



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΤΟΜΕΑΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ-ΚΛΙΝΙΚΟΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

*«Συνδυασμός Νευροφυσιολογικών Δεδομένων Εικονικού Περιβάλλοντος
για Ιατρικές ή Κλινικές Μελέτες»*

ΑΣΠΙΩΤΗΣ Μ. ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ

ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΟΣ, MSc

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2024



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΤΟΜΕΑΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ-ΚΛΙΝΙΚΟΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΟΣ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

*«Συνδυασμός Νευροφυσιολογικών Δεδομένων Εικονικού Περιβάλλοντος
για Ιατρικές ή Κλινικές Μελέτες»*

ΑΣΠΙΩΤΗΣ Μ. ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ

ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΟΣ, MSc

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2024

Η έγκριση της Διδακτορικής Διατριβής από το Τμήμα Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα Ν.5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος).

Ημερομηνία αίτησης του κ. Ασπιώτη Βασίλειου: 16-10-2018

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: Γ.Σ. αριθμ. 873^α/13-11-2018

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων:

Πέσχος Δημήτριος, Αναπληρωτής Καθηγητής Φυσιολογίας με έμφαση στην Κυτταρική Φυσιολογία

Μέλη:

Κατσάνος Ανδρέας, Επίκουρος Καθηγητής Οφθαλμολογίας

Κουρκουμέλης Νικόλαος, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 26-11-2018

«Μελέτη της Οπτικο-Ακουστικής Αντίληψης παιδιών με την χρήση Σύγχρονων Τεχνολογιών: Υπολογιστική εκτίμηση της φυσιολογίας των αισθητηριακών λειτουργιών όρασης και ακοής, σε παιδιά πρωτοβάθμιας εκπαίδευσης. Συμβολή στις κινητικές, μνημονικές και μαθησιακές λειτουργίες»

Ανασυγκρότηση Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: Γ.Σ. 895^α/19-6-2019

Επιβλέπων:

Πέσχος Δημήτριος, Αναπληρωτής Καθηγητής Φυσιολογίας με έμφαση στην Κυτταρική Φυσιολογία

Μέλη:

Κατσάνος Ανδρέας, Επίκουρος Καθηγητής Οφθαλμολογίας

Τζάλλας Αλέξανδρος, Επίκουρος Καθηγητής Βιοϊατρικής Τεχνολογίας με έμφαση στην Επεξεργασία και Ανάλυση Βιοϊατρικών Δεδομένων του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Τροποποίηση τίτλου θέματος: Γ.Σ. 895^α/19-6-2019

«Συνδυασμός νευροφυσιολογικών Δεδομένων Εικονικού Περιβάλλοντος για Ιατρικές ή Κλινικές Μελέτες»

ΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ 1080^α/14-12-2023

1. Πέσχος Δημήτριος, Καθηγητής Φυσιολογίας με έμφαση στην Κυτταρική Φυσιολογία του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
2. Κατσάνος Ανδρέας, Αναπληρωτής Καθηγητής Οφθαλμολογίας-Γλαυκώματος του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
3. Τζάλλας Αλέξανδρος, Αναπληρωτής Καθηγητής Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
4. Ζακοπούλου Βικτωρία, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια στις Ειδικές Αναπτυξιακές Μαθησιακές Δυσκολίες: πρώιμη ανίχνευση και παρέμβαση του Τμήματος Λογοθεραπείας του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
5. Τσάμης Κωνσταντίνος, Επίκουρος Καθηγητής Φυσιολογίας του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
6. Σίμος Ιωάννης, Επίκουρος Καθηγητής Φυσιολογίας με έμφαση στη Φυσιολογία Διατροφής του Ανθρώπου του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
7. Γιαννακέας Νικόλαος, Επίκουρος Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στη 13-6-2024

Ιωάννινα 18-6-2024

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Σπυρίδων Κοντσιώτης

Καθηγητής Νευρολογίας



Η Γραμματέας του Τμήματος

Αικατερίνη Λαγού

*Στη μητέρα μου και στις
αδερφές μου, στη σύντροφό
μου στη ζωή Μαρία*

*Στη μνήμη του πατέρα μου και
του Αλέξανδρου που έφυγε
νωρίς*

Πρόλογος

Η ραγδαία τεχνολογική εξέλιξη των τελευταίων ετών σε υπολογιστική δύναμη και σε τεχνολογικό υλικό, όπως συσκευές και εξαρτήματα, έχει μετασηματίσει την καθημερινότητα των ανθρώπων έχοντας παράλληλα διευρύνει πολλαπλά πεδία έρευνας και ανάπτυξης.

Η Εικονική Πραγματικότητα πλήρους εμβύθισης με χρήση κάσκας αναδεικνύεται γρήγορα ως μια ουσιαστική και επιδραστική μορφή Επικοινωνίας Ανθρώπου-Υπολογιστή καθώς επαναπροσδιορίζει τον τρόπο αλληλεπίδρασης και κατανόησης ψηφιακών περιβαλλόντων. Επιτρέπει την ανάπτυξη καινοτόμων πολυαισθητηριακών προσομοιώσεων και νέων πρωτοκόλλων προσφέροντας ευκαιρίες έρευνας που διαφορετικά θα ήταν ανέφικτες.

Συγχρόνως, στο προσκήνιο της έρευνας στον τομέα της υγείας βρίσκεται η ψηφιακή επεξεργασία βιοσημάτων. Η εκθετικά αυξανόμενη αλγοριθμική και υπολογιστική ισχύς σε συνδυασμό με την εξέλιξη και την ευρύτερη υιοθέτηση αισθητήρων καταγραφής νευροφυσιολογικών δεδομένων και βιοδεικτών μέσω φορέσιμων συσκευών, έχει ωθήσει την εξέλιξη της βιοϊατρικής τεχνολογίας σε νέους δρόμους πρόληψης, διάγνωσης, θεραπείας και διαχείρισης ασθενειών. Ένα τέτοιο εργαλείο μέτρησης βιοδεικτών που έχει κερδίσει σε δημοφιλία είναι το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Στο παρελθόν, ένας πρακτικός συνδυασμός των δύο ανωτέρω τεχνολογικών κλάδων παρεμποδιζόταν από τεχνικούς περιορισμούς. Τα παραδοσιακά συστήματα ηλεκτροεγκεφαλογραφίας ήταν ογκώδη και απαιτούσαν εξειδικευμένες εγκαταστάσεις ενώ αντίστοιχα οι κάσκες εικονικής πραγματικότητας είχαν τέτοια μορφή που μία ταυτόχρονη χρήση τους καθίστατο περίπλοκη.

Στην παρούσα διατριβή γίνεται αξιοποίηση τεχνολογιών αιχμής μέσω του συνδυασμού εικονικής πραγματικότητας πλήρους εμβύθισης με τη χρήση κάσκας και φορέσιμης συσκευής ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, εστιάζοντας στην ανάπτυξη μιας καινοτόμας μεθόδου αξιολόγησης στρες. Πιο συγκεκριμένα, περιλαμβάνει μια προκαταρκτική έρευνα, η οποία προηγήθηκε της βασικής έρευνας που αφορά την αξιολόγηση στρες, και πραγματοποιήθηκε προκειμένου να γίνει διερεύνηση και ανάπτυξη μεθοδολογιών για την επεξεργασία σήματος ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Στο εισαγωγικό μέρος γίνεται αναφορά και επεξήγηση των βασικών εννοιών που σχετίζονται με το θέμα ενώ παρατίθεται βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικών ερευνών για το

ηλεκτροεγκεφαλογράφημα σε σύνδεση με την τεχνολογία εικονικής πραγματικότητας πλήρους εμβύθισης και το στρες.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται η προκαταρκτική έρευνα για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και η μεθοδολογία για την κατηγοριοποίηση σήματος για την απτική αντίληψη μέσω ενεργητικής αφής σε διαφορετικές επιφάνειες.

Ακολούθως βρίσκεται ο πυρήνας της διατριβής όπου παρουσιάζεται η έρευνα με το μεθοδολογικό πλαίσιο και την πειραματική μελέτη αξιολόγησης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος ως δείκτη στρες, υποδεικνύοντας τις μεθοδολογίες που μπορούν να προσαρμοστούν και να ενισχυθούν εντός περιβαλλόντων εικονικής πραγματικότητας, προσφέροντας νέες διαστάσεις σε ιατρικές μελέτες.

Τέλος, η διατριβή μελετάει τις ευρύτερες συνέπειες αυτής της σύνθεσης, αναδεικνύοντας τη σημασία των διεπιστημονικών προσεγγίσεων στις ιατρικές επιστήμες και αναφέροντας μελλοντικούς δρόμους για την εξερεύνηση της τομής των πεδίων της νευροφυσιολογίας και της τεχνολογίας εμβυθιστικών εικονικών περιβαλλόντων.

Σε αυτό το σημείο θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες σε όλους όσους συνέβαλαν στην ολοκλήρωση αυτής της διατριβής. Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου, τον Καθηγητή Φυσιολογίας, Διευθυντή του εργαστηρίου Φυσιολογίας και Αντιπρόεδρο του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Πέσχο Δημήτριο. Η διαλλακτικότητα, η διορατικότητα, η συνδυαστική του σκέψη αλλά και η υπομονή του μου έδωσε την ευκαιρία να ακολουθήσω ερευνητική πορεία ενασχολούμενος με καινοτόμα ερευνητικά ερωτήματα παρέχοντάς μου τις καλύτερες δυνατές προϋποθέσεις.

Έπειτα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Αλέξανδρο Τζάλλα, για την αμέριστη υποστήριξη και καθοδήγησή του. Πέραν της ευφυΐας του, των γνώσεων και του αναλυτικού τρόπου σκέψης που προσπάθησε (ελπίζω επιτυχώς) να μου μεταφέρει, η αισιοδοξία του και τα υψηλά κίνητρά του αποτέλεσαν παράδειγμα προς μίμηση για μένα. Τον ευχαριστώ ολόψυχα.

Κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διατριβής είχα την ευκαιρία να συνεργαστώ με ξεχωριστούς επιστήμονες από το εργαστήριο Φυσιολογίας του Τμήματος Ιατρικής και το HCILab του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών, που μου μεταλαμπάδευσαν τις γνώσεις τους. Καθώς η λίστα είναι ατελείωτη αναφέρω εκείνους που υπέμειναν τις ατέρμονες συζητήσεις μου, όπως ο Αναπληρωτής Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών, κ. Νικόλαος Γιαννακέας και ο Επίκουρος Καθηγητής Φυσιολογίας του Τμήματος Ιατρικής, κ. Ιωάννης Σίμος. Ευχαριστώ για όλη την υποστήριξη που μου παρείχαν. Ένα ευχαριστώ οφείλω στον Αναπληρωτή Καθηγητή Οφθαλμολογίας του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Ανδρέα Κατσάνο, για την υποστήριξη και τις πολύτιμες συμβουλές του κατά τη διάρκεια της έρευνάς μου. Η καθοδήγησή του υπήρξε καθοριστική και πολύτιμη για την ολοκλήρωση αυτής της διατριβής. Επιπλέον, ευχαριστώ την Ομότιμη Καθηγήτρια Φυσιολογίας, κα Βίκυ Καλφακάκου για την ενθάρρυνση και την καθοδήγησή της. Είναι ένας εξαιρετικός άνθρωπος με ευγένεια και τεράστια ενσυναίσθηση.

Ειδική μνεία αξίζει στον συνάδελφο και φίλο Δρ. Ανδρέα Μιλτιάδους. Με τον Ανδρέα συνεργαστήκαμε εξαιρετικά σε πολλά project και δημοσιεύσαμε από κοινού τα αποτελέσματα των ερευνών. Δε θα μπορούσα να έχω την τύχη να βρεθώ με καλύτερο συνεργάτη. Τον ευχαριστώ και του εύχομαι τα καλύτερα.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες απευθύνω στην οικογένεια και στους φίλους μου για την υποστήριξή τους, την κατανόηση και την ενθάρρυνση που μου παρείχαν καθόλη τη διάρκεια αυτής της δύσκολης και απαιτητικής διαδικασίας. Χωρίς την αγάπη τους, η ολοκλήρωση αυτής της διατριβής δεν θα ήταν εφικτή. Ευχαριστώ που είστε δίπλα μου.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν άμεσα ή έμμεσα σε αυτήν την προσπάθεια και δεν αναφέρθηκαν ονομαστικά. Η συνεισφορά τους ήταν πολύτιμη και εκτιμάται βαθύτατα.

Να σημειώσω πως είχα την ευκαιρία η διατριβή να χρηματοδοτηθεί από το ερευνητικό πρόγραμμα «Κέντρο Εικονικής και Επαυξημένης Πραγματικότητας Ηπείρου» (MIS 5047221) το οποίο υλοποιήθηκε στο πλαίσιο της Πράξης «Ενίσχυση της Υποδομών Έρευνας και Καινοτομίας», και χρηματοδοτήθηκε από το Επιχειρησιακό Πρόγραμμα «Ανταγωνιστικότητα, Επιχειρηματικότητα και Καινοτομία» (ΕΣΠΑ 2014-2020) και συγχρηματοδοτήθηκε από την Ελλάδα και την Ευρωπαϊκή Ένωση (Ευρωπαϊκό Ταμείο Περιφερειακής Ανάπτυξης).

Περιεχόμενα

1. Γενικά Στοιχεία.....	10
1.1. Νευροφυσιολογικά δεδομένα.....	10
1.2. Λειτουργία του εγκεφάλου.....	16
1.2.1. Νευρικό σύστημα.....	16
1.2.2. Νευρικές ώσεις.....	17
1.2.3. Φυσιολογία εγκεφάλου.....	19
1.3. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ).....	22
1.3.1. Φορέσιμες συσκευές ΗΕΓ.....	27
1.4. Εικονική πραγματικότητα πλήρους εμβύθισης.....	31
1.4.1. Γενικές έννοιες.....	31
1.4.2. Ιστορική εξέλιξη.....	33
1.4.3. Εμβύθιση.....	34
1.4.4. Παρουσία.....	36
1.4.5. Τεχνικές προδιαγραφές συσκευών εικονικής πραγματικότητας.....	37
1.5. Στρες.....	41
1.5.1. Η Φυσιολογία του στρες.....	43
1.5.2. Νευροφυσιολογικές αντιδράσεις στο στρες.....	44
1.5.3. Γενικές μέθοδοι αξιολόγησης στρες.....	45
1.5.4. Στρες και ΗΕΓ.....	47
1.5.5. Γενικές μέθοδοι επεξεργασίας ΗΕΓ για το στρες.....	48
1.6. Εικονικά Περιβάλλοντα για την πρόκληση στρες και αξιολόγηση μέσω ΗΕΓ.....	51
2. Ειδικό Μέρος.....	54
2.1. Προκαταρτική Εργασία ΗΕΓ.....	54
2.1.1. Εισαγωγή.....	54
2.1.2. Μεθοδολογία.....	57
2.1.3. Αποτελέσματα.....	70
2.1.4. Συζήτηση.....	75
2.2. Αξιολόγηση σημάτων ΗΕΓ ως δείκτη στρες σε ΕΠ.....	82

2.2.1. Μεθοδολογία.....	83
2.2.2. Αποτελέσματα.....	106
2.2.3. Συζήτηση.....	115
3. Συνολικά συμπεράσματα.....	119
3.1.1. Μελλοντικές Προοπτικές.....	120
Executive Summary.....	122
Σύνοψη.....	123
Βιβλιογραφία.....	124
Παράρτημα.....	140

Λίστα Πινάκων

Πίνακας 1: Οι διαφορετικοί τύποι εγκεφαλικών ρυθμών (Άλφα, Βήτα, Γάμμα, Δέλτα, Θήτα) μαζί με το αντίστοιχο εύρος συχνοτήτων τους (σε Hz) και τα χαρακτηριστικά τους κύματα.	26
Πίνακας 2: Πίνακας σύγκρισης πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων διαφόρων φορεσιμών συσκευών ΗΕΓ	29
Πίνακας 3: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-S-W.....	70
Πίνακας 4: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-S-W.....	71
Πίνακας 5: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-W.....	71
Πίνακας 6: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-S.....	72
Πίνακας 7: Τα αποτελέσματα της συσχέτισης Matthews.....	74
Πίνακας 8: Περιοχή κάτω από το ROC και PRC για κάθε πρόβλημα.....	74
Πίνακας 9: Σύγκριση με παρόμοιες μελέτες.....	76
Πίνακας 10: Αποτελέσματα ACC του συστήματος ψηφοφορίας ensemble με και χωρίς μετασχηματισμένο σύνολο δεδομένων PCA.....	77
Πίνακας 11: Ποσοστό χαρακτηριστικών με στατιστικά σημαντικές αλλαγές, για κάθε συμμετέχοντα, μεταξύ των πρώτων 30 δευτερολέπτων και των τελευταίων 30 δευτερολέπτων μιας καταγραφής.....	80
Πίνακας 12: Οι προδιαγραφές του Oculus Quest 2.....	85
Πίνακας 13: Προδιαγραφές του συστήματος ΗΕΓ DSI-24.....	86
Πίνακας 14: Έλεγχος t-τεστ ζεύγους για κάθε μέτρο μεταξύ των καταστάσεων ηρεμίας και στρες. Το σύμβολο * υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα με $p < 0,05$	109
Πίνακας 15: Έλεγχος t-test σε ζεύγη στις βαθμολογίες ασυμμετρίας για τις δύο ομάδες. Το σύμβολο * υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα, με τιμή $p < 0,05$	112
Πίνακας 16: Έλεγχος t-test ανεξάρτητων δειγμάτων και έλεγχος Mann-Whitney U για τις βαθμολογίες PSS των συμμετεχόντων των δύο ομάδων.	113
Πίνακας 17: Συσχέτιση Spearman της μεταβολής ισχύος κάθε ρυθμού με τη μεταβολή του BPM. Το σύμβολο * υποδηλώνει υψηλή συσχέτιση ($\geq 0,5$).	113
Πίνακας 18: Συσχέτιση Spearman της μεταβολής κάθε ζώνης ισχύος και της μεταβολής του BPM με τη βαθμολογία PSS. Το σύμβολο * υποδηλώνει υψηλή συσχέτιση ($\geq 0,5$). Το σύμβολο ** υποδηλώνει συσχέτιση $\geq 0,7$	114
Πίνακας 19: Βαθμολογίες κλίμακας αντιληπτού στρες για τους 21 συμμετέχοντες στο πείραμα. Η «Εμπειρία ΕΠ» αντιπροσωπεύει το επίπεδο εξοικείωσης που είχε ο συμμετέχων με HMD. (0=καμία, 4=μεγάλη) .	143

Λίστα Εικόνων

Εικόνα 1: Εννοιολογικός χάρτης νευροφυσιολογικών δεδομένων στον οποίο αποτυπώνεται η πολύπλευρη και διεπιστημονική φύση της νευροφυσιολογίας,.....	13
Εικόνα 2: Διάγραμμα νευρώνων που απεικονίζει τη δομή και τα βασικά τους μέρη	17
Εικόνα 3: Γράφημα που απεικονίζει τη μεταβολή του δυναμικού ενέργειας. Η σκιασμένη περιοχή υποδεικνύει την εισροή ιόντων Νατρίου (Na ⁺), ακολουθούμενη από την εκροή ιόντων Καλίου (K ⁺), η οποία αποκαθιστά το δυναμικό ηρεμίας.	18
Εικόνα 4: Απεικόνιση της κατάστασης δυναμικού ηρεμίας και της διαδικασίας δημιουργίας δυναμικού ενέργειας σε έναν άξονα νευρώνα. Η εικόνα δείχνει την κατανομή των ιόντων Νατρίου (Na ⁺) και Καλίου (K ⁺) και την κίνηση αυτών των ιόντων μέσω των μεμβρανών	18
Εικόνα 5: Ανατομική απεικόνιση του εγκεφάλου, που δείχνει τους τέσσερις κύριους λοβούς και άλλες βασικές δομές	20
Εικόνα 6: Απεικόνιση του εγκεφάλου από επάνω, που δείχνει τη διαίρεση των δύο ημισφαιρίων και την επιμήκη σχισμή που τα διαχωρίζει	20
Εικόνα 7: Απλοποιημένη απεικόνιση της τοποθέτησης ηλεκτρόδιων σε ανθρώπινο κεφάλι. Τα ηλεκτρόδια καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από τον εγκέφαλο, τα οποία απεικονίζονται ως κύματα σε ένα γράφημα	23
Εικόνα 8: Διάγραμμα που απεικονίζει τη βασική διαδικασία καταγραφής και απεικόνισης ΗΕΓ	24
Εικόνα 9: Εικονογράφηση τριών κοινών διατάξεων ΗΕΓ, συμπεριλαμβανομένων της αναφορικής (Α), της διπλής μπανάνας (Β) και της εγκάρσιας διπολικής (C).....	24
Εικόνα 10: Διάγραμμα που απεικονίζει τις εφαρμογές των φορέσιμων συσκευών ΗΕΓ	28
Εικόνα 11: Απεικόνιση τριών διαφορετικών τύπων φορεσιμών συσκευών ΗΕΓ: (Α) Emotiv Eroc Plus: Φορητή συσκευή EEG κατάλληλη για καταγραφή και ανάλυση εγκεφαλικών σημάτων σε καθημερινές συνθήκες. (Β) DSI-24: Προηγμένη συσκευή ΗΕΓ με πολλαπλά ηλεκτρόδια, σχεδιασμένη για λεπτομερή έρευνα. (Γ) OpenBCI: Δικτυωτή κάσκα ΗΕΓ με ευέλικτο σχεδιασμό, κατάλληλη για υψηλής ακρίβειας καταγραφές	29
Εικόνα 12: Το συνεχές της Εκτεταμένης Πραγματικότητας.....	31
Εικόνα 13: Η εικόνα απεικονίζει το φαινόμενο "Screen Door Effect" σε ένα HMD, όπου διακρίνονται τα μεμονωμένα εικονοστοιχεία της οθόνης, προκαλώντας την εμφάνιση ενός πλέγματος. Αριστερά το φαινόμενο δεν είναι αντιληπτό ενώ δεξιά εμφανίζεται.	38
Εικόνα 14: Το οπτικό πεδίο διαφορετικών HMD σε σύγκριση με το οπτικό πεδίο του ανθρώπου	38
Εικόνα 15: Η εικόνα απεικονίζει τη διαφορά στο οπτικό πεδίο που προσφέρεται από διαφορετικά HMD. Αριστερά, φαίνεται ένα ευρύτερο οπτικό πεδίο, ενώ δεξιά, ένα στενότερο, καταδεικνύοντας πως η εμπειρία θέασης ποικίλλει ανάλογα με το FOV της εκάστοτε συσκευής	39
Εικόνα 16: Η εικόνα παρουσιάζει τη διαφορά μεταξύ 60 FPS (Frames Per Second) και 24 FPS σε διάστημα ενός δευτερολέπτου. Στην κορυφή, το 60 FPS δείχνει περισσότερα καρέ ανά δευτερόλεπτο, προσφέροντας πιο ομαλή κίνηση, ενώ στο κάτω μέρος, το 24 FPS δείχνει λιγότερα	40
Εικόνα 17: Διάγραμμα της έννοιας του στρες και των διαφόρων διαστάσεών του	46
Εικόνα 18: Διαδικασία μέτρησης και ανάλυσης φυσιολογικών σημάτων σε περιβάλλον ΕΠ.	52
Εικόνα 19: Διάγραμμα της μεθοδολογίας του πειράματος	58
Εικόνα 20: Τα υλικά και η πειραματική διαδικασία	61
Εικόνα 21: Το σχήμα απεικονίζει τη διαδικασία μείωσης της διαστατικότητας PCA που ακολουθήθηκε...64	64
Εικόνα 22: Το διάγραμμα απεικονίζει την ανάλυση κύριων συνιστωσών (PCA) με δύο συνιστώσες, δείχνοντας την κατανομή των δεδομένων σε διάφορες καταστάσεις.....	64
Εικόνα 23: Σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων ACC κάθε ταξινομητή στα τέσσερα προβλήματα ταξινόμησης.....	73

Εικόνα 24: Συνολική σύγκριση των βαθμολογιών ACC, SENS και SPEC μεταξύ όλων των αλγορίθμων σε όλα τα προβλήματα	73
Εικόνα 25: Το διάγραμμα περιγράφει τα διάφορα στάδια της μελέτης, συμπεριλαμβανομένων των σταδίων εγγραφής, προεπεξεργασίας και ανάλυσης	84
Εικόνα 26: Αφιετηρία εμπειρίας ΕΠ.....	88
Εικόνα 27: Σενάριο άνοδου στον τελευταίο όροφο μέσω του ανελκυστήρα	89
Εικόνα 28: Εκθεση του χρήστη σε υψόμετρο	90
Εικόνα 29: Σενάριο ΕΠ στη σανίδα πάνω από το κενό	91
Εικόνα 30: Σενάριο πτώσης στο κενό	92
Εικόνα 31: Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα	95
Εικόνα 32: Ο συμμετέχων φορά το Meta Quest 2 και το DSI-24, έτοιμος για την έναρξη της εμπειρίας ΕΠ	96
Εικόνα 33: Ο συμμετέχων περπατά στην πραγματική σανίδα που αντιστοιχεί στην εικονική	97
Εικόνα 34: Η συμμετέχουσα έτοιμη να κάνει το άλμα στο κενό	97
Εικόνα 35: Καταγραφές ΗΕΓ σε δύο διαφορετικές καταστάσεις. Στην κατάσταση ηρεμίας (πάνω), οι συμμετέχοντες βρίσκονται με κλειστά μάτια, ενώ στην χαλαρή κατάσταση (κάτω), βλέπουν ένα αστικό τοπίο. Οι εγγραφές ΗΕΓ καταγράφουν κατά τη διάρκεια αυτών των καταστάσεων, όπως φαίνεται για όλα τα ηλεκτρόδια με το μαύρο χρώμα στα δεξιά. Με το κόκκινο χρώμα φαίνεται η καταγραφή ΗΚΓ	98
Εικόνα 36: Καταγραφές ΗΕΓ σε δύο διαφορετικές στρεσογόνες καταστάσεις. Στην πρώτη (πάνω), οι συμμετέχοντες βιώνουν έκθεση σε μεγάλο ύψος. Στη δεύτερη (κάτω), οι συμμετέχοντες βιώνουν την πτώση στο κενό. Οι εγγραφές ΗΕΓ καταγράφουν κατά τη διάρκεια αυτών των καταστάσεων, όπως φαίνεται για όλα τα ηλεκτρόδια με το μαύρο χρώμα στα δεξιά. Με το κόκκινο χρώμα φαίνεται η καταγραφή ΗΚΓ	99
Εικόνα 37: Ανεξάρτητες συνιστώσες όπως αυτές κατηγοριοποιήθηκαν από το ICLabel	101
Εικόνα 38: Σήμα BPM ενός υποκειμένου κατά τη διάρκεια του πειράματος	106
Εικόνα 39: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Άλφα	107
Εικόνα 40: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Βήτα	108
Εικόνα 41: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Γάμμα	108
Εικόνα 42: Σύγκριση του χάρτη θερμότητας της δραστηριότητας του εγκεφάλου μεταξύ ενός ατόμου από την κάθε ομάδα	110
Εικόνα 43: Αύξηση του BPM μεταξύ των ομάδων.....	111
Εικόνα 44: Η αύξηση της ινιακής δραστηριότητας σε σύγκριση μεταξύ των ομάδων	111
Εικόνα 45: Μεταβολή της OAA και της FAA σε σύγκριση μεταξύ των ομάδων	112
Εικόνα 46: Διάγραμμα συσχέτισης όλων των μέτρων για κάθε λοβό, μέτρων ασυμμετρίας και BPM	115

1. Γενικά Στοιχεία

1.1. Νευροφυσιολογικά δεδομένα

Η ιστορία και η εξέλιξη της νευροφυσιολογίας χαρακτηρίζεται από μια σειρά μεταβολών και τεχνολογικών προόδων που συμβαδίζουν με την ευρύτερη πορεία της επιστήμης και αντικατοπτρίζουν τις επικρατούσες επιστημονικές, πολιτιστικές και φιλοσοφικές απόψεις των διαφόρων εποχών (1). Από τις ερευνητικές αναζητήσεις για τη βιο-ηλεκτρική δραστηριότητα των ζώων των Matteucci & Bois Reymond και τις πρώτες μετρήσεις της ταχύτητας των δυναμικών ενέργειας του Helmholtz (2), μέχρι τη σύγχρονη συνθήκη τεχνολογιών αιχμής της προσωποποιημένης ιατρικής για την παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο της λειτουργίας των νευρώνων του εγκεφάλου και του υπόλοιπου νευρικού συστήματος μέσω φορέσιμων συσκευών (wearable devices) και συσκευών Επικοινωνίας Ανθρώπου-Υπολογιστή (Human Computer Interaction Interfaces, HCI interfaces), η νευροφυσιολογία αποτελεί ερευνητικό πεδίο κλειδί για τη βιοϊατρική τεχνολογία (3).

Αφορά σε ένα ευρύ φάσμα ερευνάς που εκτείνεται από το κυτταρικό επίπεδο των νευρώνων μέχρι την ολότητα του νευρικού συστήματος για την εξερεύνηση της αλληλεπίδρασής του με τις διάφορες σωματικές λειτουργίες. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται περιλαμβάνουν μεθόδους νευροαπεικόνισης με σκοπό την οπτικοποίηση της δομής και της λειτουργίας του εγκεφάλου και του νευρικού συστήματος, όπως η μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging, MRI), η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography, PET) ή η τομογραφία εκπομπής ενός φωτονίου (Single photon emission computed tomography, SPECT) (4). Επίσης, αξιοποιούνται τεχνικές καταγραφής της ηλεκτρικής δραστηριότητας στοχεύοντας στην κατανόηση της λειτουργίας των νευρώνων, όπως το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗλεκτροΕγκεφαλοΓράφημα- ElectroEncephaloGraphy, ΗΕΓ-EEG), το ηλεκτρομυογράφημα (ElectroMyoGraphy, EMG) και το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗλεκτροΚαρδιοΓράφημα, ElectroCardioGraphy, ΗΚΓ-ECG) που αποτελούν κάποιες από τις βασικές τεχνικές στην κατηγορία της ηλεκτροφυσιολογίας.

Η μορφή των δεδομένων αυτών εξαρτάται από τον τύπο του σήματος που καταγράφεται και το εργαλείο μέτρησης. Το σήμα μπορεί να είναι, παραδείγματος χάριν, η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου ή της καρδιάς, ενώ εργαλείο μέτρησης, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που χρησιμοποιεί ηλεκτρόδια για την καταγραφή εγκεφαλικών κυμάτων ή το ηλεκτροκαρδιογράφημα που καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μέσω αισθητήρων τοποθετημένων στο στήθος. Ο τρόπος επεξεργασίας, απεικόνισης και ανάλυσης των νευροφυσιολογικών δεδομένων

εντάσσεται σε γενικότερες μεθοδολογίες ψηφιακής επεξεργασίας σήματος που ανήκουν στον κλάδο της πληροφορικής. Αυτές οι μέθοδοι περιλαμβάνουν τεχνικές φιλτραρίσματος για την απομάκρυνση θορύβου, την απομόνωση σημάτων ενδιαφέροντος και την εξαγωγή χαρακτηριστικών. Η ανάλυση των σημάτων απαιτεί τη μετατροπή της καταγραφόμενης δραστηριότητας σε ποσοτικά δεδομένα, τα οποία μπορούν στη συνέχεια να απεικονιστούν και να αναλυθούν με τη βοήθεια περεταίρω υπολογιστικών αλγορίθμων. Μέσω τεχνικών ανάλυσης χρονοσειρών γίνεται εφικτή η αποκάλυψη χαρακτηριστικών και η απομόνωση συγκεκριμένων μοτίβων στη δραστηριότητα των νευρώνων, προσφέροντας μια λεπτομερή κατανόηση της λειτουργίας του εγκεφάλου. Αυτές οι μεθοδολογίες είναι απαραίτητες για την ερμηνεία των δεδομένων και την εξαγωγή ιατρικών συμπερασμάτων με κλινική σημασία.

Η αξιοποίηση νευροφυσιολογικών δεδομένων για ιατρικές και κλινικές μελέτες είναι θεμελιώδης στη σύγχρονη ιατρική για τη διάγνωση, πρόγνωση, παρακολούθηση, θεραπεία και έρευνα (5). Αποτελεί έναν ανοιχτό κλάδο συνεχούς εξερεύνησης και διαρκούς αναζήτησης προς τη βαθύτερη κατανόηση της πολυπλοκότητας του νευρικού συστήματος, οδηγώντας σε πρωτοποριακές ανακαλύψεις που έχουν εδραιωθεί στην κλινική πρακτική αναφορικά με τον τρόπο που προσεγγίζεται η διάγνωση και θεραπεία νευροφυσιολογικών καταστάσεων και διαταραχών (Εικόνα 1). Όσο οι ερευνητές εμβαθύνουν και υιοθετούν διεπιστημονικές προσεγγίσεις αποκαλύπτουν νέα επίπεδα πληροφοριών που συμβάλλουν σε μια πιο ολοκληρωμένη κατανόηση της ανθρώπινης φυσιολογίας και των δυνατοτήτων ενσωμάτωσης καινοτόμων εφαρμογών.

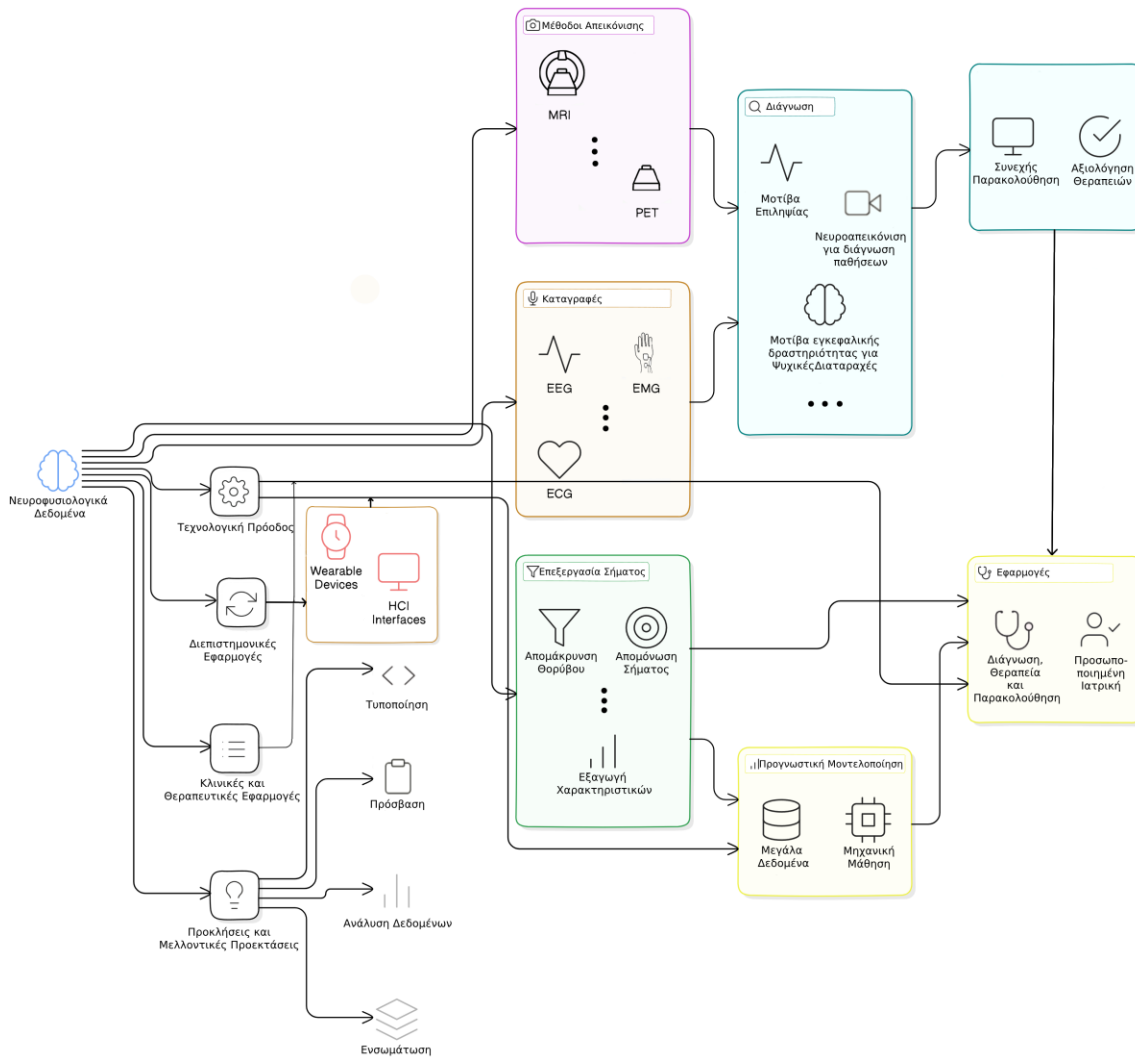
Η διάγνωση νευρολογικών διαταραχών αποτελεί ένα από τα κεντρικά πεδία αξιοποίησης των νευροφυσιολογικών δεδομένων. Αρχικά, κατά τη διαχείριση, παρακολούθηση και κατανόηση νευρολογικών και ψυχιατρικών διαταραχών, τα νευροφυσιολογικά δεδομένα μπορούν να αποκαλύπτουν μοτίβα δραστηριότητας του εγκεφάλου που λειτουργούν ως βιοδείκτες και αντανακλούν συγκεκριμένα νοσολογικά προφίλ για διάφορες παθήσεις. Για παράδειγμα, στην επιληψία, τα χαρακτηριστικά εγκεφαλικά κύματα που ανιχνεύονται κατά τη διάρκεια μιας κρίσης, προσφέρουν πληροφορίες για τον εντοπισμό της εστίας και του τύπου της διαταραχής (6). Ομοίως συμβαίνει και στη διάγνωση νευροεκφυλιστικών ασθενειών όπως το Αλτσχάιμερ και το Πάρκινσον. Συγκεκριμένα, στο Αλτσχάιμερ τα αλλοιωμένα πρότυπα εγκεφαλικής δραστηριότητας, καθώς και οι διαταραχές στη μνήμη και τις γνωστικές λειτουργίες συμβάλλουν στην έγκαιρη ανίχνευση της νόσου (7). Όσον αφορά στην νόσο Πάρκινσον δε, οι αλλαγές στον μυϊκό τόνο και τον συντονισμό μπορούν να αναγνωριστούν με τη βοήθεια ηλεκτροφυσιολογικών μετρήσεων, συνεισφέροντας στον εντοπισμό και την εξέλιξη της ασθένειας (8). Ακόμη, οι

διαταραχές ύπνου, όπως η υπνική άπνοια και η ναρκοληψία, μπορούν να διαγνωστούν και αυτές με ακρίβεια μέσω των αποκλίσεων στα πρότυπα του ύπνου που καταγράφονται.

Στις ψυχιατρικές διαταραχές, που η διάγνωση συνήθως περιλαμβάνει κλινική αξιολόγηση με συνεντεύξεις, ψυχολογικές εκτιμήσεις και ανασκόπηση του ιστορικού και των συμπτωμάτων του ατόμου, τα νευροφυσιολογικά δεδομένα μπορούν να προσφέρουν επιπλέον εις βάθος πληροφορίες. Μέσω της διάκρισης της χαρακτηριστικής δραστηριότητας του εγκεφάλου δύναται να επιτευχθεί εντοπισμός των υποκείμενων μηχανισμών συμβάλλοντας σε πιο στοχευμένες προσεγγίσεις διάγνωσης και θεραπείας. Παραδείγματος χάριν, στην κατάθλιψη μέσω νευροαπεικόνισης μπορούν να εξαχθούν ενδείξεις για τη φύση και το βαθμό της διαταραχής καθώς έχει γίνει συσχέτιση με μοτίβα δυσλειτουργικής συνδεκτικότητας (connectivity) στα μεταιχμιακά δίκτυα (9), ενώ με την ίδια τεχνική μπορεί να γίνει διάκριση σε νευροεκφυλιστικές διαταραχές ή καρκίνους (10). Στη Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής και Υπερκινητικότητας (ΔΕΠΥ), οι αλλαγές στη λειτουργία και συνδεσιμότητα συγκεκριμένων εγκεφαλικών κυκλωμάτων επίσης συμβάλλουν στη διάγνωση της (11). Παρομοίως, σε άλλες ψυχιατρικές διαταραχές όπως η διπολική διαταραχή, η σχιζοφρένεια ή η ψυχαναγκαστική διαταραχή, τα νευροφυσιολογικά δεδομένα αποκαλύπτουν διακριτές αλλαγές στη δραστηριότητα διαφορετικών εγκεφαλικών περιοχών που συνήθως αντανακλούν βαθύτερες αλλοιώσεις στη λειτουργία του εγκεφάλου (12).

Οι εφαρμογές των νευροφυσιολογικών δεδομένων στη διάγνωση προεκτείνονται πέραν των διαταραχών, καλύπτοντας ολόκληρο το φάσμα των φυσιολογικών λειτουργιών του ατόμου. Η ανάλυσή τους συμβάλλει στην κατανόηση γνωστικών λειτουργιών όπως η αντίληψη, η μνήμη, η λήψη αποφάσεων και η προσοχή (13). Επιπλέον εφαρμογές εκτείνονται στην ανίχνευση και κατανόηση της λειτουργίας των εγκεφαλικών κυκλωμάτων που σχετίζονται με τις νοητικές διεργασίες, τη συμπεριφορά και τα συναισθήματα, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για τη λειτουργία του υγιούς εγκεφάλου (14,15).

Πέραν της διάγνωσης διαδραματίζουν ουσιαστικό ρόλο στην ανάπτυξη και αξιολόγηση θεραπειών. Η παρατήρηση των μεταβολών στην εγκεφαλική δραστηριότητα, πριν και μετά από την εφαρμογή μιας θεραπείας, προσφέρει μετρήσεις για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας τους καθιστώντας δυνατή μία ταχύτερη και βελτιωμένη εξατομικευμένη θεραπεία (3). Παράλληλα, οι μετρήσεις νευροφυσιολογικών δεικτών παρέχουν συνεχή παρακολούθηση της εξέλιξης μιας ασθένειας κατά την πάροδο του χρόνου, ενημερώνοντας για την αποτελεσματικότητα μιας θεραπείας και ενισχύοντας την κλινική λήψη αποφάσεων (16).



Εικόνα 1: Εννοιολογικός χάρτης νευροφυσιολογικών δεδομένων στον οποίο αποτυπώνεται η πολύπλευρη και διεπιστημονική φύση της νευροφυσιολογίας.

Μέσω των παραδειγμάτων που προαναφέρθηκαν, γίνεται αντιληπτό πως ο όγκος των νευροφυσιολογικών δεδομένων που καταγράφεται δύναται να αποθηκευτεί και να συσσωρευθεί ώστε να έχει επιπρόσθετη αξιοποίηση. Αυτό μπορεί να συμβεί σε συνδυασμό με έναν άλλο ταχύτατα αναπτυσσόμενο κλάδο της σύγχρονης εποχής, αυτόν των μεγάλων δεδομένων (Big Data). Στατιστικά και αναλυτικά εργαλεία, συμπεριλαμβανομένων των αλγορίθμων μηχανικής μάθησης, συνδυάζονται σε νευροφυσιολογικά σύνολα δεδομένων για την ανάπτυξη προγνωστικών μοντέλων που αναγνωρίζουν και προβλέπουν συγκεκριμένα πρότυπα και τάσεις στη δραστηριότητα του εγκεφάλου και του νευρικού συστήματος εντοπίζοντας πρώιμα σημάδια παθολογίας ή παρέχοντας ενδείξεις για την πιθανή ανταπόκριση ενός ασθενούς σε μια θεραπεία.

Τέτοια προβλεπτικά μοντέλα έχουν τη δυνατότητα να βελτιώσουν τα διαγνωστικά εργαλεία, καθιστώντας τα πιο ευαίσθητα και εξιδεικευμένα.

Ένας άλλος διεπιστημονικός τομέας που συνδυάζει τη νευροφυσιολογία με την επιστήμη των υπολογιστών είναι οι Διεπαφές Εγκεφάλου-Υπολογιστή (ΔΕΥ). Αυτές οι τεχνολογίες χρησιμοποιούν νευροφυσιολογικά σήματα για τον έλεγχο των ηλεκτρονικών υπολογιστών και ποικιλίας περιφερειακών συσκευών. Οι ΔΕΥ επιτρέπουν την αποκωδικοποίηση εγκεφαλικών σημάτων και τη μετάφρασή τους σε εντολές που χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο διαφόρων συσκευών, συμπεριλαμβανομένων των προσθετικών άκρων, προσφέροντας αυξημένο έλεγχο και αυτονομία σε άτομα με αναπηρίες (5). Επιπλέον, οι διεπαφές αυτές εξετάζονται για την υποβοήθηση νευρικών λειτουργιών, όπως η όραση (17). Επίσης, επιτρέπουν την ανάπτυξη θεραπειών νευροανάδρασης, οι οποίες χρησιμοποιούν σε πραγματικό χρόνο νευροφυσιολογικά δεδομένα ώστε να εκπαιδευτούν ασθενείς με αγχώδεις διαταραχές ή ΔΕΠΥ στον έλεγχο της εγκεφαλικής τους δραστηριότητας. Μέσω της ενίσχυσης ωφέλιμων μοτίβων δραστηριότητας, οι ασθενείς μπορούν να μάθουν να ελέγχουν τα συμπτώματά τους, βελτιώνοντας έτσι την ποιότητα ζωής τους. Τέτοιες θεραπείες παρέχουν ένα καινοτόμο πλαίσιο αυτο-ρύθμισης και καθοδήγησης, ενισχύοντας τη χρήση των ΔΕΥ στη σύγχρονη ιατρική.

Παράλληλα με την πρόοδο των ΔΕΥ, η ταχύτερη ανάπτυξη φορέσιμων συσκευών (wearable devices) έχει ανοίξει νέους δρόμους στην παρακολούθηση και ανάλυση της νευροφυσιολογικής δραστηριότητας σε πραγματικό χρόνο, στο φυσικό χώρο του ατόμου και κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων. Αυτές οι συσκευές που συχνά είναι στη μορφή αξεσουάρ ή ενσωματώνονται σε διάφορα είδη όπως ρολόγια, ζώνες ή κάσκες/κράνη, επιτρέπουν τη συνεχή παρακολούθηση παραμέτρων του καρδιακού ρυθμού, της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου και άλλων ζωτικών λειτουργιών, προσφέροντας συνεχή δεδομένα για την υγεία .

Η εν κινήσει παρακολούθηση νευροφυσιολογικών δεδομένων, οι εξελίξεις στην προγνωστική μοντελοποίηση και στη μηχανική μάθηση, και ο συνδυασμός όλων των προαναφερθέντων εξελίξεων στον κλάδο της νευροφυσιολογίας συμβάλλουν ουσιαστικά στην προαγωγή της λεγόμενης προσωποποιημένης ιατρικής. Αυτή επιτρέπει την ακριβέστερη κατανόηση και ανταπόκριση στις μοναδικές βιολογικές διαδικασίες του κάθε ατόμου. Δια της ανίχνευσης λεπτών διαφοροποιήσεων στις νευροφυσιολογικές δραστηριότητες, οι ιατροί μπορούν να προσαρμόσουν τις θεραπείες βάσει των μοναδικών μοτίβων και αναγκών κάθε ασθενή. Αυτός ο συνδυασμός φορητής τεχνολογίας και προηγμένης ανάλυσης οδηγεί σε αυξημένη

αποτελεσματικότητα των θεραπειών, μειώνοντας τις ανεπιθύμητες παρενέργειες και βελτιώνοντας την ποιότητα ζωής (18).

Πρόσφατες επιστημονικές πρωτοβουλίες έχουν προκρίνει την ανάγκη για αυξημένη χρήση νευροφυσιολογικών μεταβλητών σε κλινικές και άλλες εφαρμοσμένες ιατρικές αξιολογήσεις. Ωστόσο, η διαδικασία ενσωμάτωσης νευροφυσιολογικών μετρήσεων στις μελέτες περιλαμβάνει σημαντικές μεθοδολογικές προκλήσεις που δεν έχουν εξεταστεί αποτελεσματικά μέχρι σήμερα. Ως αποτέλεσμα, οι νευροφυσιολογικές μετρήσεις παραμένουν σχετικά ανεκμετάλλευτες σε κλινικές και εφαρμοσμένες αξιολογήσεις (19).

Αρχικά, ένας σημαντικός παράγοντας που περιορίζει την ευρεία ενσωμάτωση νευροφυσιολογικών μετρήσεων στις ιατρικές και κλινικές μελέτες είναι η έλλειψη κανονικοποιημένων και επισημοποιημένων διαδικασιών για την ένταξή τους (20). Η απουσία ενιαίων πρωτοκόλλων και διαδικασιών σημαίνει ότι η συλλογή, η απεικόνιση και η ανάλυση των δεδομένων ποικίλλουν από έρευνα σε έρευνα, δυσχεραίνοντας την αξιοποίηση, σύγκριση ή ακόμα και γενίκευση των ευρημάτων. Αυτή η ασυνέπεια περιορίζει την επιστημονική ακρίβεια και την αξιοπιστία των ερευνητικών συμπερασμάτων. Επιπρόσθετα, το κόστος συνιστά έναν ακόμα σημαντικό παράγοντα που επηρεάζει την πρόσβαση και τη χρήση νευροφυσιολογικών μετρήσεων. Η υψηλή τιμή των προηγμένων διαγνωστικών εργαλείων και τεχνολογιών μπορεί να αποτρέψει την εφαρμογή τους σε φορείς με περιορισμένους πόρους. Η ανάπτυξη και η ευρεία υιοθέτηση πιο προσιτών τεχνολογικών λύσεων θα ήταν κρίσιμη για τη διασφάλιση ευρύτερης πρόσβασης στις νευροφυσιολογικές μετρήσεις, βελτιώνοντας την ποιότητα, την ακρίβεια και την προσωποποιημένη προσέγγιση στην ιατρική φροντίδα. Επιπλέον, η πολυπλοκότητα που σχετίζεται με την ανάλυση νευροφυσιολογικών δεδομένων δρα συνδυαστικά με την πολυσύνθετη φύση και την ερμηνεία τους. Η επεξεργασία των δεδομένων απαιτεί όχι μόνο προηγμένα εργαλεία ανάλυσης αλλά και εξειδικευμένες γνώσεις στη νευροεπιστήμη, στα μαθηματικά και στην πληροφορική, καθώς και εμπειρία στον χειρισμό και την ερμηνεία των πολύπλοκων βιολογικών σημάτων. Αυτή η απαίτηση για εξειδικευμένη ανάλυση περιορίζει την ευρεία εφαρμογή νευροφυσιολογικών μετρήσεων σε περιβάλλοντα με περιορισμένους πόρους. Ως εκ τούτου, η ανάπτυξη μεθόδων και εργαλείων που είναι πιο προσιτά και εύκολα στη χρήση αναδεικνύεται ως μια κρίσιμη πρόκληση για την ερευνητική κοινότητα.

Συνοψίζοντας, η νευροφυσιολογία αποτελεί έναν δυναμικό και διεπιστημονικό κλάδο που συνδυάζει τη βιολογία, την ιατρική, την επιστήμη των υπολογιστών και άλλες συναφείς επιστήμες

για την κατανόηση της λειτουργίας του εγκεφάλου, όλου του νευρικού συστήματος και της λειτουργίας του ανθρώπινου σώματος. Οι τεχνολογικές εξελίξεις των ΔΕΥ, των φορέσιμων συσκευών και των μοντέλων πρόγνωσης μέσω μεγάλων δεδομένων έχουν διευρύνει τις δυνατότητες έρευνας και εφαρμογών, προσφέροντας νέες προοπτικές για τη διάγνωση, τη θεραπεία και την αποκατάσταση. Οι μέθοδοι ψηφιακής επεξεργασίας σήματος και οι τεχνικές μηχανικής μάθησης συμβάλλουν καθοριστικά στη μετατροπή των νευροφυσιολογικών δεδομένων σε πολύτιμες πληροφορίες, προωθώντας την προσωποποιημένη ιατρική και την εξατομικευμένη θεραπεία. Ωστόσο, η ευρύτερη ενσωμάτωση αυτών των τεχνολογιών και μεθόδων απαιτεί την αντιμετώπιση μεθοδολογικών προκλήσεων και τη βελτίωση της προσβασιμότητας και της ευχρηστίας των εργαλείων αυτών.

