

**Σχεδιασμός ηλεκτρονικού παιχνιδιού
για εκπαιδευτικό σκοπό
με τη μέθοδο της νευροανάδρασης**

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το θέμα της παρούσας πτυχιακής εργασίας είναι ο “Σχεδιασμός ηλεκτρονικού παιχνιδιού για εκπαιδευτικό σκοπό με τη μέθοδο της νευροανάδρασης” και πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας του τμήματος Πληροφορικής του Ιονίου Πανεπιστημίου το έτος 2018.

Σε όλο το διάστημα το οποίο έγινε προσπάθεια για τη σύνταξη και ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας δέχτηκα τη αμέριστη συμπαράσταση ανθρώπων που αποτέλεσαν για εμένα προσωπικά πηγή έμπνευσης αλλά και στήριγμα σε όλα τα φοιτητικά μου χρόνια. Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου και να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στα παρακάτω πρόσωπα.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια της διπλωματικής μου εργασίας, κυρία Αντωνία Πλέρου για τη συνεχή καθοδήγηση και υποστήριξη, τις ουσιώδεις συμβουλές, καθώς επίσης και την αδιάκοπη συμπαράσταση και ενθάρρυνση που μου παρείχε σε όλο αυτό το χρονικό διάστημα.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Παναγιώτη Βλάμο, καθηγητή του τμήματος Πληροφορικής, ο οποίος μου εμπιστεύτηκε το δοθέν θέμα για τη διπλωματική μου εργασία καθώς και για τη στήριξη που έχει παράσχει απλόχερα σε κάθε έναν φοιτητή ξεχωριστά αυτά τα χρόνια.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ μέσα από τα βάθη της καρδιάς μου θα ήθελα να μεταφέρω στη κυρία Αθηνά Ράφτη, απόφοιτη του τμήματος Αρχειονομίας, Βιβλιοθηκονομίας και Μουσειολογίας του Ιονίου Πανεπιστημίου. Ένα πρόσωπο που με δίδαξε πως να ξεπερνά εμπόδια, να μάχομαι για τους στόχους μου και να πετυχαίνω τα όνειρα μου. Ένα πρόσωπο που με έκανε να μη σταματώ να ονειρεύομαι και να χαμογελώ μέχρι και σήμερα.

Και τέλος φυσικά την οικογένειά μου που στάθηκε δίπλα μου σε κάθε επιλογή και παρείχε αμέριστη στήριξη σε όλο το διάστημα των φοιτητικών μου χρόνων. Χωρίς όλα τα προαναφερθέντα πρόσωπα τίποτα απ’ όσα πέτυχα μέχρι σήμερα δε θα ήταν πραγματικότητα.

Περιεχόμενα

ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	3
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. Διεπαφή Εγκεφάλου - Υπολογιστή.....	7
1.1 Διεπαφή εγκεφάλου – υπολογιστή (BCI).....	7
1.2 Ιστορική αναδρομή συστημάτων BCI.....	9
1.3 Εναλλακτικοί όροι για το BCI.....	10
1.4 Λειτουργικά μέρη συστήματος BCI.....	11
1.5 Προσαρμοστικοί ελεγκτές συστήματος BCI.....	13
1.6 Επιλογή περιοχών εγκεφάλου για συστήματα BCI.....	13
1.7 Απόκτηση σήματος σε συστήματα BCI.....	15

1.7.1 Επεμβατικές τεχνικές.....	15
1.7.2 Μη επεμβατικές τεχνικές.....	20
1.7.3 Νευρικά σήματα στα συστήματα BCI.....	26
1.8 Επεξεργασία σήματος συστημάτων BCI.....	28
1.8.1 Εξαγωγή χαρακτηριστικών.....	28
1.8.2 Μετάφραση χαρακτηριστικών.....	31
1.9 Εκπαίδευση συστημάτων BCI.....	33
1.9.1 Γνωστικές εργασίες.....	33
1.9.2 Λειτουργικό περιβάλλον.....	34
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. Νευροανάδραση.....	35
2.1 Ιστορική αναδρομή για την βιοανάδραση.....	36
2.2 Τρόποι νευροανάδρασης και ο ανθρώπινος εγκέφαλος.....	39
2.2.1 Νευροανάδραση με χρήση ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (EEG Neuro-feedback).....	40
2.2.2 Συστήματα εκπαίδευσης νευροανάδρασης ενός καναλιού.....	42
2.2.3 Συστήματα εκπαίδευσης νευροανάδρασης δύο καναλιών.....	50
2.2.4 Αιματοεγκεφαλική νευροανάδραση.....	55
2.2.5 Σύγκριση HEG νευροανάδρασης με EEG νευροανάδρασης.....	58
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. Εφαρμογές Παιχνιδιού Προσοχής και ‘Σοβαρού’ Παιχνιδιού.....	60
3.1 Παιχνίδι Προσοχής και Διαταραχή Έλλειψης Προσοχής.....	60
3.1.1 Σύστημα Εγκεφαλογραφικής Συμπεριφοράς για Προσαρμοστική Εργασία.....	61
3.1.2 Εκπαίδευση Βιοανατροφοδότησης για Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής.....	63
3.2 ‘Σοβαρό’ Παιχνίδι και Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής.....	64
3.3 ‘Σοβαρό’ Παιχνίδι και Νόσος Αλτσχαιμερ.....	68
3.3.1 Δυνατά σημεία.....	71

3.3.2 Αδυναμίες.....	75
3.3.3 Ευκαιρίες.....	77
3.3.4 Απειλές.....	79
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. Ανάπτυξη Εκπαιδευτικού Παιχνιδιού για την Παρακολούθηση της Διάσπασης Προσοχής.....	82
4.1 Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής – Υπερκινητικότητα (ADHD).....	82
4.2 Σχεδιασμός Παιχνιδιού.....	83
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. Συμπεράσματα.....	84
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	87

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI) είναι μια μέθοδος επικοινωνίας βασισμένη στη νευρική δραστηριότητα που παράγεται από τον εγκέφαλο και είναι ανεξάρτητη από τις φυσιολογικές οδούς εξόδου των περιφερικών νεύρων και μυών. Η νευρική δραστηριότητα που χρησιμοποιείται στο BCI μπορεί να καταγραφεί χρησιμοποιώντας επεμβατικές ή μη επεμβατικές τεχνικές. Ο στόχος του BCI δεν είναι να καθορίσει την πρόθεση ενός ατόμου με την υποκλοπή στην εγκεφαλική δραστηριότητα, αλλά να παράσχει ένα νέο κανάλι εξόδου για τον εγκέφαλο που απαιτεί εθελοντικό προσαρμοστικό έλεγχο από τον χρήστη (Wolpaw, 2000b).

Η νευροανάδραση είναι ένα συνολικό σύστημα κατάρτισης που προάγει την ανάπτυξη και την αλλαγή στο κυτταρικό επίπεδο του εγκεφάλου. Είναι η απάντηση της τεχνολογίας στην ψυχοθεραπεία, τη γνωστική αποκατάσταση και την κακή εγκεφαλική λειτουργία. Έχει εφαρμοστεί με επιτυχία στη θεραπεία της κατάθλιψης, του άγχους, της διαταραχής του μετατραυματικού στρες (PTSD), των διαταραχών της προσωπικότητας, των εθισμών και των ανεπίλυτων συναισθηματικών προβλημάτων. Είναι μια αποτελεσματική θεραπεία για τις διαταραχές της πρώιμης παιδικής ηλικίας, όπως διαταραχή υπερλειτουργίας (ADHD), διαταραχές της ανάπτυξης (POD), διαταραχή της ενεργού προσκόλλησης, διαταραχή του Asperger, διαταραχές της μάθησης και ιδεοψυχαναγκαστική διαταραχή (OCD).

Διάφορα είδη παιχνιδιών (παιχνίδι προσοχής ή ‘σοβαρά’ παιχνίδια) έχουν εφαρμοστεί για να υποστηρίξουν την θεραπεία ατόμων που πάσχουν από νευρολογικές ασθένειες. Η διαταραχή ελλειμματικής προσοχής-υπερκινητικότητα (ADHD) είναι μια ψυχική διαταραχή νευροαναπτυξιακού τύπου. Χαρακτηρίζεται από προβλήματα προσοχής, υπερβολικής δραστηριότητας, ή δυσκολία ελέγχου συμπεριφοράς η οποία δεν είναι κατάλληλη για την ηλικία του ατόμου. Τα συμπτώματα εμφανίζονται πριν τα δώδεκα έτη ενός ατόμου, και μπορεί να οδηγήσουν σε κακή σχολική επίδοση ή άσχημη κοινωνική συμπεριφορά.

Στην παρούσα εργασία θα σχεδιασθεί παιχνίδι που στόχος του είναι μέσω της συναισθηματικής νοημοσύνης να ενδυναμώσει την προσοχή στον χρήστη και να τον κάνει να σκεφτεί συνδυαστικά κάνοντας χρήση συστήματος νευροανάδρασης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. Διεπαφή Εγκεφάλου - Υπολογιστή

Οι διασυνδέσεις όπως τα πληκτρολόγια και οι ποντίκια χρησιμοποιούνται καθημερινά ενώ αλληλεπιδρούν με τις υπολογιστικές συσκευές (Ebrahimi, 2003). Υπάρχει όμως μια αναπτυσσόμενη ανάγκη για HCIs που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε καταστάσεις όπου αυτές οι τυπικές διεπαφές δεν είναι βιώσιμες. Οι άμεσες διασυνδέσεις εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI) είναι ένα αναπτυσσόμενο πεδίο που έχει προσθέσει αυτή τη νέα διάσταση λειτουργικότητας στο HCI. Η BCI δημιούργησε ένα νέο κανάλι επικοινωνίας, ειδικά για τους χρήστες που δεν μπορούν να εκτελέσουν τις απαραίτητες μυϊκές κινήσεις για να χρησιμοποιήσουν τυπικές συσκευές HCI.

1.1 Διεπαφή εγκεφάλου – υπολογιστή (BCI)

Η διεπαφή εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI) είναι μια μέθοδος επικοινωνίας βασισμένη στη νευρική δραστηριότητα που παράγεται από τον εγκέφαλο και είναι ανεξάρτητη από τις φυσιολογικές οδούς εξόδου των περιφερικών νεύρων και μυών. Η νευρική δραστηριότητα που χρησιμοποιείται στο BCI μπορεί να καταγραφεί χρησιμοποιώντας επεμβατικές ή μη επεμβατικές τεχνικές. Ο στόχος του BCI δεν είναι να καθορίσει την πρόθεση ενός ατόμου με την υποκλοπή στην εγκεφαλική δραστηριότητα, αλλά να παράσχει ένα νέο κανάλι εξόδου για τον εγκέφαλο που απαιτεί εθελοντικό προσαρμοστικό έλεγχο από τον χρήστη (Wolpaw, 2000b).

Σύμφωνα με την παρούσα κατανόηση, ο ρόλος του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) είναι να ανταποκρίνεται σε περιστατικά στο περιβάλλον ή στον οργανισμό με την παραγωγή κατάλληλων αποτελεσμάτων. Οι φυσικές εξοδοί του ΚΝΣ είναι είτε νευρομυϊκές είτε ορμονικές. Μια διασύνδεση εγκεφάλου-υπολογιστή (BCI) δίνει στο ΚΝΣ νέα παραγωγή που δεν είναι νευρομυϊκή ή ορμονική. Ένα BCI είναι ένα σύστημα που μετρά τη δραστηριότητα του ΚΝΣ και το μετατρέπει σε τεχνητή παραγωγή που αντικαθιστά, αποκαθιστά, ενισχύει, συμπληρώνει ή βελτιώνει την φυσική παραγωγή του ΚΝΣ και έτσι αλλάζει τις συνεχιζόμενες αλληλεπιδράσεις μεταξύ του ΚΝΣ και του εξωτερικού ή του εσωτερικού του περιβάλλοντος (Wolpaw, 2012).

Για να κατανοήσουμε αυτόν τον ορισμό, πρέπει να κατανοήσουμε καθέναν από τους βασικούς όρους του, ξεκινώντας από το ΚΝΣ. Το ΚΝΣ αποτελείται από τον

εγκέφαλο και τον νωτιαίο μυελό και διαφοροποιείται από το περιφερικό νευρικό σύστημα (PNS), το οποίο αποτελείται από τα περιφερειακά νεύρα, τα γάγγλια και τους αισθητήριους υποδοχείς. Τα μοναδικά χαρακτηριστικά των δομών του ΚΝΣ είναι η θέση τους μέσα στα μηνιγγικά καλύμματα, οι χαρακτηριστικοί τύποι κυττάρων και η ιστολογία τους και ο ρόλος τους στην ενσωμάτωση των πολυάριθμων διαφορετικών αισθητηρίων εισροών για την παραγωγή αποτελεσματικών κινητήριων εξόδων. Αντίθετα, το PNS δεν είναι μέσα στα μηνιγγικά καλύμματα, δεν έχει τη μοναδική ιστολογία του ΚΝΣ και χρησιμεύει κυρίως για να φέρει αισθητηριακές εισροές στο CNS και να μεταφέρει τις κινητήριες εξόδους από αυτό.

Η δραστηριότητα του ΚΝΣ περιλαμβάνει τα ηλεκτροφυσιολογικά, νευροχημικά και μεταβολικά φαινόμενα (όπως δυναμικά νευρωνικής δράσης, συναπτικά δυναμικά, απελευθερώσεις νευροδιαβιβαστών και κατανάλωση οξυγόνου) που εμφανίζονται συνεχώς στο ΚΝΣ. Αυτά τα φαινόμενα μπορούν να παρακολουθούνται με τη μέτρηση ηλεκτρικών ή μαγνητικών πεδίων, οξυγόνωσης αιμοσφαιρίνης ή άλλων παραμέτρων που χρησιμοποιούν αισθητήρες στο τριχωτό της κεφαλής, στην επιφάνεια του εγκεφάλου ή στον εγκέφαλο. Ένα BCI καταγράφει τα σήματα του εγκεφάλου, εξάγει συγκεκριμένα μέτρα (ή χαρακτηριστικά) από αυτά και μετατρέπει (ή μεταφράζει) τα χαρακτηριστικά σε νέες τεχνητές εξόδους που δρουν στο περιβάλλον ή στο ίδιο το σώμα.

Μια έξοδος BCI θα μπορούσε να αντικαταστήσει τη φυσική παραγωγή που έχει χαθεί σε τραυματισμό ή ασθένεια. Έτσι, κάποιος που δεν μπορεί να μιλήσει θα μπορούσε να χρησιμοποιήσει ένα BCI για να γράψει λέξεις που στη συνέχεια ομιλούνται από ένα συνθέτη ομιλίας. Ή κάποιος που έχει χάσει τον έλεγχο των άκρων μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα BCI για να λειτουργήσει μια ηλεκτροκίνητη αναπηρική καρέκλα.

Μια έξοδος BCI θα μπορούσε να αποκαταστήσει τη χαμένη φυσική έξοδο. Έτσι, κάποιος με τραυματισμό του νωτιαίου μυελού των οποίων οι βραχίονες και τα χέρια είναι παραλυμένα θα μπορούσε να χρησιμοποιήσει ένα BCI για τον έλεγχο διέγερσης των παραλυμένων μυών με εμφυτευμένα ηλεκτρόδια έτσι ώστε οι μύες να κινούν τα άκρα. Ή κάποιος που έχει χάσει τη λειτουργία της ουροδόχου κύστης από τη σκλήρυνση κατά πλάκας θα μπορούσε να χρησιμοποιήσει ένα BCI για να διεγείρει τα περιφερειακά νεύρα που ελέγχουν την ουροδόχο κύστη έτσι ώστε να προκαλούν ούρηση.

Μια έξοδος BCI θα μπορούσε να ενισχύσει τη φυσική παραγωγή του ΚΝΣ. Έτσι, κάποιος που εμπλέκεται σε μια εργασία που χρειάζεται συνεχή προσοχή για μεγάλο χρονικό διάστημα (π.χ. οδήγηση αυτοκινήτου ή εκτέλεση αστυνομικού καθήκοντος) θα μπορούσε να χρησιμοποιήσει ένα BCI για την ανίχνευση της εγκεφαλικής δραστηριότητας που προηγείται των διακοπών της προσοχής και στη συνέχεια να παράγει μια έξοδο (όπως ένας ήχος) που ειδοποιεί το άτομο και αποκαθιστά την προσοχή. Με την παρεμπόδιση των περιοδικών σφαλμάτων διακοπής που συνήθως θέτουν σε κίνδυνο τη φυσική παραγωγή του ΚΝΣ, το BCI ενισχύει τη φυσική απόδοση.

Μια έξοδος BCI θα μπορούσε να συμπληρώσει τη φυσική έξοδο του ΚΝΣ. Έτσι, κάποιος που ελέγχει τη θέση του δρομέα (π.χ. σε έναν υπολογιστή) με ένα κανονικό χειριστήριο μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα BCI για να επιλέξει στοιχεία που ο δρομέας φτάνει. Ή κάποιος μπορεί να χρησιμοποιήσει ένα BCI για να ελέγξει ένα τρίτο ρομποτικό χέρι.

1.2 Ιστορική αναδρομή συστημάτων BCI

Μετά από το έργο του Hans Berger το 1929 σε μια συσκευή που αργότερα αποκαλείται ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), η οποία μπορούσε να καταγράψει τα ηλεκτρικά δυναμικά που δημιουργούνται από την εγκεφαλική δραστηριότητα, υπήρχαν εικασίες ότι ίσως οι συσκευές θα μπορούσαν να ελεγχθούν χρησιμοποιώντας αυτά τα σήματα. Για μεγάλο χρονικό διάστημα, ωστόσο, αυτό παραμένει μια εικασία.

Όπως ανασκοπήθηκε από τους Wolpaw και συνεργάτες (2000b), 40 χρόνια αργότερα, στη δεκαετία του 1970, οι ερευνητές κατάφεραν να αναπτύξουν πρωτόγονα συστήματα ελέγχου βασισμένα στην ηλεκτρική δραστηριότητα που καταγράφηκε από το κεφάλι. Ο Οργανισμός προηγμένων ερευνητικών προγραμμάτων του Πενταγώνου (DARPA), ο ίδιος οργανισμός που συμμετείχε στην ανάπτυξη των πρώτων εκδόσεων του Διαδικτύου, χρηματοδότησε την έρευνα επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη βιονικών συσκευών που θα βοηθούσαν τους στρατιώτες. Η πρώτη έρευνα, που διεξήχθη από τον George Lawrence και τους συναδέλφους του, επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη τεχνικών για τη βελτίωση της απόδοσης των στρατιωτών σε καθήκοντα που είχαν υψηλά ψυχικά φορτία. Η έρευνά του έδωσε πολλές πληροφορίες σχετικά με τις μεθόδους αυτορρύθμισης και γνωστικής βιοανάδρασης, αλλά δεν παρήγαγε χρήσιμες συσκευές.

Η DARPA επέκτεινε την προσοχή της σε ένα γενικότερο πεδίο βιοκυτταραιμίας. Ο στόχος ήταν να διερευνηθεί η δυνατότητα ελέγχου συσκευών μέσω της επεξεργασίας σε πραγματικό χρόνο οποιουδήποτε βιολογικού σήματος. Ο Jacques Vidal από το Εργαστήριο Διεπαφής Εγκεφάλου-Υπολογιστή της UCLA παρείχε αποδείξεις ότι τα μονοσήμαντα οπτικά-προκλητά δυναμικά θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ως κανάλι επικοινωνίας αρκετά αποτελεσματικό για τον έλεγχο ενός δρομέα μέσα από ένα δισδιάστατο λαβύρινθο (Vidal, 1977).

Οι εργασίες του Vidal και άλλων ομάδων απέδειξαν ότι τα σήματα από την εγκεφαλική δραστηριότητα θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την αποτελεσματική επικοινωνία της πρόθεσης ενός χρήστη. Δημιούργησε επίσης ένα σαφή διαχωρισμό μεταξύ αυτών των συστημάτων που χρησιμοποιούν δραστηριότητα EEG και εκείνων που χρησιμοποιήσαν δραστηριότητα EMG (ηλεκτρομυογράφημα) που δημιουργήθηκε από το κρανίο ή τις μυϊκές κινήσεις του προσώπου. Η μελλοντική εργασία επέκτεινε τα συστήματα BCI για τη χρήση σημάτων νευρικής δραστηριότητας που καταγράφηκαν όχι μόνο από το EEG αλλά και από άλλες τεχνικές απεικόνισης.

Τα τρέχοντα εργαλεία με βάση το BCI μπορούν να βοηθήσουν τους χρήστες στην επικοινωνία, στις καθημερινές δραστηριότητες, στον περιβαλλοντικό έλεγχο, στην κίνηση και την άσκηση με περιορισμένη επιτυχία και κυρίως σε ερευνητικά περιβάλλοντα. Οι κύριοι χρήστες συστημάτων BCI είναι άτομα με ήπια έως σοβαρά μυϊκά μειονεκτήματα. Τα συστήματα BCI έχουν επίσης αναπτυχθεί για χρήστες με ορισμένα ψυχικά μειονεκτήματα όπως ο αυτισμός. Βασική και εφαρμοσμένη έρευνα διεξάγεται με ανθρώπους και ζώα για τη χρήση BCI σε πολλές κλινικές και άλλες εφαρμογές για άτομα με αναπηρίες και για άτομα με ειδικές ανάγκες.

1.3 Εναλλακτικοί όροι για το BCI

Τα BCI καλούνται επίσης διεπαφές εγκεφάλου-μηχανής ή BMI. Η επιλογή μεταξύ αυτών των δύο συνώνυμων όρων είναι ουσιαστικά θέμα προσωπικής προτίμησης. Ένας λόγος για τη χρήση του BCI και όχι του BMI είναι ότι η λέξη "μηχανή" στο BMI συνεπάγεται σταθερή μετάφραση των εγκεφαλικών σημάτων σε εντολές εξόδου, η οποία δεν ταιριάζει με την πραγματικότητα ότι ένας υπολογιστής και ο εγκεφαλος είναι

ουσιαστικά εταίροι στο διαδραστικό προσαρμοστικό έλεγχο που απαιτείται για την επιτυχή λειτουργία του BCI ή του BMI.

Οι όροι του εξαρτώμενου BCI και του ανεξάρτητου BCI εμφανίστηκαν το 2002 (Wolpaw, 2002). Σύμφωνα με τον ορισμό ενός BCI, και τα δύο χρησιμοποιούν σήματα εγκεφάλου για τον έλεγχο εφαρμογών. Ωστόσο, διαφέρουν ως προς τον τρόπο με τον οποίο εξαρτώνται από τη φυσική παραγωγή του ΚΝΣ. Ένα εξαρτώμενο BCI χρησιμοποιεί σήματα εγκεφάλου που εξαρτώνται από τη μυϊκή δραστηριότητα. Το BCI που αναπτύχθηκε από τον Vidal (Vidal, 1973, Vidal, 1977) χρησιμοποίησε ένα οπτικά προκληθέν δυναμικό (VEP) που εξαρτιόταν από την κατεύθυνση του βλέμματος και επομένως από τους μυς που ελεγχόταν το βλέμμα. Ένα εξαρτώμενο BCI είναι βασικά ένας εναλλακτικός τρόπος ανίχνευσης μηνυμάτων που μεταδίδονται από τις φυσικές εξόδους του ΚΝΣ. Έτσι, δεν δίνει στον εγκέφαλο μια νέα έξοδο ανεξάρτητη από τις φυσικές εξόδους. Παρόλα αυτά, μπορεί να είναι πολύ χρήσιμο (π.χ. [Sutter, 1992]).

Αντίθετα, ένα ανεξάρτητο BCI δεν εξαρτάται από την φυσική παραγωγή του ΚΝΣ. Η μυϊκή δραστηριότητα δεν είναι απαραίτητη για τη δημιουργία των κρίσιμων σημάτων του εγκεφάλου. Έτσι, σε BCI που μετράει τους ρυθμούς αισθητοκινητικής EEG, ο χρήστης τυπικά χρησιμοποιεί διανοητικές εικόνες για να αλλάξει αισθητηριοκινητικούς ρυθμούς προκειμένου να παράγει την έξοδο BCI. Για όσους έχουν σοβαρή αναπηρία από νευρομυϊκές διαταραχές, τα ανεξάρτητα BCI είναι πιθανό να είναι πιο αποτελεσματικά.

Ο πρόσφατος όρος υβριδικό BCI χρησιμοποιείται με δύο τρόπους (Graimann, 2010b). Μπορεί να εφαρμοστεί σε ένα BCI που χρησιμοποιεί δύο διαφορετικούς τύπους σημάτων εγκεφάλου (π.χ. VEPs και αισθητηριοκινητικούς ρυθμούς) για την παραγωγή των αποτελεσμάτων του. Ή μπορεί να εφαρμοστεί σε ένα σύστημα που συνδυάζει έξοδο BCI και φυσική παραγωγή μυών. Σε αυτή τη δεύτερη χρήση, η έξοδος BCI συμπληρώνει μια φυσική έξοδο του ΚΝΣ.

1.4 Λειτουργικά μέρη συστήματος BCI

Ένα BCI ανιχνεύει και μετρά τα χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών σημάτων που αποκαλύπτουν τις προθέσεις του χρήστη και μεταφράζει αυτά τα χαρακτηριστικά σε πραγματικό χρόνο σε εντολές που επιτυγχάνουν την πρόθεση του χρήστη. Για να γίνει

αυτό, ένα σύστημα BCI έχει τέσσερα συστατικά: 1) απόκτηση σήματος, 2) εξαγωγή χαρακτηριστικών, 3) μετάφραση χαρακτηριστικών και 4) εντολές εξόδου συσκευής. Ένα BCI έχει επίσης ένα πρωτόκολλο λειτουργίας που καθορίζει τον τρόπο ελέγχου της έναρξης και του χρονισμού της λειτουργίας, τον τρόπο παραμετροποίησης της διαδικασίας μετάφρασης χαρακτηριστικών, τη φύση των εντολών που παράγει ο BCI και τον τρόπο χειρισμού των σφαλμάτων στη μετάφραση. Ένα επιτυχημένο πρωτόκολλο λειτουργίας επιτρέπει στο σύστημα BCI να είναι ευέλικτο και να εξυπηρετεί τις ιδιαίτερες ανάγκες των χρηστών του.

Η συνιστώσα λήψης σήματος μετρά τα σήματα του εγκεφάλου χρησιμοποιώντας ένα συγκεκριμένο είδος αισθητήρα (π.χ. τριχωτό ή ενδοκρανιακά ηλεκτρόδια για ηλεκτροφυσιολογική δραστηριότητα, λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού για αιμοδυναμική δραστηριότητα). Ενισχύει τα σήματα για να επιτρέψει την επακόλουθη επεξεργασία και μπορεί επίσης να τα φιλτράρει για την εξάλειψη του θορύβου, όπως παρεμβολές ηλεκτρικού ρεύματος 60 Hz (ή 50 Hz). Τα ενισχυμένα σήματα ψηφιοποιούνται και μεταδίδονται σε έναν υπολογιστή.

Το εξάρτημα εξαγωγής χαρακτηριστικών αναλύει τα ψηφιοποιημένα σήματα για την απομόνωση χαρακτηριστικών σήματος (π.χ., ισχύς σε συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων EEG ή ρυθμούς πυροδότησης των μεμονωμένων φλοιωδών νευρώνων) και τις εκφράζει σε μία συμπαγή μορφή κατάλληλη για μετάφραση σε εντολές εξόδου. Τα αποτελεσματικά χαρακτηριστικά πρέπει να έχουν ισχυρούς συσχετισμούς με την πρόθεση του χρήστη. Δεδομένου ότι μεγάλο μέρος της πιο σχετικής δραστηριότητας του εγκεφάλου (δηλαδή η πιο ισχυρή συσχέτιση) είναι μεταβατική ή ταλαντευόμενη, οι συνήξεις σήματος που συνήθως εκχυλίζονται από τα σημερινά BCI είναι τα εύρη απόκρισης EEG ή ECoG, η ισχύς σε συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων EEG ή ECoG ή οι ταχύτητες πυροδότησης από μεμονωμένους φλοιώδεις νευρώνες. Για να διασφαλιστεί η ακριβής μέτρηση των επιλεγμένων χαρακτηριστικών σήματος, πρέπει να αποφεύγονται ή να εξαλείφονται αντικείμενα όπως το ηλεκτρομυόγραμμα (EMG) από τους κρανιακούς μυς.

Τα χαρακτηριστικά σήματος παρέχονται στον αλγόριθμο μετάφρασης χαρακτηριστικών, ο οποίος τα μετατρέπει σε εντολές για τη συσκευή εξόδου, δηλαδή σε εντολές που επιτυγχάνουν την πρόθεση του χρήστη. Έτσι, μια μείωση της ισχύος σε μια

συγκεκριμένη ζώνη συχνοτήτων EEG μπορεί να μεταφραστεί σε μια προς τα πάνω μετατόπιση ενός δρομέα υπολογιστή ή ένα συγκεκριμένο προκληθέν μέτρο θα μπορούσε να μεταφραστεί στην επιλογή ενός γράμματος που θα προστεθεί σε ένα έγγραφο που συντίθεται. Ο αλγόριθμος μετάφρασης θα πρέπει να είναι σε θέση να προσαρμόζεται σε αυθόρμητες ή διδαχθείσες αλλαγές στα χαρακτηριστικά σήματος του χρήστη, προκειμένου να διασφαλίζεται ότι η πιθανή κλίμακα χαρακτηριστικών τιμών του χρήστη καλύπτει το πλήρες φάσμα του ελέγχου της συσκευής και επίσης να καταστήσει τον έλεγχο όσο το δυνατόν αποτελεσματικότερο και αποδοτικότερο.

Οι εντολές που παράγει ο αλγόριθμος μετάφρασης χαρακτηριστικών είναι η έξοδος του BCI. Πηγαίνουν στην εφαρμογή και παράγουν λειτουργίες όπως επιλογή γραμμάτων, έλεγχος δρομέα, λειτουργία ρομποτικού βραχίονα, κίνηση αναπηρικής πολυθρόνας κλπ.

1.5 Προσαρμοστικοί ελεγκτές συστήματος BCI

Οι εξελίξεις του κεντρικού νευρικού συστήματος με βάση το μυ έχουν βελτιστοποιηθεί ώστε να εξυπηρετούν τους στόχους του οργανισμού και η προσαρμογή που είναι υπεύθυνη για αυτή τη βελτιστοποίηση λαμβάνει χώρα κυρίως στο ΚΝΣ. Αντίθετα, οι έξοδοι του BCI μπορούν να βελτιστοποιηθούν με προσαρμογές στο ΚΝΣ ή / και στο ίδιο το BCI. Έτσι, ένα BCI μπορεί να προσαρμοστεί στα πλάτη, τις συχνότητες και άλλα βασικά χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών σημάτων του χρήστη, μπορεί να προσαρμοστεί για να βελτιώσει την πιστότητα με την οποία οι εντολές εξόδου ταιριάζουν με τις προθέσεις του χρήστη και μπορεί να προσαρμοστεί για να βελτιώσει την αποτελεσματικότητα των προσαρμογών του ΚΝΣ και ίσως να καθοδηγήσει τις διαδικασίες προσαρμογής του ΚΝΣ.

Εν ολίγοις, ένα BCI εισάγει ένα δεύτερο προσαρμοστικό ελεγκτή που μπορεί επίσης να αλλάξει για να εξασφαλίσει ότι επιτυγχάνονται οι στόχοι του χρήστη. Έτσι, η χρήση του BCI απαιτεί επιτυχή αλληλεπίδραση μεταξύ δύο προσαρμοστικών ελεγκτών, του ΚΝΣ του χρήστη και του BCI. Η διαχείριση των πολύπλοκων αλληλεπιδράσεων μεταξύ των ταυτόχρονων προσαρμογών του ΚΝΣ και του BCI είναι ένα από τα πιο δύσκολα προβλήματα στην έρευνα του BCI.

1.6 Επιλογή περιοχών εγκεφάλου για συστήματα BCI

Τα σήματα εγκεφάλου που αποκτήθηκαν με διάφορες διαφορετικές ηλεκτροφυσιολογικές και αιμοδυναμικές μεθόδους μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εισροές BCI. Αυτά τα σήματα διαφέρουν σημαντικά στην τοπογραφική ανάλυση, το περιεχόμενο συχνότητας, την περιοχή προέλευσης και τις τεχνικές ανάγκες. Αυτά κυμαίνονται από το EEG με την ανάλυση του εκατοστού του, στο ηλεκτροκορτικογράφημα (ECoG) με το ψήφισμα του σε χιλιοστά, σε δυναμικά νευρωνικής δράσης με την ανάλυση των δεκάδων μικροτρονίων. Κάθε μία από αυτές τις ηλεκτροφυσιολογικές μεθόδους έχει χρησιμοποιηθεί από τους BCIs και αξίζει να συνεχιστεί η αξιολόγηση, όπως και οι αιμοδυναμικές μέθοδοι όπως η απεικόνιση λειτουργικής μαγνητικής τομογραφίας (fMRI) και η λειτουργική απεικόνιση κοντά στην υπέρυθρη ακτινοβολία. Κάθε ένα από αυτά έχει ξεχωριστά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Ποιες μέθοδοι είναι καλύτερες για ποιους σκοπούς δεν είναι ακόμη γνωστό.

Ο ρόλος των δυναμικών νευρωνικής δράσης (αιχμές) ως βασικές μονάδες επικοινωνίας μεταξύ των νευρώνων υποδηλώνει ότι οι αιχμές που καταγράφηκαν από πολλούς νευρώνες θα μπορούσαν να παρέχουν πολλαπλούς βαθμούς ελευθερίας και συνεπώς θα μπορούσαν να είναι τα βέλτιστα σήματα για τη χρήση των BCI. Επιπλέον, οι σαφείς σχέσεις μεταξύ της φλοιικής νευρωνικής δραστηριότητας και του κανονικού ελέγχου κίνησης παρέχουν λογικά σημεία εκκίνησης για τον έλεγχο εφαρμογών όπως τα ρομποτικά άκρα. Από την άλλη πλευρά, η σημασία της προσαρμογής του ΚΝΣ για όλα τα BCI και η απόδειξη ότι η κατάλληλη εκπαίδευση μπορεί να προκαλέσει πολλαπλούς βαθμούς ελευθερίας ακόμη και από σήματα EEG υποδηλώνουν ότι η διαφορά μεταξύ της απόδοσης BCI με νευρώνες και εκείνης που είναι δυνατή με EEG ή ECoG είναι σχεδόν τόσο μεγάλη όσο η διαφορά στις αντίστοιχες τοπογραφικές ευκρίνειες/αναλύσεις τους.

Το πιο σημαντικό σημείο είναι ότι τα ερωτήματα σχετικά με την επιλογή σήματος είναι εμπειρικά ερωτήματα που μπορούν να απαντηθούν μόνο με πειραματικά στοιχεία και όχι με πρόωρες υποθέσεις σχετικά με τη θεμελιώδη υπεροχή ενός σήματος. Για τη χρήση του BCI, το κρίσιμο ζήτημα είναι ποια σήματα μπορούν να υποδεικνύουν καλύτερα την πρόθεση του χρήστη, δηλαδή ποια σήματα αποδίδουν την καλύτερη

προσπάθεια για επικοινωνία του BCI με την έξοδο που θέλει ο χρήστης. Αυτή η ερώτηση μπορεί να απαντηθεί μόνο από τα πραγματικά αποτελέσματα.

Η επιλογή των βέλτιστων περιοχών του εγκεφάλου από τις οποίες θα ληφθούν τα σήματα είναι επίσης ένα εμπειρικό ερώτημα. Τα πειράματα μέχρι σήμερα έχουν επικεντρωθεί σε μεγάλο βαθμό σε σήματα από αισθητικοκινητικά και οπτικά πεδία του φλοιού. Οι δυνατότητες των BCI σημάτων από άλλες φλοιώδεις ή υποφλοιώδεις περιοχές μόλις αρχίζουν να διερευνώνται. Πρόκειται για μια σημαντική πτυχή της έρευνας του BCI, ιδίως επειδή οι αισθητοκινητικοί φλοιοί πολλών πιθανών χρηστών BCI έχουν υποστεί βλάβη από ασθένεια ή τραυματισμό και / ή η όραση τους μπορεί να είναι μειωμένη. Διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου μπορεί να διαφέρουν ως προς τις δυναμικές ικανότητες και σε άλλους παράγοντες που θα μπορούσαν να επηρεάσουν την ικανότητά τους να λειτουργούν ως πηγές εντολών εξόδου BCI.

1.7 Απόκτηση σήματος σε συστήματα BCI

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η μετάφραση της πρόθεσης του χρήστη σε δράση εξαρτάται από την έκφραση της πρόθεσης του με τη μορφή ενός μετρήσιμου σήματος. Η σωστή απόκτηση αυτού του σήματος είναι σημαντική για τη λειτουργία οποιουδήποτε BCI. Ο στόχος των μεθόδων απόκτησης σήματος είναι η ανίχνευση της εθελοντικής νευρικής δραστηριότητας που παράγεται από τον χρήστη, ανεξάρτητα από το αν τα σήματα αποκτούνται επεμβατικά ή μη επεμβατικά. Κάθε μέθοδος απόκτησης σήματος συσχετίζεται με εγγενή χωρική και χρονική ανάλυση σήματος. Η επιλογή της κατάλληλης μεθόδου για χρήση σε μια συγκεκριμένη περίπτωση εξαρτάται από την επίτευξη ισορροπίας μεταξύ της δυνατότητας απόκτησης του σήματος στο περιβάλλον λειτουργίας και της απαιτούμενης ανάλυσης/ευκρίνειας για την ορθή μετάφραση.

1.7.1 Επεμβατικές τεχνικές

Η επεμβατική απόκτηση σημάτων εγκεφάλου για χρήση σε BCI επιτυγχάνεται κυρίως με ηλεκτροφυσιολογικές καταγραφές από ηλεκτρόδια που εμφυτεύονται νευροχειρουργικά είτε μέσα στον εγκέφαλο του χρήστη είτε πάνω από την επιφάνεια του εγκεφάλου. Ο κινητικός φλοιός αποτελεί την προτιμώμενη θέση για την εμφύτευση ηλεκτροδίων, δεδομένου ότι είναι ευκολότερα προσβάσιμος και έχει μεγάλα πυραμιδικά

κύτταρα, τα οποία παράγουν μετρήσιμα σήματα που μπορούν να δημιουργηθούν με απλές εργασίες όπως πραγματικές ή φανταστικές κινήσεις. Άλλες περιοχές του εγκεφάλου, όπως ο συμπληρωματικός κινητικός φλοιός, ο βρεγματικός φλοιός και οι υποφλοιώδεις περιοχές κίνησης, μπορούν επίσης να χρησιμεύσουν ως υποψήφιες θέσεις για εμφύτευση ηλεκτροδίων. Οι πληροφορίες από συμπληρωματικές τεχνικές απεικόνισης, όπως η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (fMRI), μπορούν να συμβάλουν στον προσδιορισμό πιθανών περιοχών στόχου για ένα συγκεκριμένο υποκείμενο (Yuan, 2010). Η μέτρηση fMRI της απόκρισης στο επίπεδο της οξυγόνωσης του αίματος (BOLD) διευκόλυνε τον προσδιορισμό των φλοιωδών περιοχών χρήσιμων για την καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας και έχει επίσης αποδειχθεί ότι παρέχει αξιόπιστο έλεγχο BCI σε διάφορες φλοιώδεις περιοχές χρησιμοποιώντας διαφορετικές γνωστικές εργασίες (Weiskopf, 2003).

