



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών

— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών

**«ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΡΓΟΣΠΡΟΜΕΤΡΙΑ
ΑΣΚΗΣΗ, ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ
ΚΑΙ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ»**

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών για την επιλογή στόχων στην οθόνη ηλεκτρονικού υπολογιστή. Μέτρηση απόδοσης σε αθλητές και ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο κατά την αποκατάσταση.

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ

Μεταπτυχιακός φοιτητής: Πέτρου Δήμος-Δαυίδ

A.M.:20170638

**Επιβλέπων καθηγητής: : Σεραφείμ Νανάς MD, PhD, Καθηγητής Εντατικής
Θεραπείας, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ**

ΑΘΗΝΑ , 2020



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών

— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών

«ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΡΓΟΣΠΙΡΟΜΕΤΡΙΑ ΑΣΚΗΣΗ, ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ»

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών για την επιλογή στόχων στην οθόνη ηλεκτρονικού υπολογιστή. Μέτρηση απόδοσης σε αθλητές και ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο κατά την αποκατάσταση.

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ

Μεταπτυχιακός φοιτητής: Πέτρου Δήμος-Δαυίδ

Μέλη Συμβουλευτικής Επιτροπής:

1ο: : Σεραφείμ Νανάς MD, PhD, Καθηγητής Εντατικής
Θεραπείας, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

2ο: Ιωάννης Βασιλειάδης MD, PhD, Παθολόγος-Εντατικολόγος,
Επικ.Καθηγητής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

3ο: Ροβίνα Νικολέττα, MD, πνευμονολόγος

ΑΘΗΝΑ , 2020

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	VI
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	VIII
ΣΥΝΤΜΗΣΕΙΣ- ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	IX
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	1
ABSTRACT	3
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	5
1.1. ΓΕΝΙΚΑ	5
1.2. ΔΟΜΗ	7
2. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΜΕ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ.....	8
2.1. ΓΕΝΙΚΑ	8
2.2. Το ΠΡΟΤΥΠΟ ISO 9241.09	8
2.3. FITTS LAW	8
2.4. ΔΕΙΚΤΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	10
3. ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΚΑΤΑΔΕΙΞΗΣ- ΕΡΓΟΝΟΜΙΑ.....	14
3.1. ΓΕΝΙΚΑ	14
3.2. Το ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΑΤΑΔΕΙΞΗ.....	15
3.2.1. Τα μέρη του ποντικιού	15
3.2.2. Πώς το ποντίκι αύξησε τη χρησιμότητα του υπολογιστή;.....	16
3.2.3. Τύποι ποντικών υπολογιστή και παρόμοιες συσκευές κατάδειξης.....	16
3.2.4. Εργονομική χρήση ποντικιού	16
3.3 ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ (MOUSE GESTURES).....	17
3.3.1. Γενικά.....	17
3.3.2 Εργονομική χρήση των χειρονομιών μέσω ποντικιού.....	18
3.3.3 Ανασκόπηση χειρονομιών.....	18
3.4. ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ (HEAD DETECTION AND MOVEMENTS)	19
3.4.1 Γενικά.....	19
3.4.2 Τρόποι ανίχνευσης κεφαλής.....	19
3.4.3 Κυρίες εφαρμογές ανίχνευσης κίνησης κεφαλής (<i>head movement detection</i>).....	20
3.4.4. Ανασκόπηση κινήσεων κεφαλής και <i> dwell time</i>	21
3.4.5. <i>Tracker Pro Madentec</i>	22
3.4.6. Εργονομική χρήση	24
3.5. ΚΑΤΑΔΕΙΞΗ ΣΤΟΧΩΝ	25
3.5.1 Γενικά.....	25
3.5.2. <i>Click Gestures Assistant</i>	25
4. ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ IDEA.....	27
4.1. ΓΕΝΙΚΑ	27
4.2 ΑΝΑΛΥΣΗ IDEA	28

4.2.1. Διασύνδεση Mouse με Labview	29
4.2.2. Υλοποίηση Πειραμάτων 1D και 2D.....	29
4.2.2.1. Χρώματα Στόχων – Background.....	30
4.2.2.2. Κέρσορας Στόχευσης	30
4.2.2.3. Ανάδραση (Feedback).....	31
4.2.2.4. Μονοδιάστατο Πείραμα (1D)	31
4.2.2.5. Δισδιάστατο Πείραμα (2D).....	33
4.2.2.6. Βασικά Εικονικά Όργανα 1D, 2D Πειραμάτων.....	35
4.2.2.7. Ρυθμός Συλλογής Δεδομένων (Data Acquisition Rate).....	36
4.2.3. Βάση Δεδομένων	36
4.2.4. Τελικό Εικονικό Όργανο – “Login Window.vi”.....	37
4.3 ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ - ΠΡΟΗΓΟΥΜΕΝΗ ΕΡΕΥΝΕΣ ΙΔΕΑ.....	38
5. ΜΕΘΟΔΟΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΕΥΧΡΗΣΤΙΑΣ: SYSTEM USABILITY SCALE (SUS)	40
.....	
5.1 ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ.....	40
5.2. ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗ ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟΥ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ SUS ΜΕΘΟΔΟΥ	41
5.2.1 Ερμηνεία της Βαθμολογία SUS (SUS score).....	42
5.2.2 Συσχέτιση Βαθμολογίας SUS με άλλες παραμέτρους	43
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	44
6. ΔΙΕΞΑΓΩΓΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ	44
6.1 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΥΠΟΘΕΣΗ – ΣΤΟΧΟΙ	44
6.2 ΠΛΗΘΥΣΜΟΣ ΜΕΛΕΤΗΣ – ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΥ.....	44
6.3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	45
6.3.1 Υλικά για την εκτέλεση του πειράματος.....	45
6.3.2 Χώρος του πειράματος - Εργονομία	46
6.3.3 Εκτέλεση πειραμάτων.....	48
6.4 ΗΘΙΚΗ ΚΑΙ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑ.....	53
7. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	54
7.1. ΦΥΛΟ-ΗΛΙΚΙΕΣ.....	54
7.2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΣΤΗΝ ΕΚΑΣΤΟΤΕ ΟΜΑΔΑ.....	58
7.2.1 Χρόνος κίνησης (Movement Time):.....	58
7.2.2 Τα άστοχα κλικ (MCL).....	61
7.2.3 Επανείσοδος στο στόχο (TRE).....	64
7.2.4 Απόσταση (DT).....	65
7.2.5 Throughput (TP)	68
7.2.6 Υπόλοιποι Δείκτες Αξιολόγησης.....	71
7.2.7 Σύγκριση σε 1d και 2D μεταξύ των ομάδων στην εκάστοτε παράμετρο.....	73
7.2.7.1 Σύγκριση Throughput ανάμεσα στις δύο ομάδες.....	74
7.2.8 Σύγκριση της SUS βαθμολογίας Ανάμεσα στις τρεις Συσκευές	75
7.2.9 Σύγκριση της SUS βαθμολογίας μεταξύ των ομάδων	76
ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	78
ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ	81
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	82

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	84
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	ΣΦΑΛΜΑ! ΔΕΝ ΕΧΕΙ ΟΡΙΣΤΕΙ ΣΕΛΙΔΟΔΕΙΚΤΗΣ.
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1	92
<i>Έντυπο Συγκατάθεσης</i>	92
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2	95
<i>Ιστορικό</i>	95
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3	98
<i>Ερωτηματολόγιο SUS (System Usability Scale)</i>	98
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4	101
<i>MINI-MENTAL STATE EXAMINATION</i>	<i>Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.</i>

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1. Αναπαράσταση του TRE στον στόχο 1D γραφικό περιβάλλον.....	11
Εικόνα 2. Αναπαράσταση του Task Axis Crossing σε 1D γραφικό περιβάλλον.....	11
Εικόνα 3. Αναπαράσταση του Movement Direction Change σε 1D περιβάλλον.....	12
Εικόνα 4. Αναπαράσταση του Movement variability σε 1D γραφικό περιβάλλον.....	12
Εικόνα 5. Αναπαράσταση του Movement offset σε 1D γραφικό περιβάλλον.....	13
Εικόνα 6. Εργονομική θέση του ποντικιού.....	17
Εικόνα 7. Σημείο τοποθέτησης του dot για την λειτουργία του Tracker Pro.....	23
Εικόνα 8. Η συσκευή Tracker Pro τοποθετημένη στην σωστή θέση στον υπολογιστή.....	24
Εικόνα 9. Καρτέλα Γενικών Προτιμήσεων του Click Gestures Assistant.....	26
Εικόνα 10. Καρτέλα Ρύθμισης Χρόνων του Click Gestures Assistant.....	27
Εικόνα 11. Ανάλυση του λογισμικού IDEA.....	29
Εικόνα 12. Το πρώτο και το τελευταίο στάδιο δυσκολίας της 1D δοκιμασίας του πειράματος.	33
Εικόνα 13. Σχηματική Αναπαράσταση 2D πειράματος IDEA.....	34
Εικόνα 14. Το πρώτο και το τελευταίο στάδιο δυσκολίας της 2D δοκιμασίας του πειράματος.	35
Εικόνα 15. Τελικό Εικονικό Όργανο – “Login Window.vi.....	38
Εικόνα 16. Εύρος βαθμολογίας του ερωτηματολογίου μέτρησης χρηστικότητας SUS.....	42
Εικόνα 17. Χώρος διεξαγωγής των πειραμάτων.....	48
Εικόνα 18. Απότομη κίνηση αριστερά του ποντικιού για κατάδειξης στον στόχο.....	50
Εικόνα 19. Αριστερή στροφή της κεφαλής για εκτέλεση της κατάδειξης στον στόχο.....	51
Εικόνα 20. Γράφημα της κατανομής του φύλου ανάμεσα στους άνδρες (μπλε) και γυναίκες (κόκκινο) στις δύο ομάδες.....	54
Εικόνα 21. Γράφημα της κατανομής της ηλικίας ανάμεσα στους αθλητές (μπλε) και εγκεφαλικά (κόκκινο).....	55
Εικόνα 22. Γράφημα του movement time στους αθλητές και ασθενείς σε 1D.....	59
Εικόνα 23. Γράφημα του movement time σε αθλητές και ασθενείς σε 2D.....	60
Εικόνα 24. Γράφημα των άστοχων κλικ στους αθλητές σε 1D.....	61
Εικόνα 25. Γράφημα των άστοχων κλικ στους αθλητές σε 2D.....	62
Εικόνα 26. Γράφημα των άστοχων κλικ σε άτομα με εγκεφαλικό σε 1D.....	63
Εικόνα 27. Γράφημα των άστοχων κλικ σε άτομα με εγκεφαλικό σε 2D.....	63
Εικόνα 28. Γράφημα των Target Re-entries στον στόχο σε 1D.....	64
Εικόνα 29. Γράφημα των Target Re-entries στον στόχο σε 2D.....	65
Εικόνα 30. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 1D στους αθλητές.....	66

Εικόνα 31. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 2D στους αθλητές.....	66
Εικόνα 32. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 1D στα άτομα με εγκεφαλικό.....	67
Εικόνα 33. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 2D στα άτομα με εγκεφαλικό.....	68
Εικόνα 34. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 1D στους αθλητές.....	69
Εικόνα 35. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 2D στους αθλητές.....	69
Εικόνα 36. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 1D στα άτομα με εγκεφαλικό.....	70
Εικόνα 37. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 2D στα άτομα με εγκεφαλικό.....	71
Εικόνα 38. Το Throughput (TP) στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης ανάμεσα στις δύο ομάδες σε 1D γραφικό περιβάλλον.....	74
Εικόνα 39. Το Throughput (TP) στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης ανάμεσα στις δύο ομάδες σε 2D γραφικό περιβάλλον.....	75
Εικόνα 40. Μέτρηση της χρηστικότητας SUS ανάμεσα στις τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης στους αθλητές και στους ασθενείς με εγκεφαλικό.....	76
Εικόνα 41. Πίνακας συχνότητας της βαθμολογίας χρηστικότητας SUS των κινήσεων κεφαλής ανάμεσα στις δύο ομάδες	77