Στην παρούσα διατριβή, ο όρος νευροφυσιολογία αναφέρεται στον κλάδο που μελετά τη λειτουργία και τους μηχανισμούς του εγκεφάλου μέσω της καταγραφής και ανάλυσης της βιοηλεκτρικής δραστηριότητάς του. Κατ' επέκταση τα νευροφυσιολογικά δεδομένα είναι οι πληροφορίες που λαμβάνονται από την καταγραφή αυτών των σημάτων.

1.2. Λειτουργία του εγκεφάλου

1.2.1. Νευρικό σύστημα

Το νευρικό σύστημα είναι μια εξαιρετικά περίπλοκη και δυναμική δικτυωμένη δομή του οργανισμού θεμελιώδους σημασίας για την επιβίωση και την ευημερία του. Αποτελείται από δισεκατομμύρια νευρώνες που επικοινωνούν μεταξύ τους μέσω συνάψεων, δημιουργώντας ένα μεγάλο σύστημα επεξεργασίας πληροφοριών. Όντας υπεύθυνο για τον έλεγχο και συντονισμό όλων των λειτουργιών του σώματος, είναι το μέσο που διασφαλίζει την κατάλληλη ανταπόκριση σε ερεθίσματα προερχόμενα είτε εντός του οργανισμού είτε από το εξωτερικό περιβάλλον, ώστε να προσαρμόζεται και να επιβιώνει. Παράλληλα με τη ρύθμιση των οργανικών και ζωτικών λειτουργιών του σώματος, είναι αυτό που επιτρέπει στο άτομο να βιώνει τον κόσμο μέσω αισθήσεων, σκέψεων, πράξεων και συναισθημάτων. Αποτελείται από το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα (ΚΝΣ) και το Περιφερειακό Νευρικό Σύστημα (ΠΝΣ).

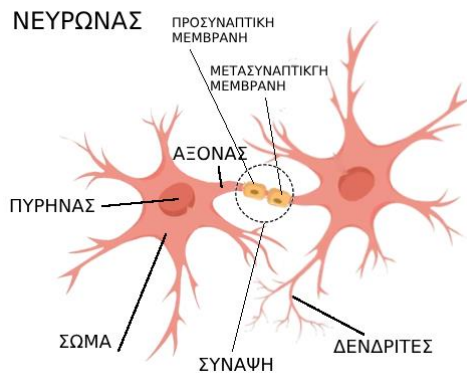
Το ΚΝΣ περιλαμβάνει τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό. Ο εγκέφαλος είναι ο πυρήνας για τον έλεγχο των σκέψεων, της μνήμης, των αισθήσεων και των σωματικών κινήσεων. Ο νωτιαίος μυελός λειτουργεί ως δίαυλος, μεταφέροντας πληροφορίες μέσω νευρικών ώσεων μεταξύ του εγκεφάλου και του υπόλοιπου σώματος. Το ΠΝΣ αποτελείται από όλα τα νεύρα που

εκτείνονται από τον εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό, προς τα διάφορα μέρη του σώματος. Χωρίζεται σε δύο υποσυστήματα: το σωματικό νευρικό σύστημα, το οποίο ελέγχει τις εθελοντικές κινήσεις και την αντίληψη των αισθήσεων και το αυτόνομο νευρικό σύστημα, το οποίο ρυθμίζει τις ασυνείδητες λειτουργίες, όπως ο καρδιακός ρυθμός, η αναπνοή και η πέψη (21).

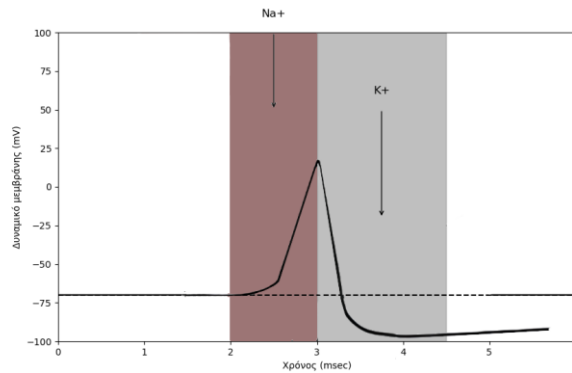
1.2.2. Νευρικές ώσεις

Η λειτουργία του νευρικού συστήματος βασίζεται στη μετάδοση νευρικών ώσεων μέσω των νευρώνων. Οι νευρώνες είναι κύτταρα που μεταφέρουν ηλεκτρικά και χημικά σήματα. Αυτά τα σήματα επιτρέπουν στον εγκέφαλο να επεξεργάζεται πληροφορίες, να ανταποκρίνεται σε ερεθίσματα του περιβάλλοντος και να συντονίζει τις λειτουργίες του σώματος σχεδόν ακαριαία, ταξιδεύοντας με ταχύτητες έως και 120 μέτρα ανά δευτερόλεπτο.

Οι νευρώνες αποτελούνται από το κυτταρικό σώμα, τους δενδρίτες, οι οποίοι λαμβάνουν σήματα από άλλους νευρώνες και τους νευράξονες, οι οποίοι στέλνουν σήματα σε άλλους νευρώνες, μύες και αδένες. Μεταξύ τους επικοινωνούν σε διασταυρώσεις που ονομάζονται συνάψεις (Εικόνα 2), δηλαδή εκεί που οι απολήξεις του νευράξονα ενός νευρώνα (προ-συναπτικός νευρώνας), συναντούν τον δενδρίτη ενός άλλου (μετα-συναπτικός νευρώνας) επιτυγχάνοντας έτσι τη συναπτική μετάδοση και τον σχηματισμό νευρωνικών δικτύων.

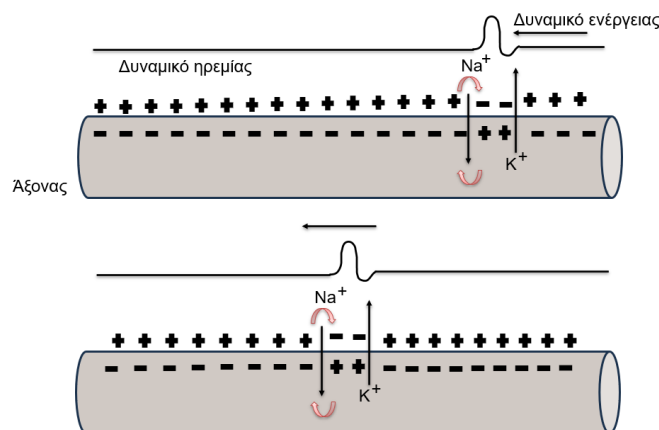


Εικόνα 2: Διάγραμμα νευρώνων που απεικονίζει τη δομή και τα βασικά τους μέρη



Εικόνα 3: Γράφημα που απεικονίζει τη μεταβολή του δυναμικού ενέργειας. Η σκιασμένη περιοχή υποδεικνύει την εισροή ιόντων Νατρίου (Na^+), ακολουθούμενη από την εκροή ιόντων Καλίου (K^+), η οποία αποκαθιστά το δυναμικό ηρεμίας.

Όταν ένας νευρώνας ενεργοποιείται, αφού έχει διεγερθεί πάνω από ένα συγκεκριμένο όριο, δημιουργεί μία ηλεκτρική ώση γνωστή ως δυναμικό ενέργειας (Εικόνα 3). Η μετάδοση των σημάτων βασίζεται στην κίνηση ιόντων, όπως το νάτριο (Na^+) και το κάλιο (K^+), μέσα από εξειδικευμένους διαύλους στη μεμβράνη του νευρώνα. Κατά την αποπόλωση, τα ιόντα νατρίου εισέρχονται στον νευρώνα αυξάνοντας το θετικό φορτίο του. Στη συνέχεια, κατά την επαναπόλωση, τα ιόντα καλίου εξέρχονται, επαναφέροντας το αρνητικό δυναμικό του νευρώνα. Η ώση μεταφέρεται από τον νευράξονα στις συνάψεις όπου ενεργοποιεί την απελευθέρωση νευροδιαβιβαστών.



Εικόνα 4: Απεικόνιση της κατάστασης δυναμικού ηρεμίας και της διαδικασίας δημιουργίας δυναμικού ενέργειας σε έναν άξονα νευρώνα. Η εικόνα δείχνει την κατανομή των ιόντων Νατρίου (Na^+) και Καλίου (K^+) και την κίνηση αυτών των ιόντων μέσω των μεμβρανών

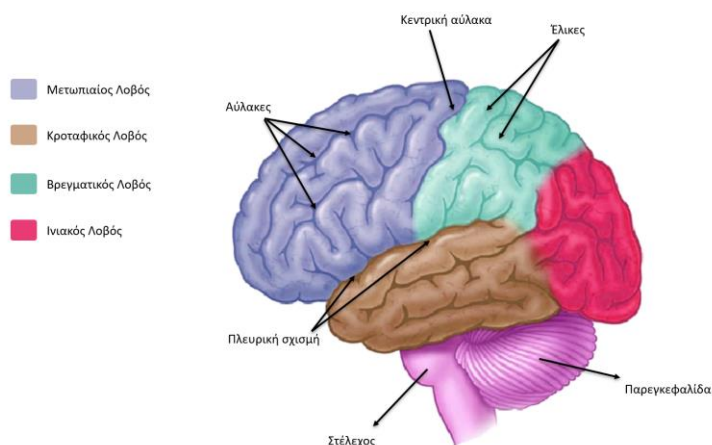
Στη συνέχεια διασχίζουν το συναπτικό κενό και συνδέονται με υποδοχείς του νευρώνα που βρίσκεται στη μεριά του παραλήπτη, ο οποίος επακόλουθα μπορεί να προκαλέσει είτε διέγερση (δημιουργία νέου δυναμικού ενέργειας) είτε αναστολή του μετα-συναπτικού νευρώνα ανάλογα με τον τύπο του νευροδιαβιβαστή και του υποδοχέα. Αυτή η διαδικασία είναι ζωτικής σημασίας για τη διάδοση των σημάτων και βασίζεται στην κίνηση ιόντων μέσω της μεμβράνης του νευρώνα διαμέσου εξειδικευμένων διαύλων (Εικόνα 4). Η κατανόηση αυτών των διαδικασιών είναι κρίσιμη για την αποκάλυψη των μηχανισμών της εγκεφαλικής λειτουργίας (21).

1.2.3. Φυσιολογία εγκεφάλου

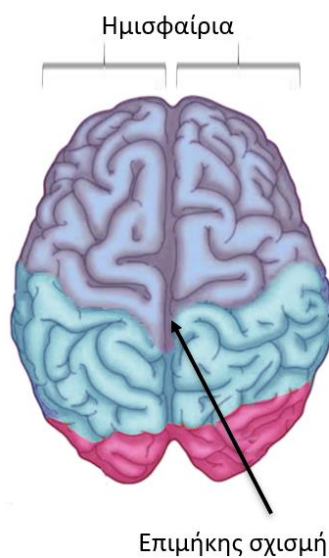
Η ανατομία του εγκεφάλου είναι σύνθετη και αποτελείται από διάφορες περιοχές και δομές που εργάζονται συνδυαστικά για την επεξεργασία πληροφοριών και τον έλεγχο του σώματος. Ο εγκέφαλος βρίσκεται προστατευμένος εσωτερικά του κρανίου και περιβάλλεται από τρεις χιτώνες μεμβράνης (υμένες) που ονομάζονται μήνιγγες. Αυτές διατελούν ως φυσικό φράγμα ενάντια σε λοιμώξεις, τραυματισμούς και απόβλητα, παρέχουν δομική στήριξη και σταθερότητα και διασφαλίζουν την τροφοδοσία του εγκεφάλου. Επιπλέον, στις κοιλίες του εγκεφάλου κυκλοφορεί το εγκεφαλονωτιαίο υγρό που συνεισφέρει περεταίρω στη στήριξη, την προστασία και τη θρέψη του.

Οι τρεις κύριες ανατομικά περιοχές του εγκεφάλου είναι τα εγκεφαλικά ημισφαίρια, το στέλεχος και η παρεγκεφαλίδα. Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια είναι δύο, αριστερό και δεξί. Χωρίζονται μεταξύ τους από την επιμήκη σχισμή, με την επιφανειακή δομή τους να παρουσιάζει εσοχές και προεξοχές που ονομάζονται αύλακες και έλικες, αντίστοιχα (Εικόνα 5). Καταλαμβάνουν το μεγαλύτερο τμήμα του εγκεφάλου και επικοινωνούν μεταξύ τους μέσω συνδέσμων, κυρίως δια του βασικού συνόλου νευραξόνων, του μεσολόβιου. Παρόλο που ελέγχουν τις δικές τους ξεχωριστές λειτουργίες (π.χ. κάθε ημισφαίριο ελέγχει την αντίθετη πλευρά του σώματος) τα δύο ημισφαίρια συνεργάζονται στενά για να συντονίσουν συνολικά τις κινήσεις, τις αισθήσεις, τις σκέψεις και τα συναισθήματα. Το εξωτερικό στρώμα των ημισφαιρίων συγκροτείται από τη φαιά ουσία και ονομάζεται εγκεφαλικός φλοιός. Ο φλοιός αποτελεί τη μόνη περιοχή του ΚΝΣ υπεύθυνη για τις συνειδητές λειτουργίες του ανθρώπου. Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια είναι υπεύθυνα για ένα ευρύ φάσμα λειτουργιών, όπως η επεξεργασία των αισθητηριακών πληροφοριών και η δημιουργία συνειδητής αντίληψης, ο έλεγχος των εκούσιων κινήσεων, η οργάνωση και η σύνδεση νέων πληροφοριών με προηγούμενες εμπειρίες και μνήμες, η εκτέλεση ανώτερων

νοητικών λειτουργιών, ο υποσυνείδητος έλεγχος σωματικών λειτουργιών και η ρύθμιση άλλων εγκεφαλικών περιοχών (Εικόνα 6).



Εικόνα 5: Ανατομική απεικόνιση του εγκεφάλου, που δείχνει τους τέσσερις κύριους λοβούς και άλλες βασικές δομές



Εικόνα 6: Απεικόνιση του εγκεφάλου από επάνω, που δείχνει τη διαίρεση των δύο ημισφαιρίων και την επιμήκη σχισμή που τα διαχωρίζει

Τα ημισφαίρια υποδιαιρούνται περαιτέρω σε ξεχωριστούς λοβούς που ορίζονται χωρικά από τις σχισμές των βαθύτερων αυλάκων. Οι λοβοί αυτοί συνιστούν τα κέντρα ελέγχου διαφορετικών λειτουργιών κομβικής σημασίας, όπως η άρθρωση του λόγου, οι μηχανισμοί συλλογισμού και ο συντονισμός των κινήσεων. Κάθε λοβός διαδραματίζει άμεσο ρόλο στον τρόπο που αλληλοεπιδρούμε με τον κόσμο γύρω μας. Οι λοβοί είναι:

- Ο **μετωπιαίος λοβός**, που βρίσκεται στο μπροστινό μέρος του εγκεφάλου και σχετίζεται με τη λογική, τον προγραμματισμό, τα τμήματα του λόγου, την κίνηση, τα συναισθήματα και την επίλυση προβλημάτων.
- Ο **βρεγματικός λοβός**, που βρίσκεται πίσω από τον μετωπιαίο και διαχειρίζεται την ερμηνεία των απτικών αισθητηριακών πληροφοριών όπως η πίεση, η αφή και ο πόνος.
- Ο **ινιακός λοβός**, που βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου και είναι κυρίως υπεύθυνος για την οπτική επεξεργασία.
- Ο **κροταφικός λοβός**, που βρίσκεται κάτω από την πλάγια σχισμή και εμπλέκεται στην αντίληψη και αναγνώριση ακουστικών ερεθισμάτων, τη μνήμη και την ομιλία.

Το στέλεχος του εγκεφάλου συνδέει τον εγκέφαλο με τον νωτιαίο μυελό. Αποτελείται από τον προμήκη μυελό, τη γέφυρα και τον μέσο εγκέφαλο. Ρυθμίζει βασικές λειτουργίες του σώματος όπως η αναπνοή, ο καρδιακός ρυθμός και η αρτηριακή πίεση. Επιπλέον, είναι υπεύθυνο για την ανταλλαγή σημάτων μεταξύ του εγκεφάλου και του υπόλοιπου σώματος μέσω των διερχόμενων νεύρων.

Η παρεγκεφαλίδα βρίσκεται στο πίσω μέρος του κρανίου, κάτω από τον ινιακό λοβό και πίσω από το στέλεχος του εγκεφάλου. Χωρίζεται σε δύο ημισφαίρια που συνδέονται μεταξύ τους μέσω μιας κεντρικής δομής που ονομάζεται σκώληκας. Λαμβάνει και ενσωματώνει πληροφορίες από διάφορες περιοχές του σώματος συμπεριλαμβανομένων των μυών και των αρθρώσεων, καθώς και από άλλες περιοχές του εγκεφάλου συντελώντας σε λειτουργίες που δεν είναι συνειδητές όπως η ισορροπία, ο συντονισμός κινητικών δεξιοτήτων και ο μυϊκός τόνος.

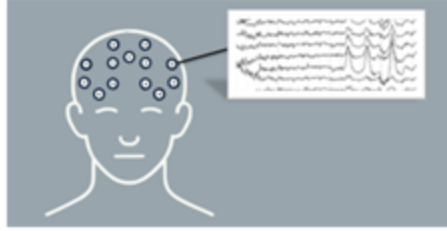
Πέραν των βασικών περιοχών του εγκεφάλου που αναφέρθηκαν, πολλές ακόμη υποδιαιρέσεις δομών συγκροτούν το σύνολό του, με τις πιο σημαντικές να είναι ο θάλαμος, ο υποθάλαμος και το μεταιχμιακό σύστημα (limbic) (21).

1.3. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)

Το ΗΕΓ είναι ένα διαγνωστικό εργαλείο το οποίο καταγράφει τη συνεχή ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Συγκεκριμένα, μέσω αυτού μετράται η διαφορά δυναμικού κατά τη διάρκεια του χρόνου ανάμεσα σε δύο διαφορετικά σημεία στα οποία είναι τοποθετημένα ηλεκτρόδια. Οι διακυμάνσεις τάσης αντικατοπτρίζουν τη δυναμική αλληλεπίδραση νευρώνων που ενεργοποιούνται στον εγκέφαλο. Η σημασία του ΗΕΓ προκύπτει από τη δυνατότητα του να αποτυπώνει τους μηχανισμούς των νευρώνων κατά τη διάρκεια γνωστικών διαδικασιών. Αυτό συμβαίνει μέσω της εφαρμογής τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας σήματος, όπως της χωρο-χρονικής ανάλυσης, της εύρεσης δυναμικών μοτίβων ή της κατηγοριοποίησης σήματος.

Ειδικότερα, προσφέρει υψηλή χρονική ανάλυση καθώς δια μέσου της ανίχνευσης αλλαγών στην εγκεφαλική δραστηριότητα της τάξης των μV , γίνεται εφικτή η καταγραφή του χρονισμού των νευρικών διαδικασιών. Ωστόσο, η χωρική ανάλυση παραδοσιακά είναι χαμηλότερη, καθιστώντας περίπλοκη την εις βάθος εύρεση της πηγής ενός σήματος με ακρίβεια. Το ΗΕΓ μπορεί να διακριθεί σε επεμβατικό (ενδοκρανιακό ΗΕΓ) και μη επεμβατικό (επιφανειακό ΗΕΓ). Το επεμβατικό ΗΕΓ περιλαμβάνει τη χειρουργική τοποθέτηση ηλεκτροδίων σε συγκεκριμένη περιοχή του εσωτερικού του εγκεφάλου και χρησιμοποιείται συνήθως σε προεγχειρητικούς ελέγχους ή σε περιπτώσεις σοβαρών επιληψιών και εγκεφαλικών όγκων. Το μη επεμβατικό ΗΕΓ καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα μέσω ηλεκτροδίων τοποθετημένων στο τριχωτό της κεφαλής και χρησιμοποιείται ευρύτερα για την απόκτηση συνολικής εικόνας του εγκεφάλου, τη διάγνωση επιληπτικών επεισοδίων, νευροεκφυλιστικών ασθενειών, διαταραχών ύπνου και άλλων παθήσεων.

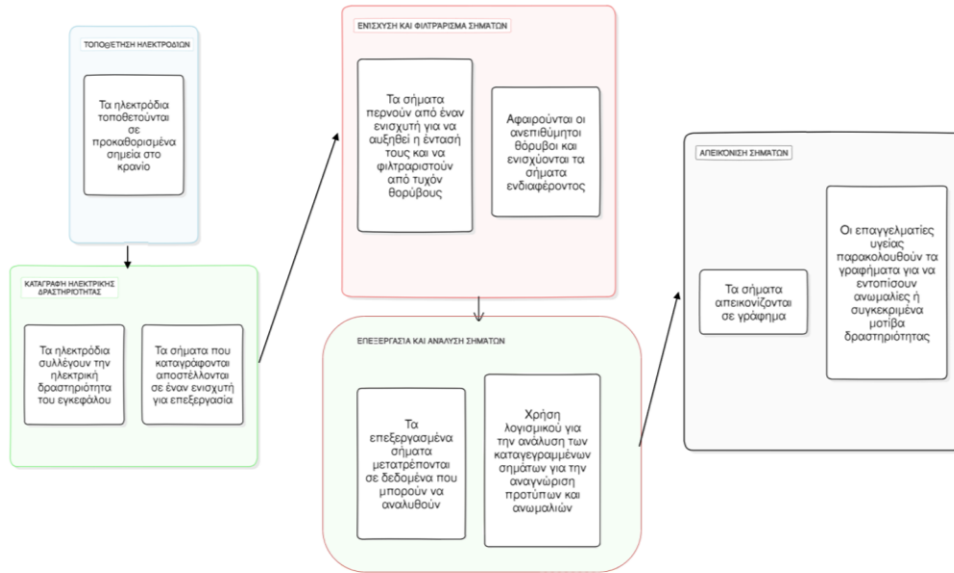
Οι προδιαγραφές ενός συστήματος ΗΕΓ εξαρτώνται από το πλαίσιο χρήσης του. Οι κλινικές καταγραφές ΗΕΓ πραγματοποιούνται σε ελεγχόμενα περιβάλλοντα, συνήθως νοσοκομεία, χρησιμοποιώντας ογκώδεις συσκευές υψηλής ακρίβειας. Οι απαιτήσεις που πρέπει να πληρούνται είναι υψηλές και αφορούν τις τεχνικές προδιαγραφές του υλισμικού (hardware), όπως ο αριθμός των ηλεκτροδίων (τουλάχιστον 21), την αντίσταση ανάμεσα στο τριχωτό της κεφαλής και το ηλεκτρόδιο ($>100\text{Ohm}$ και $<10000\text{ Ohm}$), τη χωρική τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο τριχωτό της κεφαλής, αλλά και τις τεχνικές προδιαγραφές του λογισμικού για την ποιοτική και συνεχή έγκυρη απόκτηση και επεξεργασία σήματος (Εικόνα 7).



***Εικόνα 7:** Απλοποιημένη απεικόνιση της τοποθέτησης ηλεκτροδίων σε ανθρώπινο κεφάλι. Τα ηλεκτρόδια καταγράφουν τα ηλεκτρικά δυναμικά από τον εγκέφαλο, τα οποία απεικονίζονται ως κύματα σε ένα γράφημα*

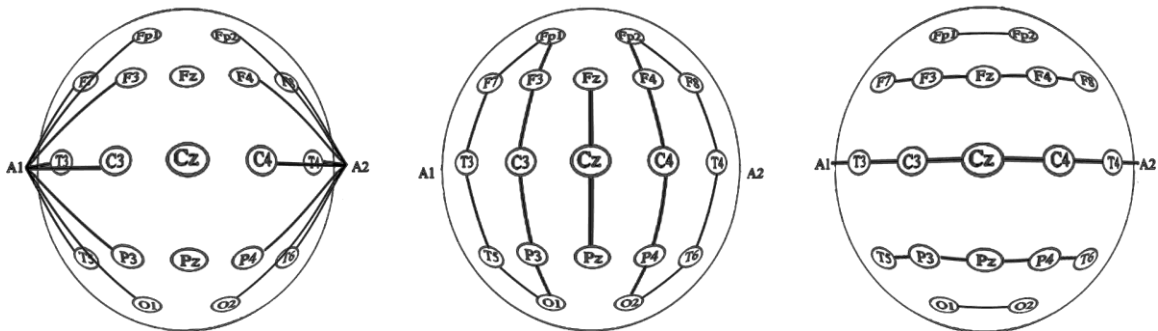
Τα τελευταία χρόνια έχει παραχθεί πληθώρα φορέσιμων συσκευών ΗΕΓ που επιτρέπουν την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων σε οποιοδήποτε περιβάλλον, ξεπερνώντας τους παραδοσιακούς περιορισμούς των εργαστηριακών συνθηκών ενός κλινικού ΗΕΓ. Συνήθως είναι σχεδιασμένες για προσωπική χρήση παρακολούθησης γενικής υγείας και ευεξίας, ενώ διαφέρουν μεταξύ τους σε κατασκευαστικές και τεχνικές προδιαγραφές αναφορικά με τον αριθμό και τη διάταξη ηλεκτροδίων, του λογισμικού επεξεργασίας σήματος και την ποιότητα υλικών. Τυπικά δεν πληρούν τα κλινικά πρότυπα ακρίβειας και αξιοπιστίας που απαιτούνται για τη διάγνωση ή τη θεραπεία νευρολογικών διαταραχών. Τα συστήματα απόκτησης ΗΕΓ μπορεί να είναι είτε «υγρά» (wet) είτε «ξηρά» (dry), ανάλογα με τη χρήση ή όχι αγωγίμου τζελ για τη μείωση της αντίστασης και τη βελτίωση της επαφής των μεταλλικών ηλεκτροδίων στο τριχωτό της κεφαλής. Παραδοσιακά, τα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται από υλικά όπως ο χρυσός, ο άργυρος και ο χλωριούχος άργυρος, τα οποία προσφέρουν καλή αγωγιμότητα και χαμηλή αντίσταση, με αποτέλεσμα λιγότερο θόρυβο και καλύτερη ποιότητα σήματος.

Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις στο τριχωτό της κεφαλής ακολουθώντας τυποποιημένα συστήματα προκειμένου να επιτευχθεί ακρίβεια και αναπαραγωγιμότητα (Εικόνα 9). Το πιο διαδεδομένο είναι το Διεθνές Σύστημα 10-20, το οποίο βασίζεται σε ανατομικά ορόσημα και ποσοστά απόστασης μεταξύ των ηλεκτροδίων για την ομοιόμορφη τοποθέτησή τους. Άλλες τυποποιημένες τοποθετήσεις, όπως το 10-10 ή το 10-5, έχουν προταθεί προσφέροντας πιο λεπτομερή χωρική ανάλυση και συγκεκριμένα πλεονεκτήματα ανάλογα με το ερευνητικό ερώτημα και τον τρόπο ανάλυσης των αποτελεσμάτων.



Εικόνα 8: Διάγραμμα που απεικονίζει τη βασική διαδικασία καταγραφής και απεικόνισης ΗΕΓ

Η ονομασία και η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων σχετίζεται με το ημισφαίριο και τον λοβό που καταγράφουν. Το γράμμα F, C, P, O υποδεικνύει την περιοχή (μετωπιαία, κεντρική, βρεγματική, ινιακή) και ο αριθμός, ζυγός για δεξί και μονός για αριστερό, σχετίζεται με το ημισφαίριο. Τα ηλεκτρόδια χωρίς αριθμό και με z (Fpz, Cz, Oz) βρίσκονται στην νοητή γραμμή που ενώνει τη μύτη με το κατώτερο τμήμα του ινιακού λοβού.



Εικόνα 9: Εικονογράφηση τριών κοινών διατάξεων ΗΕΓ, συμπεριλαμβανομένων της αναφορικής (A), της διπλής μανάνας (B) και της εγκάρσιας διπολικής (C)

Η απεικόνιση του ΗΕΓ είναι μια γραφική αναπαράσταση όπου κάθε γραμμή αντιπροσωπεύει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων στην πάροδο χρόνου. Το ενεργό ηλεκτρόδιο είναι αυτό που καταγράφει την περιοχή ενδιαφέροντος, ενώ το ανενεργό ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται για γείωση, τα λεγόμενα ηλεκτρόδια αναφοράς, που συνήθως τοποθετούνται στους λοβούς ή στους μαστοειδείς πίσω από το αυτί (Auricular1-A1/Auricular2-A2). Η επιλογή

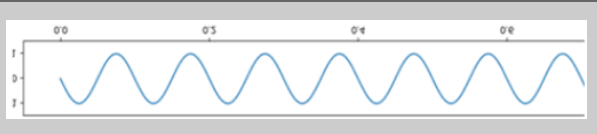
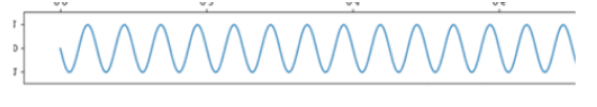
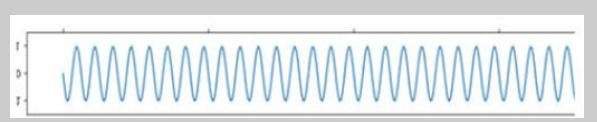
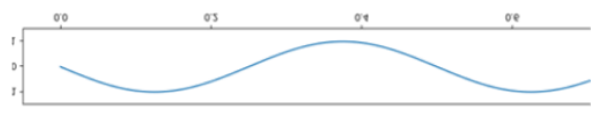
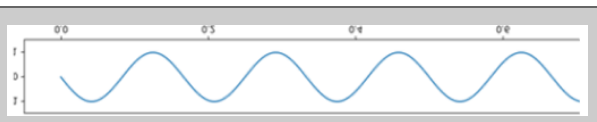
των ζευγών ηλεκτροδίων που απεικονίζεται καθορίζεται από την επιλογή προτύπου διάταξης (μοντάζ). Τα μοντάζ (Εικόνα 9) χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, μονοπολικά ή διπολικά. Στα μονοπολικά μοντάζ, η δραστηριότητα ενός ηλεκτροδίου μετράται σε σχέση με ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς (π.χ. λοβοί αυτιών). Στα διπολικά μοντάζ, η δραστηριότητα μετράται μεταξύ γειτονικών ηλεκτροδίων (εγκάρσιο μοντάζ) ή μεταξύ ημισφαιρίων (διαμήκες μοντάζ).

Λόγω του μικρού τους μεγέθους, τα σήματα ΗΕΓ ενισχύονται πριν ψηφιοποιηθούν και καταγραφούν για ανάλυση. Σύγχρονοι ενισχυτές ΗΕΓ προσφέρουν υψηλή ευαισθησία, χαμηλό θόρυβο και ευρύ συχνοτικό φάσμα (0.5 Hz έως/πάνω από 70 Hz). Ακολουθώς, τα ενισχυμένα σήματα μετατρέπονται από συνεχή αναλογικά σε διακριτές ψηφιακές τιμές μέσω μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (analog to digital conversion, ADC). Ο ρυθμός δειγματοληψίας (π.χ. 500 Hz, 1000 Hz) καθορίζει τη συχνότητα δειγματοληψίας και ψηφιοποίησης, επηρεάζοντας την χρονική ανάλυση των δεδομένων. Στην ανάλυση ΗΕΓ, εφαρμόζονται βασικές μέθοδοι επεξεργασίας σήματος, στοχεύοντας στην απομόνωση των χαρακτηριστικών και των μοτίβων της εγκεφαλικής δραστηριότητας για την ερμηνεία της νευροφυσιολογίας ή των παθολογικών μηχανισμών (21).

Αρχικά, το ακατέργαστο σήμα ΗΕΓ υποβάλλεται σε προεπεξεργασία (Εικόνα 8). Τα ακατέργαστα σήματα ΗΕΓ περιέχουν διάφορες μορφές θορύβου και ανεπιθύμητων σημάτων. Προκειμένου να γίνει ορθή επεξεργασία του σήματος απαιτείται φιλτράρισμα. Τα φίλτρα είναι ουσιώδη για την αφαίρεση μη σχετικών συχνοτήτων και την απομόνωση του εύρους συχνοτήτων ενδιαφέροντος. Για παράδειγμα, ένα ζωνοπερατό φίλτρο 0.5Hz με 70Hz αφαιρεί την παρεμβολή της γραμμής ηλεκτροδότησης ενώ διατηρεί το βασικό εύρος ζώνης ΗΕΓ. Η προεπεξεργασία περιλαμβάνει την αφαίρεση ή τη διόρθωση ανεπιθύμητων σημάτων. Συνήθως πραγματοποιείται οπτική επισκόπηση τμημάτων του σήματος, φιλτράρισμα και αφαίρεση τεχνουργημάτων τα οποία δημιουργούνται από φυσιολογικές διεργασίες (π.χ. οφθαλμικές κινήσεις ή μυϊκή δραστηριότητα) ή εξωτερικές πηγές. Τεχνικές όπως η ανάλυση ανεξάρτητων κυρίαρχων συνιστωσών (Independent Component Analysis, ICA), μπορούν να βοηθήσουν στον διαχωρισμό των ανεπιθύμητων σημάτων από τα εγκεφαλικά σήματα (22).

Έπειτα από την προεπεξεργασία, το σήμα ΗΕΓ αναλύεται συνήθως σε δύο κύρια πεδία: το πεδίο του χρόνου και το πεδίο της συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου εξετάζεται η εξέλιξη της έντασης ισχύος του ΗΕΓ με την πάροδο του χρόνου. Χρησιμοποιείται για την ταυτοποίηση καταστάσεων όπως κρίσεις, στάδια ύπνου και δραστηριοποίηση σε σχέση με συγκεκριμένα

ερεθίσματα και γνωστικές διεργασίες. Στο πεδίο της συχνότητας, το σήμα ΗΕΓ χωρίζεται σε συχνοτικές ζώνες ενδιαφέροντος μέσω μετασχηματισμών όπως ο μετασχηματισμός Fourier. Αλλαγές σε συγκεκριμένες ζώνες έχουν συνδεθεί με διάφορες γνωστικές καταστάσεις, παθολογίες και αντιδράσεις σε ερεθίσματα. Οι ζώνες συχνοτήτων ή εγκεφαλικοί ρυθμοί του ΗΕΓ παρατίθενται στο παρακάτω Πίνακα 1.

Ρυθμός	Εύρος Συχνοτήτων	Απεικόνιση Σήματος
Άλφα (Alpha)	8-13 Hz	
Βήτα (Beta)	13-30 Hz	
Γάμμα (Gamma)	30-100 Hz	
Δέλτα (Delta)	0.5-4 Hz	
Θήτα (Theta)	4-8 Hz	

Πίνακας 1: Οι διαφορετικοί τύποι εγκεφαλικών ρυθμών (Άλφα, Βήτα, Γάμμα, Δέλτα, Θήτα) μαζί με το αντίστοιχο εύρος συχνοτήτων τους (σε Hz) και τα χαρακτηριστικά τους κύματα.

Ο ρυθμός Άλφα είναι κυρίαρχος σε κατάσταση χαλάρωσης με κλειστά μάτια και συχνά αποτελεί βιοδείκτη της ψυχολογικής υγείας καθώς χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της κατάστασης χαλάρωσης και ευεξίας. Η δραστηριότητα στη ζώνη Άλφα παρατηρείται συνήθως κατά τις καταστάσεις χαλαρής εγρήγορσης και εμπλέκεται στις διαδικασίες προσοχής και ελέγχου της αναστολής (23).

Ο ρυθμός Βήτα συνδέεται με την εγρήγορση, την αναλυτική σκέψη και τη συγκέντρωση. Δραστηριότητα στη ζώνη Βήτα παρατηρείται κατά τις ενεργές διανοητικές καταστάσεις, όπως η επίλυση προβλημάτων και η λήψη αποφάσεων. Επίσης, συχνά μπορεί να υποδηλώνει συναισθηματική ένταση (24).

Ο ρυθμός Γάμμα (με συχνότητες από 30-45 Hz ή 30-100 Hz, ανάλογα με τη βιβλιογραφία) συνδέεται με ανώτερες γνωστικές λειτουργίες όπως η αντίληψη, η κωδικοποίηση και η ανάκληση μνήμης. Παρ' όλα αυτά, παραμένει ο λιγότερο διερευνημένος ρυθμός (25).

Ο ρυθμός Δέλτα σχετίζεται κυρίως με τον βαθύ ύπνο και τις διαδικασίες αναζωογονητικής αποκατάστασης, καθώς και με ασυνείδητες σωματικές λειτουργίες όπως ο καρδιακός ρυθμός και η αναπνοή (26). Αυξημένα επίπεδα Δέλτα δραστηριότητας, εκτός των φυσιολογικών σταδίων βαθύ ύπνου, μπορεί να είναι ένδειξη νευρολογικών ή διανοητικών διαταραχών. Σε κατάσταση εκτός ύπνου, ανώμαλα υψηλά επίπεδα Δέλτα δραστηριότητας μπορεί να υποδεικνύουν εγκεφαλικές βλάβες, όπως όγκους ή φλεγμονές, καθώς και διαταραχές όπως εγκεφαλοπάθεια ή σχιζοφρένεια (21).

Ο ρυθμός Θήτα συνδέεται με τη μνήμη, την πλοήγηση στο χώρο και τη συναισθηματική επεξεργασία. Εμφανίζεται συχνά σε καταστάσεις ανάμεσα στην εγρήγορση και τον ύπνο, όπως κατά τη διάρκεια ημιύπνου ή της βαθιάς χαλάρωσης. Η αυξημένη Θήτα δραστηριότητα έχει συνδεθεί με καταστάσεις δημιουργικής σκέψης και εισροής ιδεών, καθώς ο εγκέφαλος είναι λιγότερο συγκεντρωμένος σε συγκεκριμένες εργασίες και πιο ανοιχτός σε νέες πληροφορίες. Ωστόσο, υπερβολική Θήτα δραστηριότητα μπορεί να υποδεικνύει νευρολογικά ή αναπτυξιακά προβλήματα, όπως η ΔΕΠΥ. Υψηλά επίπεδα Θήτα ρυθμών έχουν επίσης συσχετιστεί με σχιζοφρένεια και άλλες ψυχιατρικές διαταραχές (27).

1.3.1. Φορέσιμες συσκευές ΗΕΓ

Οι φορέσιμες συσκευές είναι φορητές ηλεκτρονικές συσκευές που ένα άτομο μπορεί να φορά ως αξεσουάρ, ικανές να αναγνωρίζουν τη δραστηριότητα, την κατάσταση ή την περιβαλλοντολογική συνθήκη ενός χρήστη (28). Είναι ένα αναπτυσσόμενο πεδίο τεχνολογιών που κερδίζουν συνεχώς έδαφος σε ιατρικές εφαρμογές λόγω της δυνατότητάς τους να παρέχουν σε πραγματικό χρόνο συνεχή παρακολούθηση διαφόρων παραμέτρων υγείας (29). Περιλαμβάνουν μια ποικιλία ηλεκτρονικών αξεσουάρ όπως έξυπνα ρολόγια που παρακολουθούν τον καρδιακό ρυθμό και τα βήματα, φορέσιμα μηχανήματα παρακολούθησης της οξυγόνωσης, συστήματα διαχείρισης γλυκόζης για διαβητικούς ασθενείς και φορέσιμα ΗΕΓ.

Συγκεκριμένα στα φορέσιμα ΗΕΓ, η είσοδος του 'NeuroSky Mindset' το 2007 ως η πρώτη καταναλωτική συσκευή στην αγορά, αποτέλεσε την αφετηρία μιας νέας εποχής στη βιοϊατρική

τεχνολογία και στον κλάδο ΕΑΥ. Πολλά άλλα προϊόντα ακολούθησαν τα επόμενα χρόνια οδηγώντας στην ευρύτερη υιοθέτηση τέτοιων συσκευών από διαφορετικούς κλάδους και γνωστικά αντικείμενα.

Οι φορητές συσκευές ΗΕΓ ωθήσαν σε ένα σημαντικό άλμα στην παρακολούθηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας εκτός κλινικού περιβάλλοντος και σε πληθώρα διαφορετικών ανθρώπινων δραστηριοτήτων. Μετουσίωσαν τη μετάβαση από τα ακριβά, στατικά, ογκώδη συστήματα εργαστηρίων και κλινικών στις εύχρηστες, φορητές, ασύρματες και οικονομικά προσβάσιμες συσκευές που μπορούν να καταγράφουν την εγκεφαλική δραστηριότητα της καθημερινής ζωής του ατόμου.



Εικόνα 10: Διάγραμμα που απεικονίζει τις εφαρμογές των φορέσιμων συσκευών ΗΕΓ

Η εν κινήσει αυτή δυνατότητα παρακολούθησης νευρολογικών λειτουργιών βρίσκει εφαρμογή σε διάφορα πεδία που εκτείνονται από τη δημιουργία καινοτόμων ΔΕΥ για τον εμπλουτισμό της εμπειρίας χρήστη, την παρακολούθηση της διάθεσης, τη διάγνωση νευρολογικών διαταραχών όπως η επιληψία και οι διαταραχές ύπνου, έως την ενίσχυση της γνωστικής απόδοσης μέσω της νευροανάδρασης.



Εικόνα 11: Απεικόνιση τριών διαφορετικών τύπων φορεσιμών συσκευών ΗΕΓ: (Α) Emotiv Eroc Plus: Φορητή συσκευή EEG κατάλληλη για καταγραφή και ανάλυση εγκεφαλικών σημάτων σε καθημερινές συνθήκες. (Β) DSI-24: Προηγμένη συσκευή ΗΕΓ με πολλαπλά ηλεκτρόδια, σχεδιασμένη για λεπτομερή έρευνα. (Γ) OpenBCI: Δικτυωτή κάσκα ΗΕΓ με ευέλικτο σχεδιασμό, κατάλληλη για υψηλής ακρίβειας καταγραφές

Οι συσκευές, που είναι διαθέσιμες στο εμπόριο, ποικίλουν σε διατάξεις υλικού και προσφέρουν η καθεμία τα δικά της πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Ορισμένα από τα πιο δημοφιλή περιλαμβάνουν τις: Muse, Emotiv Eroc+, Neurosky MindWave, OpenBCI και DSI 24 (Πίνακας 2).

Συσκευή	Πλεονεκτήματα	Μειονεκτήματα
Muse	Εύχρηστη, ιδανική για διαλογισμό, οικονομικά προσιτή	Χαμηλή ανάλυση, περιορισμένες δυνατότητες για επιστημονική έρευνα (30)
Emotiv Eroc+	Υψηλή ανάλυση, κατάλληλη για περίπλοκες αναλύσεις ΗΕΓ και ερευνητικές εφαρμογές	Ακριβή και δυσκολότερη στη χρήση για μη ειδικούς χρήστες (31)
Neurosky MindWave	Προσιτή τιμή, εύκολη στη χρήση, καλή για αρχάριους και εκπαιδευτική χρήση	Περιορισμένες δυνατότητες για επαγγελματική έρευνα (32)
OpenBCI	Μεγάλη ευελιξία, δυνατότητα προσαρμογής για προχωρημένους χρήστες και ερευνητές	Απαιτεί τεχνικές γνώσεις για εγκατάσταση και χρήση (33)
DSI 24	Υψηλή ποιότητα σήματος, φορητότητα, δυνατότητα μακροχρόνιας καταγραφής, υποστήριξη 24 καναλιών, κατάλληλη για επαγγελματική χρήση και έρευνα	Υψηλότερο κόστος σε σχέση με άλλες καταναλωτικές συσκευές, απαιτεί εξειδικευμένες γνώσεις για πλήρη αξιοποίηση (34)

Πίνακας 2: Πίνακας σύγκρισης πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων διάφορων φορεσιμών συσκευών ΗΕΓ

Η αξιοπιστία των μετρήσεων που προέρχονται από φορέσιμα ΗΕΓ αποτελεί ιδιαίτερα σημαντική πρόκληση για την ερευνητική και ιατρική τους εφαρμογή. Μελέτες που διερευνούν την εγκυρότητα τέτοιων συσκευών συγκριτικά με τα παραδοσιακά εργαστηριακά συστήματα, υποδεικνύουν υποσχόμενα αποτελέσματα. Μελέτη των Mahdid και συν. για την αξιολόγηση της ποιότητας των δεδομένων λειτουργικής συνδεσιμότητας ΗΕΓ συμπέρανε ότι οι συσκευές Eroc+, OpenBCI, DSI-24 και Quick-30 Dry EEG προσφέρουν διαφορετικά επίπεδα ποιότητας σήματος, με την DSI-24 να δείχνει υψηλότερη ομοιότητα με τα πρότυπα συνδεσιμότητας που καταγράφηκαν από το σύστημα κλινικού ΗΕΓ (34). Μελέτη ανασκόπησης από τους Brinkmann και συν. για τη χρήση φορητών συσκευών ΗΕΓ στην παρακολούθηση της επιληψίας έδειξε ότι οι συσκευές αυτές μπορούν να προσφέρουν αξιόπιστα δεδομένα για μακροχρόνια χρήση. Τονίστηκε η σημασία της αποδοχής των συσκευών από τους ασθενείς για την επίτευξη συνεχούς παρακολούθησης και βελτίωσης της διαχείρισης της επιληψίας (33). Επιπροσθέτως, διερευνώνται τα κατασκευαστικά υλικά και οι τύποι των ΗΕΓ. Στη μελέτη των Raduntz και συν. συμπεραίνεται πως συσκευές με ξηρά ηλεκτρόδια προσφέρουν σχεδόν συγκρίσιμη ποιότητα σήματος με τα συστήματα που χρησιμοποιούν ηλεκτρόδια με τζελ, υποστηρίζοντας τη γενική εφαρμογή τους και προωθώντας την περαιτέρω ανάπτυξή τους (35).

Συνολικά, οι ακριβότερες φορητές συσκευές ΗΕΓ δείχνουν υψηλή εγκυρότητα και αξιοπιστία για χρήση σε μη ελεγχόμενα περιβάλλοντα, υποστηρίζοντας την ευρεία εφαρμογή τους σε επιστημονικές και κλινικές μελέτες. Καθώς η πρόοδος της συγκεκριμένης τεχνολογίας εξελίσσεται, η δυνατότητα των φορητών ΗΕΓ να παρακολουθούν την εγκεφαλική δραστηριότητα σε πραγματικό χρόνο και να παρέχουν πολύτιμες πληροφορίες για τη νευρολογική υγεία, γίνεται όλο και πιο εφικτή. Τα καταναλωτικά φορητά ΗΕΓ παρά τη χαμηλότερη ανάλυσή τους σε σύγκριση με κλινικές συσκευές, έχουν δείξει σημαντικές δυνατότητες στην παρακολούθηση της υγείας και της καθημερινής δραστηριότητας των ατόμων (36).

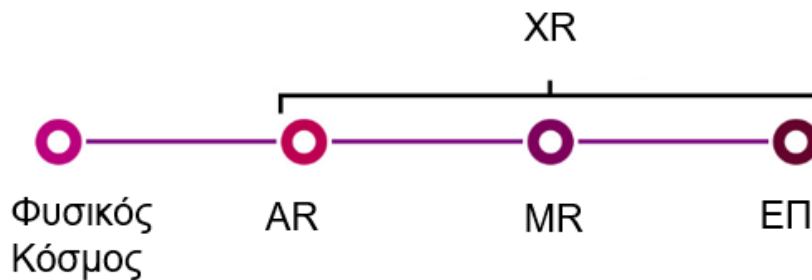
1.4. Εικονική πραγματικότητα πλήρους εμβύθισης

1.4.1. Γενικές έννοιες

Η Εικονική Πραγματικότητα Πλήρους Εμβύθισης (Immersive Virtual Reality, IVR) αποτελεί ένα υποσύνολο του τεχνολογικού φάσματος της Εκτεταμένης Πραγματικότητας (Extended Reality, XR). Η Εκτεταμένη Πραγματικότητα είναι ένας όρος «ομπρέλα» που περιλαμβάνει την Επαυξημένη Πραγματικότητα (Augmented Reality, AR), την Εικονική Πραγματικότητα (ΕΠ), τη Μεικτή Πραγματικότητα (Mixed Reality, MR), καθώς και άλλες σχετικές τεχνολογίες (37). Ο όρος δεν αναφέρεται σε μία συγκεκριμένη τεχνολογία, αλλά σε ένα σύνολο τεχνολογιών που υπάρχουν ήδη ή θα αναπτυχθούν στο μέλλον. Μέσω αυτών επιτυγχάνεται είτε η ενσωμάτωση ψηφιακών πληροφοριών με και στον φυσικό κόσμο είτε η δημιουργία ενός πλήρως εικονικού περιβάλλοντος αλληλεπίδρασης με τον χρήστη σε πραγματικό χρόνο, αλλάζοντας ή προσομοιώνοντας έτσι την πραγματικότητα.

Πιο συγκεκριμένα (Εικόνα 12):

- Η ΕΠ εμβυθίζει τους χρήστες σε ένα πλήρως εικονικό περιβάλλον, αποσυνδεδεμένο από τον πραγματικό κόσμο.
- Το AR επικαλύπτει ψηφιακό περιεχόμενο πάνω στον πραγματικό κόσμο.
- Το MR συνδυάζει στοιχεία και από τις δύο παραπάνω τεχνολογίες, επιτρέποντας την αλληλεπίδραση πραγματικών και εικονικών στοιχείων σε πραγματικό χρόνο.



Εικόνα 12: Το συνεχές της Εκτεταμένης Πραγματικότητας

Η Εικονική Πραγματικότητα Πλήρους Εμβύθισης ή απλώς Εικονική Πραγματικότητα (ΕΠ) εισήχθη ως όρος την δεκαετία του 1980 από τον Jaron Lanier, πρωτοπόρο της βιομηχανίας, ο οποίος δημιούργησε την πρώτη εταιρεία πώλησης συσκευής κάσκας εικονικής πραγματικότητας (Head Mounted Display, HMD). Η δικιά του ερμηνεία αφορούσε τη χρήση υπολογιστή για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου ψηφιακού πολύ-αισθητηριακού περιβάλλοντος που επιτρέπει σε έναν χρήστη να αλληλεπιδρά μαζί του.

Ανά τα χρόνια, η ΕΠ έχει χρησιμοποιηθεί για να περιγράψει διαφορετικές διατάξεις. Αυτές αφορούν γενικότερα στη χρήση τρισδιάστατων γραφικών. Αναλόγως, όμως, του πλαισίου εφαρμογής και των μέσων υλοποίησης, έχουν αποδοθεί διαφορετικές ερμηνείες προκαλώντας σύγχυση. Συχνά συναντάται εναλλακτικά με όρους όπως «εικονικά περιβάλλοντα» ή «εικονικοί κόσμοι», δίνοντας έμφαση στη χρήση ψηφιακών διαδραστικών χώρων που προσομοιώνουν πραγματικά ή φανταστικά σενάρια (38).

Προκειμένου να γίνει διαχωρισμός του κατά πόσο ο όρος αναφέρεται σε γραφικά περιβάλλοντος επιτραπέζιου ηλεκτρονικού υπολογιστή ή σε περιβάλλοντα που κάνουν χρήση άλλων συσκευών όπως HMD, ερευνητικές προσεγγίσεις δίνουν έμφαση στην τεχνολογική σκοπιά και το υλισμικό μέσο που αξιοποιείται στη δημιουργία, αναπαράσταση και αλληλεπίδραση των τρισδιάστατων περιβαλλόντων για τη διασύνδεση μεταξύ ανθρώπου-μηχανής (39,40).

Στοχευμένες ερμηνείες αποδίδουν 3 βασικά χαρακτηριστικά για τον ορισμό συστημάτων ΕΠ. Αυτά είναι τα λεγόμενα '3I': η *Εμβύθιση* (Immersion) που αναφέρεται στην ικανότητα απομόνωσης των χρηστών από τον φυσικό κόσμο, η *Αλληλεπίδραση* (Interaction) που υπογραμμίζει τη σημασία της δυνατότητας των χρηστών να αλληλεπιδρούν με το εικονικό περιβάλλον με φυσικό τρόπο, και η *Φαντασία* (Imagination) που επισημαίνει τον βαθμό δυνατότητας του χρήστη να εμπλέκεται πνευματικά στο εικονικό περιβάλλον μέσω της φαντασίας και της δημιουργικότητάς του (41). Επιπρόσθετες προσεγγίσεις που εντάσσουν τις έννοιες της *παρουσίας* (το να «βρίσκεται κάποιος σε ένα περιβάλλον») και της *τηλεπαρουσίας* (η αίσθηση ότι βρίσκεται κάποιος σε ένα περιβάλλον μέσω διαμεσολαβημένων μέσων) είναι κεντρικές για την κατανόηση της εμπειρίας του χρήστη στα συστήματα ΕΠ και στο πώς αυτά ξεχωρίζουν από άλλα μέσα (42).