Ενδοφλοιώδης εμφύτευση

Με τη χρόνια μελέτη χρησιμοποιώντας εμφυτευμένες συστοιχίες μικροηλεκτροδίων, οι βασικοί παράγοντες επιτυχούς καταγραφής είναι η χωρική / χρονική ανάλυση του επιθυμητού σήματος, ο αριθμός και η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και η λειτουργική διάρκεια ζωής της συσκευής. Ένας αυξανόμενος αριθμός τεχνολογιών ηλεκτροδίων έχει αναπτυχθεί για να ικανοποιήσει αυτές τις απαιτήσεις. Μεταξύ αυτών, οι δέσμες καλωδίων και οι συστοιχίες ηλεκτροδίων είναι οι απλούστερες τεχνολογίες και είναι τα ευρύτερα χρησιμοποιούμενα εμφυτεύσιμα ηλεκτρόδια (Kipke, 2008). Αυτές οι συσκευές επέτρεψαν την πολυκαναλική παράλληλη καταγραφή της δραστηριότητας ενός νεύρου και των τοπικών δυναμικών πεδίου. Μέχρι σήμερα, αυτά τα εμφυτευμένα συστήματα ηλεκτροδίων έχουν χρησιμοποιηθεί ως επί το πλείστον σε BCI σε πρωτεύοντα θηλαστικά (Georgopoulos, 1986, Kennedy, 1989, Donoghue, 1994, Taylor, 2002). Τέτοιες μελέτες έχουν δείξει ότι οι πίθηκοι είναι σε θέση να ρυθμίζουν μικρές ομάδες νευρώνων για να επιτύχουν μονοδιάστατο, δισδιάστατο ή τρισδιάστατο έλεγχο των ρομποτικών βραχιόνων (π.χ. [Nicolelis, 2002, Velliste, 2008]). Υπάρχουν επίσης μερικές μελέτες σχετικά με τη χρήση εμφυτευμένων ηλεκτροδίων σε BCI σε λίγους ασθενείς με τετραπληγία (π.χ. [Hochberg, 2006, Truccolo, 2008]).

Σε ένα αξιοσημείωτο πείραμα της ερευνητικής ομάδας του Schwartz, οι πίθηκοι έλεγχαν έναν πολλαπλού συνδέσμου προσθετικό βραχίονα για άμεση αλληλεπίδραση σε πραγματικό χρόνο με το φυσικό περιβάλλον χρησιμοποιώντας δυναμικά νευρωνικής δράσης που καταγράφηκαν από μια εμφυτευμένη συστοιχία μικροηλεκτροδίων (Velliste, 2008). Η μελέτη αυτή χρησιμοποίησε μαθηματικά μοντέλα για να αντλήσει τετραδιαστατική ταχύτητα ελέγχου του τελικού σημείου σε ένα τρισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων και την ταχύτητα ανοίγματος μεταξύ δακτύλων αρπαγής - από τα παράλληλα ρεύματα νευρωνικής δραστηριότητας που καταγράφηκαν με τα εμφυτευμένα ηλεκτρόδια. Σε αυτή τη μελέτη, οι πίθηκοι τράφηκαν ελέγχοντας έναν ρομποτικό βραχίονα. Οι πίθηκοι θα μπορούσαν να αλληλεπιδράσουν με φυσικά αντικείμενα σε σχεδόν φυσικό επίπεδο μέσω ελέγχου πολλαπλών βαθμών ελευθερίας της προσθετικής συσκευής.

Το κύριο πλεονέκτημα των επεμβατικών τεχνικών είναι η υψηλή χωρική και χρονική τους ανάλυση: οι εγγραφές μπορούν να γίνουν από μεμονωμένους νευρώνες με πολύ υψηλούς ρυθμούς δειγματοληψίας. Επειδή η ενδοκράνια εγγραφόμενη δραστηριότητα μιας μονάδας (δηλ., ενός νευρώνα) μπορεί να αποκτήσει περισσότερες πληροφορίες και μπορεί να επιτρέψει ταχύτερες αντιδράσεις, οι απαιτήσεις για εκπαίδευση και προσοχή μπορεί να είναι λιγότερες από αυτές που απαιτούνται για μη επεμβατικές μεθόδους. Ωστόσο, πρέπει να ικανοποιηθούν αρκετές σημαντικές προκλήσεις για την επιτυχία της ενδοστοματικής καταγραφής στην τεχνολογία BCI. Το πρώτο ζήτημα είναι η μακροπρόθεσμη σταθερότητα και αξιοπιστία της απόκτησης σήματος τις ημέρες, τους μήνες και τα έτη που ένα άτομο αναμένεται να είναι σε θέση να χρησιμοποιήσει μια εμφυτευμένη συσκευή. Η καταγραφή της δραστηριότητας μιας μονάδας με εμφυτευμένα ηλεκτρόδια απαιτεί μικροηλεκτρόδια με άκρες διαμέτρου περίπου 20 mm που διεισδύουν μερικά χιλιοστά στο εγκεφαλικό παρέγχυμα. Τα δυναμικά δράσης είναι ανιχνεύσιμα σε απόσταση όχι μεγαλύτερη από 200 mm πλευρικά του δενδριτικού άξονα των πυραμιδικών κυττάρων. Δεδομένων αυτών των σχετικά μικρών διαστάσεων, η σταθερότητα μπορεί να είναι ένα ζήτημα για τη μακροπρόθεσμη καταγραφή της δραστηριότητας μιας μονάδας. Για την επιτυχία ως μέθοδο BCI, τα εμφυτευμένα ηλεκτρόδια πρέπει να επιτρέπουν στον χρήστη να παράγει με συνέπεια και αξιοπιστία το σήμα ελέγχου BCI χωρίς την ανάγκη για συχνή αναπροσαρμογή. Το

δεύτερο ζήτημα είναι η ποιότητα του σήματος σε μεγάλες χρονικές περιόδους. Ο ιστός στην περιοχή που περιβάλλει το εμφυτευμένο ενδοκρανιακό ηλεκτρόδιο αντιδρά μετά την εισαγωγή ηλεκτροδίων. Η αντίδραση περιλαμβάνει βλάβη στον τοπικό ιστό και ερεθισμό στην επιφάνεια του ηλεκτροδίου-ιστού, οδηγώντας στη μετανάστευση μικρογλοίας και αστροκυττάρων προς τη θέση του εμφυτεύματος (Schwartz, 2006). Οι μακροπρόθεσμες επιπτώσεις μπορεί να είναι ο νευρωνικός κυτταρικός θάνατος και η αυξημένη αντίσταση ιστού, με αποτέλεσμα τη μεταβλητότητα του σήματος. Υπάρχει επίσης η πιθανότητα μόλυνσης λόγω της χειρουργικής εμφύτευσης. Τέλος, εάν η συσκευή περιλαμβάνει μια νευροπροσθήκη που απαιτεί ένα ερέθισμα για να ενεργοποιήσει το παράλυτο άκρο, αυτό το επιπλέον ερέθισμα μπορεί επίσης να παράγει μια σημαντική επαναλαμβανόμενη επίδραση στα νευρικά κυκλώματα που ενδέχεται να επηρεάσει το σήμα ενδιαφέροντος. Σε τέτοιες περιπτώσεις, τα συστήματα BCI πρέπει να είναι σε θέση να ανιχνεύουν με ακρίβεια αυτά τα αποτελέσματα και να προσαρμόζονται σε αυτά.

Θα είναι επίσης απαραίτητο να αναπτυχθεί καλύτερη κατανόηση των αρχών με τις οποίες τα νευρικά σύνολα κωδικοποιούν αισθητηριακές, κινητικές και γνωστικές πληροφορίες. Στην περίπτωση ελέγχου κίνησης, για παράδειγμα, η νευροεπιστήμη του προσανατολισμού του χεριού μελετάται ενεργά και αυτό μπορεί να αναμένεται ότι θα αυξήσει περαιτέρω τους βαθμούς ελευθερίας για τον προσθετικό έλεγχο (Reina, 2001, Wang, 2010). Τα μοντέλα νευρικής κωδικοποίησης για επιδεικτικές κινήσεις, όπως η μεμονωμένη κίνηση των δακτύλων, ερευνούνται για την ανάπτυξη πιο εξελιγμένου ελέγχου (Shin, 2010). Σε σχέδια ελέγχου κλειστού βρόχου, όπως τα BCI, θα χρειαστεί περαιτέρω εργασία για την ανάπτυξη μοντέλων που θα διασαφηνίζουν τις αλλαγές που σχετίζονται με τη μάθηση στα νευρωνικά δίκτυα, ώστε οι τεχνητές συσκευές να μπορούν να ενσωματώσουν τέτοια μοντέλα για πιο ισχυρό έλεγχο (Jarosiewicz, 2008).

Παρόλο που υπάρχουν σημαντικές ερευνητικές εφαρμογές για προηγμένες τεχνολογίες νευρικών διεπαφών, ο τελικός στόχος αυτών των τεχνολογιών είναι να αποκαταστήσουν τη χαμένη λειτουργία σε άτομα με αναπηρίες και να κατανοήσουν καλύτερα τη λειτουργία του ανθρώπινου νευρικού συστήματος. Οι μελέτες που χρησιμοποιούν τεχνικές επεμβατικής καταγραφής σε ανθρώπους έχουν μέχρι στιγμής περιοριστεί. Μόνο μερικοί λαοί με σοβαρή αναπηρία έχουν εμφυτευτεί με ηλεκτρόδια. Ο

Donoghue και οι συνάδελφοί του ανέφεραν ότι μια διάταξη 96 μικρολειτουργιών εμφυτεύθηκε στον πρωτογενή κινητικό φλοιό ενός ατόμου με τετραπληγία τρία χρόνια μετά τον τραυματισμό του νωτιαίου μυελού (Hochberg, 2006). Αυτό το άτομο ήταν σε θέση να αποκτήσει νευρωνικό έλεγχο μιας προσθετικής συσκευής με έως και δύο βαθμούς ελευθερίας. Ωστόσο, απαιτούνται περαιτέρω βελτιώσεις στα μικροηλεκτρόδια για την αξιόπιστη λήψη σταθερών καταγραφών σε μακροπρόθεσμη βάση (έως τώρα μέχρι τρία έτη αναφοράς, [Simeral, 2011]). Εκτός από τις περιοχές που αναφέρθηκαν προηγουμένως, η έρευνα εστιάζεται στην ελαχιστοποίηση του αριθμού των κυττάρων που απαιτούνται για χρήσιμο έλεγχο και στην παροχή ταυτόχρονης αισθητήριας ανατροφοδότησης στο νευρικό σύστημα μέσω ηλεκτρικής διέγερσης.

Εμφύτευση στην επιφάνεια του φλοιού

Μια λιγότερο επεμβατική προσέγγιση, αν και απαιτεί χειρουργική εμφύτευση της συσκευής εγγραφής, είναι η ηλεκτροκορτικογραφία (ECoG). Αυτή η τεχνική, στην οποία μια διάταξη ηλεκτροδίων εμφυτεύεται υποδόρια στον φλοιό, έχει χρησιμοποιηθεί κυρίως για την προετοιμασία για χειρουργική επέμβαση σε άτομα με επιληψία. Όπως συμβαίνει στην περίπτωση της καταγραφής EEG, αυτή η τεχνική εκμεταλλεύεται το γεγονός ότι οι περισσότεροι μεγάλοι φλοιώδεις νευρώνες προσανατολίζονται κάθετα προς την επιφάνεια του φλοιού και ότι η τοπικά συγχρονισμένη δραστηριότητα εντός μιας φλοιώδους στήλης μπορεί να αθροιστεί για να δώσει ένα ανιχνεύσιμο σήμα. Τα υποδουλικά ηλεκτρόδια είναι πιο κοντά στις νευρωνικές δομές σε επιφανειακά φλοιώδη στρώματα από ότι τα ηλεκτρόδια EEG που τοποθετούνται στο τριχωτό της κεφαλής και επομένως τα σήματα που καταγράφουν έχουν υψηλότερο πλάτος (καθώς και ευρύτερο εύρος ζώνης συχνοτήτων). Ενώ οι καταγραφές ηλεκτροδίων του τριχωτού της κεφαλής αντιπροσωπεύουν συγχρονισμένη δραστηριότητα από μεγάλο αριθμό νευρώνων και συνάψεων σε εκτεταμένες περιοχές του φλοιού, οι δευτερεύουσες εγγραφές είναι ευαίσθητες σε μικρότερες πηγές συγχρονισμένης νευρωνικής δραστηριότητας (He, 2011). Οι δευτερεύουσες εγγραφές έχουν επίσης υψηλότερη αναλογία σήματος-τόνου από τις εγγραφές του τριχωτού της κεφαλής και έχουν αυξημένη ικανότητα να καταγράφουν και να μελετούν δραστηριότητα γάμμα (δηλαδή δραστηριότητα >30 Hz). Δεδομένου ότι η δραστηριότητα γάμμα έχει αποδειχθεί ότι συσχετίζεται καλά με την περιβάλλουσα δραστηριότητα μιας μονάδας που καταγράφεται από τα διηθητικά

μικροηλεκτρόδια (Manning, 2009), η ECoG μπορεί να αποδώσει μια αποτελεσματική αναπαράσταση της υποκείμενης ηλεκτρικής δραστηριότητας του φλοιού με λιγότερη διείσδυση και μεγαλύτερη σταθερότητα από τη διείσδυση μικροηλεκτροδίων.

Τα πρότυπα κλινικά ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση ECoG σε ασθενείς με επιληψία έχουν συνήθως διαμέτρους της τάξεως των μερικών χιλιοστών. Αν και λεπτότερα από τα ηλεκτρόδια του τριχωτού της κεφαλής, αυτή η διάσταση εξακολουθεί να είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή μιας τυπικής φλοιώδους στήλης. Επομένως, οι περισσότερες μελέτες που αφορούν υποδόρια ECoG χρησιμοποιούν μεγάλες κινήσεις για να καθορίσουν παραμέτρους συντονισμού. Αποδείχθηκε ότι οι εμφανείς κινήσεις καθώς και οι κινητές απεικονίσεις συνοδεύονται όχι μόνο από σχετικά εκτεταμένο αποσυγχρονισμό σχετιζόμενο με γεγονότα μ και β (ERD), αλλά και από ένα πιο εστιασμένο συγχρονισμό που σχετίζεται με την εκδήλωση (ERS) στη ζώνη συχνοτήτων γάμμα (Pfurtscheller, 2003). Στο πρώτο BCI κλειστού βρόχου που βασίζεται σε ECoG, τα υποκείμενα μελέτης γρήγορα έμαθαν να ρυθμίζουν ρυθμούς γάμμα υψηλής συχνότητας στις περιοχές των κινητικών φλοιών και στην περιοχή ομιλίας της Broca για τον έλεγχο ενός μονοδιάστατου δρομέα υπολογιστή σε πραγματικό χρόνο (Leuthardt, 2004). Οι μεταγενέστερες μελέτες κατέληξαν σε δισδιάστατο έλεγχο ενός δρομέα υπολογιστή χρησιμοποιώντας την περιοχή του άνω άκρου του κινητικού φλοιού για μία διάσταση και την περιοχή του χεριού του κινητικού φλοιού για την άλλη διάσταση (Schalk, 2007, Schalk, 2008). Άλλοι ερευνητές διερεύνησαν ξεκάθαρα τα ανθρώπινα χαρακτηριστικά όπως η επεξεργασία ομιλίας και γλώσσας που δεν μπορούν να αναλυθούν σε ένα ζωικό μοντέλο και είχαν επιτυχία χρησιμοποιώντας τη δραστηριότητα γάμμα από ένα δίκτυο ομιλίας για τον έλεγχο ενός δρομέα σε μία διάσταση (Leuthardt, 2011). Τα άτομα χρησιμοποίησαν αυτο-επιλεγμένη απεικόνιση για να ρυθμίσουν τη δραστηριότητα της γ -ζώνης σε ένα ή περισσότερα ειδικά ηλεκτρόδια. Αυτό αντιπροσωπεύει μια νέα προσέγγιση σε BCI με βάση το ECoG.

1.7.2 Μη επεμβατικές τεχνικές

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι μέτρησης της εγκεφαλικής δραστηριότητας μέσω μη επεμβατικών μέσων. Οι μη επεμβατικές τεχνικές μειώνουν τον κίνδυνο για τους χρήστες, καθώς δεν απαιτούν χειρουργική επέμβαση ή μόνιμη προσκόλληση στη συσκευή.

Χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές όπως η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET), η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (fMRI), η λειτουργική φασματοσκοπία πληγής (fNIRS), η μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG) και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG).

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)

Το ΗΕΓ είναι η πιο διαδεδομένη μέθοδος απόκτησης σήματος για τα BCI. Η εγγραφή ΗΕΓ έχει υψηλή χρονική ανάλυση: είναι ικανή να μετρά τις αλλαγές στην εγκεφαλική δραστηριότητα που εμφανίζονται μέσα σε λίγα msec (Zhang, 2011). Η χωρική ανάλυση του ΗΕΓ δεν είναι τόσο καλή όσο εκείνη των εμφυτευμένων μεθόδων, αλλά μπορούν να μετρηθούν ταυτόχρονα σήματα από 256 θέσεις ηλεκτροδίων (Michel, 2011). Το ΗΕΓ είναι εύκολο στη δημιουργία, φορητό, φθινό και έχει πλούσια βιβλιογραφία παλαιότερων επιδόσεων. Η πρακτικότητα του ΗΕΓ στο εργαστήριο και η πραγματική ρύθμιση είναι αξεπέραστη. Οι συσκευές εγγραφής ΗΕΓ είναι φορητές και τα ηλεκτρόδια μπορούν εύκολα να τοποθετηθούν στο κρανίο του υποκειμένου απλά με τη χρήση ενός καπακιού. Επιπλέον, δεδομένου ότι τα συστήματα ΗΕΓ έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως σε πολλούς τομείς από τότε που ξεκίνησαν πριν από περισσότερα από 80 χρόνια, οι μέθοδοι και η τεχνολογία της απόκτησης σήματος με αυτή τη μέθοδο έχουν τυποποιηθεί. Τέλος, και πιο σημαντικό, η μέθοδος είναι μη επεμβατική.

Τις τελευταίες δεκαετίες, τα BCI που βασίζονται σε ΗΕΓ έχουν διερευνηθεί ευρέως σε υγιή άτομα, καθώς και σε άτομα με πλάγια μυατροφική σκλήρυνση (ALS) και σε άτομα με σοβαρή βλάβη του ΚΝΣ από τραυματισμούς του νωτιαίου μυελού και εγκεφαλικά επεισόδια που έχουν ως αποτέλεσμα σημαντικά ελλείμματα στην επικοινωνία και την κίνηση. Με τη διαμόρφωση των σημάτων ΗΕΓ, οι χρήστες ήταν σε θέση να αποκτήσουν τον έλεγχο δύο ή τριών βαθμών ελευθερίας και να επιτύχουν στόχους σε έναν εικονικό τρισδιάστατο χώρο (McFarland, 2010, Royer, 2010) με ακρίβεια συγκρίσιμη με εκείνη που αναφέρθηκε σε μελέτες που χρησιμοποιούν ενδοκρανιακές εγγραφές (Taylor, 2002). Ένα παράδειγμα λεπτού ελέγχου επιδεικνύεται από την ερευνητική ομάδα του He (Doud, 2011, Royer, 2010) σε μελέτες που έδειξαν ότι τα ανθρώπινα υποκείμενα μπορούσαν να πετάξουν ένα εικονικό ελικόπτερο σε

οποιοδήποτε σημείο ενός 3D εικονικού κόσμου χρησιμοποιώντας έλεγχο των σημάτων ΗΕΓ που καταγράφηκαν από το τριχωτό της κεφαλής. Σε αυτή τη μελέτη, δόθηκε στους μαθητές η ευκαιρία για συνεχή πολυδιάστατο έλεγχο για να διερευνήσουν πλήρως έναν εικονικό 3D χώρο χωρίς περιορισμούς, οι οποίοι έμαθαν να πετάνε το ελικόπτερο σε οποιοδήποτε σημείο στον τρισδιάστατο χώρο.

Σε σύγκριση με τα επεμβατικά BCI, οι μέθοδοι BCI που βασίζονται σε ΗΕΓ έχουν τα πλεονεκτήματα του μη χειρουργικού κινδύνου, της σταθερότητας του σήματος και του χαμηλού κόστους. Ωστόσο, δεδομένου ότι το ΗΕΓ αντιπροσωπεύει εκδήλωση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου από απόσταση, έχει χαμηλότερη αναλογία σήματος-τόνου από πολλές επεμβατικές μεθόδους. Η χωρική διακριτική ικανότητα του ΗΕΓ μειώνεται επίσης από την επίδραση αγωγιμότητας-όγκου (He, 2004, Nunez, 2006). Πολλά μη επεμβατικά BCIs βασίζονται στην ταξινόμηση διαφορετικών ψυχικών καταστάσεων αντί στην αποκωδικοποίηση των κινηματικών παραμέτρων όπως συνήθως γίνεται σε επεμβατικά BCI. Διάφορες ψυχικές στρατηγικές που εκμεταλλεύονται κινητικές, αισθητικές και γνωστικές δραστηριότητες που ανιχνεύονται από το ΗΕΓ έχουν χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή συστημάτων επικοινωνίας. Στα συστήματα αυτά, τυπικά, μια νοητική κατάσταση αντιστοιχεί σε μία κατεύθυνση ελέγχου και τέσσερις ανεξάρτητες ψυχικές καταστάσεις απαιτούνται γενικά για τον πλήρη διδιάστατο έλεγχο. Ως εκ τούτου, απαιτείται συνήθως μια σημαντική περίοδος εκπαίδευσης για να αναπτύξουν οι χρήστες την ικανότητα να διατηρούν και να χειρίζονται διάφορες ψυχικές καταστάσεις ώστε να επιτεύξουν τον έλεγχο. Αυτό μπορεί να είναι αρκετά απαιτητικό για τους χρήστες, ειδικά για άτομα με ειδικές ανάγκες (Wolpaw, 2004, Pfurtscheller, 2003). Άλλοι ερευνητές επιχείρησαν να αποκωδικοποιήσουν άμεσα τις κινηματικές πληροφορίες που σχετίζονται με κινήσεις ή κινητικές απεικονίσεις και έχουν αναφέρει την επιτυχία στην αποκάλυψη πληροφοριών σχετικά με την (φαντασθείσα) κατεύθυνση κίνησης και ταχύτητα από τα χωροχρονικά προφίλ των σημάτων ΗΕΓ (Yuan, 2010, Bradberry, 2010, Waldert, 2008). Σε ένα πείραμα κλειστού βρόχου από τους Bradberry, Gentili και Contreras-Vidal (Bradberry, 2011) χρησιμοποιώντας την άμεση αποκωδικοποίηση των κινηματικών πληροφοριών, τα υποκείμενα μπορούσαν να επιτύχουν διςδιάστατο έλεγχο μετά από πολύ μικρότερη

προπόνηση (~ 40 λεπτά) από εκείνη που αναφέρθηκε για άλλα διμερή BCI με βάση το HEG.

Θα είναι επίσης σημαντικό να αναπτυχθεί καλύτερη κατανόηση των μηχανισμών κωδικοποίησης πληροφοριών στα σήματα HEG. Έχει αποδειχθεί ότι λεπτομερείς κινηματικές πληροφορίες αντιπροσωπεύονται στα κατανεμημένα σήματα HEG (Yuan, 2010, Bradberry, 2010, Waldert, 2008). Είναι ενδιαφέρον το γεγονός ότι τα σήματα του εγκεφάλου που καταγράφονται στην επιφάνεια του τριχωτού της κεφαλής και εκείνα που καταγράφονται ενδοκρανιακά αποκαλύπτουν παρόμοια μοντέλα κωδικοποίησης (Georgopoulos, 1986, Moran, 1999), υποδηλώνοντας ότι η γνώση που συλλέγεται από τα διηθητικά BCIs μπορεί να μεταφερθεί στην κατανόηση των σημάτων BCI που βασίζονται σε HEG. Αυτό μπορεί να προωθήσει περαιτέρω την μη επεμβατική τεχνολογία BCI και έτσι να επιτύχει τους υψηλούς βαθμούς ελέγχου και να μειώσει τις απαιτήσεις κατάρτισης.

Μαγνητοεγκεφαλογραφία (MEG)

Το MEG μετρά τη μαγνητική επαγωγή που παράγεται από ηλεκτρική δραστηριότητα σε συγκροτήματα νευρικών κυττάρων. Το μαγνητικό σήμα έξω από το κεφάλι είναι της τάξης μερικών femtoteslas, ενός τμήματος στο 10⁹ ή 10⁸ του γεωμαγνητικού πεδίου της γης. Αυτά τα μικροσκοπικά πεδία είναι επί του παρόντος ανιχνεύσιμα μόνο με τη χρήση του SQUID (υπεραγωγική συσκευή κβαντικής παρεμβολής). Κατά τη χρήση αυτής της μεθόδου, είναι απαραίτητο να παρέχεται θωράκιση από εξωτερικά μαγνητικά σήματα, συμπεριλαμβανομένου του μαγνητικού πεδίου της γης. Έτσι, η εγγραφή MEG απαιτεί εργαστηριακή εγκατάσταση. Ένα σύγχρονο σύστημα MEG είναι εξοπλισμένο με μια σειρά από έως και 300 βαθμίδες που κατανέμονται ομοιόμορφα σε σχήμα κράνους με μέση απόσταση μεταξύ των αισθητήρων 1 ~ 2 cm.

Το MEG έχει ομοιότητες με το EEG. Τα MEG και EEG είναι αντίστοιχα μαγνητικά και ηλεκτρικά πεδία που παράγονται από νευρωνική και συναπτική δραστηριότητα. Και οι δύο μέθοδοι αισθάνονται συγχρονισμένη εγκεφαλική δραστηριότητα. Το MEG ανιχνεύει μόνο τα εφαπτομενικά συστατικά μιας πηγής νευρικού ρεύματος, ενώ το EEG είναι ευαίσθητο τόσο στα εφαπτομενικά όσο και στα

ακτινωτά συστατικά. Είναι σημαντικό ότι, όπως το EEG, το MEG είναι επίσης μια μη επεμβατική τεχνολογία εγγραφής. Μελέτες που χρησιμοποιούν ηλεκτροφυσιολογικές τεχνικές απεικόνισης πηγής έχουν επίσης εντοπίσει κοινές πηγές φλοιού που υποκρύπτουν τον έλεγχο που παρέχεται από τα BCI που βασίζονται σε EEG και MEG (Yuan, 2008, Mellinger, 2007). Εν τω μεταξύ, άλλοι ερευνητές ανέφεραν ότι οι κινηματικές παράμετροι παριστάνονται παρομοίως στις εγγραφές MEG και EEG, δεδομένου ότι οι βασικές πληροφορίες είναι ενσωματωμένες στις χαμηλότερες περιοχές συχνότητας (Waldert, 2008). Παρ' όλα αυτά, οι πληροφορίες υψηλής συχνότητας στα σήματα MEG διερευνούνται ενεργά για νευρική κωδικοποίηση. Συγκεκριμένα, διαπιστώθηκε ότι σε ανθρώπους που σχεδιάζουν μια κίνηση, η δραστηριότητα της γκάμας ζωνών 70-90 Hz που προέρχεται από τη μεσαία όψη του οπίσθιου βρεγματικού φλοιού (PPC) ήταν συγχρονισμένη και ευαίσθητη στην κατεύθυνση (Van Der Werf, 2010). Αυτά τα αποτελέσματα σε ανθρώπους είναι συμβατά με τη λειτουργική οργάνωση του PPC του πιθήκου που προέρχεται από ενδοκρανιακές εγγραφές. Από την άποψη της έρευνας BCI, αυτά τα ευρήματα μπορεί να προτείνουν νέες προσεγγίσεις για την ανάπτυξη σημάτων ελέγχου που χρησιμοποιούν τέτοια συστατικά υψηλής συχνότητας σε MEG ή και σε EEG (Darvas, 2010).

Ένα πλεονέκτημα του MEG έναντι του EEG είναι ότι τα μαγνητικά πεδία είναι λιγότερο στρεβλωμένα από το στρώμα του κρανίου από ό,τι τα ηλεκτρικά πεδία (Hamalainen, 1993). Έτσι, ελπίζαμε ότι η MEG θα μπορέσει να μειώσει τον χρόνο εκπαίδευσης ή να αυξήσει την αξιοπιστία των BCI. Ωστόσο, μελέτες μέχρι στιγμής έδειξαν ότι οι χρόνοι απόδοσης και κατάρτισης για BCI που βασίζονται σε EEG και MEG είναι συγκρίσιμοι (Mellinger, 2007, Battapady, 2009). Επιπλέον, τα όργανα που είναι απαραίτητα για το MEG είναι πιο εξελιγμένα και πιο ακριβά από αυτά για το EEG και το πιο σημαντικό είναι ότι η τρέχουσα συσκευή εγγραφής MEG δεν είναι φορητή. Αυτοί οι παράγοντες τείνουν να αποθαρρύνουν την έρευνα του BCI χρησιμοποιώντας MEG καταγραφή.

Λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI)

Η λειτουργική απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού ή η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI) (Ogawa, 1992, Kwong, 1992, Bandettini, 1992) μετρά τις αλλαγές

στη ροή του αίματος (δηλαδή την αιμοδυναμική απόκριση) που σχετίζονται με τη νευρική δραστηριότητα στον εγκέφαλο. Δείχνει πολύ μεγάλο αριθμό χωρικών θέσεων που καλύπτουν ολόκληρο τον εγκέφαλο και παρέχει ταυτόχρονα μια συνεχή ροή πληροφοριών από τα πολλά σημεία μέτρησης. Σε σύγκριση με τις προηγούμενες μεθόδους για την απόκτηση εγκεφαλικών σημάτων, η fMRI παρέχει μετρήσεις που είναι κατανεμημένες και ιδιαίτερα παράλληλες, της τάξης του χιλιοστομέτρου. Για παράδειγμα, ένας σύγχρονος σαρωτής μαγνητικής τομογραφίας μπορεί να δειγματοληψία από ~ 216 χωρικές θέσεις ανά δευτερόλεπτο, κάθε θέση (δηλ. κάθε voxel) με διάσταση της τάξης των 3x3x3 mm. Σε fMRI, ο ίδιος όγκος δειγματίζεται επανειλημμένα σε σύντομα, κανονικά διαστήματα (για παράδειγμα, μία φορά ανά δευτερόλεπτο) χρησιμοποιώντας μια αντίθεση απεικόνισης, όπως η αντίθεση εξαρτώμενη από το αίμα-οξυγόνο (BOLD) (Ogawa, 1990), που είναι ευαίσθητη στην αιμοδυναμική απόκριση. Οι εντάσεις της αντίθεσης BOLD σχετίζονται με τις αλλαγές στη συγκέντρωση δεοξυαιμοσφαιρίνης στον ιστό του εγκεφάλου. Όταν ενεργοποιούνται οι νευρώνες, η αύξηση της ροής του αίματος συνδέεται με την αύξηση του τοπικού μεταβολισμού της γλυκόζης και την αύξηση της τοπικής κατανάλωσης οξυγόνου. Οι μεταβολές της συγκέντρωσης της τοπικής δεσοξυαιμοσφαιρίνης αντανακλώνται στη φωτεινότητα των φωνής απεικόνισης MRI σε κάθε χρονικό σημείο. Έχει επίσης αναφερθεί ότι υπάρχει ισχυρή συγκέντρωση της ενεργοποίησης fMRI και ηλεκτροφυσιολογικών πηγών κατά τη διάρκεια της κίνησης των χεριών και των εικόνων κινητήρα (Yuan, 2008, Yuan, 2011). Η απεικόνιση fMRI θεωρείται αρκετά ασφαλής. Δεν χρησιμοποιεί εξωγενή παράγοντες αντίθεσης. Συνήθως, δεν περιλαμβάνει καμία επεμβατική διαδικασία, ενέσεις, φάρμακα, ραδιενεργές ουσίες ή ακτίνες X. Απαιτεί ένα όργανο που παρέχει ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και παλμούς ενέργειας ραδιοσυχνότητας.

Οι εικόνες fMRI μπορούν να επεξεργαστούν σε πραγματικό χρόνο (rtfMRI) (Cox, 1995) καθώς συλλέγονται έτσι ώστε οι προκύπτουσες πληροφορίες να είναι άμεσα διαθέσιμες και έτσι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για σκοπούς ανατροφοδότησης. Για παράδειγμα, οι ψυχικές καταστάσεις που συνάγονται από το rtfMRI μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να καθοδηγήσουν τη γνωστική διαδικασία ενός ατόμου ή τις παρεμβάσεις ενός κλινικού για τις ψυχιατρικές διαταραχές. Το fMRI έχει υψηλή χωρική ανάλυση, αφού οι τρισδιάστατες πληροφορίες όγκου λαμβάνονται απευθείας δείγματα

για πολύ μικρά voxels και καθιστά δυνατή την ανίχνευση της δραστηριότητας σε όλες τις περιοχές του εγκεφάλου, συμπεριλαμβανομένων μερικών βαθιών δομών όπως η αμυγδαλή. Αντίθετα, οι μετρήσεις EEG / MEG πλησίον της επιφάνειας της κεφαλής γίνονται μακριά από αυτές τις θέσεις και η χωρική ανάλυση για απεικόνιση πηγής EEG / MEG της βαθιάς εγκεφαλικής δραστηριότητας είναι αρκετά περιορισμένη προς το παρόν.

Από την άλλη πλευρά, ένα ουσιαστικό όριο του rtfMRI ή fMRI έγκειται στον υποκείμενο μηχανισμό του: μετρά τις αλλαγές στη ροή του αίματος και όχι στη δραστηριότητα των νευρώνων. Η τεχνική είναι επομένως εγγενώς έμμεση και θορυβώδης. Το πιο σημαντικό, υπάρχει μια εγγενής καθυστέρηση αρκετών δευτερολέπτων στην απόκριση του fMRI, ανεξάρτητα από το πόσο γρήγορα μπορούν να ληφθούν οι εικόνες. Αυτό σημαίνει ότι η ανατροφοδότηση που δίνεται σε ένα θέμα καθυστερεί μερικά δευτερόλεπτα. Αυτό θα μπορούσε να επηρεάσει τη χρησιμότητα του rtfMRI σε πολλές εφαρμογές BCI.

Φασματοσκοπία εγγύς υπερυθρού (NIRS)

Η λειτουργική φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρων (fNIRS) είναι μια άλλη μη επεμβατική τεχνική. Χρησιμοποιεί φως στην περιοχή εγγύς υπέρυθρων (700 έως 1000 nm) για τον προσδιορισμό της οξυγόνωσης, της ροής αίματος και της μεταβολικής κατάστασης των εντοπισμένων φλοιωδών περιοχών. Είναι παρόμοιο με το BOLD-fMRI όσον αφορά την αντίθεση απεικόνισης, δηλαδή μετρά την αιμοδυναμική απόκριση. Μπορεί να παράγει σχετικά καλά εντοπισμένα σήματα με χωρική ανάλυση της τάξεως των εκατοστών και παρέχει πληροφορίες σχετικές με τη νευρική δραστηριότητα. Ωστόσο, καθώς οι εικόνες βασίζονται στα ρηχά διεισδυτικά φωτόνια, το NIRS λειτουργεί αποτελεσματικά μόνο για τις δομές του εγκεφάλου που βρίσκονται πάνω ή κοντά στην επιφάνεια του εγκεφάλου. Το NIRS είναι επίσης εγγενώς περιορισμένο στην αντίθεση απεικόνισης (δηλ. Αιμοδυναμικές αποκρίσεις) που έχει ως αποτέλεσμα χρονική ανάλυση της τάξης των δευτερολέπτων και καθυστέρηση αρκετών δευτερολέπτων για ανατροφοδότηση. Έτσι, όσον αφορά το ρυθμό μεταφοράς πληροφοριών, τα BCI που βασίζονται στο fNIRS είναι πιθανό να είναι λιγότερο αποτελεσματικά από τα BCIs που βασίζονται σε ηλεκτρομαγνητικά σήματα. Σε σύγκριση με το fMRI, αποτελεί

συμβιβασμό μεταξύ της ικανότητας απεικόνισης και της πρακτικής χρηστικότητας (δηλ. Το fNIRS είναι φθηνό και φορητό). Η ευελιξία χρήσης, η φορητότητα και η οικονομική προσιτότητα καθιστούν το NIRS μια βιώσιμη εναλλακτική λύση για κλινικές μελέτες και ενδεχομένως για πρακτική χρήση.

1.7.3 Νευρικά σήματα στα συστήματα BCI

Η ηλεκτρομαγνητική καταγραφή από τον εγκέφαλο σε κατάσταση ηρεμίας παρουσιάζει ενδογενή ταλαντωτική δραστηριότητα που είναι ευρέως διαδεδομένη σε ολόκληρο τον εγκέφαλο. Αυτή η αυθόρμητη δραστηριότητα αποτελείται κυρίως από ταλαντώσεις στη ζώνη άλφα συχνοτήτων (8-13 Hz), η οποία ονομάζεται ρυθμός mu όταν εστιάζεται στον αισθητήρα του κινητικού φλοιού και οπτικός άλφα ρυθμός όταν εστιάζεται στον οπτικό φλοιό. Αυτή η ταλάντωση πιστεύεται ότι προκαλείται από σύνθετα θαλαμοκορχητικά δίκτυα νευρώνων που δημιουργούν βρόχους ανατροφοδότησης. Η συγχρονισμένη πυροδότηση των νευρώνων σε αυτούς τους βρόχους ανάδρασης δημιουργεί παρατηρήσιμες ταλαντώσεις. Η συχνότητα των ταλαντώσεων μειώνεται όσο αυξάνεται ο αριθμός των συγχρονισμένων νευρώνων. Οι υποκείμενες ιδιότητες των μεμβρανών των νευρώνων, η δυναμική των συναπτικών διεργασιών, η δύναμη και η πολυπλοκότητα των συνδέσεων στο νευρωνικό δίκτυο και οι επιδράσεις από πολλαπλά συστήματα νευροδιαβιβαστών παίζουν επίσης ρόλο στον προσδιορισμό των ταλαντώσεων.