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Βασικά χαρακτηριστικά της ομάδας των ατόμων με εγκεφαλικό στη μελέτη.....	45
Πίνακας 2. Αποτελέσματα δεικτών αξιολόγησης στους αθλητές και ασθενείς σε 1D γραφικό περιβάλλον.....	56
Πίνακας 3. Αποτελέσματα δεικτών αξιολόγησης στους αθλητές και ασθενείς σε 2D γραφικό περιβάλλον.....	57
Πίνακας 4. Βαθμολογία χρηστικότητας SUS για αθλητές και ασθενείς σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης.....	58
Πίνακας 5. Friedman test για σύγκριση των τριών τρόπων αλληλεπίδρασης σε κάθε ομάδα ξεχωριστά σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα αντίστοιχα σε κάθε στήλη για την ομάδα των αθλητών.....	71
Πίνακας 6. Friedman test για σύγκριση των τριών τρόπων αλληλεπίδρασης σε κάθε ομάδα ξεχωριστά σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα για τους ασθενείς με εγκεφαλικό.....	72
Πίνακας 7. Friedman test για σύγκριση ανάμεσα στις δύο ομάδες σε όλες τους τρόπους σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα αντίστοιχα.....	73

Συντμήσεις- Ακρωνύμια

CGA	Click Gestures assistant
DAR	Data Acquisition Rate
DT	Distance Travelled in Pixels
ID	Index of Difficulty
IDe	Effective Index of Difficulty
Kui	Kinetic User Interface
MCL	Missed Clicks
MDC	Movement Direction Change
ME	Movement Error in pixels
MO	Movement Offset in pixels
MT	Movement Time in milliseconds
MV	Movement Variability in pixels
ODC	Orthogonal Direction Change
SUS	System Usability Scale
TAC	Task Axis Crossing
TP	Throughput
TPmean	Throughput Mean
TRE	Target Re-Entries
VI	Virtual Instrument
We	Effective Index of Width
1D	One dimension
2D	Two dimensions

Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία γίνεται αξιολόγηση τριών εναλλακτικών τρόπων αλληλεπίδρασης ανθρώπου-υπολογιστή με αντικειμενικές μετρήσεις από πειράματα επίδοσης, στα οποία συμμετείχαν δύο ομάδες-στόχοι: α) αθλητές και β) ασθενείς με εγκεφαλικό κατά την διάρκεια της αποκατάστασης. Για τα πειράματα και τις μετρήσεις χρησιμοποιείται το λογισμικό IDEA που πραγματοποιεί πολυπαραμετρικές αξιολογήσεις των επιδόσεων κατά τη χρήση οποιασδήποτε συσκευής κατάδειξης και επιλογής (point-and-click) που προσομοιώνει τις λειτουργίες ενός κοινού ποντικιού. Με την χρήση του συγκεκριμένου λογισμικού που ουσιαστικά καταγράφει και αναλύει την τροχιά του δείκτη του ποντικιού, εξετάζουμε τις εξής τρεις εναλλακτικές μεθόδους επιλογής στόχου σε οθόνη υπολογιστή: 1) τον συνηθισμένο με το ποντίκι και το αριστερό του πλήκτρο για επιλογή στόχου (κλικ), 2) επιλογή στόχου με χειρονομία και 3) με κινήσεις κεφαλής που ανιχνεύει η συσκευή (κάμερα) Tracker Pro. Οι δύο τελευταίοι τρόποι αλληλεπίδρασης εκτελούνται με τη χρήση του λογισμικού υποβοήθησης επιλογής Click Gestures Assistant (CGA). Ο στόχος μας είναι η σύγκριση της επίδοσης των τριών μέσων αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή τόσο στους αθλητές όσο και ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο.

Τα πειράματα εκτελέστηκαν σε μονοδιάστατα και δισδιάστατα γραφικά περιβάλλοντα αυξανόμενης δυσκολίας και έγινε μέτρηση της χρηστικότητας των τριών μέσων αλληλεπίδρασης με βάση την ελληνική έκδοση του ερωτηματολογίου Systems Usability Scale (SUS). Ο χώρος διεξαγωγής των πειραμάτων είναι το φυσικοθεραπευτήριο του μεταπτυχιακού φοιτητή Πέτρου Δήμου-Δαυίδ στην πόλη της Ιστιαίας υπό τις υποδείξεις του Δρ. Αλέξανδρου Πίνο από το Τμήμα Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Στα πειράματα πήραν μέρος τριάντα υγιείς αθλητές και οχτώ ασθενείς με εγκεφαλικό, αφού αξιολογήθηκαν με την κλίμακα Mini- Mental State. Τα δεδομένα που συγκεντρώθηκαν, επεξεργάστηκαν σε πρώτη φάση από το λογισμικό IDEA που εξάγει και τους κυριότερους δείκτες μετρήσεων και στη συνέχεια αναλύθηκαν στατιστικά.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της έρευνας, η ομάδα των αθλητών όσο και η ομάδα των ασθενών παρουσίασαν υψηλότερες τιμές αποδοτικότητας (Throughput) και χαμηλότερες τιμές χρόνου κίνησης (Movement Time) στο συμβατικό ποντίκι, ύστερα στην χειρονομία και κατόπιν στις κινήσεις της κεφαλής. Επιπλέον, τα άστοχο κλικ (Missed Clicks) και τα Target Re-entries του κέρσορα στον στόχο και στις δύο ομάδες εμφάνισαν μικρότερες τιμές στην χειρονομία σε σχέση με τις κινήσεις της κεφαλής.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Σε όλους τους βασικούς δείκτες αξιολόγησης, οι αθλητές σε σύγκριση με τους ασθενείς εμφάνισαν καλύτερες επιδόσεις στο ποντίκι και στην χειρονομία, δηλαδή στους δύο τρόπους αλληλεπίδρασης που απαιτούν δεξιότητα στα άνω άκρα. Τουναντίον, παρουσίασαν παρόμοιες επιδόσεις στις κινήσεις κεφαλής. Συνεπώς, ο έλεγχος της κεφαλής μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο φαίνεται να μην επηρεάζεται, σε αντίθεση με τα άνω άκρα. Τέλος, οι δύο ομάδες με βάση το ερωτηματολόγιο System Usability Scale βαθμολόγησαν με υψηλό σκορ το συμβατικό ποντίκι, ενώ τόσο η διεπαφή της χειρονομίας όσο και οι κινήσεις της κεφαλής κρίνονται μέτριας χρηστικότητας.

Η έρευνα αυτή, αν και χαμηλή σε αριθμό συμμετεχόντων, είναι από τις πρώτες που συγκρίνουν τις χειρονομίες με τις κινήσεις της κεφαλής σε άτομα που υπέστησαν εγκεφαλικό επεισόδιο και θα αποτελέσει σημείο αναφοράς για επόμενες μελέτες.

Λέξεις-Κλειδιά: point and click, hand gesture, Tracker Pro, SUS, stroke

Abstract

In this study, we evaluate three alternative methods of human-computer interaction, considering objective measurements from performance experiments, in which two target groups participated: a) athletes and b) patients with stroke during rehabilitation. We utilised IDEA software, which performs multiparametric performance evaluations when using any point-and-click device that simulates the functions of a common mouse, for experiments and measurements. Using the specific software that actually records and analyses the trajectory of the mouse pointer, we examined the following three alternative interfaces of selecting a target on a computer screen: 1) mouse and left button(click) for target selection, 2) gesture and 3) Tracker Pro camera, that detects head movements. The last two methods of interaction are performed using the Click Gestures Assistant (CGA) selection software. Our goal is to compare the performance of the three different human-computer interfaces in both athletes and stroke patients.

The experiments were executed in one-dimensional and two-dimensional graphical environments of increasing difficulty. The usability of the three interfaces will be measured based on the Greek version of the Systems Usability Scale (SUS) questionnaire. The site of the experiments is the physiotherapist clinic of the student Petrou Dimos-David in the city of Istiaia under the guidance of Dr. Alexandros Pino from the Department of Informatics and Telecommunications of the National and Kapodistrian University of Athens. In the experiments participated thirty healthy athletes and eight patients with stroke, after being evaluated on the Mini-Mental State scale. The collected data were first processed by the IDEA software, that exports the main measurement indicators and then analysed statistically.

According to the results of the research, the group of athletes and the group of patients showed higher Throughput and lower Movement Time in conventional mouse, then in gesture and finally in head movements. In addition, both groups showed lower Missed Clicks and Target Re-entries in gesture compared to head movements.

In all key assessment scores, the athletes performed better than the patients on the mouse and gesture, which are the two interfaces that required upper extremity dexterity. In contrast, both groups performed similarly in the interface of head movements. Therefore, head control after a stroke does not appear to be affected, unlike the upper extremities. Finally, both groups, based on the System Usability Scale questionnaire, rated the common mouse with a high score, while both the interfaces of gesture and head movements are judged to be moderately useful.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

This study, although low in participants, is one of the first to compare gestures with head movements in people who have had a stroke and will become a reference point for future studies.

Key words: point and click, hand gesture, Tracker Pro, SUS, stroke

1. Εισαγωγή

1.1. Γενικά

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας παρατηρείται μια ολοένα αυξανόμενη αλληλεπίδραση και εξάρτηση του συγχρόνου ανθρώπου από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Πλέον ο ηλεκτρονικός υπολογιστής αποτελεί βασικό κομμάτι της καθημερινότητας και είναι απαραίτητο όχι μόνο για την εργασία του ατόμου αλλά και για την εκπλήρωση βασικών αναγκών με στόχο την βελτίωση της ποιότητας ζωής του [1].

Είναι σημαντικό η αλληλεπίδραση του ανθρώπου με τον υπολογιστή να γίνει όσο το δυνατόν πιο εύκολη αλλά και πιο προσβάσιμη σε μεγαλύτερο φάσμα ανθρώπων ειδικά σε άτομα με κάποιας μορφής σωματική ανικανότητα [2]. Μια τέτοια ομάδα αποτελούν τα άτομα που έχουν επηρεασμένη την κίνηση των άνω άκρων. Μελέτες στην Ευρώπη δείχνουν ότι το 0,1% του γενικού πληθυσμού δεν είναι σε θέση να χρησιμοποιήσει τα χέρια του, 0,3% δεν είναι σε θέση να χρησιμοποιήσει τα δάχτυλά του, 1,4% δείχνει μειωμένο συντονισμό χεριών και 2,8% έχει μειωμένη αντοχή σε αυτά. Οι κύριες αιτίες των κινητικών προβλημάτων που επηρεάζουν τα χέρια των ασθενών οφείλονται μεταξύ άλλων στο εγκεφαλικό επεισόδιο, στη μυοπάθεια, στην εγκεφαλική παράλυση ή την σκλήρυνση κατά πλάκας (MS).