Στην παρούσα διατριβή ο όρος **Εικονική Πραγματικότητα**, χρησιμοποιείται ισοδύναμα και εναλλακτικά με τον όρο, **Εικονική Πραγματικότητα Πλήρους Εμβύθισης**.

1.4.2. Ιστορική εξέλιξη

Στα τέλη της δεκαετίας του 1960, ο Ivan Sutherland με τη δημιουργία ενός πρώιμου συστήματος προβολής εικονικού περιβάλλοντος, του Sword of Damocles, έθεσε τις βάσεις για την ανάπτυξη της σύγχρονης Εικονικής και Επαυξημένης Πραγματικότητας. Παρόλο που το σύστημα αυτό ήταν αρχέγονο σε επίπεδο διεπαφής χρήστη και ρεαλισμού, άνοιξε το δρόμο για τη μετέπειτα εξέλιξη της τεχνολογίας. Το 1985, ο Jaron Lanier ίδρυσε την VPL Research, μια εταιρεία αφοσιωμένη στον κλάδο της ΕΠ, η οποία και πιστώνεται την ανάπτυξη του πρώτου εμπορικά διαθέσιμου συστήματος HMD, του EyePhone, το 1989. Αυτό σηματοδότησε ένα σημαντικό βήμα στη μεταφορά της τεχνολογίας ΕΠ από το ερευνητικό εργαστήριο στα χέρια των καταναλωτών. Το EyePhone, αν και στοιχειώδες για τα σημερινά δεδομένα, διέθετε στερεοσκοπικές οθόνες και παρακολούθηση κίνησης του κεφαλιού, επιτρέποντας στους χρήστες να βιώσουν τρισδιάστατα περιβάλλοντα θέτοντας τις βάσεις για τα σύγχρονα HMDs. Η ΕΠ συνέχισε να εξελίσσεται με γοργούς ρυθμούς και με άλλες εταιρίες να εισέρχονται στη βιομηχανία με καταναλωτικές συσκευές όπως το Virtual Boy της Nintendo το 1995.

Οι πωλήσεις τέτοιων καταναλωτικών συσκευών στο ευρύ κοινό ήταν απογοητευτικές χωρίς όμως αυτό να οδηγήσει στην αναστολή της έρευνας και ανάπτυξης γύρω από τη βελτίωση της υπολογιστικής ισχύος, των γραφικών και των τεχνολογιών ανίχνευσης κίνησης και της στερεοσκοπικής προβολής. Στα σύγχρονα χρόνια, η ΕΠ γνώρισε ραγδαία ανάπτυξη χάρη στις σημαντικές επενδύσεις εταιρειών, όπως η Facebook. Η εξαγορά του Oculus Rift από τη Facebook και η στρατηγική της για την ανάπτυξη του κλάδου, οδήγησαν στη δημιουργία πιο προσιτών συσκευών και εμπλουτισμένου περιεχομένου, καθιστώντας την τεχνολογία προσβάσιμη στο ευρύ κοινό. Η πρόσφατη είσοδος της Apple, συνοδευόμενη από τη φήμη της για καινοτομία και δημιουργία νέων αγορών, αναμένεται να δώσει περαιτέρω ώθηση στην ανάπτυξη και τη διάδοση της ΕΠ, ενισχύοντας τον ανταγωνισμό και την καινοτομία στον κλάδο.

Η συνεχής βελτίωση των προδιαγραφών της τεχνολογίας ΕΠ και η μείωση του κόστους υλισμικού και λογισμικού έχουν οδηγήσει σε μια νέα εποχή, όπου η ΕΠ δεν αποτελεί πλέον μια μακρινή ιδέα αλλά μια αναπόσπαστη συνιστώσα της σύγχρονης τεχνολογικής προόδου με ευρεία αποδοχή από το κοινό, τη βιομηχανία και την έρευνα.

Σε μια συμβατική διάταξη εμβυθιστικής ΕΠ, ένας χρήστης εφοδιάζεται με ένα HMD στερεωμένο με ιμάντες στο κεφάλι, το οποίο διαθέτει οθόνες για την απεικόνιση του ψηφιακού

περιβάλλοντος. Η εν λόγω συσκευή περιλαμβάνει συνήθως επιπλέον αισθητήρες κίνησης, ηχεία, ασύρματα χειριστήρια και ενδεχομένως πλήθος άλλων αισθητήρων. Οι αισθητήρες κίνησης είναι ικανοί να προσαρμόζουν δυναμικά την εικόνα του περιβάλλοντος στις οθόνες ανάλογα με τις κινήσεις του χρήστη. Τα χειριστήρια επιτρέπουν την επεξεργασία και αλληλεπίδραση με ψηφιακά αντικείμενα. Τα ηχεία μπορούν να αναπαράγουν δυναμικά χωρικό ήχο, δηλαδή να παρομοιάζουν τον τρόπο που τα κύματα ήχου θα ταξίδευαν στον πραγματικό χώρο, προερχόμενα από συγκεκριμένες τοποθεσίες γύρω από τον ακροατή ενώ επιπλέον αισθητήρες μπορούν να χρησιμοποιούνται προσθετικά (ανίχνευση κίνησης ματιών, αισθητήρες κίνησης κάτω άκρων κ.ά.).

Δια μέσου όλων των παραπάνω χαρακτηριστικών δημιουργούνται αισθησιοκινητικές εξαρτήσεις που δίνουν την ψευδαίσθηση της ύπαρξης του χρήστη εντός του ψηφιακού περιβάλλοντος, γεγονός το οποίο διαχωρίζει την ΕΠ από άλλα μέσα όπως εικονικά περιβάλλοντα με χρήση οθονών και υπολογιστή. Έτσι, η αξία της ΕΠ δεν έγκειται απλώς στην ικανότητα να δημιουργεί εικονικά περιβάλλοντα αλλά στην ικανότητα να το κάνει αυτό με τρόπο βιωματικό, εμπειρικό, διαδραστικό και συνεκτικό, παρέχοντας αίσθηση βάθους και ρεαλισμού στην εμπειρία του χρήστη, εισάγοντας έτσι αδιάσπαστα μια βασική έννοια στην ΕΠ, αυτήν της εμπύθισης (Immersive Technologies – Εμβυθιστικές Τεχνολογίες).

1.4.3. Εμβύθιση

Η έννοια της εμπύθισης δεν είναι αποκλειστική στην ΕΠ. Ο γενικότερος όρος της εμπύθισης περιγράφει μια ψυχολογική κατάσταση που σχετίζεται με τον υψηλό βαθμό πνευματικής απορρόφησης σε μια διαδικασία που οδηγεί το άτομο να αποσυνδέεται από τον φυσικό περιβάλλον γύρω του, λόγω της μεταβολής της προσοχής του (43). Ένα άτομο μπορεί να βιώσει αυτήν την αίσθηση αποκοπής από το φυσικό του περιβάλλον, όταν η προσοχή και η απορρόφηση είναι σε μεγάλο βαθμό, παραδείγματος χάριν διαβάζοντας ένα βιβλίο ή παρακολουθώντας μία ταινία.

Οι διαστάσεις της εννοίας της εμπύθισης απασχολούν πολλαπλά ερευνητικά πεδία, καθώς ο σχεδιασμός εμπειριών που ενσωματώνουν αυτήν την ψυχολογική κατάσταση προσφέρει άμεσα οφέλη με αντίκτυπο στο ενδιαφέρον, στη συμμετοχικότητα και στη διαδικασία μάθησης του ατόμου (44). Ιδιαίτερα στους τομείς που αξιοποιούν ψηφιακά μέσα, όπως η ψυχαγωγία ή η εκπαίδευση, η εμπύθιση είναι κρίσιμος παράγοντας που καθιστά το περιεχόμενο ελκυστικό. Για τον σχεδιασμό τέτοιων εμβυθιστικών συστημάτων στα ψηφιακά μέσα, διαφορετικά

χαρακτηριστικά έχουν αναδειχθεί ως σημαντικά και περιλαμβάνουν ενέργειες, συμβολισμούς, αισθητηριακούς παράγοντες και στοιχεία που αφορούν την ψηφιακή αφήγηση (44). Παραδείγματος χάριν στη βιομηχανία των ηλεκτρονικών παιχνιδιών ο τρόπος που εκτυλίσσεται η ιστορία, η μέθοδος χειρισμού από τον χρήστη και η αλληλεπίδραση, ο ρεαλισμός και η ποιότητα των γραφικών και του ήχου, ενισχύουν την εμπύθιση και συντελούν στην εμπορική επιτυχία κάποιου τίτλου συγκριτικά με κάποιον άλλον.

Πέραν των χαρακτηριστικών που επηρεάζουν το επίπεδο εμπύθισης σε οποιοδήποτε ψηφιακό μέσο, η εμπύθιση στην ΕΠ εξαρτάται άμεσα από τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος. Η πειστικότητα του συστήματος στην «αντικατάσταση» των αισθήσεων μέσω της προσομοίωσης της όρασης, του ήχου και πιθανώς άλλων αισθήσεων (όπως η αφή), καθώς και η κιναισθητική συμμετοχή, μπορούν να κάνουν την εμπειρία να βιώνεται ως «πραγματική». Έτσι, η ΕΠ χαρακτηρίζεται από δύο είδη εμπύθισης: την τεχνολογική και την ψυχολογική. Η τεχνολογική εμπύθιση αποδίδεται στα αντικειμενικά χαρακτηριστικά του συστήματος, ενώ η ψυχολογική εμπύθιση αναφέρεται στην υποκειμενική ψυχολογική κατάσταση του χρήστη (45).

Οι τεχνικές προδιαγραφές των συστημάτων ΕΠ μπορούν να κάνουν μια συσκευή πιο εμπυθιστική από μια άλλη. Για να επιτευχθεί ένας ικανοποιητικός βαθμός εμπύθισης, χρησιμοποιούνται HMD με ακουστικά, στερεοσκοπική προβολή και ασύρματα χειριστήρια ενώ μπορεί να συνοδεύονται από πλήθος άλλων εξαρτημάτων όπως γάντια και ολόσωμες φόρμες απτικής ανάδρασης. Ωστόσο, δεν είναι απαραίτητο να χρησιμοποιούνται συνδυαστικά. Συνήθως, ένα HMD συνοδευόμενο από χειριστήρια είναι ικανό να προσφέρει επαρκή απομόνωση από τα ερεθίσματα του περιβάλλοντος.

Η εμπύθιση, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, είναι η ψευδαίσθηση που έχει ο χρήστης σχετικά με την ύπαρξή του μέσα σε ένα εικονικό περιβάλλον και πρακτικά προσεγγίζεται ως ο βαθμός στον οποίο το σύστημα ΕΠ επιτυγχάνει να απομονώσει τον χρήστη από το φυσικό του περιβάλλον. Μια ευρεία κατηγοριοποίηση των τύπων εμπύθισης στην ΕΠ περιλαμβάνει διάφορες εμπειρίες που συμβάλλουν στην ολιστική αίσθηση της ύπαρξης μέσα στο εικονικό περιβάλλον. Όταν ένα σύστημα ΕΠ επιτυγχάνει να δημιουργήσει μια επιτυχημένη ψευδαίσθηση που ενεργοποιεί τις αισθήσεις του χρήστη προκύπτει η αισθητηριακή εμπύθιση (46). Αυτή περιλαμβάνει οπτικά, ακουστικά και απτικά ερεθίσματα που αναπαριστούν τον πραγματικό κόσμο ή δημιουργούν έναν πειστικό φανταστικό κόσμο. Ένας άλλος τύπος είναι η γνωστική εμπύθιση, η οποία σχετίζεται με την πνευματική εμπλοκή του χρήστη με το εικονικό περιβάλλον.

Επιτυγχάνεται όταν ο νους του χρήστη απορροφάται πλήρως από τις ενέργειες και τις αλληλεπιδράσεις εντός του εικονικού κόσμου, οδηγώντας συχνά σε μια κατάσταση ροής (flow) όπου η αίσθηση του χρόνου φαίνεται να εξαφανίζεται (47). Η συναισθηματική εμπύθιση αποτελεί τον τρίτο τύπο και αναφέρεται στη συναισθηματική εμπλοκή του χρήστη με την εμπειρία της ΕΠ. Αυτή επηρεάζεται από την αφήγηση, τους χαρακτήρες και την ικανότητα του χρήστη να ταυτιστεί συναισθηματικά με την παρουσιαζόμενη κατάσταση στο εικονικό περιβάλλον (48). Τέλος, η στρατηγική εμπύθιση συνδέεται με την εμπλοκή του χρήστη στην επίλυση προβλημάτων και την επιδίωξη επίτευξης των προκλήσεων που παρουσιάζονται στο παιχνίδι ή την εργασία που αντιμετωπίζει (49). Σε κάθε περίπτωση, ο βαθμός στον οποίο επιτυγχάνεται η εμπύθιση εξαρτάται πάντα από την υποκειμενική αίσθηση ενός χρήστη ότι περιβάλλεται από - και περιλαμβάνεται σε - ένα ψηφιακό περιβάλλον είτε εξαιτίας των υλικο-λογισμικών τεχνικών χαρακτηριστικών της συσκευής είτε λόγω οποιουδήποτε άλλου χαρακτηριστικού παράγοντα.

1.4.4. Παρουσία

Η έννοια της εμπύθισης συνδέεται στενά με μια άλλη συμπληρωματική έννοια, αυτή της «παρουσίας» στον εικονικό κόσμο. Συχνά οι δύο αυτές έννοιες αλληλοκαλύπτονται, ωστόσο παραμένουν διακριτές. Οι Sanchez-Vives και συν. ορίζουν την παρουσία στην ΕΠ «...να συμπεριφέρεται και να αισθάνεται κανείς σαν να υπάρχει πραγματικά μέσα στον εικονικό κόσμο» (50). Η παρουσία αναφέρεται σε δύο βασικά χαρακτηριστικά. Πρώτον, στην ψευδαίσθηση του ατόμου της ύπαρξής του σε έναν χώρο, παρά την επίγνωση ότι δε βρίσκεται όντως εκεί. Δεύτερον, στο να πειστεί ο εγκέφαλος ότι το εικονικό περιβάλλον συμπεριφέρεται με αληθοφανή τρόπο μέσω αισθητηριακών λεπτομερειών, όπως ρεαλιστικές αλληλεπιδράσεις (κοίταγμα γύρω, κίνηση, χειρισμός αντικειμένων και μίμηση πραγματικών φυσικών αλληλεπιδράσεων), ρεαλιστικά γραφικά και χωρικό ήχο. Οι Wirth και συν. περιγράφουν αυτό το μοντέλο ως τη δυνατότητα κάποιου να «τοποθετήσει» τον εαυτό του μέσα σε ένα εικονικό περιβάλλον που διαθέτει χαρακτηριστικά που αντιστοιχούν στις προσδοκίες ενός πραγματικού χώρου (51).

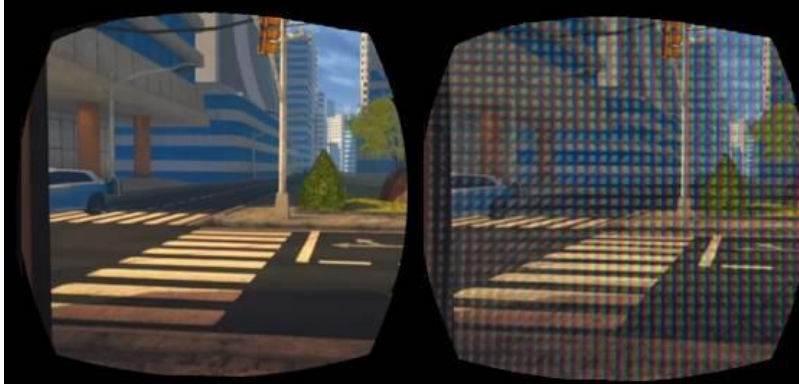
Γίνεται αντιληπτό πως η διαφοροποίηση παρουσίας και εμπύθισης έγκειται στο γεγονός πως η παρουσία είναι κυρίως υποκειμενικό φαινόμενο ενώ η εμπύθιση περιλαμβάνει και τεχνικές διαστάσεις. Η έννοια της παρουσίας προϋπήρχε των εμπυθιστικών τεχνολογιών και χρησιμοποιούνταν για να περιγράψει την αίσθηση του «να είσαι εκεί» σε ένα εικονικό περιβάλλον. Πλέον, η έννοια της παρουσίας διαδραματίζει κεντρικό ρόλο στην έρευνα και ανάπτυξη γύρω από τις εφαρμογές εμπυθιστικής τεχνολογίας έχοντας περεταίρω διακριθεί σε διαστάσεις όπως η χωρική, η κοινωνική και η αυτο-παρουσία, αντικατοπτρίζοντας έτσι την αυξανόμενη

πολυπλοκότητα και διαφοροποίηση των ψυχολογικών εκφάνσεων των εμπειριών ΕΠ. Μελέτες έχουν αναδείξει ότι ο εντοπισμός και η αντιστοίχιση των κινήσεων του χρήστη, η στερεοσκοπική προβολή και το ευρύ οπτικό πεδίο, ενισχύουν σημαντικά την αίσθηση παρουσίας, σε σχέση με τη βελτίωση της ποιότητας του οπτικοακουστικού περιεχομένου (52). Επίσης, συστήματα ΕΠ που επιτρέπουν στους χρήστες να περιηγούνται ελεύθερα στο περιβάλλον προσφέρουν μεγαλύτερη αίσθηση παρουσίας σε σχέση με εκείνα που δεν το επιτρέπουν. Αξιοσημείωτη είναι η ένταση αυτού του ψυχολογικού φαινομένου αναλογιζόμενοι το γεγονός ότι ακόμα και αν υπάρχει εξωτερική καθοδήγηση και υποστήριξη ενός ατόμου που βρίσκεται σε ένα εμβυθιστικό περιβάλλον, δε φαίνεται να επηρεάζεται αρνητικά η αίσθηση της εμβύθισης και της παρουσίας (53).

1.4.5. Τεχνικές προδιαγραφές HMD

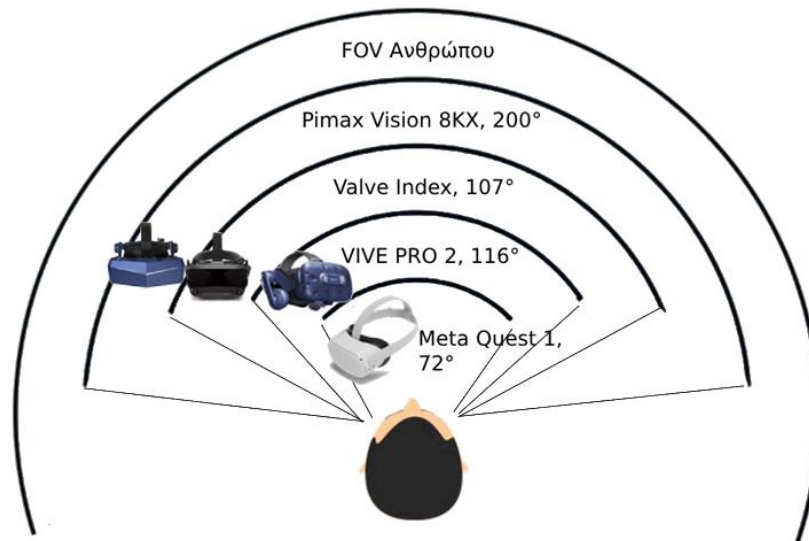
Η τεχνολογία ΕΠ χαρακτηρίζεται άμεσα από τις τεχνικές προδιαγραφές σε υλικολογισμικό επίπεδο έχοντας άμεσο αντίκτυπο στην εμπειρία χρήστη. Τα τελευταία χρόνια η πρόοδος είναι αλματώδης, με τους κατασκευαστές να αναπτύσσουν τεχνικές για τη βελτίωση των βασικών πτυχών που είναι καθοριστικές για την αύξηση του ρεαλισμού, της ανταποκρισιμότητας, της εμβύθισης και της συνολικής ποιότητας της εμπειρίας. Τα βασικότερα χαρακτηριστικά υλισμικού είναι η ανάλυση της οθόνης, ο ρυθμός ανανέωσης, το σύστημα ανίχνευσης κίνησης και οι ελεγκτές εισόδου.

Η ανάλυση της οθόνης αφορά στον αριθμό των χρησιμοποιούμενων εικονοστοιχείων (pixel) ανά εικόνα (αριθμός των οριζοντίων και κάθετων pixel). Αποτελεί έναν από τους πιο κρίσιμους παράγοντες για την ΕΠ καθώς καθορίζει την οπτική ευκρίνεια των προβαλλόμενων περιβαλλόντων. Υψηλότερες αναλύσεις, πέραν της δυνατότητας καλύτερης απεικόνισης μικρότερων εικονικών αντικειμένων, μειώνουν το λεγόμενο “screen-door effect” (Εικόνα 13) που συμβαίνει όταν τα διαστήματα μεταξύ της απόστασης των pixel είναι ορατά και δημιουργούν ένα μοτίβο πλέγματος από λεπτές γραμμές (κενά) στην οθόνη. Αυτό το φαινόμενο επηρεάζει τον βαθμό ρεαλισμού και εμβύθισης, αφού σε χαμηλές αναλύσεις τα περιβάλλοντα εμφανίζονται θολά, τα κείμενα δυσανάγνωστα και γενικότερα υπάρχει λιγότερη ένταση και ζωντάνια (54). Οι κατασκευαστές εισάγουν HMD που συνεχώς απαρτίζονται από οθόνες υψηλότερης ανάλυσης. Μέχρι πρόσφατα δύο από τις πιο δημοφιλείς και οικονομικά προσιτές κάσκες προσφέρονταν με αναλύσεις της τάξης των 2160 x 1200 pixel, ενώ πιο πρόσφατες συσκευές παρέχουν μέχρι και 3840 x 2160 ανά μάτι.



Εικόνα 13: Η εικόνα απεικονίζει το φαινόμενο "Screen Door Effect" σε ένα HMD, όπου διακρίνονται τα μεμονωμένα εικονοστοιχεία της οθόνης, προκαλώντας την εμφάνιση ενός πλέγματος. Αριστερά το φαινόμενο δεν είναι αντιληπτό ενώ δεξιά εμφανίζεται.

Το Πεδίο Όρασης (Field of View, FOV) είναι ένα ακόμη εξίσου σημαντικό χαρακτηριστικό. Μετριέται σε μοίρες και καθορίζει το εύρος της εικόνας που είναι ορατή σε οποιαδήποτε δεδομένη στιγμή χωρίς την κίνηση της κάσκας μέσω μετατόπισης του κεφαλιού (Εικόνα 14). Το πεδίο όρασης των ματιών του ανθρώπου εκτείνεται από περίπου 200 έως 220 μοίρες, συμπεριλαμβανομένου του πεδίου όρασης για κάθε μάτι ξεχωριστά.



Εικόνα 14: Το οπτικό πεδίο διαφορετικών HMD σε σύγκριση με το οπτικό πεδίο του ανθρώπου

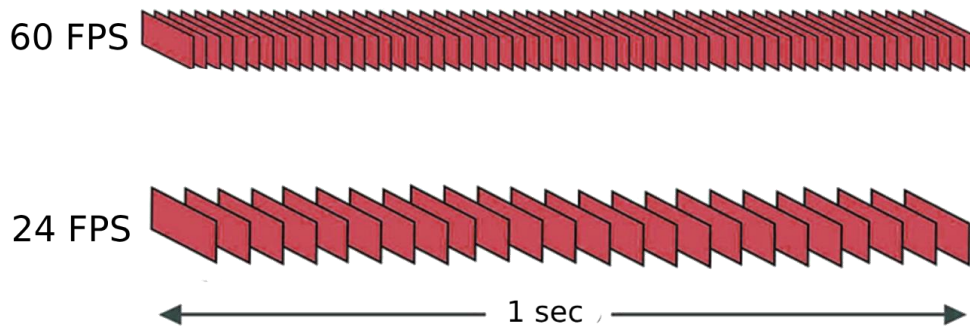
Η ζώνη όπου τα πεδία όρασης του κάθε ξεχωριστού ματιού υπερκαλύπτεται είναι γνωστή ως στερεοσκοπική διόφθαλμη όραση. Σε αυτή τη ζώνη που εκτείνεται περίπου στις 120 μοίρες τα αντικείμενα μπορούν να γίνουν αντιληπτά ως τρισδιάστατα. Ένα ευρύτερο FOV ενισχύει την

εμπειρία εμπύθισης και ρεαλισμού καλύπτοντας μεγαλύτερο μέρος της όρασης του χρήστη μιμούμενο στενά το ανθρώπινο πεδίο όρασης (Εικόνα 15). Η πλειοψηφία των διαθέσιμων συσκευών στην αγορά δεν καλύπτουν όλο το ανθρώπινο πεδίο όρασης, το πρόσφατο Quest 3, για παράδειγμα, προσφέρει FOV περίπου 110 μοιρών και παρότι δεν καλύπτεται όλο, παρέχεται αρκετό ώστε να ενισχύεται η αίσθηση εμπύθισης, παρουσίας και ρεαλισμού.



Εικόνα 15: Η εικόνα απεικονίζει τη διαφορά στο οπτικό πεδίο που προσφέρεται από διαφορετικά HMD. Αριστερά, φαίνεται ένα ευρύτερο οπτικό πεδίο, ενώ δεξιά, ένα στενότερο, καταδεικνύοντας πως η εμπειρία θέασης ποικίλλει ανάλογα με το FOV της εκάστοτε συσκευής

Ο ρυθμός ανανέωσης μετράται σε Hertz (Hz) και είναι η συχνότητα με την οποία ανανεώνονται τα καρέ στην οθόνη ανά δευτερόλεπτο (Frames Per Second, FPS) (Εικόνα 16). Παραδείγματος χάριν, μια οθόνη 50 Hz θα ενημερώσει την εικόνα που προβάλλεται 50 φορές ανά δευτερόλεπτο. Ο ρυθμός ανανέωσης στην ΕΠ είναι εξαιρετικά σημαντικός διότι πέραν της κίνησης που μπορεί να απεικονίζεται στα συνεχόμενα καρέ στην οθόνη, προστίθεται και η κίνηση της ίδιας της κάσκας μέσω της κίνησης του χρήστη.



Εικόνα 16: Η εικόνα παρουσιάζει τη διαφορά μεταξύ 60 FPS (Frames Per Second) και 24 FPS σε διάστημα ενός δευτερολέπτου. Στην κορυφή, το 60 FPS δείχνει περισσότερα καρέ ανά δευτερόλεπτο, προσφέροντας πιο ομαλή κίνηση, ενώ στο κάτω μέρος, το 24 FPS δείχνει λιγότερα.

Επίσης, ο ρυθμός ανανέωσης έχει άμεση επίδραση στην ομαλότητα και φυσικότητα της απεικόνισης του εικονικού περιβάλλοντος αλλά και σε ένα αποτρεπτικό φαινόμενο, την ναυτία κίνησης (motion sickness ή cybersickness). Motion sickness προκαλείται όταν υπάρχει ασυμφωνία μεταξύ των αισθήσεων του ανθρώπου και του εικονικού περιβάλλοντος που προβάλλεται, προκαλώντας συμπτώματα όπως ναυτία, πονοκέφαλο και αποπροσανατολισμό. Υψηλότεροι ρυθμοί ανανέωσης οδηγούν σε πιο ομαλή κίνηση και μπορούν να μειώσουν τη ναυτία (55). Για παράδειγμα, το Oculus Quest 2 προσφέρει ρυθμό ανανέωσης έως και 90Hz.

Οι προαναφερθέντες παράγοντες είναι από τους πιο σημαντικούς για την ποιότητα της εμπειρίας στην ΕΠ. Ωστόσο, η συνολική εμπειρία εξαρτάται από έναν συνδυασμό παραγόντων όπως η εργονομία, η επεξεργαστική ισχύς και οι προδιαγραφές του λογισμικού. Καθώς η τεχνολογία της ΕΠ εξελίσσεται, η μελλοντική έρευνα και ανάπτυξη πιθανότατα θα επικεντρωθεί στη βελτίωση των χαρακτηριστικών των συσκευών, στη μείωση του βάρους, στην εργονομία και στην ευχρηστία, στη συμβατότητα των συστημάτων και στην ανάπτυξη πλούσιου περιεχομένου για την αναβάθμιση της συνολικής εμπειρίας (56) (57).

1.5. Στρες

Η λέξη στρες προκύπτει από τη μετάφραση του αγγλικού όρου 'stress' και παρά την ευρεία χρήση του στην καθημερινή ζωή και στην επιστημονική ορολογία, συχνά αναφέρεται σε διαφορετικές καταστάσεις. Αυτό συμβαίνει λόγω της σύνθετης εκδήλωσής του ως φαινόμενο που επηρεάζει τη συναισθηματική, τη φυσιολογική και την ψυχολογική κατάσταση του ατόμου. Κατ' επέκταση, οι έννοιες που έχουν αποδοθεί αναλογούν στο εκάστοτε πλαίσιο ή πεδίο ανάλυσης που περιγράφει κάποιες ή όλες αυτές τις καταστάσεις.

Ο όρος χρονολογείται στον 15^ο αιώνα, αναφερόμενος σε σωματική πίεση ή καταπόνηση. Με κοντινές έννοιες (πίεση, εξαναγκασμός και έντονη προσπάθεια) να τον πλαισιώνουν και τους επόμενους αιώνες, η ψυχοφυσιολογική αντίληψη για τη φύση του άρχισε να διαμορφώνεται σταδιακά. Η εισαγωγή της έννοιας της ομοιοστασίας από τον Cannon (58) που αφορά στους μηχανισμούς ενός σώματος για τη διατήρηση ή την προσαρμογή της ισορροπίας των φυσιολογικών διεργασιών του οργανισμού, άνοιξε τον δρόμο για τις μεταγενέστερες ερμηνείες του στρες με τον Hans Selye να διαδραματίζει κεντρικό ρόλο στη σύγχρονη αντίληψη μας για την έννοια του ως μια κατάσταση που χαρακτηρίζεται από ένα πρότυπο ανταπόκρισης του οργανισμού σε διάφορα ερεθίσματα οδηγώντας, ενδεχομένως, σε παθολογικές αλλαγές (59).

Το στρες αποτελεί μια δυναμική έννοια που μπορεί να αναφέρεται σε διάφορες καταστάσεις ή εμπειρίες, κάνοντας δύσκολη την καθιέρωση μίας μοναδικής καθολικά αποδεκτής ερμηνείας (59). Μία από αυτές είναι ο μηχανισμός της αντίδρασης πάλης ή φυγής (fight-or-flight response) που περιγράφει τη βασική αντίδραση επιβίωσης, η οποία ενεργοποιείται από το συμπαθητικό νευρικό σύστημα κατά την αντιμετώπιση άμεσου κινδύνου. Αυτός ο μηχανισμός περιλαμβάνει την απελευθέρωση ορμονών όπως η αδρεναλίνη και η νοραδρεναλίνη, οι οποίες προκαλούν αλλαγές στη φυσιολογία και τη συμπεριφορά, προετοιμάζοντας το σώμα είτε για πάλη είτε για φυγή. Περιλαμβάνει διάφορες φυσιολογικές αντιδράσεις όπως την αύξηση του καρδιακού ρυθμού, την αύξηση του αναπνευστικού ρυθμού και την κατεύθυνση του αίματος προς τους μύες. Ο σκοπός αυτών των αλλαγών είναι να προετοιμάσουν το σώμα για άμεση δράση κατά τη διάρκεια καταστάσεων που απαιτούν γρήγορη απόκριση (52).

Ιστορικά, οι ερμηνείες του στρες εστιάζουν στη συμπεριφορική ή/και νευροφυσιολογική απόκριση του οργανισμού σε απαιτήσεις ή απειλές του περιβάλλοντος, προερχόμενες από διάφορες πηγές (60). Οι πηγές (ερεθίσματα) αυτές ονομάζονται στρεσογόνοι παράγοντες και κάθε

άτομο αντιλαμβάνεται υποκειμενικά ποιοι είναι αυτοί για το ίδιο (61). Μια γενικευμένη κατηγοριοποίηση τους περιλαμβάνει τέσσερις βασικούς τύπους: α) Σωματικούς (κρύο, ζέστη, θόρυβος κ.ά.), β) Ψυχολογικούς (αντίδραση σε προηγούμενη γνώση ή άσχημες εμπειρίες), γ) Κοινωνικούς (διαταραγμένες αλληλεπιδράσεις μεταξύ ατόμων) και δ) Παράγοντες που διαταράσσουν τη διατήρηση της φυσικής καρδιαγγειακής και μεταβολικής διεργασίας του ατόμου (ομοιοστασία) (62).

Στρεσογόνοι παράγοντες και στρες μπορούν να θεωρηθούν ως ένα σύστημα εισόδου-εξόδου με αίτιο το πρώτο και αντίδραση ή αποτέλεσμα το δεύτερο (63). Κάθε τύπος στρεσογόνου παράγοντα προκαλεί διαφορετικές αποκρίσεις στο άτομο (62). Οι συνήθεις τρόποι με τους οποίους μπορεί να εμφανιστεί το στρες σε έναν οργανισμό δύναται να διαχωριστούν βάσει της προερχόμενης πηγής, της διάρκειας έκθεσης, της μορφής επίδρασης στον οργανισμό και του κατά πόσο είναι ενδογενές (εσωτερική αιτία του ατόμου).

Βάσει της διάρκειας διακρίνεται σε οξύ (acute) και χρόνιο (chronic) στρες. Το πρώτο προκαλεί μια άμεση σωματική και ψυχολογική αντίδραση σε χρονικά περιορισμένη έκθεση σε στρεσογόνο παράγοντα που μπορεί να σχετίζεται με άμεσες απειλές, πειστικά γεγονότα ή προκλήσεις επιβίωσης. Το χρόνιο στρες, από την άλλη, εκτείνεται πέραν της χρονικής διάρκειας εμφάνισης κάποιου στρεσογόνου παράγοντα, επηρεάζοντας τη σωματική και ψυχική υγεία του ατόμου μέσω συνεχών και επίμονων ψυχολογικών και φυσιολογικών επιπτώσεων (64). Αξίζει να σημειωθεί ότι οι κατηγορίες του στρες δεν είναι απόλυτες και μπορεί να αλληλεπιδρούν και υπερκαλύπτονται μεταξύ τους. Πέρα από τις παραπάνω κατηγορίες, υπάρχουν και άλλοι τρόποι ταξινόμησης του στρες λαμβάνοντας υπ' όψιν παράγοντες όπως η ηλικία, το φύλο, η προσωπικότητα και ο πολιτισμός. Συνεπώς, υπάρχουν διάφορες θεωρίες και μοντέλα που προσεγγίζουν τη συνθέτη φύση του και τις επιπτώσεις στο άτομο. Το Γενικό Προσαρμοστικό Σύνδρομο ορίζει τρία στάδια: του συναγερμού (κινητοποίηση μηχανισμών αντιμετώπισης), της αντίστασης (προσπάθεια προσαρμογής) και της εξάντλησης (κατάρρευση μηχανισμών). Το Τοπικό Προσαρμοστικό Σύνδρομο το ορίζει ως την περιορισμένη αντίδραση ενός οργάνου ή ιστού (59). Το Μοντέλο Lazarus-Folkmann αξιολογεί το ερέθισμα (appraisal) που οδηγεί σε τρία είδη στρες: το βλαβερό, το απειλητικό και την πρόκληση. Άλλα μοντέλα εξετάζουν την έννοια των προτύπων ευπάθειας, αναφέροντας ότι η διάρκεια, η περιοδικότητα και η ένταση των ερεθισμάτων επηρεάζουν τη διαδικασία πυροδότησης του στρες (65). Η θεωρία προσαρμογής ατόμου-περιβάλλοντος (Person-Environment Fit) προτείνει ότι το στρες προκύπτει από την αναντιστοιχία μεταξύ των ικανοτήτων του ατόμου και των απαιτήσεων του περιβάλλοντος (66). Άλλα

ψυχολογικά γνωστικά μοντέλα συνδέουν το στρες με την ψυχική υγεία εξετάζοντας το ρόλο της προσωπικότητας, τις στρατηγικές αντιμετώπισης και την αντίληψη των στρεσογόνων παραγόντων, περιλαμβάνοντας παράγοντες όπως οι καθημερινές διαταραχές και η ψυχολογική δυσφορία (67).

Οι προσαρμοστικές διεργασίες που πραγματοποιούνται σε έναν οργανισμό προκειμένου να διαχειριστεί μια στρεσογόνα κατάσταση μπορούν είτε να προκαλούν δυσλειτουργικά αποτελέσματα (distress) με αρνητικά χαρακτηριστικά σε ψυχοσωματικό επίπεδο είτε να προκαλούν παραγωγικές αντιδράσεις (eustress), απαραίτητες για τη διατήρηση της καρδιαγγειακής και μεταβολικής διεργασίας του ατόμου αλλά και της προσαρμοστικής συμπεριφοράς. Για παράδειγμα, η νευροφυσιολογική αντίδραση σε ένα οξύ στρεσογόνο παράγοντα όπως η απότομη εμφάνιση ενός εμποδίου κατά τη διάρκεια της οδήγησης, μπορεί να περιλαμβάνει διεργασίες σημαντικές για την ανακατεύθυνση της χρήσης ενέργειας μεταξύ διαφόρων οργάνων και τη διέγερση μηχανισμών, ώστε να προετοιμαστούν για να αντιδράσουν στην απρόβλεπτη αυτή πρόκληση η οποία καταλήγει στην άμεση χρήση του φρένου.

Το στρες και το άγχος είναι έννοιες που συχνά συγχέονται. Παρόμοια με το στρες το άγχος έχει πολλαπλές προσεγγίσεις και διατυπώσεις στη βιβλιογραφία και παρότι βρίσκονται κοντά σημασιολογικά μεταξύ τους, μπορούν να διακριθούν. Το άγχος περιγράφει μια δυσάρεστη συναισθηματική κατάσταση ως απάντηση σε άγνωστο ή μη αναγνωρίσιμο κίνδυνο, κατάσταση ή ερεθίσματα (ενδογενή ή εξωγενή). Το στρες καταλαμβάνει πολυεπίπεδα τον οργανισμό του ατόμου χωρίς απαραίτητα να είναι παθολογικό. Το στρες μπορεί να οδηγήσει σε παθολογικά συμπτώματα και αγχώδεις διαταραχές εφόσον επηρεάζει την καθημερινή λειτουργικότητα, τους στόχους ή τη συναισθηματική ηρεμία του ατόμου όντας δυσανάλογο σε συχνότητα, έκταση και ένταση με τα στρεσογόνα ερεθίσματα (68).

1.5.1. Η Φυσιολογία του στρες

Η αναγνώριση και επεξεργασία στρεσογόνων παραγόντων από τον οργανισμό περιλαμβάνει πολλαπλές νευροφυσιολογικές διαδικασίες που ενεργοποιούνται συνδέοντας ψυχολογικές και φυσιολογικές αλλαγές. Τα τρία βασικά συστήματα που εμπλέκονται είναι: το νευρικό, το ενδοκρινικό και το ανοσοποιητικό. Κάθε ένα από αυτά τα συστήματα διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην προσαρμογή του σώματος σε στρεσογόνες συνθήκες μέσω των ακόλουθων μηχανισμών:

- Νευρικός Άξονας: Η ενεργοποίηση του συμπαθητικού νευρικού συστήματος, όντας η πρώτη γραμμή άμυνας του οργανισμού σε μια απειλή, προκαλεί αύξηση του καρδιακού ρυθμού, της αρτηριακής πίεσης και του ρυθμού αναπνοής, προετοιμάζοντας το σώμα για άμεση αντίδραση σε επικίνδυνες καταστάσεις.
- Ενδοκρινικός Άξονας: Η απελευθέρωση της αδρενοκορτικοτροπικής ορμόνης (ACTH) από την υπόφυση ενεργοποιεί τους επινεφριδικούς αδένες για την παραγωγή κορτιζόλης, μιας ορμόνης που αυξάνει τα επίπεδα ενέργειας και την αντοχή του σώματος σε μακροπρόθεσμο στρες. Η έκκριση κορτιζόλης και άλλων ορμονών βοηθά το σώμα να προετοιμαστεί για την κατάσταση «πάλης ή φυγής». Αυτές οι ορμόνες παίζουν ζωτικό ρόλο στην παροχή γλυκόζης στους μύες, στην καταστολή μη αναγκαίων λειτουργιών όπως η πέψη, και στην ενίσχυση της εγρήγορσης και της συγκέντρωσης. Ωστόσο, η παρατεταμένη έκκριση κορτιζόλης μπορεί να έχει αρνητικές επιπτώσεις στην υγεία (69).
- Ανοσοποιητικό Σύστημα: Η οξεία αύξηση της κορτιζόλης μπορεί να έχει ανοσοκατασταλτικές επιδράσεις, μειώνοντας την αποτελεσματικότητα της ανοσοαπόκρισης του οργανισμού κάνοντας το σώμα πιο επιρρεπές σε λοιμώξεις και ασθένειες (70).

1.5.2. Νευροφυσιολογικές αντιδράσεις στο στρες

Όπως προαναφέρθηκε η αντίδραση στο στρες είναι υποκειμενική και μπορεί να διαφέρει από άτομο σε άτομο. Κάποιοι μπορεί να εμφανίζουν έντονα σωματικά συμπτώματα, ενώ άλλοι να βιώνουν κυρίως ψυχολογικές επιπτώσεις. Ο εγκέφαλος διαδραματίζει κεντρικό ρόλο στην αντίδραση του οργανισμού στο στρες, με τον υποθάλαμο, την αμυγδαλή και τον ιππόκαμπο να αποτελούν κύρια όργανα αυτής της διαδικασίας. Ο υποθάλαμος ενεργοποιεί τον άξονα υποθαλάμου-υπόφυσης-επινεφριδίων, οδηγώντας στην απελευθέρωση κορτιζόλης που διαδραματίζει κεντρικό ρόλο στην απόκριση σε στρεσογόνα ερεθίσματα (71). Η αμυγδαλή αξιολογεί την απειλή και κινητοποιεί το συμπαθητικό νευρικό σύστημα, το οποίο προετοιμάζει το σώμα για την αντίδραση «πάλης ή φυγής» (72). Ο ιππόκαμπος, εμπλεκόμενος στη μνήμη και τη μάθηση, μπορεί να επηρεαστεί αρνητικά από το χρόνιο στρες, με αποτέλεσμα την πρόκληση δυσκολιών στη γνωστική λειτουργία και στη συναισθηματική ρύθμιση (69).

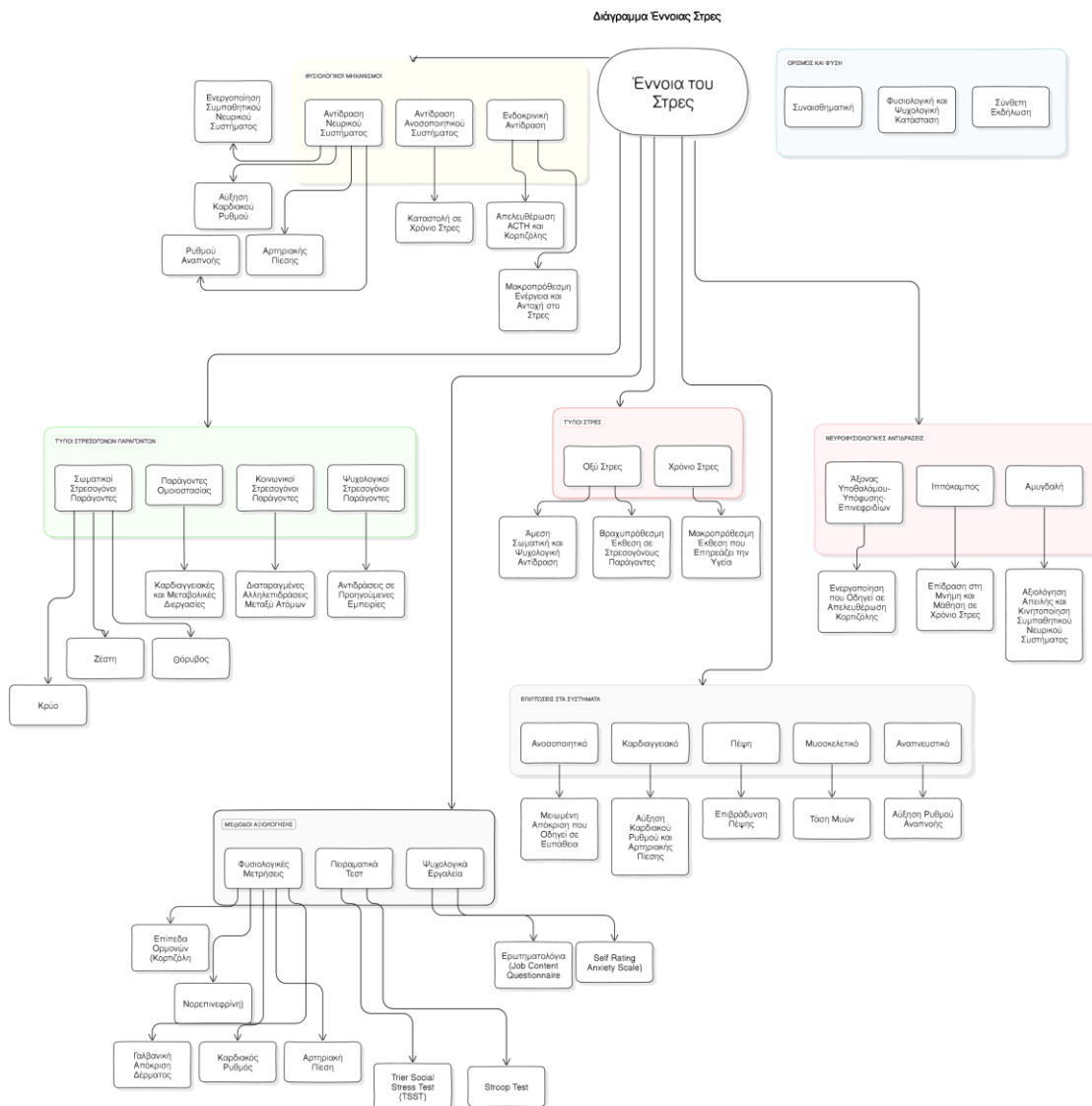
Το καρδιαγγειακό σύστημα αντιδρά στο στρες με αύξηση του καρδιακού ρυθμού και της αρτηριακής πίεσης, αυξάνοντας έτσι τη ροή του αίματος στους μύες και προετοιμάζοντας το σώμα για άμεση απόκριση. Σε μακροπρόθεσμες καταστάσεις, η χρόνια ενεργοποίηση αυτών των

μηχανισμών μπορεί να οδηγήσει σε καρδιαγγειακές παθήσεις, όπως υπέρταση και καρδιακές νόσους (73). Το αναπνευστικό σύστημα επίσης ανταποκρίνεται στο στρες με αύξηση του ρυθμού αναπνοής, προκειμένου να παρέχει περισσότερο οξυγόνο στους μύες. Ωστόσο, η αυξημένη αναπνοή ενδέχεται να προκαλέσει υπεραερισμό και δύσπνοια σε ορισμένα άτομα, προκαλώντας επιπλέον στρες και δυσφορία (74). Η συνεχής ένταση των μυών μπορεί να προκαλέσει χρόνια μυοσκελετικά προβλήματα, επηρεάζοντας την ποιότητα ζωής (75). Η πέψη επιβραδύνεται ή σταματά κατά τη διάρκεια της αντίδρασης στο στρες, καθώς το σώμα δίνει προτεραιότητα σε άλλες λειτουργίες απαραίτητες για την προσαρμογή στο στρεσογόνο ερέθισμα, γεγονός που μπορεί να εκδηλωθεί ως ναυτία (76).

1.5.3. Γενικές μέθοδοι αξιολόγησης στρες

Η πολυδιάστατη έννοιά του και οι πολλαπλοί παράγοντες που το επηρεάζουν, καθιστούν δύσκολη τη μέτρηση και την αξιολόγησή του (77). Ανάλογα με την προσέγγιση και το ερευνητικό πεδίο, διαφοροποιούνται τα εργαλεία και οι μέθοδοι που αξιοποιούνται. Οι προσεγγίσεις βασίζονται σε νευροφυσιολογικές και βιοχημικές μεθόδους, σε ψυχομετρικές και συμπεριφορικές μετρήσεις, αλλά και στον συνδυασμό τους. Η αξιολόγηση του στρες βάσει φυσιολογικών αντιδράσεων του οργανισμού περιλαμβάνει βιοχημικές μετρήσεις που επικεντρώνονται στην ανάλυση των επιπέδων ορμονών, όπως η κορτιζόλη, η σελαμυλάση και η νορεπινεφρίνη (78). Επιπλέον, περιλαμβάνει την παρακολούθηση των διακυμάνσεων του καρδιακού και αναπνευστικού ρυθμού, της αρτηριακής πίεσης και της γαλβανικής απόκρισης του δέρματος.

Τα ψυχολογικά και αυτοαναφορικά εργαλεία, όπως τα επικυρωμένα ερωτηματολόγια και οι συνεντεύξεις, στοχεύουν στη μέτρηση των επιπέδων στρες σε διάφορους τομείς της ζωής (υγεία, εργασία, σχέσεις). Ερωτηματολόγια όπως το Job Content Questionnaire, το Maastrich Questionnaire Vital Exhaustion Scale (MqVE), το Brief Stress and Coping Inventory και το Self Rating Anxiety Scale, επιτρέπουν την αυτοαναφορική αξιολόγηση του στρες και την ανάλυση των στρεσογόνων παραγόντων σε συγκεκριμένα πλαίσια (79) (80). Η πειραματική αξιολόγηση του στρες περιλαμβάνει την ελεγχόμενη έκθεση σε στρεσογόνα ερεθίσματα μέσω τυποποιημένων τεστ, όπως το Trier Social Stress Test (TSST) και το Stroop Test, με στόχο την παρατήρηση των αποκρίσεων μέσα σε ελεγχόμενο περιβάλλον. Το TSST, είναι ένα καθιερωμένο πρωτόκολλο που προκαλεί στρες μέσω δημόσιας ομιλίας και μαθηματικών υπολογισμών μπροστά σε κοινό, διευκολύνοντας έτσι την κατανόηση των ατομικών αποκρίσεων στο στρες (81).



Εικόνα 17: Διάγραμμα της έννοιας του στρες και των διαφόρων διαστάσεών του

Το Stroop Test βασίζεται σε μια απλή διαδικασία όπου οι συμμετέχοντες καλούνται να αναγνωρίσουν το χρώμα της γραμματοσειράς που χρησιμοποιείται για να απεικονιστεί μια λέξη, ενώ η ίδια η λέξη είναι το όνομα ενός διαφορετικού χρώματος. Συχνά χρησιμοποιείται σε έρευνες για την κατανόηση της επίδρασης του στρες στη γνωστική λειτουργία (82). Στην Εικόνα 17 απεικονίζεται ένα διάγραμμα της έννοιας του στρες που περιλαμβάνει τους παράγοντες που συμβάλλουν στην εμφάνισή του, τις φυσιολογικές και ψυχολογικές αντιδράσεις, καθώς και τις μεθόδους αξιολόγησης και μέτρησής του, όπως αυτές συζητήθηκαν στην ενότητα.

1.5.4. Στρες και ΗΕΓ

Το ΗΕΓ ως μέσο αξιολόγησης του στρες κερδίζει σε δημοφιλία τα τελευταία χρόνια λόγω της αύξησης της υπολογιστικής ισχύος σε πόρους ανάλυσης δεδομένων και ψηφιακής εξεργασίας σήματος, τις προόδους σε αλγορίθμους μηχανικής μάθησης και της εξέλιξης των φορέσιμων συσκευών. Ιδιαίτερα οι φορέσιμες συσκευές ΗΕΓ, προσφέρουν τη δυνατότητα καταγραφής και παρακολούθησης των εγκεφαλικών καταστάσεων σε πραγματικό χρόνο κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων των ατόμων με πρακτικό και μη επεμβατικό τρόπο ενώ ταυτόχρονα μπορεί να είναι πιο οικονομικές συγκριτικά με άλλες μεθόδους.