Άλλες ταλαντώσεις που ανιχνεύονται στον αισθητήρα του κινητικού φλοιού εμφανίζονται στη ζώνη συχνοτήτων βήτα (14-30 Hz) και στη ζώνη γάμα (> 30 Hz). Μαζί με τον ρυθμό mu, αυτές οι ταλαντώσεις που καταγράφηκαν πάνω από τον αισθητικοκινητικό φλοιό ονομάζονται αισθητηριοκινητικοί ρυθμοί (SMRs). Προέρχονται από τον αισθητήρα του φλοιού και μεταβάλλονται με κινητική και σωματοαισθητική λειτουργία. Αυτές οι ταλαντώσεις εμφανίζονται συνεχώς κατά τη διάρκεια «ρελαντί» ή ανάπαυσης. Ωστόσο, κατά τη διάρκεια των περιόδων μη χρήσης, αυτές οι ταλαντώσεις αλλάζουν σε πλάτος ή / και συχνότητα και αυτές οι αλλαγές είναι εμφανείς στο EEG ή στο MEG. Η διαφοροποίηση που σχετίζεται με την εργασία σε ρυθμούς αισθητήρα-κινούμενου ρυθμού εκδηλώνεται συνήθως ως μείωση πλάτους στα συστατικά χαμηλής συχνότητας (άλφα / βήτα ζώνη) (επίσης γνωστή ως event-related desynchronization

(ERD) [Pfurtscheller, 1999]). Αντίθετα, μια αύξηση πλάτους σε μια ζώνη συχνοτήτων είναι γνωστή ως event-related synchronization (ERS) (Pfurtscheller, 1999). Παραδείγματος χάριν, έχει βρεθεί ότι ο σχεδιασμός και η εκτέλεση κινήσεων οδηγούν σε προβλέψιμες μειώσεις στις ζώνες συχνοτήτων άλφα και βήτα (Pfurtscheller, 1999). Επίσης, πολλές μελέτες έχουν δείξει ότι οι κινητικές εικόνες μπορούν να προκαλέσουν ERD (και συχνά ERS) σε πρωτεύον περιοχές αισθητήρα (Pfurtscheller, 1999, Pfurtscheller, 1997, McFarland, 2000, Wang, 2004, Wang, 2004, Yamawaki, 2006, Miller, 2010). Αυτές οι χαρακτηριστικές αλλαγές στους ρυθμούς EEG μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ταξινομηθούν οι καταστάσεις εγκεφάλου που σχετίζονται με το σχεδιασμό / φαντασία των διαφόρων τύπων μετακίνησης των άκρων. Αυτή είναι η βάση του νευρικού ελέγχου σε BCI που βασίζονται σε EEG. Μελέτες έχουν δείξει ότι οι άνθρωποι μπορούν να μάθουν να αυξάνουν και να μειώνουν το πλάτος του αισθητικοκινητικού ρυθμού σε ένα ημισφαίριο χρησιμοποιώντας στρατηγικές κινηματογραφικών απεικονίσεων και επομένως να ελέγχουν φυσικές ή εικονικές συσκευές.

1.8 Επεξεργασία σήματος συστημάτων BCI

Ο στόχος της επεξεργασίας σήματος BCI είναι να εξάγει χαρακτηριστικά από τα αποκτηθέντα σήματα και να τα μεταφράζει σε εντολές λογικού ελέγχου για εφαρμογές BCI. Ένα χαρακτηριστικό ενός σήματος μπορεί να θεωρηθεί ως μια αντανάκλαση μιας συγκεκριμένης πτυχής της φυσιολογίας και της ανατομίας του νευρικού συστήματος. Με βάση αυτόν τον ορισμό, ο στόχος της εξαγωγής χαρακτηριστικών για εφαρμογές BCI είναι η απόκτηση λειτουργιών που αντικατοπτρίζουν με ακρίβεια και αξιοπιστία την πρόθεση του χρήστη του BCI.

1.8.1 Εξαγωγή χαρακτηριστικών

Ο στόχος όλων των τεχνικών επεξεργασίας και εξαγωγής είναι ο χαρακτηρισμός ενός αντικειμένου (δηλ., η επιθυμητή επιλογή χρήστη) με ευδιάκριτα μέτρα των οποίων οι τιμές είναι παρόμοιες για εκείνες της ίδιας κατηγορίας αλλά διαφορετικές για αντικείμενα σε άλλη κατηγορία. Αυτός ο χαρακτηρισμός επιτυγχάνεται με την επιλογή σχετικών χαρακτηριστικών από τις πολυάριθμες διαθέσιμες επιλογές. Αυτή η διαδικασία

επιλογής είναι απαραίτητη επειδή τα μη σχετιζόμενα χαρακτηριστικά μπορούν να προκαλέσουν χαμηλή γενίκευση των αλγορίθμων μετάφρασης, να αυξήσουν την πολυπλοκότητα των υπολογισμών και να απαιτήσουν περισσότερα δείγματα εκπαίδευσης.

Επιπλέον, παρόλο που ένας χρήστης BCI είναι σε θέση να παράγει ανιχνεύσιμα σήματα που εκφράζουν την πρόθεση του, οι μέθοδοι απόκτησης σήματος καταγράφουν επίσης τον θόρυβο που παράγεται από άλλη μη σχετιζόμενη δραστηριότητα εντός ή εκτός του εγκεφάλου. Έτσι, είναι σημαντικό ότι η εξαγωγή χαρακτηριστικών μεγιστοποιεί την αναλογία σήματος προς θόρυβο.

Μέθοδοι Εξαγωγής Χαρακτηριστικών

Οι μέθοδοι για την εξαγωγή χαρακτηριστικών εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τον τύπο των νευρωνικών σημάτων που χρησιμοποιούνται στο BCI και τα χαρακτηριστικά που συνδέονται με την υποκείμενη νευρική διαδικασία. Για τα BCIs με βάση την δραστηριότητα αιχμών (spiking), ο στόχος της εξαγωγής χαρακτηριστικών είναι να μοντελοποιηθεί η συστοιχία αιχμών και να προσδιοριστούν οι εντολές εξόδου BCI (π.χ. τροχιά κίνησης) από τους ρυθμούς νευρικής πυροδότησης. Έχουν αναπτυχθεί αρκετά μοντέλα για τη συσχέτιση των ρυθμών καύσης απλής ή πληθυσμιακής νεύρωσης με τις προβλεπόμενες κινήσεις του χρήστη (δηλαδή τη σχέση συντονισμού). Οι τεκμηριωμένες ανακαλύψεις σχετικά με αυτό το θέμα έγιναν στα τέλη της δεκαετίας του 1980. Αργότερα, άλλοι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η θέση, η ταχύτητα (συμπεριλαμβανομένης της κατεύθυνσης και της ταχύτητας) και άλλες κινηματικές κινήσεις των χεριών αντιπροσώπευαν την δραστηριότητα ενός ή πολλαπλών μονάδων (Moran, 1999, Kettner, 1988, Fu, 1995, Schwartz, 1994, Paninski, 2004). Παρόμοια μοντέλα συντονισμού έχουν επίσης αναπτυχθεί για εγγραφές LFP. Με βάση αυτά τα μοντέλα ρύθμισης αιχμών / LFP, διάφορες μέθοδοι, όπως οι μέθοδοι γραμμικού φιλτραρίσματος και τα νευρωνικά δίκτυα, έχουν χρησιμοποιηθεί για την εξαγωγή χρήσιμων χαρακτηριστικών από τα ποσοστά νευρικής πυροδότησης.

Για άλλα νευρικά σήματα (EEG / MEG / ECoG), η χωρική ανάλυση / εξειδίκευση είναι χαμηλότερη και το αποκτώμενο σήμα συνήθως αντανακλά τη δραστηριότητα σε μεγαλύτερες περιοχές. Για αυτές τις μεθόδους, ο ορισμός των χαρακτηριστικών από τη

χωρική θέση είναι εξίσου σημαντικός με τον ορισμό τους με χρονικά / φασματικά χαρακτηριστικά. Προκειμένου να βελτιστοποιηθεί η χωρική πληροφορία, τα κανάλια που χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο BCI είναι συνήθως ένα επιλεγμένο υποσύνολο μερικών καναλιών. Αυτά μπορούν να επιλεγούν με μεθόδους όπως η ανάλυση βασικών συστατικών (PCA) (Spencer, 2001) ή η ανάλυση ανεξάρτητων συστατικών (ICA) (Bell, 1995) ή βασίζονται στην εκ των προτέρων γνώση της λειτουργικής οργάνωσης της σχετικής περιοχής / περιοχών του φλοιού. Πρόσφατα έχουν προταθεί μέθοδοι απεικόνισης ηλεκτροφυσιολογικής πηγής ως προσέγγιση χωρικής αποσύνθεσης για την εξαγωγή χωρικών πληροφοριών σχετικά με τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται σε ένα BCI (Qin, 2004, Kamousi, 2005, Kamousi, 2007, Yuan, 2008).

Προκειμένου να οριστούν οι χρονικές / φασματικές παράμετροι των επιλεγμένων χαρακτηριστικών, τα νευρικά σήματα υποβάλλονται συνήθως σε ανάλυση χρόνου-συχνότητας. Τα χαρακτηριστικά που βασίζονται στη συχνότητα έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως στην επεξεργασία σήματος λόγω της ευκολίας εφαρμογής, της υπολογιστικής απόδοσης και της απλής ερμηνείας. Επειδή αυτές οι λειτουργίες δεν παρέχουν πληροφορίες για το χρονικό πεδίο, δεν είναι ευαίσθητες στη μη σταθερή φύση των σημάτων EEG. Έτσι, οι μικτές αναπαραστάσεις χρονικής συχνότητας (TFR) που χαρτογραφούν ένα μονοδιάστατο σήμα σε μια δισδιάστατη συνάρτηση του χρόνου και της συχνότητας χρησιμοποιούνται για την ανάλυση του μεταβαλλόμενου στο χρόνο φασματικού περιεχομένου των σημάτων. Ένα τυπικό παράδειγμα είναι η εξαγωγή του χαρακτηριστικού ERD σε αισθητηριοκινητικούς ρυθμούς, που μπορεί να ληφθεί χρησιμοποιώντας μια παραδοσιακή μέθοδο κινητού μέσου (Pfurtscheller, 1999), μια μέθοδο εξαγωγής περιβλήματος (Wang, 2004), ή μια μέθοδο TFR που βασίζεται σε κυμάτια (wavelets) (Qin, 2005). Οι παραμετρικές προσεγγίσεις χρησιμοποιούνται επίσης συνήθως για την εκτίμηση των χαρακτηριστικών χρόνου-συχνότητας, όπως η αυτορυθμιζόμενη μοντελοποίηση για στάσιμα σήματα και η προσαρμοστική αυτορυθμιζόμενη μοντελοποίηση για μη σταθερά σήματα, τα οποία εφαρμόζονται ευρέως σε ηλεκτρονικά συστήματα BCI λόγω της υπολογιστικής αποτελεσματικότητάς τους. Ωστόσο, αξίζει να σημειωθεί ότι αυτές οι παραμετρικές προσεγγίσεις μοντελοποίησης απαιτούν συνήθως προκαθορισμένες παραμέτρους.

Επιλογή χαρακτηριστικών και μείωση διαστάσεων

Οι αλγόριθμοι επιλογής χαρακτηριστικών χρησιμοποιούνται σε σχέδια BCI για να βρουν τα πιο ενημερωτικά χαρακτηριστικά για τον προσδιορισμό της πρόθεσης του χρήστη. Αυτή η προσέγγιση είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για σχέδια BCI με δεδομένα εισόδου μεγάλης διαστάσεως, καθώς μειώνει τη διάσταση του χώρου των χαρακτηριστικών. Επειδή ένα μπλοκ επιλογής χαρακτηριστικών μειώνει την πολυπλοκότητα του προβλήματος μετάφρασης, μπορούν να επιτευχθούν υψηλότερες ακρίβειες μετάφρασης (δηλ. υψηλότερες ακρίβειες προσδιορισμού της πρόθεσης του χρήστη).

Όπως αναλύθηκε από τους Blum και Langely (Blum, 1997), οι τεχνικές επιλογής χαρακτηριστικών μπορούν να χωριστούν σε τρεις μεγάλες κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία, που ονομάζεται ενσωματωμένοι αλγόριθμοι, η επιλογή χαρακτηριστικών αποτελεί μέρος της μεθόδου μετάφρασης (επίσης αποκαλούμενη ταξινόμηση). Η διαδικασία επιλογής χαρακτηριστικών προσθέτει ή αφαιρεί χαρακτηριστικά για την αντιμετώπιση των σφαλμάτων πρόβλεψης καθώς εισάγονται νέα δεδομένα εκπαίδευσης. Ενσωματωμένοι αλγόριθμοι, ωστόσο, δεν έχουν μεγάλη χρησιμότητα όταν υπάρχει υψηλό επίπεδο αλληλεπίδρασης μεταξύ των σχετικών χαρακτηριστικών.

Στη δεύτερη κατηγορία, αλγόριθμοι φίλτρων, τα ειδικά χαρακτηριστικά επιλέγονται πριν και ανεξάρτητα από τη διαδικασία μετάφρασης. Αυτοί οι αλγόριθμοι λειτουργούν με την κατάργηση άσχετων χαρακτηριστικών (εκείνων που παρέχουν πλεονάζοντα δεδομένα ή έχουν μολυνθεί από θόρυβο) πριν από την εκπαίδευση της τεχνικής μετάφρασης. Μια προσέγγιση στο φιλτράρισμα περιλαμβάνει τον υπολογισμό της συσχέτισης κάθε χαρακτηριστικού με την πρόθεση του χρήστη και στη συνέχεια την επιλογή ενός σταθερού αριθμού χαρακτηριστικών με τις υψηλότερες βαθμολογίες. Μια άλλη προσέγγιση φιλτραρίσματος αποδίδει χαρακτηριστικά υψηλότερης τάξης που βασίζονται σε χαρακτηριστικά από τα ακατέργαστα δεδομένα, ταξινομεί αυτά τα χαρακτηριστικά υψηλότερης τάξης με βάση την ποσότητα διακύμανσης που εξηγούν και στη συνέχεια επιλέγει ένα σταθερό αριθμό από τα χαρακτηριστικά υψηλότερης βαθμολογίας.

Η τελευταία κατηγορία αποτελείται από αλγόριθμους wrapper. Οι αλγόριθμοι περιτύλιξης επιλέγουν χαρακτηριστικά χρησιμοποιώντας τους αλγορίθμους μετάφρασης για να αξιολογήσουν τη βιωσιμότητα ή την ποιότητα ενός συνόλου χαρακτηριστικών.

Αντί να επιλέγουν ένα σύνολο χαρακτηριστικών με βάση τα αποτελέσματα της μετάφρασης, αυτοί οι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν τον αλγόριθμο μετάφρασης ως υπορουτίνα για την εκτίμηση της ακρίβειας ενός συγκεκριμένου υποσυνόλου χαρακτηριστικών. Αυτός ο τύπος αλγορίθμου είναι μοναδικός για έναν αλγόριθμο μετάφρασης και είναι ιδιαίτερα χρήσιμος με περιορισμένα δεδομένα εκπαίδευσης.

1.8.2 Μετάφραση χαρακτηριστικών

Οι τεχνικές μετάφρασης είναι αλγόριθμοι που αναπτύσσονται με στόχο τη μετατροπή των χαρακτηριστικών εισόδου (ανεξάρτητες μεταβλητές) σε εντολές ελέγχου συσκευών (εξαρτώμενες μεταβλητές) που επιτυγχάνουν την πρόθεση του χρήστη. Οι τεχνικές μετάφρασης που χρησιμοποιούνται ευρέως σε άλλες περιοχές επεξεργασίας σήματος προσαρμόζονται στην τεχνολογία BCI. Στην ιδανική περίπτωση, ο αλγόριθμος μετάφρασης θα μετατρέπει τα επιλεγμένα χαρακτηριστικά σε εντολές εξόδου που επιτυγχάνουν την πρόθεση του χρήστη με ακρίβεια και αξιοπιστία. Επιπλέον, ένας αποτελεσματικός αλγόριθμος μετάφρασης θα προσαρμόζεται για αυθόρμητες αλλαγές στα χαρακτηριστικά και θα ενθαρρύνει και θα διευκολύνει την απόκτηση από τον χρήστη ενός καλύτερου ελέγχου επί των χαρακτηριστικών.

Υπάρχουν πολλοί τύποι αλγορίθμων μετάφρασης χαρακτηριστικών. Κάποιοι χρησιμοποιούν απλά χαρακτηριστικά όπως εύρος ή συχνότητα και μερικοί χρησιμοποιούν μεμονωμένα χαρακτηριστικά. Μερικοί προηγμένοι αλγόριθμοι χρησιμοποιούν ένα συνδυασμό χωρικών και χρονικών χαρακτηριστικών που παράγονται από μία ή περισσότερες φυσιολογικές διεργασίες. Οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται επί του παρόντος περιλαμβάνουν, χωρίς περιορισμό, γραμμικούς ταξινομητές (Wang, 2004, Babiloni, 2001), διακριτές Fisher (Blankertz, 2002), Mahalanobis ταξινομητές βασισμένους στην απόσταση (116), νευρωνικά δίκτυα (Pfurtscheller, 1997, Peters, 1998, Robert, 2002, Deng, 2003), μηχανήματα φορέα υποστήριξης (SVM) (Vallabhaneni, 2004), κρυφά μοντέλα Markov (HMM) (Obermaier, 2001) και Bayesian ταξινομητές (Curran, 2004, Lemm, 2004).

Οποιοσδήποτε αλγόριθμος μετάφρασης χρησιμοποιείται, τα αποτελέσματα μπορούν να μεταφραστούν σε εντολές ελέγχου με δύο τρόπους: συνεχείς ή διακριτές.

Συνεχής μετάφραση χαρακτηριστικών

Στη συνεχή μετάφραση χαρακτηριστικών, συνεχόμενες εντολές εξόδου δημιουργούνται συνεχώς με βάση τα χαρακτηριστικά. Παραδείγματα αυτής της μετάφρασης είναι οι κινηματικές παράμετροι (π.χ. θέση βραχίονα, ταχύτητα, κλπ.) που ελέγχουν ένα προσθετικό βραχίονα. Τα χαρακτηριστικά προέρχονται συνήθως από βραχυχρόνια σήματα-παράθυρα και στη συνέχεια τροφοδοτούνται συνεχώς στον αλγόριθμο μετάφρασης έτσι ώστε να λαμβάνονται δυναμικά αποτελέσματα για τον έλεγχο BCI. Ένας σταθερός αλγόριθμος μετάφρασης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για συνεχή μετάφραση χαρακτηριστικών. Οι αλγόριθμοι που προσαρμόζονται μπορούν συχνά να αποδώσουν καλύτερα. Λόγω των απαιτήσεων επεξεργασίας των χαρακτηριστικών σε διαδοχικά παράθυρα βραχείας διάρκειας, η επιλογή των μεθόδων εξαγωγής χαρακτηριστικών και των μεθόδων μετάφρασης θα πρέπει να ευνοεί όσους έχουν λιγότερο υπολογιστικό φορτίο, οι οποίοι μπορεί να μην είναι εκείνοι οι αλγόριθμοι που λειτουργούν καλύτερα σε offline δοκιμές. Ωστόσο, το πλεονέκτημα της χρήσης συνεχούς μετάφρασης είναι ότι επιτρέπει στους χρήστες να προσαρμόζουν τις στρατηγικές τους κατά τη διάρκεια του ελέγχου. Αυτό είναι επωφελές για τη μάθηση τόσο από το χρήστη όσο και από το BCI.

Διακριτή μετάφραση χαρακτηριστικών

Αντίθετα, η διακριτή μετάφραση χαρακτηριστικών παράγει περιοδικές εντολές σε σταθερά διαστήματα. Ένα παράδειγμα αυτού του τύπου μετάφρασης είναι ένα BCI που χρησιμοποιεί ένα σήμα P300. Ένα BCI που βασίζεται στο P300 τυπικά θα εκδίδει μια εντολή κάθε μερικά δευτερόλεπτα. Έτσι, είναι ιδιαίτερα κατάλληλη για εφαρμογές όπως η επεξεργασία λέξεων, η οποία απαιτεί διακριτικές επιλογές γραμμάτων και λιγότερο κατάλληλη για εφαρμογές όπως το πολυδιάστατο ρομποτικό έλεγχο βραχίονα, το οποίο υλοποιείται καλύτερα με μια συνεχή σειρά εντολών εξόδου.

1.9 Εκπαίδευση συστημάτων BCI

Η αποτελεσματικότητα ενός BCI εξαρτάται από την ικανότητα του χρήστη να παράγει εγκεφαλικά σήματα που αντικατοπτρίζουν την πρόθεση του και από το αν το BCI μπορεί να αποκωδικοποιήσει με ακρίβεια και αξιοπιστία στις εντολές εξόδου που

επιτυγχάνουν αυτό το σκοπό (Wolpaw, 2002, Curran, 2003). Ο έλεγχος της εγκεφαλικής δραστηριότητας είναι πιο δύσκολο να επιτευχθεί από τον έλεγχο της κινητικής δραστηριότητας εν μέρει επειδή ο χρήστης δεν μπορεί ούτε να ταυτοποιήσει ούτε να διακρίνει τη δραστηριότητα. Ο χρήστης μπορεί να κατανοήσει μόνο τη δραστηριότητα του EEG μέσω των σχολίων που έλαβε από το σύστημα BCI. Τα διαφορετικά συστήματα BCI χρησιμοποιούν διαφορετικές στρατηγικές για να βοηθήσουν τους χρήστες να μάθουν να ελέγχουν τα κρίσιμα εγκεφαλικά σήματα.

1.9.1 Γνωστικές εργασίες

Πολλά BCI ζητούν από τον χρήστη να εκτελεί συγκεκριμένες λειτουργίες γνωστικής λειτουργίας που δημιουργούν αναγνωρίσιμα συστατικά EEG (δηλαδή στοιχεία που το BCI μπορεί να αποκωδικοποιήσει σε πρόθεση). Οι λειτουργίες των εικόνων κίνησης ήταν το πιο διαδεδομένο γνωστικό έργο. Για κάθε επιλογή, ο χρήστης φαντάζεται ή σχεδιάζει μία από τις πολλές κινήσεις (π.χ. κίνηση αριστερού ή δεξιού χεριού) βάσει οπτικών ή ακουστικών σημείων. Έρευνες έχουν δείξει ότι αυτό δημιουργεί σήματα εγκεφάλου (π.χ. από αισθητοκινητικό φλοιό) που μπορεί να ανιχνευθεί με EEG ή fMRI (Yuan, 2010, Yuan, 2008). Μετά από αρκετές συνεδρίες κατάρτισης, ο χρήστης είναι συνήθως σε θέση να παράγει ένα συγκεκριμένο μοτίβο χαρακτηριστικών σήματος (π.χ. εύρη σε συγκεκριμένες ζώνες συχνοτήτων σε συγκεκριμένες θέσεις) εκτελώντας μια συγκεκριμένη γνωστική λειτουργία (Babiloni, 2000).

Μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλες γνωσιακές λειτουργίες, όπως αριθμητική (προσθήκη σειράς αριθμών), οπτική μέτρηση (διαδοχική απεικόνιση αριθμών), γεωμετρική περιστροφή σχήματος (απεικόνιση περιστροφής ενός 3D αντικειμένου γύρω από άξονα), σύνθεση επιστολών και βασική γραμμή (χαλάρωση). Πολλές μελέτες έχουν δείξει ότι αυτά τα καθήκοντα παράγουν συστατικά ανιχνεύσιμα στο EEG (Yuan, 2010, Birbaumer, 2000, Pfurtscheller, 1993, Babiloni, 2000, Penny, 2000, Penny, 1999, Royer, 2009).

1.9.2 Λειτουργικό περιβάλλον

Αντίθετα, η προσέγγιση περιβάλλοντος λειτουργίας δεν απαιτεί από τον χρήστη να εκτελεί συγκεκριμένες γνωσιακές εργασίες. Το επίκεντρο αυτής της μεθόδου είναι να βοηθήσει τον χρήστη να αποκτήσει τον αυτόματο έλεγχο της συσκευής, σκεπτόμενος για

οτιδήποτε επιλέγει. Η ανατροφοδότηση που παρέχεται από το σύστημα χρησιμεύει για τον όρο ότι ο χρήστης θα συνεχίσει να παράγει και να ελέγχει τα εξαρτήματα EEG που έχουν επιτύχει το επιθυμητό αποτέλεσμα. Με συνεχή πρακτική, ο χρήστης είναι σε θέση να αποκτήσει τον έλεγχο της συσκευής χωρίς να γνωρίζει απαραίτητα τα συγκεκριμένα στοιχεία EEG που παράγονται. Είναι σημαντικό να σημειωθεί, ωστόσο, ότι η μέθοδος ρύθμισης του ελεγκτή συχνά χρησιμοποιεί εργασίες κινητικής απεικόνισης για να εγκλιματιστεί αρχικά στους χρήστες με την έννοια ότι μπορούν να ελεγχθούν τα κύματα του εγκεφάλου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. Νευροανάδραση

Η νευροανάδραση είναι ένα συνολικό σύστημα κατάρτισης που προάγει την ανάπτυξη και την αλλαγή στο κυτταρικό επίπεδο του εγκεφάλου. Είναι η απάντηση της τεχνολογίας στην ψυχοθεραπεία, τη γνωστική αποκατάσταση και την κακή εγκεφαλική λειτουργία. Έχει εφαρμοστεί με επιτυχία στη θεραπεία της κατάθλιψης, του άγχους, της διαταραχής του μετατραυματικού στρες (PTSD), των διαταραχών της προσωπικότητας, των εθισμών και των ανεπύλτων συναισθηματικών προβλημάτων. Είναι μια αποτελεσματική θεραπεία για τις διαταραχές της πρώιμης παιδικής ηλικίας, όπως διαταραχή υπερλειτουργίας (ADHD), διαταραχές της ανάπτυξης (POD), διαταραχή της ενεργού προσκόλλησης, διαταραχή του Asperger, διαταραχές της μάθησης και ιδεοψυχαναγκαστική διαταραχή (OCD). Για πάνω από 30 χρόνια η νευροθεραπεία έχει μεταμορφώσει τη ζωή αυτών με διαταραχή επιληπτικών κρίσεων και επιληψία. Τα θύματα των τραυματισμών κλειστού κεφαλιού και των πονοκεφάλων, καθώς και εκείνων

με κλινική συσχέτιση που σχετίζεται με την ηλικία, έχουν βρει ότι η νευροθεραπεία είναι ένα αποτελεσματικό εργαλείο για τη μείωση των συμπτωμάτων και τη γνωστική ενίσχυση. Οι παροχείς νευροανάδρασης προσφέρουν επίσης εκπαίδευση κορυφαίας απόδοσης για στελέχη επιχειρήσεων, αθλητές και πολλούς άλλους.

Με τόσες πολλές εφαρμογές, δεν είναι περίεργο ότι επαγγελματίες από διάφορους κλάδους έχουν προσθέσει νευροθεραπεία στην πρακτική τους. Οι επαγγελματίες ψυχικής υγείας, οι εκπαιδευτικοί, οι εργοθεραπευτές, οι σύμβουλοι αποκατάστασης και οι γιατροί είναι μεταξύ εκείνων που χρησιμοποιούν νευροθεραπεία για να αυξήσουν την επούλωση και την προσωπική ανάπτυξη των πελατών τους. Κάποιοι έχουν κάνει τη νευροθεραπεία ως τον κύριο τρόπο θεραπείας τους. Άλλοι το έχουν κάνει μέρος μιας ευρύτερης κλινικής πρακτικής. Μέχρι στιγμής, δεν υπήρξε ούτε ένας πλήρης οδηγός για τους επαγγελματίες που ενδιαφέρονται να εξερευνήσουν τη νευροθεραπεία, να προσθέσουν τη νευροθεραπεία στην πρακτική τους ή να ξεκινήσουν μια πρακτική που αφιερώνεται εξ ολοκλήρου σε αυτή τη μέθοδο.

Η υψηλής τεχνολογίας απεικόνιση εγκεφάλου έχει ανοίξει ένα μεγάλο παράθυρο στην κατανόηση του εγκεφάλου και τώρα γνωρίζουμε ότι ο λειτουργικός εγκέφαλος δεν χρησιμεύει μόνο ως κέντρο της γνώσης και της μνήμης. Πολλές μελέτες έχουν αποκαλύψει τον ρόλο του εγκεφάλου στη συναισθηματική επεξεργασία, την ανάπτυξη του συνειδητού εαυτού και σε διάφορα χαρακτηριστικά της προσωπικότητας που είναι κεντρικά για τους τρόπους ύπαρξής του ανθρώπου. Οι επιστήμονες έχουν καταλήξει στο συμπέρασμα ότι η ηθική λήψη αποφάσεων και η συμπεριφορά δεν είναι πάντα ριζωμένες στις ψυχολογικές διαδικασίες ή στη μάθηση της πρώιμης παιδικής ηλικίας. Οι σοβαρές βλάβες στο κεφάλι μπορεί να προκαλέσουν χαρακτηριστικές διαταραχές και παραβιάσεις στην προσωπική ακεραιότητα και γνωρίζουμε ότι οι δυσλειτουργικοί εγκέφαλοι κάνουν δυσλειτουργικές αποφάσεις (Damasio, 1994). Έρευνες έδειξαν ότι «ο εγκέφαλος του βίαιου ασθενούς είναι σαφώς διαφορετικός από εκείνον του μη βίαιου ατόμου» (Amen, 1998, p. 212). Η απεικόνιση του εγκεφάλου έχει επιτρέψει στους επιστήμονες να παρακολουθούν τη μεταβολική δραστηριότητα σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια γνωστικών και συναισθηματικών δραστηριοτήτων. Αυτή η γνώση είναι το κλειδί για την κατανόηση του πώς η νευροθεραπεία μπορεί να βοηθήσει αποτελεσματικά τους πελάτες.

Η ιστορία του βιοανάδρασης (συμπεριλαμβανομένης της νευροανάδρασης) είναι χτισμένη στους ακρογωνιαίους λίθους της τεχνολογίας, της ηλεκτρονικής, του συμπεριφορισμού, της φυσιολογίας και της νευρολογίας. Οι καινοτομίες, τα πειράματα και η έρευνα προέρχονταν από τα μυαλά των ατόμων που θα προκαλούσαν την τρέχουσα επιστημονική σκέψη. Ακόμη και μέχρι τη δεκαετία του 1950, οι επιστήμονες διαφώνησαν με την ιδέα του συνειδητού ελέγχου του αυτόνομου νευρικού συστήματος (ANS). Ωστόσο, μέσα σε μια δεκαετία, τα ανθρώπινα υποκείμενα θα μάθουν να ρυθμίζουν τα ηλεκτρικά σήματα στον εγκεφαλικό φλοιό και τους μεμονωμένους μύες. Η ανθρώπινη υποκειμενική εμπειρία σε συνδυασμό με την επιστημονική έρευνα δημιούργησε μια αναταραχή ιδεολογικών συζητήσεων και διαφορετικών απόψεων. Διοργανώθηκαν διασκέψεις και οι ερευνητές επιχείρησαν να δημιουργήσουν ορισμούς και να δώσουν ονόματα σε όσα παρατηρούσαν. Η εξέλιξη της θεωρίας βιοανάδρασης είχε αρχίσει. Η ανάπτυξή της θα διέπεται από την προσωπική θεωρία, τις κλινικές ανακαλύψεις και την πρόοδο της τεχνολογίας. Το πρώιμο ιστορικό της βιοανάδρασης έθεσε τα θεμέλια για τη μελλοντική έρευνα και την τρέχουσα κλινική θεωρία.

2.1 Ιστορική αναδρομή για την βιοανάδραση

Πολλοί θεωρούν ότι η επιστημονική έρευνα του Richard Caton είναι το πρώτο βασικό γεγονός της βιοανάδρασης. Το 1875 ανακάλυψε ότι οι διακυμάνσεις στην ηλεκτρική ενεργοποίηση του εγκεφάλου ακολουθούν πνευματική δραστηριότητα. Τα πειράματά του περιελάμβαναν την τοποθέτηση ηλεκτροδίων στον ανοιχτό ή εκτεθειμένο εγκέφαλο των ζώων. Καταγράφηκε επίσης κάποια ηλεκτρική δραστηριότητα από το κλειστό τριχωτό της κεφαλής των ζώων (Criswell, 1995, p. 70). Στη δεκαετία του 1920 ο Hans Berger μέτρησε τον ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) στο ανθρώπινο τριχωτό της κεφαλής. Ήταν ο πρώτος που κατέγραψε ακατέργαστο EEG σε χαρτί (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα). Αργότερα θα ταυτοποιήσει δύο διαφορετικά αλλαγμένα κύματα, άλφα και βήτα. Δέκα hertz είναι γνωστά ως Ρυθμός Berger (Budzynski, 1999, p. 65). Ο Berger ανακάλυψε ότι η σκέψη και η επαγρύπνηση συνοδεύουν εκρήξεις στη ζώνη συχνοτήτων beta που κυμαίνεται από 13 κύκλους ανά δευτερόλεπτο (hertz) έως περίπου 30 κύκλους ανά δευτερόλεπτο. Το επιστημονικό του άρθρο δημοσιεύθηκε το 1929. Θεωρούσε ότι οι ανωμαλίες στο EEG αντικατοπτρίζουν κλινικές διαταραχές

(Criswell, 1995, p. 70, Cantor, 1999, p. 20). Πολλοί πάροχοι νευροανάδρασης σχεδιάζουν πρωτόκολλα εκπαίδευσης σε αρμονία με την υπόθεση του Berger. Εφαρμόζουν την εκπαίδευση νευροανάδρασης σε περιοχές του εγκεφάλου που είναι γνωστό ότι επηρεάζουν τις γνωστικές και συμπεριφορικές επιδόσεις.

Άλλοι ερευνητές μελέτησαν τα βιολογικά σήματα του σώματος. Ο Carl Jung ήταν ένας από τους πολλούς επαγγελματίες που έλεγαν την γαλβανική απόκριση δέρματος (GSR). Παρακολούθησε αλλαγές στην ηλεκτροδερματική δραστηριότητα όταν οι ασθενείς ανταποκρίθηκαν σε ασκήσεις σύνδεσης λέξεων. Προσπάθησε να συσχετίσει τις φυσιολογικές απαντήσεις με ψυχολογικά ζητήματα. Θεωρητικά, οι λέξεις με συναισθηματικό περιεχόμενο αντιστοιχούσαν στις διακυμάνσεις του μετρητή GSR. Προφανώς, το σώμα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να σηματοδοτήσει τη δραστηριότητα του νου (Criswell, 1995, p. 104). Πιο σημαντικό, απέδειξε τη σχέση μεταξύ της ψυχοθεραπείας και της φυσιολογίας.

Κατά τη δεκαετία του 1930 οι Edgar Adrian και B.H.C. Matthews επανέλαβαν με επιτυχία τις μετρήσεις των ηλεκτρικών κυμάτων του Berger (Robbins, 2000a, p. 20). Πρωτοστάτησαν τη χρήση του διαφορικού ενισχυτή (Siever, 1999, p. 6.4). Η έρευνά τους έδειξε ότι τα πρότυπα κυμάτων εγκεφάλου μπορούν να τροποποιηθούν από συγκεκριμένες συχνότητες φωτός που αναβοσβήνει ή τρεμοπαίζει. Η παραμόρφωση των εγκεφαλικών κυμάτων αλλάζει το EEG, αλλά δεν συμμορφώνεται με τις αρχές της βιοανάδρασης, διότι δεν ανατροφοδοτεί βιολογικές πληροφορίες στον εκπαιδευόμενο και είναι μια διαδικασία μονής κατεύθυνσης. Ωστόσο, η παραμόρφωση του εγκεφαλικού κύματος είναι σύμμαχος της νευρωνικής αλλαγής και ανάπτυξης. Χωρίς την εξειδίκευση της νευροανάδρασης, οι μελέτες έχουν δείξει την αποτελεσματικότητα της διέγερσης από το φως υπό ορισμένες συνθήκες. Κατά συνέπεια, ένας αριθμός επαγγελματιών νευροανάδρασης το χρησιμοποιούν ως συμπλήρωμα στην εκπαίδευση νευροανάδρασης.

Μέχρι τη δεκαετία του 1950, οι επιστήμονες αμφισβητούσαν την έννοια του εθελοντικού ελέγχου του αυτόνομου νευρικού συστήματος (ANS). Οι βιολογικές διεργασίες, όπως η μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού, η αρτηριακή πίεση και η θερμοκρασία του χεριού, υποτίθεται ότι βρίσκονται υπό τον έλεγχο του αυτόματου συστήματος διαχείρισης του σώματος. Ωστόσο, μέχρι το 1960, η έρευνα του Neal E. Miller έδειξε ότι τα υποκείμενα θα μπορούσαν να μεταβάλουν τις λειτουργίες του

αυτόνομου νευρικού συστήματος μέσω του λειτουργικού ρυθμού (Robbins, 2000, p. 37, Schwartz & Olson, 1995, p. 4). Ως εκ τούτου, η κλινική ρύθμιση μέσω της βιοανάδρασης ήταν επιστημονικά εφικτή. Η ίδρυση της Βιοανάδρασης ήταν πλέον ασφαλής.

Το 1963, ο John Basmajian ανακάλυψε τις βασικές αρχές της ηλεκτρομυογραφίας (EMG). Ο Robbins (2000a) εξήγησε την ουσία του πειράματός του:

Μελετούσε κύτταρα στον κινητικό φλοιό του εγκεφάλου, τα οποία στέλνουν το μήνυμα στα μυϊκά κύτταρα στο σώμα για να πυροδοτήσουν. Μια οργανωμένη διαδρομή του νεύρου του κινητικού φλοιού ονομάζεται μονάδα κινητήρα και μια μόνο μονάδα κινητήρα που ταξιδεύει στην σπονδυλική στήλη μπορεί να ελέγχει από μερικά μυϊκά κύτταρα μέχρι εκατοντάδες από αυτά. Ο Basmajian επέλεξε μια μονάδα κινητήρα που ελέγχει μερικά κύτταρα στη βάση του αντίχειρα. Εισήγαγε ένα μικροσκοπικό ηλεκτρόδιο βελόνας στον μυ του αντίχειρα. Κανείς δεν μπορούσε να δει καμία κίνηση του μυός, αλλά οι μισοί από τα δεκαέξι υποκείμενα του Basmajian μπόρεσαν να ελέγξουν το νεύρο μιας μονάδας κινητήρα στον εγκέφαλο που κυβερνούσε αυτόν τον μυ (p. 61).

Ο Basmajian έμαθε ότι μια ενιαία μονάδα κινητήρα που ξεκινάει στον κινητικό φλοιό του εγκεφάλου και επεκτείνεται στον αντίχειρα μπορεί να έρθει υπό εθελοντικό έλεγχο. Χρησιμοποίησε έναν παλμογράφο για να πάρει μετρήσεις σε πραγματικό χρόνο που αντανakλούσαν την ηλεκτρική δραστηριότητα μέσα σε ένα μυ (Criswell, 1995, p. 87). Η μάθηση για τον έλεγχο μιας μονάδας κινητήρα δεν ήταν μια πρακτική εφαρμογή βιοανάδρασης, αλλά απέδειξε αποτελεσματικά τη σύνδεση μυαλού-σώματος. Σε λίγα χρόνια η έρευνα του Basmajian θα ανοίξει την πόρτα για τον έλεγχο ολόκληρων μυϊκών ομάδων. Τα επίπεδα ηλεκτρόδια που είναι κολλημένα στο δέρμα θα αντικαταστήσουν το ηλεκτρόδιο μιας βελόνας. Αυτή η μη επεμβατική μορφή βιοανάδραση EMG θα ονομάζεται επιφάνεια EMG (SEMG).