Ο τρόπος αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή γίνεται μέσω συσκευών κατάδειξης και ο πιο βασικός από όλους είναι το ποντίκι (mouse). Με τον όρο συσκευή κατάδειξης (pointing device) εννοούμε μια μηχανική-ηλεκτρονική κατασκευή που ελέγχει την κίνηση ενός δείκτη σε μια οθόνη απεικόνισης. Οι συσκευές κατάδειξης είναι στενά συνδεδεμένες με τα υπολογιστικά περιβάλλοντα και συγκεκριμένα με δύο διαδικασίες: α)την λειτουργία της κατάδειξης και β)την λειτουργία της επιλογής (point and click). Κύριο χαρακτηριστικό τους αποτελεί το γεγονός ότι ο χρήστης πρέπει να προβεί σε μια ενέργεια για να μετακινήσει την συσκευή προς μια κατεύθυνση, λαμβάνοντας ως αποτέλεσμα την μετακίνηση του κέρσορα στην οθόνη. Σκοπός της μετακίνησης του κέρσορα είναι η τοποθέτησή του σε ένα συγκεκριμένο σημείο (λειτουργία της κατάδειξης - point), όπου συνήθως βρίσκεται κάποιος στόχος-κουμπί. Επόμενη κίνηση είναι συνήθως, η επιλογή του στόχου (click) με την άσκηση πίεσης σε μια συγκεκριμένη περιοχή της συσκευής κατάδειξης [3].

Εκτός του ποντικιού υπάρχουν πολλές άλλες συσκευές και τρόποι κατάδειξης. Οι διαφορές τους εντοπίζονται τόσο στο σχεδιασμό και την υλοποίησή τους, όσο και στον τρόπο χειρισμού τους. Ωστόσο, κοινό αποτέλεσμα όλων είναι η μετακίνηση ενός δείκτη με σκοπό την κατάδειξη και επιλογή ενός στόχου σε μια οθόνη απεικόνισης ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή. Τα άτομα

με κάποιας μορφής αναπηρία πολλές φορές δυσκολεύονται με τον κλασσικό τρόπο διεπαφής σύμφωνα με την μελέτη των Keates et al. [4].

Έχει αναπτυχθεί, λοιπόν, ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών και διεπαφών έτσι ώστε οι άνθρωποι στην καθημερινότητα τους και τα άτομα με αναπηρία να μπορούν να αλληλοεπιδράσουν πιο ευκολά με τον υπολογιστή. Η πρόσβαση με αυτά τα συστήματα πρέπει να έχει ως στόχο την ευκολία και την φυσικότητα (δηλαδή, όπως οι άνθρωποι αλληλοεπιδρούν ο ένας με τον άλλον χρησιμοποιώντας φωνή ή χειρονομίες) [5].

Οι κινητικές διεπαφές χρήστη (kinetic user interfaces - KUIs) είναι ένας αναδυόμενος τύπος διεπαφών που επιτρέπει στους χρήστες να αλληλοεπιδρούν με υπολογιστικές συσκευές μέσω της κίνησης αντικειμένων και σωμάτων [6]. Οι KUIs προορίζονται να επιτρέψουν ένα νέο μοντέλο αλληλεπίδρασης για διεισδυτικά υπολογιστικά συστήματα στο οποίο οι κινήσεις αντικειμένων και χρηστών στο φυσικό χώρο αναγνωρίζονται ως συμβάντα και διαδικασίες στις οποίες αντιδρά το σύστημα. Σε αντίθεση με τις συνηθισμένες διεπαφές χρήστη, όπως είναι το ποντίκι, με τις KUIs οι χρήστες μπορούν να ενεργοποιήσουν συμβάντα εισόδου (input events) για το υπολογιστικό περιβάλλον μετακινώντας τους εαυτούς τους ή μετατοπίζοντας αντικείμενα που παρακολουθούνται. Οι KUIs δεν περιορίζονται σε διεπαφές ενός χρήστη και δεν επιβάλλουν ένα μοναδικό τρόπο αλληλεπίδρασης. Ως εκ τούτου, επιτρέπει πιο πλούσιες αλληλεπιδράσεις και ταιριάζει καλύτερα σε πανταχού παρόντα και κινητά υπολογιστικά συστήματα [6].

Με την πάροδο των ετών η ανάγκη για μια νέα και αποτελεσματική πρόταση για την αξιολόγηση της επιδεξιότητας του άνω άκρου είναι πολύ σημαντική. Σήμερα, συσκευές βοηθητικής τεχνολογίας και μηχανικοί αισθητήρες έχουν δείξει σημαντική επίδραση στη μέτρηση της επιδεξιότητας των άνω άκρων καθώς επίσης και στην συμβολή στον τομέα της αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο [7].

Πράγματι, οι ρομποτικές συσκευές με στόχο την νευροαποκατάσταση, που πρωτοεμφανίστηκαν πριν από μια δεκαετία, ενσωματώνονται όλο και περισσότερο σε προγράμματα φροντίδας ασθενών με εγκεφαλικό. Εκτός από την συνηθισμένη αισθητικοκινητική θεραπεία, αυτές οι συσκευές είναι ακριβή και αξιόπιστα εργαλεία μέτρησης που μπορούν να επεκταθούν με πολλούς αισθητήρες για ταυτόχρονη εγγραφή δεδομένων κινηματικής και δύναμης. Αυτές οι μετρήσεις είναι αντικειμενικές και επαναλαμβανόμενες και μπορεί να χρησιμοποιηθούν για να παρέχουν σε ασθενείς και θεραπευτές άμεσα αποτελέσματα κινητικής απόδοσης. Η μείωση του χρόνου στην αξιολόγηση της βελτίωσης ή της επιδείνωσης της κίνησης μπορεί να προσφέρει νέες ευκαιρίες στο σχεδιασμό θεραπευτικών προγραμμάτων και τελικά να συνεισφέρει στην αύξηση της αποτελεσματικότητας της φροντίδας των ασθενών.

Ακόμη, οι κλινικές κλίμακες που εκτελούνται από τον γιατρό και θεωρούνται gold standard είναι χρονοβόρες και έχουν αμφισβητήσιμη αξιοπιστία. Αντίθετα, οι μετρήσεις από υπολογιστικά συστήματα –ρομπότ μπορούν ενδεχομένως να παρέχουν άμεση ανατροφοδότηση σε θεραπευτές και ασθενείς. Η βαθμολογία σε πραγματικό χρόνο δεν μειώνει μόνο σημαντικά τη διάρκεια που απαιτείται για την αξιολόγηση της κινητικότητας των ασθενών, αλλά γίνεται επίσης η βάση για την εξέλιξη των νέων συστημάτων νευρο-αποκατάστασης. Αυτά περιλαμβάνουν συστήματα που προσαρμόζουν συνεχώς τη θεραπεία ανάλογα με τις κινητικές ικανότητες των ασθενών σε πραγματικό χρόνο.

1.2. Δομή

Η δομή και το περιεχόμενο της εργασίας περιγράφονται συνοπτικά παρακάτω:

- Στο δεύτερο κεφάλαιο θα γίνει αναφορά στον τρόπο αξιολόγησης των διεπαφών σύμφωνα με τα πρότυπα που έχει οριστεί διεθνώς από το ISO 9241.09 [8], θα γίνει αναφορά στο νομό του Fitts πάνω στον οποίο αναπτύχθηκαν οι μετρήσεις του πειράματος και θα παρουσιαστούν οι δείκτες αξιολόγησης.
- Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζονται οι τρόποι αλληλεπίδρασης και η μέθοδος σωστής χρήση τους.
- Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται ανάλυση του λογισμικού IDEA με το οποίο πραγματοποιείται η αξιολόγηση σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα.
- Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η μέθοδος αξιολόγησης ευχρηστίας SUS ελληνικής μετάφρασης.
- Στο έκτο κεφάλαιο περιγράφεται το ειδικό μέρος όπου γίνεται η διεξαγωγή των πειραμάτων. Παρουσιάζεται ο χώρος και ο τρόπος που διεξήχθησαν. Επιπλέον αναλύεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την εκτέλεση των πειραμάτων από τις 2 ομάδες χρηστών.
- Στο έβδομο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα δεδομένα, εξάγονται τα αποτελέσματα και ακολουθεί η συζήτηση και τα συμπεράσματα.

2. Αξιολόγηση Μεθόδων Αλληλεπίδρασης με τον Υπολογιστή

2.1. Γενικά

Η αξιολόγηση της χρήσης κάποιας συσκευής προσομοίωσης ποντικιού για να καταστεί δυνατή είναι απαραίτητος ο καθορισμός κάποιων δεικτών μέτρησης, οι οποίοι θα υπολογίζονται κατά τη διάρκεια ενεργειών κατάδειξης και επιλογής (point and click) που θα εκτελούσε κάποιο άτομο με την εν λόγω συσκευή. Ο Διεθνής Οργανισμός Τυποποίησης (ISO) με το πρότυπο 9241.09 καθώς και προτάσεις από την διεθνή βιβλιογραφία στηριζόμενες σε επιστημονικές έρευνες αποτέλεσαν την πηγή για την επιλογή των δεικτών μέτρησης [8].

2.2. Το Πρότυπο ISO 9241.09

Ο διεθνής οργανισμός τυποποίησης από το 2000 έχει εκδώσει το πρότυπο 9241 *‘Εργονομικές απαιτήσεις για εργασία γραφείου με μονάδες οπτικής απεικόνισης (VTDs) – Μέρος 9: Απαιτήσεις για διατάξεις εισαγωγής δεδομένων εξαιρουμένων των πληκτρολογίων(ISO 9241 Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VTDs) – Part 9: Requirements for non-keyboard input devices)*. Το πρότυπο αυτό παρέχει τις απαιτήσεις και τις συστάσεις για τον σχεδιασμό συσκευών εισόδου του υπολογιστή εξαιρουμένου του πληκτρολογίου. Αναφέρεται στον εργονομικό σχεδιασμό συσκευών όπως το ποντίκι, η ιχνόσφαιρα, οι οθόνες αφής και τα στυλό φωτός.

Επίσης καθορίζει τις μεθόδους μέσω των οποίων μπορεί να αξιολογηθεί μια τέτοια συσκευή. Δίνει τις οδηγίες και το σχεδιάγραμμα για τον υλοποίηση πειραμάτων που θα αξιολογούν την ταχύτητα, την ευκολία, την ακρίβεια και την άνεση με την οποία ο χρήστης εκτελεί ενέργειες όπως αυτής της κατάδειξης και επιλογής, καθώς και δείκτες μέτρησης για την ποσοτική αξιολόγηση των παραπάνω εννοιών με τελικό στόχο την Throughput. Η χρήση του διεθνούς προτύπου παρέχει την ικανότητα να κατανοήσουμε καλύτερα τα πειραματικά αποτελέσματα, και να πραγματοποιηθούν συγκρίσεις μεταξύ μελετών.

2.3. Fitts Law

Στην επικοινωνία ανθρώπου - υπολογιστή, σχεδόν συνέχεια απαιτείται η μετακίνηση του κέρσορα του ποντικιού προς κάποια κατεύθυνση με σκοπό κάποια περαιτέρω ενέργεια, π.χ. κλικ για την επιλογή του μενού. Η παραπάνω πράξη επιτελείται με την μετακίνηση του ποντικιού χρησιμοποιώντας το χέρι. Θέλοντας να υπολογιστεί ο χρόνος κίνησης για την επίτευξη μιας συγκεκριμένης ενέργειας, θα λέγαμε πως αυτός εξαρτάται πρωταρχικά από το μήκος της

κίνησης (απόσταση του αρχικού σημείου από το τελικό), καθώς επίσης και από το μέγεθος του αντικειμένου που αποτελεί τον στόχο της κίνησης. Επιπλέον μεταβλητές επηρεάζουν τον χρόνο κίνησης και καταστούν δύσκολη την απόλυτη πρόβλεψή του. Ωστόσο, εμπειρικά, μπορεί να προβλεφθεί χρησιμοποιώντας τον νόμο του Fitts.