Όπως έχει συζητηθεί στο υποκεφάλαιο του ΗΕΓ, το σήμα που βρίσκεται σε μορφή χρονοσειράς υπόκειται σε προεπεξεργασία προτού εφαρμοστούν μέθοδοι ανάλυσης και εξαχθεί χρήσιμη πληροφορία. Το καίριο πρώτο βήμα που απαιτείται είναι η αφαίρεση θορύβου (π.χ. ηλεκτρικός θόρυβος) και παρεμβολών που προέρχονται από αθέμιτους παράγοντες όπως κινήσεις ματιών, μυών του προσώπου ή καρδιακούς παλμούς. Επόμενο βήμα είναι το φιλτράρισμα, όπου απομονώνονται οι συχνοτικές ζώνες ενδιαφέροντος. Έπειτα, το σήμα χωρίζεται σε εποχές (epochs), δηλαδή σε μικρότερα διαστήματα (π.χ. 2 δευτερόλεπτα), τα οποία συνήθως αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες συνθήκες (ηρεμίας ή στρες). Ακολούθως, οι εποχές υπόκεινται σε επεξεργασία μέσω μαθηματικών τεχνικών και μοντέλων, όπως η χωροχρονική ανάλυση, ώστε να γίνει εξαγωγή εκείνων των χαρακτηριστικών που βρίσκονται υπό διερεύνηση για τη συσχέτισή τους με την αξιολόγηση του στρες. Παραδείγματος χάριν, διακυμάνσεις της έντασης του ρυθμού Βήτα ανάμεσα σε καταστάσεις ηρεμίας και στρες υποδεικνύουν ενδεχομένως τη χρήση του ως βιοδείκτη.

Όπως παρατίθεται στις επόμενες παραγράφους, υπάρχει πληθώρα μεθόδων ανάλυσης του ΗΕΓ για την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων. Σύμφωνα με τον τρόπο ανάλυσης προτείνονται από τους ερευνητές πολλαπλοί και διαφορετικοί βιοδείκτες ως κατάλληλοι για την ένδειξη κατάστασης στρες. Η Ανάλυση του Φάσματος Ισχύος (Power Spectral Density, PSD) των βασικών ρυθμών αποτελεί το συχνότερο τρόπο ανάλυσης (83). Πολλές μελέτες συμπεραίνουν πως η μείωση της δραστηριότητας του ρυθμού Άλφα υπό συνθήκες στρες σε σύγκριση με την κατάσταση ηρεμίας αποτελεί βιοδείκτη της ύπαρξης στρες (84). Ταυτόχρονα, μελέτες υποδεικνύουν πως η αύξηση του σχετικού Βήτα ρυθμού σχετίζεται με στρεσογόνες καταστάσεις (85). Αυτό συμβαίνει καθώς παρατηρείται γενικότερα επικράτηση του Άλφα ρυθμού κατά τη διάρκεια χαλάρωσης και σε καταστάσεις με ελάχιστες γνωστικές απαιτήσεις ή συναισθηματική πίεση και αντίθετα αύξηση του

Βήτα ρυθμού σε καταστάσεις με σημαντικές απαιτήσεις νοητικής επεξεργασίας ή υψηλά επίπεδα εγρήγορσης (86)(87).

Οι Katmah και συν. στη μετα-ανάλυσή τους για τη χρήση του ΗΕΓ στην ανάλυση του στρες, αναφέρουν πως εξαιτίας των διαφορετικών προσεγγίσεων ανάλυσης του σήματος, την ποικιλία στη διάρκεια των καταγραφών, των διαφορετικών μεθοδολογικών πρωτοκόλλων και του μεγέθους του δείγματος, προκύπτουν αντικρουόμενα αποτελέσματα στη βιβλιογραφία (88). Αυτό έρχεται σε συμφωνία και με άλλες συστηματικές μελέτες όπως των Giannakakis και συν. Στο σύνολο των ερευνών που ανέλυσαν, βρέθηκαν τα εξής: Η δραστηριότητα Δέλτα εξετάστηκε σε τρεις μελέτες, με δύο από αυτές να αναφέρουν στατιστικά σημαντική αύξηση και μία σημαντική μείωση. Παρομοίως, η δραστηριότητα Θήτα ερευνήθηκε σε έξι μελέτες, με ίσες περιπτώσεις σημαντικών στατιστικών αυξήσεων και μειώσεων. Η δραστηριότητα Άλφα έδειξε αξιοσημείωτη τάση για μείωση κατά τη διάρκεια του στρες σε επτά μελέτες και αντίθετα αύξηση σε δύο, ενώ η δραστηριότητα Βήτα έδειξε κυρίως αύξηση σε πέντε από τις επτά μελέτες. Επίσης, αναφέρεται ότι ο δείκτης ασυμμετρίας Άλφα ρυθμού ήταν το πιο μελετημένο χαρακτηριστικό ανάμεσα στις έρευνες που αναλύθηκαν, με τα αποτελέσματα να δείχνουν αύξηση σε μια, μείωση σε εννέα και μη σημαντική διαφορά στην τελευταία (89).

1.5.5. Γενικές μέθοδοι επεξεργασίας ΗΕΓ για το στρες

Μέθοδοι λειτουργικής και αποτελεσματικής συνδεσιμότητας

Οι μέθοδοι λειτουργικής και αποτελεσματικής συνδεσιμότητας χρησιμοποιούνται για να αποτυπώσουν τη συνδεσιμότητα του εγκεφάλου, δηλαδή τους τρόπους με τους οποίους οι διάφορες περιοχές του εγκεφάλου επικοινωνούν μεταξύ τους. Παρότι σχετίζονται, είναι διακριτές. Η λειτουργική συνδεσιμότητα (functional connectivity) αναφέρεται σε πρότυπα που προκύπτουν από τις στατιστικές συσχετίσεις μεταξύ διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου χωρίς να συνεπάγεται άμεση αιτιακή σχέση. Ενώ, η αποτελεσματική συνδεσιμότητα (effective connectivity) προεκτείνει αυτή τη προσέγγιση προσπαθώντας να περιγράψει τη δυναμική αιτιακή επίδραση μίας περιοχής με την άλλη συνυπολογίζοντας την κατεύθυνση της ροής της πληροφορίας.

Οι συνηθέστερες μέθοδοι συνδεσιμότητας στη βιβλιογραφία (88) είναι:

- **Συνάφεια (coherence):** ανακλά τον βαθμό συσχέτισης των συχνοτικών χαρακτηριστικών διαφορετικών περιοχών κατά τη διάρκεια ενός συγκεκριμένου χρονικού διαστήματος.
- **Συγχρονισμός Φάσης (Phase Synchronization):** μετρά τη χρονική διάταξη της φάσης μεταξύ των λοβών. Συνήθη μέτρα είναι τα Phase Locking Value (PLV) και Phase Lag Index (PLI).
- **Λειτουργία Κατευθυνόμενης Μεταφοράς (Partial Directed Coherence, PDC)** και **Κατευθυνόμενη Συνάρτηση Μεταφοράς (Directed Transfer Function, DTF):** είναι προσεγγίσεις στο πεδίο της συχνότητας που εκτιμούν τις κατευθυνόμενες αλληλεπιδράσεις μεταξύ των καναλιών μετρώντας τη ροή πληροφοριών από μία περιοχή σε μια άλλη.
- **Δυναμική Μοντελοποίηση Αιτιότητας (Dynamic Causal Modelling, DCM):** Bayesian μέθοδος εξαγωγής συμπερασμάτων και κατανόησης των αιτιωδών αλληλεπιδράσεων μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου. Μοντελοποιεί τις κρυφές νευρικές καταστάσεις που προκαλούν τα παρατηρούμενα σήματα του ΗΕΓ και πώς αυτές οι καταστάσεις επηρεάζονται από εξωτερικούς ή εσωτερικούς παράγοντες.
- **Αιτιώδης συνάφεια κατά Granger (Granger Causality):** στατιστική προσέγγιση που χρησιμοποιείται για να προσδιορίσει εάν μέσω μιας συγκεκριμένης χρονοσειράς είναι δυνατή ή πρόβλεψη μιας άλλης. Κατά συνέπεια στο ΗΕΓ απεικονίζει το κατά πόσο η ενεργοποίηση μίας περιοχής του εγκεφάλου μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη πρόβλεψη ενεργοποίησης κάποιας άλλης.

Μέθοδοι συχνοτικού φάσματος:

- **Φασματική Πυκνότητα Ισχύος (Power Spectral Density, PSD):** υπολογίζει την κατανομή ενέργειας των συχνοτικών ζωνών του σήματος ΗΕΓ (90).

- **Μετατροπή Κυματομορφών (Wavelet Transform):** το σήμα ΗΕΓ χωρίζεται σε χρονικά εστιασμένες συχνοτικές ζώνες παρέχοντας τη δυνατότητα παρακολούθησης της δραστηριότητας σε διαφορετικές στιγμές και κλίμακες. Είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική μέθοδος για την ανάλυση μη-στάσιμων δεδομένων, όπου οι παραδοσιακές μέθοδοι Fourier μπορεί να παρουσιάζουν αδυναμίες (21).

Μέθοδοι χρονικού φάσματος

- **Παράμετροι Hjorth:** στατιστικές ιδιότητες (Activity, Mobility και Complexity) που παρέχουν στιγμιότυπα των χαρακτηριστικών των σημάτων ΗΕΓ χωρίς την ανάγκη μετατροπής στο συχνοτικό πεδίο, προσφέροντας πλεονεκτήματα σε σενάρια ανάλυσης δεδομένων σε πραγματικό χρόνο (91).
- **Εντροπία (Entropy Measures):** τεχνικές όπως Approximate Entropy (ApEn) και Sample Entropy (SampEn) αξιολογούν την περιπλοκότητα και την προβλεψιμότητα σημάτων ΗΕΓ. Αύξηση της εντροπίας μπορεί να υποδεικνύει μια πιο «χαοτική» κατάσταση του εγκεφάλου (92).
- **Ανάλυση Διακυμάνσεων με απαλοιφή Τάσεων (Detrended Fluctuation Analysis, DFA) και Κλασματική Διάσταση Higuchi (Higuchi's Fractal Dimension):** ανακλούν την αυτο-ομοιότητα και τη φύση των διαστάσεων των σημάτων ΗΕΓ. Τέτοιες μετρήσεις είναι ευαίσθητες στη πολυπλοκότητα του σήματος (93).

Στατιστικά Χαρακτηριστικά

Τα στατιστικά χαρακτηριστικά που δύναται να εξαχθούν και να αξιοποιηθούν για την ανάλυση και περιγραφή των δεδομένων ΗΕΓ περιλαμβάνουν διάφορα μέτρα. Ο μέσος όρος, η διακύμανση, η ασυμμετρία και η κύρτωση είναι μερικά από τα κύρια στατιστικά χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται.

Ταξινομητές Μηχανικής Μάθησης

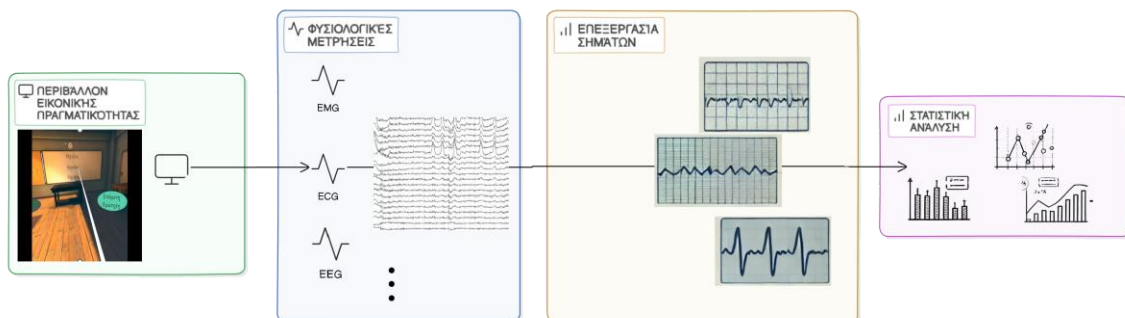
Οι ταξινομητές μηχανικής μάθησης αποτελούν μια κατηγορία αλγορίθμων που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση και κατηγοριοποίηση δεδομένων με στόχο τη λήψη ενημερωμένων αποφάσεων και προβλέψεων. Στο πλαίσιο της αξιολόγησης του στρες μέσω ΗΕΓ,

οι ταξινομητές εκπαιδεύονται για την αναγνώριση και διάκριση των επιπέδων στρες, χρησιμοποιώντας χαρακτηριστικά που εξάγονται από τα σήματα. Η διαδικασία εκπαίδευσής τους περιλαμβάνει την παροχή ενός συνόλου δεδομένων, γνωστού ως «εκπαιδευτικό σύνολο» (training set), που αποτελείται από καταγεγραμμένα σήματα τα οποία έχουν ήδη ταξινομηθεί ως προς τον τύπο τους. Αυτά τα δεδομένα περιέχουν χαρακτηριστικά όπως το PSD, τον συγχρονισμό φάσης και άλλες παραμέτρους που περιγράφουν τη δραστηριότητα του εγκεφάλου, όπως παρατίθενται παραπάνω. Οι αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης χρησιμοποιούν αυτές τις πληροφορίες για να εκπαιδευτούν στα μοτίβα που συνδέονται με την ύπαρξη ή την απουσία στρες. Η εκπαίδευση των ταξινομητών επίσης περιλαμβάνει την ανάλυση αυτών των χαρακτηριστικών για την εξαγωγή χρήσιμων μοτίβων που μπορούν να βοηθήσουν στην ακριβή πρόβλεψη των επιπέδων στρες. Αυτό γίνεται με τη χρήση τεχνικών όπως η διαστασιοποίηση δεδομένων και άλλων μοντέλων που επιτρέπουν την αποτελεσματική κατηγοριοποίηση.

1.6. Εικονικά Περιβάλλοντα για την πρόκληση στρες και αξιολόγηση μέσω ΗΕΓ

Τα τελευταία πέντε χρόνια, έχουν γίνει σημαντικές προόδους στην αξιολόγηση του στρες μέσω περιβαλλόντων ΕΠ. Πάραυτα, λίγοι χρησιμοποιούν πολλαπλούς βιοδείκτες, συμπεριλαμβανομένου του ΗΕΓ, για την αξιολόγηση του στρες (Εικόνα 18). Οι Stolz και συν. διαμόρφωσαν ένα δωμάτιο ΕΠ όπου αξιοποιούσαν άβιατα με διαφορετικές εκφράσεις προσώπου και ήχους που προσομοίωναν απειλητικά σενάρια με σκοπό την πρόκληση στρες. Η εγκεφαλική δραστηριότητα εξετάστηκε με τη χρήση προκλητών δυναμικών (Event Related Potentials, ERP). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι συμμετέχοντες παρουσίασαν αυξημένα P300 κύματα, υποδεικνύοντας ενισχυμένη εγκεφαλική δραστηριότητα ως απόκριση στα ερεθίσματα απειλής (94). Σε άλλη έρευνα, οι Fadeen και συν. πραγματοποίησαν μια μικρής κλίμακας μελέτη που εξέταζε το στρες χρησιμοποιώντας πολλαπλά σενάρια ΕΠ και παρατηρώντας τις μεταβολές του ΗΕΓ, του ρυθμού αναπνοής και του καρδιακού ρυθμού. Παρατηρήθηκε αύξηση της ισχύος του Βήτα ρυθμού κατά τη διάρκεια των στρεσογόνων σεναρίων, ενώ οι μετρήσεις που αφορούσαν την αναπνοή και τον καρδιακό ρυθμό παρουσίασαν επίσης αλλαγές που συνδέονταν με αυξημένα επίπεδα στρες (95). Οι Pérez-Valero και συν. πραγματοποίησαν μια ποσοτική αξιολόγηση του στρες μέσω ΗΕΓ κατά τη διάρκεια μιας εμπειρίας ΕΠ που συνδύαζε στρεσογόνα και χαλαρωτικά σενάρια. Οι συμμετέχοντες εκτέθηκαν σε εναλλασσόμενα περιβάλλοντα στρες και χαλάρωσης ενώ καταγραφόταν η εγκεφαλική τους δραστηριότητα. Στα αποτελέσματα διαπιστώθηκε ότι τα στρεσογόνα σενάρια προκάλεσαν αύξηση στη δραστηριότητα των Βήτα κυμάτων, ενώ τα χαλαρωτικά σενάρια προκάλεσαν αύξηση στην ισχύ των Άλφα, υποδεικνύοντας χαλάρωση (96).

Οι Sahoo και συν. εξέτασαν τις αλλαγές στη δραστηριότητα του ΗΕΓ κατά τη διάρκεια ενός στρεσογόνου σεναρίου σκοποβολής σε ΕΠ. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές αλλαγές στους ρυθμούς Βήτα και Γάμμα κατά τη διάρκεια του στρεσογόνου σεναρίου, υποδεικνύοντας ενισχυμένη εγκεφαλική δραστηριότητα ως απόκριση στο στρες (97). Οι Cho και συν. χρησιμοποίησαν μηχανική μάθηση για την ανίχνευση επιπέδων στρες από βιοσήματα που μετρήθηκαν σε περιβάλλον ΕΠ. Τα ευρήματά τους φανέρωσαν ότι τα σήματα ΗΕΓ, σε συνδυασμό με άλλα βιοσήματα όπως η αγωγιμότητα του δέρματος, μπορούσαν να κατηγοριοποιηθούν αποτελεσματικά για την ανίχνευση διαφορετικών επιπέδων στρες στους συμμετέχοντες (98). Οι Kamińska και συν. διερεύνησαν το στρες μέσω ΗΕΓ σε περιβάλλον ΕΠ χρησιμοποιώντας πολλαπλά σενάρια. Οι ερευνητές υποστήριξαν ότι οι διακυμάνσεις στην ισχύ των Άλφα και Βήτα ρυθμών ήταν αξιόπιστοι βιοδείκτες που επέτρεψαν την κατηγοριοποίηση των συμμετεχόντων σε διαφορετικά επίπεδα στρες (99). Οι Browarska και συν. ανέλυσαν τις αλλαγές των εγκεφαλικών κυμάτων σε στρεσογόνες καταστάσεις, χρησιμοποιώντας ένα παιχνίδι τρόμου ΕΠ. Η μελέτη κατέγραψε την εγκεφαλική δραστηριότητα των συμμετεχόντων κατά τη διάρκεια του παιχνιδιού, δείχνοντας αυξημένη δραστηριότητα στους ρυθμούς Βήτα και Γάμμα (100). Οι Wang και συν. χρησιμοποίησαν εμπειρία ΕΠ για τη μελέτη της ακροφοβίας με ΗΕΓ, διαπιστώνοντας ότι τα σήματα μπορούσαν να κατηγοριοποιηθούν αποτελεσματικά στα διαφορετικά επίπεδα ακροφοβίας των συμμετεχόντων βάσει ερωτηματολογίου (101).



Εικόνα 18: Διαδικασία μέτρησης και ανάλυσης φυσιολογικών σημάτων σε περιβάλλον ΕΠ.

Η αξιολόγηση του στρες μέσω ΗΕΓ και ΕΠ σημειώνει σταθερά σημαντική πρόοδο, αλλά η ετερογένεια στις προσεγγίσεις και τις μεθοδολογίες παραμένει πρόκληση. Μελέτες όπως αυτές που προαναφέρθηκαν αξιοποιούν τους εγκεφαλικούς ρυθμούς και πολλαπλά άλλα διαφορετικά μέτρα για την ανάλυση της εγκεφαλικής δραστηριότητας υπό συνθήκες στρες. Ταυτόχρονα, τα σενάρια ΕΠ που χρησιμοποιούνται ως στρεσογόνο ερέθισμα εκτείνονται από απειλητικά περιβάλλοντα και εργασίες υψηλής πίεσης, μέχρι ρεαλιστικές προσομοιώσεις κοινωνικών αλληλεπιδράσεων και παιχνίδια τρόμου. Οι τεχνικές προεπεξεργασίας των σημάτων ΗΕΓ, καθώς

και οι μέθοδοι ανάλυσης των δεδομένων διαφέρουν σημαντικά μεταξύ των μελετών, διαφοροποιώντας τα αποτελέσματα. Η χρήση πολλαπλών βιοδεικτών, όπως η αγωγιμότητα του δέρματος, ο καρδιακός ρυθμός και η αναπνοή για τη καταγραφή των φυσιολογικών μεταβολών προσφέρει μια πιο ολοκληρωμένη προσέγγιση, ωστόσο και αυτή η ποικιλία διαφοροποιεί επιπλέον τα αποτελέσματα. Η περαιτέρω διεξαγωγή έρευνας είναι κομβικής σημασίας για την ενοποίηση των ευρημάτων και την ανάπτυξη τυποποιημένων πρωτοκόλλων που επιτρέπουν την ακριβέστερη αξιολόγηση και διαχείριση του στρες μέσω της κατανόησης της αλληλεπίδρασης των βιοδεικτών και των νευροφυσιολογικών μετρήσεων.

2. Ειδικό Μέρος

2.1. Προκαταρτική Εργασία ΗΕΓ

Περίληψη

Η αίσθηση της αφής είναι ένας εκ των βασικών τρόπων που επιτρέπει στους ανθρώπους να κατανοούν και να αλληλεπιδρούν με το περιβάλλον τους. Συνήθως, η αίσθηση της αφής λειτουργεί συνδυαστικά με την όραση ώστε να συσσωρεύσει και να αξιολογήσει την προσλαμβανόμενη πληροφορία. Η ικανότητα διαχωρισμού μεταξύ διαφορετικών υλικών και επιφανειών μέσω της ενεργητικής αφής συντελείται από ένα σύμπλεγμα νευροφυσιολογικών λειτουργιών. Για να αποκαλυφθούν οι επικείμενοι μηχανισμοί των συγκεκριμένων λειτουργιών, οι ερευνητές εφαρμόζουν εργαλεία νευροαπεικόνισης και νευροφυσιολογίας, με το ΗΕΓ να είναι αυτό που χρησιμοποιείται κατά κόρον. Στην παρούσα εργασία επιχειρείται η διάκριση των εγκεφαλικών καταστάσεων κατά την ενεργητική αφή σε διαφορετικές φυσικές υφές (Λείας-Smooth, Τραχιάς-Rough και Υγρής-Water). Οι καταγραφές ελήφθησαν με μια εμπορικά διαθέσιμη φορέσιμη συσκευή ΗΕΓ. Εξήχθησαν χαρακτηριστικά με βάση τον χρόνο και τη συχνότητα, μετασηματίστηκαν με αποσύνθεση Ανάλυσης Κύριων Συνιστωσών (Principal Component Analysis, PCA) και χρησιμοποιήθηκε ένας συνδυαστικός ταξινομητής που εφαρμόζει Τυχαία Δάση (Random Forest), Μηχανές Διανυσμάτων Στήριξης (Support Vector Machine, SVM) και νευρωνικά δίκτυα. Επιτεύχθηκαν υψηλές βαθμολογίες ακρίβειας 79,64% για το πρόβλημα τεσσάρων κατηγοριών και 89,34% για το πρόβλημα τριών κατηγοριών. Ως εκ τούτου, η σταθερότητα της μεθοδολογίας υποδηλώνει την ικανότητά της να ταξινομεί διαφορετικές εγκεφαλικές καταστάσεις υπό απτικά ερεθίσματα.

2.1.1. Εισαγωγή

Ένας από τους κεντρικούς ανθρώπινους μηχανισμούς αντίληψης και εξερεύνησης του περιβάλλοντος κόσμου είναι η αίσθηση της αφής, η οποία διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο σε καθημερινές εργασίες του ατόμου, όπως ο χειρισμός αντικειμένων και η εκτέλεση ενεργειών και γενικότερων δραστηριοτήτων. Η αισθητηριακή απώλεια της αφής μπορεί να οδηγήσει στην έλλειψη του αισθήματος του πόνου ή της θερμοκρασίας, την απώλεια της αίσθησης αυτοπαρουσίας, δυσχέρεια στην κίνηση (102) και άλλες ασυνήθιστες επιπλοκές.

Η απόκτηση πληροφοριών για το περιβάλλον μέσω της αφής απαιτεί φυσική επαφή και αλληλεπίδραση μεταξύ της επιφάνειας ενός αντικειμένου και του ανθρώπινου δέρματος, συνήθως μέσω των άκρων των δακτύλων λόγω της υψηλής ευαισθησίας τους. Αυτή η επαφή έχει ως αποτέλεσμα τη μηχανική διέγερση του δέρματος, όπου οι μηχανοϋποδοχείς μετασχηματίζουν ένα νευρικό σήμα, το οποίο μεταφέρεται μέσω των οδών του ΠΝΣ στο ΚΝΣ και στον εγκέφαλο. Εκεί οι σωματοαισθητηριακές εγκεφαλικές περιοχές υψηλής τάξης και κυρίως η μετακεντρική έλικα (103), συμμετέχουν στη διαδικασία ερμηνείας του σήματος. Πληροφορίες σχετικά με τις φυσικές και γεωμετρικές ιδιότητες του υλικού, του αντικειμένου ή της επιφάνειας που αγγίζεται γίνονται αντιληπτές. Οι ιδιότητες αυτές μπορεί να αφορούν το σχήμα και το μέγεθος του αντικειμένου, τον τύπο της ύλης και την υφή του υλικού, τη σκληρότητα και την ελαστικότητα, την τραχύτητα ή τη θερμοκρασία (103,104). Αυτή η ανάλυση πληροφοριών στον εγκέφαλο, συμπεριλαμβανομένων των ιδιοδεκτικών, των κινητικών, των δερματικών και των θερμικών χαρακτηριστικών, ονομάζεται απτική αντίληψη.

Η απτική αντίληψη περιλαμβάνει την ενεργητική και την παθητική αφή. Η πρώτη προκύπτει όταν τα μέρη του ανθρώπινου σώματος χρησιμοποιούνται οικειοθελώς για εξερεύνηση μέσω της ενεργής κίνησης προς το περιβάλλον, ενώ η δεύτερη πραγματοποιείται όταν εξωτερικοί φορείς αλληλεπιδρούν με στατικά μέρη του ανθρώπινου δέρματος (105). Οι νευρικές λειτουργίες και οι αντιληπτικές διαφορές μεταξύ αυτών των δύο μορφών εξακολουθούν να διερευνώνται με πολυάριθμες μελέτες να τεκμηριώνουν διαφοροποιήσεις στη σωματική δραστηριότητα, στη διάκριση των ενεργοποιούμενων περιοχών του εγκεφάλου και στα εμπλεκόμενα μοτίβα νευρικής απόκρισης (106–109). Η απτική αντίληψη δεν περιορίζεται στη θεμελιώδη ικανότητα διάκρισης διαφορετικών ιδιοτήτων των υλικών. Είναι μια υποκειμενική εμπειρία (110,111) που έχει την ικανότητα να δημιουργεί νοητική σύλληψη του περιβάλλοντος, τόσο διακριτικά (*discriminatively*) όσο και συναισθηματικά (112). Η ενσωμάτωση οπτικών, ακουστικών και μνημονικών πτυχών συμβάλλει συμπληρωματικά στη συγκρότηση ενός πολυτροπικού συστήματος (110) που επηρεάζει τη συναισθηματική, κοινωνική και γνωστική ανθρώπινη αντίληψη (113–115). Η κατανόηση του τρόπου λειτουργίας των ανθρώπινων αισθήσεων και πιο συγκεκριμένα του τρόπου λειτουργίας της απτικής αντίληψης, έχει γίνει ένα αυξανόμενο ερευνητικό θέμα τα τελευταία χρόνια (113).

Η σημασία και το κίνητρο πίσω από την αποκωδικοποίηση των μηχανισμών απτικής αντίληψης προκύπτει από τις πολυάριθμες εφαρμογές που εντοπίζονται στην ανθρώπινη ψυχολογία και φυσιολογία. Ξεκινώντας από τον ιατρικό τομέα με εφαρμογές στην αποκατάσταση

άκρων και στη ρομποτική (116), στη θεραπεία νευροφυσιολογικών διαταραχών (117), στις θεραπευτικές παρεμβάσεις ελλείμματος της αίσθησης αφής σε ανθρώπους με ψυχικές διαταραχές (όπως η νευρική ανορεξία) (118) και στην αποκατάσταση εγκεφαλικών επεισοδίων (119), η κατανόηση της απτικής αντίληψης επεκτείνεται στα περισσότερα μέρη της ανθρώπινης δραστηριότητας. Ο βιομηχανικός τομέας χρησιμοποιεί τις συναισθηματικές προεκτάσεις που προκύπτουν μέσω της αίσθησης της αφής για την κατασκευή εμπορικών προϊόντων (120) όπως υφάσματα ή ρούχα. Ο κλάδος της πληροφορικής και συγκεκριμένα ο σχεδιασμός διεπαφών και εφαρμογών αλληλεπίδρασης ανθρώπου υπολογιστή χρησιμοποιεί τη γνώση για την απτική αντίληψη στην ανάπτυξη απτικών διεπαφών (121), οθονών αφής, συσκευών διαδραστικών μέσων (122) και στη συναισθηματική υπολογιστική (affective computing) (123).

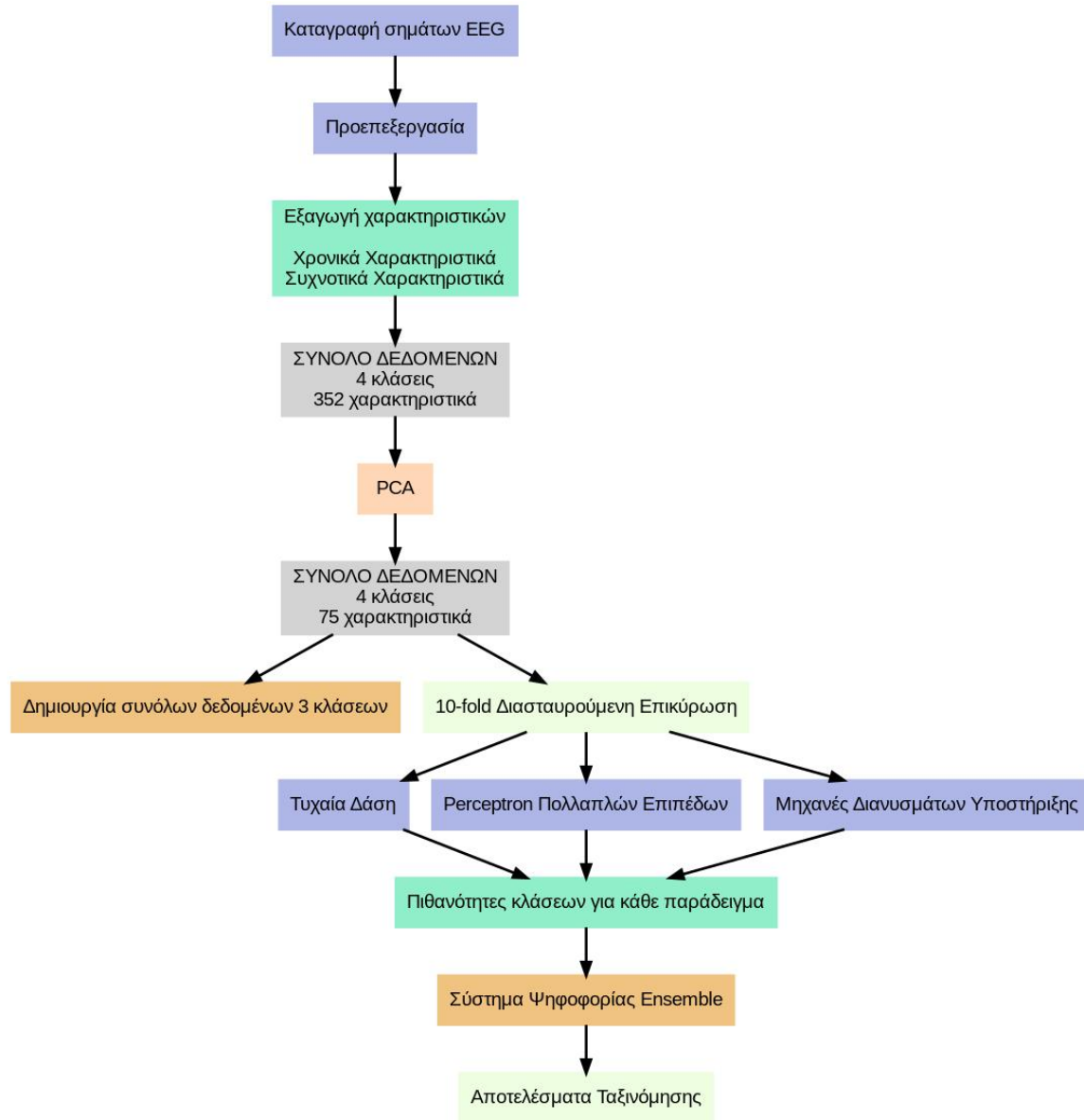
Μη επεμβατικές νευροαπεικονιστικές και νευροφυσιολογικές μέθοδοι, όπως η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (functional Magnetic Resonance Imaging) και το ΗΕΓ, επιτρέπουν στους ερευνητές να εξετάσουν την απόκριση του εγκεφάλου στα απτικά ερεθίσματα. Συγκεκριμένα, η φορητότητα του ΗΕΓ, η ευκολία χρήσης, το χαμηλό κόστος και η υψηλή χρονική του ανάλυση, έχουν επιτρέψει τη δημιουργία νέων πειραματικών πρωτοκόλλων που σχετίζονται με την έρευνα της αίσθησης της αφής. Τέτοιες μελέτες εφαρμόζουν τεχνικές ανάλυσης όπως η φασματική πυκνότητα ισχύος (7,124) τα προκλητά δυναμικά (ERP) (125) και τα σωματοαισθητηριακά προκλητά δυναμικά (Somatosensory Event Related Potentials) (126–128).

Επιπλέον, μέθοδοι μηχανικής μάθησης συνδυάζονται με τεχνικές ανάλυσης ΗΕΓ με σκοπό την ταξινόμηση των διαφόρων εγκεφαλικών καταστάσεων κάτω από διαφορετικά απτικά ερεθίσματα. Σχετικές μελέτες διερευνούν τη διακριτική ικανότητα της αίσθησης της αφής (129,130), την ταξινόμηση αναγνώρισης τραχύτητας (107,124,131) και την θετική (valence) απτική αίσθηση σε απόκριση διαφορετικών υφών ή τρόπου αφής (132–134). Οι περισσότερες μελέτες εξετάζουν την ενεργητική αφή μετά τον αποκλεισμό των οπτικών ερεθισμάτων, λαμβάνοντας υπ' όψιν το αντίκτυπο στην απτική αντίληψη (135). Η απτική αντίληψη σε συνδυασμό με οπτικά ερεθίσματα έχει επίσης διερευνηθεί. Οι Khasnobish και συν. πρότειναν ένα σύστημα ταξινόμησης για την αναγνώριση των σχημάτων διαφορετικών αντικειμένων μέσω σημάτων ΗΕΓ που αποκτήθηκαν τόσο με απτικά όσο και με οπτικά ερεθίσματα. Χρησιμοποίησαν ηλεκτρόδια που βρίσκονται στη μετωπιαία και στην ινιακή περιοχή, που είναι υπεύθυνες για τη γνωστική επεξεργασία, και ανέλυσαν τα σήματα μέσω PSD και Mu- αποσυγχρονισμού (136).

Τα πολυαισθητηριακά ερεθίσματα μπορούν να βελτιώσουν την ακρίβεια ταξινόμησης περισσότερο από ότι η συμβατική μονοαισθητηριακή εισροή (137). Στην παρούσα έρευνα επιδιώχθηκε η εξέταση της πολυαισθητηριακής φύσης της απτικής αντίληψης μέσω της διάκρισης της εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά την αφή διαφορετικών υλικών. Συγκεκριμένα, προτείνεται μια μεθοδολογία για τη κατηγοριοποίηση σημάτων ΗΕΓ που προέρχονται από την ενεργητική αφή πάνω σε διαφορετικές υφές υλικών ενώ παράλληλα υπάρχει οπτική επαφή. Ως εκ τούτου σχεδιάστηκε πειραματικό πρωτόκολλο για την απόκτηση και την προεπεξεργασία του σήματος ΗΕΓ, στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε εξαγωγή χαρακτηριστικών, εφαρμόστηκε PCA και χρησιμοποιήθηκαν πολλαπλοί αλγόριθμοι ταξινόμησης για την κατηγοριοποίηση του σήματος ΗΕΓ υπό διαφορετικά απτικά ερεθίσματα. Σε άλλες μελέτες δε συναντάται συχνά η χρήση πολλαπλών αλγορίθμων μηχανικής μάθησης για τη διαδικασία ταξινόμησης που διερευνά την ενεργητική αφή (124). Στο παρόν μεθοδολογικό πλαίσιο παρουσιάζεται μια μέθοδος συλλογικής ταξινόμησης «ensemble» που ξεπερνά σε απόδοση κάθε ταξινομητή που δοκιμάστηκε ξεχωριστά.

2.1.2. Μεθοδολογία

Η παρούσα ενότητα περιγράφει τα στάδια της προτεινόμενης μεθοδολογίας (Εικόνα 19). Αρχικά, περιγράφεται το πειραματικό πρωτόκολλο για τη λήψη και την προεπεξεργασία των καταγραφών ΗΕΓ. Στη συνέχεια, γίνεται επεξήγηση της διαδικασίας εξαγωγής των χαρακτηριστικών που χρησιμοποιούνται για την ταξινόμηση κάθε διαφορετικής κατάστασης ενεργητικής αφής, καθώς και η μείωση της διαστατικότητας του πίνακα χαρακτηριστικών. Τέλος, περιγράφονται οι αλγόριθμοι και η μέθοδος ensemble που χρησιμοποιήθηκαν για την ταξινόμηση.



Εικόνα 19: Διάγραμμα της μεθοδολογίας του πειράματος

Δεδομένα

Η πειραματική διαδικασία πραγματοποιήθηκε σε ήσυχο και ελεγχόμενο κλινικό περιβάλλον. Ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να καθίσουν άνετα σε μια καρέκλα και τους δόθηκε επεξήγηση για τη διαδικασία. Παραχωρήθηκε χρόνος για να εξοικειωθούν με την φορέσιμη συσκευή και τους δόθηκαν οδηγίες να χαλαρώσουν κατά τη διάρκεια του πειράματος. Στη συνέχεια, το δεξί τους χέρι -κυρίαρχο χέρι όπως επικυρώθηκε με το Edinburg Handedness Inventory (138)- τοποθετήθηκε σε ένα σταθερό εργονομικό βραχίονα στήριξης. Τα διαφορετικά υλικά ήταν ορατά και ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να χρησιμοποιήσουν τις άκρες των δακτύλων του δεξιού τους χεριού και να αγγίζουν απαλά κάθε υφή για 1 λεπτό, με κυκλικό, δεξιόστροφο τρόπο, χωρίς να ασκούν πίεση σε κανένα υλικό. Οι συμμετέχοντες διατηρούσαν οπτική επαφή με το υλικό καθόλη τη διάρκεια της καταγραφής της ενεργητικής αφής διάρκειας 1 λεπτού. Προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η διακύμανση στις κινήσεις και στην πίεση που ασκούνταν, τα χέρια των συμμετεχόντων στερεώνονταν στον βραχίονα στήριξης με ένα μάντα και βαθμονομούνταν στο αντίστοιχο σχετικό ύψος τους, οριζόντια προς τη θέση της επιφάνειας. Καθόλη την διάρκεια του πειράματος υπήρχε επίβλεψη της διαδικασίας.

Το πειραματικό πρωτόκολλο σε βήματα ήταν ως εξής (Εικόνα 20):

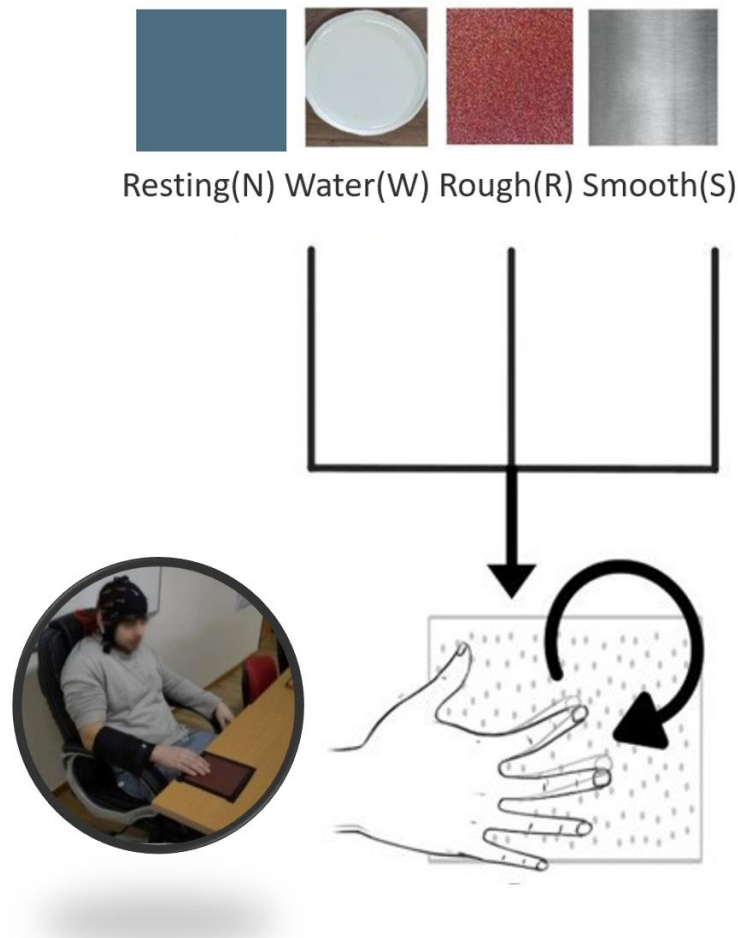
- Καταγραφή 1 λεπτού με ανοιχτά μάτια σε κατάσταση ηρεμίας (Μηδενική-Null-N).
- Καταγραφή 1 λεπτού κατά τη διάρκεια αγγίγματος της λείας επιφάνεια (Λεία – Smooth-S).
- 1 λεπτό ξεκούρασης
- Καταγραφή 1 λεπτού κατά τη διάρκεια αγγίγματος σε τραχιά επιφάνεια (Τραχιά Rough-R).
- 1 λεπτό ξεκούρασης.
- Καταγραφή 1 λεπτού κατά τη διάρκεια αγγίγματος στην υγρή επιφάνεια (Νερο-Water-W).

Συνολικά, 12 συμμετέχοντες έλαβαν μέρος στο πείραμα που αποτελούνταν από 7 άνδρες και 5 γυναίκες. Η ηλικία των συμμετεχόντων ήταν μεταξύ 25 και 27 ετών. Κάθε συμμετέχων ήταν

δεξιόχειρας χωρίς ιστορικό νευρολογικών ή ψυχιατρικών διαταραχών. Λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με τη διαδικασία δόθηκαν σε κάθε συμμετέχοντα πριν από το πείραμα. Ελήφθησαν γραπτά έντυπα συγκατάθεσης, διασφαλίζοντας ότι δεν υπήρχε καμία ανησυχία σχετικά με το πειραματικό πρωτόκολλο και ότι οι καταγραφές του ΗΕΓ τους μαζί με τα προσωπικά τους δεδομένα θα χρησιμοποιούνταν για ερευνητικούς σκοπούς.

Οι υφές που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτήν τη μελέτη ήταν: δύο υλικά διαφορετικών επιπέδων τραχύτητας (λείο και τραχύ) και ένα υγρό. Το λείο υλικό ήταν ένας σατινέ γυαλισμένος ανοξείδωτος χάλυβας με $Ra < 0,5 \mu\text{m}$ (μέσος όρος τραχύτητας), το τραχύ υλικό αποτελούσε ένα κομμάτι γυαλόχαρτο 120 Grit (εκτιμώμενο $Ra = 1,32 \mu\text{m}$) ενώ για την υγρή επιφάνεια χρησιμοποιήθηκε νερό σε θερμοκρασία δωματίου (10-3 Pa.s.) σε ρηχό δοχείο.

Για την καταγραφή των δεδομένων ΗΕΓ αξιοποιήθηκε η συσκευή Emotiv EPOC Flex, η οποία είναι εξοπλισμένη με 32 αισθητήρες γέλης Ag/AgCl και ένα εύκαμπτο σκουφί. Πρόκειται για φορέσιμη συσκευή με επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου και η απόκριση συχνότητας κάθε ηλεκτροδίου είναι 0,16 Hz έως 43 Hz, ενώ ο ρυθμός δειγματοληψίας της συσκευής είναι 1024 Hz. Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων έγινε σύμφωνα με το διεθνές σύστημα αναφοράς 10-20 και τοποθετήθηκαν 32 ηλεκτρόδια (Cz, Fz, Fp1, F7, F3, Fc1, C3, Fc5, T9, T7, Tr9, Cp5, Cp1, P3, P7, O1, PZ, OZ, O2, P8, P4, Cp2, Cp6, Tr10, T8, Fp10, Fc6, C4, Fc2, F4, F8, Fp2). Επίσης, τοποθετήθηκαν 2 ηλεκτρόδια (A1 και A2) στους λοβούς των αυτιών. Τα ηλεκτρόδια Common Mode Sense (CMS) και Driven Right Leg (DRL) ήταν τα P3 και P4, αντίστοιχα. Η ποιότητα της καταγραφής διασφαλιζόταν συνεχώς, με τη χρήση της εγγενούς διεπαφής EmotivBCI, η οποία παρέχει πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο σχετικά με τη συνδεσιμότητα των ηλεκτροδίων και την ποιότητα του σήματος. Κατά τη διάρκεια του πειράματος πραγματοποιούνταν συνεχής έλεγχος για την εξασφάλιση της καλύτερης δυνατής κατάστασης σύνδεσης των ηλεκτροδίων σύμφωνα με τη διεπαφή EmotivBCI, εφαρμόζοντας εκ νέου τζελ στα ηλεκτρόδια εφόσον χρειαζόταν, έτσι ώστε κάθε τιμή αντίστασης ηλεκτροδίου να είναι συνεχώς κάτω από την καθορισμένη τιμή (<20 kΩ). Οι καταγραφές μεταδίδονταν σε υπολογιστή μέσω ασύρματης διασύνδεσης για να αποθηκευτούν και να υποβληθούν αργότερα σε επεξεργασία.



Εικόνα 20: Τα υλικά και η πειραματική διαδικασία

Προεπεξεργασία δεδομένων και εξαγωγή χαρακτηριστικών

Οι καταγραφές του ΗΕΓ επανασυσχετίστηκαν ψηφιακά στον μέσο όρο των ηλεκτροδίων A1, A2 που τοποθετήθηκαν στον αριστερό και δεξιό λοβό του αυτιού, αντίστοιχα. Πραγματοποιήθηκε υποδειγματοληψία στις καταγραφές από 1024 Hz σε 128 Hz κατά το στάδιο της ασύρματης μετάδοσης. Επιπλέον, εφαρμόστηκε ένα υπερυψηλό φίλτρο butterworth 4ης τάξης στα 0,4 Hz. Δεν ορίστηκε χαμηλοπερατό φίλτρο, καθώς η συσκευή Emotiv EPOC Flex εφαρμόζει αυτόματα ένα διπλό φίλτρο εγκοπής στα 50 Hz και 60 Hz για την απομάκρυνση των παρεμβολών από την ηλεκτρική παροχή ρεύματος. Επίσης, το Emotiv Flex διαθέτει ενσωματωμένο χαμηλοπερατό φίλτρο 45 Hz (31). Το φίλτρο επηρεάζει τις συχνότητες μέχρι περίπου τα 45 Hz, οπότε ο κατασκευαστής ορίζει τα 43 Hz ως το ανώτερο όριο ωφέλιμης συχνότητας όπου η φασματική απόκριση είναι απόλυτα επίπεδη (139). Στη συνέχεια, τα τεχνουργήματα της κίνησης των ηλεκτροδίων αφαιρέθηκαν χειροκίνητα έπειτα από οπτικό έλεγχο στο περιβάλλον EEGLAB

Matlab Toolbox (22). Τέλος, δεν αφαιρέθηκαν ηλεκτρόδια από καμία από τις καταγραφές ΗΕΓ, παρά μόνο χρονικά τμήματα.

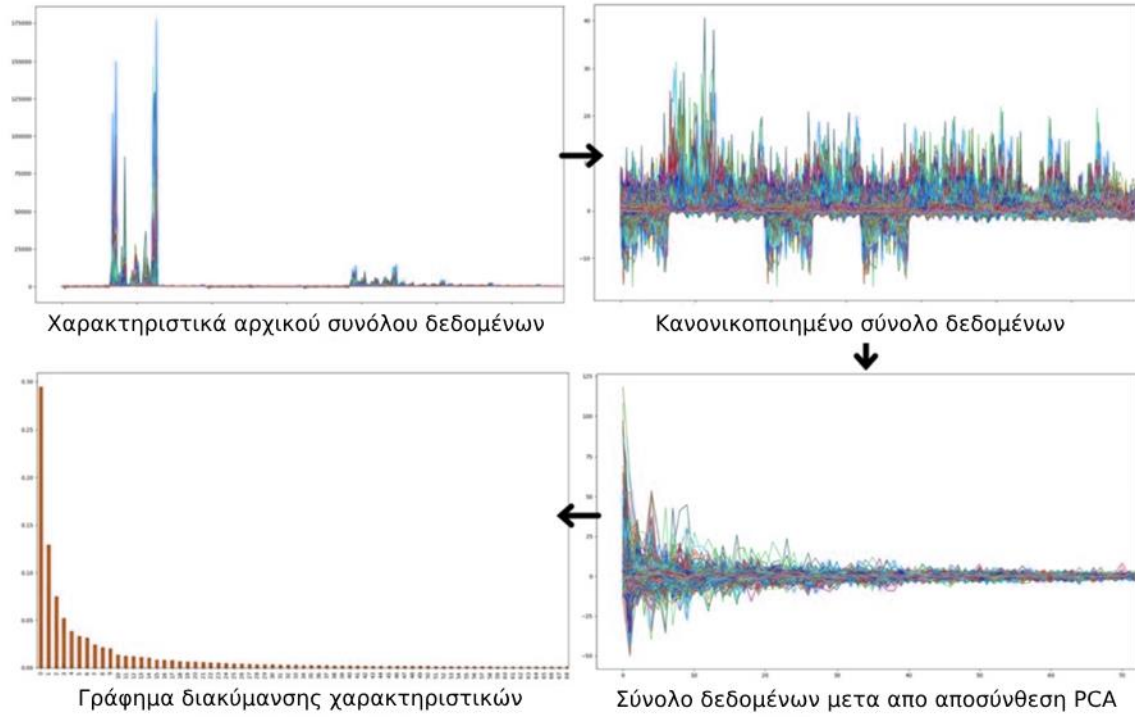
Στη συνέχεια, τα σήματα τμηματοποιήθηκαν σε εποχές του 1 δευτερολέπτου (sec) με επικάλυψη 0,5 sec. Επίσης, δοκιμάστηκαν εποχές των 2 και 5 sec όμως η διάρκεια του 1 sec επιλέχθηκε με βάση τα αποτελέσματα ακρίβειας που παρήγαγαν. Από κάθε εποχή εξήχθησαν μετρήσεις στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας για να σχηματιστεί το σύνολο δεδομένων ταξινόμησης. Στο πεδίο του χρόνου υπολογίστηκαν: μέσος όρος, διακύμανση, εύρος, διάμεσος, ενδοτεταρτημοριακό εύρος και 30% εκατοστημόρια. Τα χαρακτηριστικά στο πεδίο της συχνότητας ήταν PSD κάθε εγκεφαλικού ρυθμού, για κάθε εποχή, που υπολογίστηκε με τη μέθοδο Welch (90). Οι ζώνες συχνοτήτων ορίστηκαν ως εξής:

- Άλφα: 8-12 Hz
- Βήτα: 12-25 Hz
- Θήτα: 4-8 Hz
- Δέλτα: 1-4 Hz
- Γάμμα: 25-43 Hz

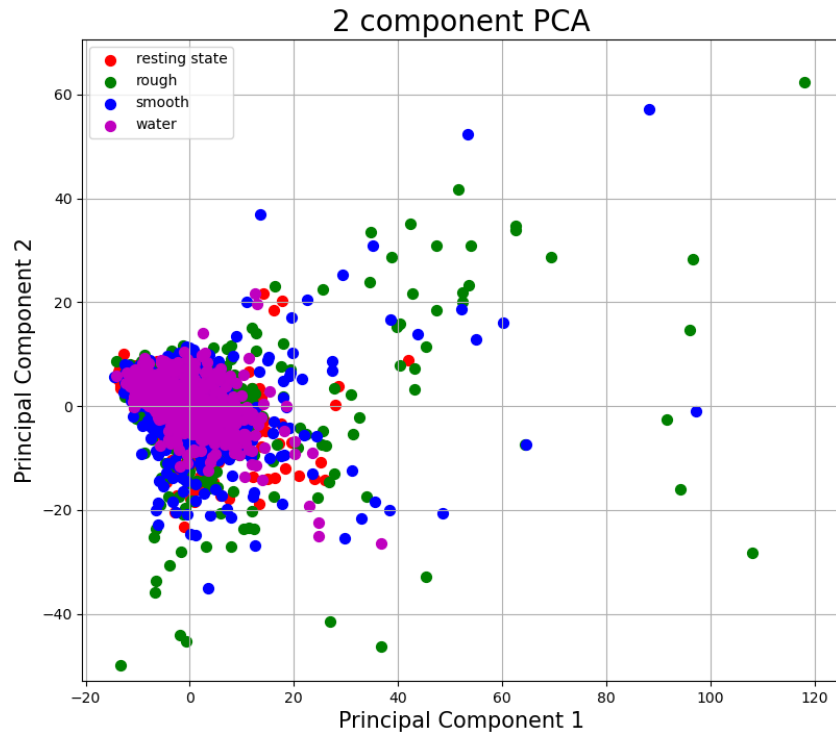
Συνολικά, εξήχθησαν 352 χαρακτηριστικά (6 χαρακτηριστικά στο πεδίο του χρόνου και 5 χαρακτηριστικά στο πεδίο του φάσματος για κάθε ένα από τα 32 ηλεκτρόδια).