2.2 Τρόποι νευροανάδρασης και ο ανθρώπινος εγκέφαλος

Η ψυχοθεραπεία είναι ένα εργαλείο για τον εμπλουτισμό του νου, ενώ η νευροθεραπεία είναι ένα εργαλείο για τον εμπλουτισμό του εγκεφάλου. Το μυαλό εξαρτάται από τον υγιή μεταβολισμό του εγκεφάλου όταν προσπαθεί να βγάλει συμπεράσματα και να κάνει αλλαγές. Δύο μέθοδοι παρέμβασης είναι καλύτερες από μία. Ο ψυχοθεραπευτής λαμβάνει ψυχολογικά δεδομένα από τον πελάτη με τη μορφή

μεταβίβασης συναισθηματικών εκφράσεων και ορθολογικών ή παράλογων πεποιθήσεων. Η αφήγηση του πελάτη εξετάζεται τόσο για το περιεχόμενο όσο και για τη διαδικασία. Ο ψυχοθεραπευτής τροφοδοτεί τον πελάτη, τις αντιπαραθέσεις, τις διευκρινίσεις, την ενσυναίσθηση ή τη διορατικότητα. Ο πελάτης έχει τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσει αυτές τις πληροφορίες για τη δική του οικοδόμηση. Με παρόμοιο τρόπο, ο νευροθεραπευτής καταγράφει τα βιολογικά δεδομένα του εκπαιδευόμενου με τη μορφή της δραστηριότητας ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG) ή της περιφερειακής ροής του εγκεφάλου αίματος (rCBF). Τα ακουστικά ή τα οπτικά σήματα τροφοδοτούνται από τον εκπαιδευόμενο. Η ανατροφοδότηση ενημερώνει τον εκπαιδευόμενο κάθε φορά που σημειώνεται πρόοδος, ακριβώς τη στιγμή που συμβαίνει. Οι εκπαιδευόμενοι είναι εξουσιοδοτημένοι να κάνουν διαδοχικές αλλαγές. Όταν βελτιώνεται η εγκεφαλική αποτελεσματικότητα, ενισχύεται η ψυχολογική ανάπτυξη.

Η νευροανάδραση είναι ένα ολοκληρωμένο σύστημα θεραπείας που λειτουργεί άμεσα με τον εγκέφαλο. Κάθε ένας από εμάς έχει έναν αμέτρητο αριθμό νευρώνων στον εγκέφαλο μας. Τα κύματα του εγκεφάλου συνδέονται με την ηλεκτρική ενεργοποίηση και απενεργοποίηση των νευρώνων. Ανακύπτουν πάνω και κάτω, ξανά και ξανά. Ο εκπαιδευόμενος λαμβάνει ανατροφοδότηση ακριβώς τη στιγμή που ο κύκλος των κυμάτων του εγκεφάλου κινείται σε ένα επιθυμητό μοτίβο. Για παράδειγμα, εάν κάποιος εκπαιδεύεται για να γίνει πιο επιφυλακτικός, τότε η ανατροφοδότηση θα ρυθμιστεί με τον ακόλουθο τρόπο: Κάθε φορά που ο κύκλος των κυμάτων του εγκεφάλου μετακινείται σε κατάσταση συναγερμού, ακούγονται ήχοι ή ενεργοποιούνται τα γραφικά του υπολογιστή. Κάθε φορά που ο κύκλος των κυμάτων του εγκεφάλου μετακινείται σε μια αποσπασμένη κατάσταση, οι ήχοι και τα γραφικά παύουν. Εκπληκτικά, ο εγκέφαλος συνεργάζεται και με απλή ενίσχυση μαθαίνει πώς να παρατείνει τα υγιή μοτίβα εγκεφαλικών κυμάτων. Μέσα σε λίγες συνεδρίες οι εκπαιδευόμενοι αποκτούν συχνά αυξημένη συνειδητοποίηση της διανοητικής παραμόρφωσης. Σταδιακά, οι περισσότεροι εκπαιδευόμενοι μαθαίνουν να δίνουν προσοχή για μεγαλύτερες χρονικές περιόδους - ακόμη και κατά τη διάρκεια βαρετών εργασιών στην τάξη ή κατά την εργασία τους.

2.2.1 Νευροανάδραση με χρήση ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG Neuro-feedback)

Ο ηλεκτροεγκεφαλογράφος (EEG) είναι μια χάρτινη ή ψηφιακή καταγραφή ακατέργαστων μη φιλτραρισμένων σημάτων εγκεφαλικού κύματος. Τα λεπτά ηλεκτρικά σήματα που προέρχονται από το τριχωτό της κεφαλής μπορούν να ενισχυθούν και να μετατραπούν σε κύματα του εγκεφάλου και δεδομένα. Τα νοσοκομεία διαθέτουν τμήματα που είναι εξοπλισμένα για να εξετάσουν την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Οι νευρολόγοι που εργάζονται στα νοσοκομεία αναλύουν τα ακατέργαστα δεδομένα του EEG. Εξετάζουν τη μορφολογία ή την κυματομορφή του ακατέργαστου EEG για αιχμές όταν υπάρχει υποψία διαταραχής κρίσης. Ο εξοπλισμός του νοσοκομείου είναι για δοκιμές, όχι για εκπαίδευση. Ο εξοπλισμός κατάρτισης νευροανάδρασης του EEG αφορά τόσο την εκπαίδευση όσο και τις δοκιμές. Η έμφαση δίνεται στη συχνότητα και το εύρος παρά στη μορφολογία των κυμάτων. Το ακατέργαστο σήμα είναι σημαντικό και ορισμένοι πάροχοι νευροανάδρασης μπορούν να εντοπίσουν αιχμές κατάληψης στο ακατέργαστο EEG. Ένα καλό καθαρό ακατέργαστο σήμα είναι επίσης μέρος της απόδειξης ότι υπάρχει μια καλή σύνδεση. Ωστόσο, τα ακατέργαστα σήματα δεν χρησιμοποιούνται για την εκπαίδευση. Το ακατέργαστο EEG, σε επόμενο στάδιο, εξευγενίζεται και διαχωρίζεται σε μικρότερα μέρη με ηλεκτρονικά φίλτρα.

Το σήμα EEG ενισχύεται και στη συνέχεια διηθείται με ενεργά φίλτρα διέλευσης ζώνης. Ακριβώς όπως ένα γυάλινο πρίσμα μπορεί να σπάσει το λευκό φως σε πολλά χρώματα, τα ηλεκτρονικά φίλτρα μπορούν να διαχωρίσουν το ακατέργαστο σήμα EEG σε μικρότερα τμήματα, που ονομάζονται συχνότητες. Τα ηλεκτρονικά φίλτρα μπορούν να απομονώσουν μία μόνο συχνότητα. Κάθε συχνότητα εγκεφαλικού κύματος μπορεί να μετρηθεί σε όρους hertz και microvolts. Ένας χερτζ σημαίνει 1 κύκλος ανά δευτερόλεπτο και είναι ο ρυθμός του κύματος. Οι αργές συχνότητες είναι μικρότερες από 10 Hz, ενώ οι γρήγορες συχνότητες μεγαλύτερες από 13 Hz. Το εύρος ή το ύψος του κύματος μετριέται σε Microvolts. Οι μετρήσεις Microvolt (μV) είναι μεταβλητές και μπορεί να κυμανθούν οπουδήποτε από σχεδόν μηδέν έως 100 μV . Οι βραδύτερες συχνότητες τείνουν να έχουν υψηλότερα πλάτη από τις ταχύτερες συχνότητες, αλλά αυτό δεν ισχύει πάντοτε. Όταν κυριαρχούν οι αργές συχνότητες, ο εγκέφαλος κινείται αργά, σε «ρελαντί», αντανακλώντας ή ετοιμάζοντας να κάνει κάτι. Όταν κυριαρχούν οι γρήγορες συχνότητες,

ο εγκέφαλος μετακινείται από μια εργασία στην άλλη και μερικές φορές πηγαίνει σε υψηλή ταχύτητα.

Οι μοναδικές συχνότητες έχουν οργανωθεί σε διακριτικές ομάδες. Για παράδειγμα, η περιοχή συχνοτήτων από 1 Hz έως 4 Hz σχηματίζει το εύρος ζώνης συχνότητας γνωστό ως δέλτα (1-4 Hz). Τα εύρη ζώνης συχνοτήτων έχουν αναγνώσεις εύρους ή microvolt που αντανακλούν όλη τη δραστηριότητα εντός του εύρους ζώνης. Γενικά, καθώς αυξάνεται το μέγεθος ενός εύρους ζώνης, τόσο αυξάνεται και το πλάτος. Για παράδειγμα, 6,9 μV ήταν η μέτρηση που ελήφθη στο Cz (Cz: περιοχή τοποθέτησης ηλεκτροδίου στην κεφαλή κατά το διεθνές σύστημα 10-20) από 8 έως 12 Hz σε ένα κλινικό δείγμα. Παρατηρούμε τι συμβαίνει με τη μέτρηση συνολικού εύρους όταν αλλάζει η περιοχή εύρους ζώνης:

8-9 Hz - 16 μV

8-10 Hz - 3.3 μV

8-11 Hz - 5.2 μV

8-12 Hz - 69 μV

8-13 Hz - 84 μV

Άλλα ονόματα εύρους ζώνης περιλαμβάνουν theta, alpha, beta, SMR, high beta και gamma. Κάθε ονομασμένο εύρος ζώνης συχνότητας συνδέεται με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Η εκπαίδευση συχνά στοχεύει στην αλλαγή του εύρους ενός επιλεγμένου εύρους ζώνης συχνοτήτων. Τα πλάτη μπορούν να μεταβληθούν μέσα σε ένα επιλεγμένο εύρος συχνοτήτων. Οι συχνότητες μένουν ίδιες ενώ αλλάζουν τα πλάτη. Παρακάτω υπάρχει μια λίστα με όλα τα κοινά εύρη ζώνης συχνοτήτων και τα γενικά χαρακτηριστικά τους.

Κοινό όνομα ζώνης	Ευρος συχνοτήτων	Γενική περιγραφή ή χαρακτηριστικά
<i>Delta</i>	1-4	Ύπνος, επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων
<i>Theta</i>	4-8	Δημιουργικότητα, διορατικότητα, βαθιές καταστάσεις
<i>Alpha</i>	8-12	Εγρήγορση και ηρεμία, ετοιμότητα, διαλογισμός
<i>Beta</i>	13-21	Σκέψη, εστίαση, συνεχής προσοχή
<i>SMR</i>	12-15	Ψυχική εγρήγορση, φυσική χαλάρωση
<i>High beta</i>	20-32	Ένταση, υπερένταση, άγχος

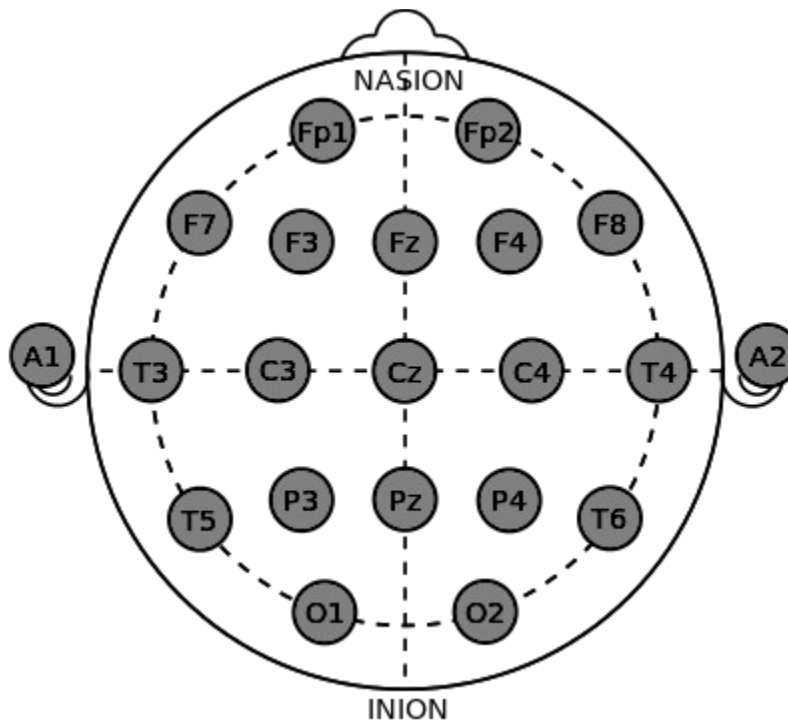
<i>Gamma</i>	38-42	Γνωστική επεξεργασία, μάθηση
--------------	-------	------------------------------

Πίνακας 2.1 Εύρος Ζώνης Συχνότητας

2.2.2 Συστήματα εκπαίδευσης νευροανάδρασης ενός καναλιού

Μια μονάδα EEG ενός καναλιού καταγράφει ένα ακατέργαστο σήμα και το χωρίζει σε μέρη με ηλεκτρονικά φίλτρα. Τα δεδομένα αποκτώνται τοποθετώντας ηλεκτρόδια στο τριχωτό της κεφαλής σύμφωνα με το διεθνές σύστημα 10-20. Υπάρχουν δύο βασικές διατάξεις ή τρόποι για την τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο τριχωτό της κεφαλής. Η εκμάθηση του σωστού τρόπου τοποθέτησης αισθητήρων ή ηλεκτροδίων στο κρανίο είναι κρίσιμο για την επιτυχία. Οι εγγραφές με ένα EEG ενός καναλιού απαιτούν την τοποθέτηση τριών χωριστών αγωγών στο κεφάλι. Κάθε σύρμα ή καλώδιο έχει ένα μικρό κύπελλο στο ένα άκρο και ηλεκτρικές συνδέσεις από την άλλη. Τα κύπελλα πηγαίνουν στο τριχωτό της κεφαλής ή στα αυτιά και οι υποδοχές συνδέονται στο σύστημα εκπαίδευσης EEG. Κάθε ένα από τα τρία ηλεκτρόδια έχει διαφορετική λειτουργία ή ονομασία. Ένα ηλεκτρόδιο είναι το έδαφος (γείωση) και μπορεί να τοποθετηθεί στον λοβό του αυτιού ή σε οποιοδήποτε κατάλληλο μέρος στο τριχωτό της κεφαλής. Τα άλλα δύο ηλεκτρόδια αποκτούν τα δεδομένα και καλούνται ενεργά. Και τα δύο ενεργά είναι ουσιαστικά τα ίδια, παρόλο που ένα από αυτά ονομάζεται αναφορά. Μερικές φορές, τα χαρακτηριστικά της αναφοράς είναι χρήσιμα. Η αλλαγή του σημείου εκκίνησης ή της αναφοράς αλλάζει την έξοδο. Υπάρχουν δύο τρόποι για να οριστεί μια αναφορά. Ένας τρόπος είναι να χρησιμοποιηθεί ο λοβός του αυτιού ως αναφορά ενώ ο άλλος τρόπος είναι η χρήση μιας θέσης της κεφαλής ως αναφορά. Εξετάζουμε τις διαφορές μεταξύ αυτών των δύο βασικών διατάξεων:

Εικόνα 2.1 Θέσεις για την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για EEG κατά το διεθνές σύστημα 10-20



Μια αναλογική (μονοπολική) τοποθέτηση επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση μόνο ενός κύπελλου ενεργού ηλεκτροδίου στο τριχωτό της κεφαλής. Το κύπελλο αναφοράς συχνά αποσπάται σε ένα λοβό του αυτιού. Το κύπελλο γείωσης συχνά αποκόπτεται στο υπόλοιπο λοβό του αυτιού. Θεωρητικά, μια αναλογική τοποθέτηση αποδίδει μια απόλυτη τιμή, διότι η τοποθέτηση του λοβού μύτης θεωρείται ουδέτερη ή μηδενική. Πολλοί κλινικοί ιατροί τοποθετούν το ηλεκτρόδιο λοβοειδούς αναφοράς στο ίδιο ημισφαίριο με την τοποθέτηση αυτού του τριχωτού της κεφαλής. Για παράδειγμα, εάν το ενεργό ηλεκτρόδιο του τριχωτού της κεφαλής βρίσκεται στην αριστερή πλευρά του εγκεφάλου, τότε η αναφορά είναι συνδεδεμένη στο αριστερό λοβό του αυτιού. Εάν το ενεργό ηλεκτρόδιο βρίσκεται στο Z-line (Cz, Pz, Fz, κ.λπ.), τότε μπορεί να επιλεγεί οποιοδήποτε αυτί ως αναφορά. (Μερικές φορές ο λοβός του αυτιού στην αντίθετη πλευρά του κεφαλιού επιλέγεται έτσι ώστε να επιτυγχάνεται μέγιστη διαφορά και να ελέγχεται η μόλυνση του αυτιού.) Μια αναλογική (μονοπολική) τοποθέτηση έχει ένα μείζον μειονέκτημα: Είναι το πιο ευαίσθητο σε μεγάλα πλάτη ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) και σε μολύνσεις από το αυτί. Επίσης, κάθε κίνηση προσώπου του χρήστη μπορεί να προκαλέσει σημαντική στρέβλωση της καταγραφής EEG.

Μια διπολική (διαδοχική) τοποθέτηση σημαίνει ότι τόσο το αναφερθέν όσο και το ενεργό κύπελλο ηλεκτροδίων είναι τοποθετημένα στο τριχωτό της κεφαλής, και το κύπελλο

γείωσης έχει συνδεθεί σε κάθε λοβό του αυτιού. Θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένας μετρητής σύνθετης αντίστασης για να διασφαλιστεί ότι και οι δύο αισθητήρες που είναι τοποθετημένοι στο τριχωτό της κεφαλής έχουν παρόμοιες μετρήσεις αντίστασης. Τα διπολικά (διαδοχικά) μοντάζ δεν θα αποδώσουν απόλυτες τιμές. Για παράδειγμα, εάν το ενεργό είναι στο Cz και η αναφορά είναι στο Pz, τότε η προκύπτουσα μέτρηση θα είναι αυξητική παρά απόλυτη επειδή το pz έχει τιμή - δεν είναι ουδέτερη. Η έξοδος αποδίδεται ως η σύνθετη μαθηματική διαφορά μεταξύ των δύο επιλεγμένων τοποθεσιών. Επομένως, η απόλυτη τιμή στο Cz δεν μπορεί να ληφθεί με αυτή τη μέθοδο. Διπολικά (διαδοχικά) μοντάζ επιλέγονται για διάφορους λόγους. Ένας παράγοντας σχετίζεται με μυϊκό τεχνούργημα. Οι διπολικές (διαδοχικές) διατάξεις είναι πιο ανθεκτικές σε μυϊκό τεχνούργημα από τις αναφορές (μονοπολικά). Μεγάλα πλάτη της δραστηριότητας ΗΜΓ μπορεί να προέρχεται από μία μοναδική ή κοινή μυϊκή κίνηση που προέρχεται από το κεφάλι. Η διαδικασία απόρριψης παρόμοιας ηλεκτρικής δραστηριότητας ονομάζεται απόρριψη κοινού τρόπου λειτουργίας (Lubar & Lubar, 1999, p. 122). Ένας άλλος παράγοντας σχετίζεται με την επικοινωνία. Τα διπολικά συστήματα εμπλέκουν ταυτόχρονα δύο περιοχές του εγκεφάλου. Ως εκ τούτου, δύο περιοχές *sepa* ρυθμού συστέλλονται στο ίδιο νευρωνικό έργο. Έχουν πειστεί να έχουν μια αυξημένη συνειδητοποίηση της παρουσίας του άλλου στο εγκεφαλικό σύμπαν.

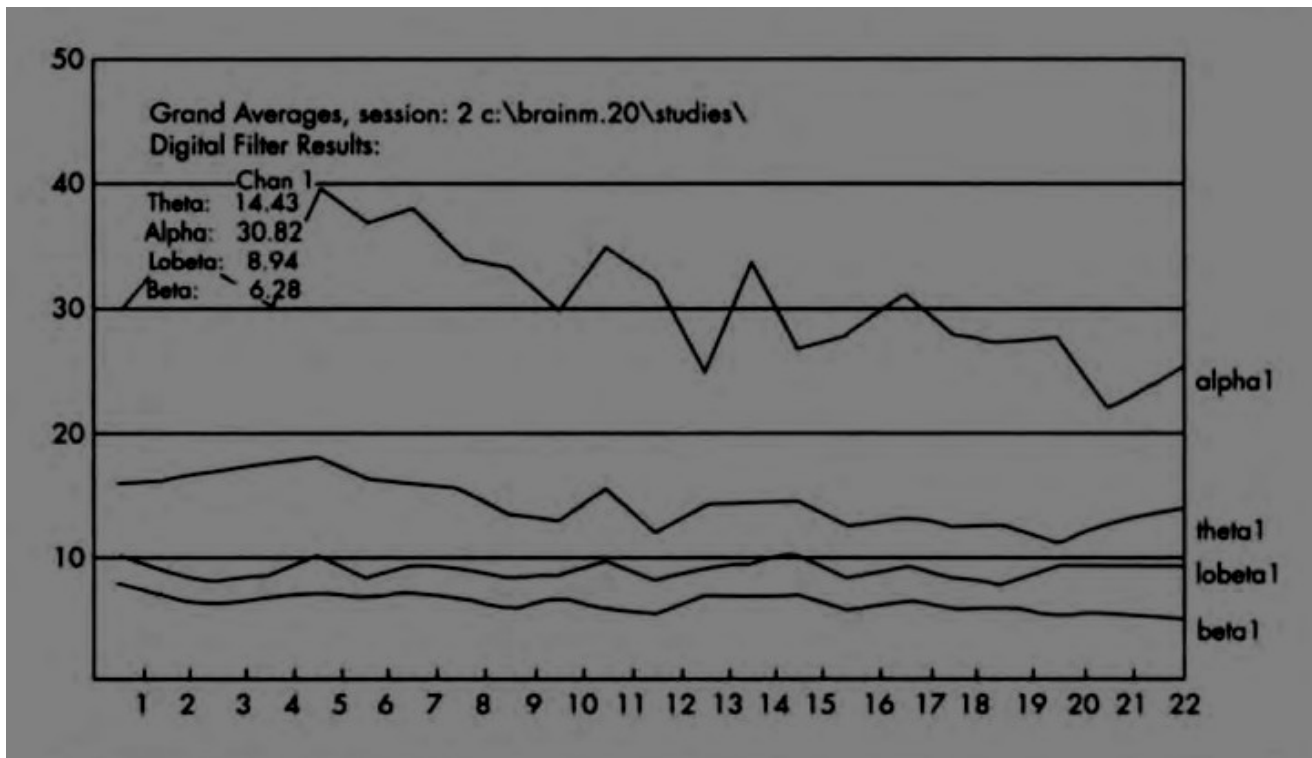
Μηχανική της τοποθέτησης του αισθητήρα

Τα κύπελλα ηλεκτροδίων συνήθως κατασκευάζονται από ασήμι, χρυσό ή κασσίτερο. Τα κύπελλα μπορούν να γεμίσουν με ειδικά τζελ που είναι αγωγοί της ηλεκτρικής ενέργειας. Μερικοί κατασκευαστές έχουν σχεδιάσει ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούν την ηλεκτρική αγωγιμότητα των αλατούχων διαλυμάτων. Πολλοί πάροχοι νευροανάδρασης γεμίζουν κάθε υποδοχή ηλεκτροδίου με αγωγίμη πάστα. Προσθέτουν επιπλέον πάστα στο κύπελλο που βρίσκεται στο τριχωτό της κεφαλής. Οι θέσεις του τριχωτού και του λοβού καθαρίζονται με αλκοόλη ή με λειαντικό αγωγίμο πήκτωμα πριν τοποθετήσετε τους αισθητήρες. Θα πρέπει να χρησιμοποιείται ένας μετρητής σύνθετης αντίστασης για να διαπιστωθεί εάν υπάρχει καλή επαφή μεταξύ του αισθητήρα και του δέρματος. Υπάρχει πάντα κάποια ηλεκτρική αντίσταση μεταξύ του κυαθίου αισθητήρα και του δέρματος. Η ηλεκτρική αντίσταση μετράται σε ωμ. Το πρότυπο για αξιολογήσεις είναι 5.000 Ω ή λιγότερο (Hughes, 1994, p. 41). Το τριχωτό της κεφαλής καθαρίζεται ξανά εάν είναι

απαραίτητο. Η εξέταση του ακατέργαστου σήματος EEG στην οθόνη του υπολογιστή είναι μια άλλη ένδειξη της ποιότητας της σύνδεσης. Η εκπαίδευση δε ξεκινά ποτέ εάν το ακατέργαστο σήμα EEG φαίνεται λάθος.

Ρύθμιση κατωφλίων εντός ενός καναλιού του EEG

Ο στόχος της εκπαίδευσης νευροανάδρασης είναι να μεταμορφώσει ένα ανθυγιεινό πρότυπο EEG σε ένα υγιές. Τα συμπτώματα του πελάτη σχετίζονται άμεσα με την ανώμαλη κατανομή των εύρων ζώνης εντός του ακατέργαστου EEG. Για παράδειγμα, ο πελάτης μπορεί να έχει πάρα πολύ θήτα ενώ έχει πολύ μικρό πλάτος βήτα σε μια περιοχή του εγκεφάλου. Αν ναι, ο στόχος της εκπαίδευσης με νευροανάδραση θα ήταν η μείωση της θήτα και / ή η αύξηση των πλατών βήτα. Ένας τρόπος παρακολούθησης του χρήστη καθώς εκπαιδεύεται είναι η παρακολούθηση της ροής των δεδομένων EEG. Ένας άλλος τρόπος είναι να παρατηρηθεί το γράφημα εκπαίδευσης σε μια οθόνη υπολογιστή. Το παρακάτω σχήμα αντιπροσωπεύει ένα EEG ενός χρήστη ο οποίος εκπαιδευόταν στο να μειώσει το άλφα (8-12 Hz) στα ηλεκτρόδια T5-T6.



Εικόνα 2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα Χρήστη με διαφορετικές Συχνότητες

Το παραπάνω σχήμα δείχνει μια καλή καμπύλη μάθησης. Ωστόσο, η μείωση του εύρους ζώνης άλφα δεν αντανακλά μια μόνιμη αλλαγή. Το πλάτος άλφα πιθανότατα θα

επανέλθει κοντά στην αρχική μέση τιμή του σε εύθετο χρόνο. Περισσότερες συνεδρίες κατάρτισης είναι απαραίτητες για την παραγωγή μιας μακράς διάρκειας αλλαγής μέσα σε ένα εύρος ζώνης συχνοτήτων σε μία μόνο περιοχή του κρανίου. Δεν υπάρχει τρόπος να προβλέψουμε τον ακριβή αριθμό των συνεδριών που απαιτούνται για την ικανοποιητική αλλαγή. Ανεξάρτητα από το ρυθμό προόδου, ο στόχος είναι να κινηθεί προς τη σωστή κατεύθυνση. Στο Σχήμα, ο στόχος ήταν να μειωθεί το πλάτος του άλφα (8-12 Hz). Η πρόοδος πρέπει να παρακολουθείται με την πρόοδο της συνεδρίασης. Το γράφημα κατάρτισης είναι ένα από τα εργαλεία παρακολούθησης που διαθέτει ο νευροθεραπευτής.

Η εκμάθηση μπορεί να εκδηλωθεί με διαφορετικούς τρόπους στο γράφημα της περιόδου των συνεδριών. Μπορεί ακόμη και να φαίνεται ανόμοια κατά περιόδους. Μερικές φορές, τα πλάτη ανεβαίνουν προτού κατεβούν, ή μπορεί να έχουν σκαμπανεβάσματα. Για παράδειγμα, αυξήσεις στο theta κατά τη διάρκεια των προπονήσεων μπορεί να συμβούν αν ο εκπαιδευόμενος έχει ανατεθεί μια εργασία όπως η ανάγνωση. Κατά συνέπεια, η θήτα μπορεί να ανεβαίνει για λίγες συνεδρίες έως ότου ο ασκούμενος μάθει να μειώνει το θήτα ενώ βρίσκεται υπό κάποια εργασία. Σε γενικές γραμμές, εάν το πλάτος συνεχίζεται προς τη λάθος κατεύθυνση καθώς προχωρά η συνεδρία, τότε η εκπαίδευση πρέπει να διακοπεί ή να σταματήσει. Το πρόβλημα μπορεί να είναι είτε με τον ασκούμενο είτε με τον εκπαιδευτή. Για παράδειγμα, ο εκπαιδευόμενος μπορεί να είναι κουρασμένος, στερημένος του ύπνου, ονειροπόληση, αναστατωμένος, άρρωστος, διψασμένος, ανήσυχος, βαρεμένος ή άβολος. Από την άλλη πλευρά, ο νευροθεραπευτής (εκπαιδευτής) μπορεί να έχει κάνει κακή απόφαση σχετικά με (α) την τοποθεσία αισθητήρα, (β) επιλεγμένο εύρος ζώνης συχνότητας ή (γ) διάρκεια εκπαίδευσης. Η επιτυχής εκπαίδευση παρέχει εύλογες προκλήσεις ή εργασίες που αντιπαραβάλλονται με την ικανότητα του εκπαιδευομένου να εκτελέσει.

Η εκπαίδευση Neurofeedback μπορεί να συγκριθεί με την προοδευτική ανύψωση βάρους. Προκειμένου να βελτιωθεί, πρέπει να ανατεθεί στον εκπαιδευόμενο μια εργασία που προκαλεί τον εγκέφαλο του. Αυτή η εργασία μπορεί να σχεδιαστεί για να ενισχύσει τη δύναμη, την αντοχή ή την ευελιξία του εγκεφάλου. Επίσης, μπορεί να βελτιώσει την επικοινωνία μεταξύ δύο ή περισσότερων περιοχών του εγκεφάλου. Ανεξάρτητα από την εργασία, η εκπαίδευση της νευροανάδρασης συνήθως περιλαμβάνει τον καθορισμό κατωφλίων (threshold-κατώτατο όριο). Τα ηλεκτρονικά κατώφλια καθορίζουν πόσο

εύκολο ή δύσκολο είναι να κατακτηθεί ένα εκπαιδευτικό έργο. Καμία μάθηση δεν μπορεί να γίνει εκτός αν ανταμείβεται ο εκπαιδευόμενος την κατάλληλη στιγμή. Η μείωση του πλάτους ενός εύρους ζώνης συχνότητας επιτυγχάνεται με ένα κατώφλι-όριο παρεμπόδισης (inhibit threshold). Η αύξηση του πλάτους ενός εύρους ζώνης συχνοτήτων επιτυγχάνεται με ένα κατώφλι-όριο ανταμοιβής (reward threshold).

Είναι δυνατόν να οριστούν ταυτόχρονα ένα, δύο ή περισσότερα όρια, δηλαδή ένα για κάθε διαφορετικό εύρος ζώνης. Γενικά, η αύξηση (επιβράβευση) του πλάτους ενός κύματος ονομάζεται uptraining ενώ η μείωση (παρεμπόδιση) του πλάτους ονομάζεται downtraining. Ένα στυλ εκπαίδευσης ονομάζεται εκπαίδευση beta / SMR. Αυτό το στυλ περιλαμβάνει μόνο ένα φίλτρο ανταμοιβής σε συνδυασμό με δύο φίλτρα παρεμπόδισης. Τα ακόλουθα αποτελούν παραδείγματα της εκπαίδευσης beta / SMR, επειδή η βήτα ανταμείβεται ενώ δύο άλλα εύρη ζώνης παρεμποδίζονται. Το Beta είναι «σάντουιτς» με ένα υψηλότερο εύρος ζώνης και ένα χαμηλότερο εύρος ζώνης. Συνήθως, το βήτα ανταμείβεται όταν η εκπαίδευση είναι στο LH (αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου), ενώ το SMR ανταμείβεται όταν η εκπαίδευση είναι στο RH (δεξί ημισφαίριο του εγκεφάλου). Και στις δύο περιπτώσεις η βήτα ή η SMR είναι μεταξύ δύο παρεμποδίσεων. Μια πιθανή ρύθμιση τριών κατωφλίων μπορεί να μοιάζει με την ακόλουθη:

- Παρεμπόδιση (theta) 4-8 Hz με κατώφλι 15 μ V
- Ανταμοιβή (beta) 16-20 Hz με κατώφλι 3 μ V
- Παρεμπόδιση (high beta) 20-30 Hz με κατώφλι 6 μ V

Όπως σε κάθε περίπτωση, έτσι και σε αυτή, και οι τρεις συνθήκες κατωφλίου πρέπει να πληρούνται πριν ο εκπαιδευόμενος λάβει μια ακουστική και μια γραφική ενίσχυση. Προκειμένου να ενισχυθεί ο εκπαιδευόμενος, (α) η δραστηριότητα πλάτους theta πρέπει να είναι μικρότερη από 15 μ V, β) η δραστηριότητα πλάτους beta πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 3 μ V, και (γ) η δραστηριότητα πλάτους high beta πρέπει να είναι μικρότερη από 6 μ V – και οι τρεις αυτές συνθήκες ταυτόχρονα. Όταν ο εγκεφαλος εργάζεται στο να παραμείνει εντός ορίων, αυτό συχνά οδηγεί σε αλλαγή. Οι εγκεφαλοι που προκαλούνται από μία συγκεκριμένη εργασία γίνονται πιο δυνατοί και πιο ευέλικτοι.

Κατά τη διάρκεια μιας εκπαιδευτικής συνεδρίας, τα πλάτη του εγκεφαλικού κύματος (microvolts) μπορεί να αλλάξουν αφού περάσουν από ένα ή περισσότερα φίλτρα ζώνης διέλευσης. Αν ναι, τότε η εκπαίδευση μπορεί να γίνει πολύ εύκολη ή πολύ δύσκολη. Όταν η εκπαίδευση γίνεται πολύ σκληρή, ο ρυθμός της ακουστικής ανάδρασης γίνεται πιο αργός ενώ όταν η εκπαίδευση γίνεται πολύ εύκολη, ο ρυθμός της ακουστικής ανατροφοδότησης γίνεται ταχύτερος. Ως εκ τούτου, η ακρόαση των σχολίων είναι μια ένδειξη επιτυχίας ή αποτυχίας του εκπαιδευόμενου. Η παρακολούθηση του γραφήματος κατάρτισης είναι μια άλλη ένδειξη. Ένας τρίτος τρόπος είναι ο καθορισμός του ποσοστού επιτυχίας. Τα όρια καθορίζονται προκειμένου να επιτευχθεί ένα ορισμένο ποσοστό επιτυχίας. Οι νευροθεραπευτές έχουν μάθει ότι ορισμένα ποσοστά προωθούν τη μάθηση. Όλος ο εξοπλισμός ποιότητας επιπέδου κλινικής δίνει μια ένδειξη του ποσοστού επιτυχίας.

Έστω ότι έχει οριστεί ένα κατώφλι για 50% επιτυχία. Αυτό σημαίνει ότι η γραμμή κατωφλίου έχει ρυθμιστεί έτσι ώστε να λαμβάνεται ενίσχυση περίπου κατά το ήμισυ του χρόνου. Ή θα μπορούσε να ειπωθεί ότι το εύρος των κύκλων εύρους ζώνης συχνοτήτων βρίσκεται εντός των κατωφλίων που έχουν οριστεί τουλάχιστον κατά το ήμισυ του χρόνου. Μερικά λογισμικά προσαρμόζουν αυτόματα τα κατώφλια, έτσι ώστε να διατηρείται ένα προκαθορισμένο ποσοστό επιτυχίας. Ως εκ τούτου, το ηλεκτρονικό κενό ή το εμπόδιο μετακινείται αυτόματα προς τα επάνω ή προς τα κάτω όπως είναι απαραίτητο. Εάν ο εξοπλισμός δεν επιτρέπει αυτόματη ρύθμιση κατωφλίου, τότε ο νευροθεραπευτής κάνει την ρύθμιση χειροκίνητα.

Τα κατώτατα όρια ορίζονται με τέτοιο τρόπο ώστε ο εκπαιδευόμενος να αισθάνεται επιτυχημένος. Ο εκπαιδευόμενος πρέπει πάντα να αισθάνεται επιτυχής - δεν μπορεί να παρακαμφθεί αυτή η αρχή. Συχνά τα όρια ρυθμίζονται έτσι ώστε ο εκπαιδευόμενος να ενισχυθεί κατά 50-80% του χρόνου - όταν εκπαιδεύεται σε ένα φίλτρο ζώνης. Ωστόσο, εάν χρησιμοποιούνται πολλαπλά φίλτρα ζώνης, κάποιοι θεραπευτές χρησιμοποιούν αυτό το γενικό σύνολο ποσοστιαίων στόχων όταν χρησιμοποιούνται τρία ξεχωριστά φίλτρα ζώνης:

- 70% επιτυχία για ένα φίλτρο ανταμοιβής (π.χ. beta)
- 20% επιτυχία για την πρωταρχική παρεμπόδιση (π.χ., theta)
- 10% επιτυχία για τη δευτερογενή παρεμπόδιση (π.χ. high beta)

Σημειώνεται ότι τα κατώφλια παρεμπόδισης χρησιμοποιούν μια αντίστροφη μορφή, δηλαδή μια ενίσχυση 80% εξάγεται ως 20% και μια ενίσχυση 90% εξάγεται ως 10% - αντίθετα από τον τρόπο καθορισμού των κατωφλίων ανταμοιβής. Αυτή η αντίστροφη μορφή βρίσκεται στις περισσότερες συσκευές.

Δεν είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν τα τρία φίλτρα ζώνης. Δεν υπάρχει καθορισμένος αριθμός φίλτρων με αντίστοιχα όρια που πρέπει να οριστούν. Μερικές φορές, εκπαιδεύουμε με ένα μόνο εύρος ζώνης συχνοτήτων. Ή θα μπορούσαμε να εκπαιδεύσουμε με δύο ή τρία. Σπάνια εκπαιδεύουμε με περισσότερα από τρία εύρη ζώνης συχνοτήτων για κάθε κανάλι. Η απόφαση για το πόσα εύρη ζώνης πρέπει να εκπαιδεύσει απαιτεί κατανόηση της κανονικής κατανομής των συχνοτήτων. Τα δευτερεύοντα εύρη ζώνης μπορούν να βοηθήσουν τον εκπαιδευόμενο να μάθει ή να πετύχει με το πρωτεύον εύρος ζώνης. Συνήθως, όταν εκπαιδεύονται τρία εύρη ζώνης, ένα εύρος ζώνης ανταμείβεται και τα άλλα δύο παρεμποδίζονται (π.χ. παρεμπόδιση theta και high beta αλλά ανταμοιβή beta). Ωστόσο, αυτή η κατάσταση μπορεί να αντιστραφεί κατά τη διάρκεια εκπαίδευσης σε βαθιά κατάσταση (π.χ. ανταμοιβή άλφα και theta αλλά παρεμπόδιση είτε στα 15-30 Hz είτε στα 2-5 Hz [Scott, 2002]).

