10.1007/s10803-009-0884-3.
- [90] Y. Demazeau, F. Dignum, J. Corchado, J. Bajo, R. Corchuelo, E. Corchado, F. Riverola, V. Julián, P. Pawlewski, A. Campbell, “Trends in Practical Applications of Agents and Multiagent Systems. Volume 71. Springer, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin/Heidelberg; Emotion Elicitation Oriented to the Development of a Human Emotion Management System for People with Intellectual Disabilities:, pp. 689–696. *Advances in Soft Computing*.
- [91] P. Ekman, W.V Friesen (1987), “Universals and Cultural Differences in the Judgments of Facial Expressions of Emotion”. *J Pers Soc Psychol.*, 12:712–714.
- [92] D.D. Ferreira, A.S. Cerqueira, C.A. Duque, M.V. Ribeiro (2009), “HOS-based method for classification of power quality disturbances”, *Electron Lett.*, 12:183–185. doi: 10.1049/el:20092969.
- [93] P. Melillo, M. Bracale, L. Pecchia (2011), “Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. Case study: students under stress due to university examination”, *BioMed Eng Online*. 2011;12(1)