Μείωση διαστάσεων

Η PCA είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος για τη μείωση των διαστάσεων σε σύνολα δεδομένων υψηλής διάστασης. Για ένα p -διάστατο σύνολο δεδομένων, η ανάλυση PCA δημιουργεί ένα p -διάστατο διάνυσμα βαρών $w_{(k)} = (w_1, \dots, w_p)_{(k)}$ προβάλλοντας κάθε διάνυσμα γραμμής $x_{(i)}$ σε ένα νέο διάνυσμα βαθμολογίας κύριας συνιστώσας $t_{k(i)} = x_{(i)} * w_{(k)}$ για $i = 1, \dots, n$ και $k = 1, \dots, p$, όπου n είναι ο αριθμός των μεμονωμένων καταγραφών στα δεδομένα (140). Για να επιτευχθεί η μεγαλύτερη δυνατή διακύμανση, η πρώτη κύρια συνιστώσα υπολογίζεται έτσι ώστε το άθροισμα της τετραγωνικής απόστασης κάθε σημείου να μεγιστοποιείται. Κάθε άλλη κύρια συνιστώσα υπολογίζεται έτσι ώστε να έχει το μέγιστο άθροισμα τετραγωνικών τιμών ενώ είναι κάθετη σε όλες τις προηγούμενες κύριες συνιστώσες της. Μετά τον υπολογισμό του μετασχηματισμού των κύριων συνιστωσών, μπορεί κανείς να πραγματοποιήσει μείωση της διαστατικότητας στο σύνολο δεδομένων αφαιρώντας τις συνιστώσες με τη μικρότερη διακύμανση, προβάλλοντας με αυτόν τον τρόπο ένα σύνολο p -διάστατων δεδομένων σε ένα σύνολο r -διάστατων δεδομένων, όπου $r < p$. Σε αυτό το πείραμα, το διάνυσμα χαρακτηριστικών τυποποιήθηκε πριν υπολογιστεί ο μετασχηματισμός PCA και στη συνέχεια απορρίφθηκαν οι λιγότερο σημαντικές κύριες συνιστώσες, οι οποίες αντιπροσώπευαν λιγότερο από το 5% της συνολικής διακύμανσης (κατώφλι διακύμανσης 95%). Με αυτόν τον τρόπο, το αρχικό σύνολο δεδομένων των 352 χαρακτηριστικών μετατράπηκε σε γραμμικό μετασχηματισμό 75 χαρακτηριστικών (Εικόνα 21,22). Η PCA εφαρμόζεται για τη μείωση του χώρου χαρακτηριστικών των συνόλων δεδομένων που κεφαλαιοποιούνται από τους αλγορίθμους ταξινόμησης ώστε να επιτυγχάνεται ταχύτερος υπολογιστικός χρόνος και υψηλότερη ακρίβεια.



Εικόνα 21: Το σχήμα απεικονίζει τη διαδικασία μείωσης της διαστατικότητας PCA που ακολουθήθηκε



Εικόνα 22: Το διάγραμμα απεικονίζει την ανάλυση κύριων συνιστωσών (PCA) με δύο συνιστώσες, δείχνοντας την κατανομή των δεδομένων σε διάφορες καταστάσεις

Ταξινόμηση

Στην παρούσα ενότητα περιγράφονται οι αλγόριθμοι ταξινόμησης που χρησιμοποιήθηκαν και είναι οι εξής: Δέντρα Αποφάσεων C4.5 (Decision Trees, DT), Τυχαία Δάση (Random Forests, RF), Κ-κοντινότεροι Γείτονες (K-Nearest Neighbours, KNN), Γραμμική Διακριτική Ανάλυση (Linear Discriminant Analysis, LDA), Perceptron Πολλαπλών Επιπέδων (Multilayer Perceptron, MLP) και Μηχανές Διανυσμάτων Υποστήριξης (Support Vector Machines, SVM). Παρουσιάζεται επίσης η μέθοδος ensemble. Για κάθε περίπτωση ταξινόμησης υπολογίστηκαν οι βαθμολογίες *Ακρίβειας* (Accuracy, ACC), *Εναισθησίας* (Sensitivity, SENS) και *Ειδικότητας* (Specificity, SPEC). Οι εξισώσεις (1)-(3) αντιπροσωπεύουν τον τρόπο υπολογισμού των ACC, SENS και SPEC για ένα δυαδικό πρόβλημα, όπου $TP = True Positive$ (αληθώς θετικό), $TN = True Negative$ (αληθώς αρνητικό), $FP = False Positive$ (ψευδώς θετικό) και $FN = False Negative$ (ψευδώς αρνητικό), αντίστοιχα.

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (1)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2)$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3)$$

Προκειμένου να υπολογιστούν τα παραπάνω σε πρόβλημα κατηγοριοποίησης πολλαπλών κλάσεων, πραγματοποιήθηκε υπολογισμός του μέσου όρου των αποτελεσμάτων που προκύπτει από κάθε ένα- εναντίων-όλων των δυαδικών προβλημάτων.

Οι τέσσερις κλάσεις κατηγοριοποίησης είναι

- Κατάσταση ηρεμίας ή Null (N)
- Τραχύ (R)
- Λείο (S)
- Υγρή/Νερό (W)

Αυτές συνδυάστηκαν σε 4 προβλήματα κατηγοριοποίησης:

- N-R-S-W
- N-S-W
- N-R-W
- N-R-S

Οι βαθμολογίες ακρίβειας, ευαισθησίας και ειδικότητας κάθε προβλήματος ταξινόμησης προέκυψαν με τη μέθοδο της 10πλής διασταυρούμενης επικύρωσης (10-fold validation). Κάθε αλγόριθμος ταξινόμησης και η μέθοδος ensemble υλοποιήθηκαν στην πλατφόρμα Weka (141), ενώ η βελτιστοποίηση των υπερπαραμέτρων (Hyperparameter Optimization) για κάθε αλγόριθμο πραγματοποιήθηκε σε Python, χρησιμοποιώντας τη ρουτίνα `skopt.gp_minimize` (142). Η τυπική απόκλιση (Standard Deviation, SD) της ακρίβειας για κάθε αλγόριθμο υπολογίστηκε μετά την εκτέλεση της ρουτίνας ταξινόμησης 10 φορές.

Δέντρα αποφάσεων C4.5

Οι αλγόριθμοι DT είναι από τις πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες μεθόδους για επαγωγική συμπερασματολογία (143). Ο C4.5 είναι ένας αλγόριθμος, που πρωτοπαρουσιάστηκε από τον Ross Quinlan (144), ο οποίος παράγει ένα DT ανθεκτικό σε θορυβώδη δεδομένα και ικανό να μαθαίνει διαζευκτικές εκφράσεις. Η ιδέα πίσω από την ταξινόμηση DT είναι να παραχθεί μια συνάρτηση if-else η οποία μπορεί επιτυχημένα να προσδιορίσει μια περίπτωση (instance) άγνωστης κατηγορίας. Ο αλγόριθμος για τη δημιουργία ενός DT ξεκινά από το αρχικό σύνολο εκπαίδευσης, υπολογίζοντας την κερδοφορία πληροφορίας κάθε χαρακτηριστικού εφόσον διαχωριστεί. Στη συνέχεια, επιλέγεται το χαρακτηριστικό με τη μεγαλύτερη τιμή κέρδους πληροφορίας και το δέντρο διαιρείται σε υποδέντρα με βάση αυτό το επιλεγμένο χαρακτηριστικό. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για κάθε υποδέντρο μέχρι κάθε στοιχείο στο υποσύνολο να ανήκει στην ίδια κατηγορία ή να μην υπάρχουν πλέον χαρακτηριστικά για να επιλεγθούν. Να σημειωθεί ότι ένα χαρακτηριστικό δεν μπορεί να επιλεγθεί ξανά ως χαρακτηριστικό διαίρεσης στο ίδιο υποδέντρο. Για να αποφευχθεί η υπερπροσαρμογή (overfitting), μπορούν να χρησιμοποιηθούν τεχνικές κλαδέματος (pruning). Σε αυτό το πείραμα, τέθηκε σε εφαρμογή το κλάδεμα με κέρδος πληροφορίας, στο οποίο ένας κόμβος δεν επεκτείνεται πλέον σε υποδέντρο αλλά γίνεται φύλλο (leaf) βάσει του παράγοντα εμπιστοσύνης. Χρησιμοποιήθηκε επίσης το κλάδεμα με μειωμένο

σφάλμα (reduced error pruning), όπου ένας κόμβος κλαδεύεται εάν το δέντρο που προκύπτει εξακολουθεί να έχει την ίδια βαθμολογία ακρίβειας με τη μη κλαδεμένη έκδοση.

Τυχαία δάση

Ο αλγόριθμος RF είναι ένας ensemble ταξινομητής (145,146) και ένας από τους πιο κοινούς για την ταξινόμηση δεδομένων ΗΕΓ (147,148). Αυτός ο ταξινομητής περιλαμβάνει πολλαπλά DT, καθένα από τα οποία χρησιμοποιεί ένα διαφορετικό υποσύνολο χαρακτηριστικών ως κριτήριο ταξινόμησης και ένα διαφορετικό “bootstrapped” σύνολο δεδομένων (δειγματοληψία με αντικατάσταση) που δημιουργήθηκε από το αρχικό ως σύνολο εκπαίδευσης. Στη συνέχεια, κάθε DT ψηφίζει για κάθε παρατήρηση στο σύνολο δοκιμής (test set) και η παρατήρηση ταξινομείται με βάση τη μέση πιθανότητα ψήφου, ενώ διαφορετικά βάρη μπορούν να δοθούν σε κάθε δέντρο. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιεί την ιδέα “bagging” για τη μείωση του σφάλματος γενίκευσης και τη βελτίωση της ακρίβειας ταξινόμησης. Σε αυτό το πείραμα, σε κάθε δέντρο δόθηκε το ίδιο βάρος. Επιπλέον, δεν πραγματοποιήθηκε κανένα κλάδεμα των DT που δημιουργήθηκαν. Ο αριθμός των εκτιμητών (estimators) που χρησιμοποιήθηκαν βρέθηκε να είναι 110, όπως προέκυψαν από τη μεθοδολογία βελτιστοποίησης `skopt.gr_minimize` στην Python, η οποία χρησιμοποιεί την Bayesian βελτιστοποίηση με χρήση Gaussian Processes.

K-κοντινότεροι γείτονες

Ο αλγόριθμος KNN ταξινομεί ένα instance του συνόλου δοκιμής υπολογίζοντας την απόστασή του (Ευκλείδεια, Μανχάταν κ.ά.) από κάθε instance στο σύνολο εκπαίδευσης, λαμβάνοντας υπ’ όψιν την πλειοψηφική κατηγορία των k -κοντινότερων (149). Σε αυτό το πείραμα, το k ορίστηκε σε 5 και η υπολογιζόμενη απόσταση ήταν ευκλείδεια. Η τιμή του επιλέχθηκε μετά από δοκιμή διαφορετικών τιμών k από 1 έως 10 κρατώντας αυτή που παρήγαγε το υψηλότερο αποτέλεσμα ακρίβειας.

Perceptron πολλαπλών επιπέδων

Ο MLP είναι ένας ευρέως χρησιμοποιούμενος αλγόριθμος νευρωνικού δικτύου πρόσθιας τροφοδότησης (feed forward network). Ένας MLP αποτελείται από ένα επίπεδο εισόδου με τόσους νευρώνες όσες είναι και οι ιδιότητες του συνόλου δεδομένων, ένα επίπεδο εξόδου με τόσους νευρώνες όσες είναι και οι κλάσεις του συνόλου δεδομένων και ένα ή περισσότερα κρυφά επίπεδα. Κάθε νευρώνας δέχεται πολλαπλές εισόδους πραγματικών τιμών και παράγει μία έξοδο πραγματικών τιμών, η οποία καθορίζεται από τη συνάρτηση ενεργοποίησης, που συνήθως είναι η

σιγμοειδής συνάρτηση. Για τον υπολογισμό του ρυθμού εκμάθησης εφαρμόστηκε η μεθοδολογία `gr_minimize`, η οποία βρέθηκε να είναι 0.32. Όσον αφορά στον βέλτιστο αριθμό των νευρώνων και των κρυφών επιπέδων, υπάρχουν διάφορες μεθοδολογίες για τον καθορισμό τους (150–152). Σε αυτό το πείραμα, χρησιμοποιήθηκε μια τεχνική δοκιμής-και-λάθους (trial-and-error) για να καθοριστεί το μέγεθος του κρυμμένου επιπέδου. Εφαρμόστηκαν διαφορετικές ρυθμίσεις κρυφών επιπέδων και τελικά αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθεί ένα κρυφό επίπεδο με 39 νευρώνες (ο μέσος όρος του αριθμού των νευρώνων εισόδου συν του αριθμού των νευρώνων εξόδου).

Γραμμική διακριτική ανάλυση

Ο LDA είναι μια τεχνική μείωσης της διαστατικότητας που χρησιμοποιείται επίσης ως μέθοδος ταξινόμησης σε πολλά προβλήματα ταξινόμησης ΗΕΓ (153). Στοχεύει στη μείωση της διαστατικότητας του διανύσματος χαρακτηριστικών δημιουργώντας μια νέα διάσταση που μεγιστοποιεί την διακύμανση μεταξύ κάθε κλάσης. Πρώτα υπολογίζεται η διασπορά μεταξύ των κλάσεων χρησιμοποιώντας την εξίσωση 4.

$$S_b = \sum_{i=1}^g N_i (\bar{x}_i - \bar{x})(\bar{x}_i - \bar{x})^T \quad (4)$$

Η διασκόρπιση (scatter) εντός της κατηγορίας παράγεται με τον υπολογισμό του πίνακα συνδιακύμανσης κάθε κλάσης, εξίσωση 5.

$$cov_j = (x_j - \mu_j)(x_j - \mu_j)^T \quad (5)$$

και στη συνέχεια με τον υπολογισμό του μέσου όρου τους, εξίσωση 6.

$$S_w = \sum_j p_j \times (cov_j) \quad (6)$$

Η εκ των προτέρων πιθανότητα της κλάσης j , είναι p_j .

Το κριτήριο βελτιστοποίησης του LDA είναι η μεγιστοποίηση του λόγου S_b/S_w . Οι μετασχηματισμένοι χωρικοί άξονες ορίζονται με τη μεγιστοποίηση αυτού του κριτηρίου. Μόλις ολοκληρωθεί ο LDA, κάθε σημείο δεδομένων του συνόλου δοκιμής ταξινομείται με βάση τη μικρότερη ευκλείδεια απόσταση από τα κέντρα των κλάσεων.

Μηχανές διανυσμάτων υποστήριξης

Ο SVM είναι ένας αλγόριθμος μηχανικής μάθησης που μπορεί να επιλύσει προβλήματα δυαδικής ταξινόμησης. Συναντάται ευρέως σε βιοϊατρικές εφαρμογές και στην ανάλυση ΗΕΓ (7,154–156). Η βασική αρχή του είναι η αντιστοίχιση των χαρακτηριστικών σε έναν χώρο χαρακτηριστικών υψηλής διάστασης και ο εντοπισμός ενός βέλτιστου διαχωριστικού υπερεπιπέδου (hyperplane) που μεγιστοποιεί το πλάτος του κενού μεταξύ των δύο κλάσεων. Για να εκτελέσει μία μη γραμμική ταξινόμηση, ένας SVM μπορεί να χρησιμοποιήσει τη μέθοδο πυρήνα (kernel) (157). Για ταξινόμηση πολλαπλών κλάσεων, όπως τα προβλήματα ταξινόμησης 4 και 3 κλάσεων σε αυτό το πείραμα, το πρόβλημα αναλύεται σε πολλαπλά προβλήματα ταξινόμησης δύο κλάσεων, προσεγγίζοντάς τα ένα-προς-ένα. Επιπλέον, σε αυτό το πείραμα, η συνάρτηση πυρήνα ήταν μια συνάρτηση ακτινικής βάσης (radial base). Η επιλογή της συνάρτησης πυρήνα έγινε μετά από αξιολόγηση των αποτελεσμάτων απόδοσης της υλοποίησης LibSVM στην πλατφόρμα Weka (138) για κάθε συνάρτηση πυρήνα (γραμμική, πολυωνυμική, ακτινικής βάσης και σιγμοειδή).

Η μέθοδος Ensemble

Η προτεινόμενη μέθοδος ensemble είναι ένα σύστημα ψηφοφορίας μέσης πιθανότητας που αποτελείται από τους 3 αλγόριθμους ταξινόμησης που είχαν την καλύτερη απόδοση (MLP, RF και SVM) σε αυτό το σύνολο δεδομένων (dataset). Αρχικά, κάθε αλγόριθμος ταξινόμησης εκπαιδεύεται με το εκπαιδευτικό σύνολο. Για κάθε περίπτωση του συνόλου δοκιμής, κάθε ταξινομητής υπολογίζει τις εκτιμήσεις πιθανότητας για κάθε κλάση. Στη συνέχεια, οι ταξινομητές ψηφίζουν, υπολογίζοντας τον μέσο όρο των εκτιμήσεων των πιθανοτήτων τους. Η κλάση που ανατίθεται είναι αυτή με τη μεγαλύτερη μέση πιθανότητα.

Για να εξεταστεί η χρησιμότητα της μεθόδου ensemble και να ελεγχθεί κατά πόσο η χρήση πολλαπλών ταξινομητών με διαφορετική αρχιτεκτονική βελτίωσε την απόδοση ταξινόμησης μέσω της εξάλειψης των σφαλμάτων που κάνουν οι ταξινομητές, αξιοποιήθηκε ο συντελεστής συσχέτισης σφαλμάτων Mathiews μεταξύ των μεμονωμένων αλγορίθμων και μεταξύ της μεθόδου ensemble με κάθε ταξινομητή. Για να γίνει αυτό, εξήχθησαν τα μεμονωμένα αποτελέσματα ταξινόμησης και δημιουργήθηκε ένας πίνακας από 0 (σφάλμα ταξινόμησης) και 1 (σωστή περίπτωση ταξινόμησης) για τον καθένα.

2.1.3. Αποτελέσματα

Στο πρώτο πρόβλημα ταξινόμησης, όπου χρησιμοποιήθηκαν και οι 4 πειραματικές κλάσεις (Null, Rough, Smooth, Water), το σύστημα ψηφοφορίας ensemble πέτυχε ACC 79,64% (SENS=77,30%, SPEC=92,40%), ξεπερνώντας τους άλλους ταξινομητές και επιτυγχάνοντας το χαμηλότερο SD 2,19. Ο MLP ήταν ο δεύτερος καλύτερος με 77,06% ACC, ακολουθούμενος από τον SVM (ACC 76,50%) και τον RF (ACC 70,86%). Στον Πίνακα 3 παρουσιάζονται συνολικά τα αποτελέσματα.

<i>Αλγόριθμος</i>	ACC	SD	SENS	SPEC
<i>Ensemble μέθοδος</i>	79.64%	2.19	77.30%	92.40%
<i>RF</i>	70.86%	2.32	70.80%	90.20%
<i>DT</i>	47.14%	2.83	47.10%	82.30%
<i>KNN</i>	64.90%	2.52	67.00%	89.00%
<i>LDA</i>	67.80%	2.35	67.80%	89.20%
<i>SVM</i>	76.50%	2.21	76.40%	92.10%
<i>MLP</i>	77.06%	2.33	77.00%	92.30%

Πίνακας 3: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-S-W

Στο δεύτερο πρόβλημα ταξινόμησης, όπου εξετάστηκαν 3 πειραματικές κλάσεις (Null, Smooth, Water), το σύστημα ψηφοφορίας ensemble πέτυχε ACC 87,67% (SENS=85,90%, SPEC=93%), ξεπερνώντας όλους τους άλλους ταξινομητές, έχοντας παράλληλα το χαμηλότερο SD (2). Ο MLP ήταν ο δεύτερος καλύτερος με 84,70% ACC, ακολουθούμενος από τον SVM (ACC 84,50%) και τον LDA (81,10%). Ο RF σημείωσε ACC 79,30% ενώ οι υπόλοιποι ταξινομητές πέτυχαν ACC χαμηλότερο από 72%. Στον πίνακα 4 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-S-W.

<i>Αλγόριθμος</i>	ACC	SD	SENS	SPEC
<i>DT</i>	55.64%	3.64	57.10%	78.50%
<i>RF</i>	79.30%	2.51	79.60%	89.80%
<i>KNN</i>	71.22%	2.94	72.20%	86.00%
<i>MLP</i>	84.70%	2.34	84.80%	92.40%
<i>LDA</i>	81.10%	2.39	81.10%	90.50%
<i>SVM</i>	84.50%	2.26	84.50%	92.20%
<i>Ensemble μέθοδος</i>	87.67%	2.00	85.90%	93.00%

Πίνακας 4: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-S-W

Στο τρίτο πρόβλημα ταξινόμησης χρησιμοποιήθηκαν 3 πειραματικές κλάσεις (Null, Rough, Water). Το σύστημα ψηφοφορίας ensemble πέτυχε ACC 89,34% (SENS=85,90%, SPEC=93%). ξεπερνώντας όλους τους άλλους ταξινομητές και επιτυγχάνοντας τη χαμηλότερη SD 1,42. Ο MLP ήταν ο δεύτερος καλύτερος με 86,50% ACC, ακολουθούμενος από τον SVM (ACC 86,30%), τον RF (82,56%) και τον LDA (82,25%). Το KNN σημείωσε ACC 74,31%, ενώ το DT είχε τη χαμηλότερη επίδοση, με βαθμολογία ACC 60,1%. Ο πίνακας 5 παρουσιάζει τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-W.

<i>Αλγόριθμος</i>	ACC	SD	SENS	SPEC
<i>DT</i>	60.10%	3.55	60.00%	80.00%
<i>RF</i>	82.56%	2.56	82.50%	91.20%
<i>KNN</i>	74.31%	3.37	77.10%	88.50%
<i>MLP</i>	86.50%	2.36	86.40%	92.00%
<i>LDA</i>	82.25%	2.22	82.10%	91.00%
<i>SVM</i>	86.30%	1.99	86.30%	92.10%
<i>Ensemble μέθοδος</i>	89.34%	1.42	85.90%	93.00%

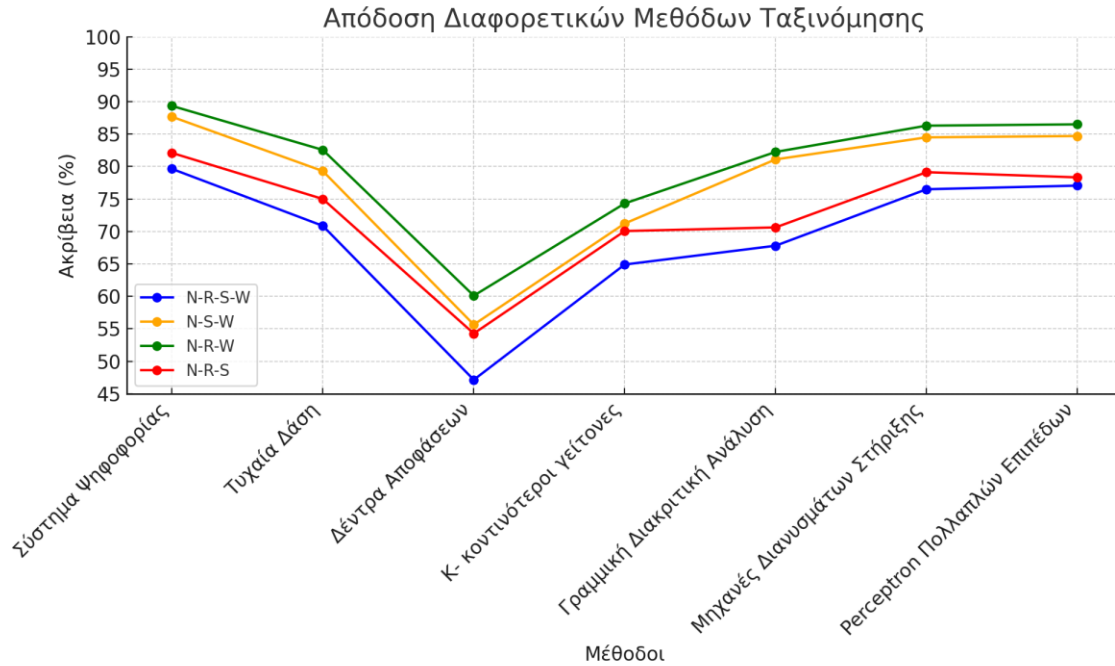
Πίνακας 5: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-W

Στο τέταρτο πρόβλημα ταξινόμησης, όπου χρησιμοποιήθηκαν τρεις πειραματικές κλάσεις (Null, Rough, Smooth), το σύστημα ψηφοφορίας ensemble πέτυχε ACC 82,10% (SENS=79,80%, SPEC=89,9%), ξεπερνώντας τους άλλους ταξινομητές και επιτυγχάνοντας το χαμηλότερο SD της τάξης των 2,33. Παρ' όλα αυτά, είχε αισθητά χειρότερες επιδόσεις από ό,τι στα άλλα προβλήματα ταξινόμησης 3 κατηγοριών. Ο SVM ήταν ο δεύτερος καλύτερος με 79,13% ACC, ακολουθούμενος από τον MLP (ACC 78,33%) και τον RF (75%). Οι υπόλοιποι ταξινομητές πέτυχαν ACC χαμηλότερη από 72%. Στον πίνακα 6 παρουσιάζονται οι βαθμολογίες του προβλήματος ταξινόμησης N-R-S.

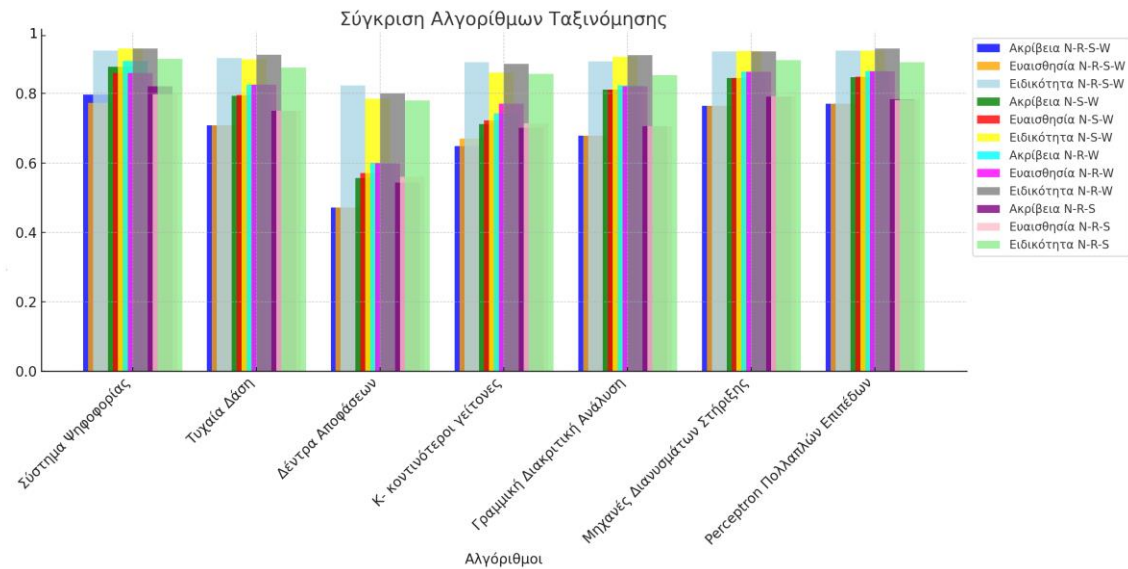
<i>Αλγόριθμος</i>	ACC	SD	SENS	SPEC
<i>DT</i>	54.27%	3.48	56.00%	78.00%
<i>RF</i>	75.00%	2.67	75.00%	87.40%
<i>KNN</i>	70.06%	3.27	71.40%	85.70%
<i>MLP</i>	78.33%	2.89	78.10%	89.00%
<i>LDA</i>	70.62%	2.74	70.60%	85.30%
<i>SVM</i>	79.13%	2.62	79.20%	89.60%
<i>Σύστημα ψηφοφορίας</i>	82.10%	2.33	79.80%	89.90%

Πίνακας 6: Τα αποτελέσματα του προβλήματος ταξινόμησης N-R-S

Στην Εικόνα 23 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων ACC κάθε ταξινομητή στα τέσσερα προβλήματα ταξινόμησης. Παρατηρείται ότι συνολικά το πρόβλημα N-R-S-W πέτυχε τις χαμηλότερες βαθμολογίες ACC, ενώ το πρόβλημα N-R-W τις υψηλότερες. Όσον αφορά στα προβλήματα 3 κατηγοριών, η απόδοση στο πρόβλημα N-R-S, ήταν αισθητά χαμηλότερη από ότι στα υπόλοιπα. Στην Εικόνα 24 παρουσιάζεται η συνολική σύγκριση των βαθμολογιών ACC, SENS και SPEC μεταξύ όλων των αλγορίθμων σε όλα τα προβλήματα.



Εικόνα 23: Σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων ACC κάθε ταξινομητή στα τέσσερα προβλήματα ταξινόμησης



Εικόνα 24: Συνολική σύγκριση των βαθμολογιών ACC, SENS και SPEC μεταξύ όλων των αλγορίθμων σε όλα τα προβλήματα

Για να αξιολογηθεί η συμβολή των επιμέρους ταξινομητών, διερευνήθηκε η συσχέτιση του σφάλματος των ταξινομητών μεταξύ τους και η συσχέτιση του σφάλματος του κάθε ταξινομητή με τη μέθοδο ensemble. Τα αποτελέσματα της συσχέτισης Matthews απεικονίζονται στον Πίνακα 7.

<i>Συσχέτιση Matthews</i>	SVM	MLP	RF	Σύστημα ψηφοφορίας
<i>SVM</i>	---	0.33	0.4	0.75
<i>MLP</i>	0.33	---	0.3	0.564
<i>RF</i>	0.4	0.3	---	0.59

Πίνακας 7: Τα αποτελέσματα της συσχέτισης Matthews

Η χαμηλή συσχέτιση μεταξύ των μεμονωμένων ταξινομητών και η υψηλή συσχέτιση μεταξύ της μεθόδου ensemble και του κάθε ταξινομητή, υποδεικνύει ότι οι ταξινομητές δεν ταξινομούν λανθασμένα τις ίδιες περιπτώσεις και ότι υπάρχει όφελος από τη χρήση του συνδυασμού αυτών των ταξινομητών (όπως επίσης και με βάση τη σύγκριση των αποτελεσμάτων απόδοσης). Τέλος, για να διερευνηθεί περαιτέρω η απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας για κάθε πρόβλημα ταξινόμησης, έγινε υπολογισμός της περιοχής κάτω από την καμπύλη (Area Under Curve, ROC AUC) κάθε κλάσης έναντι των υπολοίπων, μαζί με την περιοχή της καμπύλης ανάκλησης ακρίβειας (Precision Recall Curve, PRC). Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 8.

<i>Πρόβλημα</i>	<i>N-S-R-W</i>		<i>N-R-W</i>		<i>N-S-W</i>		<i>N-R-S</i>	
	ROC	PRC	ROC	PRC	ROC	PRC	ROC	PRC
<i>Κλάσεις</i>								
<i>1</i>	0.974	0.951	0.972	0.962	0.975	0.963	0.984	0.973
<i>2</i>	0.933	0.812	0.972	0.952	---	---	0.917	0.823
<i>3</i>	0.914	0.813	---	---	0.964	0.934	0.909	0.852
<i>4</i>	0.967	0.914	0.969	0.935	0.966	0.934	---	---
<i>M.O.</i>	0.947	0.872	0.971	0.95	0.968	0.944	0.937	0.883

Πίνακας 8: Περιοχή κάτω από το ROC και PRC για κάθε πρόβλημα

2.1.4. Συζήτηση

Στην παρούσα εργασία, εφαρμόστηκε μια ισχυρή μεθοδολογία για την ταξινόμηση των σημάτων ΗΕΓ κατά τη διάρκεια της ενεργητικής αφής σε διαφορετικές υφές. Η μελέτη περιλάμβανε τέσσερα στάδια: την πειραματική διαδικασία, την απόκτηση δεδομένων, την προεπεξεργασία σήματος και την ταξινόμηση. Στο πρώτο στάδιο, ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να αγγίξουν ενεργητικά διατηρώντας την ελάχιστη δυνατή κίνηση του χεριού, 3 διαφορετικά υλικά ενώ η εγκεφαλική τους δραστηριότητα καταγραφόταν με τη χρήση μιας φορέσιμης συσκευής ΗΕΓ. Στο δεύτερο στάδιο, έγινε προεπεξεργασία του σήματος ΗΕΓ και εξήχθησαν διάφορα χαρακτηριστικά τα οποία μετασχηματίστηκαν αργότερα με τη χρήση αποσύνθεσης PCA. Έπειτα, το αναμορφωμένο σύνολο δεδομένων των χαρακτηριστικών χρησιμοποιήθηκε για την εκπαίδευση ενός συλλογικού ταξινομητή. Αυτή η μέθοδος ensemble αποτελούνταν από ένα σύστημα ψηφοφορίας 3 διαφορετικών ταξινομητών (RF, MLP, SVM), καθένας από τους οποίους χρησιμοποιούσε διαφορετική αρχή ταξινόμησης. Τέλος, η προτεινόμενη μεθοδολογία δοκιμάστηκε σε 4 διαφορετικά προβλήματα ταξινόμησης επιτυγχάνοντας αποτελέσματα υψηλής ακρίβειας, αναδεικνύοντας την αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης προσέγγισης.

Σε προηγούμενη εργασία του συγγραφέα, σε παρόμοιο σύνολο δεδομένων, παρατηρήθηκε ότι η χρήση των χρονικών και των φασματικών χαρακτηριστικών παρείχε καλύτερη ακρίβεια ταξινόμησης σε σύγκριση με τη χρήση μόνο των φασματικών χαρακτηριστικών (158). Ωστόσο, άλλες μελέτες έχουν επισημάνει ότι μη γραμμικά χαρακτηριστικά, όπως η εντροπία (131) και ο ντετερμινισμός μπορεί επίσης να είναι ωφέλημα στην ταξινόμηση σημάτων καταστάσεων ενεργητικής αφής, λαμβάνοντας υπ' όψιν τη μη γραμμική φύση των εγκεφαλικών σημάτων και την πολυπλοκότητα της απτικής αντίληψης. Στον Πίνακα 9 γίνεται παράθεση άλλων μελετών που σχετίζονται με την ταξινόμηση απτικών σημάτων συνοδευόμενη από τη μεθοδολογία που ακολουθήθηκε.

Αναφορά	Έτος	Πειραματικό πρωτόκολλο	Μεθοδολογία	Πρόβλημα ταξινόμησης	Αποτελέσματα		
					ACC	SENS	SPEC
(131)	2020	Δυναμική παθητική αφή, περιστρεφόμενη επιφάνεια, τραχύτητα	Χαρακτηριστικά: Ρυθμός επανεμφάνισης, ντετερμινισμός, LDA	Σκληρό, λείο, ημι-τραχύ	93%	-	-
(107)	2021	Ενεργητική αφή, τραχύτητα, συνθετικές επιφάνειες	Βαθιά μάθηση, Συνελκτικά νευρωνικά δίκτυα	Σκληρό, λείο, ημι-τραχύ	70%		
(124)	2019	Ενεργητική αφή, τραχύτητα, συνθετικές υφασμάτινες επιφάνειες, διαφορετικές ταχύτητες αγγίγματος	PSD, Χαρακτηριστικά: Άλφα και Βήτα ρυθμοί, χρόνος, SVM	Επίπεδη, μετρίως τραχιά	90.2%	83.3%	
(130)	2021	Ενεργητική αφή, νοητική αφή, διαφορετικές υφές, τριβή δακτύλων	Χαρακτηριστικά: Άλφα και Βήτα ρυθμοί, LDA, φασματική ανάλυση που σχετίζεται με γεγονότα	4 υφές πραγματικές αφής, 4 υφές απεικόνισης της αφής	68% (πραγματ ικό άγγιγμα) 7,55% (νοητικό άγγιγμα)		
(111)	2019	Συναισθηματική απτική διέγερση, 4 διαφορετικά υφάσματα, αυτοαξιολόγηση, διέγερση, valence	PSD, KNN	Διέγερση, valence	74.24%		
<i>H</i> παρούσα μελέτη	2023	Ενεργητική αφή, σταθερή θέση χεριού, άγγιγμα με κυκλική κίνηση, 3 επιφάνειες	Φασματικά και χρονικά χαρακτηριστικά, PCA, μέθοδος ensemble	N-R-S-W	79.64%	77.30%	92.4%
				N-S-W	87.67%	85.90%	93%
				N-R-W	89.34%	85.90%	93%
				N-S-R	82.1%	79.8%	89.9%

Πίνακας 9: Σύγκριση με παρόμοιες μελέτες

Στην παρούσα έρευνα υποδεικνύεται ότι με τη χρήση της μείωσης των χαρακτηριστικών PCA, οι χρόνοι εκπαίδευσης και δοκιμής μειώνονται, ενώ επιτυγχάνεται υψηλότερη συνολική

ACC. Η χρονική απόδοση του συστήματος ψηφοφορίας βελτιώθηκε κατά 95% όταν εφαρμόστηκε η PCA. Ειδικότερα, ο χρόνος εκπαίδευσης του συστήματος ψηφοφορίας ensemble ήταν 42 sec στο πρόβλημα ταξινόμησης 4 κλάσεων. Κατά την εκπαίδευση του συστήματος ψηφοφορίας με το αρχικό μη μειωμένο με PCA σύνολο δεδομένων, ο χρόνος εκπαίδευσης ήταν 887 sec. Παρόμοιες βελτιώσεις στις επιδόσεις χρόνου επιτεύχθηκαν σε κάθε πρόβλημα ταξινόμησης. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η επιλογή του αριθμού των νευρώνων στο νευρωνικό δίκτυο εξαρτάται από τον αριθμό των χαρακτηριστικών του συνόλου δεδομένων. Επομένως, μειώνοντας τον πίνακα χαρακτηριστικών από 353 σε 75, μειώθηκαν οι υπολογιστικές απαιτήσεις σε μνήμη και σε χρόνο.

Όσον αφορά στον τρόπο με τον οποίο ο μετασχηματισμός PCA μπορεί να επηρεάσει την απόδοση ταξινόμησης, παρατηρείται ότι η ACC του συστήματος ψηφοφορίας ensemble αυξάνεται σημαντικά σε όλα τα προβλήματα ταξινόμησης. Η σύγκριση των ACC με και χωρίς μετασχηματισμένα δεδομένα PCA παρουσιάζεται στον Πίνακα 10.

<i>Πρόβλημα ταξινόμησης</i>	Με PCA	Χωρίς PCA
<i>N-R-S-W</i>	79.64%	52.41%
<i>N-S-W</i>	87.67%	69.72%
<i>N-R-W</i>	89.34%	68.89%
<i>N-R-S</i>	82.10%	63.47%

Πίνακας 10: Αποτελέσματα ACC του συστήματος ψηφοφορίας ensemble με και χωρίς μετασχηματισμένο σύνολο δεδομένων PCA

Οι ταξινομήσεις προβλημάτων 3 κατηγοριών και η ταξινόμηση του προβλήματος 4 κατηγοριών εξετάστηκαν προκειμένου να ελεγχθεί κατά πόσον η διαφορά στην ακρίβειά τους ήταν σημαντική. Όπως αναμενόταν, το πρόβλημα ταξινόμησης 4 κλάσεων πέτυχε χαμηλότερες βαθμολογίες ACC. Ωστόσο, μπορεί να παρατηρηθεί ότι η ACC ταξινόμησης του προβλήματος N-R-S (82,1%) είναι κατώτερη από τις αντίστοιχες N-R-W και N-S-W (87,67% και 89,34%, αντίστοιχα), υποδεικνύοντας την πιθανή διαφοροποίηση στους μηχανισμούς του εγκεφάλου που ενεργοποιούνται κατά την επαφή με μια υγρή επιφάνεια. Το σύστημα ψηφοφορίας ensemble αποδείχθηκε αποτελεσματικό, καθώς η απόδοση ταξινόμησης του ήταν σταθερά υψηλότερη από εκείνη των μεμονωμένων SVM, RF και MLP. Συγκεκριμένα, σε όλα τα προβλήματα ταξινόμησης, το σύστημα ψηφοφορίας πέτυχε από 0,5% έως 3,5% υψηλότερη ACC, διατηρώντας παράλληλα χαμηλότερες βαθμολογίες SD. Για να επικυρωθεί περαιτέρω ότι η μέθοδος ensemble παρέχει καλύτερη απόδοση σε σύγκριση με τους άλλους αλγορίθμους (ιδίως του SVM), πραγματοποιήθηκαν δοκιμές *t*-test ανεξάρτητου δείγματος μεταξύ των αποτελεσμάτων ACC του

αλγορίθμου SVM (10 εκτελέσεις) και της μεθόδου ensemble (10 εκτελέσεις) για κάθε πρόβλημα ταξινόμησης. Η διαφορά απόδοσης για όλα τα προβλήματα ήταν στατιστικά σημαντική, με κάθε τιμή $p < 0,001$.

Το αντικείμενο αυτής της έρευνας ήταν η ταξινόμηση των διαφορετικών καταστάσεων ενεργητικής αφής κατά την εκτέλεση μιας προκαθορισμένης κίνησης του χεριού διατηρώντας παράλληλα οπτική επαφή με την επιφάνεια αγγίγματος. Άλλες μελέτες έχουν προσπαθήσει να εντοπίσουν τη διακριτή εγκεφαλική ενεργοποίηση κάτω από διαφορετικά απτικά ερεθίσματα (134,159,160). Ωστόσο, δεν έχει καθοριστεί κάποιο συγκεκριμένο πρωτόκολλο σχετικά με την πειραματική διαδικασία κατά τη διάρκεια της απόκτησης σήματος. Η περίπλοκη φύση της απτικής αντίληψης και η σύνθετη λειτουργικότητα των δερματικών και κινητικών μηχανοϋποδοχών έχουν επιτρέψει στους ερευνητές να χρησιμοποιήσουν ένα ευρύ φάσμα προσεγγίσεων και εργαλείων. Στην πλειονότητα των άλλων μελετών, το πειραματικό πρωτόκολλο αναφορικά με την μορφή κίνησης του χεριού είναι εκτενώς ελεγχόμενο. Για παράδειγμα, στην μελέτη των Baghdadi και συν. τα χέρια των συμμετεχόντων ήταν εντελώς ακίνητα (131), ενώ οι Kim και συν. επέτρεπαν στους συμμετέχοντες μόνο μια μικρή ολίσθηση των δακτύλων (130). Επιπλέον, σχεδόν σε κάθε μελέτη σχετικά με την απτική αντίληψη οι συμμετέχοντες καλούνται να κρατούν τα μάτια τους κλειστά κατά τη διάρκεια του πειράματος. Προφανώς ανάλογα με το αντικείμενο της έρευνας υπάρχει προσπάθεια απομόνωσης των ερεθισμάτων και εστίαση στον έλεγχο διαφορετικών παραμέτρων προς εξερεύνηση. Σύμφωνα με τους Symmons και συν. η διάκριση μεταξύ ενεργητικών και παθητικών πειραματικών διαδικασιών εξερεύνησης της αφής μπορεί να αμφισβητηθεί εγείροντας ερωτήματα για το αν η ενεργητική αφή μπορεί πραγματικά να θεωρηθεί ως τέτοια, αναδεικνύοντας την περιπλοκότητα των πειραματικών σχεδιασμών και των αισθητηριακών μηχανισμών (105).

Στην παρούσα μελέτη επιτράπη ένας επαρκής βαθμός ελευθερίας στην κίνηση των δακτύλων ενώ ταυτόχρονα υπήρχε περιορισμός των υπολοίπων κινήσεων του χεριού, που ενδεχομένως να επηρέαζαν τις μετρήσεις. Παράλληλα υπήρχε διατήρηση της οπτικής επαφής με το υλικό. Με τον τρόπο αυτό, έγινε μια προσέγγιση που προσομοιώνει τη φυσική δραστηριότητα ενός ανθρώπου όταν εξερευνά μια επιφάνεια, προσπαθώντας να εντοπίσει τα χαρακτηριστικά της. Επιπλέον, σε άλλες ερευνητικές προσεγγίσεις προκειμένου να διατηρηθεί η διαστατικότητα του συνόλου δεδομένων σε χαμηλά επίπεδα, γίνεται αποκλεισμός συγκεκριμένων περιοχών του εγκεφάλου ή χρησιμοποιούνται επιλεκτικά κάποια χαρακτηριστικά. Αντίθετα στη παρούσα προσέγγιση πραγματοποιήθηκε μείωση της διαστατικότητας μέσω αποσύνθεσης PCA, διατηρώντας έτσι νευρικές πληροφορίες από όλες τις διαθέσιμες πηγές. Η επίτευξη ACC 79,64%

για πρόβλημα 4 κατηγοριών και 89,34% για πρόβλημα 3 κατηγοριών πραγματοποιήθηκε για την ταξινόμησή μεταξύ όλων των υποκειμένων (συμμετεχόντων), με όλα τα διαθέσιμα ηλεκτρόδια και όχι για την ταξινόμηση σε επίπεδο ενός υποκειμένου. Επομένως, δεν μπορεί να γίνει άμεση σύγκριση με άλλες έρευνες, κυρίως λόγω της ανομοιότητας του πειραματικού πρωτοκόλλου και των διαφοροποιήσεων στην προσέγγιση ταξινόμησης.

Οι μηχανισμοί του εγκεφάλου έχουν την ικανότητα να εξοικειώνονται με ένα συνεχές ερέθισμα. Γεγονός που καθιστά τη ρουτίνα ταξινόμησης ευάλωτη σε μειωμένη απόδοση στην περίπτωση που ένας συμμετέχοντας εκτίθεται στα ερεθίσματα για μεγάλο χρονικό διάστημα. Παρόλο που το συγκεκριμένο πρωτόκολλο ταξινόμησης ήταν αυστηρό όσον αφορά στη χρονική διάρκεια των πειραμάτων, εξετάστηκε η ύπαρξη σημαντικών αλλαγών στα χαρακτηριστικά ΗΕΓ που εξάγονται αμέσως μετά την έκθεση στο ερέθισμα, σε σχέση με τα χαρακτηριστικά ΗΕΓ που εξάγονται αφού ο εγκέφαλος είχε ήδη εξοικειωθεί με αυτά. Επομένως, εξετάστηκε εάν υπήρχε πτώση της απόδοσης έπειτα από ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα με δυο τρόπους. Αρχικά, το σύνολο δεδομένων των χαρακτηριστικών χωρίστηκε σε δύο υποσύνολα. Το πρώτο περιέχει τα 30 πρώτα χρονικά παράθυρα (time windows) κάθε καταγραφής (30×1 sec εποχές), ενώ το δεύτερο περιέχει τα 30 τελευταία χρονικά παράθυρα. Πραγματοποιήθηκε η διαδικασία ταξινόμησης του προβλήματος 4 κατηγοριών 10 φορές. Η ACC της πρώτης ομάδας εποχών ήταν κατά μέσο όρο 78,75% και η ACC της δεύτερης ήταν 80,18%. Πραγματοποιήθηκε έλεγχος *t*-test ανεξάρτητου δείγματος και η διαφορά στην απόδοση δε βρέθηκε στατιστικά σημαντική, γεγονός που σημαίνει ότι αυτό το πρόβλημα ταξινόμησης δεν εξαρτάται από το χρόνο. Ωστόσο, για την επικύρωσή του απαιτείται η λήψη μεγαλύτερων καταγραφών ΗΕΓ. Επίσης, διενεργήθηκε ανεξάρτητο *t*-test μεταξύ των χαρακτηριστικών κάθε συμμετέχοντα για κάθε κατάσταση (Null, Smooth, Rough, Water). Κάθε δοκιμή με *p*-value μικρότερη από 0,05 ταξινομήθηκε ως 1 (στατιστικά σημαντική διαφορά) και κάθε δοκιμή με *p*-value μεγαλύτερη από 0,05 ταξινομήθηκε ως 0. Για κάθε συμμετέχοντα υπολογίστηκε το ποσοστό των χαρακτηριστικών που παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές σε κάθε κατάσταση. Παρατηρήθηκε ότι ακόμη και στις καταγραφές της κατάστασης ηρεμίας (Null), το 27,8% των χαρακτηριστικών παρουσίασε σημαντικές διαφορές χωρίς προφανή αιτία. Επιπλέον, όσον αφορά στις καταγραφές της ενεργητικής αφής, το 21 με 26,4% των χαρακτηριστικών είχε σημαντικές διαφορές. Ο Πίνακας 11 παρουσιάζει τα ποσοστά των χαρακτηριστικών που παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των 2 καταστάσεων συνοδευόμενα με το ποσοστό διαφοράς μεταξύ της κατάστασης ηρεμίας (Null) και της ενεργής κατάστασης (Smooth-Rough-Water). Συνολικά, πάνω από το 75% των

χαρακτηριστικών δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντικές διαφορές, υποδεικνύοντας ότι το μοντέλο αυτό δεν εξαρτάται έντονα από τον χρόνο.

<i>Συμμετέχον</i>	% Στατιστικά Σημαντικές Αλλαγές				% Διαφορά κατάστασης ηρεμίας με κατάσταση ενεργητικής αφής
	(Null)	(Rough)	(Smooth)	(Water)	
1	0.193	0.196	0.161	0.187	0.011
2	0.235	0.068	0.215	0.400	0.007
3	0.264	0.207	0.130	0.241	0.071
4	0.298	0.463	0.420	0.295	-0.094
5	0.420	0.153	0.406	0.326	0.125
6	0.156	0.215	0.326	0.244	-0.106
7	0.468	0.153	0.252	0.190	0.269
8	0.082	0.491	0.073	0.204	-0.174
9	0.156	0.318	0.497	0.093	-0.146
10	0.389	0.159	0.181	0.326	0.198
11	0.409	0.119	0.230	0.366	0.170
12	0.264	0.059	0.176	0.392	0.054
M.O	0.278	0.217	0.256	0.264	0.032

Πίνακας 11: Ποσοστό χαρακτηριστικών με στατιστικά σημαντικές αλλαγές, για κάθε συμμετέχοντα, μεταξύ των πρώτων 30 δευτερολέπτων και των τελευταίων 30 δευτερολέπτων μιας καταγραφής

Περιορισμοί

Παρά τα ενδιαφέροντα ερευνητικά δεδομένα που προέκυψαν χρειάζεται να ληφθούν υπ' όψιν ορισμένοι περιορισμοί. Αρχικά, μια αύξηση της διάρκειας καταγραφής του ΗΕΓ θα μπορούσε να συντελέσει στην παραγωγή ακριβέστερων αποτελεσμάτων. Επίσης, η συμπερίληψη περεταίρω μεθόδων ανάλυσης της νευροφυσιολογικής εγκεφαλικής δραστηριότητας κατά τη διάρκεια του πειράματος και η εστίαση στην αλληλεπίδραση μεταξύ συγκεκριμένων λοβών, ενδεχομένως να οδηγούσε σε μια πιο εμπλουτισμένη διαδικασία εξαγωγής χαρακτηριστικών.