Οι ήχοι είναι πολύ σημαντικοί. Οι ήχοι γενικά εμπίπτουν σε τρεις κατηγορίες: συνεχείς, κτυπήματος και μεταβλητού βήματος. Ένας συνεχής ήχος συνεχίζεται για όσο διάστημα πληρούνται οι συνθήκες κατωφλίου. Ένας ήχος κτυπήματος είναι αυτός που επαναλαμβάνεται για όσο διάστημα πληρούνται οι συνθήκες κατωφλίου. Ένας ήχος μεταβλητού βήματος γίνεται ψηλότερος εάν ο πελάτης είναι πιο επιτυχημένος και μειώνεται αν υπάρχει λιγότερη επιτυχία, ή αντίστροφα, σύμφωνα με την αίσθηση του ήχου του πελάτη. Το κλειδί είναι να βρεθεί ο ήχος που λειτουργεί καλύτερα στον εκάστοτε πελάτη. Συνήθως οι πελάτες επιλέγουν. Για παράδειγμα, ένας πελάτης αισθάνθηκε άγχος με έναν ήχο κτυπήματος. Όταν μεταπηδήσαμε σε έναν ήχο μεταβλητού βήματος, το περιέγραψε ως μουσική και αισθανόταν καλύτερα. Οι ήχοι μπορεί να είναι ακόμα πιο σημαντικοί όταν οι πελάτες κάνουν βαθιά εκπαίδευση - πρέπει να είναι χαλαρωτικοί ή ηρεμιστικοί.

Τα γραφικά είναι σημαντικά. Τα περισσότερα γραφικά τείνουν να είναι βαρετά και επαναλαμβανόμενα. Τα περισσότερα «παιχνίδια» γραφικών του υπολογιστή δεν είναι

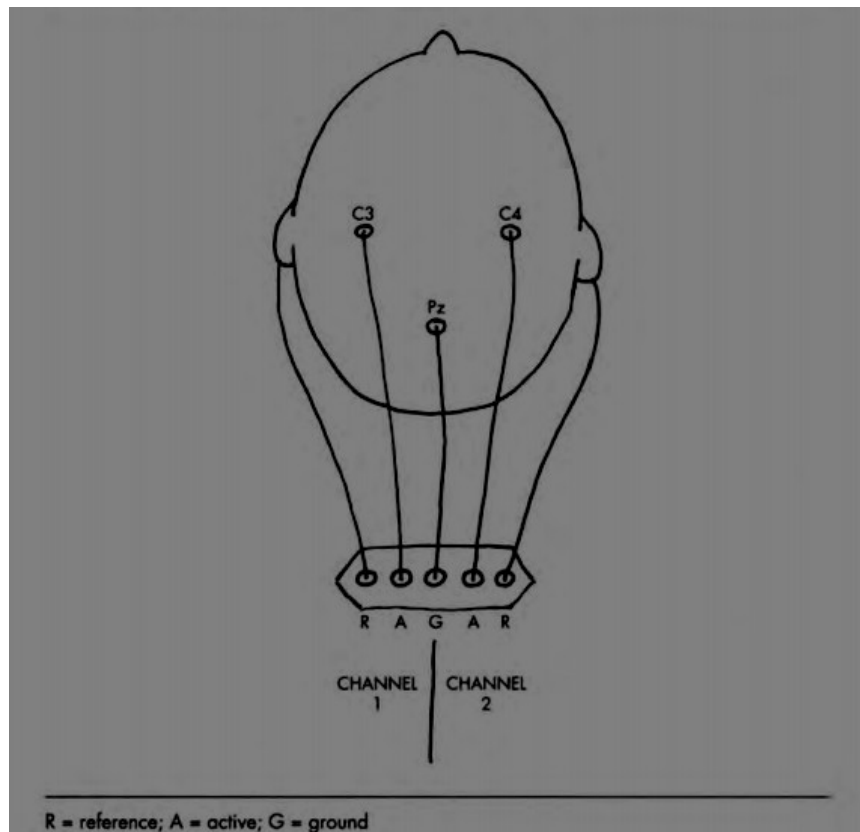
καν παιχνίδια - τα αντικείμενα στην οθόνη απλά κινούνται κάθε φορά που ο εκπαιδευόμενος είναι επιτυχής. Τα ηλεκτρονικά παιχνίδια EEG δεν έχουν τον ενθουσιασμό που συναντάμε τόσο συχνά στον κόσμο των βιντεοπαιχνιδιών. Πολύ λίγα γραφικά ηλεκτρονικών υπολογιστών μπορούν πραγματικά να κρατήσουν την προσοχή των εκπαιδευομένων, εκτός και αν είναι ιδιαίτερα προσεκτικοί. Οι πελάτες με άγχος απολαμβάνουν μερικές φορές τη ρυθμική κίνηση των γραφικών, αλλά κάθε άτομο είναι διαφορετικό. Όταν εκπαιδεύουμε για προσοχή, η μεγαλύτερη ανησυχία είναι να παραμείνει ο εκπαιδευόμενος σε εγρήγορση. Η πρόληψη της πλήξης κατά τη διάρκεια της εκπαίδευσης μπορεί να είναι μια πρόκληση. Ως εκ τούτου, συνήθως φροντίζουμε να συμμετάσχουν σε μια από τις διάφορες δραστηριότητες εκμάθησης συγκεκριμένης περιοχής κατά τη διάρκεια της κατάρτισης. Συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου είναι υπεύθυνες για συγκεκριμένες γνωστικές, συναισθηματικές, χωρικές και οπτικές δραστηριότητες. Για παράδειγμα, εάν εκπαιδεύουμε κάποιον στην αριστερή πλευρά του εγκεφάλου, μπορούμε να επιλέξουμε γνωστικές δραστηριότητες μάθησης όπως την ανάγνωση. Αν όμως εκπαιδεύουμε στον οπτικό φλοιό (ινιακοί λοβοί), μπορούμε να επιλέξουμε οπτικές δραστηριότητες όπως το πασιέντζα, προβολή βιβλίων με εικόνες, χρήση του προγράμματος Paint της Microsoft ή απλά προβολή της ενέργειας στην οθόνη. Φυσικά, τα γραφικά δεν έχουν αξία αν ο εκπαιδευόμενος έχει τα μάτια του κλειστά.

2.2.3 Συστήματα εκπαίδευσης νευροανάδρασης δύο καναλιών

Τα συστήματα δύο καναλιών EEG αποκτούν δύο ανεξάρτητα πρωτογενή σήματα EEG για σκοπούς κατάρτισης ή αξιολόγησης. Κάθε κανάλι έχει το δικό του σετ φίλτρων που καταστρέφουν το EEG σε εύρος ζώνης συχνοτήτων. Τα συστήματα εκπαίδευσης δύο καναλιών είναι πιο ευέλικτα από τα συστήματα με ένα κανάλι. Μπορούν να συγκρίνουν και να εκπαιδεύσουν δύο θέσεις του τριχωτού της κεφαλής ταυτόχρονα. Οι περιοχές του εγκεφάλου δεν λειτουργούν ανεξάρτητα - ο εγκέφαλος είναι ένα σύστημα. Τουλάχιστον δύο κανάλια EEG χρειάζονται για να αποκτηθεί και να αξιοποιηθεί το συστηματικό πλεονέκτημα.

Κάθε κανάλι ενός συστήματος εκπαίδευσης EEG δύο καναλιών έχει το δικό του σύνολο αισθητήρων ή ηλεκτροδίων. Κάθε κανάλι έχει δύο ενεργά ηλεκτρόδια, ενώ και τα δύο κανάλια μοιράζονται ένα έδαφος. Και οι δύο τύποι διατάξεων μπορούν να

χρησιμοποιηθούν κατά την εκπαίδευση με δύο κανάλια. Παραδείγματος χάριν, οι συνιστώσες αναφοράς χρησιμοποιούνται συνήθως για την κατάρτιση συνεκτικότητας και συγχρονισμού, ενώ οι διπολικές (διαδοχικές) διατάξεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ασκήσεις ασυμμετρίας. Οι αισθητήρες τοποθετούνται συχνά σε αντίπλευρες θέσεις στο τριχωτό της κεφαλής. Ωστόσο, και τα δύο σετ αισθητήρων μπορούν να τοποθετηθούν μέσα στο ίδιο ημισφαίριο. Το παρακάτω σχήμα απεικονίζει μια αναλογική τοποθέτηση δύο καναλιών.



Εικόνα 2.3 Σύνδεση δύο καναλιών

Δυναμικές παρεμβάσεις με δύο κανάλια

Μερικοί πάροχοι νευροανάδρασης περιορίζονται στην μονοκαναλική εκπαίδευση. Ωστόσο, η κατάρτιση με δύο κανάλια είναι πιθανόν ανώτερη από την εκπαίδευση ενός καναλιού, όταν ο στόχος είναι να βελτιωθεί η δυναμική του εγκεφάλου. Η εκπαίδευση δύο καναλιών ήταν αποτελεσματική για τη βελτίωση της γνωστικής ευελιξίας και των επιδόσεων καθώς και των δυσπροσαρμοστικών πλευρικών ασυμμετριών και της ολικής παραγωγής συχνότητας. Τα πρωτόκολλα περιλαμβάνουν: (α) την κατάρτιση συνοχής, η

οποία αφορά την επικοινωνία μεταξύ των νευρολογικών περιοχών και συγκεκριμένα δύο περιοχών του τριχωτού της κεφαλής, (β) την εκπαίδευση ασυμμετρίας, η οποία προάγει ταυτόχρονη διμερή αλλαγή, (γ) την εκπαίδευση συγχρονισμού alpha που χρησιμοποιείται για κορυφαίες επιδόσεις και θέματα ψυχολογικού βάθους, (δ) την εκπαίδευση δύο καναλιών κατά μήκος της ταινίας αισθητήρα. Ορισμένοι θεωρούν τις δυναμικές παρεμβάσεις ως προηγμένες δεξιότητες. Άλλοι χρησιμοποιούν σπάνια παρεμβάσεις πολλαπλών καναλιών και εστιάζουν σε μονοκαναλικές επεμβάσεις εντός συγκεκριμένων νευρολογικών περιοχών του εγκεφάλου. Και στις δύο περιπτώσεις, όλοι οι νευροθεραπευτές θα πρέπει να γνωρίζουν τις επιλογές κατάρτισης δύο καναλιών. Παρακάτω παρουσιάζεται ένα δυναμικό πρωτόκολλο εκπαίδευσης δύο καναλιών.

Εκπαίδευση στη συνεκτικότητα

Η συνεκτικότητα (Coherence) είναι μια μέτρηση της ομοιότητας της συχνότητας μεταξύ δύο θέσεων στο τριχωτό της κεφαλής. Πρόκειται για σύγκριση κυματομορφής ή μοτίβου και όχι πλάτους. Για παράδειγμα, μια δοκιμή συνεκτικότητας μπορεί να περιλαμβάνει δύο θέσεις όπως το F7 και το Ts στην περιοχή άλφα 8-12 Hz. Η συνεκτικότητα είναι μια μέτρηση της ποιότητας της επικοινωνίας. Μπορεί να αντικατοπτρίζει άμεσα τη συνδεσιμότητα του νευρικού δικτύου και τη δυναμική του νευρικού δικτύου (Thatcher, 1999, p. 49). Αν κάποιος χρησιμοποίησε συνεκτική ομιλία, αυτός ή αυτή θα ήταν εύκολο να γίνει αντιληπτός. Εάν δύο άνθρωποι είχαν μια ρέουσα σχέση με πολλές κοινές σκέψεις, θα μπορούσε να ειπωθεί ότι ήταν στο "μήκος κύματος" του άλλου. Μια συσχέτιση 1,0 είναι το υψηλότερο επίπεδο συνεκτικότητας, ενώ ένας συσχετισμός 0,0 σημαίνει ότι δεν υπάρχει συνεκτικότητα. Η υπερ- συνεκτικότητα σημαίνει ότι δύο περιοχές μοιράζονται πάρα πολύ, ενώ η υπο- συνεκτικότητα σημαίνει ακριβώς το αντίθετο. Υπερβολική υπερ- συνεκτικότητα μπορεί να παρατηρηθεί μετά από έναν κλειστό τραυματισμό της κεφαλής ή σε νοητική καθυστέρηση. Υπέρμετρη υπο- συνεκτικότητα μπορεί να παρατηρηθεί σε ορισμένες μαθησιακές διαταραχές. Η πραγματική κατάρτιση συνεκτικότητας απαιτεί ένα σύστημα εκπαίδευσης EEG δύο καναλιών.

Η κατάρτιση συνεκτικότητας σημαίνει ότι συγκρίνεται μόνο μία συχνότητα ή εύρος ζώνης συχνοτήτων σε οποιεσδήποτε δύο θέσεις στο τριχωτό της κεφαλής. Για να αυξηθεί η συνεκτικότητα, ο εκπαιδευόμενος ενισχύεται όταν ο συσχετισμός μεταξύ των

δύο τοποθεσιών ανεβαίνει - γι 'αυτό καθορίζεται ένα όριο ανταμοιβής. Η αύξηση της συνεκτικότητας μπορεί να οδηγήσει στην αύξηση του εύρους μέσα στο επιλεγμένο εύρος ζώνης συχνοτήτων σε μία ή και στις δύο θέσεις του τριχωτού της κεφαλής. Το ακριβές αντίθετο μπορεί να ειπωθεί για τη μείωση της συνεκτικότητας.

Η κατάρτιση συνεκτικότητας δύο καναλιών είναι μια άμεση μέθοδος βελτίωσης της ισορροπίας ή της κατανομής μεταξύ δύο θέσεων της κεφαλής. Η αύξηση της συνεκτικότητας συνήθως έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση των μεγεθών και στις δύο θέσεις. Επομένως, εάν τα πλάτη εντός ενός δεδομένου εύρους ζώνης συχνοτήτων σε δύο θέσεις τριχωτού της κεφαλής είναι ήδη πολύ υψηλά, τότε η αύξηση της συνοχής αντενδείκνυται. Η μείωση της συνεκτικότητας είναι ακριβώς το αντίθετο. Ωστόσο, ενδέχεται να υπάρχει εναλλακτική λύση κατάρτισης. Κάποιοι πάροχοι νευροανάδρασης πιστεύουν ότι η μονοκαναλική εκπαίδευση με διπολικές (διαδοχικές) διατάξεις μπορεί να είναι μια έμμεση μέθοδος βελτίωσης της συνεκτικότητας (Walker, Norman, & Weber, 2002, pp. 31--43). Εάν αυτό αληθεύει, τότε μπορεί να είναι δυνατό να μειωθούν τα πλάτη ενώ αυξάνεται τη συνεκτικότητα.

Η κατάρτιση συνεκτικότητας δεν είναι πάντα απαραίτητη. Όλες οι μορφές κατάρτισης με νευροανάδραση έχουν τη δυνατότητα αλλαγής της συνεκτικότητας των EEG. Πριν και μετά τα δείγματα QEEG υποδεικνύεται ότι η μονοκαναλική βασική εκπαίδευση μπορεί να διευκολύνει τις θετικές αλλαγές στη συνεκτικότητα (Soutar, 2004). Επιπλέον, η κατάρτιση συνεκτικότητας δύο καναλιών θα πρέπει να περιορίζεται σε λίγες συνεδρίες. Η υπερβολική κατάρτιση οδηγεί γρήγορα σε ανισορροπίες (Horvat, 2004). Από την άλλη πλευρά, η εκπαίδευση με μια διπολική εγκατάσταση είναι πιθανώς ασφαλέστερη. Ο εγκέφαλος μπορεί να ανεχτεί περισσότερες συνεδρίες και είναι μια πιο ήπια προσέγγιση. Οι διπολικές (διαδοχικές) διατάξεις επιτρέπουν επίσης την ταυτόχρονη χρήση φίλτρων αναστολής και ανταμοιβής.

Φάση

Οι μετρήσεις φάσης EEG συγκρίνουν δύο σήματα συχνότητας με βάση τις γωνίες χρονισμού και φάσης. Οι υπολογισμοί φάσης μεταξύ δύο θέσεων είναι πολύ χρήσιμοι για τη διάγνωση εγκεφαλικού τραύματος (Thatcher, 1999, p. 52). Η εξάσκηση φάσης με ένα

εκπαιδευτικό σύστημα EEG δύο καναλιών πρέπει να καθοδηγείται από υπολογισμούς των κανονιστικών βάσεων δεδομένων (Mason & Brownback, 2001).

Συγχρονισμός Alpha

Εάν δύο ή περισσότερες περιοχές του εγκεφάλου έχουν αυξημένη δραστηριότητα την ίδια στιγμή, είναι σε συγχρονισμό. Ως εκ τούτου, τα πλάτη αυξάνονται και πέφτουν συγχρόνως. Ο συγχρονισμός είναι μια σύγκριση της ταυτόχρονης δράσης σε δύο διαφορετικές θέσεις του τριχωτού της κεφαλής. Η εκπαίδευση συγχρονισμού Alpha απαιτεί σύνδεση τουλάχιστον δύο καναλιών. Οι αισθητήρες συναρμολογούνται σε ζεύγη και τοποθετούνται εναλλάξ στο αριστερό και το δεξί ημισφαίριο του τριχωτού της κεφαλής. Χρησιμοποιείται συνήθως για την κορυφαία απόδοση και την εκπαίδευση σε βάθιες καταστάσεις (Norris & Currier, 1999, pp. 223- 240). Ωστόσο, οι προηγμένοι επαγγελματίες χρησιμοποιούν διάφορα κανάλια σε πολλές περιοχές.

Ασυμμετρία

Ορισμένες θέσεις των ετερόπλευρων περιοχών του τριχωτού της κεφαλής είναι κανονικά ασύμμετρες, ενώ άλλες είναι κανονικά συμμετρικές. Οι κλινικές διαταραχές μπορεί να συνοδεύονται από μεγάλες ασυμμετρίες στο EEG. Η συμμετρία θα πρέπει να μετράται σε συνεστραμμένες θέσεις όπως τα F3 και F4. Είναι σημαντικό να θυμόμαστε τα ακόλουθα τρία κανονιστικά πρότυπα που αφορούν τη βήτα / άλφα / θήτα ή την «τριάδα BAT»:

- $LH\ beta \geq RH\ beta$
- $RH\ alpha \geq LH\ alpha$
- $RH\ theta \cong LH\ theta$

Οι διαταραχές στην τριάδα BAT συχνά συνοδεύουν τις διαταραχές της διάθεσης και τις διαταραχές άγχους. Εάν η LH alpha υπερβαίνει την RH alpha, υπάρχει υποψία κατάθλιψης. Εάν το RH beta υπερβαίνει την LH beta, υπάρχει υποψία άγχους ή άγχους

αναμιγμένο με κατάθλιψη. Σημαντικές αντίθετες διαφορές στο θήτα αποτελούν επίσης αιτία ανησυχίας.

Ο Peter Rosenfeld ανέπτυξε πρωτόκολλο ασυμμετρίας alpha. Είναι σχεδιασμένο για να διορθώνει τις ασυνήθιστες ασυμμετρίες alpha στο πρόσθιο (εμπρόσθιο) λοβό. Για να εκτελεστεί αυτό το πρωτόκολλο, στήνονται δύο χωριστά κανάλια EEG με διπολική (διαδοχική) τοποθέτηση. Το κανάλι 1 και το κανάλι 2 χρησιμοποιούν το Cz για τη θέση του ηλεκτροδίου αναφοράς. Το ενεργό ηλεκτρόδιο του καναλιού 1 είναι στο F3, ενώ το ενεργό ηλεκτρόδιο του καναλιού 2 είναι στο F4. Το έδαφος τοποθετείται σε οποιοδήποτε κατάλληλο σημείο στο τριχωτό της κεφαλής ή στα αυτιά. Ο πελάτης λαμβάνει ενίσχυση όταν η alpha στο RH υπερβαίνει την alpha στο LH, επομένως, όποτε $F4 > F3$. Οι κλινικές δοκιμές έχουν δείξει την αποτελεσματικότητα αυτής της προσέγγισης. Η χρήση αυτού του πρωτόκολλου απαιτεί ένα σύστημα εκπαίδευσης δύο καναλιών και ένα ειδικό πακέτο λογισμικού (Baehr, Rosenfeld, Baehr & Earnest, 1999, pp. 11- 18). Ωστόσο, είναι επίσης δυνατό να διορθωθούν οι ασυμμετρίες με ένα μόνο κανάλι του EEG. Για παράδειγμα, οι αισθητήρες μπορούν να τοποθετηθούν στο F3 με μια αναλογική (μονοπολική) τοποθέτηση. Τα φίλτρα μπορούν να ρυθμιστούν έτσι ώστε να παρεμποδίζεται το άλφα (8-12 Hz), ενώ η βήτα (15-18 Hz) ανταμείβεται. Μόνο η εκπαίδευση αριστερού ημισφαιρίου μπορεί να λειτουργήσει. Είτε ο κλινικός ιατρός αποφασίσει να χρησιμοποιήσει μια προσέγγιση δύο ή ενός καναλιού, ο στόχος είναι ο ίδιος: Η διευκόλυνση της εφαρμογής ενός κανονιστικού προτύπου EEG.

2.2.4 Αιματοεγκεφαλική νευροανάδραση

Ο νευροθεραπευτής που χρησιμοποιεί νευροανάδραση με EEG κάνει πολλές αποφάσεις, όπως:

- Ποια εύρη ζώνης συχνοτήτων θα ανταμείβονται ή θα αναστέλλονται;
- Πρέπει να συμπεριληφθούν περισσότερα από ένα εύρος ζώνης συχνοτήτων;
- Πρέπει να υπάρχουν πρωτόκολλα εκπαίδευσης ενός ή δύο καναλιών;
- Πρέπει να υπάρχουν αυτόματα ή χειροκίνητα κατώφλια;
- Ποιες θα είναι οι θέσεις ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10-20;
- Πρέπει να χρησιμοποιηθεί αναλογική ή διπολική (διαδοχική) τοποθέτηση;
- Πόσο καιρό θα πρέπει να διαρκέσει μια προπόνηση;

- Πρέπει ο πελάτης να εξασκείται με ανοιχτά ή κλειστά μάτια;
- Πρέπει ο πελάτης να εκπαιδεύεται με μια εργασία ή να βασίζεται στα γραφικά του υπολογιστή;

Ο ειδικός της νευροανάδρασης με αιματοεγκεφαλογραφία (HEG) χρειάζεται να πάρει δύο μόνο αποφάσεις: 1) Ποιες θέσεις ηλεκτροδίων κατά το σύστημα 10-20 θα χρησιμοποιηθούν;, 2) Ποια εργασία εκτελείται καλύτερα σε κάθε επιλεγμένη θέση;

Η προπόνηση είναι συνήθως 10 λεπτά για κάθε επιλεγμένη θέση του τριχωτού της κεφαλής. Είναι πιθανό ότι υπό ορισμένες περιστάσεις η εκπαίδευση HEG νευροανάδρασης μπορεί να λειτουργήσει γρηγορότερα από την αντίστοιχη EEG. Εντούτοις, δεν είναι όλες οι περιοχές του τριχωτού της κεφαλής επιδεκτικές σε συστήματα HEG νευροανάδρασης. Έχει περιορισμούς. Η εφαρμογή HEG νευροανάδρασης δεν θα εξαλείψει την ανάγκη για EEG νευροανάδραση. Οι αξιολογήσεις γίνονται εν μέρει με τον εξοπλισμό EEG neurofeedback. Ανεξάρτητα από το γεγονός, η HEG neurofeedback είναι ευκολότερη στη χρήση και τη μάθηση από την EEG.

Η νευροανάδραση με HEG δίνει στον ασκούμενο μεγαλύτερο έλεγχο της ροής αίματος και της πυκνότητας οξυγόνωσης στην επιλεγμένη θέση του τριχωτού της κεφαλής. Η ροή του αίματος παρέχει στον εγκέφαλο οξυγόνο και γλυκόζη. Η ροή του αίματος λειτουργεί επίσης ως σύστημα ψύξης για τον εγκέφαλο, παρόμοιο με το έργο που πραγματοποιείται από το ψυγείο και το σύστημα ψύξης σε ένα αυτοκίνητο. Από τη μία πλευρά, η διαφραγματική αναπνοή και η πρακτική της ανεστραμμένης γιόγκα πιθανότατα βελτιώνουν την κυκλοφορία του αίματος στον εγκέφαλο, γεγονός που μπορεί να δώσει την αίσθηση ότι είναι "καθαρό κεφάλι" (Francina, 1997, p. 21). Από την άλλη πλευρά, κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης των εργασιών η εγκεφαλική ροή αίματος (CBF) αυξάνεται σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου. Εάν μια συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου δεν λάβει επαρκή ροή αίματος την κατάλληλη στιγμή, τότε οι λειτουργίες που σχετίζονται με αυτήν την περιοχή θα παραβιαστούν (Springer & Deutsch, 1998, p. 72).

Μόνο δύο αισθητήρες χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ποιότητας του κυκλοφορούντος αίματος. Ο ένας ρίπτει το υπέρυθρο φως προς τα μέσα, ενώ ο άλλος λαμβάνει τις ακτίνες που επιστρέφουν. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατόν να

προσδιορίζεται το χρώμα του αίματος στον ιστό. Ο κόκκινος ιστός είναι πλούσιος σε οξυγόνο, ενώ ο μπλε ιστός είναι εξαντλημένος από οξυγόνο ή υπο-υπερηχητικός. Οι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι σε μια ελαστική ταινία που τυλίγεται γύρω από το κεφάλι. Δεν απαιτείται ειδική πάστα ή προετοιμασία. Το μέτωπο των εκπαιδευομένων πρέπει να καθαριστεί με αλκοόλ πριν την τοποθέτηση για να αποτρέψουμε μια λιπαρή συσσώρευση των αισθητήρων μας. Το μεγαλύτερο μέρος της προπόνησης λαμβάνει χώρα κατά μήκος του μετώπου, ειδικά στην τροχιακή γύρου, στον κοιλιακό μεσοφλοιώδη φλοιό ή στους κοιλιακούς πλευρικούς προδρόμους λοβούς (Fr1, Frz, F7 ή Fa). Η σύνδεση είναι μικρότερη από 1 λεπτό για κάθε τοποθεσία κατά μήκος του μέσου. Οι μικρές μυϊκές κινήσεις στο μέτωπο, τα μάτια που ανοιγοκλείνουν και άλλες κινήσεις του προσώπου έχουν ελάχιστες επιπτώσεις στα υπέρυθρα φώτα (Toomim & Carmen, 1999, pp. 10-14). Οι εκπαιδευόμενοι μικρής ηλικίας έχουν οδηγίες να περιορίσουν τις κινήσεις του προσώπου.

Τα γραφήματα κατάρτισης είναι σημαντικά για την παρακολούθηση της προόδου κατά τη διάρκεια της συνεδρίας. Το HEG δεν μπορεί να μετρηθεί σε microvolts ή πλάτη. Το κλειδί είναι η παρακολούθηση του ποσοστού αύξησης και πτώσης του rCBF. Η τάση στο γράφημα θα αυξηθεί όποτε βελτιώνεται η ποιότητα του οξυγονωμένου αίματος. Είναι επίσης κοινό για την τάση να μειώνεται περιοδικά και στη συνέχεια να αυξάνεται ξανά. Μερικές φορές ο στόχος είναι να αυξηθεί η συνολική ροή του οξυγονωμένου αίματος σε μια δεδομένη εγκεφαλική περιοχή. Κατά συνέπεια, η τάση στο γράφημα απεικονίζει μια σταθερή, ομοιόμορφη άνοδο προς τα πάνω. Άλλες φορές ο στόχος είναι να επιταχυνθεί η μεταβολική απελευθέρωση του οξυγονωμένου αίματος. Αν ναι, μπορεί να υπάρξει απότομη άνοδος στο γράφημα τάσης που ακολουθείται από μια μέτρια πτώση που επαναλαμβάνεται δύο ή τρεις φορές κατά τη διάρκεια της περιόδου των 10 λεπτών. Η πρόοδος κάθε ατόμου φαίνεται λίγο διαφορετική. Σε κάθε περίπτωση ο στόχος είναι να επιτευχθεί μια ποσοστιαία αύξηση του rCBF. Οι περισσότεροι εκπαιδευόμενοι γίνονται ενθουσιασμένοι όταν η γραφική παράσταση της τάσης καταγράφει σημαντική αύξηση του rCBF.

Οι εκπαιδευόμενοι καλούνται να συγκεντρωθούν και να εκτελέσουν μία εργασία που σχετίζεται άμεσα με την περιοχή του εγκεφάλου που εκπαιδεύεται. Οι εκπαιδευόμενοι μπορούν να διαβάσουν, να λύσουν μαθηματικά προβλήματα, να

μελεήσουν ή να παίξουν ένα παιχνίδι υπολογιστή, όπως πασιέντζα, Tetris ή σκάκι. Η εκπαίδευση στο αριστερό ημισφαίριο (LH) ενισχύεται από τις γνωστικές προκλήσεις. Οι επιτυχημένοι εκπαιδευόμενοι παρατηρούν ότι γίνονται καλύτεροι στη νίκη παιχνιδιών, στην ανάγνωση ή στην εκτέλεση μαθηματικών προβλημάτων. Εάν οι εκπαιδευόμενοι ξεκινήσουν να «χάνονται» τότε πρέπει να αλλάξουν σε άλλες εργασίες για να αποτρέψουν την πλήξη. Η εκπαίδευση στον οπτικό φλοιό (ινιακός λοβός) είναι μια μορφή εκγύμνασης της χαλάρωσης. Αυξάνεται με οπτικές προκλήσεις, όπως η προβολή φωτογραφιών ή μιας πολύχρωμης οθόνης υπολογιστή.

Η κακή λειτουργία στις μετωπικές θέσεις του πόλου σχετίζεται με πολλές διαταραχές όπως η σχιζοφρένεια, ο αυτισμός, οι μαθησιακές διαταραχές, η διαταραχή έλλειψης προσοχής (ADD) και οι διαταραχές άγχους. Η εκπαίδευση συχνά περιλαμβάνει τόσο το δεξιό ημισφαίριο (RH) όσο και το αριστερό (LH), για παράδειγμα, η προπόνηση 20 λεπτών στο LH θα μπορούσε να ακολουθήσει 10 λεπτά στο RH. Μια περίοδος λειτουργίας είναι συνήθως 30-40 λεπτά. Είναι σημαντικό να θυμόμαστε ότι η υποαιμάτωση HEG σχετίζεται με την υποδραστικότητα του EEG (επιβράδυνση του EEG). Συμβαίνει όταν σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου λείπει αίμα πλούσιο σε οξυγόνο. Στην επιβράδυνση του ηλεκτροεγκεφαλογράφηματος (EEG), τα αργά κύματα έχουν πλάτη που είναι πολύ μεγαλύτερα από αυτά των γρήγορων κυμάτων. Παραδείγματος χάριν, η κυριαρχία αργού κύματος υποδεικνύεται όταν τα πλάτη θήτα (4-8 Hz) είναι τουλάχιστον 2,5 φορές μεγαλύτερα από τα πλάτη βήτα (13-21 Hz) στο Frpz. Η εκπαίδευση των πελατών με κυριαρχία γρήγορων κυμάτων συνήθως αντενδείκνυται.

2.2.5 Σύγκριση HEG νευροανάδρασης με EEG νευροανάδρασης

Η ανάδραση HEG αλλά και η νευροανάδραση με EEG τοποθετούν αισθητήρες στην ίδια γενική τοποθεσία κατά το διεθνές σύστημα 10-20. Το HEG έχει το πλεονέκτημα ότι έχει ελάχιστα τεχνητά μέρη όταν οι αισθητήρες τοποθετούνται πάνω από τους προμετωπιακούς λοβούς και στους μετωπικούς πόλους (Fr1, Fr2 και Frpz). Οι Lubar και Lubar θεωρούσαν την ανοιχτή εκπαίδευση EEG νευροανάδρασης σε θέσεις μετωπικού πόλου ως "σχεδόν αδύνατη" λόγω μυϊκών αντικειμένων που τοποθετούνται στο μέτωπο (1999, p. 110). Κατά συνέπεια, μια εντελώς νέα αρένα εκπαίδευσης είναι ανοιχτή στον νευροθεραπευτή που απασχολεί τη μέθοδο HEG. Η νευροαναπηρία του

HEG είναι ιδανική για το παιδί με τικ προσώπου και επιβράδυνση του πρόσθιου HEG. Ένα τέτοιο παιδί μπορεί να προπονηθεί στους μετωπικούς πόλους με τα μάτια του ανοιχτά και κατά την εκτέλεση κάποιας εργασίας.

Υπάρχουν μειονεκτήματα στην εκπαίδευση HEG επειδή είναι δύσκολο να τοποθετήσετε υπέρυθρους αισθητήρες στις τριχωτές περιοχές του τριχωτού της κεφαλής. Οι ασκούμενοι με παχιά σκούρα μαλλιά ή σφιχτά ελαστικά μαλλιά αποτελούν ιδιαίτερη πρόκληση. Οι αισθητήρες EEG, από την άλλη πλευρά, τοποθετούνται εύκολα, ανεξάρτητα από την υφή των μαλλιών. Οι πρώτες αναφορές υποδεικνύουν ότι η νευροανάδραση του HEG απαιτεί λιγότερες συνεδρίες προπόνησης σε σχέση με την νευροανάδραση του EEG για τη βελτίωση της εκτελεστικής λειτουργίας (Toomim, 2002). Μεταξύ των συμπτωμάτων της κακής εκτελεστικής λειτουργίας στους προμετωπιακούς λοβούς είναι η έλλειψη προσοχής, ο κακός σχεδιασμός ή η κρίση, ο αργός χρόνος αντίδρασης, η έλλειψη κοινωνικής ευαισθητοποίησης και ο ανεπαρκής έλεγχος των παλμών.

Η εκπαίδευση HEG νευροανάδρασης λειτουργεί καλά για να βελτιώσει την προσοχή και να οικοδομήσει εστίαση. Υπάρχουν επίσης περιπτώσεις που συνδυάζουν τα πρωτόκολλα EEG και HEG μέσα σε μία μόνο συνεδρία. Για παράδειγμα, ορισμένοι ασκούμενοι επωφελούνται από 15 λεπτά νευροαναρρόφησης EEG για οπίσθια καταστολή beta. Άλλοι έχουν χαμηλή κυρίαρχη συχνότητα εγκεφαλικών κυμάτων και μπορούν να επωφεληθούν από το πρωτόκολλο τριών βημάτων των Brown and Brown (2000) που ολοκληρώνεται με την εκπαίδευση βελτίωσης 40 Hz. Τυπικά, κάποιος θεραπευτής μπορεί να εκπαιδεύσει με HEG νευροανάδραση πρώτα και EEG ύστερα. Μέσα σε ένα λεπτό ο ασκούμενος μπορεί να καθίσει, να τοποθετηθεί το κεφαλόδεσμο HEG και να αρχίσει η ανάδραση.

Η εκπαίδευση HEG νευροανάδρασης είναι πιθανώς ο καλύτερος τρόπος για κάποιον να διαχειριστεί την προ-μετωπική επιβράδυνση. Έχει ήδη αποδειχθεί ότι είναι μια αποτελεσματική μορφή νευροαναπνοής. Ωστόσο, όταν πρόκειται για περιοχές του τριχωτού της κεφαλής που βρίσκονται μέσα στις τριχωτές περιοχές του κρανίου, απαιτούνται προβλήματα με συγκεκριμένες συχνότητες, κυριαρχία γρήγορου κύματος, προβλήματα συνοχής και ασυμμετρίας, καθώς και ανάγκη για βαθιά χαλάρωση, απαιτείται νευροανάδραση EEG.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. Εφαρμογές Παιχνιδιού Προσοχής και ‘Σοβαρού’ Παιχνιδιού

Στο τρίτο κεφάλαιο, παρουσιάζουμε διαφορετικά είδη παιχνιδιών και τις αντίστοιχες εφαρμογές τους σε συγκεκριμένες νευρολογικές ασθένειες. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάζονται:

- Παιχνίδι Προσοχής και Διαταραχή Έλλειψης Προσοχής,
- Σοβαρό’ Παιχνίδι και Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής,
- ‘Σοβαρό’ Παιχνίδι και Νόσος Αλτσχαιμερ

3.1 Παιχνίδι Προσοχής και Διαταραχή Έλλειψης Προσοχής

Η Διαταραχή Έλλειψης Προσοχής (Attention Deficit Disorder - ADD) είναι μια διαταραχή συμπεριφοράς που χαρακτηρίζεται από την αδυναμία να διατηρήσει την προσοχή για την εκτέλεση δραστηριοτήτων (Spitzer & Williams, 1980). Οι θεραπείες για τη διαταραχή αυτή συμπεριλαμβάνουν εκπαίδευση μέσω εγκεφαλικής βιοανάδρασης. Τα συστήματα εκπαίδευσης βιοανάδρασης τροφοδοτούν τον εκπαιδευόμενο με πληροφορίες και ελέγχουν τα εγκεφαλικά κύματα που καθρίζουν την προσοχή. Το σύστημα εκπαίδευσης εκτεταμένης προσοχής (Extended Attention Span Training - EAST) υιοθετεί την βασική ιδέα της διάσπασης προσοχής, και χτίζει πάνω στα χαρακτηριστικά της (Pope & Bogart, 1996). Ο εκπαιδευόμενος μπορεί να επιτύχει στο παιχνίδι μόνο διατηρώντας επαρκές επίπεδο προσοχής. Το σύστημα EAST είναι μια τροποποίηση ενός βιοκυρενικού συστήματος που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του βαθμού στον οποίο τα αυτοματοποιημένα συστήματα διαχείρισης πτήσης διατηρούν πιλοτική δέσμευση. Η τεχνολογία EAST μπορεί να συμβάλει στους τομείς της ιατρικής νευροψυχολογίας και της νευρολογίας, όπου η έμφαση δίνεται στην προσεκτική, συντηρητική θεραπεία των νέων με διαταραχές προσοχής.

Η διαχείριση της προσοχής είναι σημαντική για την επιτυχία σε ένα ευρύ φάσμα προσπαθειών από τον αθλητισμό έως τη μελέτη. Η ικανότητα να συνειδητοποιήσουμε τις κυμαινόμενες καταστάσεις προσοχής, η ικανότητα διατήρησης αποτελεσματικών καταστάσεων και η ικανότητα ανάκτησης αποτελεσματικά από την απώλεια προσοχής είναι πολύτιμες στις ρυθμίσεις εργασιών που απαιτούν αναγνώριση και ανταπόκριση. Εκτός από τις προσωπικές διαφορές στις ικανότητες αυτές, υπάρχουν επίσης διαφορές

στη φύση των καθηκόντων που είτε ενθαρρύνουν είτε αποθαρρύνουν την αποτελεσματική προσοχή. Ο διαφημιστικός κλάδος έχει αναπτύξει μια τεχνολογία χειρισμού της προσοχής και της ευαισθητοποίησης χρησιμοποιώντας χαρακτηριστικά παρουσίασης όπως ο ρυθμός, η αλληλουχία, η πολυπλοκότητα και το χρώμα.

Καθώς τα αυτοματοποιημένα συστήματα καθίστανται πιο ικανά, οι άνθρωποι δαπανούν λιγότερο ενεργό χρόνο ελέγχοντας τέτοια συστήματα και περισσότερο παθητικό χρόνο παρακολουθώντας τη λειτουργία του συστήματος. Αυτός ο τύπος απαιτήσεων απαιτεί ανθρώπινη ικανότητα για συνεχή προσοχή. Η προσοχή μπορεί να χαρακτηριστεί από τρεις πτυχές (Carver & Scheier, 2012)

- Κατανομή
- Ένταση
- Επιλεκτικότητα

Η κατανομή και η ένταση επηρεάζονται από την κατάσταση της επίγνωσης και η επιλεκτικότητα αναφέρεται στο περιεχόμενο της συνειδητοποίησης. Κατά το σχεδιασμό για την αποτελεσματική ενσωμάτωση του ανθρώπου και του συστήματος, είναι σημαντικό να παρέχεται εύκολη πρόσβαση σε χρήσιμες πληροφορίες, ώστε η υποστήριξη της ευαισθητοποίησης να ενημερώνεται. Η ψυχολογική εμπλοκή σε αυτοματοποιημένα περιβάλλοντα μπορεί να ενισχυθεί με την ορθή κατανομή εργασιών μεταξύ ανθρώπου και έξυπνου συστήματος.