Ο νόμος του Fitts είναι ένα μοντέλο της ανθρώπινης ψυχοκινητικής συμπεριφοράς που αναπτύχθηκε το 1954. Επεκτείνοντας το 17^ο θεώρημα του Shannon στην θεωρία της πληροφορίας, ο Fitts ανακάλυψε μια εμπειρική μαθηματική σχέση που μοντελοποιεί την σχέση μεταξύ ταχύτητας/ακρίβειας σε μια γρήγορη κίνηση με σκοπό την επίτευξη κάποιου στόχου. Ο νόμος του Fitts θεωρείται ένα αρκετά επιτυχημένο μαθηματικό εργαλείο καθώς βρίσκει εφαρμογές σε πάρα πολλές περιπτώσεις της ανθρώπινης δραστηριότητας. Ο νόμος του Fitts:

— Μοντελοποιεί τον τρόπο με τον οποίο οι χρήστες εκτελούν την επιλογή στόχου.

— Μετρά την απόδοση του χρήστη.

— Συγκρίνει την απόδοση του χρήστη μεταξύ διαφόρων συσκευών εισόδου ή παρατηρεί τις αλλαγές της απόδοσης του χρήστη με την πάροδο του χρόνου [9]. Τα πιο κοινά μέτρα αξιολόγησης είναι η ταχύτητα και η ακρίβεια. Η ταχύτητα αναφέρεται συνήθως στην αμοιβαία μορφή της, τον χρόνο κίνησης (MT). Η ακρίβεια αναφέρεται συνήθως ως ποσοστό σφάλματος - το ποσοστό των επιλογών με το δείκτη εκτός του στόχου. Αυτά τα μέτρα αναλύονται συνήθως για ποικίλες συνθήκες εργασίας ή συσκευής διεπαφής.

Σύμφωνα με τον νόμο του Fitts, ο χρόνος για την μετακίνηση πάνω από ένα συγκεκριμένο στόχο μεγέθους W που βρίσκεται σε απόσταση D από το σημείο εκκίνησης είναι μια λογαριθμική συνάρτηση του λόγου Απόσταση/Μέγεθος και δίνεται από τον τύπο:

$$MT = a + b \log_2 (2D/W + c) \text{ όπου}$$

- MT είναι ο χρόνος κίνησης (Movement Time)
- a και b είναι εμπειρικές παράμετροι που εξαρτώνται από την συσκευή.
- c είναι μια σταθερά η οποία μπορεί να πάρει τις εξής τιμές: α) 0 β) 0,5 γ) 1.
- D είναι η απόσταση (το μήκος της κίνησης) από το σημείο εκκίνησης έως το κέντρο του στόχου.
- W είναι το πλάτος του στόχου.

Ο όρος $\log_2 (2D/W + c)$ είναι το ID ο βαθμός δυσκολίας. Με άλλα λόγια ο νόμος του Fitts αναφέρει ότι ο χρόνος μετακίνησης είναι μια γραμμική συνάρτηση του ID: $MT = a + b ID$ Ερμηνεύοντάς τον από φυσικής σκοπιάς, θα λέγαμε πως απορρέουν τα εξής συμπεράσματα:

- Μεγάλου μεγέθους στόχοι που απέχουν μικρή απόσταση από κάποιο αρχικό σημείο πετυχαίνονται γρηγορότερα από μικρού μεγέθους στόχους που βρίσκονται τοποθετημένοι σε μεγαλύτερη απόσταση από το αρχικό σημείο.
- Ο βαθμός δυσκολίας εκφράζει τον συνδυασμό δύο ανεξάρτητων μεταβλητών, της απόστασης των στόχων και του μεγέθους αυτών σε πειράματα κίνησης και επιλογής στόχου.
- Ο βαθμός δυσκολίας αυξάνει κατά μία μονάδα κάθε φορά που διπλασιάζεται η απόσταση του στόχου από το αρχικό σημείο ή όταν υποδιπλασιάζεται το μέγεθος του στόχου.

2.4. Δείκτες Αξιολόγησης

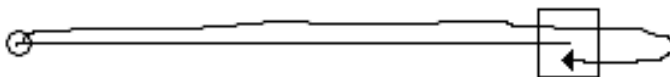
Οι δείκτες αξιολόγησης που θα παρουσιαστούν στα πειράματα έχουν εφαρμοστεί από την ομάδα του κ. Πίνο και πληρούν τα κριτήρια του προτύπου ISO [10]. Επίσης, στο πείραμα έχουν ενσωματωθεί και επιπρόσθετοι δείκτες αξιολογήσεις από τον Mackenzie et al. [11,12] :

Δείκτες Αξιολόγησης:

1. Movement Time (MT) υπολογίζει ανά κίνηση το χρονικό διάστημα σε milliseconds που χρειάστηκε για να γίνει επιτυχές click. Το MT υπολογίζεται αυτόματα από το πρόγραμμα λαμβάνοντας την αρχή και το τέλος της κίνησης, υπολογίζοντας τη διαφορά τους. Οι τιμές των MT ανά κίνηση αποθηκεύονται στο αρχείο του πειράματος.

2. Missed Clicks (MCL) πραγματοποιείται όταν ο χρήστης κάνει click πάνω στη φόρμα του πειράματος και όχι πάνω στο κουμπί-στόχο. Σε αυτήν την περίπτωση ακούγεται ένας ήχος που ειδοποιεί τον χρήστη πως το click που έκανε ήταν εκτός στόχου. Τα Missed Click υπολογίζονται κατά τη διάρκεια εκτέλεσης του προγράμματος.

3. Target Re entries (TRE) πραγματοποιείται όταν ο κέρσορας εισέλθει στο στόχο οπότε και θα προκληθεί αλλαγή του χρώματος του στόχου και εξέλθει χωρίς να καταφέρει ο χρήστης να κάνει επιλογή. Τα TRE υπολογίζονται κατά τη διάρκεια εκτέλεσης του προγράμματος και ο αριθμός των TRE ανά κίνηση καταγράφεται στο αρχείο που δημιουργεί το πείραμα. Κάθε φορά που σε ένα ενεργοποιημένο κουμπί (κουμπί-στόχος) πραγματοποιηθεί έξοδος του κέρσορα τότε καταγράφεται και ένα TRE.



Εικόνα 1. Αναπαράσταση του TRE στον στόχο 1D γραφικό περιβάλλον [3: σελ.52]

4. Task Axis Crossing (TAC) πραγματοποιείται κάθε φορά που ο κέρσορας διασχίσει την ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου. Οι συντελεστές των εξισώσεων των ευθειών αυτών αποθηκεύονται στο αρχείο του πειράματος μετά την ολοκλήρωσή του.

Αλγόριθμος υπολογισμού : Αρχικά για κάθε δείγμα (x,y) υπολογίζουμε την τιμή που προκύπτει αν αντικαταστήσουμε τις τιμές αυτές στην εξίσωση της ευθείας της κίνησης (εξίσωση ευθείας που ενώνει τα κέντρα του κουμπιού αφητηρίας με το κέντρο του κουμπιού στόχου). Στη συνέχεια υπολογίζουμε το γινόμενο ανά δύο των τιμών που προέκυψαν (αποτέλεσμα 1 με αποτέλεσμα 2 , αποτέλεσμα 2 με αποτέλεσμα 3 κ.ο.κ.) οπότε ο αριθμός των TAC είναι ο αριθμός των φορών που οι συνεχόμενες αυτές τιμές άλλαξαν πρόσημο. Κάθε φορά που αλλάζει το πρόσημο καταγράφεται 1 αλλιώς 0. Ο συνολικός αριθμός των 1 αποτελεί και τον αριθμό των TAC. " $=IF(RC[-1]*R[1]C[-1]<0,1,IF(AND(RC[-1]=0,R[1]C[-1]=0),0,IF(AND(RC[-1]<>0,R[1]C[-1]=0),1,0)))$ "

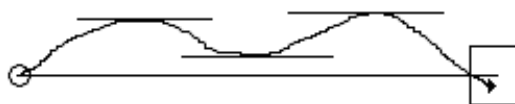


Εικόνα 1. Αναπαράσταση του Task Axis Crossing σε 1D γραφικό περιβάλλον [3: σελ. 52]

5. Movement Direction Change (MDC) πραγματοποιείται όταν η εφαπτομένη της πορείας που διαγράφει ο κέρσορας γίνεται παράλληλη στην ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου.

Αλγόριθμος υπολογισμού : Αρχικά για κάθε δείγμα (x,y) υπολογίζουμε την τιμή που προκύπτει αν αντικαταστήσουμε τις τιμές αυτές στην εξίσωση της ευθείας της κίνησης (εξίσωση ευθείας που ενώνει τα κέντρα του κουμπιού αφητηρίας με το κέντρο του κουμπιού στόχου). Στη συνέχεια υπολογίζουμε το γινόμενο ανά δύο των τιμών που προέκυψαν (αποτέλεσμα 1 με αποτέλεσμα 2 , αποτέλεσμα 2 με αποτέλεσμα 3 κ.ο.κ.) οπότε ο αριθμός των TAC είναι ο αριθμός των φορών που οι συνεχόμενες αυτές τιμές άλλαξαν πρόσημο. Κάθε φορά που αλλάζει το πρόσημο καταγράφεται 1 αλλιώς 0. Ο συνολικός αριθμός των 1 αποτελεί και τον αριθμό των TAC.

" $=IF(RC[-1]*R[1]C[-1]<0,1,IF(AND(RC[-1]=0,R[1]C[-1]=0),0,IF(AND(RC[-1]<>0,R[1]C[-1]=0),1,0)))$ "



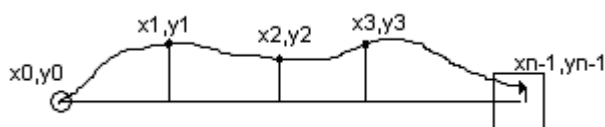
Εικόνα 2. Αναπαράσταση του Movement Direction Change σε 1D περιβάλλον [3: σελ.53]

6. Orthogonal Direction Change (ODC) πραγματοποιείται όταν η εφαπτομένη της πορείας που διαγράφει ο κέρσορας γίνεται κάθετη στην ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου.

7. Movement variability (MV) υπολογίζει την μέση τιμή της απόστασης της πορείας που ακολούθησε ο χρήστης από τον άξονα που ενώνει το αρχικό σημείο από το τελικό. Αν y_i είναι η απόσταση του σημείου από την ευθεία της κίνησης (ευθεία που ενώνει την αρχή της κίνησης με το κέντρο του στόχου) και \bar{y} είναι η μέση απόσταση των σημείων από την ευθεία τότε το MV υπολογίζεται από τον τύπο

$$MV = \sqrt{\frac{\sum (y_i - \bar{y})^2}{n-1}}$$

Για μία ‘τέλεια’ κίνηση το $MV = 0$



Εικόνα 3. Αναπαράσταση του Movement variability σε 1D γραφικό περιβάλλον[3: σελ.53]

8. To movement error (ME) υπολογίζει ανά κίνηση την μέση απόλυτη τιμή της απόστασης που βρίσκεται ο κέρσορας μακριά από την ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου ανεξάρτητα αν ο κέρσορας βρίσκεται πάνω είτε κάτω από αυτήν την ευθεία (απόλυτη τιμή).