Επιπλέον, λαμβάνοντας υπ' όψιν τους βαθμούς ελευθερίας στην κίνηση των δακτύλων, η διαδικασία ταξινόμησης ίσως επηρεάστηκε από τον τρόπο αλληλεπίδρασης του ατόμου με την επιφάνεια. Οι συνειδητές ή ασυνειδητές αποφάσεις που λαμβάνονται από τα άτομα σχετικά με την ταχύτητα, τη δύναμη και τη μυϊκή κίνηση ενδέχεται να επηρεάσουν τη δραστηριότητα των μηχανικών υποδοχέων, των αρθρώσεων και των μυών.

Τέλος, η χρήση του μη τυχαιοποιημένου πειραματικού πρωτόκολλου μπορεί να θεωρηθεί ως περιορισμός, λόγω της αβεβαιότητας της επίδρασης της σειράς των δοκιμών ενεργητικής αφής στην ενίσχυση ή μείωση της ακρίβειας ταξινόμησης εξαιτίας γνωστικών παραγόντων των ατόμων (π.χ. κόπωση). Ωστόσο, η τυχαιοποίηση της σειράς των δοκιμών θα μπορούσε να οδηγήσει σε άλλους περιορισμούς, όπως στην περίπτωση της δοκιμής του νερού (που προηγείται της λείας ή της τραχιάς δοκιμής) όπου το σήμα ΗΕΓ πιθανότατα να επηρεαζόταν λόγω της υγρασίας που παραμένει στο χέρι. Έτσι, θεωρήθηκε το μη τυχαιοποιημένο πρωτόκολλο ως η πιο ταιριαστή επιλογή.

Ωστόσο, οι παραπάνω περιορισμοί σχετικά με τον τρόπο αφής και τη γνωστική λειτουργία του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της ενεργητικής αφής θα αξιοποιηθούν σε μελλοντικές μελέτες. Στόχος είναι ο διαχωρισμός της οπτικής και απτικής αντίληψης, διερευνώντας τις διαφορές μεταξύ της διατήρησης ή μη της οπτικής επαφής. Επιπλέον, επόμενο στάδιο αυτής της έρευνας θα στοχεύσει στη διερεύνηση των πτυχών της νοητικής αφής σε περιβάλλον ΕΠ, ενσωματώνοντας πρότυπα επικοινωνίας μεταξύ των περιοχών του εγκεφάλου.

2.2. Αξιολόγηση σημάτων ΗΕΓ ως δείκτη στρες σε ΕΠ

Περίληψη

Η παρούσα μελέτη στοχεύει στην ανάλυση εγκεφαλικών νευροφυσιολογικών συσχετίσεων μεταξύ του μηχανισμού του στρες και ενός ποσοτικοποιήσιμου καρδιαγγειακού βιοδείκτη, αξιοποιώντας HMD για την προσομοίωση ενός στρεσογόνου παράγοντα. Διερευνάται κατά πόσον η ενεργοποίηση διαφορετικών περιοχών του εγκεφάλου κατά την έκθεση σε ένα σενάριο ΕΠ μεγάλου υψομέτρου σχετίζεται με το στρες, χρησιμοποιώντας τον καρδιακό ρυθμό (Beats Per Minute, BPM) ως δείκτης επικύρωσης. Επιπλέον, αξιοποιείται το ερωτηματολόγιο Κλίμακας Αντιληπτού Στρες (Perceived Stress Scale, PSS) για την καταγραφή της υποκειμενικής αντίληψης του στρες των συμμετεχόντων. Προκειμένου να εξεταστούν περαιτέρω συσχετίσεις, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες ενδιαφέροντος. Οι συγκρίσεις των βιοδεικτών ανάμεσα στις ομάδες προσέφεραν χρήσιμες πληροφορίες.

Συμμετέχοντες

Το δείγμα της έρευνας αποτελείται από άτομα ηλικίας 20 έως 27 ετών, εκ των οποίων 8 ήταν γυναίκες και 13 άνδρες. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν φυσιολογική ή διορθωμένη όραση ενώ κανένας από αυτούς δεν ήταν εξοικειωμένος με το σενάριο ΕΠ που χρησιμοποιήθηκε. Παράλληλα, είχαν ελάχιστη ή καθόλου προηγούμενη εμπειρία με HMD (Παράρτημα ΙΙΙ). Οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν ότι το πείραμα περιλάμβανε μια εμπειρία ΕΠ, χωρίς όμως να γνωρίζουν εξ αρχής τον ακριβή στόχο του πειράματος ελαχιστοποιώντας την πιθανότητα ύπαρξης προκατάληψης (bias). Μετά την ολοκλήρωση του πειράματος τους ζητήθηκε να συμπληρώσουν το ερωτηματολόγιο PSS για τη συλλογή των αυτοαναφορικών δεδομένων σχετικά με τα επίπεδα στρες και ενημερώθηκαν για τον πραγματικό σκοπό της έρευνας. Η μελέτη διεξήχθη με ηθική έγκριση και συγκατάθεση των συμμετεχόντων, διασφαλίζοντας την τήρηση των ηθικών προτύπων για πείραμα ερευνητικού σκοπού. Η πειραματική διαδικασία ολοκληρώθηκε με ασφάλεια μέσω της συνεχούς παρακολούθησής τους και των ενσωματωμένων αισθητήρων των HMD, που δεν επιτρέπουν την περιήγηση εκτός των ορίων της καθορισμένης περιοχής.

Χρήση Δεδομένων

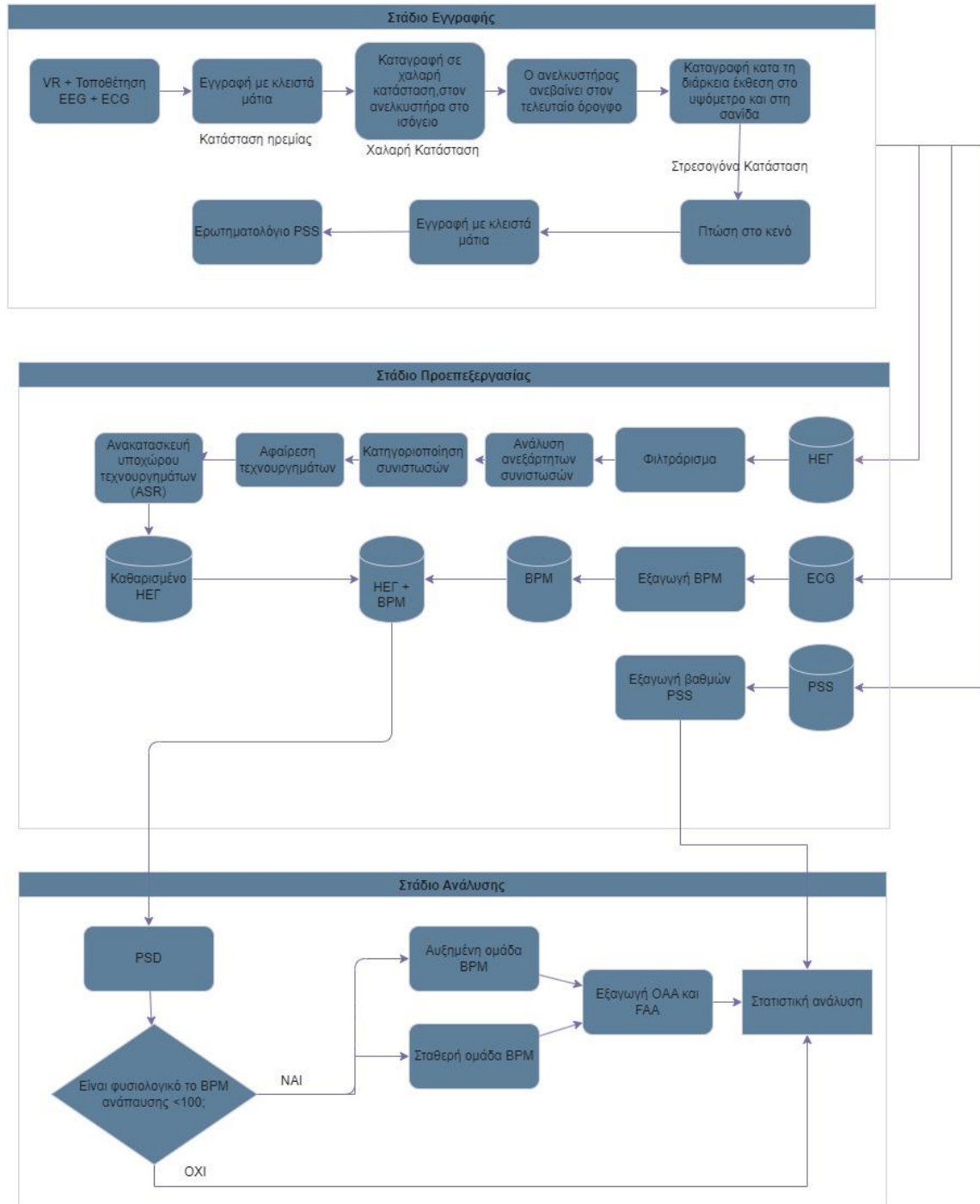
Από τις 21 καταγραφές, μόνο 18 κρίθηκαν κατάλληλες για ανάλυση στη μελέτη. Οι λόγοι αποκλεισμού σχετίζονται με την ποιότητα των δεδομένων, όπως ο υπερβολικός θόρυβος και τα τεχνουργήματα στις καταγραφές ΗΕΓ.

2.2.1. Μεθοδολογία

Προκειμένου να αναπτυχθεί το παρόν μεθοδολογικό πλαίσιο το οποίο αναλύεται στις επόμενες σελίδες είναι σημαντικό να κατανοηθούν οι μεθοδολογικές προκλήσεις που προκύπτουν από τον συνδυασμό ΗΕΓ και ΗΜD. Πιθανά ζητήματα που παρουσιάζονται ανάλογα με τη διάταξη υλικού αφορούν:

- Φυσικούς περιορισμούς: Οι συσκευές ΗΕΓ και τα ΗΜD μπορεί να είναι ογκώδεις και άβολες όταν φοριούνται ταυτόχρονα για παρατεταμένες περιόδους. Επιπλέον, η πίεση από το ΗΜD στα ηλεκτρόδια μπορεί να εισάγει τεχνουργήματα στο σήμα ΗΕΓ, επηρεάζοντας την ποιότητα των δεδομένων.
- Παρεμβολή σήματος: Οι ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές από τα ηλεκτρονικά μέρη του ΗΜD μπορούν να διαταράξουν το σήμα ΗΕΓ, ιδιαίτερα για ΗΜD με υψηλούς ρυθμούς ανανέωσης.
- Τεχνουργήματα κίνησης: Η ελεύθερη κίνηση του κεφαλιού μπορεί να προκαλέσει μετατόπιση των ηλεκτροδίων και να εισάγει τεχνουργήματα στα δεδομένα. Αυτό είναι ένα κοινό ζήτημα με τις περισσότερες συσκευές ΗΕΓ, αλλά μπορεί να επιδεινωθεί όταν συνδυάζεται με ΗΜD λόγω της φύσης της δραστηριότητας.
- Πολυπλοκότητα ρύθμισης: Η ενσωμάτωση ΗΕΓ και ΗΜD απαιτεί προσεκτική βαθμονόμηση και συγχρονισμό για να διασφαλιστεί η ακριβής συλλογή δεδομένων.

Στη παρούσα μελέτη προτείνεται ένα μεθοδολογικό πλαίσιο που υπερβαίνει τις προκλήσεις που προαναφέρθηκαν. Στην Εικόνα 25 αποτυπώνονται τα στάδια της μελέτης και στις επόμενες παραγράφους ακολουθεί η αναλυτική τους περιγραφή.



Εικόνα 25: Το διάγραμμα περιγράφει τα διάφορα στάδια της μελέτης, συμπεριλαμβανομένων των σταδίων εγγραφής, προεπεξεργασίας και ανάλυσης

Εξοπλισμός ΕΠ

Στο πείραμα έγινε χρήση του HMD Meta Quest 2, μια από τις πιο δημοφιλείς συσκευές με εξαιρετικές δυνατότητες απόδοσης εμπυθιστικής εμπειρίας στον χρήστη. Το Quest 2 (Πίνακας 12) προσφέρει ανάλυση 1832 x 1920 pixel, οριζόντιο FOV 97 μοιρών και ρυθμό καρτέ ανά δευτερόλεπτο που κυμαίνεται από 60 έως 90 Hz, παρέχοντας μια ομαλή και οπτικά λεπτομερή εμπειρία που ενισχύει τον ρεαλισμό των σεναρίων ΕΠ (161).

<i>Ημερομηνία Κυκλοφορίας</i>	2020
<i>Τύπος Οθόνης</i>	Single Fast-Switch LCD
<i>Ανάλυση</i>	1832 x 1920 ανά μάτι
<i>Ρυθμός Ανανέωσης</i>	72 Hz, 90 Hz, υποστήριξη 120 Hz
<i>Πεδίο Όρασης</i>	οριζόντια περίπου 100 μοίρες
<i>Ανίχνευση (tracking)</i>	Inside-out tracking
<i>Χειριστήρια</i>	Oculus Touch controllers
<i>Ήχος</i>	Ενσωματωμένα ηχεία και μικρόφωνο
<i>Συνδεσιμότητα</i>	USB-C, Wi-Fi
<i>Βάρος</i>	503 γραμμάρια

Πίνακας 12: Οι προδιαγραφές του Oculus Quest 2

Συνοπλογίζοντας τη φύση του πειράματος, η οποία απαιτούσε κίνηση στον χώρο, η συσκευή κρίθηκε κατάλληλη λόγω της δυνατότητας αυτόνομης λειτουργίας (standalone) χωρίς την ανάγκη σύνδεσης με εξωτερικό υπολογιστή. Επίσης, σε σύγκριση με άλλα HMD έχει λιγότερο όγκο και βάρος, γεγονός που μειώνει την κόπωση στο κεφάλι και τον αυχένα του χρήστη. Πέραν των τεχνικών προδιαγραφών της συσκευής επιλέχθηκε και για εργονομικούς λόγους. Το μέγεθος, ο όγκος και ο τρόπος στερέωσης στο κεφάλι με τους ιμάντες, καθιστά εφικτή την ταυτόχρονη τοποθέτηση της συσκευής ΗΕΓ που περιγράφεται παρακάτω.

Συσκευή καταγραφής ΗΕΓ και ΗΚΓ

Για την λήψη καταγραφών ΗΕΓ χρησιμοποιήθηκε η συσκευή DSI-24 της Wearable Sensing. Το DSI-24 αποτελεί ένα σύστημα ΗΕΓ 24 καναλιών που χρησιμοποιεί ξηρά ηλεκτρόδια για την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας, μεταδίδοντας δεδομένα ασύρματα μέσω Bluetooth σε πραγματικό χρόνο. Καταγράφει με ρυθμό δειγματοληψίας 300 Hz και παρέχει

ανάλυση 24-bit, διατηρώντας παράλληλα όλες τις αντιστάσεις των ηλεκτροδίων κάτω από 5 kΩ. Επιπλέον, παρέχει τη δυνατότητα ενσωμάτωσης δύο ηλεκτροδίων ΗΚΓ στο στέρνο για ταυτόχρονη καταγραφή και συγχρονισμό των σημάτων ΗΚΓ και ΗΕΓ. Στον Πίνακα 13 αναφέρονται όλες οι σχετικές τεχνικές προδιαγραφές της συσκευής (162).

<i>Τοποθεσίες ηλεκτροδίων</i>	<i>Fp1, Fp2, Fz, F3, F4, F7, F8, Cz, C3, C4, T7/T3, T8/T4, Pz, P3, P4, P7/T5, P8/T6, O1, O2, A1, A2</i>
<i>Αναφορά</i>	<i>Common-mode-follower</i>
<i>Γείωση</i>	<i>Fpz</i>
<i>Ακρίβεια θέσης</i>	<i>Εντός 1,5 εκατοστών</i>
<i>Amplifier/Digitizer</i>	<i>16 bits, 24 κανάλια</i>
<i>Ρυθμός δειγματοληψίας</i>	<i>300 Hz (επιλογή για 600 Hz)</i>
<i>Bandwidth</i>	<i>0.003-150 Hz</i>
<i>CMRR (Common Mode Rejection Ratio)</i>	<i>> 120 dB</i>
<i>Channel Cross-Talk</i>	<i>Κάτω από -70 dB</i>
<i>Input Bias Current</i>	<i>< 25 pA</i>
<i>Noise (1-50Hz)</i>	<i>< 3 μV p-p</i>
<i>Ψηφιακές Είσοδοι</i>	<i>8 bits</i>
<i>Ασύρματη Διασύνδεση</i>	<i>Bluetooth</i>
<i>Εμβέλεια ασύρματης σύνδεσης</i>	<i>10 m</i>

Πίνακας 13: Προδιαγραφές του συστήματος ΗΕΓ DSI-24

Ο συνδυασμός του DSI-24 με ένα σύστημα HMD προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα. Πρώτον, η τεχνολογία ενεργών ξηρών ηλεκτροδίων που διαθέτει το διαφοροποιεί από άλλες συσκευές ως προς την ακρίβεια συλλογής δεδομένων. Συγκριτικές μελέτες την τοποθετούν ανάμεσα στις πιο αξιόπιστες συσκευές (34), καθώς τα αποτελέσματα που παράγει είναι συγκρίσιμα με εκείνα των τυποποιημένων κλινικών συστημάτων. Επίσης, ο αριθμός των ηλεκτροδίων εξέχει των υπολοίπων φορέσιμων ΗΕΓ παρέχοντας μεγαλύτερη χωρική κάλυψη του φλοιού του εγκεφάλου. Επιπλέον, οι ασύρματες δυνατότητές του και η ευκολία εγκατάστασης σε συνδυασμό με τη σταθερότητα τοποθέτησης στο κρανίο, παρέχουν ελευθερία κίνησης στους χρήστες. Ο συνδυασμός δεδομένων ΗΕΓ υψηλής ανάλυσης και εμπειριών ΕΠ δεν είναι εύκολα εφικτός με άλλες συσκευές ΗΕΓ οι οποίες μπορεί να προσφέρουν χαμηλότερη ανάλυση, να είναι πιο δύσχρηστες ή ακόμα και ανέφικτες για συνδυαστική τοποθέτηση. Τέλος, ο σχεδιασμός της συσκευής DSI-24 περιλαμβάνει χαρακτηριστικά, όπως η υψηλή αντίσταση και η ενεργή και παθητική ηλεκτρική θωράκιση, που ελαχιστοποιούν τις παρεμβολές από άλλες ηλεκτρικές

συσκευές γύρω της, χωρίς να διακυβεύεται η ποιότητα του σήματος (στη συγκεκριμένη περίπτωση η συσκευή ΕΠ). Ένα άλλο πλεονέκτημα αφορά την δυνατότητα ταυτόχρονης χρήσης επιπλέον αισθητήρων για την καταγραφή νευροφυσιολογικών δεδομένων μέσω των πρόσθετων διαθέσιμων εισόδων, όπως στη συγκεκριμένη περίπτωση τα ηλεκτρόδια ΗΚΓ.

Παρά τα πλεονεκτήματα χρήσης της συγκεκριμένης συσκευής σε συνδυασμό με HMD, ο όγκος τους δεν επέτρεψε την αξιοποίηση όλων των διαθέσιμων ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια Fz, F3, F4, Cz, C3, C4, T7, T8, Pz, P3, P4, P7, P8, O1, O2, A1, A2 τοποθετήθηκαν σύμφωνα με το διεθνές πρότυπο 10-20. Ωστόσο, τέσσερα ηλεκτρόδια που είχαν αρχικά οριστεί για τις θέσεις F7, F8, Fp1 και Fp2, μετατοπίστηκαν ώστε να προσαρμοστούν σωστά οι δυο συσκευές. Τα ηλεκτρόδια αυτά εξαιρέθηκαν από τη μελέτη.

Για την καταγραφή της δραστηριότητας του ΗΚΓ, τοποθετήθηκαν δύο ηλεκτρόδια στο στήθος κάτω από την καρδιά. Τα ηλεκτρόδια ΗΚΓ αυτά αποτελούσαν μέρος του DSI-24 και συνδέονταν απευθείας με τη συσκευή. Ως εκ τούτου, δεν υπήρχε ανάγκη συγχρονισμού των σημάτων ΗΕΓ και ΗΚΓ. Ο ρυθμός δειγματοληψίας ήταν 300 Hz και όλες οι αντιστάσεις των ηλεκτροδίων ήταν κάτω από 5 kΩ καθόλη τη διάρκεια της μελέτης. Τα σήματα ΗΕΓ καταγράφηκαν με το ηλεκτρόδιο Cz ως γείωση.

Εμπειρία Εικονικής Πραγματικότητας

Σε αυτό το πείραμα ως ερέθισμα για την πρόκληση του στρες αξιοποιήθηκε ένα εμπορικά διαθέσιμο παιχνίδι, το "Richie's Plank Experience" (RPE), το οποίο αποτελεί μια διαδραστική εμπειρία ΕΠ σχεδιασμένη για να προκαλεί έκθεση σε μεγάλο υψόμετρο (163). Η χρήση του για την πρόκληση στρες έχει ερευνητική αξία, καθώς το σενάριο και η δομή του περιβάλλοντος βοηθά τόσο στην πρόκληση στρεσογόνου ερεθίσματος όσο και στον πειραματικό σχεδιασμό. Το περιβάλλον επιτρέπει τη χρήση μιας ρεαλιστικής εμπειρίας, η οποία μπορεί να ελεγχθεί και να αναπαραχθεί εύκολα με ασφάλεια σε ένα ερευνητικό περιβάλλον. Επιτρέπει την καταγραφή των φυσιολογικών δεδομένων σε διακριτές καταστάσεις (ηρεμίας, μη στρεσογόνας, στρεσογόνας) και ταυτόχρονα προφυλάσσει την αποκάλυψη της μορφής του στρεσογόνου ερεθίσματος μέχρι και τη στιγμή που απαιτείται. Λαμβάνοντας υπ' όψιν ότι οι συμμετέχοντες δε γνωρίζουν την φύση της εφαρμογής, τα στάδια της εμπειρίας είναι ιδανικά για πειραματικές διαδικασίες. Το σενάριο της περιγράφεται αναλυτικά ως εξής:

- Οι συμμετέχοντες ξεκινούν την εμπειρία μπροστά από έναν ανελκυστήρα, ο οποίος βρίσκεται στο ισόγειο ενός ουρανοξύστη (Εικόνα 26). Το περιβάλλον είναι ένα τυπικό αστικό τοπίο με οικοδομικά τετράγωνα, δρόμους και κινούμενα αμάξια.



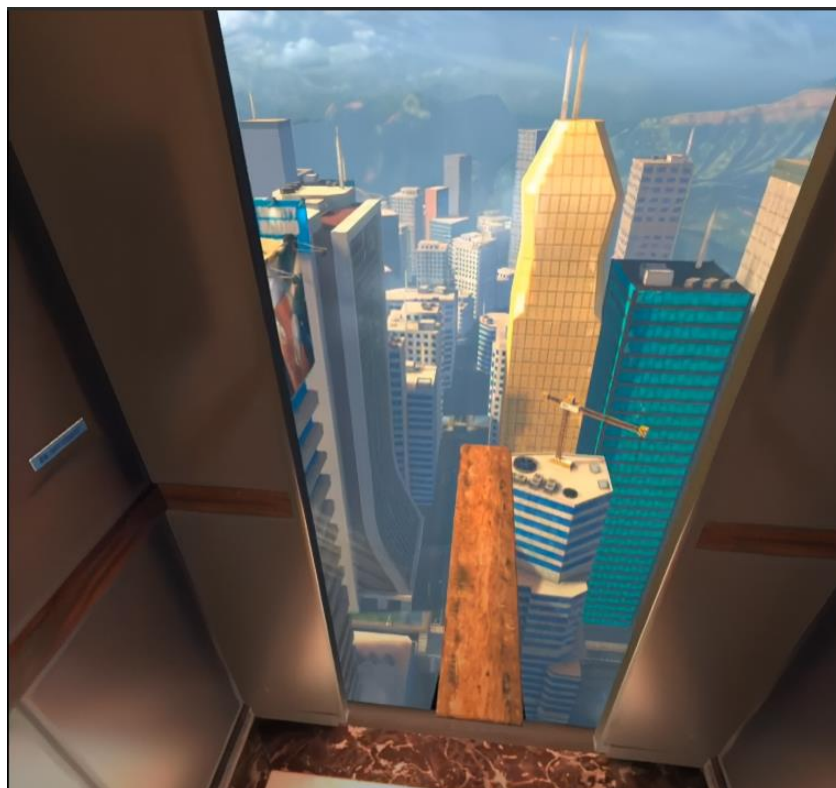
Εικόνα 26: Αφετηρία εμπειρίας ΕΠ

- Με την είσοδό στον ανελκυστήρα, οι συμμετέχοντες πατούν ένα κουμπί για να ξεκινήσει η άνοδος (Εικόνα 27). Η πόρτα του ανελκυστήρα κλείνει και το περιβάλλον είναι ένας τυπικός κλωβός ανελκυστήρα. Ο ήχος προσομοιώνει την λειτουργία του και την ανοδική κίνηση.



Εικόνα 27: Σενάριο άνοδου στον τελευταίο όροφο μέσω του ανελκυστήρα

- Όταν ο ανελκυστήρας φτάσει στον τελευταίο όροφο οι πόρτες ανοίγουν αποκαλύπτοντας τη θέαση του αστικού τοπίου από μεγάλο ύψος (Εικόνα 28). Μια σανίδα εκτείνεται από την άκρη του κτιρίου προς το κενό.



Εικόνα 28: Έκθεση του χρήστη σε υψόμετρο

- Οι συμμετέχοντες καλούνται να περπατήσουν πάνω στη σανίδα (Εικόνα29). (Η εφαρμογή δίνει τη δυνατότητα τοποθέτησης μιας πραγματικής σανίδας στον φυσικό χώρο με αντιστοιχία διαστάσεων της εικονικής, προσφέροντας άλλο ένα επίπεδο αληθοφάνειας).



Εικόνα 29: Σενάριο ΕΠ στη σανίδα πάνω από το κενό

- Αφού έχουν φτάσει στο τέλος της σανίδας, οι συμμετέχοντες καλούνται να κάνουν το βήμα και να «πέσουν» στο κενό (Εικόνα 30).



Εικόνα 30: Σενάριο πτώσης στο κενό

Εμπορικές εφαρμογές στην έρευνα

Η ιδέα της χρήσης εμπορικών εφαρμογών και παιχνιδιών για ερευνητικούς σκοπούς δεν είναι καινούργια. Τα τελευταία χρόνια διάφορα ερευνητικά πεδία όπως η εκπαίδευση, οι γνωστικές και οι κοινωνικές επιστήμες έχουν αυξήσει το ενδιαφέρον τους στη διερεύνηση της αξιοποίησής τους για τη μελέτη γνωστικών λειτουργιών και κοινωνικών φαινομένων, τη βελτίωση των μαθησιακών εμπειριών και τη διεξαγωγή ελεγχόμενων πειραμάτων με εγκυρότητα (164). Μελέτη του Grospretre και συν. (165) για την ενεργοποίηση των κινητικών περιοχών του εγκεφάλου χρησιμοποίησε το RPE καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι η προσομοιωμένη πτώση στο περιβάλλον του, μιμείται τις νευρικές προσαρμογές που παρατηρούνται και κατά τη διάρκεια πραγματικών δραστηριοτήτων στη στάση του σώματος. Άλλη μελέτη επικεντρώθηκε σε πολλαπλά διαφορετικά φυσιολογικά σήματα για την ανάλυση της έκθεσης σε ύψος χρησιμοποιώντας την εφαρμογή. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ των φυσιολογικών αντιδράσεων (διάμετρος κόρης οφθαλμών, ΗΚΓ) και των επιπέδων φόβου (166).

Η δυνατότητα χρήσης του RPE για έρευνα ψυχολογικών και φυσιολογικών αντιδράσεων αναδεικνύεται, πρώτον, λόγω του γεγονότος ότι είναι μια εξαιρετικά δημοφιλής εφαρμογή ΕΠ που έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως και δοκιμαστεί σε διάφορες δημογραφικές ομάδες (163). Αυτή η ευρεία χρήση έχει οδηγήσει σε μια σταθερή κατανόηση των μηχανισμών της εφαρμογής και των τυπικών αντιδράσεων που προκαλεί στους χρήστες. Δεύτερον, το παιχνίδι είναι σχεδιασμένο να προκαλεί ένα ισχυρό συναισθηματικό ερέθισμα μέσω της έκθεσης σε μεγάλο υψόμετρο, γεγονός που σχετίζεται άμεσα με την αξιολόγηση του στρες. Τρίτον, η δημιουργία ενός προσαρμοσμένου περιβάλλοντος ΕΠ για την αξιολόγηση του στρες θα απαιτούσε σημαντικούς πόρους. Χρησιμοποιώντας το RPE, οι ερευνητές μπορούν να παρακάμψουν τη φάση ανάπτυξης και να επικεντρωθούν στην πειραματική διαδικασία και στην ανάλυση δεδομένων. Με αυτό τον τρόπο επιταχύνεται η διαδικασία της έρευνας και μειώνονται τα τεχνικά ζητήματα που θα μπορούσαν να προκύψουν από ένα νέο-αναπτυγμένο περιβάλλον ΕΠ.

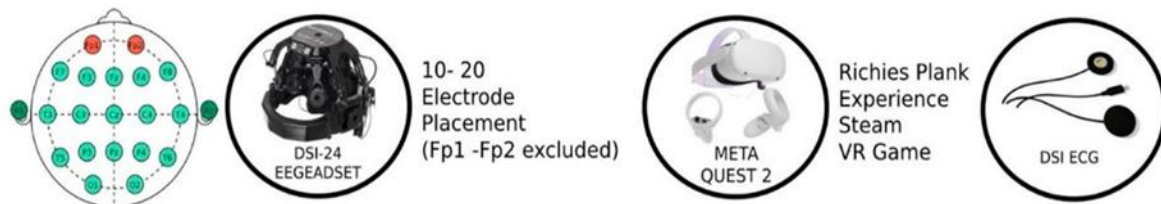
Επιπλέον, η χρήση ενός εμπορικού παιχνιδιού ΕΠ όπως το RPE επιτρέπει την ευκολότερη αναπαραγωγή της μελέτης από άλλους ερευνητές. Η αναπαραγωγιμότητα είναι ένας βασικός πυλώνας της επιστημονικής έρευνας και η χρήση μιας ευρέως διαθέσιμης εφαρμογής ΕΠ διασφαλίζει ότι άλλες ερευνητικές ομάδες μπορούν να επικυρώσουν τα ευρήματα, χωρίς την ανάγκη να αναπαράγουν ένα προσαρμοσμένο περιβάλλον.

Τέλος, ο ρεαλισμός και η ποιότητα υλοποίησης του RPE είναι κρίσιμα για την πρόκληση γνήσιων αντιδράσεων του στρες. Η υψηλής ποιότητας γραφικών και η σχεδίαση ήχου του παιχνιδιού συμβάλλουν σε μια αληθοφανή εμπειρία ΕΠ που μπορεί να ξεγελάσει αποτελεσματικά τον εγκέφαλο. Αυτό το επίπεδο εμπύθισης είναι ουσιώδες, όπως συζητήθηκε στο εισαγωγικό κεφάλαιο για την εμπύθιση και παρουσία, καθώς διασφαλίζει ότι η αντίδραση του εγκεφάλου στο περιβάλλον ΕΠ αντικατοπτρίζει στενά μια πραγματική αντίδραση. Έτσι η χρήση του RPE για την αξιολόγηση του στρες μέσω ΗΕΓ μπορεί να προταθεί, λόγω της ικανότητάς του να προκαλεί ελεγχόμενες αντιδράσεις στρες, της ελαχιστοποίησης των πόρων ανάπτυξης και επιτάχυνσης της έρευνας, της αναπαραγωγιμότητας του και του υψηλού επιπέδου εμπύθισης που προσφέρει. Αυτοί οι παράγοντες το καθιστούν μια εξαιρετική επιλογή για τους ερευνητές που επιθυμούν να μελετήσουν το στρες σε ένα πλαίσιο ΕΠ.

Μεθοδολογικό πλαίσιο

Ο χώρος που χρησιμοποιήθηκε για τη διεξαγωγή του πειράματος διαμορφώθηκε κατάλληλα ώστε να είναι δυνατή η παρακολούθηση σε μόνιτορ των σημάτων ΗΕΓ και του περιβάλλοντος ΕΠ σε πραγματικό χρόνο επιτρέποντας τον συγχρονισμό των διαφορετικών καταστάσεων μεταξύ ΕΠ και ΗΚΓ/ΗΕΓ. Παράλληλα τοποθετήθηκε στο έδαφος μια ξύλινη σανίδα ίδιων διαστάσεων με την εικονική που χρησιμοποιεί η εφαρμογή, στοχεύοντας στην αύξηση του ρεαλισμού και της αληθοφάνειας, όπως και στη δημιουργία πρόσθετων αισθητηριακών εξαρτήσεων εμπύθισης. Οι συμμετέχοντες εισέρχονταν στον χώρο του εργαστηρίου χωρίς να έρχονται σε οπτική επαφή με την τοποθετημένη σανίδα, προκειμένου να αποκρύβεται η φύση του πειράματος.

Τα βήματα του πειραματικού πρωτοκόλλου ήταν τα εξής: Αρχικά οι συσκευές (ΗΕΓ, ΗΚΓ και HMD) τοποθετήθηκαν στους συμμετέχοντες και τους δόθηκε χρόνος για να εξοικειωθούν με τον εξοπλισμό (Εικόνα 31).



Εικόνα 31: Εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα

Η αρχική φάση εξοικείωσης είναι σημαντική για να μειώσει τον αρχικό φόβο ή την αμηχανία από τη χρήση του εξοπλισμού, εξασφαλίζοντας ότι οι μετρήσεις θα αντιπροσωπεύουν το πραγματικό στρες από το σενάριο και όχι από τη χρήση του εξοπλισμού (Εικόνα 32). Αφού προηγήθηκε η βαθμονόμηση της συσκευής ΗΕΓ, ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να διατηρήσουν τα μάτια τους κλειστά για 1 με 2 λεπτά σε όρθια στάση σώματος. Κατά τη διάρκεια αυτή ελήφθησαν οι καταγραφές ΗΕΓ σε κατάσταση ηρεμίας. Στη συνέχεια, τους ζητήθηκε να ανοίξουν τα μάτια τους ώστε να ξεκινήσει η εμπειρία ΕΠ. Οι συμμετέχοντες βρισκόντουσαν στην αφετηρία του εικονικού περιβάλλοντος, μέσα σε έναν ανελκυστήρα με την πόρτα ανοιχτή, στο ισόγειο ενός κτιρίου. Έγινε προτροπή να κοιτάξουν γύρω τους και να εξερευνήσουν το περιβάλλον τους χωρίς να βγουν από τον ανελκυστήρα, με τις συσκευές ΗΕΓ και ΗΚΓ να καταγράφουν καθόλη

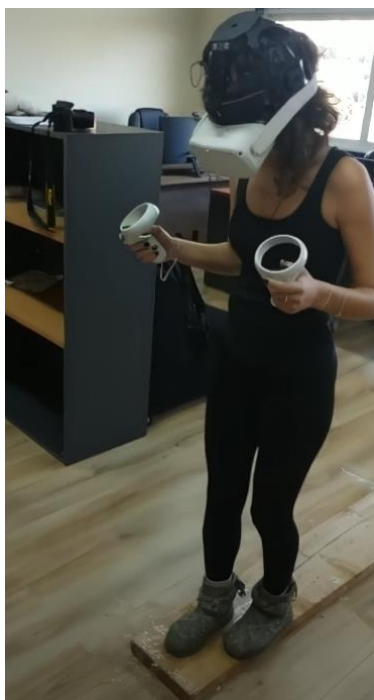
τη διάρκεια του πειράματος. Στη συνέχεια, τους δόθηκε εντολή να πατήσουν ένα κουμπί μέσα στον ανελκυστήρα. Η πόρτα έκλεισε, ο ανελκυστήρας μετακινήθηκε στον τελευταίο όροφο και η πόρτα άνοιξε ξανά. Σε εκείνο το σημείο, οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν ότι θα έπρεπε να περπατήσουν πάνω στη σανίδα που βρισκόταν μπροστά τους, όπως φαίνεται στην Εικόνα 33 (σε αυτό το σημείο γινόταν αντιληπτή η ύπαρξη της αληθινής σανίδας από τους ίδιους). Όταν έφτασαν στην άλλη πλευρά της σανίδας, τους ζητήθηκε να κάνουν άλμα στο κενό (Εικόνα 34). Το μέρος του σεναρίου ΕΠ από τη στιγμή που οι συμμετέχοντες άνοιξαν τα μάτια τους έως και το σημείο που άνοιξε η πόρτα του ανελκυστήρα στον τελευταίο όροφο, αποτέλεσε τη **χαλαρή κατάσταση**. Αντίθετα, το μέρος του σεναρίου από το άνοιγμα της πόρτας του ανελκυστήρα στον τελευταίο όροφο έως και το άλμα στο κενό, θεωρήθηκε το στρεσογόνο ερέθισμα (**στρεσογόνα κατάσταση**).



Εικόνα 32: Ο συμμετέχων φορά το Meta Quest 2 και το DSI-24, έτοιμος για την έναρξη της εμπειρίας ΕΠ



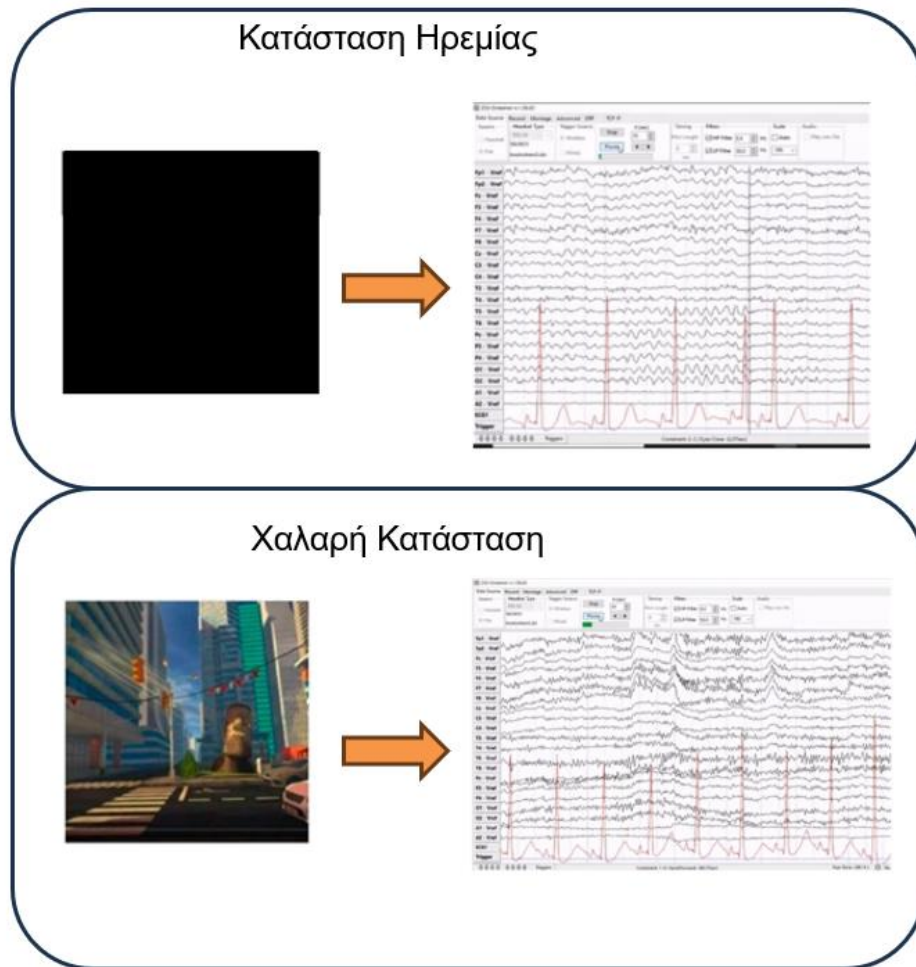
Εικόνα 33: Ο συμμετέχων περπατά στην πραγματική σανίδα που αντιστοιχεί στην εικονική



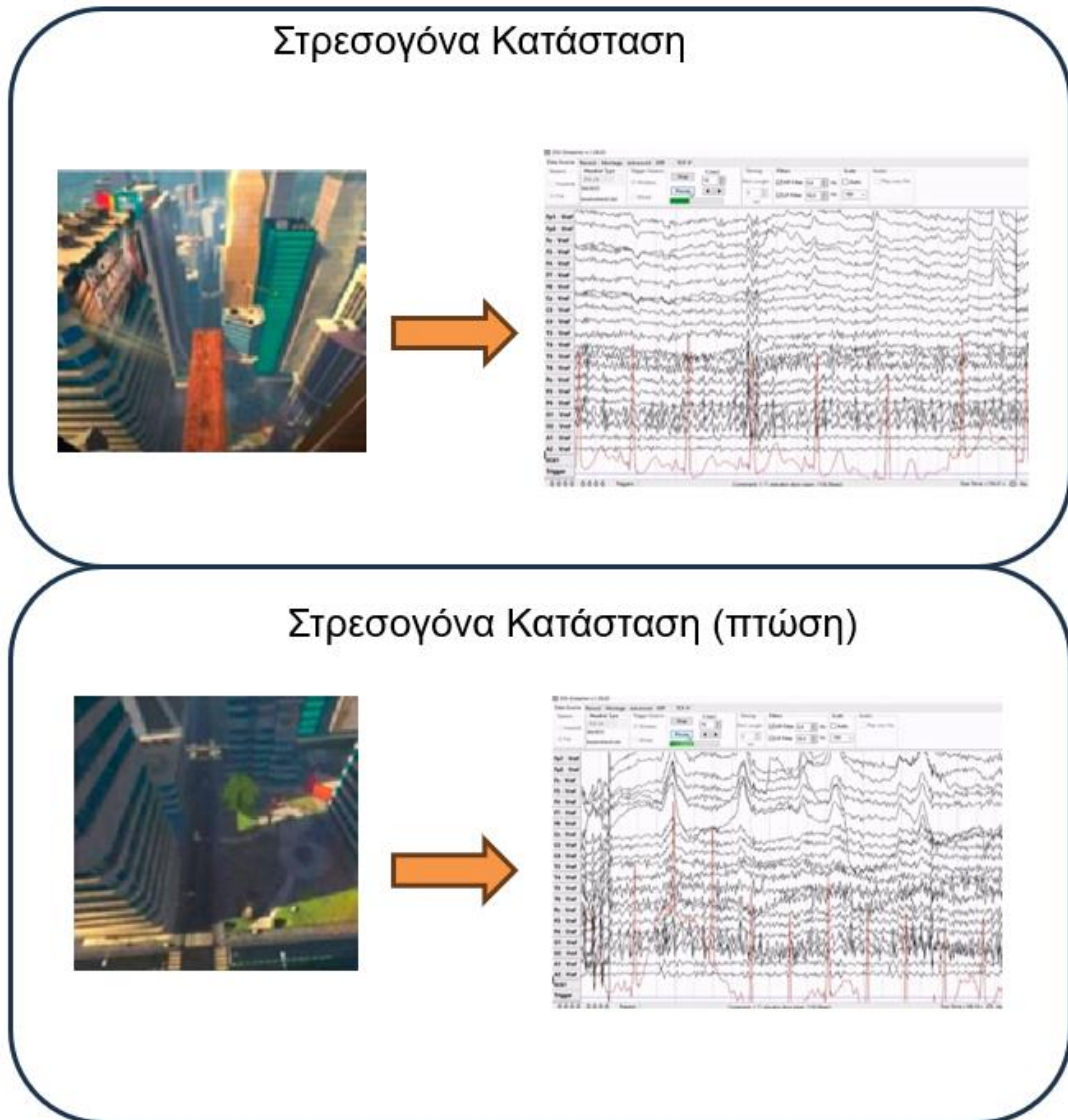
Εικόνα 34: Η συμμετέχουσα έτοιμη να κάνει το άλμα στο κενό

Όπως προαναφέρθηκε, η καταγραφή των δεδομένων ΗΕΓ και ΗΚΓ πραγματοποιήθηκε σε όλη τη διάρκεια του πειράματος. Ξεκίνησε από την κατάσταση ηρεμίας και συνεχίστηκε στην

χαλαρή κατάσταση μέσα στον ανελκυστήρα (Εικόνα 35). Ακολούθησε η καταγραφή της στρεσογόνας κατάστασης, όταν οι συμμετέχοντες βρισκόντουσαν στη σανίδα και πραγματοποίησαν το άλμα στο κενό (Εικόνα 36). Η αίσθηση του ύψους και η ανάγκη για ισορροπία ενίσχυσαν το ερέθισμα καθώς οι συμμετέχοντες προχωρήσαν κατά μήκος της σανίδας. Αυτή η διαδικασία επέτρεψε την καταγραφή των διακυμάνσεων στις φυσιολογικές αντιδράσεις των συμμετεχόντων υπό στρεσογόνο παράγοντα.



Εικόνα 35: Καταγραφές HEG σε δύο διαφορετικές καταστάσεις. Στην κατάσταση ηρεμίας (πάνω), οι συμμετέχοντες βρίσκονται με κλειστά μάτια, ενώ στην χαλαρή κατάσταση (κάτω), βλέπουν ένα αστικό τοπίο. Οι εγγραφές HEG καταγράφουν κατά τη διάρκεια αυτών των καταστάσεων, όπως φαίνεται για όλα τα ηλεκτρόδια με το μαύρο χρώμα στα δεξιά. Με το κόκκινο χρώμα φαίνεται η καταγραφή HKG



Εικόνα 36: Καταγραφές ΗΕΓ σε δύο διαφορετικές στρεσογόνες καταστάσεις. Στην πρώτη (πάνω), οι συμμετέχοντες βιώνουν έκθεση σε μεγάλο ύψος. Στη δεύτερη (κάτω), οι συμμετέχοντες βιώνουν την πτώση στο κενό. Οι εγγραφές ΗΕΓ καταγράφουν κατά τη διάρκεια αυτών των καταστάσεων, όπως φαίνεται για όλα τα ηλεκτρόδια με το μαύρο χρώμα στα δεξιά. Με το κόκκινο χρώμα φαίνεται η καταγραφή ΗΚΓ

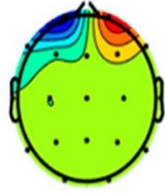
Ερωτηματολόγιο κλίμακας αντίληπτου στρες

Το PSS είναι ένα καθιερωμένο εργαλείο για την αξιολόγηση της αντίληψης του στρες. Είναι εξοπλισμένο με ποιοτικές ψυχομετρικές ιδιότητες που μετρούν τα αυτοαναφερόμενα επίπεδα της εμπειρίας του στρες. Περιλαμβάνει ερωτήσεις σχετικά με τη σοβαρότητα και τη συχνότητα των σκέψεων και των συναισθημάτων που σχετίζονται με το στρες, στοχεύοντας στην ποσοτικοποίηση του επιπέδου της υποκειμενικής αντίληψης του ατόμου. Στην παρούσα μελέτη

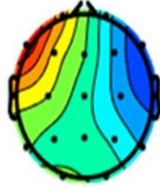
χρησιμοποιήθηκε το PSS-10, το οποίο αποτελείται από 10 ερωτήματα που αξιολογούνται μέσω μιας 5-βαθμης κλίμακας τύπου Likert (Παράρτημα II). Η συνολική βαθμολογία κυμαίνεται από 0 έως 40, με τις χαμηλές βαθμολογίες να υποδηλώνουν χαμηλότερο στρες και τις υψηλές βαθμολογίες να υποδηλώνουν υψηλότερο αντιληπτό στρες. Συγκεκριμένα, οι βαθμολογίες από 0 έως 13, θεωρούνται χαμηλό, από 14 έως 26, μέτριο και από 27 έως 40, υψηλό στρες. Το ερωτηματολόγιο έχει επικυρωθεί και σταθμιστεί στην Ελληνική γλώσσα από τους Andreou και συν. (167). Στο τέλος του πειραματικού μέρους, οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν ότι αυτό το πείραμα αφορούσε την αξιολόγηση της κινητοποίησης του συστήματος στρες μέσω ΕΠ και τους ζητήθηκε να συμπληρώσουν το συγκεκριμένο ερωτηματολόγιο.

Προεπεξεργασία δεδομένων

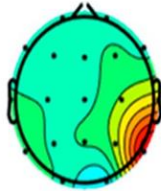
Για το στάδιο της προεπεξεργασίας χρησιμοποιήθηκε η εργαλειοθήκη EEGLAB Matlab Toolbox (22). Οι καταγραφές ΗΕΓ συσχετίστηκαν εκ νέου στα ηλεκτρόδια A1, A2. Εφαρμόστηκε ένα ζωνοπερατό φίλτρο Butterworth 4^{ης} τάξης, που επιτρέπει συχνότητες μεταξύ 0,4 Hz και 48 Hz. Τα σήματα ΗΕΓ χωρίστηκαν σε τρία διαφορετικά αρχεία: κατάσταση ηρεμίας, χαλαρή κατάσταση και κατάσταση στρες (ή στρεσογόνα κατάσταση). Η απόρριψη των ανεπιθύμητων τεχνουργημάτων από τα δεδομένα πραγματοποιήθηκε με τη χρήση της μεθόδου Artifact Subspace Re-construction (ASR) και της μεθόδου Independent Component Analysis (ICA) (168) (αλγόριθμος FastICA). Για την ASR, επιλέχθηκε ένα συντηρητικό κατώφλι 17 ως η μέγιστη αποδεκτή τυπική απόκλιση παραθύρου 0,5 sec. Για την ICA, οι συνιστώσες που ταξινομήθηκαν ως οφθαλμικές ή μυϊκές παρεμβολές (δηλαδή τεχνουργήματα) με πιθανότητα 0,9 ή μεγαλύτερη, απορρίφθηκαν αυτόματα. Στην Εικόνα 37 παρουσιάζονται τέσσερις διαφορετικές ανεξάρτητες συνιστώσες όπως ταξινομήθηκαν από την αυτόματη ρουτίνα ταξινόμησης "ICLabel" στην πλατφόρμα EEGLAB. Οι δύο πρώτες συνιστώσες ταξινομούνται ως οφθαλμικές παρεμβολές και η τρίτη συνιστώσα ταξινομείται ως μυϊκή παρεμβολή. Αυτές οι συνιστώσες αφαιρέθηκαν. Ο τέταρτος θερμικός χάρτης αντιπροσωπεύει μια συνιστώσα εγκεφαλικής δραστηριότητας που δεν έχει αφαιρεθεί.



Τεχνούργημα Ματιών
= 98,0%



Τεχνούργημα Ματιών
= 98,3%



Μυϊκό τεχνούργημα
= 98,3%



Δραστηριότητα
εγκεφάλου
= 98,7%

Εικόνα 37: Ανεξάρτητες συνιστώσες όπως αυτές κατηγοριοποιήθηκαν από το ICLabel

Στη συνέχεια, το σήμα διαιρέθηκε σε παράθυρα 4 sec και υπολογίστηκε το PSD κάθε εγκεφαλικού ρυθμού σε κάθε ηλεκτρόδιο με τη μέθοδο Welch. Οι ρυθμοί ορίστηκαν ως εξής:

- Δέλτα: 0,5-4 Hz
- Θήτα : 4-8 Hz
- Άλφα : 8-13 Hz
- Βήτα: 13-25 Hz
- Γάμμα : 25-45 Hz

Τέλος, οι ρυθμοί υπολογίστηκαν βάσει του μέσου όρου των καταγραφών των ηλεκτροδίων για κάθε λοβό του εγκεφάλου, υπολογίζοντας έτσι την απόλυτη μέση ισχύ για κάθε περιοχή του.