Το σύστημα εκπαίδευσης εκτεταμένης προσοχής (EAST) είναι μια τροποποίηση ενός βιοκυρενικού συστήματος που χρησιμοποιείται επί του παρόντος για την εκτίμηση του βαθμού στον οποίο τα αυτοματοποιημένα συστήματα διαχείρισης πτήσης διατηρούν πιλοτική δέσμευση.

3.1.1 Σύστημα Εγκεφαλογραφικής Συμπεριφοράς για Προσαρμοστική Εργασία

Μια μεθοδολογία και ένα σύστημα έχουν αναπτυχθεί για να υποστηρίξουν τον προσδιορισμό της βέλτιστης κατανομής καθηκόντων μεταξύ ανθρώπου και συστήματος. Σε αυτή τη μεθοδολογία, ένα άτομο αλληλεπιδρά με ένα σύνολο καθηκόντων που παρουσιάζονται σε μια οθόνη επιτραπέζιου υπολογιστή ενώ παρακολουθείται η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου του υποκειμένου. Η ψυχική εμπλοκή σε ένα αυτοματοποιημένο έργο μπορεί να μην επαρκεί για να προωθήσει μια αποτελεσματική

κατάσταση ευαισθητοποίησης. Η παρακολούθηση της εγκεφαλικής δραστηριότητας παρέχει ένα παράθυρο μέσω του οποίου μπορεί να εξεταστεί η κατάσταση ενός υποκειμένου.

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) έχει χρησιμοποιηθεί από καιρό για να δείξει καταστάσεις συνείδησης ή ευαισθητοποίησης. Τα στάδια ύπνου χαρτογραφούνται εύκολα με ανάλυση της συχνότητας της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου. Οι αλληλουχίες εγκεφαλικού κύματος έχουν αποδειχθεί χρήσιμες για την εκτίμηση των σχετιζόμενων με την προσοχή διαταραχών (Lubar, 1991). Το σύνολο των ζωνών συχνοτήτων και των χώρων εγγραφής που διακρίνονται καλύτερα μεταξύ των συνθηκών ευαισθητοποίησης ενός ατόμου δεν είναι πιθανό να είναι το ίδιο σύνολο για ένα άλλο.

Επομένως, για να αναλυθεί ένας δείκτης προσοχής EEG, με τον οποίο θα εκτιμηθεί η πνευματική εμπλοκή σε μια εργασία, είναι απαραίτητο να αναπτυχθεί το προφίλ χαρτογράφησης EEG-to-state του κάθε υποκειμένου. Αυτή η διαδικασία δημιουργίας προφίλ πραγματοποιείται στο περιβάλλον εργασίας. Η διαδικασία περιλαμβάνει την καταγραφή τοπογραφικών δεδομένων EEG από θέσεις ηλεκτροδίων. Σε κάθε βήμα, δημιουργείται ένας χωροταξικός χάρτης της ενεργότητας EEG για κάθε μία από τις ζώνες συχνοτήτων (άλφα, βήτα και theta) που απεικονίζουν την κατανομή της δραστηριότητας του εγκεφάλου.

Η διαδικασία προσαρμογής είναι μια διαδικασία ελέγχου ανατροφοδότησης, με την οποία η κατάσταση αναφοράς EEG (σταθερή ταλάντωση βραχυκυκλώματος του δείκτη δέσμευσης), επιτυγχάνεται με συστηματική προσαρμογή της ζήτησης εργασίας για τη συμμετοχή του χειριστή. Στην εφαρμογή αυτή, οι μέθοδοι ελέγχου ανατροφοδότησης κλειστού βρόχου συγκρίνουν το σημείο ρύθμισης της μεταβλητής ελέγχου, π.χ. η μέση συχνότητα EEG, με την πραγματική τιμή που μετρήθηκε για να τροποποιήσει την ταχύτητα (Schwilden et al., 1989).

Το προσαρμοστικό σύστημα έχει σχεδιαστεί για την αξιολόγηση αυτοματοποιημένων περιβαλλόντων εργασίας και για τον προσδιορισμό των απαιτήσεων για τη συμμετοχή των χειριστών που προάγουν αποτελεσματικές καταστάσεις ευαισθητοποίησης του χειριστή. Ωστόσο, η διαδικασία αξιολόγησης μπορεί να λειτουργήσει ως πρωτόκολλο εκπαίδευσης. Ένα υποκείμενο μπορεί να μάθει πώς να ελέγχει σκόπιμα την υποδιαστολή

στο επίπεδο στο οποίο προτιμά να εργάζεται. Αυτή η παρατήρηση οδήγησε στην εξέταση της έννοιας της προσαρμοστικής εργασίας για μια εφαρμογή κατάρτισης προσοχής.

3.1.2 Εκπαίδευση Βιοανατροφοδότησης για Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής

Τα συμπτώματα της καθαρής διαταραχής έλλειψης προσοχής (ADD) - η μικρή διάρκεια προσοχής και οι κακές ικανότητες εστίασης και συγκέντρωσης - υπάρχουν στην πλειοψηφία των παιδιών που είναι υπερκινητικά ή που έχουν μια συγκεκριμένη διαταραχή εκμάθησης ή που παρουσιάζουν διαταραχή συμπεριφοράς (Lubar, 1991). Ο Lubar και οι συνάδελφοί του έχουν διαπιστώσει ότι η τοπογραφική χαρτογράφηση εγκεφάλου των ζωνών συχνοτήτων EEG καθρίζει τα παιδιά που 'πάσχουν' από διάσπαση προσοχής (Lubar, 1991). Στην ζώνη των συχνοτήτων, τα παιδιά με διάσπαση προσοχής έδειξαν μεγαλύτερες αυξήσεις στην περιοχή του θήτα και λιγότερες στην περιοχή δραστηριότητας βήτα. Αυτά τα ευρήματα ενίσχυουν την άποψη για την παροχή εκπαίδευσης βιοανάδρασης ώστε να βελτιωθούν οι προφορικές ικανότητες.

Η κατανόηση της κατάτασης επιτυγχάνεται με την παροχή στον 'εξεταζόμενο' μιας απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο των επιπέδων βήτα και της δραστηριότητας που παράγεται. Η οθόνη χρησιμεύει τόσο ως πληροφορία όσο και ως ανταμοιβή για τις προσπάθειες του παιδιού να μειώσει τη δραστηριότητα theta και να αυξήσει τη δραστηριότητα βήτα. Η επιτυχία στην παραγωγή των επιθυμητών αλλαγών στην εγκεφαλική δραστηριότητα καθώς και οι βελτιώσεις στην ψυχομετρική απόδοση έχουν αναφερθεί ως αποτελέσματα της εκπαίδευσης (Lubar, 1991). Το σύστημα εκπαίδευσης εκτεταμένης προσοχής (EAST) χρησιμοποιεί αναλογίες ζώνης εγκεφαλικής δραστηριότητας σε ένα πρωτόκολλο εκπαίδευσης που χρησιμοποιεί επίσης την έννοια της προσαρμοστικής εργασίας.

Το σύστημα EAST είναι ένα πρωτότυπο περιβάλλον παιχνιδιού που αποσκοπεί στο να καταδείξει την εφαρμογή της έννοιας της προσαρμοστικής εργασίας σε ένα εκπαιδευτικό σχήμα που απευθύνεται σε παιδιά. Η επιλεγμένη πλατφόρμα βιντεοπαιχνιδιών παρουσιάζει ένα σενάριο διαστημικής μάχης στο οποίο ο παίκτης πιλοτάρει ένα μαχητικό πλοίο σε μια προσπάθεια να φτάσει και να εκραγεί μια βάση του εχθρού ενώ παράλληλα θα αποκρούσει επιθέσεις από τους υπερασπιστές της βάσης. Η δράση προβάλλεται μέσω

ενός παραθύρου παρατήρησης. Άλλα δεδομένα όπως η εμβέλεια, οι στόχοι, η ταχύτητα και η κατάσταση των όπλων παρουσιάζονται στην οθόνη.

Για την εφαρμογή EAST, το παιχνίδι επαναπρογραμματίζεται για να επιβάλει ένα επιπλέον κριτήριο για την επιτυχία. Το παιχνίδι είναι σχεδόν αδύνατο να κερδηθεί εξαιτίας της αποφυγής των ελιγμών και του συντριπτικού αριθμού των υπερασπιστών. Ωστόσο, καθώς ένας παίκτης επικεντρώνεται και εστιάζει καλύτερα, οι υπερασπιστές μειώνονται. Επομένως, καθώς ο παίκτης δουλεύει περισσότερο στην προσοχή του, το χειροκίνητο μέρος του παιχνιδιού γίνεται πιο εύχρηστο. Ο παίκτης μαθαίνει ότι η νίκη εξαρτάται από τη διατήρηση της προσοχής ακόμα και όταν το παιχνίδι γίνεται λιγότερο επιτακτικό (Pope & Bogart, 1996).

Η προσεκτική κατάσταση εξηγείται στον παίκτη ως μια ειδική νοητική δύναμη, δηλαδή είναι πρέπε να στηρίζεται σε αυτό για να κερδίσει. Αυτό επιτυγχάνεται με τον προγραμματισμό του αριθμού και της κίνησης των στόχων ως συνάρτηση της ευαισθησίας της ζώνης EEG. Το σήμα EEG ανιχνεύεται σε μία μοναδική περιοχή της κεφαλής και ρυθμίζεται από μια απομονωμένη διεπαφή στη σειριακή θύρα του υπολογιστή παιχνιδιών. Η ανάλυση συχνότητας, ο υπολογισμός αναλογίας και ο έλεγχος παιχνιδιών επιτυγχάνονται στο λογισμικό (Pope & Bogart, 1996).

Η τεχνολογία EAST αντιπροσωπεύει ένα πρωτότυπο μιας νέας γενιάς περιβάλλοντος παιχνιδιών ηλεκτρονικών υπολογιστών που διδάσκουν πολύτιμες νοητικές ικανότητες πέραν του συντονισμού των ματιών. Η τεχνολογία μπορεί να συμβάλει στους τομείς της ιατρικής νευροψυχολογίας και της νευρολογίας, όπου η έμφαση δίνεται στην προσεκτική, συντηρητική θεραπεία των νέων με διαταραχές προσοχής.

3.2 ‘Σοβαρό’ Παιχνίδι και Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής

Η Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής-Υπερκινητικότητας (ADHD) είναι μία από τις συνηθέστερες νευροαναπτυξιακές διαταραχές με ποσοστό 5% μεταξύ των παιδιών και των εφήβων [1]. Εκτός από τα βασικά συμπτώματα της υπερκινητικότητας, της παρορμητικότητας και της απροσεξίας, τα παιδιά με ADHD εμφανίζουν λειτουργικές διαταραχές σε διαφορετικές περιοχές της καθημερινής ζωής, όπως ο σχεδιασμός της εργασίας τους, η εκτίμηση του χρόνου που απαιτείται για την ολοκλήρωση μιας εργασίας, η διατήρηση του ενδιαφέροντος για τα καθήκοντα και η οικοδόμηση και

συντήρηση σημαντικές κοινωνικές σχέσεις με τους συνομηλίκους τους (Bul et al., 2018). Τα προβλήματα αυτά έχουν αποδειχθεί ότι επηρεάζουν δυσμενώς την καθημερινή ζωή των παιδιών με ADHD, καθώς και την ακαδημαϊκή επίδοσή τους σε μακροπρόθεσμη βάση. Πρόσφατα, οι επιστήμονες και οι επαγγελματίες της υγείας έχουν διερευνήσει νέους τρόπους βελτιστοποίησης της καθημερινής λειτουργίας των παιδιών με ADHD, βελτιώνοντας την καθημερινότητά τους μέσω της χρήσης βιντεοπαιχνιδιών για τη στήριξη της αλλαγής συμπεριφοράς (Bul et al., 2018).

Το πεδίο των σοβαρών παιχνιδιών (serious games) είναι σχετικά νέο και ως εκ τούτου οι προσπάθειες εστιάζονται περισσότερο στην αξιολόγηση των επιπτώσεων παρά στην αναγνώριση των μετριοπαθών μεταβλητών που συνδέονται με αυτά τα αποτελέσματα. Ωστόσο, πέραν της συλλογής στοιχείων σχετικά με την αποτελεσματικότητα της παρέμβασης Σοβαρού Παιγνίου (ΣΕ) είναι σημαντικό να συγκεντρωθούν περισσότερες πληροφορίες σε ατομικό επίπεδο και να προσδιοριστούν χαρακτηριστικά που προβλέπουν θετικά αποτελέσματα. Αυτό θα επιτρέψει στους επιστήμονες να βελτιστοποιήσουν την αντιστοιχία μεταξύ των ατόμων και της θεραπείας τους και να προσφέρουν εναλλακτικές θεραπείες για παιδιά για τα οποία η παρέμβαση είναι λιγότερο αποτελεσματική. Αυτό θα υποστηρίξει την ανάπτυξη εξατομικευμένων αλγορίθμων κατανομής θεραπείας και θα βοηθήσει τους επιστήμονες να εξετάσουν τα προκαθορισμένα μεμονωμένα χαρακτηριστικά. Μια αναντιστοιχία μεταξύ των χαρακτηριστικών των παιδιών πριν και μετά την θεραπεία μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο μη ανταπόκρισης στη θεραπεία, πράγμα που σημαίνει ότι τα συναισθηματικά και οικονομικά βάρη για τα παιδιά με νευροαναπτυξιακές διαταραχές, τους συγγενείς τους και την ευρύτερη κοινότητα παραμένουν (Bul et al., 2018).

Το μεγαλύτερο μέρος της διαθέσιμης βιβλιογραφίας σχετικά με τους δυνητικούς συντονιστές στη θεραπεία παιδιών με ADHD προέρχεται από τη μελέτη Multimodal Treatment of Deficit Hyperactivity Disorder (Bul et al., 2018). Στην μελέτη διαπιστώθηκε ότι τα παιδιά με ADHD έδειξαν καλύτερα αποτελέσματα θεραπείας όταν έλαβαν μια συμπεριφορά παρέμβασης. Ενώ τα παιδιά με διπλή συννοσηρότητα επωφελήθηκαν περισσότερο από τη θεραπεία που συνδυάζει φαρμακευτική αγωγή και συμπεριφορική θεραπεία (Bul et al., 2018). Λόγω της έλλειψης μελετών για σοβαρά παιχνίδια σε παιδιά με ADHD, βασίσαμε τις υποθέσεις μας σχετικά με τη δύναμη

συγκεκριμένων συντονιστών ή την κατεύθυνση των επιδράσεων σε άλλες μελέτες που εξετάζουν τις επιπτώσεις συντονισμού των αποτελεσμάτων της θεραπείας στη ADHD (Bul et al., 2018).

Οι συμμετέχοντες έλαβαν μια επιπλέον θεραπεία με χρήση σοβαρού παιχνιδιού, επιπλέον της συνήθους θεραπείας για τις πρώτες 10 εβδομάδες και στη συνέχεια έλαβαν τη συνήθη θεραπεία για τις επόμενες 10 εβδομάδες. Το σοβαρό παιχνίδι είναι ένα ηλεκτρονικό παιχνίδι υπολογιστή (το οποίο ονομάζεται 'Plan-It Commander'), το οποίο αναπτύχθηκε από επαγγελματίες υγείας, εμπειρογνώμονες παιχνιδιών, ερευνητές, γονείς και παιδιά με ADHD. Έχει σχεδιαστεί για τη βελτίωση των λειτουργικών αποτελεσμάτων στην καθημερινή ζωή, με κύριο άξονα τη διαχείριση του χρόνου, τις ικανότητες σχεδιασμού / οργάνωσης και συνεργασίας σε παιδιά με ADHD. Οι συμμετέχοντες έχουν το δικό τους κωδικό πρόσβασης και ταυτότητα για να συνδεθούν από τα σπίτια τους, στα οποία μπορούν να έχουν πρόσβαση σε δύο μέρη του παιχνιδιού: (α) περιβάλλον παιχνιδιού με καθοδηγούμενη αποστολή με minigames που σχετίζονται με τους μαθησιακούς στόχους της διαχείρισης του χρόνου, των δεξιοτήτων προγραμματισμού / , (β) μια κλειστή κοινωνική κοινότητα.

Τα αποτελέσματα βασίστηκαν στις απαντήσεις σε 3 συγκεκριμένων κατηγοριών: διαχείριση χρόνου, σχεδιασμός και οργάνωση και συμπεριφορά συνεργασία [15]. Αυτές οι δεξιότητες ήταν κυρίως εκπαιδευμένες στα minigames (δηλαδή, ένα μικρό, μεμονωμένο παιχνίδι στο μεγαλύτερο περιβάλλον παιχνιδιού που ενσωματώνει μοναδικά στοιχεία παιχνιδιού που προσφέρουν εργαλεία για τη βελτίωση της στρατηγικής συμπεριφοράς) της παρέμβασης του SG και των πρωτογενών αποτελεσμάτων της τρέχουσας μελέτης (Bul et al., 2018):

- Διαχείριση χρόνου. Χρησιμοποιήθηκε ερωτηματολόγιο διαχείρισης χρόνου για τη μέτρηση της συμπεριφοράς διαχείρισης χρόνου των παιδιών. Το ερωτηματολόγιο περιέχει 11 στοιχεία και αφορά συγκεκριμένες συμπεριφορές διαχείρισης χρόνου που διδάσκονται στο παιχνίδι. Οι γονείς κλήθηκαν να αξιολογήσουν τις δεξιότητες διαχείρισης του χρόνου του παιδιού τους σε μια κλίμακα των 10 βαθμών
- Δεξιότητες σχεδιασμού / οργάνωσης. Η γονική έκδοση του Inventory Rating αξιολογεί την εκτελεστική λειτουργία σε κατ 'οίκον καταστάσεις σε παιδιά ηλικίας

- ας 5 ± 18 ετών. Το ερωτηματολόγιο περιέχει 86 στοιχεία σε οκτώ μη επικαλυπτόμενες κλινικές κλίμακες και δύο κλίμακες εγκυρότητας. Οι απαντήσεις βαθμολογούνται σε μια κλίμακα 3 σημείων. Για τη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκε το Plan / Organize υποσύνολο, αποτελούμενο από 12 αντικείμενα, προκειμένου να μετρηθεί η ικανότητα προγραμματισμού / οργάνωσης των παιδιών.
- Δεξιότητες συνεργασίας. Το Σύστημα Αξιολόγησης Κοινωνικών Δεξιοτήτων-γονική έκδοση χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση της κοινωνικής λειτουργίας σε παιδιά ηλικίας 8 έως 12 ετών. Αυτό το ερωτηματολόγιο αποτελείται από τέσσερις επιμέρους κλίμακες (π.χ. συνεργασία, ευθύνη, αυτοπεποίθηση, αυτοέλεγχο) 10 θέσεων.

Συμπερασματικά, η μελέτη αυτή διαπίστωσε δύο ομάδες που επωφελήθηκαν περισσότερο από την παρέμβαση του SG σε ένα κλινικό δείγμα παιδιών με ADHD: κορίτσια εν γένει και αγόρια με χαμηλότερη βαθμολογία στην υπερδραστηριότητα και υψηλότερη βαθμολογία στα συμπτώματα CD. Αυτά τα προφίλ θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την παραπομπή αυτών των ασθενών στη θεραπεία.

Αν και υπάρχει αναδυόμενη έρευνα που εξετάζει την αποτελεσματικότητα των παρεμβάσεων με τη χρήση προσεγγίσεων και σχεδίων με βάση το παιχνίδι, εξακολουθεί να υπάρχει ελάχιστη βιβλιογραφία που εξετάζει την αντιμετώπιση των μεταβλητών. Τα αποτελέσματα ενός πολυάριθμου ανοιχτού σήματος RCT έδειξαν την υπεροχή μιας παρέμβασης του SG στον τομέα της χρονικής διαχείρισης και των δευτερογενών αποτελεσμάτων των μέτρων ευθύνης και της μνήμης εργασίας [15]. Παρόλο που τα παιδιά φαίνεται να βελτιώνονται κυρίως στις δεξιότητες διαχείρισης χρόνου τους (σε επίπεδο ομάδας), τα αποτελέσματα του συντονιστή μας παρατηρήθηκαν ιδιαίτερα για την μεταβλητή των αποτελεσμάτων των δεξιοτήτων σχεδιασμού / οργάνωσης. Διαπιστώσαμε ότι δύο ομάδες επωφελήθηκαν από τον προγραμματισμό / οργάνωση των δεξιοτήτων περισσότερο από την παρέμβαση του SG, σε σύγκριση με το εκτιμώμενο θεραπευτικό αποτέλεσμα της συνολικής ομάδας: α) κορίτσια εν γένει και β) αγόρια με χαμηλότερη βαθμολογία για συμπτώματα υπερκινητικότητας / παρορμητικότητας και υψηλότερη βαθμολογία σε συμπτώματα διαταραχής συμπεριφοράς (Bul et al., 2018).

Ωστόσο, τα αποτελέσματά μας έδειξαν ότι το φύλο επηρεάζει την επιτυχία της θεραπείας: στη μελέτη μας, τα κορίτσια ωφελήθηκαν περισσότερο από την παρέμβαση.

Επιπλέον, διαπιστώσαμε ενισχυμένα αποτελέσματα θεραπείας για τα αγόρια με χαμηλότερα αρχικά επίπεδα υπερδραστηριότητας / παρορμητικότητας όσο και υψηλότερη βαθμολογία συμπτωμάτων διαταραχής συμπεριφοράς. Τα συμπτώματα διαταραχής συμπεριφοράς σχετίζονται με συμπεριφορά επιθετικής / εξωστρέφειας, γεγονός που υποδηλώνει ότι μπορεί να επηρεάσουν την αποτελεσματικότητα της θεραπείας (Bul et al., 2018).

3.3 ‘Σοβαρό’ Παιχνίδι και Νόσος Αλτσχαιμερ

Λόγω της αυξανόμενης μέσης διάρκειας ζωής, η εμφάνιση νευροεκφυλιστικών διαταραχών όπως η άνοια έχει αυξηθεί από πρωτοφανή επίπεδα, προκαλώντας έτσι υψηλό κοινωνικοοικονομικό κόστος. Η νόσος του Αλτσχάιμερ (AD) είναι ο πιο συνηθισμένος τύπος άνοιας και επηρεάζει έναν στους οκτώ ηλικίας 65 ετών και άνω (Alzheimer's Disease International, 2011). Οι μελέτες επικράτησης εκτιμούν ότι ο αριθμός των προσβεβλημένων ατόμων θα φθάσει τα 81,1 εκατομμύρια παγκοσμίως μέχρι το 2040 (Ferri et al., 2005). Ως εκ τούτου, η έγκαιρη ανίχνευση και η θεραπεία της AD και των συναφών διαταραχών (ADRD) θεωρούνται ερευνητικές προτεραιότητες (Ballard et al., 2011).

Τις τελευταίες δεκαετίες, αυξάνεται το ενδιαφέρον για την χρήση των Τεχνολογιών Πληροφορίας και Επικοινωνίας (ΤΠΕ) για την αξιολόγηση και την αξιολόγηση των λειτουργικών βλαβών των ασθενών, καθώς και για την υποστήριξη και υποστήριξη των ασθενών στις καθημερινές δραστηριότητες (Wichers et al., 2011). Όσον αφορά την κλινική αξιολόγηση, οι ΤΠΕ διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο που επιτρέπει την ανάπτυξη νέων μεθόδων για την εκτίμηση αντικειμενικότερων συμπεριφορικών και λειτουργικών ελλειμμάτων (König et al., 2014). Αυτό είναι σημαντικό για την κλινική δραστηριότητα, καθώς και για ερευνητικούς σκοπούς (Robert et al., 2013). Πέραν όμως που είναι σημαντικό για αξιολόγηση, οι ΤΠΕ μπορούν επίσης να διαδραματίσουν βασικό ρόλο στη θεραπεία, την τόνωση και την αποκατάσταση των ασθενών. Αυτή είναι η βασική ιδέα για την ανάπτυξη των Σοβαρών Αγώνων (SG), οι οποίες είναι ψηφιακές εφαρμογές εξειδικευμένες για άλλους σκοπούς εκτός από ψυχαγωγικές, όπως η εκπαίδευση και η εκπαίδευση, η ενημέρωση, η επικοινωνία, η εμπορία, οι κυριότερες

κοινωνικές / ιδεολογικές επιπτώσεις σε συγκεκριμένα θέματα ή η βελτίωση της χρήσης ικανότητες ή γνωστικές / φυσικές λειτουργίες.

Η νόσος του Αλτσχάιμερ και άλλες σχετικές διαταραχές (ADRD) αποτελούν σημαντική πρόκληση για τα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης στο πλαίσιο του γηράσκοντος πληθυσμού. Συνεπώς, είναι σημαντικό να αναπτυχθούν καλύτερα μέσα για την αξιολόγηση της σοβαρότητας και της εξέλιξης της νόσου, καθώς και για τη βελτίωση της θεραπείας, της τόνωσης και της αποκατάστασης. Αυτή είναι η βασική ιδέα για την ανάπτυξη των Σοβαρών Αγώνων (SG). Πρόκειται για ψηφιακές εφαρμογές ειδικά προσαρμοσμένες για άλλους σκοπούς εκτός από την ψυχαγωγία. όπως η αποκατάσταση, η κατάρτιση και η εκπαίδευση. Πρόσφατα, παρατηρήθηκε αύξηση του ενδιαφέροντος για τη χρήση των SG που στοχεύουν τους ασθενείς με ARD. Ωστόσο, ο τομέας αυτός δεν έχει πλήρως καταγραφεί και ο κλινικός, ηθικός, οικονομικός και ερευνητικός αντίκτυπος της απασχόλησης των SG σε αυτούς τους πληθυσμούς-στόχους δεν έχει αντιμετωπιστεί ποτέ συστηματικά. Σκοπός του παρόντος εγγράφου είναι η συστηματική ανάλυση των δυνατοτήτων, των αδυναμιών, των ευκαιριών και των απειλών (SWOT) για την απασχόληση των SG με ασθενείς με ARD, προκειμένου να παρασχεθούν πρακτικές συστάσεις για την ανάπτυξη και τη χρήση του SG σε αυτούς τους πληθυσμούς.

Η AD είναι μια νευροεκφυλιστική διαταραχή όπου οι λειτουργίες μνήμης επηρεάζονται κυρίως στα αρχικά στάδια της νόσου (Agüero-Torres et al., 1998). Τα άτομα με AD γενικά επιδεινώνονται προοδευτικά μέσω πολλαπλών σταδίων για αρκετά χρόνια. Παρά ορισμένες διαφορές, υπάρχει μια αυξανόμενη συναίνεση για την υποδιαίρεση της πορείας της AD σε τρία στάδια: (1) ένα προκλινικό / ασυμπτωματικό στάδιο, το οποίο αποκαλύφθηκε μόνο με αποδεικτικά στοιχεία βιοδεικτών, (2) μια φάση preementia, που χαρακτηρίζεται από την εξασθένηση της μνήμης ή άλλων γνωστικών πεδίων που δεν επηρεάζουν αρνητικά την κοινωνική ή / και επαγγελματική λειτουργία (γνωστή και ως Mild Cognitive Impairment, MCI) (3) μια φάση άνοιας στην οποία οι γνωστικές διαταραχές παρεμποδίζουν σημαντικά την ικανότητα της ανεξάρτητης διαβίωσης (Dubois et al., 2010). Σε αυτό το στάδιο, τα γνωστικά συμπτώματα συσχετίζονται συχνά με συμπεριφορικά και ψυχολογικά συμπτώματα όπως η απάθεια ή η διέγερση (Aalten et al., 2003).

Το MCI ορίζεται ως μια γνωστική πτώση μεγαλύτερη από την αναμενόμενη για την ηλικία ενός ατόμου, αλλά δεν παρεμποδίζει κυρίως τις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής (Petersen et al., 1999, Gauthier et al., 2006). Μερικοί άνθρωποι με MCI παραμένουν σταθεροί ή επιστρέφουν σε φυσιολογική κατάσταση με την πάροδο του χρόνου, αλλά περισσότερο από το μισό προχωρούν στην άνοια μέσα σε 5 χρόνια. Επομένως, η MCI μπορεί να θεωρηθεί ως κατάσταση κινδύνου για την άνοια και η έγκαιρη αναγνώρισή της θα μπορούσε να προσφέρει ευκαιρίες για προληπτικές παρεμβάσεις (Albert et al., 2011).

Μια άλλη έννοια που προσελκύει πρόσφατα την προσοχή των ερευνητών και των κλινικών είναι αυτή της αδυναμίας, που ορίζεται ως ένα πολυδιάστατο γηριατρικό σύνδρομο που χαρακτηρίζεται από αυξημένη ευαισθησία στους στρεσογόνους παράγοντες ως αποτέλεσμα της μειωμένης ικανότητας διαφορετικών φυσιολογικών συστημάτων (Kelaiditi et al., 2013). Παραδοσιακά, η έννοια της ακεραιότητας εστιάστηκε κυρίως στη φυσική περιοχή (Fried et al., 2001). Πρόσφατες εργασίες άρχισαν να μελετούν βαθύτερα τη γνωστική εξασθένηση λόγω φυσικής ευσπλαχνίας και να οδηγούν στον ορισμό της γνωστικής ευσπλαχνίας που καθορίζεται από την ταυτόχρονη παρουσία τόσο της φυσικής ευπάθειας όσο και της γνωστικής εξασθένησης χωρίς την παρουσία μιας συνακόλουθης νευρολογικής ασθένειας (βλ. Kelaiditi et al. , 2013 για αναθεώρηση). Η νοητική αδυναμία θεωρείται πιθανός πρόδρομος των νευροεκφυλιστικών διεργασιών με καλές δυνατότητες αντιστρεψιμότητας και επομένως είναι ο ιδανικός στόχος των πρώιμων παρεμβάσεων.

Κατάσταση της τέχνης: η χρήση σοβαρών αγώνων με άτομα με ADRD

Υπάρχει ένδειξη ότι ο ΓΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για να εκπαιδεύσει σωματικές και γνωστικές ικανότητες σε ηλικιωμένους (π.χ., Anguera et al., 2013, βλέπε Wiemeyer και Kliem, 2012 για ανασκόπηση των μελετών που απασχολούν τα ΣΕ στην πρόληψη και αποκατάσταση των ηλικιωμένων) . Πρόσφατα, ορισμένες μελέτες έχουν αρχίσει να διερευνούν την αποτελεσματικότητα του SG σε άτομα με AD, MCI και σχετικές διαταραχές. Οι McCallum και Boletsis (2013) πραγματοποίησαν μια βιβλιογραφική ανασκόπηση των πειραματικών μελετών που διεξήχθησαν μέχρι σήμερα σχετικά με τη χρήση του SG σε νευροεκφυλιστικές διαταραχές. Συνοπτικά, τα αποτελέσματα των 15 αναφερθεισών μελετών δείχνουν ότι: (1) τα φυσικά παιχνίδια (ή τα

exergames, δηλαδή τα παιχνίδια που προάγουν τη φυσική κατάσταση) μπορούν να επηρεάσουν θετικά αρκετές περιοχές υγείας των παικτών με ήπια AD και MCI, (Padala et al., 2012) και εθελοντικό έλεγχο κινητήρα (Legouverneur et al., 2011). (2) τα γνωστικά παιχνίδια (δηλαδή τα παιχνίδια που στοχεύουν στη γνωστική βελτίωση) μπορούν να βελτιώσουν μια σειρά γνωστικών λειτουργιών, όπως η προσοχή και η μνήμη (Stavros et al., 2010, Weybright et al., 2010, Rosen et al. οπτικο-χωρικές ικανότητες (Yamaguchi et al., 2011). (3) τόσο τα σωματικά όσο και τα γνωστικά παιχνίδια μπορούν να έχουν θετικό αντίκτυπο στις κοινωνικές και συναισθηματικές λειτουργίες, για παράδειγμα μπορούν να βελτιώσουν τη διάθεση και να αυξήσουν τη θετική επίδραση και την κοινωνικότητα (Weybright et al., 2010, Boulay et al., 2011, Yamaguchi et al. , 2011) και μείωση της κατάθλιψης (Féernandez-Calvo et al., 2011). Πολύ λίγες μελέτες διερεύνησαν τις συνέπειες της χρήσης παιχνιδιών για κοινωνική / συναισθηματική υγεία (που ενθαρρύνουν τους παίκτες να συνδεθούν με τους φίλους τους και / ή να βελτιώσουν την κοινωνική και συναισθηματική τους ζωή) στην άνοια, αλλά τα αποτελέσματα είναι ενθαρρυντικά (Boulay et al. 2011).

3.3.1 Δυνατά σημεία

- Περιβάλλον προσαρμοσμένο στο χρήστη. Στο πλαίσιο του ΓΓ είναι δυνατό να δημιουργήσετε παιχνίδι διασυνδέσεων που προσαρμόζεται στις ικανότητες και τα ενδιαφέροντα των χρηστών. Κίνητρο είναι μια κρίσιμη πτυχή για την επιτυχία των προγραμμάτων αποκατάστασης, αλλά διαφέρει από το ένα άτομο στο άλλο (Λεόνε et al., 2012). Ένα από τα πλεονεκτήματα του SG είναι ότι είναι δυνατόν να παράγει παιχνίδια με διαφορετική ιστορία-Οικόπεδα (π.χ., μαγειρική, ταξίδια), αλλά στόχευση την ίδια ικανότητα (π.χ., σωματική δραστηριότητα και εκτελεστικές λειτουργίες). Επιπλέον, μπορεί να εξατομικευθεί δυναμικά κάθε SG. Για παράδειγμα οι χρήστες μπορεί να είναι σε θέση να δημιουργήσει εξατομικευμένες είδωλα, και το παιχνίδι μπορούν να ενσωματώσουν εικόνες ή βίντεο των γνώριμων αντικειμένων και περιβαλλόντων. Προσαρμογή είναι επίσης σημαντικό όταν πρόκειται για τα προβλήματα των χρηστών. Για παράδειγμα, άτομα με προβλήματα όρασης, ενδέχεται να λάβετε ακουστικές νύξεις αντί οπτικές υποδείξεις και άτομα με προβλήματα μνήμης, ενδέχεται να σας ζητηθεί με επαναλαμβανόμενα

συνθήματα εκπαιδευτικό. Λαμβάνοντας υπόψη τα προβλήματα των χρηστών είναι ιδιαίτερα σημαντικό όταν απευθύνονται σε άτομα με διαταραχές που σχετίζονται με άνοια.

- Gaming παράγοντες για να ενισχύσουν το κίνητρο, θετική διάθεση και τη βελτίωση της αξιολόγησης. ΓΓ έχουν παιγνιώδη χαρακτήρα, που είναι υποτιθέμενη για να ενισχύσουν τα κίνητρα και να βελτιώσει τη διάθεση των χρηστών? μια πτυχή που είναι ιδιαίτερα σημαντικό όταν στοχεύετε κλινική πληθυσμούς. Gaming παράγοντες μπορεί επίσης να βελτιώσει τις ικανότητες αξιολόγησης. Ο Πλάτων είπε, «Μπορείτε να ανακαλύψετε περισσότερα σχετικά με ένα άτομο σε μια ώρα παιχνιδιού από ό, τι σε ένα χρόνο συζήτησης.» Παρατηρώντας και ποσοτικοποίηση της συμπεριφοράς ενός ατόμου, όταν συμμετέχει σε μια SG μπορεί να παρέχει πληροφορίες ακόμη πιο αξιόπιστα από εκείνα που αποκτήθηκαν με παραδοσιακό απόδοσης των αξιολογήσεων, επειδή το πρόσωπο που συμμετέχει σε μια εργασία gaming είναι λιγότερο επικεντρωμένη σχετικά με το γεγονός ότι» Δοκιμασμένο», που συνήθως αναφέρεται ως πολύ αγχωτικό (Cassady και Johnson, 2002).
- Ανεξάρτητη εξάσκηση και αυτοαξιολόγηση. SG, λόγω διεπαφές τους «φως», παιγνιώδη τους διάσταση και διαδραστικότητα και το υψηλό επίπεδο της βύθισης (για το VR-based SG) μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αυτο-αξιολόγηση και σπίτι-βασισμένη πρακτική εξάσκηση. Αυτά είναι κοινά συστατικά των περισσότερων προγραμμάτων αποκατάστασης, που θεωρούνται ζωτικής σημασίας για την προώθηση δραστηριοτήτων αυτοματισμού και γενίκευση των δεξιοτήτων που έμαθε στην καθημερινή συμπεριφορά. Τη δυνατότητα να πραγματοποιήσει μια αυτόνομη δραστηριότητα μπορεί επίσης να οδηγήσει στη βελτίωση της διάθεσης και ενίσχυση αυτοεκτίμησης. Επιπλέον, το σπίτι-βασισμένη και ανεξάρτητη πρακτική θα συμβάλει στη μείωση του κόστους που υπέστη από ασφάλειες και από το δημόσιο σύστημα υγείας.
- Ασφαλής έλεγχος και εκπαιδευτικό περιβάλλον. Κατά την ανάπτυξη οικολογικής αξιολόγησης και εργαλεία αποκατάστασης, είναι απαραίτητο να εξετάσει τους κινδύνους ασφάλειας (για παράδειγμα, οι κίνδυνοι λόγω οδήγησης σφάλματα, αλλά και οι κίνδυνοι από την καύση τον εαυτό του με ένα ζεστό τηγάνι). ΓΓ αντιπροσωπεύουν μια βέλτιστη λύση στο πρόβλημα αυτό, ελαχιστοποιώντας τους κινδύνους αυτού του είδους.