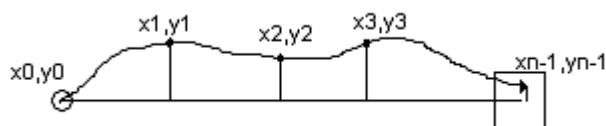
Η τιμή του ME υπολογίζεται από τον τύπο $ME = \frac{\sum |y_i|}{n}$ όπου n είναι ο αριθμός των

δειγμάτων της κάθε κίνησης και y_i είναι η απόσταση του κάθε σημείου του κέρσορα από την ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου.

Ο υπολογισμός της απόστασης του κάθε σημείου από την ευθεία γίνεται όπως και παραπάνω στο MV. Το πρόγραμμα αφού πάρει το τμήμα των δειγμάτων που αντιστοιχούν στη συγκεκριμένη κίνηση υπολογίζει την απόσταση του κάθε δείγματος από την ιδανική ευθεία και στη συνέχεια βρίσκει το μέσο όρο των απολύτων τιμών των αποστάσεων.

Για μία ‘τέλεια’ κίνηση το $ME = 0$

9. Movement offset (MO) υπολογίζει ανά κίνηση τη συνολική μέση απόσταση που κινήθηκε ο κέρσορας μακριά από την ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου.



Εικόνα 5. Αναπαράσταση του Movement offset σε 1D γραφικό περιβάλλον [3: σελ.55]

Η τιμή του MO υπολογίζεται από τον τύπο όπου y_i είναι η απόσταση του κάθε σημείου του κέρσορα από την ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού κουμπιού και του κουμπιού στόχου. Ο υπολογισμός της απόστασης του κάθε σημείου από την ευθεία που ενώνει το σημείο εκκίνησης από το κέντρο του στόχου όπως και παραπάνω στο MV και ME αφού πάρει το τμήμα των δειγμάτων που αντιστοιχούν στη συγκεκριμένη κίνηση υπολογίζει την απόσταση του κάθε δείγματος από την ιδανική ευθεία και στη συνέχεια βρίσκει το μέσο όρο των αποστάσεων.

Για μία ‘τέλεια’ κίνηση το $MO = 0$

10. Distance Traveled (DT) σε pixels. Είναι η απόσταση που έχει καλυφθεί μετρήσιμη σε pixels.

11. Index of difficulty (ID) το οποίο μας δείχνει το βαθμό δυσκολίας σε κάθε trial και κάθε session που θα εκτελέσουμε.

12. Effective Index of Difficulty (IDe) – Το Effective Index of Difficulty (Ενεργός Βαθμός Δυσκολίας) είναι ο δείκτης που μετράει τον βαθμό δυσκολίας που συνάντησε ο χρήστης για την ολοκλήρωση του πειράματος. Μονάδες μέτρησης αυτού είναι τα bits.

13. Effective target width (W_e) συνδυάζει το μέγεθος του στόχου και την απόσταση του σημείου που έγινε το κλικ από το κέντρο του στόχου και υπολογίζεται από τον τύπο $W_e = 4.133 * SD_x$ όπου SD_x είναι η τυπική απόκλιση (Standard Deviation) των αποστάσεων μεταξύ των σημείων που έγινε κλικ πάνω στον στόχο και του κέντρου του στόχου (η απόσταση υπολογίζεται πάνω στην ευθεία που ενώνει τα κέντρα του αρχικού σημείου εκκίνησης και του κέντρου του στόχου.)

Το Effective target width είναι μεταβλητή που χαρακτηρίζει ολόκληρο το πείραμα και όχι μεμονωμένα την κάθε κίνηση. Η απόσταση του σημείου όπου έγινε το κλικ από το

κέντρο του στόχου ως προς την ευθεία της κίνησης υπολογίζεται όπως και κατά τον υπολογισμό της απόστασης στις παραμέτρους MV , ME και MO.

Με το Effective target width υπολογίζεται η ακρίβεια με την οποία ο χρήστης επιλέγει το στόχο. Όσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια τόσο μικρότερη είναι η τιμή του Effective target width (αντιστρόφως ανάλογα ποσά).

14. Throughput (TP) επιτυγχάνουμε να υπολογίσουμε σε μία παράμετρο τον συνδυασμό της απόδοσης με την ταχύτητα ταυτόχρονα. Το Throughput υπολογίζεται

από τον τύπο $TP = \frac{ID_e}{MT}$ όπου MT είναι το movement time όπως αυτό περιεγράφηκε παραπάνω και ID_e αποτελεί το βαθμό δυσκολίας που συνδυάζει την απόσταση από τον στόχο D και το Effective target width (W_e).

Το throughput υπολογίζεται από τον τύπο $ID_e = \log_2 \left(\frac{D}{W_e} + 1 \right)$.

Όπως το Effective target width έτσι και το throughput είναι μεταβλητή που χαρακτηρίζει ολόκληρο το πείραμα και όχι μεμονωμένα την κάθε κίνηση.

3. Συσκευές κατάδειξης- Εργονομική χρήση

3.1. Γενικά

Η διεπαφή ανθρώπου -υπολογιστή είναι ο τρόπος με τον οποίο οποιοσδήποτε άνθρωπος μπορεί να αλληλεπιδράσει και να «χειραγωγήσει» ένα υπολογιστικό σύστημα. Υπάρχουν διάφορες συσκευές που έχουν αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια, εκ των οποίων η πιο γνωστή αποτελεί το ποντίκι, που χρησιμοποιείται από την πλειονότητα των ανθρώπων .

Επίσης, μεγάλη προσπάθεια γίνεται στο θέμα της προσβασιμότητας στον υπολογιστή ιδιαίτερα για τα άτομα με κάποιας μορφής αναπηρία . Για αυτό τον λόγο έχουν αναπτυχθεί συσκευές, που όσο είναι δυνατό, παρέχουν άνετη στον χρήστη αλληλεπίδραση με τον υπολογιστή. Τα πιο γνωστά μέσα διεπαφής που έχουν αναπτυχθεί σε αυτόν τον τομέα είναι οι χειρονομίες (gestures), η ιχνηλάτηση βλέμματος (eye tracking), η κίνηση της κεφαλής (head movement), η αλληλεπίδραση με την αναγνώριση της φωνής (voice recognition) και τα εγκεφαλικά κύματα και άλλα.

Σε αυτό το κεφάλαιο θα αναλυθούν τα τρία μέσα διεπαφής του πειράματος. Πρώτα, παρουσιάζεται ο συμβατικός τρόπος που είναι το ποντίκι με κλικ. Έπειτα, θα παρουσιαστεί η εκτέλεση χειρονομιών με το ποντίκι (mouse gestures) μέσω του λογισμικού Click Gestures

assistant και τέλος, η ανίχνευση και κίνηση της κεφαλής (head detection and head movement) με την χρήση της συσκευής Tracker Pro της Madentec.

3.2. Το Ποντίκι με κλικ για την κατάδειξη

Ένα ποντίκι υπολογιστή είναι μια φορητή συσκευή εισαγωγής υλικού που ελέγχει έναν δρομέα σε ένα γραφικό περιβάλλον (γραφικό περιβάλλον χρήστη) GUI και μπορεί να μετακινήσει και να επιλέξει κείμενο, εικονίδια, αρχεία και φακέλους στον υπολογιστή όταν υπάρξει μια πίεση από το δάχτυλο στο αντίστοιχο κουμπί που έχει οριστεί «κλικ». Για επιτραπέζιους υπολογιστές, το ποντίκι τοποθετείται σε μια επίπεδη επιφάνεια μπροστά από τον υπολογιστή. Το ποντίκι αποτελεί το βασικό εργαλείο αλληλεπίδρασης εκατομμύρια ανθρώπων με τον υπολογιστή αλλά με την πάροδο του χρόνου και την εξέλιξη της τεχνολογίας, αυτό τείνει να αλλάξει.

3.2.1. Τα μέρη του ποντικιού

Τα μέρη ενός ποντικιού υπολογιστή μπορούν να διαφέρουν ανάλογα με τον τύπο που έχει επιλεγεί από τον χρήστη. Ακολουθεί μια γενική επισκόπηση αυτών των τμημάτων.

✓ **Κουμπιά.**

Σήμερα, σχεδόν όλα τα ποντίκια του υπολογιστή έχουν τουλάχιστον δύο κουμπιά, ένα αριστερό κουμπί και ένα δεξί κουμπί για κλικ και χειρισμό αντικειμένων και κειμένου. Ανάλογα, αν ο χρήστης είναι δεξιόχειρας η αριστερόχειρας ορίζεται και το ανάλογα κουμπί ως προς την κατάδειξη στόχων (κλικ). Στο παρελθόν, υπήρχαν ποντίκια με ένα μόνο κουμπί. Για παράδειγμα, πολλά από τα πρώτα ποντίκια υπολογιστή της Apple είχαν μόνο ένα κουμπί.

✓ **Μπάλα, λέιζερ ή LED**

Αποτελεί το κάτω μέρος του ποντικιού. Ένα επιτραπέζιο ποντίκι χρησιμοποιεί μια μπάλα και κυλίνδρους εάν είναι μηχανικό ή λέιζερ ή LED εάν είναι οπτικό. Αυτά τα στοιχεία παρακολουθούν την κίνηση του ποντικιού σε άξονα x και άξονα y και μετακινούν τον κέρσορα στην οθόνη.

✓ **Ρόδα ποντικιού**

Υπάρχει ένας τροχός του ποντικιού που επιτρέπει να γίνει κύλιση προς τα πάνω και προς τα κάτω του κέρσορα σε μια σελίδα.

✓ **Ηλεκτρονική πλακέτα**

Η μετάδοση (εισαγωγή) όλων των πληροφοριών σήματος του ποντικιού πραγματοποιείται μέσω της πλακέτας κυκλώματος.

✓ **Καλωδιακός ή ασύρματος δέκτης**

Για ένα ενσύρματο ποντίκι, υπάρχει ένα καλώδιο με βύσμα που συνδέεται με τον υπολογιστή στη θύρα USB. Εάν είναι ασύρματο χρειάζεται έναν ασύρματο δέκτη USB για τη λήψη του σήματος και την εισαγωγή του στον υπολογιστή.

3.2.2. Πώς το ποντίκι αύξησε τη χρηστικότητα του υπολογιστή;

Χρησιμοποιώντας ένα ποντίκι, δεν χρειάζεται η απομνημόνευση εντολών κώδικα, όπως αυτές που χρησιμοποιούνται σε περιβάλλον γραμμής εντολών που βασίζεται σε κείμενο όπως το MS-DOS. Για παράδειγμα, στο MS-DOS θα πρέπει ο χρήστης να γνωρίζει την εντολή CD και την εντολή dir και να πληκτρολογεί τις εντολές στο πληκτρολόγιο για να ανοίξει έναν κατάλογο (φάκελο) για να δει τα αρχεία του. Ενώ, ένας χρήστης των Windows πρέπει μόνο να κάνει διπλό κλικ για να ανοίξει ένα φάκελο και να δει τα περιεχόμενά του.

3.2.3. Τύποι ποντικών υπολογιστή και παρόμοιες συσκευές κατάδειξης.

Ακολουθεί μια λίστα με όλους τους τύπους ποντικών υπολογιστή και συσκευών κατάδειξης που χρησιμοποιούνται με υπολογιστή. Σήμερα, για έναν επιτραπέζιο υπολογιστή, ο πιο κοινός τύπος ποντικιού είναι ένα οπτικό ποντίκι που συνδέεται με τη θύρα USB. Για φορητούς υπολογιστές, ο πιο κοινός τύπος ποντικιού είναι το touchpad.