Η προεπεξεργασία του σήματος ΗΚΓ περιλάμβανε τα ακόλουθα βήματα. Πρώτον εφαρμόστηκε φίλτρο Finite Impulse Response (Πεπερασμένης Κρουστικής Απόκρισης, FIR). Στη συνέχεια, χρησιμοποιήθηκε μια συνάρτηση ενίσχυσης κορυφών για την κανονικοποίηση του πλάτους των σημάτων και την αύξηση του πλάτους της R-κορυφής σε σύγκριση με το υπόλοιπο σήμα. Για την ανίχνευση της R-κορυφής, ορίστηκε ένα προσαρμοστικό κατώφλι ανίχνευσης κορυφών. Μετά τον εντοπισμό των κορυφών, εφαρμόστηκε ένα κινούμενο παράθυρο 6 sec για τον υπολογισμό του BPM για κάθε χρονική στιγμή. Τέλος, υπολογίστηκε ο μέσος όρος παραθύρου 3 sec στο σήμα BPM για εξομάλυνση. Το σήμα ΗΚΓ χωρίστηκε επίσης σε τρία μέρη: κατάσταση ηρεμίας, χαλαρή κατάσταση και κατάσταση στρες.

Εξαγωγή χαρακτηριστικών

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται οι μετρήσεις ΗΕΓ και ΗΚΓ που υπολογίστηκαν για κάθε συμμετέχοντα.

Ισχύς περιοχών εγκεφάλου

Η ισχύς των ρυθμών για κάθε παράθυρο 4 sec υπολογίστηκε κατά μέσο όρο για τις τρεις διαφορετικές καταστάσεις. Στη συνέχεια, υπολογίστηκε η μέση ισχύς των ρυθμών για κάθε περιοχή του εγκεφάλου. Οι περιοχές του εγκεφάλου με τα ανάλογα ηλεκτρόδια ορίζονται ως εξής:

- Ινιακή = {O1, O2}
- Κροταφική = {T3, T5, T6, T4}
- Βρεγματική = {C3, Cz, C4, P3, Pz, P4}
- Μετωπιαία = { F7, F3, F4, F8}

Η διαφορά της ισχύος των ρυθμών σε κάθε περιοχή και κάθε ρυθμού υπολογίστηκε ως εξής:

$$\text{Band}_{\text{περιοχή}} = \text{Band}_{\text{σε κατάσταση στρες}} - \text{Band}_{\text{σε χαλαρή κατάσταση}} \quad (7)$$

Το PSD κάθε ρυθμού υπολογίζεται για κάθε διακριτό παράθυρο 4 sec και στη συνέχεια υπολογίζεται ο μέσος όρος για κάθε κατάσταση. Για την εκτίμηση του PSD με τη μέθοδο Welch, το σήμα χωρίστηκε σε μη ορθογώνια παράθυρα με τη μέθοδο Hamming. Έτσι, για L χρονικά παράθυρα, το περιοδόγραμμα κάθε παραθύρου ορίζεται ως εξής (169):

$$Y_i(\omega) = \frac{1}{PQ} \left| \sum_{n=0}^{P-1} x_i(n) c(n) e^{-j\omega n} \right|^2 \quad (8)$$

Η μέση ενέργεια κάθε παραθύρου Q είναι:

$$Q = \frac{1}{P} \sum_{n=0}^{P-1} c^2(n) \quad (9)$$

Μέτρα ασυμμετρίας

Υπολογίστηκαν οι βαθμολογίες της μετωπιαίας ασυμμετρίας ρυθμού Άλφα (Frontal Alpha Asymmetry, FAA) και της ινιακής ασυμμετρίας ρυθμού Άλφα (Occipital Alpha Asymmetry). Η FAA είναι ένα μέτρο που χρησιμοποιείται ευρέως για να εκφράσει την ασυμμετρία του μετωπιαίου φλοιού, εκφρασμένη ως:

$$FAA = \log(F4) - \log(F3) \quad (10)$$

ή

$$FAA = \log(F8) - \log(F7) \quad (11)$$

Μια θετική τιμή FAA υποδηλώνει μεγαλύτερη ισχύ ρυθμού Άλφα στη δεξιά πλευρά. Στη βιβλιογραφία υποστηρίζεται ότι η ισχύς Άλφα στη δεξιά πλευρά φανερώνει μεγαλύτερη ενεργοποίηση του αριστερού ημισφαιρίου και αντίστροφα (170). Επομένως, μια θετική τιμή FAA υποδηλώνει ενεργοποίηση του αριστερού ημισφαιρίου. Στην παρούσα μελέτη, ο συνδυασμός των ηλεκτροδίων F4 και F3 αξιοποιήθηκε για τη μέτρηση της ασυμμετρίας. Για κάθε χρονικό παράθυρο, αφού υπολογίστηκε το PSD, μετρήθηκε το FAA. Τα μέτρα FAA κάθε χρονικού παραθύρου για κάθε κατάσταση υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο για να δημιουργηθεί μια συνολική βαθμολογία FAA των καταστάσεων.

Παρόμοια διαδικασία πραγματοποιήθηκε για τον υπολογισμό της ινιακής ασυμμετρίας Άλφα (OAA), η οποία ορίζεται ως εξής:

$$OAA = \log(O2) - \log(O1) \quad (12)$$

Μέτρα καρδιακού ρυθμού

Ο μέσος όρος του BPM για κάθε στάδιο της μελέτης (κατάσταση ηρεμίας, χαλαρή κατάσταση, κατάσταση στρες) υπολογίστηκε σε όλα τα άτομα μετά την εξαγωγή του σήματος BPM από το σήμα του ΗΚΓ, σύμφωνα με τη μεθοδολογία που επεξηγήθηκε παραπάνω. Το BPM εξυπηρετεί τον σκοπό της επικύρωσης της ύπαρξης στρες λόγω του γεγονότος ότι δεν υπάρχουν άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τους συμμετέχοντες κατά τη διάρκεια του πειράματος, εκτός από την έκθεση σε μεγάλο υψόμετρο ΕΠ. Δεν υπάρχει αύξηση της σωματικής δραστηριότητας, ούτε άλλες περιβαλλοντικές αλλαγές (π.χ. θερμοκρασία) μεταξύ των διαφόρων σταδίων του πειράματος. Επιπλέον, η αύξηση του BPM έχει επιβεβαιωθεί ότι αποτελεί αξιόπιστο δείκτη στρες σε πολλές ερευνητικές εργασίες (171)(172)(173)(174).

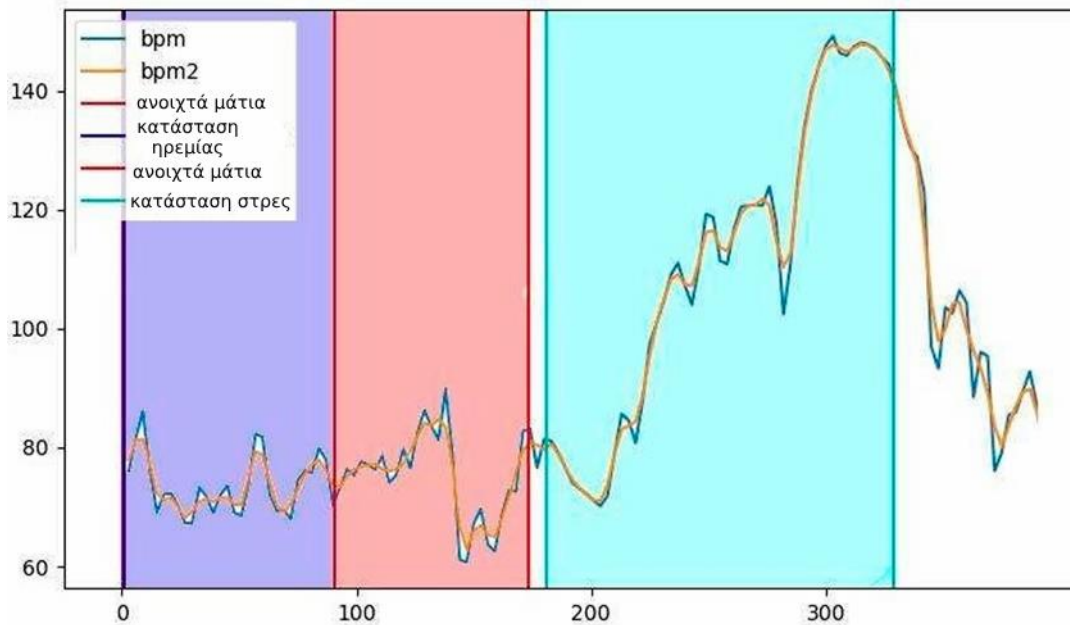
Στατιστική ανάλυση

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων του πειράματος διενεργήθηκε μια σειρά στατιστικών δοκιμών. Προκειμένου να εξεταστεί κατά πόσον οι μεταβολές κάθε βιοδείκτη μεταξύ της κατάστασης στρες και της χαλαρής κατάστασης ήταν σημαντικές, πραγματοποιήθηκε ανάλυση paired t-test αφού πρώτα εξετάστηκε η κανονικότητα της κατανομής με το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Στη συνέχεια, οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες βάσει της μεταβολή του BPM και πραγματοποιήθηκαν t-tests ανά ζεύγος εντός της ομάδας για να εξεταστεί η σημαντικότητα των μεταβολών των μέτρων ασυμμετρίας. Επιπλέον, διενεργήθηκε το μη παραμετρικό Mann-Whitney U-Test για να διερευνηθεί εάν η διαφορά των αποτελεσμάτων του PSS μεταξύ των δύο ομάδων ήταν σημαντική. Επίσης, μέσω της ανάλυσης συσχέτισης Spearman δημιουργήθηκε ο πίνακας συσχέτισης για την αύξηση του BPM (από τη χαλαρή στη στρεσογόνα), την αύξηση της ισχύος ενέργειας των περιοχών του εγκεφάλου και τις μεταβολές της μετωπιαίας και ινιακής ασυμμετρίας. Η ανάλυση συσχέτισης Spearman χρησιμοποιήθηκε επίσης για τη διερεύνηση της σύνδεσης μεταξύ του PSS και των βιοδεικτών ΗΕΓ και ΗΚΓ.

2.2.2. Αποτελέσματα

Σε αυτή την ενότητα, παρουσιάζονται οι μεταβολές μεταξύ των διαφορετικών καταστάσεων και τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης.

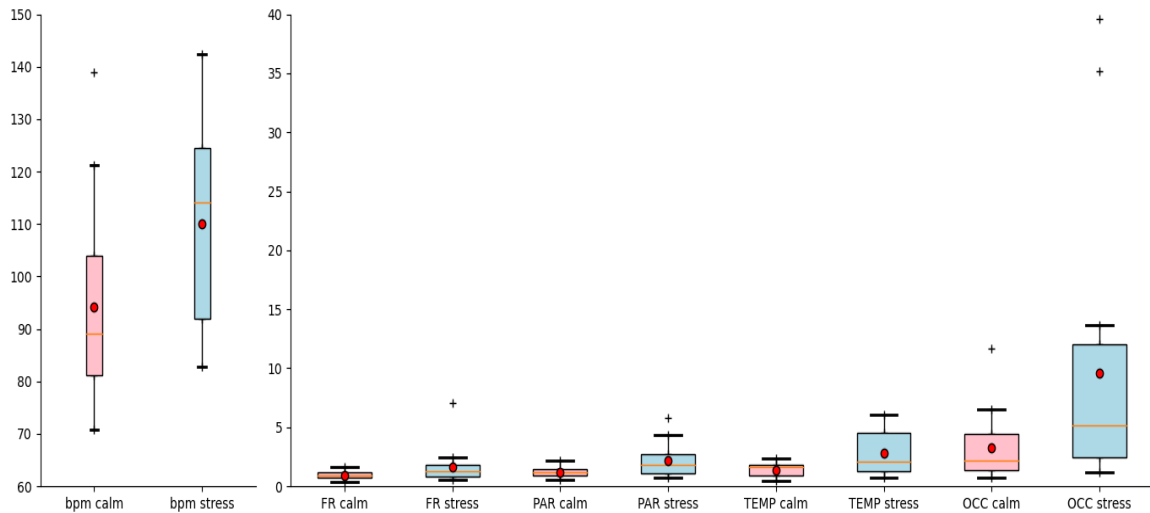
Η Εικόνα 38 απεικονίζει ένα ενδεικτικό διάγραμμα BPM ενός συμμετέχοντα καθόλη τη διάρκεια του πειράματος. Η μπλε και η πορτοκαλί γραμμή είναι το σήμα BPM πριν και μετά την εξομάλυνση, αντίστοιχα. Κάθε χρωματισμένη περιοχή αντιπροσωπεύει τη χρονική διάρκεια των τριών διαφορετικών καταστάσεων (ηρεμίας, χαλαρής, στρεσογόνας). Παρατηρείται ότι ο συμμετέχων είχε αυξημένη καρδιακή δραστηριότητα στην κατάσταση στρες (γαλάζια περιοχή), γεγονός που υποδεικνύει ότι η παραμονή στον τελευταίο όροφο του ουρανοξύστη μπορεί όντως να είναι μια στρεσογόνα εμπειρία.



Εικόνα 38: Σήμα BPM ενός υποκειμένου κατά τη διάρκεια του πειράματος

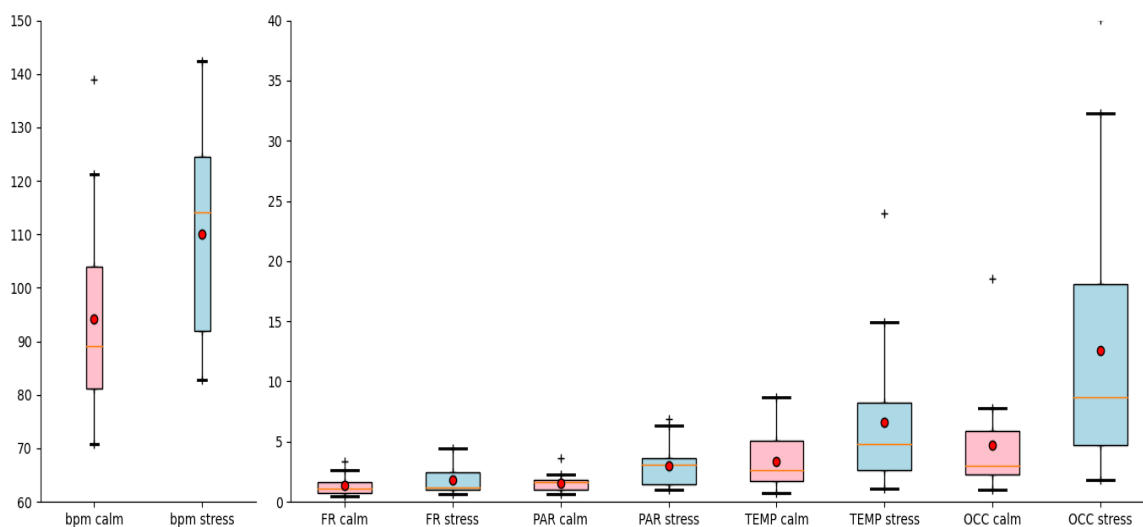
Ακολουθεί η παρουσίαση της ισχύος των ρυθμών Άλφα, Βήτα και Γάμμα όπως αυτές συγκρίνονται μεταξύ της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες για όλες τις περιοχές του εγκεφάλου. Το FR αντιπροσωπεύει τον μετωπιαίο φλοιό, το PAR αντιπροσωπεύει τον βρεγματικό φλοιό, το TEMP αντιπροσωπεύει τον κροταφικό φλοιό και το OCC αντιπροσωπεύει τον ινιακό φλοιό. Το σύμβολο "+" στην κορυφή των boxplots αντιπροσωπεύει ακραίες τιμές. Τα δεδομένα υποδεικνύουν πως η ινιακή περιοχή ενεπλάκη σημαντικά περισσότερο από ότι οι υπόλοιπες κατά την διάρκεια της στρεσογόνου κατάστασης.

Στην Εικόνα 39 παρουσιάζεται σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες, του BPM και του ρυθμού Άλφα στις περιοχές του εγκεφάλου.



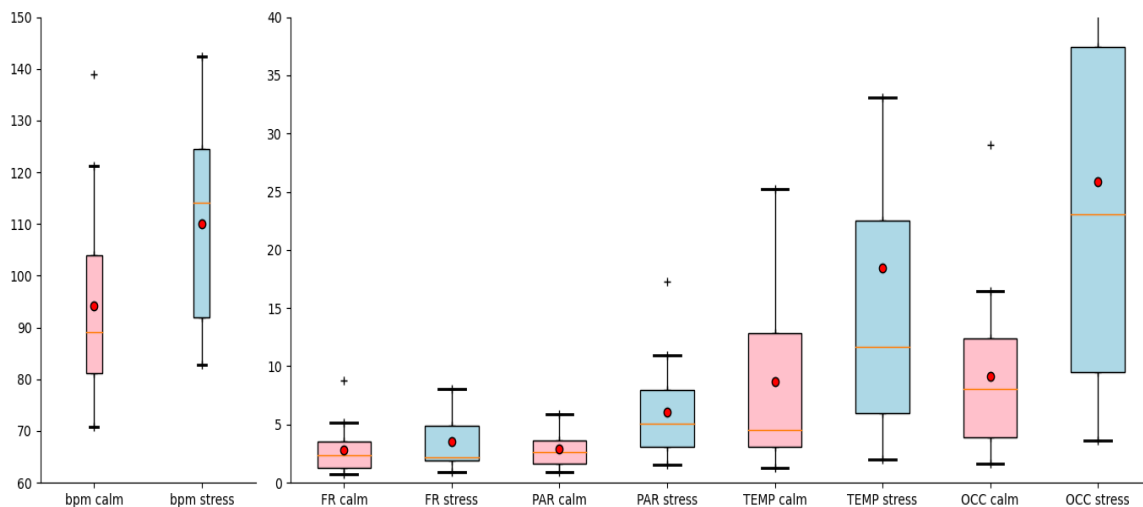
Εικόνα 39: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Άλφα

Στην Εικόνα 40 απεικονίζεται η σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες, του BPM και του ρυθμού **Βήτα** στις περιοχές του εγκεφάλου.



Εικόνα 40: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Βήτα

Στην Εικόνα 41 απεικονίζεται η σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες, του BPM και του ρυθμού **Γάμμα** στις περιοχές του εγκεφάλου.



Εικόνα 41: Σύγκριση της χαλαρής κατάστασης και της κατάστασης στρες του ρυθμού Γάμμα

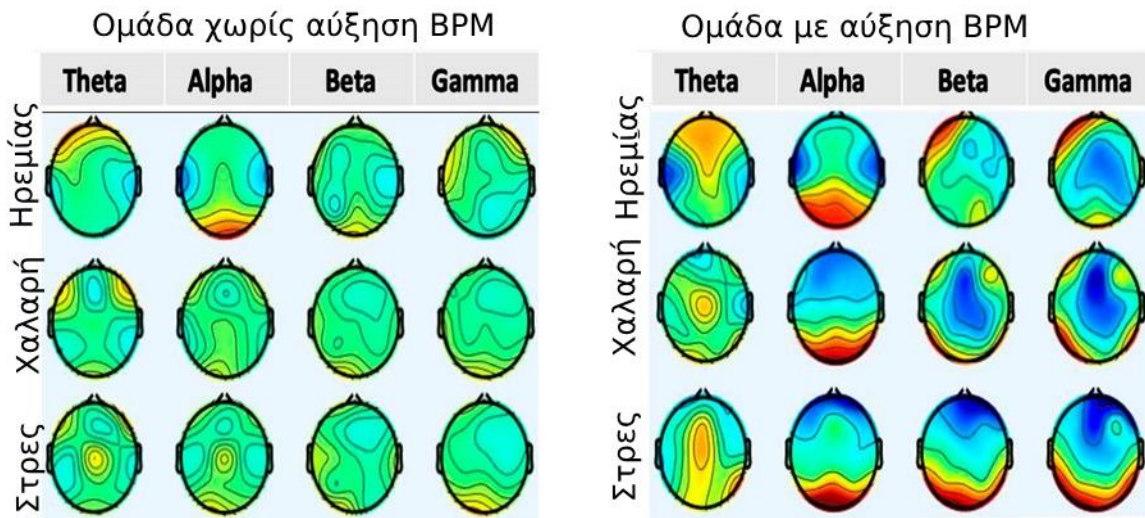
Προκειμένου να εξεταστεί κατά πόσον η μεταβολή των βιοδεικτών ΗΚΓ και ΗΕΓ ήταν σημαντική, πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση. Οι βιοδείκτες που αξιολογήθηκαν ήταν η ισχύς Άλφα, Βήτα και Γάμμα για κάθε μια από τις μετωπιαίες, βρεγματικές, κροταφικές και ινιακές περιοχές του εγκεφάλου, όπως και τα μέτρα ΟΑΑ, FAA και BPM. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε η δοκιμή Kolmogorov-Smirnov και επικυρώθηκε ότι κάθε τιμή βιοδείκτη ήταν κανονικά κατανομημένη. Ωστόσο, η δοκιμή Kolmogorov-Smirnov δεν επικύρωσε την κανονική κατανομή των αποτελεσμάτων του PSS. Στη συνέχεια, εφαρμόστηκε *t*-test ανά ζεύγη για να επαληθευτεί εάν η μεταβολή κάθε δείκτη μεταξύ της χαλαρής και της κατάστασης στρες ήταν στατιστικά σημαντική. Τα αποτελέσματα του *t*-test ανά ζεύγος παρουσιάζονται στον Πίνακα 14. Η μεταβολή των Άλφα, Βήτα και Γάμμα ρυθμών των βρεγματικών, κροταφικών και ινιακών λοβών, αντίστοιχα, όπως και του BPM βρέθηκε στατιστικά σημαντική, καθώς η δίπλευρη τιμή *p* του *t*-test ανά ζεύγος ήταν <0,05. Οι μεταβολές των ρυθμών Άλφα, Βήτα και Γάμμα, δεν ήταν στατιστικά σημαντικές στη μετωπιαία περιοχή, ωστόσο, η μετωπιαία Άλφα και η μετωπιαία Βήτα έδειξαν μονόπλευρες τιμές *p* < 0,05. Η μεταβολή του BPM βρέθηκε στατιστικά σημαντική, όπως αναμενόταν. Ωστόσο, οι μεταβολές του FAA και του ΟΑΑ δεν ήταν στατιστικά σημαντικές.

	Ηρεμία-Στρες	<i>t</i>	Μονόπλευρη <i>p</i>	Δίπλευρη <i>p</i>
<i>Μετωπιαίος</i>	Άλφα	-2.036	0.030 *	0.060
	Βήτα	-1.890	0.039 *	0.078
	Γάμμα	-1.239	0.117	0.234
<i>Βρεγματικός</i>	Άλφα	-3.620	0.001 *	0.003 *
	Βήτα	-4.265	0.000 *	0.001 *
	Γάμμα	-4.359	0.000 *	0.001 *
<i>Κροταφικός</i>	Άλφα	-3.807	0.001 *	0.002 *
	Βήτα	-3.315	0.002 *	0.005 *
	Γάμμα	-3.039	0.004 *	0.008 *
<i>Ινιακός</i>	Άλφα	-2.701	0.008 *	0.016 *
	Βήτα	-3.823	0.001 *	0.002 *
	Γάμμα	-4.506	0.000 *	0.000 *
	BPM	-4.327	0.000 *	0.001 *
	FAA	-0.599	0.279	0.557
	ΟΑΑ	1.008	0.164	0.328

Πίνακας 14: Έλεγχοι *t*-test ζεύγους για κάθε μέτρο μεταξύ των καταστάσεων ηρεμίας και στρες. Το σύμβολο * υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα με *p* < 0,05

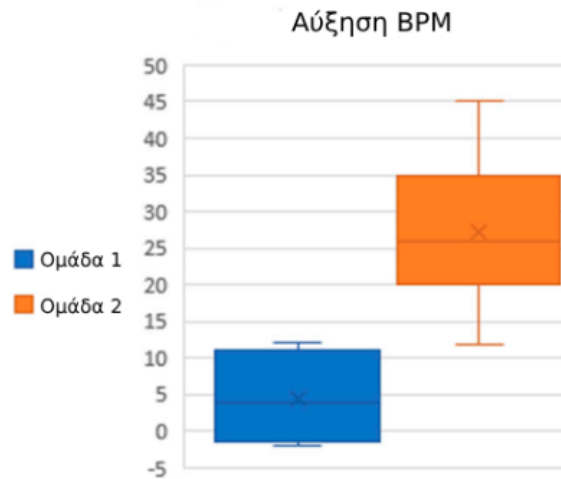
Ομαδική ανάλυση

Τα boxplots που απεικονίζονται στις Εικόνες 39, 40 και 41 υποδεικνύουν την έντονη δραστηριότητα στον ινιακό λοβό και αρά την ανάγκη για περαιτέρω διερεύνηση της σχέσης του στρες και της εγκεφαλικής ενεργοποίησης που προκαλείται από τα οπτικά ερεθίσματα ΕΠ. Για τον λόγο αυτό, δημιουργήθηκαν δύο ομάδες συμμετεχόντων. Η πρώτη ομάδα αποτελούνταν από άτομα με φυσιολογικό βασικό καρδιακό ρυθμό ($BPM < 100$), ο οποίος δεν αυξήθηκε περισσότερο από 13 BPM κατά τη διάρκεια της στρεσογόνας συνθήκης. Η δεύτερη ομάδα αποτελούνταν από άτομα με φυσιολογικό βασικό καρδιακό ρυθμό ο οποίος αυξήθηκε περισσότερο από 13 BPM κατά τη διάρκεια της στρεσογόνου συνθήκης -το όριο των 13 BPM (0,22 Hz) επιλέχθηκε μετά από μελέτη της διαθέσιμης βιβλιογραφίας (175)-. Μια αύξηση των BPM άνω των 13 θεωρήθηκε σημαντική, ενώ μια αύξηση μικρότερη των 13 θεωρήθηκε μη σημαντική. Η Ομάδα 1 αποτελούνταν από επτά συμμετέχοντες, ενώ η Ομάδα 2 αποτελούνταν από εννέα συμμετέχοντες. Δύο συμμετέχοντες έμειναν εκτός ανάλυσης λόγω υψηλής αρχικής τιμής BPM. Η Εικόνα 42 είναι μια σύγκριση του θερμικού χάρτη της εγκεφαλικής δραστηριότητας μεταξύ ενός συμμετέχοντα από την Ομάδα 1 και ενός από την Ομάδα 2. Τα διαφορετικά χρώματα αντιπροσωπεύουν τη διαφορά του μέσου PSD του εγκεφάλου για κάθε ρυθμό που εκφράζεται σε $10 \times \log_{10} (\mu V^2/Hz)$. Τα όρια του θερμικού χάρτη κυμαίνονται από -8 (βαθύ μπλε) έως +8 (βαθύ κόκκινο).

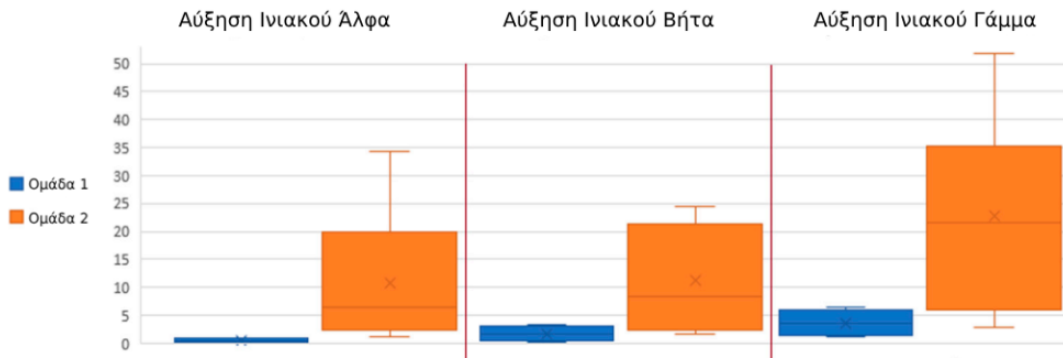


Εικόνα 42: Σύγκριση του χάρτη θερμότητας της δραστηριότητας του εγκεφάλου μεταξύ ενός ατόμου από την κάθε ομάδα

Η Εικόνα 43 απεικονίζει τη σύγκριση της αύξησης του BPM μεταξύ των δύο ομάδων. Η Εικόνα 44 αντιπροσωπεύει τη σύγκριση της ινιακής δραστηριότητας των δύο ομάδων, υποδεικνύοντας πως μπορεί να αποτελέσει βιοδείκτη για την ενεργοποίηση του μηχανισμού στρες λόγω της διέγερσης από τα οπτικά ερεθίσματα. Ο άξονας-Υ είναι το PSD που υπολογίζεται σε $1 \mu V^2/Hz * 10^{11}$ στην κατάσταση στρες, μείον το PSD στη χαλαρή κατάσταση.



Εικόνα 43: Αύξηση του BPM μεταξύ των ομάδων



Εικόνα 44: Η αύξηση της ινιακής δραστηριότητας σε σύγκριση μεταξύ των ομάδων

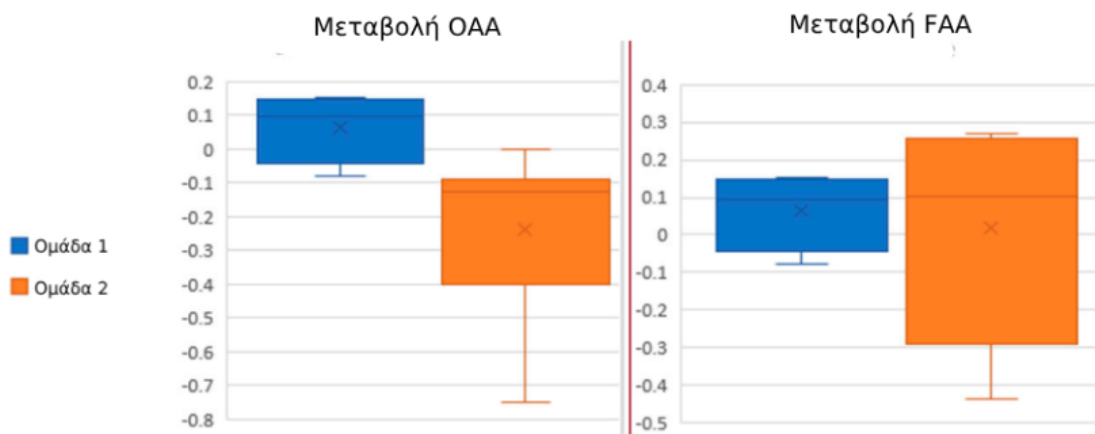
Η μεταβολή στα μέτρα OAA και FAA δεν ήταν στατιστικά σημαντική, όπως φαίνεται στον Πίνακα 14, όταν διενεργήθηκε *t*-test ανά ζεύγος για το σύνολο των συμμετεχόντων. Παρ' όλα αυτά, το *t*-test ανά ζεύγος επαναλήφθηκε για τις δύο ομάδες ξεχωριστά. Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στον Πίνακα 15, φανερώνουν πως η Ομάδα 1 (συμμετέχοντες χωρίς σημαντική αύξηση του BPM) δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές στα OAA και FAA μεταξύ

της χαλαρής και της κατάστασης στρες. Αντίθετα, η Ομάδα 2 (συμμετέχοντες με σημαντική αύξηση του BPM > 13) παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές στο OAA αλλά όχι στο FAA.

	OAA Χαλαρή-Στρες			FAA Χαλαρή-Στρες		
	<i>t</i>	Μονόπλευρη <i>p</i>	Δίπλευρη <i>p</i>	<i>t</i>	Μονόπλευρη <i>p</i>	Δίπλευρη <i>p</i>
Ομάδα 2	2.733	0.015 *	0.029 *	-0.203	0.422	0.845
Ομάδα 1	-1.971	0.072	0.143	-1.269	0.147	0.294

Πίνακας 15: Έλεγχος *t*-test σε ζεύγη στις βαθμολογίες ασυμμετρίας για τις δύο ομάδες. Το σύμβολο * υποδηλώνει στατιστική σημαντικότητα, με τιμή $p < 0,05$.

Η Εικόνα 45 απεικονίζει τον τρόπο με τον οποίο τα μέτρα ασυμμετρίας μεταβλήθηκαν μεταξύ των δύο καταστάσεων για τις δύο ομάδες. Η Ομάδα 2 είχε γενικά μεγαλύτερη αριστερή ενεργοποίηση Άλφα κατά τη διάρκεια της στρεσογόνας κατάστασης σε σύγκριση με την Ομάδα 1, όπου η διαφορά ασυμμετρίας ήταν κοντά στο 0.



Εικόνα 45: Μεταβολή της OAA και της FAA σε σύγκριση μεταξύ των ομάδων

Επιπλέον διενεργήθηκε η μη παραμετρική δοκιμή Mann-Whitney *U*-Test για τα αποτελέσματα PSS, δεδομένου ότι η υπόθεση Kolmogorov-Smirnov για κανονική κατανομή των βαθμολογιών PSS δεν μπορούσε να γίνει αποδεκτή. Όπως φαίνεται στον Πίνακα 16, δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων.

	Βαθμολογία PSS		t-Test		Σημαντικότητα Mann-Whitney U-Test						
	Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Μονής Όψης p	Δίπλευρη p	Άθροισμα τάξεων	Αναμενόμενο Άθροισμα τάξεων	Μέσος όρος τάξεων	Αναμενόμενο Μέσος όρος των τάξεων	U-Value	Αναμενόμενη τιμή U-Value	Κρίσιμη U-Value σε $p < 0.05$
Ομάδα 1	13.42	4.03	0.208	0.416	84	76.5	9.33	8.5	24	31.5	12
Ομάδα 2	15.55	6.08			52	59.5	7.43	8.5	39	31.5	

Πίνακας 16: Έλεγχος *t-test* ανεξάρτητων δειγμάτων και έλεγχος *Mann-Whitney U* για τις βαθμολογίες PSS των συμμετεχόντων των δύο ομάδων.

Ανάλυση συσχέτισης

Η συσχέτιση της διακύμανση ισχύος κάθε ρυθμού με τη διακύμανση του BPM εξετάστηκε με τη χρήση της μεθόδου Spearman όπως αποτυπώνεται στον Πίνακα 17. Η μεταβολή της απόλυτης ισχύος των ρυθμών Άλφα, Θήτα και Δέλτα στην ινιακή περιοχή συσχετίζεται έντονα με τη μεταβολή του BPM (τιμή συσχέτισης Spearman $\geq 0,5$). Η μεταβολή της ισχύος Άλφα στην κροταφική περιοχή συσχετίστηκε επίσης σημαντικά με το BPM, με την τιμή συσχέτισης Spearman να φτάνει το 0,47 (Εικόνα 47).

Μετωπιαίος

Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.16	0.18	0.37	0.23	0.24
		Κροταφικός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0	0.26	0.47	0.32	0.31
		Βρεγματικός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.17	0.079	0.44	0.31	0.22
		Ινιακός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.64 *	0.5 *	0.55 *	0.44	0.43

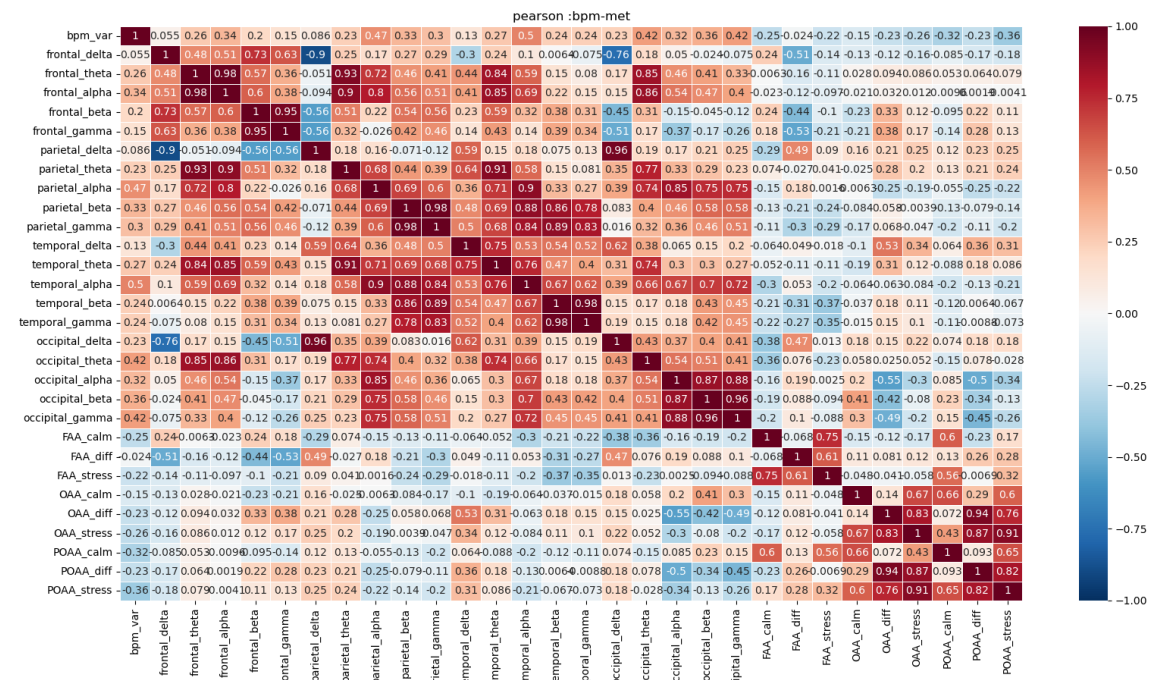
Πίνακας 17: Συσχέτιση Spearman της μεταβολής ισχύος κάθε ρυθμού με τη μεταβολή του BPM. Το σύμβολο * υποδηλώνει υψηλή συσχέτιση ($\geq 0,5$).

Η ανάλυση συσχέτισης Spearman χρησιμοποιήθηκε επίσης για τις βαθμολογίες PSS. Συγκεκριμένα, υπολογίστηκε η συσχέτιση μεταξύ της βαθμολογίας PSS και της μεταβολής των βιοδεικτών (δηλαδή του BPM, της μετωπιαίας, της κροταφικής, της βρεγματικής και της ινιακής ισχύος στους ρυθμούς Δέλτα, Θήτα, Άλφα, Βήτα και Γάμμα, αντίστοιχα) μεταξύ της χαλαρής και στρεσογόνου κατάστασης. Τα αποτελέσματα παρατίθενται στον Πίνακα 18, όπου φαίνεται πως η αύξηση της μετωπιαίας ισχύος Βήτα συσχετίζεται ισχυρά με τη βαθμολογία PSS (βαθμολογία συσχέτισης Spearman 0,5). Επιπλέον, η αύξηση της ισχύος των βρεγματικών Βήτα και Γάμμα συσχετίστηκε έντονα με τη βαθμολογία PSS (0,56 και 0,71). Παρομοίως, η κροταφική αύξηση της ισχύος Βήτα και Γάμμα συσχετίστηκε σημαντικά με τη βαθμολογία PSS (0,7 και 0,6). Η αύξηση της ινιακής ισχύος Βήτα και Γάμμα συσχετίστηκε σημαντικά με τη βαθμολογία PSS (0,53 και 0,56). Ωστόσο, η μεταβολή του BPM δε βρέθηκε να συσχετίζεται με τη βαθμολογία PSS (0,058).

Μετωπιαίος

Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.22	0.41	0.39	0.5 *	0.52 *
		Βρεγματικός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.31	0.22	0.38	0.56 *	0.71 **
		Κροταφικός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.35	0.48	0.38	0.7 **	0.6 *
		Ινιακός		
Δέλτα	Θήτα	Άλφα	Βήτα	Γάμμα
0.11	-0.15	0.32	0.53 *	0.56 *
		BPM		
		0.058		

Πίνακας 18: Συσχέτιση Spearman της μεταβολής κάθε ζώνης ισχύος και της μεταβολής του BPM με τη βαθμολογία PSS. Το σύμβολο * υποδηλώνει υψηλή συσχέτιση ($\geq 0,5$). Το σύμβολο ** υποδηλώνει συσχέτιση $\geq 0,7$.



Εικόνα 46: Διάγραμμα συσχετίσης όλων των μέτρων για κάθε λοβό, μέτρων ασυμμετρίας και BPM

2.2.3. Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκαν οι βιοδείκτες HEG του ανθρώπινου εγκεφάλου σε συνθήκες στρες που προέρχονται από ένα σενάριο ΕΠ έκθεσης σε μεγάλο υψόμετρο. Η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού χρησιμοποιήθηκε ως επικυρωτής για την ύπαρξης στρες. Διερευνήθηκε η ισχύς των ρυθμών κάθε εγκεφαλικής περιοχής και μέτρα ασυμμετρίας του εγκεφάλου. Επιπλέον, αξιολογήθηκαν τα αποτελέσματα του ερωτηματολογίου της κλίμακας αντιληπτού στρες.

Όπως συζητήθηκε και στο εισαγωγικό μέρος, την τελευταία δεκαετία πολλές μελέτες έχουν χρησιμοποιήσει περιβάλλοντα ΕΠ για να προκαλέσουν συναισθηματικές αντιδράσεις (95)(97). Η παρακολούθηση της κίνησης των οφθαλμών (176), τα ερωτηματολόγια (177), τα σήματα αναπνευστικού ρυθμού και το ΗΚΓ (178) είναι τα πιο συνηθισμένα μέτρα που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση του στρες σε μελέτες που σχετίζονται με την ΕΠ. Σε αντίθεση, το HEG έχει χρησιμοποιηθεί σπανιότερα (179). Βασική εξήγηση αυτού είναι ότι ο συνδυασμός ενός HEG και HMD δεν είναι εύκολα εφικτός λόγω των περιορισμών επικάλυψης στην τοποθέτηση των συσκευών. Έως και τη συγγραφή της παρούσας μελέτης δε βρέθηκαν άλλες έρευνες από τον συγγραφέα που να συνδυάζουν επ’ ακριβώς τα βασικά της μεθοδολογικά στοιχεία, όπου συνολικά είναι: (1) ένας καθιερωμένος από τη βιβλιογραφία βιοδείκτης για την επιβεβαίωση

της ύπαρξης στρες, (2) καταγραφή του ΗΕΓ καθόλη τη διάρκεια του πειράματος (αντί για καταγραφή σε τυπικά σημεία ελέγχου) (3) ερωτηματολόγιο PSS.

Οι μελέτες που χρησιμοποίησαν σήματα ΗΕΓ για την αξιολόγηση του στρες αξιοποιούν κυρίως μεθόδους συνδεσιμότητας και φασματικά χαρακτηρίστηκα ως δείκτες. Η μετωπιαία Άλφα ασυμμετρία (FAA) και η μετωπιαία ισχύς έχουν επίσης χρησιμοποιηθεί ως δείκτες (89) (180). Ωστόσο, αυτές οι μελέτες χρησιμοποίησαν μαθηματικές ή κοινωνικές δοκιμασίες ως στρεσογόνο ερέθισμα (181). Το FAA (που αντιπροσωπεύει τη σχετικά ισχυρότερη νευρωνική δραστηριότητα του αριστερού μετωπιαίου φλοιού σε σχέση με τη αντίστοιχη δεξιά) θεωρείται στις ψυχολογικές έρευνες ένας σύγχρονος και υποσχόμενος δείκτης της συναισθηματικής επεξεργασίας, που συνήθως αντιμετωπίζεται είτε ως μεταβλητή πρόβλεψης είτε ως μεταβλητή αποτελέσματος που σχετίζεται με τα κίνητρα, τη ρύθμιση των συναισθημάτων και την ψυχοπαθολογία (182). Αυτός ο δείκτης συνδέεται πιθανότατα με πολύπλοκα νευρωνικά κυκλώματα που περιλαμβάνουν μεγάλης κλίμακας εγκεφαλικά δίκτυα, καθώς και πολύπλοκους ψυχολογικούς μηχανισμούς. Ως εκ τούτου, η αναπαραγωγή του σε διαφορετικά πειραματικά περιβάλλοντα και δείγματα ίσως δεν είναι πάντα συνεπής. Οποιαδήποτε σχέση μεταξύ του FAA και της κινητοποίησης του συστήματος στρες βρίσκεται υπό διερεύνηση. Η ύπαρξη αποτελεσμάτων άλλων ερευνών που δε συνδέουν το FAA με δείκτες πρόκλησης στρες (94) (183) (184) ενισχύουν τα αποτελέσματα της παρούσα μελέτης που η παρουσία FAA κατά τη διάρκεια του στρεσογόνου μέρους του πειράματος δεν ήταν εμφανής.

Αντίθετα, παρατηρήθηκε η παρουσία της ινιακής Άλφα ασυμμετρίας (OAA) κατά τη διάρκεια του στρεσογόνου μέρους της πειραματικής διαδικασίας. Στην παρούσα μελέτη, το στρες σχετίζεται με οπτικά ερεθίσματα, οπότε αναμενόταν υψηλή ινιακή δραστηριότητα. Έτσι, χρησιμοποιήθηκε το OAA, ένα ασυνήθιστο μέτρο, και διερευνήθηκε η σύνδεσή του με το στρες. Το νόημα αυτής της παρατήρησης είναι ασαφές και προτρέπει σε περαιτέρω διερεύνηση, δεδομένου ότι υπάρχουν μόνο λίγες πηγές ερευνητικών στοιχείων σχετικά με τη φυσιολογική ή ψυχολογική σημασία του OAA. Παρ' όλα αυτά, έχει συνδεθεί με την κινητοποίηση του συστήματος αναστολής συμπεριφοράς (Behavioral avoidance-Inhibition Scale, BIS), δηλαδή ενός νευροψυχολογικού συστήματος που προβλέπει την αντίδραση ενός ατόμου σε ενδείξεις που σχετίζονται με το στρες σε ένα δεδομένο περιβάλλον (185). Σε αυτό το πλαίσιο, θα μπορούσε να γίνει η υπόθεση ότι το BIS επιστρατεύτηκε κατά τη διάρκεια του στρεσογόνου μέρους της πειραματικής διαδικασίας, ιδίως στα μέρη όπου τα άτομα καλούνταν να περπατήσουν στη σανίδα και να κάνουν το άλμα στο κενό.

Πρόσφατα μετα-αναλυτικά δεδομένα υποστηρίζουν την άποψη ότι η μεταβλητότητα της διακύμανσης του καρδιακού ρυθμού (Heart Rate Variability, HRV) στο πλαίσιο της κινητοποίησης του συστήματος στρες μπορεί να υποδεικνύει τον βαθμό στον οποίο ένα σύστημα του εγκεφάλου υψηλότερου επιπέδου είναι ενσωματωμένο με τους πυρήνες του εγκεφαλικού στελέχους που ρυθμίζουν άμεσα την καρδιά (186). Με άλλα λόγια, οι διαφορές που σχετίζονται με το στρες και το HRV μπορεί να αντικατοπτρίζουν τις διαφοροποιήσεις στις αντιδράσεις που συνδέονται με τη νευρική επεξεργασία σε στρεσογόνα έκθεση. Επιλέχθηκε λοιπόν να χωριστεί το δείγμα της μελέτης με βάση τις διαφορετικές αντιδράσεις που προκαλούνται από το στρες στον καρδιακό ρυθμό και να διερευνηθεί κατά πόσον οι δείκτες HEG διέφεραν μεταξύ των δύο ομάδων. Τα δεδομένα τα οποία δείχνουν ισχυρές συσχετίσεις μεταξύ των ινιακών ρυθμών HEG και του καρδιακού ρυθμού, όπως και οι διαφορές στην ινιακή δραστηριότητα και το OAA μεταξύ των δύο ομάδων, ενισχύουν περαιτέρω την ιδέα ότι αυτές οι αλλαγές στην νευρική δραστηριότητα των ινιακών περιοχών σχετίζονται με το στρες και ενδεχομένως αναδεικνύονται ως χαρακτηριστικά γνωρίσματα (trait).

Η ανάλυση συσχέτισης μεταξύ των βαθμολογιών PSS και των βιοδεικτών HEG αποκάλυψε ορισμένα ενδιαφέροντα αποτελέσματα. Φάνηκε να υπάρχει ισχυρή σχέση μεταξύ της αυτοαναφερόμενης ποσοτικοποίησης του στρες των συμμετεχόντων και της αύξησης της εγκεφαλικής δραστηριότητας υψηλής συχνότητας σε όλες τις περιοχές του εγκεφάλου. Αυτό υποδεικνύει ότι οι συμμετέχοντες που αντιλαμβάνονταν τον εαυτό τους ως πιο ευάλωτο στο στρες, εμφάνισαν πράγματι αυξημένη εγκεφαλική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια του στρεσογόνου μέρους του πειράματος. Ενδείξεις για τη συσχέτιση της βαθμολογία PSS και της ισχύος των ρυθμών HEG υπό στρες έχουν φανερωθεί και σε άλλες μελέτες (180). Τέτοια αποτελέσματα θα μπορούσαν να υποστηρίξουν περαιτέρω την εγκυρότητα της χρήσης βιοδεικτών HEG ως μέσο αξιολόγησης και να συνυπολογιστούν σε μελλοντικές έρευνες.

Τα παραπάνω ευρήματα προσφέρουν χρήσιμες πληροφορίες για τις πολύπλοκες νευροφυσιολογικές διεργασίες και συσχετίσεις του μηχανισμού του στρες. Παρ' όλα αυτά, χρειάζεται να διερευνηθούν σε περισσότερο βάθος, κυρίως για του λόγους που ακολουθούν. Πρώτον, δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ της βαθμολογίας PSS των δύο ομάδων και ταυτόχρονα δεν υπήρξε συσχέτιση μεταξύ του BPM και της βαθμολογίας PSS (αν αναλογιστούμε ότι το BPM είναι ο επικυρωτής της ύπαρξης στρες σε αυτό το πείραμα). Δεύτερον, το μέγεθος της ομάδας των συμμετεχόντων στο πείραμα μπορεί να επηρέασε την εγκυρότητα της κατανομής των δεδομένων, αφού το ίδιο πείραμα σε διαφορετική ομάδα με περισσότερο αριθμό ατόμων μπορεί να αποφέρει διαφορετικά αποτελέσματα. Άλλοι περιορισμοί της παρούσας εργασίας αφορούν τη

διασύνδεση της συσκευής ΗΕΓ και ΗΜΔ. Προκειμένου να διασφαλίσει ότι και οι δύο συσκευές είχαν τοποθετηθεί σωστά σε όλους τους συμμετέχοντες, έπρεπε να εξαιρεθούν τα τέσσερα μετωπιαία ηλεκτρόδια. Επίσης, λόγω των προδιαγραφών των διαστάσεων των συσκευών, δεν ήταν δυνατόν να συμμετέχουν άτομα με περιφέρεια κεφαλής μικρότερη από 54 cm. Επιπλέον, άλλοι δείκτες που σχετίζονται με το στρες, όπως χαρακτηριστικά HRV, δεν υπολογίστηκαν σε αυτό το στάδιο της έρευνας.

3. Συνολικά συμπεράσματα

Η παρούσα διατριβή έρχεται να ενισχύσει τη γνώση για τη σχέση μεταξύ του στρες και των νευροφυσιολογικών καταγραφών ΗΕΓ, προτείνοντας τη χρήση της ΕΠ ως μια πολλά υποσχόμενη τεχνολογία για την ενσωμάτωση της σε ερευνητικές πρακτικές. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι εμπειρίες ΕΠ μπορούν να λειτουργήσουν ως αξιόπιστα μέσα πρόκλησης στρεσογόνων ερεθισμάτων, αποδεικνύοντας τη χρησιμότητα της ΕΠ σε διεπιστημονικές προσεγγίσεις. Αναλύθηκαν διάφορα χαρακτηριστικά του ΗΕΓ, όπως το PSD σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου και τα μετρά FAA και OAA, αξιολογώντας τα ως βιοδείκτες στρες.

Η προκαταρκτική εργασία που αφορά στην ανάλυση σήματος ΗΕΓ κατά τη διάρκεια απτικών διαδικασιών, συνεισέφερε σημαντικά στην ανάπτυξη της μεθοδολογίας για την προεπεξεργασία του σήματος ΗΕΓ και την εξαγωγή χαρακτηριστικών του, τα οποία εν μέρει χρησιμοποιήθηκαν στην κύρια μελέτη για το στρες. Παράλληλα, αυτή η εργασία οδήγησε στην πρόταση μιας μεθοδολογίας ταξινόμησης των διακριτών καταστάσεων ενεργητικής αφής με υψηλή ακρίβεια, υπογραμμίζοντας την αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης μεθοδολογίας και τη δυνατότητα εφαρμογής της σε μελλοντικές έρευνες.