- Την προώθηση των κοινωνικών δεσμών. Κοινωνική απομόνωση και την έλλειψη κοινωνικών αλληλεπιδράσεων είναι συχνά αναφέρεται ως κρίσιμα προβλήματα με ηλικιωμένους και άτομα με άνοια που σχετίζονται με διαταραχές (Cattan et al., 2005). ΓΓ μπορεί να διαδραματίσει ένα ρόλο στην προώθηση των κοινωνικών αλληλεπιδράσεων. Για παράδειγμα, υπάρχουν SG που μπορούν να παιχτούν από πολλούς παίκτες σωματικά co παρόντες, ή σε ομάδες. Κάποια SG πολλαπλών παικτών μπορεί να παίζει σε απευθείας σύνδεση από άτομα που συνδέονται από απομακρυσμένες τοποθεσίες. Στην περίπτωση αυτή η κοινωνική αλληλεπίδραση είναι πιο περιορισμένη? ακόμη και αν κάποιες προκαταρκτικές μελέτες δείχνουν ότι οι συμμετέχοντες (φοιτητές) αντιλαμβάνονται τις αλληλεπιδράσεις που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια της σε απευθείας σύνδεση SG ως καλής ποιότητας κοινωνικές αλληλεπιδράσεις (Mansour και El-είπε, 2008), η επικράτηση και η έκταση των κοινωνικών δραστηριοτήτων στον online Ομαδικά παιχνίδια είναι εγγενώς διαφορετική από πραγματικό κόσμο κοινωνικές αλληλεπιδράσεις (π.χ. Ducheneaut et al., 2006).
- Ενισχυμένη οικολογική εγκυρότητα. Παραδοσιακή κλινική αποκατάστασης (μη φαρμακολογικές) μέθοδοι έχουν επικριθεί για τους περιορισμένης ισχύος οικολογική (Chaytor και Schmitter-Edgecombe, 2003). Η ίδια ανησυχία ισχύει για διαγνωστικές εργαστηριακές εξετάσεις. Μια σημαντική δύναμη του ΓΓ, ιδιαίτερα από εκείνους βάσει VR, είναι ότι μπορούν να προσφέρουν αποκατάστασης περιβάλλοντα τα οποία προσομοιώνουν περιβάλλοντα πραγματική ζωή και τις δραστηριότητες.
- Έλεγχος ερέθισμα παράδοσης. Μια άλλη δύναμη του ΓΓ (και όλες τις δοκιμές και τα προγράμματα αποκατάστασης που αφορούν ΤΠΕ) αποκατάστασης σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους είναι η δυνατότητα να ελέγχουν συστηματικά και να προσφέρουν ερεθίσματα, που αντιπροσωπεύει ένα βασικό θεμέλιο της όλης της ανθρώπινης έρευνας.
- Χρήσης των νύξεων ερεθίσματα για μάθηση χωρίς λάθη. Αυτό το ερέθισμα δυναμική παράδοση και ελέγχου επιτρέπει επίσης την παρουσίαση του cuing ερεθίσματα που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για «αλάνθαστη» μάθησης και παρόμοιες προσεγγίσεις.

- Ανάλυση απόδοσης σε πραγματικό χρόνο. Η αξιολόγηση των ασθενών απόδοσης περιλαμβάνει συνήθως μια post-hoc εξέταση των αριθμητικών δεδομένων και μετέπειτα μετάφραση των εν λόγω πληροφοριών σε γραφικές παραστάσεις. Βιντεοκασέτες των δραστηριοτήτων που έχουν χρησιμοποιηθεί για να παρέχουν μια πιο νατουραλιστικά αξιολόγηση των επιδόσεων, αλλά είναι συχνά δύσκολο να συσχετιστούν αυτές οι παρατηρήσεις για τα άλλα αριθμητικά δεδομένα. ΓΓ προσφέρουν την θεραπευτές (και φροντιστές) τη δυνατότητα να καταγράφει και να απεικονίσει τη δραστηριότητα αμέσως μετά έχει καταγραφεί, και να μετρήσει την ασθενή απόδοση σε πραγματικό χρόνο.
- Ανάλυση απόδοσης σε πραγματικό χρόνο. Η αξιολόγηση των ασθενών απόδοσης περιλαμβάνει συνήθως μια post-hoc εξέταση των αριθμητικών δεδομένων και μετέπειτα μετάφραση των εν λόγω πληροφοριών σε γραφικές παραστάσεις. Βιντεοκασέτες των δραστηριοτήτων που έχουν χρησιμοποιηθεί για να παρέχουν μια πιο νατουραλιστικά αξιολόγηση των επιδόσεων, αλλά είναι συχνά δύσκολο να συσχετιστούν αυτές οι παρατηρήσεις για τα άλλα αριθμητικά δεδομένα. ΓΓ προσφέρουν την θεραπευτές (και φροντιστές) τη δυνατότητα να καταγράφει και να απεικονίσει τη δραστηριότητα αμέσως μετά έχει καταγραφεί, και να μετρήσει την ασθενή απόδοση σε πραγματικό χρόνο.
- Παράδοση σε πραγματικό χρόνο ανατροφοδότηση. Στο πλαίσιο του ΓΓ, είναι δυνατό να παρέχουν ανατροφοδότηση στις επιδόσεις και ολοκληρωμένος δραστηριοτήτων, που θεωρείται ως βασικό στοιχείο για τη βελτίωση της μάθησης και την αποκατάσταση των λειτουργικών δραστηριοτήτων.
- Προώθηση της μαθησιακής διαδικασίας. Όταν σκέφτομαι για ηλικιωμένους και άτομα με άνοια, υπάρχει μια τάση να επικεντρωθεί στην αποκατάσταση και αποθεραπεία χάνονται λειτουργίες. Ωστόσο, neuroplasticity μπορεί επίσης να βελτιωθεί με την εκμάθηση νέων πραγμάτων και δραστηριοτήτων, προωθώντας θετικές επιπτώσεις και στρες (Davidson και McEwen, 2012). SG μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν για το σκοπό αυτό. Η απασχόληση των ΤΠΕ κατά την αναπαραγωγή μια SG αντιπροσωπεύει μια μαθησιακή ευκαιρία και πρόκληση για ηλικιωμένους και άτομα με διαταραχές που σχετίζονται με άνοια. Επιπλέον, SG έχει αποδειχθεί να είναι σε θέση να βελτιώσει τη διάθεσή και να μειώσουν το άγχος (Russoniello et al., 2009).

- Χαμηλού κόστους αντιγραφεί περιβάλλοντα. Σε αντίθεση με την παραδοσιακή αποκατάσταση μεθόδους που συνήθως βασίζονται σε δαπανηρές φυσική μακέτες ανήκει εξειδικευμένα κέντρα, ΓΓ προσφέρουν την ικανότητα να παράγει και να διανέμει φθηνά και πανομοιότυπα «τυποποιημένα» περιβάλλοντα. Μέσα σε αυτά τα σενάρια ψηφιακή αποκατάσταση, μπορεί να συσσωρευτεί κανονιστικά στοιχεία για συγκρίσεις επιδόσεων που απαιτούνται για διαγνωστικά, έρευνα και για τους σκοπούς της κατάρτισης.

3.3.2 Αδυναμίες

- Διασύνδεση πρόκληση 1: μη-νατουραλιστική αλληλεπιδράσεις. Τρέχουσες πλατφόρμες SG είναι ακόμη περιορισμένη, στο βαθμό που επιτρέπουν στους χρήστες να προσωπογραφικά αλληλεπιδρούν μαζί τους. Έχει σημειωθεί πρόοδος, αλλά είναι απαραίτητο να επενδύσουμε περισσότερο στην χρηστικότητα δοκιμές, ειδικά όταν σχεδιασμό SG για τους ηλικιωμένους και εύθραυστη. Πολλοί ηλικιωμένοι άνθρωποι δεν χρησιμοποιούνται για αλληλεπίδραση με διασυνδέσεις υψηλής τεχνολογίας, και η αρχική προσέγγιση με ΓΓ μπορεί να τους αναγκάσει μια υψηλή γνωστική και συναισθηματική φορτίο, το οποίο μπορεί να επιβραδύνει σημαντικά την καμπύλη εκμάθησης. Είναι απαραίτητο να αποφευχθεί οποιαδήποτε επιπλέον, μη αυτόματη γνωστική προσπάθεια που θα μπορούσαν να αντιπροσωπεύουν μια απόσπαση της προσοχής για τον ασθενή, και έτσι περιορίζουν τις διαδικασίες αξιολόγησης και αποκατάστασης.
- Η διεπαφή πρόκληση 2: καλώδια και εμφανίζει. Προκειμένου να χρησιμοποιήσετε SG σε συνηθισμένο PC/laptops ή τηλεοράσεις, είναι συχνά απαραίτητο για το χρήστη για να συνδέσετε έναν αριθμό καλωδίων και να τροποποιήσετε τις ρυθμίσεις. Αυτό μπορεί να είναι πάρα πολύ δύσκολο για τους χρήστες μη-εμπειρογνώμονα, ειδικά για τους ηλικιωμένους, και εύθραυστη.
- Ανώριμα εφαρμοσμένης μηχανικής διαδικασίας. Κτίριο, δοκιμών και τη διατήρηση ενός συστήματος αποκατάστασης βάσει SG είναι μια πολύ σύνθετη διαδικασία, και υπάρχει μια έλλειψη τυποποιημένη μεθοδολογία. Οι προγραμματιστές πρέπει να ενσωματωθεί ανόμοιων γνώση τόσο των μηχανικών και αποκατάστασης που περιλαμβάνουν επιμέρους ζώνες όπως παρακολούθησης, οθόνες, αλλη-

- λεπίδρασης, γραφικά υπολογιστών, προσομοίωσης, ανθρώπινοι παράγοντες, biokinesiology, γνωστική ψυχολογία, και ούτω καθεξής.
- Ακριβό εξοπλισμό. Για να είναι αποτελεσματική, κάποια VR-based SG πρέπει πλήρως καθηλωτική προβολής εμφανίζει (δηλ., ΣΠΗΛΙΑ, Powerwalls, Immersadesks), που είναι πολύ ακριβά, και έτσι δεν είναι εύκολο να εγκαταστήσετε όπου τα προγράμματα αξιολόγησης/αποκατάστασης συνήθως λαμβάνει χώρα (νοσοκομεία, κλινικές ημέρα, κ.λπ.).
 - Κακή πλατφόρμα συμβατότητας. Περισσότεροι από ΓΓ δεν είναι διαλειτουργικά, και οι εφαρμογές δεν είναι γραμμένα με τρόπο απλό και αναδιαρθρώσιμα. Αυτό αντιπροσωπεύει ένα σημαντικό πρόβλημα, ειδικά επειδή το στόχο θέσεις όπου θα πρέπει να χρησιμοποιείται το SG (π.χ. νοσοκομεία, οίκοι ευγηρίας) είναι εξοπλισμένα με ανόμοιων συστημάτων (συχνά δεν ενημερώνονται τακτικά). Επιπλέον, πολλές SG εφαρμογές απαιτούν μια γρήγορη και αξιόπιστη σύνδεση στο internet, η οποία ορισμένες φορές δεν είναι διαθέσιμη ή δεν βελτιστοποιημένη.
 - Δύσκολο να χρησιμοποιήσετε το λογισμικό. Επαγγελματιών υγείας δεν είναι προγραμματιστές. Κατά συνέπεια, προκειμένου να μεγιστοποιηθεί η χρηστικότητα και χρησιμότητα του προγράμματος αποκατάστασης βάσει SG, μεγάλη προσοχή πρέπει να τοποθετηθεί σχετικά με την οικοδόμηση μια διαισθητική διεπαφή front-end. Ομοίως, οι εφαρμογές που χρησιμοποιείται για να απεικονίσει τα αποτελέσματα απόδοσης θα πρέπει να είναι διαισθητικό και εύκολο στη χρήση. Αυτές τις παρατηρήσεις ισχύουν επίσης για το σπίτι-βασισμένη SG διαχειρίζεται άμεσα τους ασθενείς και τους φροντιστές τους.
 - Η έλλειψη γενίκευσης. Αν και SG προσπαθήσει για την προώθηση της οικολογικής αλληλεπιδράσεις και να δημιουργήσει περιβάλλοντα νατουραλιστικά, είναι δύσκολο να γενικεύσουμε τις δεξιότητες που έμαθαν κατά τη διάρκεια της ΓΓ στο πλαίσιο της πραγματικής ζωής. Για παράδειγμα, μαθαίνουν να αναγνωρίζουν συναισθήματα άλλων λαών από εκφράσεις του προσώπου σε ένα SG δεν εγγυάται ότι ο χρήστης θα αποδείξει πραγματικά μια βελτιωμένη ικανότητα να αναγνωρίζουμε συναισθήματα μέσω εκφράσεις του προσώπου σε ένα πλαίσιο πραγματική κοινωνική αλληλεπίδραση.
 - Εθισμός. Όπως πολλά ψηφιακά παιχνίδια, SG θα μπορούσε να προκαλέσει εθισμό (Griffiths και Davies, 2002). Ακόμα κι αν SG κυρίως σκοπούς κατάρτισης (π.χ., την ενίσχυση της μνήμης και προσοχής), οι άνθρωποι μπορεί να ξοδεύουν

- πάρα πολύ χρόνο παίζοντας, και μειώνουν την ποσότητα του χρόνου που τους αφιερώνω σε άλλες δραστηριότητες (π.χ., σωματική άσκηση, υγιεινή, κλπ.).
- Παρενέργειες. Ανεπιθύμητες ενέργειες μπορεί να παρατηρηθεί ειδικά σε το VR-based SG (Cobb et al., 1999). Cybersickness είναι μια μορφή της ασθένειας κινήσεων με τα συμπτώματα που έχουν αναφερθεί περιλαμβάνουν ναυτία, έμετο, κόπωση των ματιών, αποπροσανατολισμός, αταξία, και ίλιγγος. Μετά επιδράσεις μπορεί επίσης να περιλαμβάνει συμπτώματα όπως διαταραχές μετακίνησης, αλλαγές στην ορθοστατική έλεγχο, αντιληπτική κινητικών διαταραχών, αναδρομές, υπνηλία, κόπωση και γενικά μειωμένα διέγερσης. Όταν χρησιμοποιείτε απλούστερη ΓΓ (δεν VR-based), μετά από ενέργειες μπορεί να περιλαμβάνουν πονοκεφάλους που οφείλονται στην παρατεταμένη καθήλωση της οθόνης. Προκειμένου να αποκτήσετε χρηστικότητα και ασφαλή SG για εύθραυστα άτομα, είναι αναγκαίο να προσαρμοστούν ελλείμματα και τα προβλήματα των συγκεκριμένων ασθενών.

3.3.3 Ευκαιρίες

- Αναδυόμενες προόδους στην τεχνολογία. Πρόοδο στην ενσωμάτωση γραφικών φέρνει περισσότερο ρεαλισμό οπτική SG, που αντιπροσωπεύουν ένα σημαντικό στοιχείο για την ανάπτυξη προγραμμάτων αποτελεσματική αποκατάσταση. Μια άλλη θετική εξέλιξη είναι η τάση προς την ασύρματη τεχνολογία, η οποία μειώνει την ανάγκη για πολύπλοκη σύρμα διαμορφώσεις. Ομοίως, λόγω της αύξησης των απαιτήσεων στην καταναλωτική αγορά, συσκευές οθόνης γίνονται όλο και φθηνότερα. Για βασίζεται σε VR SG, autostereoscopy κάνει στερεοφωνικό προβολή δυνατό χωρίς να χρειάζεται να φοράτε οποιοδήποτε ειδικό εξοπλισμό (π.χ., πολωμένο ή ενεργό κλείστρο τύπου γυαλιά), ένα χαρακτηριστικό γνώρισμα που μπορεί να ενισχύσει τη συνολική χρηστικότητα των συστημάτων VR.
- Ανάλυση σε πραγματικό χρόνο. Ένα από τα πλεονεκτήματα των προγραμμάτων αποκατάστασης βάσει SG είναι η δυνατότητα να συλλέγει και να αναλύει δεδομένα επιδόσεων σε πραγματικό χρόνο, και να παρέχει στο χρήστη με ταχεία απόδοση ανατροφοδοτούν. Αυτό είναι δυνατό στο πλαίσιο των γνωστικών έργων (π.χ., παρέχοντας αποτελέσματα μνήμης ή προσοχή με βάση παιχνίδια), αλλά καθώς και στον τομέα του κινητήρα εργασίες, χάρη στην εμφάνιση της ανάλυσης σε

- πραγματικό χρόνο κίνησης σε συνδυασμό με την άμεση απόκτηση των δεδομένων κίνησης.
- Gaming Βιομηχανίας οδηγούς την πρόσφατη ανάπτυξη στην περιοχή βιομηχανία τυχερού παιχνιδιού διαδραστική, και το ενδιαφέρον της στον τομέα της υγείας και της γήρανσης, θα συνεχίσει να οδηγεί στην ανάπτυξη προϊόντων στοχεύοντας συγκεκριμένους πληθυσμούς, όπως τα άτομα με άνοια που σχετίζονται με διαταραχές.
 - Ενορατική της έκκληση προς το κοινό. Το ευρύ κοινό είναι πολύ έλκονται από την ιδέα της χρησιμοποίησης SG με θεραπευτικές ή στόχους πρόληψης. Αυτό το ενδιαφέρον αυξάνεται από την προσοχή που αφιερώνονται σε αυτόν τον τομέα από τα μέσα ενημέρωσης.
 - Νέα επαγγέλματα. Για να δημιουργήσετε, να αναπτύξει, να δοκιμάσει και να πωλούν SG στόχευση συγκεκριμένων πληθυσμών, όπως τα άτομα με άνοια που σχετίζονται με διαταραχές, είναι αναγκαίο να στηρίζονται σε διεπιστημονικές ομάδες, συμπεριλαμβανομένων των ατόμων με διαφορετικά υπόβαθρα και ικανότητες, όπως μηχανικοί, επαγγελματιών και επιχειρηματιών. Αυτή η διαδικασία θα οδηγήσει στη δημιουργία νέων επαγγελμάτων (π.χ. μηχανικοί με μια βαθύτερη γνώση για τα συγκεκριμένα ζητήματα που αφορούν την υγεία), και θα αντιπροσωπεύουν μια οικονομική ευκαιρία για τη δημιουργία νέων θέσεων εργασίας.
 - Εγγύτητα μεταξύ επιστημονικών, τεχνικών και κλινική κοινότητες. Το διεπιστημονικό έργο μεταξύ των κοινοτήτων των ερευνητών, μηχανικών και κλινικούς ιατρούς ότι επικεντρωθεί SG για σκοπούς αποκατάστασης όλο και πιο συχνές.
 - ΓΓ ως εργαλεία για έρευνα. ΓΓ μπορεί να βελτιώσει τη γνώση μας της λειτουργίας του εγκεφάλου. Για παράδειγμα, αυτοί μπορεί να χρησιμοποιηθεί εύκολα σε σχέση με την εγκεφαλική απεικόνιση τεχνικές, που επιτρέπουν να αλληλεπιδρούν σε σύνθετα περιβάλλοντα σχεδόν χωρίς κίνηση (π.χ. χρησιμοποιώντας ένα joystick). Αυτό το χαρακτηριστικό γνώρισμα του ΓΓ εξηγεί την αύξηση της χρηματοδότησης αποκλειστικά σε έργα που προσπαθούν να ενσωματώσουν τη χρήση του ΓΓ σε τομείς όπως η νευροψυχολογία και συμπεριφοριστική νευροεπιστήμη. ΓΓ μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως παράγοντες-κίνητρα για τη διευκόλυνση της στρατολόγησης των συμμετεχόντων, και να μειώσει την επίπτωση της πτώσης-outs.

- Τηλεαποκατάσταση. Λόγω της ευελιξίας του Διαδικτύου, η ιδέα της παροχής αποκατάστασης και θεραπείας για τους ασθενείς σε απομακρυσμένες περιοχές έχει ένα δημοφιλές θέμα. Η εφαρμογή του ΓΓ μέσα σε ένα φορμά τηλε-αποκατάστασης είναι το επόμενο λογικό βήμα, επιτρέποντας έναν θεραπευτή για να ελέγξετε τη χρησιμοποίηση και την πρόοδο των ασθενών, ή να τροποποιήσετε με μη αυτόματο τρόπο τις παραμέτρους του παιχνιδιού. Ομοίως, αυτό θα επέτρεπε τεχνικούς για να εκτελέσετε λειτουργίες συντήρησης του χωρίς να χρειάζεται να πάει στο σπίτι των χρηστών.
- Μεγάλη αγορά. Ο αριθμός των ατόμων με άνοια που σχετίζονται με διαταραχές είναι πολύ υψηλό και προορισμένα για την αύξηση, και έτσι τα εργαλεία που αναπτύχθηκε για να αξιολογήσει και να αποκαταστήσουν τις βλάβες που σχετίζονται με άνοια δυνητικά αντιμετωπίζουν ένα μεγάλο αριθμό χρηστών. Το γεγονός αυτό καθιστά την αγορά ενδιαφέρουσα για επιχειρήσεις υψηλής τεχνολογίας, καθώς και όσον αφορά τις ασφαλιστικές εταιρείες.

3.3.4 Απειλές

- Ηθικές προκλήσεις. Επαγγελματίες πρέπει να εξετάσει προσεκτικά και να αντιμετωπίσει επιβεβλημένη ηθική απειλές σχετικά με τη χρήση του ΓΓ με εύθραυστα άτομα, και το γεγονός ότι η βύθιση σε ένα πολύ ρεαλιστικό περιβάλλον μπορεί μερικές φορές να προκαλέσει περισσότερα προβλήματα παρά οφέλη. Επίσης, ερωτήσεις σχετικά με τη δημοσιοποίηση των ιδιωτικών προσωπικών δεδομένων στον τομέα των ΓΓ που βασίζονται στο internet πρέπει να εξεταστεί προσεκτικά.
- Κακή ενσωμάτωση με την κλινική πρακτική. Αν και SG μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως κλινικά εργαλεία, κακώς είναι ενσωματωμένα στην πρότυπη κλινική και νευροψυχολογική πρακτική. Προκειμένου να είναι αποτελεσματική, ΓΓ πρέπει να χρησιμοποιείται μόνο αφού έχει πραγματοποιηθεί μια τυπική κλινική και νευροψυχολογική αξιολόγηση των ελλειμμάτων και των ικανοτήτων του ασθενούς. Αυτό τυποποιημένη αξιολόγηση (ανεξάρτητα από την αξιολόγηση που παρέχονται από SG) πρέπει να χρησιμοποιείται για να αποφασίσετε ποια SG πρέπει να απασχολούνται με ένα συγκεκριμένο ασθενή, και με ποιο επίπεδο δυσκολίας.
- Η έλλειψη μεθοδολογία αξιολόγησης. Πεδίο λείπουν οι συνήθεις μεθοδολογίες για την επαλήθευση της αποτελεσματικότητας και της αποτελεσματικότητας της

χρήσης του ΓΓ. Προκειμένου να κατανοήσουμε αν SG επίτευξη των στόχων τους συμμετέχοντες, είναι αναγκαίο να θεσπιστούν αυστηρές μεθόδους για την αξιολόγηση των χρηστών βελτιώσεις απόδοσης, με βάση τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την κλινική εκτίμηση. Οι κλινικοί γιατροί και οι θεραπευτές θα πρέπει να συμμετέχουν άμεσα στο στάδιο της αξιολόγησης, ειδικά κατά τη διάρκεια των μελετών σκοπιμότητας.

- Η έλλειψη μελετών σκοπιμότητας και της αποτελεσματικότητας. Το ενδιαφέρον που απασχολούν ΓΓ με τους ασθενείς με ADRD προκύπτει μόνο πρόσφατα (βλέπε ΜακΚάλουμ και Μπολέτσης, 2013), και κατά συνέπεια το πεδίο είναι εντελώς ανεξερεύνητα. Αυστηρή σκοπιμότητας και μελέτες αποτελεσματικότητας θα πρέπει να αναπτύξει μια καλύτερη κατανόηση της σωματικής, ψυχολογική, και κοινωνικές συνέπειες και συνέπειες απασχόλησης SG σε αυτούς τους πληθυσμούς, και να προβλέψει και να προβλεφθούν πιθανές αρνητικές συνέπειες.
- Έλλειψη κανονισμού. Το πεδίο στερείται κανονισμών σχετικά με την ανάπτυξη, την εμπορία και τη χρήση του ΓΓ με ευαίσθητες ομάδες του πληθυσμού, όπως τα άτομα με διαταραχές που σχετίζονται με άνοια. Είναι εξαιρετικά σημαντικό να δημιουργήσετε πρότυπους κανόνες για εταιρείες και ιδρύματα που δημιουργούν, δοκιμή, πώληση και χρήση SG, προκειμένου να διασφαλιστεί ότι SG είναι ασφαλή, χρήσιμη και σεβασμό των ηθικών αρχών. Αυτή η έλλειψη κανονισμών είναι υπεύθυνη για ορισμένες ψευδείς υποσχέσεις που έγιναν στο παρελθόν μέσω της διαφήμισης των μέσων ενημέρωσης.
- Η έλλειψη επιχειρηματικού μοντέλου. Οι περισσότεροι ΓΓ έχουν σχεδιαστεί με στόχο να δημιουργήσει ένα πρωτότυπο, και όχι ένα προϊόν για την αγορά. Κατά συνέπεια, το επιχειρηματικό μοντέλο πίσω από ΓΓ δεν είναι σαφές (π.χ., θα πρέπει να SG είναι δωρεάν για τον τελικό χρήστη; ποιος πρέπει να πληρώσει για τους και για το κόστος της ανάπτυξης; πώς θα πρέπει να αντιμετωπιστούν ζητήματα πνευματικών δικαιωμάτων;). Αυτή η έλλειψη μπορεί να καθυστερήσει επενδύσεις που παίζουν βιομηχανίες και εταιρείες που εργάζονται για τις ΤΠΕ θα αφιερώσει SG εφαρμογές.
- Παρενέργειες. Όπως συζητήθηκε στην ενότητα «Αδυναμίες», παρενέργειες (όπως cybersickness, αντιληπτική κινητικών διαταραχών, υπνηλία, κόπωση και πονοκεφάλους) ενδέχεται να παρουσιαστεί στους χρήστες μετά τη χρήση του ΓΓ εφαρ-

- μογές. Εάν αυτά τα επακόλουθα δεν είναι κατανοητή και να διαχειρίζεται σωστά, υπάρχει η πιθανότητα ότι ένα προγραμματιστή, Κλινικός, ερευνητής ή δικαιολογικά όργανο θα μπορούσε να θεωρηθεί υπεύθυνη για τους.
- Η αντίληψη ότι τα τεχνολογικά εργαλεία θα εξαλείψει την ανάγκη για τον κλινικό ιατρό. Αυτό το ζήτημα ανήκει το γενικότερο πρόβλημα της χρησιμοποίησης μέσων που βασίζονται στην τεχνολογία στον τομέα της υγείας. Παρά το γεγονός ότι οι υποστηρικτές των νέων τεχνολογιών επισημαίνουν ότι SG είναι απλώς τα εργαλεία που εκτείνονται σε εξειδίκευση του θεραπευτή, υπάρχει ακόμα μια προβολή σε ορισμένες κλινικές πλευρές που οποιαδήποτε τεχνολογία χρησιμεύει για να ανατρέψει την κλινική σχέση.
 - Κακή αποδοχή ακαδημαϊκά και επαγγελματικά. ΓΓ θεωρούνται από πολλούς ερευνητές και οι νοσοκομειακοί γιατροί ακριβά παιχνίδια κερδίζει καμία αξιοπιστία επιστημονικών και κλινικών. Η αντίληψη του ΓΓ στα πλαίσια της θεραπείας και αποκατάστασης αρχίζει σιγά σιγά να αλλάζει, και SG σταδιακά γίνονται δεκτές ως εργαλεία που παρέχουν νέες δυνατότητες θεραπείας. Αυτή η αλλαγή αντίληψης είναι εν μέρει λόγω του αυξημένου αριθμού των άρθρων που δημοσιεύονται σε mainstream περιοδικά, καθώς και συνέδρια αφιερωμένο στο θέμα αυτό. Ωστόσο, υπάρχει ακόμα μια συνεπή μέρος της επιστημονικής κοινότητας που χλευάζει την ιδέα της χρησιμοποίησης SG για σκοπούς επιστημονικών και κλινικών. Ελεγχόμενες κλινικές δοκιμές θα πρέπει να αξιολογήσουμε την αποτελεσματικότητα του ΓΓ στόχευση Παθήσεις σχετιζόμενες με άνοια, καθώς και να αυξήσει την ακαδημαϊκή και επαγγελματική αποδοχή.
 - Τεχνοφοβία. Ο φόβος ή την απέχθεια των ΤΠΕ εξακολουθεί να είναι κοινή σε πολλά ηλικιωμένα άτομα, καθώς και όπως και μερικοί από τους φροντιστές και τους επαγγελματίες υγείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4. Ανάπτυξη Εκπαιδευτικού Παιχνιδιού για την Παρακολούθηση της Διάσπασης Προσοχής

Στο τέταρτο κεφάλαιο της εργασίας, παρουσιάζει τον σχεδιασμό του παιχνιδιού το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την θεραπεία της νευρολογικής νόσου ADHD.

4.1 Διαταραχή Ελλειμματικής Προσοχής – Υπερκινητικότητα (ADHD)

Η διαταραχή ελλειμματικής προσοχής-υπερκινητικότητα (ADHD) είναι μια ψυχική διαταραχή νευροαναπτυξιακού τύπου. Χαρακτηρίζεται από προβλήματα προσοχής, υπερβολικής δραστηριότητας, ή δυσκολία ελέγχου συμπεριφοράς η οποία δεν είναι κατάλληλη για την ηλικία του ατόμου. Τα συμπτώματα εμφανίζονται πριν τα δώδεκα έτη ενός ατόμου, και μπορεί να οδηγήσουν σε κακή σχολική επίδοση ή άσχημη κοινωνική συμπεριφορά. Παρόλο που προκαλεί δυσλειτουργία, πολλά παιδιά με ADHD έχουν ένα καλό επίπεδο προσοχής με εργασίες που βρίσκουν ενδιαφέρουσες. [12] Παρά το γεγονός ότι έχει μελετηθεί εκτενώς η δυσλειτουργία αυτής της μορφής, η ακριβής αιτία είναι άγνωστη στην πλειονότητα των περιπτώσεων. Επηρεάζει περίπου το 5-7% των παιδιών όταν διαγνωστεί μέσω των κριτηρίων DSM-IV και 1 – 2% όταν διαγνωστεί μέσω των ICD-10 κριτήρια. Από το 2015 εκτιμάται ότι επηρεάζονται περίπου 51.1 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως. Η ADHD διαγιγνώσκεται περίπου τρεις φορές πιο συχνά στα αγόρια από ότι στα κορίτσια, αν και η διαταραχή είναι συχνά παραβλέπεται στα κορίτσια, επειδή τα συμπτώματά τους διαφέρουν από εκείνα των αγοριών. Περίπου το 30-50% των ανθρώπων που διαγιγνώσκονται κατά την παιδική ηλικία εξακολουθούν να έχουν συμπτώματα μετά την ενηλικίωση και μεταξύ 2-5% των ενηλίκων έχουν την πάθηση. Συστάσεις για την διαχείριση της ADHD διαφέρουν ανά χώρα και συνήθως περιλαμβάνουν κάποιο συνδυασμό φαρμακευτικής αγωγής και αλλαγής στον τρόπο ζωής, και φάρμακα. Η βρετανική κατευθυντήρια γραμμή συνιστά μόνο φάρμακα ως θεραπεία πρώτης γραμμής σε παιδιά που έχουν σοβαρά συμπτώματα, ενώ οι канаδικές και αμερικανικές οδηγίες συστήνουν φαρμακευτικής αγωγή και συμπεριφοριστική θεραπεία ως θεραπεία πρώτης γραμμής, εκτός από παιδιά προσχολικής ηλικίας. Ο παρακάτω πίνακας παρουσιάζει την συσχέτιση μεταξύ προφίλ χρηστών ηλεκτρονικών παιχνιδιών και εκπαίδευσης.

	‘ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΙΣΤ ΉΣ’	ΓΝΩΣΤΙΚΟΣ	ΑΝΘΡΩΠΙΣΤΙΚΟΣ	ΚΟΙΝΩΝΙΚΟΣ
ΑΠΟΨΗ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΉ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ	Αλλαγή συμπεριφοράς	Διαδικασία εξ ολοκλήρου στον εγκέφαλο του εκ-	Ανάπτυξη προσωπικού δυναμικού	Αλληλεπίδραση / παρατήρηση σε ομαδικό πλαίσιο,

		παιδευόμενου (διορατικότητα, επεξεργασία πληροφοριών, μνήμη, αντίλη- ψη)		παρόμοια με την εκπαίδευση
ΟΠΤΙΚΉ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗΣ	Οι εξωτερικοί πόροι και τα καθήκοντα έχουν σημασία	Η δημιουργία συνδέσεων στο εγκέφαλο του μαθητή είναι αυτό που πραγ- ματικά έχει ση- μασία	Το συναίσθημα, η στάση και η σκέψη είναι σημαντικά	Η μάθηση χρειάζεται μια σχέση μεταξύ αν- θρώπου και περι- βάλλοντος
ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗΣ	Αλλαγή συμπεριφοράς στην επιθυμητή κατεύθυνση	Αναπύξη των δεξιοτήτων για καλύτερη εκαπί- δευση	Αναπύξη αυτοπεποίθησης και αυτονομίας	Πλήρης συμμετο- χή σε κοινότητες πρακτικής, δηλα- δή αποφοίτησε από μαθητευόμε- νο ως τεχνίτη

Πίνακας 3.1 Συσχέτιση προφίλ χρηστών ηλεκτρονικών παιχνιδιών και εκπαίδευσης

4.2 Σχεδιασμός Παιχνιδιού

- Κατά την έναρξή του, το παίγνιο περιμένει από τον χρήστη να εισάγει την ηλικία του και να πατήσει το κουμπί της επιβεβαίωσης.
- Αφού ολοκληρωθεί η παραπάνω διαδικασία, το παίγνιο μεταβαίνει στην δεύτερη και κύρια οθόνη στην οποία ο χρήστης καλείται να επιλέξει ανάμεσα στα τρία επίπεδα δυσκολίας ώστε να ξεκινήσει να εξετάζεται σε κάποιο από αυτά.
- Ο χρήστης επιλέγει κάποιο από τα τρία επίπεδα δυσκολίας και αναλόγως την επιλογή του το παίγνιο διαβάζει το αντίστοιχο σετ οικογενειακών φωτογραφιών και μεταβαίνει στην τρίτη οθόνη στην οποία παρατίθεται μια συγκεκριμένη ερώτηση. Κατά σειρά, οι ερωτήσεις του επιπέδου δυσκολίας που επέλεξε ο χρήστης τυπώνονται στην οθόνη ενώ υπάρχουν και τέσσερα κουμπιά-φωτογραφίες τα οποία αντιστοιχούν το κάθε ένα σε μία από τις τέσσερις πιθανές απαντήσεις από τις οποίες ο χρήστης καλείται να επιλέξει κάποια.
- Ο χρήστης φορά ειδικά γυαλιά που καταγράφουν τις κινήσεις των ματιών αλλά και την αντίδραση του σε συγκεκριμένες ερωτήσεις/φωτογραφίες.
- Ο χρήστης επιλέγει κάποια από τις τέσσερις πιθανές απαντήσεις πατώντας την αντίστοιχη φωτογραφία και ύστερα το σύστημα προχωράει στην παράθεση της

επόμενης ερώτησης. Η οθόνη μένει ως έχει αλλά τα κείμενα της ερώτησης και των κουμπιών επιλογής απάντησης, αντικαθιστώνται από τα αντίστοιχα της επόμενης ερώτησης.

- Μετά την απάντηση της πρώτης ερώτησης από τον χρήστη, όπως είπαμε, στην οθόνη φορτώνεται η επόμενη ερώτηση. Το σύστημα παράλληλα καταγράφει τις αντιδράσεις του χρήστη και περιμένει να απαντήσει την δεύτερη ερώτηση και έπειτα επαναλαμβάνει το προηγούμενο βήμα. Η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου οι ερωτήσεις του επιλεγμένου επιπέδου δυσκολίας εξαντληθούν.
- Όταν η διαδικασία απάντησης των ερωτήσεων ενός επιπέδου δυσκολίας ολοκληρωθεί, το σύστημα δίνει τα αποτελέσματα ακολουθούμενο από μουσικό μήνυμα.
- Κατά την επιλογή κάποιου διαφορετικού επιπέδου δυσκολίας από τον χρήστη η διαδικασία που ακολουθείται για το πρώτο επαναλαμβάνεται για το τρέχον επιλεγμένο σετ ερωτήσεων. Οι ερωτήσεις απαιτούν συνδυαστική σκέψη και οι φωτογραφίες πλέον δεν είναι μόνο οικογενειακές. Το σύστημα φορτώνει τις ερωτήσεις του νέου σετ, η πρώτη ερώτηση παρατίθεται στον χρήστη και ακολουθείται η ίδια διαδικασία.
- Κατά την ολοκλήρωση και των τριών συνόλων ερωτήσεων για τις τρεις διακυμάνσεις δυσκολίας, το σύστημα πλέον τυπώνει τα τελικά αποτελέσματα του χρήστη και εκείνος δε μπορεί να εκτελέσει κάποια άλλη ενέργεια. Το παίγνιο έχει τελειώσει για εκείνον και μένει μόνο από το σύστημα να γράψει το αποτέλεσμα σε κάποια δομή. Ύστερα το παίγνιο τερματίζει.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5. Συμπεράσματα

Συμπερασματικά, τα παιδιά με ADHD είναι υπερκινητικά, και τα κοινότοπα επιτραπέζια παιχνίδια δεν τα ενδιαφέρουν. Αντ' αυτού, αυτά τα παιδιά πρέπει να ασχοληθούν με κάτι το οποίο απαιτεί ενέργεια. Συνήθως παιδιά με ADHD ασχολούνται με εξωτερικές δραστηριότητες. Σε γενικές γραμμές:

- Πολλοί γονείς έχουν διαπιστώσει ότι οι βιταμίνες και οι φυτικές θεραπείες είναι αρκετά αποτελεσματικές μέθοδοι. Όταν συνδυάζεται με καλές σωματικές δρα-

στηριότητες, μπορούν να παρέχουν βαθιά βελτίωση στη συμπεριφορά, καθώς και τη βελτίωση της συγκέντρωσης.