- Ασύρματο (ποντίκι
- IntelliMouse (Ποντίκι τροχού)
- J-mouse
- Joystick
- Μηχανικό
- Οπτικός
- Touchpad (Glidepoint)
- Ιχνοσφαίρα
- TrackPoint

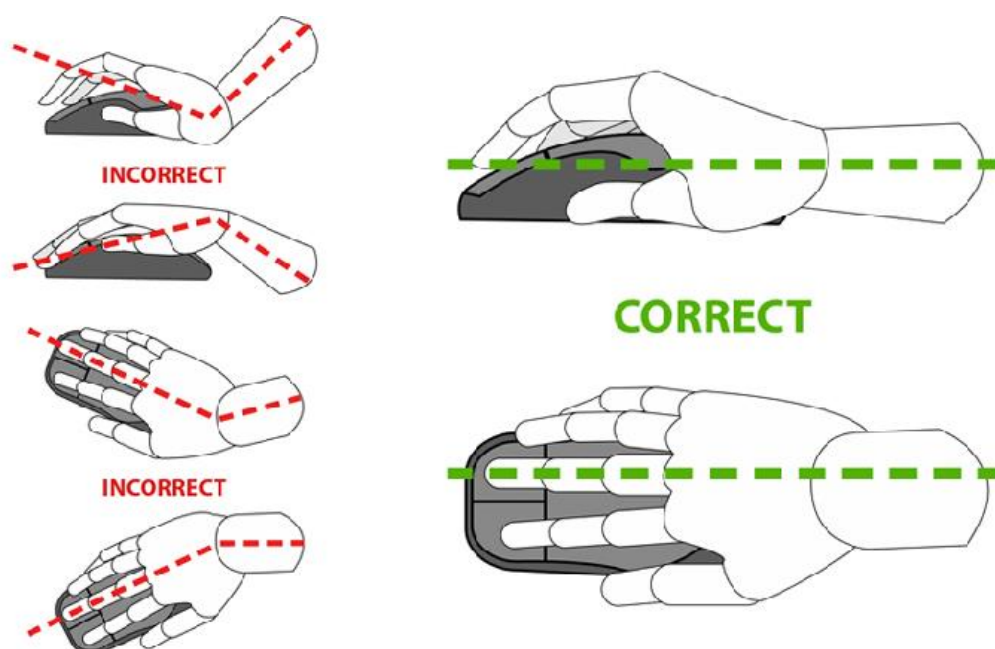
3.2.4. Εργονομική χρήση ποντικιού

Κρατώντας το χέρι στην ίδια θέση και κάνοντας επαναλαμβανόμενες κινήσεις, θα μπορούσε να υπάρξει κίνδυνος εμφάνισης σύνδρομου καρπιαίου σωλήνα ή κάποιου τραυματισμού εξαιτίας της επαναλαμβανόμενης πίεσης. Το ποντίκι για να χρησιμοποιηθεί σωστά πρέπει να προσεχτούν πέντε βασικά σημεία [13]:

1. Το ποντίκι τοποθετείται άνετα και κοντά στο σώμα του χρήστη. Δεν πρέπει να υπάρχει μεγάλη απόσταση και είναι σημαντικό ο αγκώνας να βρίσκεται σε γωνία 90 μοιρών.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

2. Ο καρπός να μην υπερυψώνεται ή χαμηλώνει πολύ μετά από συνεχόμενη χρήση.
3. Η σύλληψη του ποντικιού με το άνω άκρο πρέπει να είναι χαλαρή και όχι σφιχτή γιατί μπορεί να προκαλέσει πίεση, πόνο και τραυματισμό.
4. Όλο το χέρι πρέπει να συμμετέχει στην κίνηση και όχι μόνο ο καρπός.
5. Οι ρυθμίσεις του ποντικιού και των Windows πρέπει να είναι σωστά επιλεγμένες. Στις ρυθμίσεις του συστήματος προσαρμόζεται η ταχύτητα και το μέγεθος του κέρσορα με στόχο την άνεση και την ευκολία στις κινήσεις.
6. Ένα διάλειμμα ανά τακτά διαστήματα κρίνεται απαραίτητο.
7. Το ποντίκι πρέπει να βρίσκεται στο ίδιο ύψος με το πληκτρολόγιο.



Εικόνα 6. Εργονομική θέση του ποντικιού [13: σελ.21]

3.3 Χειρονομία (Mouse gestures)

3.3.1. Γενικά

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται η εκτέλεση χειρονομιών με την χρήση ποντικιού (hand gestures η Mouse gesture) . Στον υπολογιστή, μια χειρονομία ως συσκευή κατάδειξης ή χειρονομία ποντικιού (ή, απλά, χειρονομία) είναι ένας τρόπος συνδυασμού κινήσεων της συσκευής κατάδειξης που το λογισμικό αναγνωρίζει ως ένα συγκεκριμένο συμβάν και αποκρίνεται με τρόπο που έχει οριστεί σε αυτό το λογισμικό. Παραδείγματα της χρήσης

χειρονομίας με το ποντίκι είναι η λειτουργία drag της εταιρείας Apple η οποία παρέχει τη δυνατότητα μετάβασης στην προηγούμενη σελίδα της εφαρμογής Opera. Στο πείραμα, η χειρονομία του ποντικιού αποτελεί μία γρήγορη πλάγια κάμψη αριστερά του καρπού όταν ο χρήστης θέλει να κάνει κατάδειξη ενός στόχου, αντικαθιστώντας με αυτόν τρόπο το κλασικό ‘κλικ’.

3.3.2 Εργονομική χρήση των χειρονομιών μέσω ποντικιού

Η χρήση του ποντικιού και η σωστή τοποθέτηση του χεριού είναι πολύ σημαντικά όπως έχουν προαναφερθεί. Παρόλα αυτά προσοχή πρέπει να δοθεί σε τρία επιπλέον σημεία:

1. Το ποντίκι να μη βρίσκεται πολύ κοντά με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή γιατί δεν θα πραγματοποιηθεί σωστά η επιθυμητή χειρονομία.
2. Ο χρήστης πρέπει να προσέχει να μην φύγει μακριά το ποντίκι κατά την διάρκεια της χειρονομίας και να υπολογίζει πάντα τον φυσικό χώρο που έχει διαθέσιμο.
3. Η κίνηση πρέπει να βγαίνει από όλο το χέρι και όχι μόνο από τον καρπό.

3.3.3 Ανασκόπηση χειρονομιών

Η αναγνώριση και ανάλυση χειρονομιών αποτελεί βασικό κομμάτι σε πολλούς τομείς. Μερικοί από αυτούς είναι τα έξυπνα προσθετικά [14], η αναγνώριση νοηματικής γλώσσας [15], οι συσκευές αποκατάστασης [16] και ο έλεγχος συσκευών [17]. Αποτελεί, λοιπόν, βασικό κομμάτι της τωρινής έρευνας.

Στην έρευνα των Burno et al. [18] εφαρμόστηκε το Fitts law σε διαφορετικές χειρονομίες συγκρίνοντας το ποντίκι και το touchscreen. Στις χειρονομίες, η Throughput και ο συνολικός χρόνος κίνησης αποδείχτηκαν χαμηλότερα και τα σφάλματα πολύ υψηλότερα από τις υπόλοιπες συσκευές αλληλεπίδρασης. Παρόλα αυτά, τα ευρήματα δείχνουν ότι ο νόμος του Fitts εφαρμόζεται με παρόμοιο τρόπο στις συσκευές που βασίζονται σε χειρονομίες σε σχέση με τις συμβατικές και στα δυο γραφικά περιβάλλοντα. Στα ίδια ευρήματα κατέληξε και η έρευνα των Sambrooks & Wilkinson [19] στην οποία χρησιμοποιήθηκε η συσκευή Microsoft Kinect για χρήση χειρονομιών από τους συμμετέχοντες.

Επιπλέον, στο πείραμα του Sharma et al. [20] το σύστημα που ανέπτυξαν, πέτυχε αναγνώριση χειρονομίας με συνολική ακρίβεια (accuracy) 94%. Σύμφωνα με τους συγγραφείς: ‘Χρησιμοποιώντας χειρονομίες πολλοί χρήστες μπορούν να χειριστούν εφαρμογές από απόσταση χωρίς σωματική επαφή. Αυτή η τεχνική μπορεί να είναι πολύ χρήσιμη για άτομα με

σωματική αναπηρία επειδή μπορούν καθορίσουν τη χειρονομία σύμφωνα με τις ανάγκες τους' (σελ.723).

Οι χειρονομίες αν και δεν είναι ακόμα το ίδιο αποτελεσματικές, προσφέρουν μεγαλύτερο βαθμό ευχαρίστησης σε σχέση με τα συμβατικά μέσα (ποντίκι). Και εδώ τονίζεται από τον αρθρογράφο ότι χρειάζονται παραπάνω έρευνες πάνω στις χειρονομίες και γενικότερα βελτίωση της τωρινής τεχνολογίας των διεπαφών με τον υπολογιστή [21].

3.4. Ανίχνευση και κινήσεις κεφαλής (head detection and movements)

3.4.1 Γενικά

Η κίνηση του κεφαλιού είναι ένας φυσικός, απλός και αποτελεσματικός τρόπος για αλληλεπίδραση με τον υπολογιστή. Ένας από τους βασικούς σκοπούς της ανίχνευσης και παρακολούθησης της κίνησης του κεφαλιού είναι να επιτρέπει στον χρήστη να αλληλοεπιδρά με έναν υπολογιστή [22]. Ειδικά, σε άτομα με κάποια μορφή αναπηρία, μπορεί να αποτελέσει μια καλή εναλλακτική επιλογή, ή ακόμα και την μοναδική επιλογή σε σοβαρές περιπτώσεις και να αναβαθμίσει αισθητά την ποιότητα ζωής τους [23].

3.4.2 Τρόποι ανίχνευσης κεφαλής

Υπάρχουν πολλές διαφορετικές προσεγγίσεις για την εκτίμηση της στάσης του κεφαλιού. Οι πιο γνωστές αποτελούν:

- Ανίχνευση κίνησης κεφαλής, βασισμένο σε αυτό που βλέπει το υπολογιστικό σύστημα μέσω της κάμερας που είναι συνδεδεμένο (Computer-Vision-Based Head Movement Detection) [22].
- Μέθοδοι που βασίζονται σε ακουστικά σήματα. Ορισμένα συστήματα εκτίμησης κατεύθυνσης κεφαλής εντοπίζουν την πηγή φωνής του χρήστη, ένα από αυτά αποτελεί το στόμα [24].
- Μέθοδοι με βάση το επιταχυνσιόμετρο και το γυρο-αισθητήρα (Accelerometer and Gyro-Sensor Based Methods) [25,26].
- Υβριδικός τρόπος (Hybrid Head Tracking Techniques). Ένας συνδυασμός διαφορετικών τεχνικών μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συστήματα παρακολούθησης κεφαλής. Οι Satoh et al. [27] πρότειναν μια μέθοδο παρακολούθησης κεφαλής που χρησιμοποιεί ένα γυροσκόπιο τοποθετημένο σε μια συσκευή που είναι τοποθετημένη στο κεφάλι (HMD) και μια σταθερή κάμερα οπτικής όρασης που είναι υπεύθυνη για την παρατήρηση του HMD από την οπτική ενός τρίτου ατόμου.

3.4.3 Κύριοι τομείς εφαρμογής της ανίχνευσης κίνησης κεφαλής (head movement detection)

- Προσβασιμότητα και Υποβοηθητική Τεχνολογία για άτομα με αναπηρία.