Πέραν των επιμέρους αποτελεσμάτων που παρουσιάζονται στο ειδικό μέρος, υπάρχουν περισσότερες πτυχές που αναδεικνύονται για τη χρήση νευροφυσιολογικών δεδομένων στην ιατρική πρακτική. Πρώτον, το μεθοδολογικό πλαίσιο ενσωματώνει διαδικασίες που είναι κοντά στις συνθήκες της φυσικής δραστηριότητας των ατόμων. Δηλαδή, δεν αποτελεί ένα περιοριστικό πειραματικό πρωτόκολλο που ίσως αποσυνδέει τις φυσιολογικές αντιδράσεις των συμμετεχόντων, αλλά προσπαθεί να αναλύσει τη συνολική εικόνα των νευροφυσιολογικών μηχανισμών κάτω από συγκεκριμένα ερεθίσματα, 'on the wild'. Επίσης, αναδεικνύεται η δυνατότητα αξιοποίησης επιτυχημένων διαθέσιμων μέσων, όπως εμπορικές εφαρμογές που προορίζονται για παιχνίδια, ώστε να επαναπροσδιοριστούν και να ενσωματωθούν σε ερευνητικά πειράματα. Τα συστήματα αυτά προσφέρουν προηγμένες δυνατότητες, που σε ερευνητικό πλαίσιο είναι ενδεχομένως ανέφικτες προς ανάπτυξη.

Τέλος, επισημαίνεται η αξία της διεπιστημονικής προσέγγισης και η χρονική καταλληλότητα για τη διασταύρωση τεχνολογιών αιχμής με την παραδοσιακή ερευνητική μεθοδολογία, με στόχο την ανάπτυξη καινοτόμων πειραμάτων για τη μελέτη των ψυχολογικών και φυσιολογικών αντιδράσεων των ανθρώπων.

3.1.1. Μελλοντικές Προοπτικές

Οι προεκτάσεις της παρούσας εργασίας αφορούν αφενός στη βελτίωση της ακρίβειας και της αποτελεσματικότητας των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν και αφετέρου στη γενίκευση των αποτελεσμάτων μέσω αύξησης του δείγματος. Η ανάλυση του ΗΕΓ με περισσότερους βιοδείκτες θα εμπλουτίσει τους συσχετισμούς των νευροφυσιολογικών δεδομένων. Τέτοιοι δείκτες μπορεί να είναι μέτρα εντροπίας και μη γραμμικά χαρακτηριστικά λειτουργικής συνδεσιμότητας με στόχο τη σύλληψη της πολύπλοκης φύσης των νευρωνικών κυκλωμάτων. Επίσης, η ταυτόχρονη καταγραφή άλλων φυσιολογικών δεδομένων μπορεί να βελτιώσει περαιτέρω την αξιολόγηση του στρες. Η ενσωμάτωση τεχνολογιών καταγραφής κίνησης των οφθαλμών προσφέρει σημαντικές πρόσθετες πληροφορίες για το επίπεδο συγκέντρωσης, ενώ η αναγνώριση προσώπου μπορεί να καταγράψει μικροεκφράσεις που συνδέονται με το στρες. Επιπλέον, πιο εξειδικευμένα μέτρα που αφορούν την καρδιακή λειτουργία, όπως το HRV, μπορούν επίσης να ενσωματωθούν στοχεύοντας σε ισχυρές συσχετίσεις μεταξύ των χαρακτηριστικών του ΗΕΓ, ΗΚΓ και των μηχανισμών στρες.

Άλλη μελλοντική προοπτική είναι η ανάπτυξη μεθοδολογικής προσέγγισης που συνδυάζει τα αποτελέσματα της προκαταρκτικής έρευνας για την κατηγοριοποίηση σήματος, ώστε να εφαρμοστεί στην ταξινόμηση του στρες σε πραγματικό χρόνο μέσω μηχανικής μάθησης. Σε μία τέτοια περίπτωση το πειραματικό πρωτόκολλο θα πρέπει να επανασχεδιαστεί ώστε να βεβαιωθεί πως η κατάσταση που κατηγοριοποιείται αφορά το στρες και όχι κάποια άλλη παράλληλη διαδικασία. Επιπρόσθετα, το αυτοαναφορικό ερωτηματολόγιο PSS που χρησιμοποιήθηκε, θα μπορούσε να αξιοποιηθεί σε μελλοντική έρευνα για την ανάπτυξη ενός συστήματος παλινδρόμησης που αποσκοπεί στην ακριβή πρόβλεψη της κλίμακας στρες ενός ατόμου. Τέλος, η συμπερίληψη περισσότερων διαφορετικών στρεσογόνων περιβαλλόντων ΕΠ δύναται να διευρύνει τη μελέτη για την εκδήλωση άλλων νευροφυσιολογικών αποκρίσεων στο στρες. Τέτοια εικονικά περιβάλλοντα μπορεί να προσομοιώνουν ακραίες συνθήκες (μη αναπαράξιμες σε ερευνητικά εργαστήρια) και καταστάσεις κοινωνικού στρες ή χρονικές πιέσεις, εξετάζοντας πώς διαφορετικά είδη στρες επηρεάζουν τις περιοχές του εγκεφάλου και άλλες φυσιολογικές λειτουργίες. Η διεύρυνση της έρευνας μέσω της ποικιλίας των στρεσογόνων παραγόντων μπορεί να συμβάλει στην ανάπτυξη νέων μεθόδων πρόληψης και θεραπείας του στρες, προάγοντας την καλύτερη ψυχική υγεία και ευημερία των ατόμων.

Τα επόμενα χρόνια αναμένεται να αναπτυχθούν καταναλωτικές συσκευές HMD που θα συμπεριλαμβάνουν πολλαπλά νευροφυσιολογικά δεδομένα. Ήδη υπάρχουν συσκευές που

καταγράφουν την κίνηση των οφθαλμών και την ενσωματώνουν στον χειρισμό διεπαφών. Συσκευές HEG και HMD είναι ελάχιστες στην αγορά και δύσκολο να αποκτηθούν. Οι υπάρχουσες προσφέρουν μικρό αριθμό ηλεκτροδίων είτε μόνο στον μετωπιαίο ή είτε μόνο στον ινιακό λοβό. Αυτό αναμένεται να αλλάξει με την εισαγωγή νέων τεχνολογιών που θα επιτρέπουν την καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων από περισσότερες περιοχές του εγκεφάλου, παρέχοντας πιο ολοκληρωμένη και ακριβή εικόνα της νευροφυσιολογικής δραστηριότητας. Οι μελλοντικές συσκευές θα είναι πιο προσβάσιμες και φιλικές προς τον χρήστη, ενσωματώνοντας ανεπτυγμένα χαρακτηριστικά που θα επιτρέπουν την καλύτερη κατανόηση και ανάλυση των συναισθηματικών και γνωστικών καταστάσεων σε πραγματικό χρόνο. Αυτές οι εξελίξεις θα συμβάλλουν στη βελτίωση των εφαρμογών ΕΠ, καθιστώντας τις πιο δυναμικές και διαδραστικές και αναπτύσσοντας τον κλάδο της συναισθηματικής υπολογιστικής (affective computing).

Ο τομέας της ιατρικής και της έρευνας μπορεί να ωφεληθεί άμεσα με την ενσωμάτωση αυτών των εξελιγμένων συσκευών καθώς προσφέρονται μοναδικές ευκαιρίες για την παρακολούθηση των νευροφυσιολογικών μεταβολών σε περιβάλλοντα ΕΠ και για την ανάπτυξη επαναστατικών ερευνητικών πρωτοκόλλων. Με τη δυνατότητα καταγραφής και ανάλυσης της εγκεφαλικής δραστηριότητας σε πραγματικό χρόνο, ιατροί και ερευνητές θα είναι σε θέση να παρακολουθούν αποτελεσματικά τις νευροφυσιολογικές αντιδράσεις των ατόμων κατά τη διάρκεια πειραματικών διαδικασιών ή θεραπευτικών συνεδριών. Αυτό θα συμβάλει ταχύτατα στην εξέλιξη της προσωποποιημένης ιατρικής, της ιατρικής του μέλλοντος.

Executive Summary

This dissertation explores the integration of immersive virtual reality (IVR) and wearable electroencephalography (EEG) technology to develop innovative methods for stress evaluation. The rapid advancements in computational power and technological hardware have significantly impacted daily life and expanded numerous research and development fields. Immersive VR with Head-Mounted Displays (HMDs) is emerging as a significant form of Human-Computer Interaction (HCI), redefining how digital environments are interacted with and understood. Concurrently, the field of health research is increasingly focusing on the digital processing of biosignals. The combination of these technologies, previously hindered by technical limitations, now offers new avenues for medical and clinical studies.

This dissertation presents a methodology for evaluating stress using state-of-the-art technologies, combining full immersion VR with HMDs and wearable EEG devices. The preliminary research explored methodologies for EEG signal processing, which paved the way for the main study focused on stress evaluation. The introductory section discusses fundamental concepts related to the topic and provides a literature review on EEG in connection with immersive VR and stress.

The core of the dissertation involves the experimental study of EEG as an indicator of stress within VR environments, highlighting adaptable and enhanced EEG methodologies for medical studies. The final sections explore the broader implications of this integration, emphasizing the importance of interdisciplinary approaches in medical sciences and suggesting future research directions in the intersection of neurophysiology and immersive virtual environments.

Σύνοψη

Η παρούσα διατριβή εξετάζει τον συνδυασμό τεχνολογιών εικονικής πραγματικότητας πλήρους εμβύθισης (ΕΠ) και φορέσιμων συσκευών ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (ΗΕΓ) για την ανάπτυξη καινοτόμων μεθόδων αξιολόγησης του στρες. Η ραγδαία τεχνολογική εξέλιξη στην υπολογιστική δύναμη και στον τεχνολογικό εξοπλισμό έχει επηρεάσει σημαντικά την καθημερινή ζωή και έχει διευρύνει πολλά πεδία έρευνας και ανάπτυξης. Η ΕΠ με χρήση κάσκας αναδεικνύεται ως μια ουσιαστική μορφή Επικοινωνίας Ανθρώπου-Υπολογιστή, επαναπροσδιορίζοντας τον τρόπο αλληλεπίδρασης και κατανόησης ψηφιακών περιβαλλόντων. Παράλληλα, η έρευνα στον τομέα της υγείας επικεντρώνεται όλο και περισσότερο στην ψηφιακή επεξεργασία βιοσημάτων. Ο συνδυασμός αυτών των τεχνολογιών, που παρεμποδιζόταν προηγουμένως από τεχνικούς περιορισμούς, τώρα προσφέρει νέες δυνατότητες για ιατρικές και κλινικές μελέτες.

Η προκαταρκτική έρευνα διερεύνησε μεθοδολογίες επεξεργασίας σήματος ΗΕΓ, που άνοιξαν τον δρόμο για την κύρια έρευνα. Στο εισαγωγικό μέρος γίνεται αναφορά στις βασικές έννοιες που σχετίζονται με το θέμα και παρατίθεται βιβλιογραφική ανασκόπηση των σχετικών ερευνών.

Ο πυρήνας της διατριβής περιλαμβάνει την πειραματική μελέτη αξιολόγησης του ΗΕΓ ως δείκτη στρες σε περιβάλλοντα ΕΠ, υποδεικνύοντας ποιες μεθοδολογίες ΗΕΓ μπορούν να προσαρμοστούν και να ενισχυθούν για ιατρικές μελέτες. Τέλος, γίνεται συζήτηση των ευρύτερων αποτελεσμάτων αυτού του συνδυασμού, αναδεικνύοντας τη σημασία των διεπιστημονικών προσεγγίσεων στις ιατρικές επιστήμες και προτείνοντας μελλοντικές κατευθύνσεις έρευνας στη διασταύρωση της νευροφυσιολογίας και των εμβυθιστικών εικονικών περιβαλλόντων.

Βιβλιογραφία

1. Boucher M, Bouilliat G. The history of neurology. *Ital J Neurol Sci* [Internet]. 1985;6:269–71. Available from: <https://doi.org/10.1007/BF02232005>
2. Hess CW. Developments in neurophysiology in the 19th century. *Schweiz Rundsch Med Prax.* 1994;83(16):483–90.
3. Prochazka A. Neurophysiology and neural engineering: A review. *J Neurophysiol* [Internet]. 2017;118(2):1292–309. Available from: <https://doi.org/10.1152/jn.00149.2017>
4. Shibasaki H. Human brain mapping: Hemodynamic response and electrophysiology. *Clin Neurophysiol* [Internet]. 2008;119(4):731–43. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.10.026>
5. Amantini A, Carrai R, Lori S, Peris A, Amadori A, Pinto F, et al. Neurophysiological monitoring in adult and pediatric intensive care. *Minerva Anesthesiol.* 2012;78(9):1067–75.
6. Tzallas AT, Tsipouras MG, Fotiadis DI. Epileptic seizure detection in EEGs using time-frequency analysis. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2009 Sep;13(5):703–10.
7. Miltiadous A, Tzimourta KD, Giannakeas N, Tsipouras MG, Afrantou T, Ioannidis P, et al. Alzheimer’s disease and frontotemporal dementia: A robust classification method of eeg signals and a comparison of validation methods. *Diagnostics.* 2021;11(8):1437.
8. Hallett M, Rothwell J. Milestones in clinical neurophysiology. *Mov Disord* [Internet]. 2011;26(6):958–67. Available from: <https://doi.org/10.1002/mds.23572>.
9. Drysdale AT, Grosenick L, Downar J, Dunlop K, Mansouri F, Meng Y, et al. Resting-state connectivity biomarkers define neurophysiological subtypes of depression. *Nat Med.* 2017;23(1):28–38.
10. Masdeu JC. Neuroimaging in Psychiatric Disorders. *Neurotherapeutics.* 2011;8(1):93–102.
11. Arbabshirani MR, Plis S, Sui J, Calhoun VD. Single subject prediction of brain disorders in neuroimaging: Promises and pitfalls. *Neuroimage* [Internet]. 2017;145:137–65. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.02.079>.
12. Masdeu JC. Neuroimaging in Psychiatric Disorders. *Neurotherapeutics* [Internet]. 2011;8(1):93–102. Available from: <https://doi.org/10.1007/s13311-010-0006-0>
13. Mirabella G, Lebedev MA. Interfacing to the brain’s motor decisions. *J Neurophysiol.*

2017;117(3):1305–19.

14. Salzman CD, Fusi S. Emotion, cognition, and mental state representation in amygdala and prefrontal cortex. *Annu Rev Neurosci.* 2010;33:173–202.
15. Phelps EA. Emotion and cognition: Insights from studies of the human amygdala. *Annu Rev Psychol.* 2006;57:27–53.
16. Reinertsen E, Clifford GD. A review of physiological and behavioral monitoring with digital sensors for neuropsychiatric illnesses. *Physiol Meas* [Internet]. 2018;39(5). Available from: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aabf64>
17. Riccio A, Mattia D, Simione L, Olivetti M, Cincotti F. Eye-gaze independent EEG-based brain-computer interfaces for communication. *J Neural Eng.* 2012;9(4).
18. Bockbrader MA, Francisco G, Lee R, Olson J, Solinsky R, Boninger ML. Brain Computer Interfaces in Rehabilitation Medicine. *PM R.* 2018;10(9):S233–43.
19. Patrick CJ, Iacono WG, Venables NC. Incorporating neurophysiological measures into clinical assessments: Fundamental challenges and a strategy for addressing them. *Psychol Assess.* 2019;31(12):1512–29.
20. Stead M, Halford JJ. Proposal for a standard format for neurophysiology data recording and exchange. *J Clin Neurophysiol.* 2016;33(5):403–13.
21. Τζάλλας Α. Αυτόματη διάγνωση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος [Internet]. Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων; Available from: <http://hdl.handle.net/10442/hedi/23481>
22. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods.* 2004;134(1):9–21.
23. Palva S, Palva JM. New vistas for α -frequency band oscillations. *Trends Neurosci.* 2007;30(4):150–8.
24. Kucewicz MT, Berry BM, Miller LR, Khadjevand F, Ezzyat Y, Stein JM, et al. Human verbal memory encoding is associated with high-frequency neural activity and avalanches. *J Neurosci.* 2014;34(22):7503–13.
25. Brincat SL, Miller EK. Frequency-specific hippocampal-prefrontal interactions during associative learning. *Nat Neurosci.* 2015;18(4):576–81.
26. Sachdev RNS, Gaspard N, Gerrard JL, Hirsch LJ, Spencer DD, Zaveri HP. Delta rhythm

- in wakefulness: Evidence from intracranial recordings in human beings. *J Neurophysiol.* 2015;114(2):1248–54.
27. Mitchell DJ, McNaughton N, Flanagan D, Kirk IJ. Frontal-midline theta from the perspective of hippocampal “theta.” *Prog Neurobiol.* 2008;86(3):156–85.
 28. Lukowicz P, Kirstein T, Tröster G. Wearable systems for health care applications. *Methods Inf Med.* 2004;43(3):232–8.
 29. Bayoumy K, Gaber M, Elshafeey A, Mhaimed O, Dineen EH, Marvel FA, et al. Smart wearable devices in cardiovascular care: where we are and how to move forward. *Nat Rev Cardiol.* 2021;18(8):581–99.
 30. Acabchuk RL, Simon MA, Low S, Brisson JM, Johnson BT. Measuring Meditation Progress with a Consumer-Grade EEG Device: Caution from a Randomized Controlled Trial. *Mindfulness (N Y).* 2021;12(1):68–81.
 31. Williams NS, McArthur GM, de Wit B, Ibrahim G, Badcock NA. A validation of emotiv EPOC Flex saline for EEG and ERP research. *PeerJ.* 2020 Aug;8:Art. no. e9713.
 32. Hassib M, Buschek D, Woźniak PW, Alt F. HeartChat: Heart rate augmented mobile messaging to support empathy and awareness. In: *Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings.* 2017. p. 2239–51.
 33. Brinkmann BH, Karoly PJ, Nurse ES, Dumanis SB, Nasser M, Viana PF, et al. Seizure Diaries and Forecasting With Wearables: Epilepsy Monitoring Outside the Clinic. *Front Neurol.* 2021;12.
 34. Mahdid Y, Lee U, Blain-Moraes S. Assessing the Quality of Wearable EEG Systems Using Functional Connectivity. *IEEE Access.* 2020;8:193214–25.
 35. Radüntz T. Signal quality evaluation of emerging EEG devices. *Front Physiol.* 2018;9(FEB).
 36. Bashivan P, Rish I, Heisig S. Mental State Recognition via Wearable EEG. *ArXiv [Internet].* 2016;abs/1602.0. Available from: <http://arxiv.org/abs/1602.00985>
 37. Venkatesan M, Mohan H, Ryan JR, Schürch CM, Nolan GP, Frakes DH, et al. Virtual and augmented reality for biomedical applications. *Cell Reports Med.* 2021;2(7).
 38. Bryson S. Virtual Reality: A Definition History - A Personal Essay. *ArXiv [Internet].* 2013;abs/1312.4. Available from: <http://arxiv.org/abs/1312.4322>

39. Latta JN, Oberg DJ. A Conceptual Virtual Reality Model. *IEEE Comput Graph Appl.* 1994;14(1):23–9.
40. Gaitatzes A, Papaioannou G, Christopoulos D. Virtual reality systems and applications. *Proc ACM Symp Virtual Real Softw Technol VRST.* 2006;384.
41. Zhang YZ. Virtual reality technology. *Digital Orthopedics.* John Wiley & Sons; 2019. 21–33 p.
42. Steuer J. Defining Virtual Reality: Dimensions Determining Telepresence. *J Commun.* 1992;42(4):73–93.
43. Agrawal S, Simon A, Bech S, Bærentsen K, Forchhammer S. Defining immersion: Literature review and implications for research on audiovisual experiences. *AES J Audio Eng Soc.* 2020;68(6):404–17.
44. Dede C. Immersive interfaces for engagement and learning. *Science (80-).* 2009;323(5910):66–9.
45. Szabo BK, Gilanyi A. The notion of immersion in virtual reality literature and related sources. In: *11th IEEE International Conference on Cognitive Infocommunications, CogInfoCom 2020 - Proceedings.* 2020. p. 371–8.
46. Slater M, Wilbur S. A framework for immersive virtual environments (FIVE): Speculations on the role of presence in virtual environments. *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 1997;6(6):603–16.
47. Mirvis PH, Csikszentmihalyi M. *Flow: The Psychology of Optimal Experience.* Vol. 16, *The Academy of Management Review.* Harper & Row; 1991. 636 p.
48. McMahan A. Immersion, engagement, and presence: A method for analyzing 3-d video games. In: *The Video Game Theory Reader.* Routledge; 2013. p. 67–86.
49. Calleja G. *From Immersion to Incorporation. In-Game.* MIT Press; 2019.
50. Sanchez-Vives M V., Slater M. From presence to consciousness through virtual reality. *Nat Rev Neurosci.* 2005;6(4):332–9.
51. Wirth W, Hartmann T, Böcking S, Vorderer P, Klimmt C, Schramm H, et al. A process model of the formation of spatial presence experiences. *Media Psychol.* 2007;9(3):493–525.
52. Cummings JJ, Bailenson JN. How Immersive Is Enough? A Meta-Analysis of the Effect

- of Immersive Technology on User Presence. *Media Psychol.* 2016;19(2):272–309.
53. Servotte JC, Goosse M, Campbell SH, Dardenne N, Pilote B, Simoneau IL, et al. Virtual Reality Experience: Immersion, Sense of Presence, and Cybersickness. *Clin Simul Nurs.* 2020;38:35–43.
 54. Lang A. The Limits of Virtual Reality: Maintaining a Sense of Presence in Low-Resolution Virtual Environments. *J Media Psychol.* 2014;26(1):15–24.
 55. Jerald J. *The VR Book: Human-Centered Design for Virtual Reality.* Association for Computing Machinery and Morgan & Claypool [Internet]. ACM Books; 2015. 599 p. Available from: <https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=ZEBiDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR11&dq=personal+branding&ots=0Ak4GKuc00&sig=k3jhKW2djP9i6JJQMTEvNDvsN64>
 56. Carmack J. The Importance of Realism in Virtual Reality [Internet]. *VR World.* 2019. Available from: <https://www.precisionstech.com/the-importance-of-realism-in-virtual-reality/>
 57. Steed A, Slater M. Meeting the challenges of immersive virtual reality: Developing the future of human-computer interaction. *Front ICT.* 2016;3:4.
 58. Starling EH. The wisdom of the body. Vol. 2, *British Medical Journal.* London: Kegan Paul and Co., Ltd.; 1923. 685–690 p.
 59. Selye H. The evolution of the stress concept. *Stress and cardiovascular disease. Am J Cardiol.* 1970;26(3):289–99.
 60. Priyadarshini S, Aich P. Effects of Psychological Stress on Innate Immunity and Metabolism in Humans: A Systematic Analysis. *PLoS One.* 2012;7(9).
 61. Birk RH. On stress and subjectivity. *Theory Psychol.* 2021;31(2):254–72.
 62. Pacák K, Palkovits M. Stressor Specificity of Central Neuroendocrine Responses: Implications for Stress-Related Disorders. *Endocr Rev.* 2001;22(4):502–48.
 63. Odum EP. Trends Expected in Stressed Ecosystems. *Bioscience.* 1985;35(7):419–22.
 64. Marin MF, Lord C, Andrews J, Juster RP, Sindi S, Arseneault-Lapierre G, et al. Chronic stress, cognitive functioning and mental health. *Neurobiol Learn Mem.* 2011;96(4):583–95.
 65. Ingram RE. Models of vulnerability: Implications for psychopathology and therapy.

- Behav Ther. 2001;32(3):395–411.
66. Edwards JR, Cooper CL. The person-environment fit approach to stress: Recurring problems and some suggested solutions. *Manag Occup Organ Stress Res.* 2018;11(4):499–513.
 67. Schwartz S, Meyer IH. Mental health disparities research: The impact of within and between group analyses on tests of social stress hypotheses. *Soc Sci Med.* 2010;70(8):1111–8.
 68. Δημητριάδου Δ. Ο ρόλος του στρες και του άγχους στην ψυχολογική υγεία. *Ελληνική Ψυχιατρική Επιθεώρηση.* 2016;27(3):123–35.
 69. McEwen BS. Physiology and neurobiology of stress and adaptation: Central role of the brain. *Physiol Rev.* 2007;87(3):873–904.
 70. Segerstrom SC, Miller GE. Psychological stress and the human immune system: A meta-analytic study of 30 years of inquiry. *Psychol Bull.* 2004;130(4):601–30.
 71. Tsigos C, Chrousos GP. Hypothalamic-pituitary-adrenal axis, neuroendocrine factors and stress. *J Psychosom Res.* 2002;53(4):865–71.
 72. LeDoux JE. Emotion circuits in the brain. *Annu Rev Neurosci.* 2000;23(1):155–84.
 73. Rozanski A, Blumenthal JA, Kaplan J. Impact of psychological factors on the pathogenesis of cardiovascular disease and implications for therapy. *Circulation.* 1999;99(16):2192–217.
 74. Nixon PG, Freeman LJ, Lossing AG. Stress and hyperventilation. *J R Soc Med.* 1987;80(2):53–6.
 75. Ferrell BR. the Impact of Pain on Quality of Life. *Nurs Clin North Am.* 1995;30(4):609–24.
 76. Gunnar M, Quevedo K. The neurobiology of stress and development. *Annu Rev Psychol.* 2007;58(6):145–73.
 77. Dressler WW. Cultural dimensions of the stress process: measurement issues in fieldwork. In: Ice GH, James GD, editors. *Measuring Stress in Humans.* Cambridge University Press; 2009. p. 27–59.
 78. Smyth N, Hucklebridge F, Thom L, Evans P, Clow A. Salivary cortisol as a biomarker in social science research. *Soc Personal Psychol Compass.* 2013;7(9):605–25.

79. Karasek R, Brisson C, Kawakami N, Houtman I, Bongers P, Amick B. The Job Content Questionnaire (JCQ): an instrument for internationally comparative assessments of psychosocial job characteristics. *J Occup Health Psychol.* 1998;3(4):322–55.
80. Appels A, Höppener P, Mulder P. A questionnaire to assess premonitory symptoms of myocardial infarction. *Int J Cardiol.* 1987;17(1):15–24.
81. Kirschbaum C, Pirke KM, Hellhammer DH. The “Trier social stress test” - A tool for investigating psychobiological stress responses in a laboratory setting. *Neuropsychobiology.* 1993;28(1–2):76–81.
82. Renaud P, Blondin JP. The stress of stroop performance: Physiological and emotional responses to color-word interference, task pacing, and pacing speed. *Int J Psychophysiol.* 1997;27(2):87–97.
83. Hosseini SA, Khalilzadeh MA, Naghibi-Sistani MB, Niazmand V. Higher order spectra analysis of EEG signals in emotional stress states. *Proc - 2nd Int Conf Inf Technol Comput Sci ITCS 2010.* 2010;60–3.
84. Alonso JF, Romero S, Ballester MR, Antonijoan RM, Mañanas MA. Stress assessment based on EEG univariate features and functional connectivity measures. *Physiol Meas.* 2015;36(7).
85. Hayashi T, Okamoto E, Nishimura H, Mizuno-Matsumoto Y, Ishii R, Ukai S. Beta activities in eeg associated with emotional stress. *IC-MED Int J Intell Comput Med Sci Image Process.* 2009;3(1):57–68.
86. Laufs H, Kleinschmidt A, Beyerle A, Eger E, Salek-Haddadi A, Preibisch C, et al. EEG-correlated fMRI of human alpha activity. *Neuroimage.* 2003;19(4):1463–76.
87. Kamiński J, Brzezicka A, Gola M, Wróbel A. Beta band oscillations engagement in human alertness process. *Int J Psychophysiol.* 2012;85(1):125–8.
88. Katmah R, Al-Shargie F, Tariq U, Babiloni F, Al-Mughairbi F, Al-Nashash H. A review on mental stress assessment methods using eeg signals. *Sensors.* 2021;21(15).
89. Giannakakis G, Grigoriadis D, Giannakaki K, Simantiraki O, Roniotis A, Tsiknakis M. Review on Psychological Stress Detection Using Biosignals. *IEEE Trans Affect Comput.* 2022;13(1):440–60.
90. Solomon OMJ. PSD computations using Welch’s method. Sandia National Laboratories. Sandia National Laboratories; 1991. 1–64 p.
91. Hjorth B. EEG analysis based on time domain properties. *Electroencephalogr Clin*

- Neurophysiol. 1970;29(3):306–10.
92. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1991;88(6):2297–301.
 93. Hinrikus H, Bachmann M, Karai D, Klonowski W, Lass J, Stepien P, et al. Higuchi's fractal dimension for analysis of the effect of external periodic stressor on electrical oscillations in the brain. *Med Biol Eng Comput*. 2011;49(5):585–91.
 94. Stolz C, Endres D, Mueller EM. Threat-conditioned contexts modulate the late positive potential to faces—A mobile EEG/virtual reality study. *Psychophysiology*. 2019;56(4):e13308.
 95. Fadeev KA, Smirnov AS, Zhigalova OP, Bazhina PS, Tumialis A V., Golokhvast KS. Too Real to Be Virtual: Autonomic and EEG Responses to Extreme Stress Scenarios in Virtual Reality. *Behav Neurol*. 2020;2020:5758038.
 96. Perez-Valero E, Vaquero-Blasco MA, Lopez-Gordo MA, Morillas C. Quantitative Assessment of Stress Through EEG During a Virtual Reality Stress-Relax Session. *Front Comput Neurosci*. 2021;15.
 97. Sahoo KP, Radhakrishnan A, Pratiher S, Alam S, Kerick S, Ghosh N, et al. Alterations in Multi-channel EEG Dynamics during a Stressful Shooting Task in Virtual Reality Systems. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2021. p. 6207–10.
 98. Cho D, Ham J, Oh J, Park J, Kim S, Lee NK, et al. Detection of stress levels from biosignals measured in virtual reality environments using a kernel-based extreme learning machine. *Sensors (Switzerland)*. 2017;17(10).
 99. Kamińska D, Smółka K, Zwoliński G. Detection of mental stress through EEG signal in virtual reality environment. *Electron*. 2021;10(22).
 100. Browarska N, Kawala-Sterniuk A, Chechelski P, Zygarlicki J. Analysis of brain waves changes in stressful situations based on horror game with the implementation of virtual reality and brain-computer interface system: A case study. *Bio-Algorithms and Med-Systems*. 2020;16(4).
 101. Hu F, Wang H, Chen J, Gong J. Research on the characteristics of acrophobia in virtual altitude environment. *2018 International Conference on Intelligence and Safety for Robotics, ISR 2018*. 2018. p. 238–43.
 102. Robles-De-La-Torre G. The Importance of the sense of touch in virtual and real environments. *IEEE Multimed*. 2006 Jul;13(3):24–30.

103. Reed CL, Ziat M. Haptic perception: From the skin to the brain. In: *The Curated Reference Collection in Neuroscience and Biobehavioral Psychology*. Amsterdam, Netherlands: Elsevier; 2016. p. 545–56.
104. Gallace A, Spence C. Touch and the body: The role of the somatosensory cortex in tactile awareness. *Psyche (Stuttg)*. 2010;16(1):30–67.
105. Symmons MA, Richardson BL, Wuillemin DB, Vandoorn GH. Active versus passive touch in three dimensions. In: *Proceedings - 1st Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems; World Haptics Conference, WHC 2005*. Pisa, Italy; 2005. p. 108–13.
106. Simões-Franklin C, Whitaker TA, Newell FN. Active and passive touch differentially activate somatosensory cortex in texture perception. *Hum Brain Mapp*. 2011 Jul;32(7):1067–80.
107. Özdenizci O, Eldeeb S, Demir A, Erdoğan D, Akçakaya M. EEG-based texture roughness classification in active tactile exploration with invariant representation learning networks. *Biomed Signal Process Control*. 2021 May;67:Art. no. 102507.
108. Mougou A, Vezzoli E, Lombart C, Lemaire-Semail B, Thonnard JL, Mouraux A. A novel method using EEG to characterize the cortical processes involved in active and passive touch. *IEEE Haptics Symp HAPTICS*. 2016;2016-April:205–10.
109. Anuradha G, Jamal DN. Classification of Dementia in EEG with a Two-Layered Feed Forward Artificial Neural Network. *Eng Technol Appl Sci Res*. 2021 Jun;11(3):7135–9.
110. S. J. LEDERMAN. Tutorial review haptic perception : a tutorial. 2009;71(7):1439–59.
111. Greco A, Guidi A, Bianchi M, Lanata A, Valenza G, Scilingo EP. Brain Dynamics Induced by Pleasant/Unpleasant Tactile Stimuli Conveyed by Different Fabrics. *IEEE J Biomed Heal Informatics*. 2019 Aug;23(6):2417–27.
112. McGlone F, Wessberg J, Olausson H. Discriminative and Affective Touch: Sensing and Feeling. *Neuron*. 2014 May;82(4):737–55.
113. Alsuradi H, Park W, Eid M. EEG-Based Neurohaptics Research: A Literature Review. *IEEE Access*. 2020;8:49313–28.
114. Fairhurst MT, McGlone F, Croy I. Affective touch: a communication channel for social exchange. *Curr Opin Behav Sci*. 2022 Feb;43:54–61.
115. Kimmatkar NV, Babu BV. Human Emotion Detection with Electroencephalography Signals and Accuracy Analysis Using Feature Fusion Techniques and a Multimodal

Approach for Multiclass Classification. *Eng Technol Appl Sci Res.* 2022 Aug;12(4):9012–7.

116. Gutiérrez Á, Sepúlveda-Muñoz D, Gil-Agudo Á, de los Reyes Guzmán A. Serious game platform with haptic feedback and EMG monitoring for upper limb rehabilitation and smoothness quantification on spinal cord injury patients. *Appl Sci.* 2020 Jan;10(3):Art. no. 963.
117. Voos AC, Pelphrey KA, Kaiser MD. Autistic traits are associated with diminished neural response to affective touch. *Soc Cogn Affect Neurosci.* 2013 Apr;8(4):378–86.
118. Grunwald M, Ettrich C, Assmann B, Dähne A, Krause W, Busse F, et al. Deficits in haptic perception and right parietal theta power changes in patients with anorexia nervosa before and after weight gain. *Int J Eat Disord.* 2001;29(4):417–28.
119. Hou X, Sourina O. Emotion-enabled Haptic-based serious game for post stroke rehabilitation. In: *Proceedings of the ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, VRST.* Singapore, Asia; 2013. p. 31–4.
120. Hughes B, Wang J, Rosic D, Palmer K. Texture gradients and perceptual constancy under haptic exploration. In: *Proceedings - Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, World Haptics 2007.* Tsukuba, Japan; 2007. p. 66–71.
121. Biswas S, Visell Y. Haptic Perception, Mechanics, and Material Technologies for Virtual Reality. *Adv Funct Mater.* 2021 Feb;31(39):Art. no. 2008186.
122. Prattichizzo D, Pacchierotti C, Cenci S, Minamizawa K, Rosati G. Using a fingertip tactile device to substitute kinesthetic feedback in haptic interaction. In: *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics).* Amsterdam, Netherlands; 2010. p. 125–30.
123. Petreca B, Bianchi-Berthouze N, Baurley S, Watkins P, Atkinson D. An embodiment perspective of affective touch behaviour in experiencing digital textiles. In: *Proceedings - 2013 Humaine Association Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction, ACII 2013.* Geneva, Switzerland; 2013. p. 770–5.
124. Eldeeb S, Ting J, Erdogmus D, Weber D, Akcakaya M. EEG-Based Texture Classification during Active Touch. In: *IEEE International Workshop on Machine Learning for Signal Processing, MLSP.* IEEE; 2019. p. 2–7.
125. Ballesteros S, Muñoz F, Sebastián M, García B, Reales JM. ERP evidence of tactile texture processing: Effects of roughness and movement. In: *Proceedings - 3rd Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, World Haptics 2009.* Salt Lake City, UT, USA; 2009. p. 166–

- 71.
126. Genna C, Oddo C, Fanciullacci C, Chisari C, Micera S, Artoni F. Bilateral cortical representation of tactile roughness. *Brain Res* [Internet]. 2018;1699:79–88. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2018.06.014>
 127. Genna C, Artoni F, Fanciullacci C, Chisari C, Oddo CM, Micera S. Long-latency components of somatosensory evoked potentials during passive tactile perception of gratings. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. Orlando, FL, USA; 2016.* p. 1648–51.
 128. Mougou A, Thonnard JL, Mouraux A. Using EEG (SS-EPs) to characterize the brain activity in response to textured stimuli in passive touch. In: *IEEE World Haptics Conference, WHC 2015. Evanston, IL, USA; 2015.* p. 113–8.
 129. Cho JH, Jeong JH, Kim MK, Lee SW. Towards Neurohaptics: Brain-Computer Interfaces for Decoding Intuitive Sense of Touch. *9th IEEE Int Winter Conf Brain-Computer Interface, BCI 2021.* 2021;
 130. Kim MK, Cho JH, Jeong JH. Classification of Tactile Perception and Attention on Natural Textures from EEG Signals. In: *9th IEEE International Winter Conference on Brain-Computer Interface, BCI 2021. Gangwon, Korea; 2021.* p. 1–5.
 131. Baghdadi G, Amiri M, Falotico E, Laschi C. Recurrence quantification analysis of EEG signals for tactile roughness discrimination. *Int J Mach Learn Cybern* [Internet]. 2021;12(4):1115–36. Available from: <https://doi.org/10.1007/s13042-020-01224-1>
 132. Singh H, Bauer M, Chowanski W, Sui Y, Atkinson D, Baurley S, et al. The brain's response to pleasant touch: An EEG investigation of tactile caressing. *Front Hum Neurosci.* 2014;8(November):Art. no. 893.
 133. Greco A, Nardelli M, Bianchi M, Valenza G, Scilingo EP. Recognition of affective haptic stimuli conveyed by different fabrics using EEG-based sparse SVM. In: *RTSI 2017 - IEEE 3rd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry, Conference Proceedings.* 2017. p. 0–4.
 134. Becerra MA, Londoño-Delgado E, Pelaez-Becerra SM, Castro-Ospina AE, Mejia-Arboleda C, Durango J, et al. Electroencephalographic signals and emotional states for tactile pleasantness classification. In: *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics).* 2018. p. 309–16.
 135. Katsuyama N, Kikuchi-Tachi E, Usui N, Yoshizawa H, Saito A, Taira M. Effect of visual information on active touch during mirror visual feedback. *Front Hum Neurosci.* 2018 Jan;12:Art. no. 424.

136. Khasnobish A, Konar A, Tibarewala DN, Bhattacharyya S, Janarthanan R. Object shape recognition from EEG signals during tactile and visual exploration. In: Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics). Kolkata, India; 2013. p. 459–64.
137. Li W, Xu Q, Li Y, Li C, Wu F, Ji L. EEG characteristics in “eyes-open” versus “eyes-closed” condition during vibrotactile stimulation. *Biomed Signal Process Control*. 2021 Jul;68:Art. no. 102759.
138. Veale JF. Edinburgh Handedness Inventory - Short Form: A revised version based on confirmatory factor analysis. *Laterality*. 2014 Mar;19(2):164–77.
139. Emotiv. Why Does Emotiv EPOC+ Stop At 43 Hz In Range? Is There A Way To Expand This Somehow? [Internet]. Emotiv. 2018. Available from: <https://www.emotiv.com/knowledge-base/why-does-emotiv-epoc-stop-at-43-hz-in-range-is-there-a-way-to-expand-this-somehow/>
140. Abdi H, Williams LJ. Principal component analysis. *Wiley Interdiscip Rev Comput Stat*. 2010;2(4):433–59.
141. Witten IH, Frank E, Geller J. Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques with Java Implementations [Internet]. Vol. 31, SIGMOD Record. 2002 Aug. Available from: <https://researchcommons.waikato.ac.nz/handle/10289/1040>
142. Head T, Kumar M, Nahrstaedt H, Louppe G, Shcherbatyi I. scikit-optimize/scikit-optimize. 2021.
143. Polat K, Güneş S. Classification of epileptiform EEG using a hybrid system based on decision tree classifier and fast Fourier transform. *Appl Math Comput*. 2007 Apr;187(2):1017–26.
144. Ruggieri S. Efficient C4.5. *IEEE Trans Knowl Data Eng*. 2002 Mar;14(2):438–44.
145. Breiman L. Random forests. *Mach Learn*. 2001 Oct;45(1):5–32.
146. Lahouar A, Ben Hadj Slama J. Day-ahead load forecast using random forest and expert input selection. *Energy Convers Manag*. 2015 Oct;103:1040–51.
147. Tzimourta KD, Tzallas AT, Giannakeas N, Astrakas LG, Tsalikakis DG, Angelidis P, et al. A robust methodology for classification of epileptic seizures in EEG signals. *Health Technol (Berl)*. 2019 Mar;9(2):135–42.
148. Alsuwaiket MA. Feature Extraction of EEG Signals for Seizure Detection Using Machine Learning Algorithms. *Eng Technol Appl Sci Res*. 2022 Oct;12(5):9247–51.

149. Saeedi M, Saeedi A, Maghsoudi A. Major depressive disorder assessment via enhanced k-nearest neighbor method and EEG signals. *Phys Eng Sci Med*. 2020 Sep;43(3):1007–18.
150. Sheela KG, Deepa SN. Review on methods to fix number of hidden neurons in neural networks. *Math Probl Eng*. 2013 Jun;2013:Art. no. e425740.
151. Tsoulos I, Gavrilis D, Glavas E. Neural network construction and training using grammatical evolution. *Neurocomputing*. 2008 Dec;72(1–3):269–77.
152. Vinet L, Zhedanov A. A “missing” family of classical orthogonal polynomials. Vol. 44, *Journal of Physics A: Mathematical and Theoretical*. Scotts Valley, CA, USA: CreateSpace Independent; 2011. 1689–1699 p.
153. Fu R, Tian Y, Bao T, Meng Z, Shi P. Improvement Motor Imagery EEG Classification Based on Regularized Linear Discriminant Analysis. *J Med Syst*. 2019 May;43(6):Art. no. 169.
154. Tzimourta KD, Astrakas LG, Tsipouras MG, Giannakeas N, Tzallas AT, Konitsiotis S. Wavelet Based Classification of Epileptic Seizures in EEG Signals. In: *Proceedings - IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*. Thessaloniki, Greece; 2017. p. 35–9.
155. Chatterjee R, Bandyopadhyay T. EEG Based Motor Imagery Classification Using SVM and MLP. In: *Proceedings - International Conference on Computational Intelligence and Networks*. Bhubaneswar, India; 2016. p. 84–9.
156. Christodoulides P, Miltiadous A, Tzimourta KD, Peschos D, Ntritsos G, Zakopoulou V, et al. Classification of EEG signals from young adults with dyslexia combining a Brain Computer Interface device and an Interactive Linguistic Software Tool. *Biomed Signal Process Control*. 2022;76:103646.
157. Breneman J. Kernel Methods for Pattern Analysis. *Technometrics*. 2005 May;47(2):237–237.
158. Aspiotis V, Peschos D, Tzimourta KD, Tsipouras MG, Al Husein SA, Antoniou E, et al. Active touch classification using EEG signals. In: *6th South-East Europe Design Automation, Computer Engineering, Computer Networks and Social Media Conference, SEEDA-CECNSM 2021*. 2021. p. 1–5.
159. Alsuradi H, Eid M. Trial-based Classification of Haptic Tasks Based on EEG Data. In: *2021 IEEE World Haptics Conference, WHC 2021*. Montreal, QC, Canada; 2021. p. 37–42.
160. Alsuradi H, Pawar C, Park W, Eid M. Detection of Tactile Feedback on Touch-screen

- Devices using EEG Data. In: IEEE Haptics Symposium, HAPTICS. Crystal City, VA, USA; 2020. p. 775–80.
161. META. No Title [Internet]. [cited 2024 Mar 20]. Available from: <https://www.meta.com/quest/products/quest-2/tech-specs/>
 162. Wearable sensing. No Title [Internet]. Available from: <https://wearablesensing.com/dsi-24/>
 163. Toast VR. Richie’s Plank Experience [Internet]. 2017. [cited 2023 May 20]. Available from: https://store.steampowered.com/app/517160/Richies_Plank_Experience/
 164. McMahan RP, Ragan ED, Leal A, Beaton RJ, Bowman DA. Considerations for the use of commercial video games in controlled experiments. *Entertain Comput.* 2011;2(1):3–9.
 165. Grosprêtre S, Eon P, Marcel-Millet P. Virtual reality does not fool the brain only: spinal excitability changes during virtually simulated falling. *J Neurophysiol.* 2023;129(2):368–79.
 166. Zheng X, Li S, Fan Y, Tan W. Physiological signals analysis of height exposure using VR application. *Front Psychol.* 2021;
 167. Andreou E, Alexopoulos EC, Lionis C, Varvogli L, Gnardellis C, Chrousos GP, et al. Perceived Stress Scale: Reliability and validity study in Greece. *Int J Environ Res Public Health.* 2011;8(8):3287–98.
 168. Hyvärinen A, Oja E. Independent component analysis: Algorithms and applications. *Neural Networks.* 2000;13(4–5):411–30.
 169. Zhao L, He Y. The power spectrum estimation of the AR model based on motor imagery EEG. *Adv Mater Res.* 2013;706–708:1923–7.
 170. Berretz G, Packheiser J, Wolf OT, Ocklenburg S. Acute stress increases left hemispheric activity measured via changes in frontal alpha asymmetries. *iScience* [Internet]. 2022;25(2):103841. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.isci.2022.103841>
 171. Torpy JM, Burke AE, Glass RM. Acute emotional stress and the heart. *Jama.* 2007;298(3):360.
 172. Knight WEJ, Rickard NS. Relaxing Music Prevents Stress-Induced Increases in Subjective Anxiety, Systolic Blood Pressure, and Heart Rate in Healthy Males and Females. *J Music Ther.* 2001;38(4):254–72.

173. Steiner H, Ryst E, Berkowitz J, Gschwendt MA, Koopman C. Boys' and girls' responses to stress: Affect and heart rate during a speech task. *J Adolesc Heal.* 2002;30(4 SUPPL. 1):14–21.
174. Taelman J, Vandeput S, Spaepen A, Van Huffel S. Influence of mental stress on heart rate and heart rate variability. In: *IFMBE Proceedings.* 2008. p. 1366–9.
175. Corrigan SL, Roberts S, Warmington S, Drain J, Main LC. Monitoring stress and allostatic load in first responders and tactical operators using heart rate variability: a systematic review. *BMC Public Health.* 2021;21(1):1701.
176. Stoeve M, Wirth M, Farlock R, Antunovic A, Müller V, Eskofier BM. Eye Tracking-Based Stress Classification of Athletes in Virtual Reality. *Proc ACM Comput Graph Interact Tech.* 2022;5(2):1–17.
177. Sanchez DR, Weiner E, Van Zelder A. Virtual reality assessments (VRAs): Exploring the reliability and validity of evaluations in VR. *Int J Sel Assess.* 2022;30(1):103–25.
178. Kalatzis A, Stanley L, Prabhu VG. Affective State Classification in Virtual Reality Environments Using Electrocardiogram and Respiration Signals. In: *Proceedings - 2021 4th IEEE International Conference on Artificial Intelligence and Virtual Reality, AIVR 2021.* 2021. p. 160–7.
179. Hu F, Wang H, Chen J, Gong J. Research on the characteristics of acrophobia in virtual altitude environment. In: *2018 International Conference on Intelligence and Safety for Robotics, ISR 2018.* 2018. p. 238–43.
180. Vanhollebeke G, De Smet S, De Raedt R, Baeken C, van Mierlo P, Vanderhasselt MA. The neural correlates of psychosocial stress: A systematic review and meta-analysis of spectral analysis EEG studies. *Neurobiol Stress.* 2022;18:100452.
181. Paszkiel S, Dobrakowski P, Łysiak A. The impact of different sounds on stress level in the context of EEG, cardiac measures and subjective stress level: A pilot study. *Brain Sci.* 2020;10(10):1–12.
182. Reznik SJ, Allen JJB. Frontal asymmetry as a mediator and moderator of emotion: An updated review. *Psychophysiology.* 2018;55(1):e12965.
183. Quaedflieg CWEM, Meyer T, Smulders FTY, Smeets T. The functional role of individual-alpha based frontal asymmetry in stress responding. *Biol Psychol.* 2015;104:75–81.
184. Meyer T, Smeets T, Giesbrecht T, Quaedflieg CWEM, Smulders FTY, Meijer EH, et al. The role of frontal EEG asymmetry in post-traumatic stress disorder. *Biol Psychol.* 2015;108:62–77.

185. Schneider M, Chau L, Mohamadpour M, Stephens N, Arya K, Grant A. EEG asymmetry and BIS/BAS among healthy adolescents. *Biol Psychol.* 2016;120:142–8.
186. Thayer JF, Åhs F, Fredrikson M, Sollers JJ, Wager TD. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012;36(2):747–56.

Παράρτημα

Παράρτημα I: Δημοσιεύσεις Συγγραφέα

Aspiotis V, Miltiadous A, Kalafatakis K, Tzimourta KD, Giannakeas N. Assessing electroencephalography as a stress indicator: A VR high-altitude scenario monitored through EEG and ECG. *Sensors*. 2022;22(15):5792.

Aspiotis V, Peschos D, Tzimourta KD, Tsipouras MG, Antoniou E. Active touch classification using EEG signals. In: 2021 6th South-East Europe Design Automation, Computer Engineering, Computer ... 2021. p. 4.

Miltiadous A, Tzimourta KD, **Aspiotis V**, Afrantou T, Tsipouras MG. Enhanced Alzheimer's disease and Frontotemporal Dementia EEG Detection: Combining lightGBM Gradient Boosting with Complexity Features. In: 2023 IEEE 36th International Symposium on Computer-Based Medical Systems ... 2023. p. 3.

Aspiotis V, Miltiadous A, Sakkas K, Giannakeas N, Glavas E, Tzallas AT. An experimental protocol for exploration of stress in an immersive VR scenario with EEG. In: 2022 7th South-East Europe Design Automation, Computer Engineering, Computer ... 2022. p. 2.

Aspiotis V, Miltiadous A, Peschos D, Tzimourta KD, Giannakeas N. An Ensemble Method for EEG-based Texture Discrimination during Open Eyes Active Touch. *Engineering, Technology & Applied Science Research*. 2022;14(1):12676-12687.

Παράρτημα II: Ερωτηματολόγιο

PSS- 10

Σε κάθε ερώτημα δείξτε με ένα (X) πόσο συχνά αισθανθήκατε ή σκεφτήκατε κατά τον συγκεκριμένο τρόπο.

1. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά αναστατώθηκατε εξαιτίας κάποιου απροσδόκητου γεγονότος;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

2. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ανίκανος/η να ελέγξετε τα σημαντικά πράγματα στη ζωή σας;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

3. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε νευρικότητα ή στρες;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

4. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε σιγουριά για την ικανότητα σας να χειριστείτε προσωπικά προβλήματα;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

5. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ότι όλα πήγαιναν όπως τα θέλετε;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

6. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ότι δεν θα μπορούσατε να αντιμετωπίσετε όλα όσα έπρεπε να κάνετε;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

7. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ικανός/η να ελέγξετε διάφορες προκλήσεις στη ζωή σας;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

8. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ότι είστε “κύριος/α” των καταστάσεων;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

9. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε οργή επειδή τα πράγματα ξέφυγαν από τον έλεγχό σας;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

10. Τον τελευταίο μήνα, πόσο συχνά νοιώσατε ότι συσσωρεύτηκαν τόσες δυσκολίες σε σημείο που δεν θα μπορούσατε να τις ξεπεράσετε;

0=Ποτέ	1=Σπάνια	2=Μερικές φορές	3=Αρκετά συχνά	4=Πολύ συχνά

Παράρτημα ΙΙΙ: Συμπληρωματικός Πίνακας

ID	Φύλο	Ηλικία	Βαθμολογία PSS	Εμπειρία ΕΠ
1	Θ	19	12	0
2	A	19	18	0
3	A	19	9	0
4	A	19	19	2
5	Θ	19	24	0
6	Θ	19	19	1
7	A	19	18	0
8	Θ	21	20	0
9	A	20	19	0
10	A	19	7	0
11	Θ	22	19	0
12	A	27	7	0
13	A	23	16	0
14	Θ	19	16	0
15	A	19	11	0
16	A	29	11	0
17	Θ	19	14	0
18	A	27	10	0
19	Θ	25	19	0
20	Θ	22	23	0
21	A	21	21	0

Πίνακας 19: Βαθμολογίες κλίμακας αντιληπτού στρες για τους 21 συμμετέχοντες στο πείραμα. Η «Εμπειρία ΕΠ» αντιπροσωπεύει το επίπεδο εξοικείωσης που είχε ο συμμετέχων με ΗΜΔ. (0=καμία, 4 =μεγάλη)