- Απαιτούνται υπαίθρια παιχνίδια που κρατούν το παιδί ενεργό
- Μην αφήνετε το παιδί να κάθεται μπροστά από τηλεόραση ή να παίζει βιντεοπαιχνίδια. Εγκεφαλογραφήματα έχουν δείξει ότι το χρονικό όριο οθόνης χειροτερεύει την ADHD
- Παιχνίδια σε εξωτερικούς χώρους έχουν μια τεράστια θετική επίδραση στην υπερκινητικά παιδιά
- Η βλάστηση και ο καθαρός αέρας έχουν θετική επίδραση στα παιδιά με ADHD
- Παιχνίδια με φυσική κατάρτιση συχνά είναι ευχάριστα για παιδιά με ADHD. Μια καλή προπόνηση είναι μια εναλλακτική επιλογή. Αυξάνει τη ροή του αίματος προς τον εγκέφαλο και μειώνει τη νευρικότητα και το άγχος.
- Παιχνίδια εντολών έχουν θετική επίδραση στα παιδιά με ADHD. Στην πραγματικότητα, αυτό θα βελτιώσει τις ικανότητές του ακούσματος.
- Κατασκευή μοντέλων ή δημιουργώντας πράγματα θα βοηθήσει το παιδί να μάθει πώς να μετατρέψει τις ιδέες του σε συγκεκριμένη πραγματικότητα.
- Παιχνίδια στρατηγικής έχουν θετική επίδραση στα παιδιά με ADHD
- Ο πιο αποτελεσματικός τρόπος για τη θεραπεία των συμπτωμάτων ADHD είναι να αντιμετωπίσει το άτομο ως σύνολο. Το σωστό είδος των παιχνιδιών και δραστηριοτήτων είναι μόνο μια πτυχή αυτής

Στόχος του παιγνίου είναι μέσω της συναισθηματικής νοημοσύνης να ενδυναμώσει την προσοχή στον χρήστη και να τον κάνει να σκεφτεί συνδυαστικά για να απαντήσει τις ερωτήσεις. Τα ειδικά γυαλιά καταγράφουν τις κινήσεις των ματιών αλλά και τα κύματα του εγκεφάλου – σύστημα νευροανάδρασης. Τα ηλεκτρονικά παιχνίδια μπορούν να προσφέρουν στην θεραπεία της διαταραχή ελλειμματικής προσοχής-υπερκινητικότητα (ADHD). Το περιβάλλον του ασθενούς χρειάζεται να είναι υποστηρικτικό και δημιουργικό.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Ebrahimi, T., Vesin, J., and Garcia, G., 2003, Brain-computer interface in multimedia communication. *Signal Process. Mag.* 20(1):14-24.
- Wolpaw JR, Wolpaw EW (2012) Brain-computer interfaces: something new under the sun. In: Wolpaw JR, Wolpaw EW (eds) *Brain-computer interfaces: principles and practice*. Oxford University Press, Oxford, pp 3–12
- Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM (2002) Braincomputer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 113(6):767–791
- Vidal JJ (1973) Towards direct brain–computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng* 2:157–180
- Vidal JJ (1977) Real-time detection of brain events in EEG. *IEEE Proc* 65:633–664
- Sutter EE (1992) The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses. *J Microcomput Appl* 15:31–45
- Graimann B, Allison B, Pfurtscheller G (eds) (2010b) *Brain-computer interfaces*. Springer, Berlin, p 21 et passim
- Yuan H, Liu T, Szarkowski R, Rios C, Ashe J, He B (2010) Negative covariation between task-related responses in alpha/beta-band activity and BOLD in human sensorimotor cortex: an EEG and fMRI study of motor imagery and movements. *Neuroimage* 49:2596–2606
- Weiskopf N, Veit R, Erb M, Mathiak K, Grodd W, Goebel R, Birbaumer N (2003) Physiological self-regulation of regional brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI): methodology and exemplary data. *Neuroimage* 19(3):577–586
- Kipke DR, Shain W, Buzsaki G, Fetz E, Henderson JM, Hetke JF, Schalk G (2008) Advanced neurotechnologies for chronic neural interfaces: new horizons and clinical opportunities. *J Neurosci* 28(46):11830–8

- Georgopoulos AP, Schwartz AB, Kettner RE (1986) Neuronal population coding of movement direction. *Science* 233:1416–1419
- Kennedy PR (1989) The cone electrode: a long-term electrode that records from neurites grown onto its recording surface. *J Neurosci Methods* 29:181–193
- Donoghue JP, Sanes JN (1994) Motor areas of the cerebral cortex. *J Clin Neurophysiol* 11:382–396
- Taylor D, Tillery S, Schwartz A (2002) Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices. *Science* 296:1829–1832
- Nicolelis MA, Chapin JK (2002) Controlling robots with the mind. *Sci Am* 287:46–53
- Velliste M, Perel S, Spalding MC, Whitford AS, Schwartz AB (2008) Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature* 453:1098–1101
- Hochberg LR, Serruya MD, Friebs GM, Mukand JA, Saleh M, Caplan AH, Branner A, Chen D, Penn RD, Donoghue JP (2006) Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature* 442:164–171
- Truccolo W, Friebs GM, Donoghue JP, Hochberg LR (2008) Primary motor cortex tuning to intended movement kinematics in humans with tetraplegia. *J Neurosci* 28:1163–1178
- Schwartz AB, Cui XT, Weber DJ, Moran DW (2006) Brain-controlled interfaces: movement restoration with neural prosthetics. *Neuron* 52(1):205–20
- Reina GA, Moran DW, Schwartz AB (2001) On the relationship between joint angular velocity and motor cortical discharge during reaching. *J Neurophysiol* 85(6):2576–89
- Wang W, Chan SS, Heldman DA, Moran DW (2010) Motor cortical representation of hand translation and rotation during reaching. *J Neurosci* 30:958–962
- Shin HC, Aggawal V, Acharya S, Schieber MH, Thakor NV (2010) Neural decoding of finger movements using Skellam based maximum likelihood decoding. *IEEE Trans Biomed Eng* 57:754–760

- Jarosiewicz B, Chase SM, Fraser GW, Velliste M, Kass RE, Schwartz AB (2008) Functional network reorganization during learning in a brain-computer interface paradigm. *Proc Natl Acad Sci USA* 105(49):19486–91
- Simeral JD, Kim SP, Black MJ, Donoghue JP, Hochberg LR (2011) Neural control of cursor trajectory and click by a human with tetraplegia 1000 days after implant of an intracortical microelectrode array. *J Neural Eng* 8(2):025027
- He B, Yang L, Wilke C, Yuan H (2011) Electrophysiological imaging of brain activity and connectivity-challenges and opportunities. *IEEE Trans Biomed Eng* 58(7):1918–31
- Manning JR, Jacobs J, Fried I, Kahana MJ (2009) Broadband shifts in local field potential power spectra are correlated with single-neuron spiking in humans. *J Neurosci* 29(43):13613–20
- Leuthardt EC, Schalk G, Wolpaw JR, Ojemann JG, Moran DW (2004) A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* 1:63–71
- Schalk G et al (2007) Decoding two-dimensional movement trajectories using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* 4:264–275
- Schalk G et al (2008) Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* 5:75–84
- Pfurtscheller G, Muller GR, Pfurtscheller J, Gerner HJ, Rupp R. 'Thought'-control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia. *Neurosci Lett*. 2003 Nov 6 351(1):33–36
- Leuthardt EC, Gaona C, Sharma M, Szrama N, Roland J, Freudenberger Z, Solis J, Breshears J, Schalk G (2011) Using the electrocorticographic speech network to control a brain-computer interface in humans. *J Neural Eng* 8(3):036004
- Zhang P, Jamison K, Engel S, He B, He S (2011) Binocular rivalry requires visual attention. *Neuron* 71:362–369
- Michel C, He B (2011) EEG mapping and source imaging. In: Schomer D, Lopes da Silva F (eds) *Niedermeyer's electroencephalography*, Chap 55, 6th edn. Wolters Kluwer & Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 1179–1202

- Wolpaw JR, McFarland DJ (2004) Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proc Natl Acad Sci USA* 101:17849–17854
- Doud AJ, Lucas JP, Pisansky MT, He B (2011) Continuous three-dimensional control of a virtual helicopter using a motor imagery based brain-computer interface. *PLoS One* 6(10): e26322. doi:10.1371/journal.pone.0026322
- McFarland DJ, Sarnacki WA, Wolpaw JR (2010) Electroencephalographic (EEG) control of three-dimensional movement. *J Neural Eng* 7:036007
- Royer AS, Doud AJ, Rose ML, He B (2010) EEG control of a virtual helicopter in 3dimensional space using intelligent control strategies. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 18(6):581–9
- He B (ed) (2004) Modeling and imaging of bioelectrical activity: principle and applications. Kluwer Academic, Plenum, New York
- Nunez PL, Srinivasan R (2006) Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG. Oxford University Press, Oxford
- Bradberry TJ, Gentili RJ, Contreras-Vidal JL (2010) Reconstructing three-dimensional hand movements from noninvasive electroencephalographic signals. *J Neurosci* 30(9):3432–7
- Bradberry TJ, Gentili RJ, Contreras-Vidal JL (2011) Fast attainment of computer cursor control with noninvasively acquired brain signals. *J Neural Eng* 8(3):036010
- Waldert S, Preissl H, Demandt E, Braun C, Birbaumer N, Aertsen A, Mehring C (2008) Hand movement direction decoded from MEG and EEG. *J Neurosci* 28:1000–1008
- Yuan H, Perdoni C, He B (2010) Relationship between speed and EEG activity during imagined and executed hand movements. *J Neural Eng* 7:26001
- Georgopoulos AP, Schwartz AB, Kettner RE (1986) Neuronal population coding of movement direction. *Science* 233:1416–1419
- Moran DW, Schwartz AB (1999) Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *J Neurophysiol* 82:2676–2692

- Yuan H, Doud A, Gururajan A, He B (2008) Cortical imaging of event-related (de)synchronization during online control of brain-computer interface using minimum-norm estimates in frequency domain. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 16:425–431
- Mellinger J, Schalk G, Braun C, Preissl H, Rosenstiel W, Birbaumer N, Kubler A (2007) An MEG-based brain-computer interface (BCI). *Neuroimage* 36(3):581–93
- Van Der Werf J, Jensen O, Fries P, Medendorp WP (2010) Neuronal synchronization in human posterior parietal cortex during reach planning. *J Neurosci* 30(4):1402–12
- Darvas F, Scherer R, Ojemann JG, Rao RP, Miller KJ, Sorensen LB (2010) High gamma mapping using EEG. *Neuroimage* 49(1):930–8
- Hamalainen MS, Hari R, Ilmoniemi RJ, Knuutila J, Lounasmaa OV (1993) Magnetoencephalography – theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Rev Mod Phys* 65:413–497
- Battapady H, Lin P, Holroyd T, Hallett M, Chen X, Fei DY, Bai O (2009) Spatial detection of multiple movement intentions from SAM-filtered single-trial MEG signals. *Clin Neurophysiol* 120(11):1978–87
- Ogawa S, Tank DW, Menon R, Ellermann JM, Kim SG, Merkle H, Ugurbil K (1992) Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation: functional brain mapping with magnetic resonance imaging. *Proc Natl Acad Sci USA* 89(13):5951–5
- Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, Goldberg IE, Weisskoff RM, Poncelet BP, Kennedy DN, Hoppel BE, Cohen MS, Turner R et al (1992) Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA* 89 (12):5675–9
- Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, Tikofsky RS, Hyde JS (1992) Time course EPI of human brain function during task activation. *Magn Reson Med* 25(2):390–

- Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW (1990) Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci USA* 87(24):9868–72
- Yuan H, Perdoni C, Yang L, He B (2011) Differential electrophysiological coupling for positive and negative BOLD responses during unilateral hand movements. *J Neurosci* 31(26):9585–93
- Cox RW, Jesmanowicz A, Hyde JS (1995) Real-time functional magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 33(2):230–6
- Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH (1999) Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol* 110(11):1842–1847
- Pfurtscheller G, Neuper C, Flotzinger D (1997) EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 103(6):642–651
- McFarland DJ, Miner LA, Vaughan TM, Wolpaw JR (2000) Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain Topogr* 12:177–186
- Wang T, Deng J, He B (2004) Classifying EEG-based motor imagery tasks by means of timefrequency synthesized spatial patterns. *Clin Neurophysiol* 115:2744–2753
- Wang T, He B (2004) An efficient rhythmic component expression and weighting synthesis strategy for classifying motor imagery EEG in brain computer interface, *J Neural Eng* 1 (1):1–7
- Yamawaki N, Wilke C, Liu Z, He B (2006) An enhanced time-frequency approach for motor imagery classification. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 14(2):250–254
- Miller KJ, Schalk G, Fetz EE, den Nijs M, Ojemann JG, Rao RP (2010) Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback. *Proc Natl Acad Sci USA* 107:4430–4435
- Spencer KM, Dien J, Donchin E (2001) Spatiotemporal analysis of the late ERP responses to deviant stimuli. *Psychophysiology* 38(2):343–358

- Middendorf M, McMillan G, Calhoun G, Jones KS (2000) Brain-computer interfaces based on steady-state visual evoked response. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8(2):211–214
- Ortner R, Allison B, Korisek G, Gaggl H, Pfurtscheller G (2011) An SSVEP BCI to control a hand orthosis for persons with tetraplegia. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 19(1):1–5
- Pan J, Gao X, Duan F, Yan Z, Gao S (2011) Enhancing the classification accuracy of steady-state visual evoked potential-based brain–computer interfaces using phase constrained canonical correlation analysis. *J Neural Eng* 8:036027
- Kettner RE, Schwartz AB, Georgopoulos AP (1988) Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. III. positional gradients and population coding of movement direction from various movement origins. *J Neurosci* 8:2938–2947
- Fu QG, Flament D, Coltz JD, Ebner TJ (1995) Temporal encoding of movement kinematics in the discharge of primate primary motor and premotor neurons. *J Neurophysiol* 73:836–854
- Schwartz AB (1994) Direct cortical representation of drawing. *Science* 265:540–542
- Paninski L, Fellows MR, Hatsopoulos NG, Donoghue JP (2004) Spatiotemporal tuning of motor cortical neurons for hand position and velocity. *J Neurophysiol* 91:515–532
- Qin L, Ding L, He B (2004) Motor imagery classification by means of source analysis for brain-computer interface applications. *J Neural Eng* 1:135–141
- Kamousi B, Liu Z, He B (2005) Classification of motor imagery tasks for brain-computer interface applications by means of two equivalent dipoles analysis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 13:166–171
- Kamousi B, Amini AN, He B (2007) Classification of motor imagery by means of cortical current density estimation and von neumann entropy. *J Neural Eng* 4:17–25

- Qin L, He B (2005) A wavelet-based time-frequency analysis approach for classification of motor imagery for brain-computer interface applications. *J Neural Eng* 2(4):65–72
- Blum AL, Langely P (1997) Selection of relevant features and examples in machine learning. *Artif Intell* 97:245–271
- Babiloni F, Cincotti F, Bianchi L, Pirri G, Millan J, Mourino J, Salinari S, Marciani MG (2001) Recognition of imagined hand movements with low resolution surface Laplacian and linear classifiers. *Med Eng Phys* 23:323–328
- Blankertz B, Curio G, Müller K (2002) Classifying single trial EEG: towards brain computer interfacing. *Adv Neural Inf Proc Syst* 14:157–164
- Peters BO, Pfurtscheller G, Flyvbjerg H (1998) Mining multi-channel EEG for its information content: an ANN-based method for a brain-computer interface. *Neural Netw* 11:1429–1433
- Deng J, He B (2003) Classification of imaginary tasks from three channels of EEG by using an artificial neural network. In: *Proceedings of 25th international conference on IEEE EMBS*, CD-ROM
- Vallabhaneni A, He B (2004) Motor imagery task classification for brain computer interface applications using spatio-temporal principle component analysis. *Neurol Res* 26(3):282–287
- Obermaier B, Guger C, Neuper C, Pfurtscheller G (2001) Hidden Markov models for online classification of single trial EEG data. *Pattern Recogn Lett* 22:1299–1309
- Curran E, Sykacek P, Stokes M, Roberts SJ, Penny W, Johnsrude I, Owen AM (2004) Cognitive tasks for driving a brain-computer interfacing system: a pilot study. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 12:48–54
- Lemm S, Schafer C, Curio G (2004) BCI competition 2003–data set III: probabilistic modeling of sensorimotor mu rhythms for classification of imaginary hand movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 51:1077–80
- Curran EA, Stokes MJ (2003) Learning to control brain activity: a review of the production and control of EEG components for driving brain-computer interface (BCI) systems. *Brain Cogn* 51:326–336

- Birbaumer N, Kübler A, Ghanayim N, Hinterberger T, Perelmutter J, Kaiser J, Iversen I, Kotchoubey B, Neumann N, Flor H (2000) The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8(2):190–193
- Pfurtscheller G, Flotzinger D, Kallcher J (1993) Brain-computer interface: a new communication device for handicapped persons. *J Microcomput Appl* 16:293–299
- Babiloni F, Cincotti F, Lazzarini L, Millan J, Mourino J, Varsta M, Heikkinen J, Bianchi L, Marciani MG (2000) Linear classification of low-resolution EEG patterns produced by imagined hand movements. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8(2):186–188
- Penny WD, Roberts SJ, Curran EA, Stokes MJ (2000) EEG-based communication: a pattern recognition approach. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8(2):214–215
- Penny WD, Roberts SJ (1999) EEG-based communication via dynamic neural network models. In: *Proceedings of international joint conference on neural networks*, CDROM
- Royer AS, He B (2009) Goal selection vs. process control in a brain-computer interface based on sensorimotor rhythms. *J Neural Eng* 6(1):016005
- Damasio, A.A. (1994). *Descartes' error: Emotion, reason and the human brain*. New York: Quill.
- Amen, D. (1998). *Change your brain, change your life*. New York: Three Rivers.
- Criswell, E. (1995). *Biofeedback and somatics*. Novato, CA: Freeperson Press.
- Budzynski, T. H. (1999). From EEG to neurofeedback. In J. R. Evans & A. Arbarbanel (Eds.), *introduction to quantitative EEG and neurofeedback* (pp. 65-79). San Diego, CA: Academic Press.
- Robbins, J. (2000). *A symphony in the brain*. New York: Atlantic Monthly Press.
- Siever, D. (1999). *The rediscovery of audio-visual entrainment technology* (version 5). Edmonton, AB: Comptronic Devices Limited.
- Schwartz, M. S. & Olson, R. P. (1995). A historic perspective on the field of biofeedback and applied psychophysiology. In M. S. Schwartz (Ed.),

- Biofeedback: A practitioner's guide (2nd ed., pp. 3-18). New York, Guilford Press.
- Lubar, J. F. , & Lubar, J. O. (1999), Neurofeedback assessment and treatment for attention deficit/hyperactivity disorders. In J. R. Evans & A. Arbarbanel (Eds.), Introduction to quantitative EEG and neurofeedback (pp. 103- 143). San Diego, CA, Academic Press.
 - Hughes, J. R. (1994). EEG in clinical practice (2nd cd.). Boston: Butterworth-Heinemann.
 - Scott, W., Brod, T. M., Siderof, S., Kaiser, D., & Sagan, M. (2002, May). Type-specific EEG biofeedback improves residential substance abuse treatment. Poster presentation at the meeting of the American Psychiatric Association. Philadelphia.
 - Thatcher, R. W. (1999). EEG Database-Guided neurotherapy. In J. R. Evans & A. Arbarband (Eds.), Introduction to quantitative EEG and neurofeedback {pp. 29-64}. San Diego, CA: Academic Press.
 - Walker, J. E., Nonman, C. A., & Weber, R. K. (2002). Impact of qEEG-guided coherence training for patients with mild closed head injury. Journal of Neurotherapy, 6(2), 31-43.
 - Soutar, R. (2004, August). Linking the EEG of the anxious mind to behavior. Workshop presented at the International Society for Neuronal Regulation, Ft. Lauderdale, FL.
 - Horvat, J. (2004, August). Coherence training. Workshop presented at the International Society for Neuronal Regulation, Ft. Lauderdale, FL.
 - Mason, L. A , & Brownback, T S. (2001). Optimal functioning training with EEC biofeedback for clinical populations: A case study. Journal of Neurotherapy, 5(1-2), 33-43.
 - Norris, S. L , & Currier, M. (1999). Performance enhancement training through neurofeedback. In J. R. Evans & A. Arbarbanel (Eds.), Introduction to quantitative EEG and neurofeedback (pp. 223- 240). San Diego, CA, Academic Press.
 - Baehr, E., Rosenfeld, J. P., Baehr, R., & Earnest, C. (1999). Clinical use of an alpha asymmetry neurofeedback protocol in the treatment of mood disorders. In J.

- R. Evans & A. Arbarband (Eds.), Introduction to quantitative EEG and neurofeedback (pp. 181-201). San Diego, CA: Academic Press.
- Brown, V. W., & Brown, S. (2000). The role of 40 Hz activity and training. (question 2), *The journal of Neurotherapy*, 4(2), 100-101.
 - Francina, S. (1997). *The new yoga for people over 50: A comprehensive guide for midlife & older beginners*. Deerfield Beach, FL: Health Communications.
 - Springer, S. P., & Deutsch, G. (1998). *Left brain, right brain: Perspectives from cognitive neuroscience* (5th ed.). New York, W. H. Freeman.
 - Spitzer, R. L., & Williams, J. B. (1980). Diagnostic and statistical manual of mental disorders. In American Psychiatric Association.
 - Carver, C. S., & Scheier, M. F. (2012). *Attention and self-regulation: A control-theory approach to human behavior*. Springer Science & Business Media.
 - Lubar, J. F. (1991). Discourse on the development of EEG diagnostics and biofeedback for attention-deficit/hyperactivity disorders. *Biofeedback and Self-regulation*, 16(3), 201-225.
 - Schwilden, H., Stoeckel, H., & Schüttler, J. (1989). Closed-loop feedback control of propofol anaesthesia by quantitative EEG analysis in humans. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 62(3), 290-296.
 - Pope, A. T., & Bogart, E. H. (1996). Extended attention span training system: Video game neurotherapy for attention deficit disorder. *Child Study Journal*, 26(1), 39-50.
 - Bul, K. C., Doove, L. L., Franken, I. H., Van der Oord, S., Kato, P. M., & Maras, A. (2018). A serious game for children with Attention Deficit Hyperactivity Disorder: Who benefits the most?. *PloS one*, 13(3), e0193681.
 - Robert, P., König, A., Amieva, H., Andrieu, S., Bremond, F., Bullock, R., ... & Nave, S. (2014). Recommendations for the use of Serious Games in people with Alzheimer's Disease, related disorders and frailty. *Frontiers in aging neuroscience*, 6, 54.
 - Aalten, P., de Vugt, M. E., Lousberg, R., Korten, E., Jaspers, N., Senden, B., et al. (2003). Behavioral problems in dementia: a factor analysis of the neuropsychiatric inventory. *Dement. Geriatr. Cogn. Disord.* 15, 99–105. doi: 10.1159/000067972

- Agüero-Torres, H., Frangtilioni, L. and Windblad, B. (1998). Natural history of Alzheimer's disease and other dementias: review of the literature in the light of the findings from the Kungsholmen project. *Int. J. Geriatric Psychiatry* 13, 755–766.
- Albert, M. S., DeKosky, S. T., Dickson, D., Dubois, B., Feldman, H. H., Fox, N. C., et al. (2011). The diagnosis of mild cognitive impairment due to Alzheimer's disease: recommendations from the National Institute on Aging-Alzheimer's Association workgroups on diagnostic guidelines for Alzheimer's disease. *Alzheimers Dement* 7, 270–279. doi: 10.1016/j.jalz.2011.03.008
- Alessi, C., Yoon, E., Schnelle, J., Al-Samarrai, N. R., and Cruise, P. A. (1999). A randomised trial of a combined physical activity and environment intervention in nursing home residents: do sleep and agitation improve? *J. Am. Geriatr Soc.* 47, 784–791.
- Alzheimer's Disease International. (2011). World Alzheimer Report 2011. The Benefits of Early Diagnosis and Intervention. Executive Summary.
- American Psychiatric Association. (1994). *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders*, 4th Edn. Washington, DC: American Psychiatric Association.
- Andersen, C. K., Wittrup-Jensen, K. U., Lolk, A., Andersen, K., and Kragh-Sorensen, P. (2004). Ability to perform activities of daily living is the main factor affecting quality of life in patients with dementia. *Health Qual. Life Outcomes* 2, 52. doi: 10.1186/1477-7525-2-52
- Anguera, J. A., Boccanfuso, J., Rintoul, J. L., Al-Hashimi, O., Faraji, F., Janowich, J., et al. (2013). Video game training enhances cognitive control in older adults. *Nature* 501, 97–102. doi: 10.1038/nature12486
- Ballard, C., Gauthier, S., Corbett, A., Brayne, C., Aarsland, D., and Jones, E. (2011). Alzheimer's disease. *Lancet* 377, 1019–1031. doi: 10.1016/S0140-6736(10)61349-9
- Barberger-Gateau, P., Rainville, C., Letenneur, L., and Dartigues, J. F. (2000). A hierarchical model of domains of disablement in the elderly: a longitudinal approach. *Disabil. Rehabil.* 22, 308–317. doi: 10.1080/096382800296665

- Benveniste, S., Jouvelot, P., and Péquignot, R. (2010). “The MINWii Project: Renarcissization of patients suffering from Alzheimer's Disease through video game-based music therapy,” in 9th International Conference on Entertainment Computing (ICEC 2010), (Coex Séoul, Corée), 8–11.
- BIU. (2011). Gamer-Statistiken. Available online at: <http://www.biu-online.de/de/fakten/gamer-statistiken.html>
- Bouchard, B., Imbeault, F., Bouzouane, A., and Menelas, B. A. J. (2012). “Developing SG specifically adapted to people suffering from Alzheimer,” in Proceedings of the Third International Conference on Serious Games Development and Applications, (Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag), 243–254. doi: 10.1007/978-3-642-33687-4_21
- Boulay, M., Benveniste, S., Boespug, S., Jouvelot, P., and Rigaud, A. S. (2011). A pilot usability study of MINWii, a music therapy game for demented patients. *Technol. Health Care* 19, 233–246. doi: 10.3233/THC-2011-0628
- Boyle, P. A., Malloy, P. F., Salloway, S., Cahn-Weiner, D. A., Cohen, R., and Cummings, J. L. (2003). Executive dysfunction and apathy predict functional impairment in Alzheimer disease. *Am. J. Geriatr. Psychiatry*, 11, 214–221. doi: 10.1097/00019442-200303000-00012
- Buettner, L. L., and Fitzsimmons, S. (2002). AD-venture program: therapeutic biking for the treatment of depression in long-term care residents with dementia. *Am. J. Alzheimers. Dis. Other Dement.* 17, 121–127. doi: 10.1177/153331750201700205
- Cassady, J. C., and Johnson, R. E. (2002). Cognitive test anxiety and academic performance. *Contemp. Ed. Psychol.* 27, 270–295. doi: 10.1006/ceps.2001.1094
- Cattan, M., White, M., Bond, J., and Learmouth, A. (2005). Preventing social isolation and loneliness among older people: a systematic review of health promotion interventions. *Ageing Soc.* 25, 41–67. doi: 10.1017/S0144686X04002594
- Cerejeira, J., Lagarto, L., and Mukaetova-Ladinska, E. B. (2012). Behavioral and psychological symptoms of dementia. *Front. Neurol.* 3:73. doi: 10.3389/fneur.2012.00073

- Chaytor, N., and Schmitter-Edgecombe M. (2003). The ecological validity of neuropsychological tests: a review of the literature on everyday cognitive skills. *Neuropsychol. Rev.* 13, 181–197. doi: 10.1023/B:NERV.0000009483.91468.fb
- Cobb, S. V. G., Nichols, S., Ramsey, A., and Wilson, J. R. (1999). Virtual reality-induced symptoms and effects. *Presence* 8, 169–186. doi: 10.1162/105474699566152
- Cohen-Mansfield, J. (1999). Measurement of inappropriate behavior associated with dementia. *J. Gerontol. Nurs.* 25, 42–51.
- Cohen-Mansfield, J., Marx, M. S., Dakheel-Ali, M., Regier, N. G., Thein, K., and Freedman, L. (2010). Can agitated behavior of nursing home residents with dementia be prevented with the use of standardized stimuli? *J. Am. Geriatr. Soc.* 58, 1459–1464. doi: 10.1111/j.1532-5415.2010.02951.x
- Davidson, R. J., and McEwen, B. S. (2012). Social influences on neuroplasticity: stress and interventions to promote well-being. *Nat. Neurosci.* 15, 689–695. doi: 10.1038/nn.3093
- Doron, M., Bastian, T., Maire, A., Dugas, J., Perrin, E., Gris, F., et al. (2013). Estimation of physical activity monitored during the day-to-day life by an autonomous wearable device (SVELTE project). *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2013, 4629–4632. doi: 10.1109/EMBC.2013.6610579
- Dubois, B., Feldman, H. H., Jacova, C., Cummings, J. L., Dekosky, S. T., Barberger-Gateau, P., et al. (2010). Revising the definition of Alzheimer's disease: a new lexicon. *Lancet Neurol.* 9, 1118–1127. doi: 10.1016/S1474-4422(10)70223-4
- Ducheneaut, N., Yee, N., Nickell, E., and Moore, R. J. (2006). “Alone together?: exploring the social dynamics of massively multiplayer online games,” in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (Montreal), 407–416.
- ESA. (2011). Essential Facts About the Computer and Video Game Industry. Available online at: http://www.theesa.com/facts/pdfs/ESA_EF_2011.pdf

- Fernández-Calvo, B., Rodríguez-Pérez, R., Contador, I., Rubio-Santorum, A., and Ramos, F. (2011). Efficacy of cognitive training programs based on new software technologies in patients with Alzheimer- Type dementia. *Psicothema* 23, 44–50.
- Ferri, C. P., Prince, M., Brayne, C., Brodaty, H., Fratiglioni, L., Ganguli, M., et al. (2005). Global prevalence of dementia: a Delphi consensus study. *Lancet* 366, 2112–2117. doi: 10.1016/S0140-6736(05)67889-0
- Fried, L. P., Tangen, C. M., Walston, J., Newman, A. B., Hirsch, C., Gottdiener, J., et al. (2001). Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 56, 146–156. doi: 10.1093/gerona/56.3.M146
- Fua, K. C., Gupta, S., Pautler, D., and Farber, I. (2013). “Designing serious games for elders,” in *Foundations of Digital Games Proceedings* (Chania, Crete), 291–297.
- Gauthier, S., Reisberg, B., Zaudig, M., Petersen, R. C., Ritchie, K., Broich, K., et al. (2006). Mild cognitive impairment. *Lancet* 367, 1262–1270. doi: 10.1016/S0140-6736(06)68542-5
- Gerdner, L. (2000). Effects of individualized versus classical “relaxation” music on the frequency of agitation in elderly persons with Alzheimer's disease and related disorders. *Int. Psychogeriatr.* 12, 49–65. doi: 10.1017/S1041610200006190
- Glosser, G., Gallo, J., Duda, N., de Vries, J. J., Clark, C. M., and Grossman, M. (2002). Visual perceptual functions predict instrumental activities of daily living in patients with dementia. *Neuropsychiatry Neuropsychol. Behav. Neurol.* 15, 198–206.
- Griffiths, M. D., and Davies, M. N. O. (2002). Excessive online computer gaming: implications for education. *J. Computer Assisted Learn.* 18, 379–380. doi: 10.1046/j.0266-4909.2002.00248.x
- Jefferson, A. L., Barakat, L. P., Giovannetti, T., Paul, R. H., and Glosser, G. (2006). Object perception impairments predict instrumental activities of daily living dependence in Alzheimer's disease. *J. Clin. Exp. Neuropsychol.* 28, 884–897. doi: 10.1080/13803390591001034

- Kelaiditi, E., Cesari, M., Canevelli, M., Abellan Van Kan, G., Ousset, P. G., Gillette-Guyonnet, S., et al. (2013). Cognitive frailty: rational and definition from an (I.A.N.A./I.A.G.G.) international consensus group. *J. Nutr. Health Aging* 17, 726–734. doi: 10.1007/s12603-013-0367-2
- König, A., Aalten, P., Verhey, F., Bensadoun, G., Petit, P. D., Robert, P., et al. (2014). A review of current information and communication technologies: can they be used to assess apathy? *Int. J. Geriatr. Psychiatry* 29, 345–358. doi: 10.1002/gps.4017
- Lawton, M. P., and Brody, E. M. (1969). Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living. *Gerontologist* 9, 179–186. doi: 10.1093/geront/9.3_Part_1.179
- Lechowski, L., Benoit, M., Chassagne, P., Vedel, I., Tortrat, D., Teillet, L., et al. (2009). Persistent apathy in Alzheimer's disease as an independent factor of rapid functional decline: the REAL longitudinal cohort study. *Int. J. Geriatr. Psychiatry* 24, 341–346. doi: 10.1002/gps.2125
- Legouverneur, G., Pino, M., Boulay, M., and Rigaud, A. (2011). Wii sports, a usability study with MCI and Alzheimer's patients. *Alzheimer's Dementia* 7, S500–S501. doi: 10.1016/j.jalz.2011.05.2398
- Leone, E., Piano, J., Deudon, A., Alain, B., Wargnier, A. M., Balard, P., et al. (2012). “What are you interested in?”—A survey on 601 nursing homes residents activities interests. *Adv. Aging Res.* 1, 13–21. doi: 10.4236/aar.2012.12002
- Levy, R. (2012). Apathy: a pathology of goal-directed behaviour. A new concept of the clinic and pathophysiology of apathy. *Rev. Neurol. (Paris)* 168, 585–597. doi: 10.1016/j.neurol.2012.05.003
- Mansour, S., and El-Said, M. (2008). “The impact of multi-players serious games on the social interaction among online students versus face-to-face students,” in 7th WSEAS International Conference on Applied Computer and Applied Computational Science (Hangzhou), 772–778.
- Marin, R. S. (1991). Apathy: a neuropsychiatric syndrome. *J. Neuropsychiatry Clin. Neurosci.* 3, 243–554.

- McCallum, S. (2012). “Gamification and serious games for personalized health,” in *pHealth 2012*, eds B. Blobel, P. Pharow, and F. Sousa (Amsterdam: IOS Press BV), 85–96.
- McCallum, S., and Boletsis, C. (2013). “Dementia Games: a literature review of dementia-related Serious Games,” in *Serious Games Development and Applications - Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 8101, eds M. Ma, M. F. Oliveira, S. Petersen, and J. B. Hauge (Berlin; Heidelberg: Springer Publishing), 15–27. doi: 10.1007/978-3-642-40790-1_2
- Nor Wan Shamsuddin, S., Lesk, V., and Ugail, H. (2011). Virtual environment design guidelines for elderly people in early detection of dementia. *World Acad. Sci. Eng. Technol.* 59, 751–755.
- Padala, K. P., Padala, P. R., Malloy, T. R., Geske, J. A., Dubbert, P. M., Dennis, R. A., et al. (2012). Wii-fit for improving gait and balance in an assisted living facility: a pilot study. *J. Aging Res.* 2012, 1–6. doi: 10.1155/2012/597573
- Peres, K., Chrysostome, V., Fabrigoule, C., Orgogozo, J. M., Dartigues, J. F., and Barberger-Gateau, P. (2006). Restriction in complex activities of daily living in MCI: impact on outcome. *Neurology* 67, 461–466. doi: 10.1212/01.wnl.0000228228.70065.f1
- Perry, R. J., and Hodges, J. R. (2000). Relationship between functional and neuropsychological performance in early Alzheimer disease. *Alzheimer Dis. Assoc. Disord.* 14, 1–10. doi: 10.1097/00002093-200001000-00001
- Petersen, R. C., Smith, G. E., Waring, S. C., Ivnik, R. J., Tangalos, E. G., and Kokmen, E. (1999). Mild cognitive impairment: clinical characterization and outcome. *Arch. Neurol.* 56, 303–308. doi: 10.1001/archneur.56.3.303
- Plehn, K., Marcopulos, B. A., and McLain, C. A. (2004). The relationship between neuropsychological test performance, social functioning, and instrumental activities of daily living in a sample of rural older adults. *Clin. Neuropsychol.* 18, 101–113. doi: 10.1080/13854040490507190
- Remington, R. (2000). Calming music and hand massage. *Nurs. Res.* 51, 17–323.
- Pubmed Abstract | Pubmed Full Text

- Rizzo, A. A., and Kim, G. J. (2005). A SWOT Analysis of the field of VR rehabilitation and therapy. *Presence Teleoper. Virtual Environ.* 14, 119–146. doi: 10.1162/1054746053967094
- Robert, P., Onyike, C. U., Leentjens, A. F. G., Dujardin, K., Aalten, P., Starkstein, S., et al. (2009). Proposed Diagnostic Criteria for Apathy in Alzheimer's Disease and other Neuropsychiatric Disorders. *Eur. Psychiatry* 24, 98–104. doi: 10.1016/j.eurpsy.2008.09.001
- Robert, P. H., König, A., Andrieu, S., Bremond, F., Chemin, I., Chung, P. C., et al. (2013). Recommendations for ICT use in Alzheimer's Disease assessment: Monaco CTAD expert meeting. *J. Nutr. Health Aging* 17, 653–660. doi: 10.1007/s12603-013-0046-3
- Rosen, A. C., Sugiura, L., Kramer, J. H., Whiteld-Gabrieli, S., and Gabrieli, J. D. (2011). Cognitive training changes hippocampal function in mild cognitive impairment: a pilot study. *J. Alzheimers Dis.* 26, 349–357. doi: 10.3233/JAD-2011-0009
- Russoniello, C. V., O'Brien, K., and Parks, J. M. (2009). The effectiveness of casual video games in improving mood and decreasing stress. *J. CyberTher. Rehabil.* 2, 53–66.
- Scarpini, E., Scheltens, P., and Feldman, H. (2003). Treatment of Alzheimer's disease: current status and new perspectives. *Lancet Neurol.* 2, 539–547. doi: 10.1016/S1474-4422(03)00502-7
- Sohnsmeier, J., Gilbrich, H., and Weisser, B. (2010). Effect of a six-week intervention with an activity-promoting video game on isometric muscle strength in elderly subjects. *Int. J. Comp. Sci. Sport* 9, 75–79.
- Stavros, Z., Fotini, K., and Magda, T. (2010). “Computer based cognitive training for patients with mild cognitive impairment (mci),” in *Proceedings of the 3rd International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments, PETRA '10* (Petrus, Rhodes Island: ACM), 1–3. doi: 10.1145/1839294.1839319

- Stern, Y., Hesdorffer, D., Sano, M., and Mayeux, R. (1990). Measurement and prediction of functional capacity in Alzheimer's disease. *Neurology* 40, 8–14. doi: 10.1212/WNL.40.1.8
- Tarnanas, I., Schlee, W., Tsolaki, M., Müri, R., Mosimann, U., and Nef, T. (2013). Ecological validity of virtual reality daily living activities screening for early dementia: longitudinal study. *JMIR Serious Games* 1, e1. doi: 10.2196/games.2778
- Tomaszewski Farias, S., Cahn-Weiner, D. A., Harvey, D. J., Reed, B. R., Mungas, D., Kramer, J. H., et al. (2009). Longitudinal changes in memory and executive functioning are associated with longitudinal change in instrumental activities of daily living in older adults. *Clin. Neuropsychol.* 23, 446–461. doi: 10.1080/13854040802360558
- Weybright, E., Dattilo, J., and Rusch, F. (2010). Effects of an interactive video game (Nintendo Wii) on older women with Mild Cognitive Impairment. *Ther. Recreation J.* 44, 271–287.
- Wichers, M., Simons, C. J., Kramer, I. M., Hartmann, J. A., Lothmann, C., Myin-Germeys, I., et al. (2011). Momentary assessment technology as a tool to help patients with depression help themselves. *Acta Psychiatr. Scand.* 124, 262–272. doi: 10.1111/j.1600-0447.2011.01749.x
- Wiemeyer, J., and Kliem, A. (2012). Serious games in prevention and rehabilitation – a new panacea for elderly people? *Eur. Rev. Aging Phys. Activ.* 9, 41–50. doi: 10.1007/s11556-011-0093-x
- Wilms, H. U., Kanowski, S., and Baltes, M. M. (2000). Limitations in activities of daily living: towards a better understanding of subthreshold mental disorders in old age. *Compr. Psychiatry* 41(2 Suppl. 1), 19–25. doi: 10.1016/S0010-440X(00)80004-8
- Wollersheim, D., Merkes, M., Shields, N., Liamputtong, P., Wallis, L., Reynolds, F., et al. (2010). Physical and psychosocial effects of Wii video game use among older women. *Int. J. Emerging Tech. Soc.* 8, 85–98.

- Yamaguchi, H., Maki, Y., and Takahashi, K. (2011). Rehabilitation for dementia using enjoyable video-sports games. *Int. Psychogeriatr.* 23, 674–676. doi: 10.1017/S1041610210001912
- F., Kolanowski, A. M., and Litaker, M. (2006). The association of physical function with agitation and passivity in nursing home residents with dementia. *J. Gerontol. Nurs.* 32, 30–36.