Η κίνηση της κεφαλής έχει βρεθεί ως ένας σημαντικός τρόπος αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή και παρέχει προσβασιμότητα για τους χρήστες που παρουσιάζουν μια δυσκολία ή σωματική αναπηρία. Ο Sasou [24] παρουσίασε μια αναπηρική καρέκλα που ελέγχεται από ένα σύστημα εκτίμησης κατεύθυνσης της κεφαλής με βάση ακουστικά σήματα. Ο χρήστης υποχρεούται να κάνει ήχους μόνο με την αναπνοή του. Η θέση της στάσης της κεφαλής ελέγχει την κατεύθυνση της αναπηρικής καρέκλας. Οι King et al. [26] παρουσίασαν ,παρομοίως, ένα σύστημα ανίχνευσης κίνησης της κεφαλής για να παρέχει έλεγχο χωρίς χέρια ενός αναπηρικού αμαξιδίου. Οι Song et al. [28] χαρτογράφησαν κινήσεις της κεφαλής σε σχέση με του στόματος σε διαφορετικές λειτουργίες του ποντικιού, όπως κίνηση, κλικ, κλικ και μεταφορά κ.λπ. Άτομα με αναπηρίες, που δεν μπορούν να χρησιμοποιήσουν ένα παραδοσιακό πληκτρολόγιο ή ποντίκι, μπορούν να επωφεληθούν από αυτό το σύστημα.

- Σύστημα αναγνώρισης ανθρώπων.

Τα συστήματα παρακολούθησης με κάμερα αποτελούν πλέον μέρος της καθημερινής ζωής. Οι Xie et al. [29] παρουσίασαν ένα σύστημα βασισμένο σε κάμερα που συλλαμβάνει το πρόσωπο ή το κεφάλι χρησιμοποιώντας μόνο μια κάμερα παρακολούθησης και εκτελεί μεθόδους αναγνώρισης για τον εντοπισμό ανθρώπων στην τωρινή τους τοποθεσία.

- Συστήματα υποβοήθησης του ελέγχου του αυτοκινήτου όπως προσοχή και υπνηλία.

Η αναγνώριση προσοχής του οδηγού παίζει σημαντικό ρόλο στα συστήματα βοήθειας του οδηγού. Αναγνωρίζει την κατάσταση που βρίσκεται ο οδηγός για να αποτρέψει την απόσπαση της προσοχής. Η κατεύθυνση της κεφαλής του οδηγού μπορεί να είναι ένδειξη της προσοχής του. Οι Kun Liu et al. [30] χρησιμοποίησαν ανίχνευση στάσης κεφαλής για να αναγνωρίσουν την προσοχή του οδηγού. Το ίδιο ακριβώς και Chui et al. [31] στην δική τους ερευνά. Οι Li & Chung [32] εισήγαγαν ένα σύστημα που ανιχνεύει πότε ο οδηγός εμφανίζει συμπτώματα υπνηλίας με βάση την κίνηση του κεφαλιού του.

- Σε εικονικά παιχνίδια .

Οι χρήστες των παιχνιδιών του ηλεκτρονικού υπολογιστή γνωστοί ως gamers αποτελούν μια τεράστια κοινότητα. Η βελτίωση της εμπειρίας και η εμπυθιση αυτών σε ένα εικονικό παιχνίδι είναι ο πρωταρχικός στόχος όλων των κατασκευαστών. Στην έρευνα των Bao et al. [33], οι χειρισμοί της κεφαλής συνδυάζονται με την ιχνηλάτησης βλέμματος για βελτίωση της εμπειρίας των χρηστών από τα εικονικά παιχνίδια.

- ο Στην ρομποτική.

Στην ρομποτική το head tracking μπορεί να βοηθήσει σε πάρα πολλούς τομείς. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η έρευνα του Achaj [34], όπου ο συμμετέχοντας ελέγχει τις κινήσεις ενός μικρού ρομπότ μέσω μίας συσκευής που έχει τοποθετηθεί στο κεφάλι του (VR Headset).

3.4.4. Ανασκόπηση κινήσεων κεφαλής και dwell time

Οι έρευνες των κινήσεων της κεφαλής που βασίζονται στο νόμο του Fitts για χειρισμό του κέρσορα και κατάδειξη στόχων στον υπολογιστή, συνήθως συγκρίνονται με την ιχνηλάτηση βλέμματος (eye tracking) . Παρατηρείται ,επιπλέον, μια αυξανόμενη τάση διερεύνησης αυτών των δυο στην βιβλιογραφία από πολλούς ερευνητές τόσο στους τομείς που αναφέραμε προηγουμένως αλλά και στον τομέα της σωματικής αναπηρίας. Μία από τις πρώτες έρευνες, που ασχολήθηκε με την αξιολόγηση κινήσεων κεφαλής σε άτομα με αναπηρία με βάση το Fitts Law, ήταν των Radwin et al. [35]. Αυτή η μελέτη όρισε τις βάσεις για την αξιολόγηση αυτού του μέσου διεπαφής και παρουσίασε μειωμένη τιμή στον χρόνο κίνησης της κεφαλής σε σχέση με το ποντίκι, κατά 63% στα υγιή άτομα. Επίσης, συμμετείχαν για πρώτη φορά δύο ασθενείς με εγκεφαλική παράλυση που κατάφεραν να ολοκληρώσουν το πείραμα.

Οι Qian και Teather [36] στην δημοσίευσή τους μέτρησαν την απόδοση σύμφωνα με το νομό του Fitts σε κινήσεις μόνο κεφαλής , σε κινήσεις μόνο των ματιών και σε συνδυασμό ματιών και κεφαλής . Αποδείχτηκε ότι η επιλογή στόχων μόνο με την κεφαλή ήταν η πιο γρήγορη και είχε την μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα από τα τρία μέσα διεπαφής. Χαρακτηριστική είναι η έκφραση του συγγραφέα «τα μάτια δεν το έχουν». Επίσης, οι συμμετέχοντες το επέλεξαν ως το πιο ξεκούραστο και αρεστό μέσο. Στην ίδια διαπίστωση κατέληξε και η ερευνά του Hansen et al. [37], όπου χρησιμοποιήθηκε ένα κράνος εικονικής πραγματικότητας (VR headset). Σε αυτή την μελέτη πραγματοποιήθηκε πρώτα σύγκριση της κίνησης του κέρσορα μεταξύ του ποντικιού, του βλέμματος και της κεφαλής και ύστερα σύγκριση της κατάδειξης του επιθυμητού στόχου μεταξύ της συμβατικής μεθόδου (αριστερό κλικ) και χρόνου αναμονής (dwell time). Αποδείχθηκε ότι η κεφαλή είναι πιο αποδοτική και με λιγότερα λάθη σε σχέση με την ανίχνευση βλέμματος αλλά πιο κουραστική για τους συμμετέχοντες. Επίσης, ο χρόνος αναμονής (dwell time) αποδέχθηκε πιο γρήγορο από την συμβατική μέθοδο. Επιπλέον, στην έρευνα των Abbaszadegan et al [38], όπου παραβλήθηκε η ιχνηλάτηση κινήσεων κεφαλής σε σχέση με την ιχνηλάτηση ματιών σε κινητό, παρατηρήθηκε μεγαλύτερη απόδοση και με λιγότερη κούραση στο πρώτο μέσο.

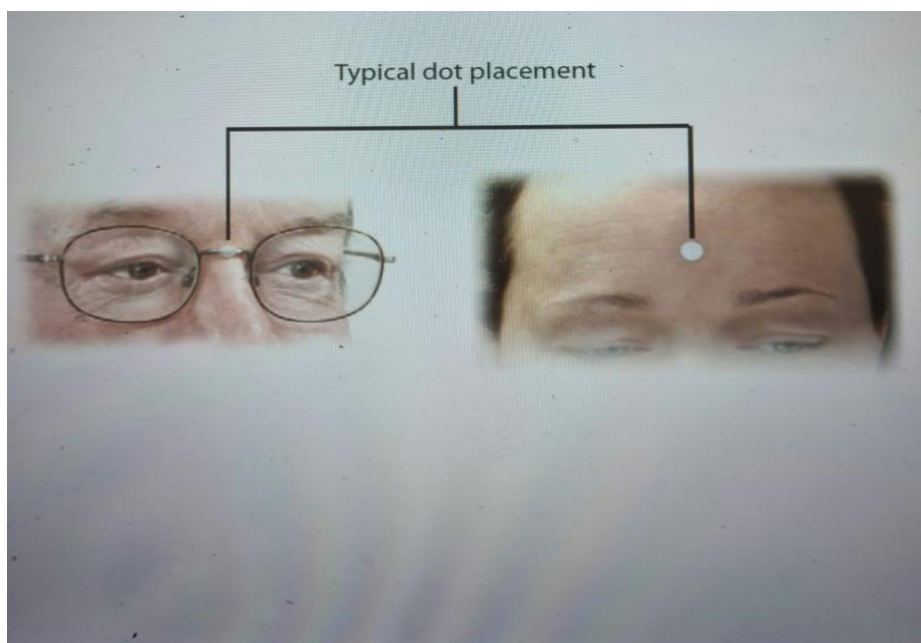
Στην ερευνά των Majaranta et al. [39] προκύπτει ότι η πιο αποδοτική μέθοδος εισαγωγής κειμένου για οθόνες που στηρίζονται στο κεφάλι του χρήστη, είναι η χρήση προγράμματος που βασίζεται σε χειρονομίες, ακολουθεί η μέθοδος της αιώρησης πάνω από κάθε γράμμα για ορισμένο χρόνο (dwelling) και τελευταία έρχεται η μέθοδος κατάδειξης και επιλογής με φυσικό πλήκτρο (tap type). Επιπλέον, ο χρόνος αναμονής (dwell time) αποδείχτηκε αποτελεσματικός τρόπος για την επιλογή στόχων σε οθόνη υπολογιστή μέσω ιχνηλάτησης βλέμματος.

3.4.5. Tracker Pro Madentec

Το Tracker Pro αποτελεί ένα ανέπαφο «ποντίκι» που μεταφράζει τις κινήσεις της κεφαλής σε άμεσες κινήσεις του κέρσορα του υπολογιστή. Αποτελείται από μια κάμερα Hi-Res CCD και έχει οπτικό πεδίο εύρους 45 μοιρών. Το Tracker Pro χρησιμοποιεί έναν αισθητήρα που παρακολουθεί μια μικροσκοπική, επαναχρησιμοποιήσιμη ανακλαστική κουκίδα που τοποθετείται είτε στο μέτωπό είτε στα γυαλιά του χρήστη. Όταν το κεφάλι κινείται, ο κέρσορας κινείται και αυτός. Το Tracker Pro αποκτά πρόσβαση στον υπολογιστή χρησιμοποιώντας τη θύρα USB. Όλοι οι υπολογιστές με θύρα USB μπορούν να εγκαταστήσουν ευκολά το Tracker Pro.

Αρχικά, τοποθετείται στο μέτωπο ή στα γυαλιά η οποιαδήποτε άλλη επιφάνεια του χρήστη παράγει κίνηση, μια ανακλαστική κουκίδα (dot). Το Tracker Pro περιέχει έναν αισθητήρα που ανιχνεύει ανακλαστικό φως από το dot. Ο αισθητήρας παρακολούθησης λάμπει υπέρυθρο φως και εκεί η ανακλαστική κουκίδα αντανακλά αυτό το φως απευθείας στον αισθητήρα. Ο αισθητήρας ανιχνεύει την κίνηση της κουκίδας και μεταφράζει αυτήν την κίνηση σε κινήσεις του κέρσορα. Καθώς το Tracker Pro ανιχνεύει ανακλώμενο φως από την κουκίδα, θα προσαρμοστεί αυτόματα για να αποκλείσει εξωγενείς πηγές φωτός όπως ηλιακό φως, φθορισμό ή άλλο φως περιβάλλοντος.

Η τοποθέτηση του Tracker Pro πάνω στον υπολογιστή είναι πολύ σημαντική, καθώς ο αισθητήρας πρέπει να είναι τοποθετημένος με τέτοιο τρόπο, ώστε να αναγνωρίζει το dot. Έτσι, είναι πολύ σημαντικό, ειδικά σε άτομα με αναπηρίες, να βρεθεί το σωστό σημείο τοποθέτησης ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή αλληλεπίδραση με τον υπολογιστή. Το Tracker Pro θα ανιχνεύσει την ανακλαστική κουκίδα έως το πολύ ενάμιση μέτρο από τον αισθητήρα. Η ιδανική απόσταση είναι περίπου τα ενενήντα εκατοστά έως ένα μέτρο. Θα γίνει αισθητό στον χρήστη, ότι το Tracker Pro εντόπισε και είναι έτοιμο να παρακολουθήσει τις κινήσεις της κεφαλής, από το χρώμα στο μπροστινό μέρος του αισθητήρα. Εάν ανάψει ένα μπλε φως στο πάνω μέρος της κάμερας, το Tracker Pro έχει ανιχνεύσει το dot και είναι στην καλύτερη θέση.



Εικόνα 7. Σημείο τοποθέτησης του dot για την λειτουργία του Tracker Pro

Το Tracker Pro περιλαμβάνει έναν ενσωματωμένο διακόπτη που ελέγχει την ταχύτητα του ποντικιού. Αυτός ο έλεγχος ταχύτητας αποτελεί μια επιπρόσθετη επιλογή των τυπικών ρυθμίσεων των Windows στον υπολογιστή. Ο διακόπτης μπορεί να βρεθεί ακριβώς πίσω από το σημείο στήριξης στη δεξιά πλευρά του Tracker Pro. Η προεπιλεγμένη ρύθμιση είναι με το διακόπτη ολίσθησης στην θέση "off". Αυτή η ρύθμιση παρέχει ομαλή κίνηση, την οποία προτιμούν οι περισσότεροι χρήστες. Τοποθετώντας το διακόπτη στη θέση "πάνω" ή "on", επιταχύνεται η κίνηση του κέρσορα. Προτείνεται από τον κατασκευαστή η θέση off ώστε η κίνηση με το Tracker Pro να είναι ακριβώς ίδια με του ποντικιού και θα στηρίζεται στις ίδιες αρχικές ρυθμίσεις των Windows.

Τέλος, θα πρέπει να τονιστεί ότι η κατάδειξη με την χρήση του Tracker Pro μπορεί να γίνει σε συνδυασμό με άλλα λογισμικά, ανάλογα με τις απαιτήσεις και ανάγκες του χρήστη. Στο

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

συγκεκριμένο πείραμα, η κατάδειξη των στόχων εκτελείται μέσω του λογισμικού υποβοήθησης κλικ: Click Gestures Assistant.



Εικόνα 8. Η συσκευή Tracker Pro τοποθετημένη στην σωστή θέση στον υπολογιστή

3.4.6. Εργονομική χρήση

Το άτομο κάνοντας πολύωρη χρήση μίας συσκευής αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή, που βασίζεται στις κινήσεις κεφαλής, μπορεί να υποστεί εύκολα δυσφορία στον αυχένα, δυσκολία συγκέντρωσης, ζάλη η ακόμα και κάποιας μορφής τραυματισμό στην ωμική του ζώνη αν δεν ακολουθήσει κάποιες οδηγίες [37]:

- Ο υπολογιστής η το λάπτοπ να βρίσκονται μέχρι ενός μέτρου από τον χρήστη, όπως προαναφέρθηκε, και να είναι σωστά τοποθετημένα.
- Το Tracker Pro να είναι καλά στερεωμένο .
- Το dot, πριν τοποθετηθεί στο κατάλληλο σημείο του σώματος, πρέπει να έχει σκουπιστεί και καθαριστεί καλά η επίμαχη περιοχή.
- Ο χρήστης πρέπει να προσέχει να μην σφίγγει ασυναίσθητα πολύ τον αυχένα και την ωμική ζώνη κατά την διάρκεια των κινήσεων.
- Οι κινήσεις να μην είναι αδρές με μεγάλη ταλάντωση του κορμού αλλά να είναι μικρές και γρήγορες.
- Συχνά και πολλά διαλείμματα για να αποφευχθεί τυχόν δυσφορία.
- Ο κορμός πρέπει να στηρίζεται και να ακουμπάει σωστά στην καρέκλα.
- Το εύρος κίνησης του αυχένα, που οι χρήστες μπορούν να τον κινήσουν, είναι 45 μοίρες στο μετωπιαίο άξονα και 30 μοίρες στον οβελιαίο άξονα.

3.5. Κατάδειξη Στόχων

3.5.1 Γενικά

Η κατάδειξη στόχων στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή μπορεί να γίνει με διαφορετικά λογισμικά και μπορεί να προσαρμοστεί ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη. Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει ανάλυση του λογισμικού Click Gestures Assistant.

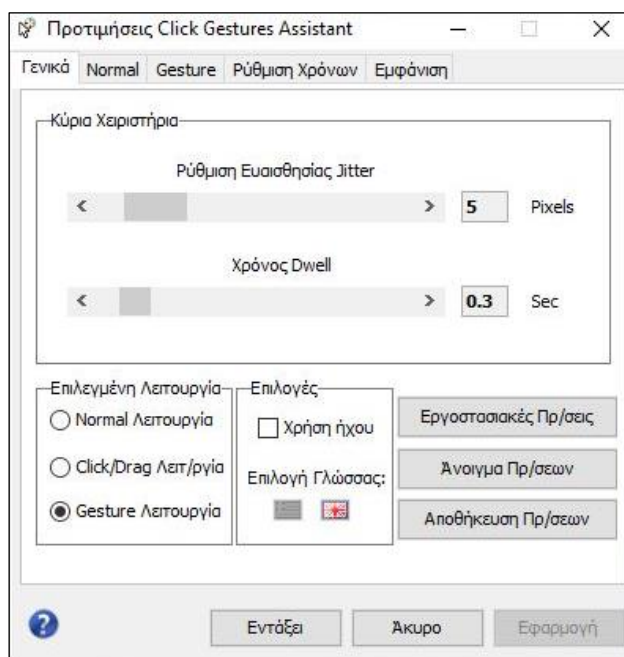
3.5.2. Click Gestures Assistant

Το Click Gestures Assistant είναι ένα ειδικό βοηθητικό πρόγραμμα για υπολογιστές Windows XP, Windows Vista, Windows 7, Windows 8 και Windows 10 χρησιμοποιώντας Java Runtime. Το CGA αποτελεί λογισμικό υποβοήθησης κλικ που δημιουργήθηκε το 2017 από τον φοιτητή του τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του ΕΚΠΑ, Δημήτριο Καραγεώργο υπό την επίβλεψη του Δρος. Αλέξανδρου Πίνο. Το CGA αποτελεί μια εφαρμογή διευκόλυνσης κλικ για τον Η/Υ που απευθύνεται κυρίως σε άτομα με αναπηρία. . Τα άτομα αυτά μπορούν να κινήσουν τον κέρσορα του ποντικιού, άρα να καταδείξουν έναν στόχο στην οθόνη αλλά αδυνατούν να προβούν σε επιλογή (κλικ). Με το ισχυρό εργαλείο CGA, ο χρήστης με διάφορες κινήσεις που θα επιλέξει ο ίδιος, μπορεί να επιτελέσει κατάδειξη στον επιθυμητό στόχο [40].

Το Click Gestures Assistant είναι μια τυπική εφαρμογή των Windows. Θα πρέπει να υπάρχει τουλάχιστον 30 megabyte μνήμης RAM και 2,5 megabyte χώρου αποθήκευσης σκληρού δίσκου για την εγκατάστασή του. Μετά την εγκατάσταση, θα εμφανιστεί στην επιφάνεια εργασίας μια συντόμευση της εφαρμογής Click Gestures Assistant.

Υπάρχουν τρεις τρόποι λειτουργίας για το Click Gestures Assistant: Normal, Click-Drag και Gesture. Το Normal χρησιμοποιείται για την εκτέλεση κλικ, το Click – Drag για τη μετακίνηση αντικειμένων και η λειτουργία Gesture για την εκτέλεση διαφορετικού τύπου επιλογών ανάλογα με την κίνηση που θα κάνει ο χρήστης στον κάθετο ή τον οριζόντιο άξονα εντός προκαθορισμένου χρόνου (πάνω - κάτω, δεξιά – αριστερά). Προϋπόθεση για να γίνει η επιλογή του στόχου στην οθόνη ή η εκτέλεση μιας εντολής είναι να μείνει ο κέρσορας του ποντικιού ακινητοποιημένος για ένα προκαθορισμένο χρονικό διάστημα το οποίο ονομάζεται χρόνος αναμονής (Dwell Time).

Το κουμπί Προτιμήσεις στη γραμμή εργαλείων Click Gestures Assistant επιτρέπει να δημιουργήσει το περιβάλλον που είναι ευκολότερο για τις ανάγκες του του χρήστη. Όλες οι πτυχές του Click Gestures Assistant ελέγχονται μέσω του παραθύρου Προτιμήσεις(preferences).



Εικόνα 9. Καρτέλα Γενικών Προτιμήσεων του Click Gestures Assistant [40: σελ.57]

Οι προτιμήσεις χωρίζονται σε τέσσερις καρτέλες: General, Custom Timers, Gesture tab και Display (Γενικά, Προσαρμοσμένα χρονόμετρα, Λειτουργία χειρονομίας και Οθόνη).

1. **Η καρτέλα Γενικά** ασχολείται με τη ρυθμίσεις του CGA. Χωρίζεται σε δυο κύρια χειριστήρια:

- η Ευαισθησία(sensitivity):

Η ρύθμιση ευαισθησίας καθορίζει πόσο μπορεί να κουνηθεί ο κέρσορας πριν ξεκινήσει ο χρόνος παραμονής. Η ευαισθησία ορίζεται σε pixel και μπορεί να οριστεί μεταξύ 1 και 40. Η ρύθμιση που ορίστηκε είναι 5 pixel.

- Χρόνος παραμονής(dwell time)

Ο χρόνος παραμονής καθορίζει πόσο καιρό πρέπει να παραμείνει ο κέρσορας ακίνητος, πριν εμφανιστεί η γραμμή πλήρωσης του και αρχίσει να γεμίζει. Ο χρόνος παραμονής μπορεί να ρυθμιστεί οπουδήποτε μεταξύ 0,1 και 2,8 δευτερολέπτων. Στην ερευνά ορίστηκε στα 0,3 δευτερόλεπτα

2. **Η καρτέλα Custom Timers** περιέχει όλους τους μετρητές χρόνου που είναι διαθέσιμοι στο Click Gestures Assistant. Όλοι οι μετρητές χρόνου μπορούν να ρυθμιστούν μεταξύ 0,2 δευτερολέπτων και 2,8 δευτερολέπτων.

Τα προσαρμοσμένα χρονόμετρα περιλαμβάνουν:

- FILL UP

Ο fill up χρόνος υποδεικνύει πόση ώρα χρειάζεται για να γεμίσει ο δρομέας μετά την ολοκλήρωση του χρόνου παραμονής(dwell time) . Ο χρήστης όσο πιο ικανός γίνεται, τόσο μικρότερος είναι ο χρόνος πλήρωσης. Η επιλεγμένη ρύθμιση είναι 0,7 δευτερόλεπτα.

- Gesture time.

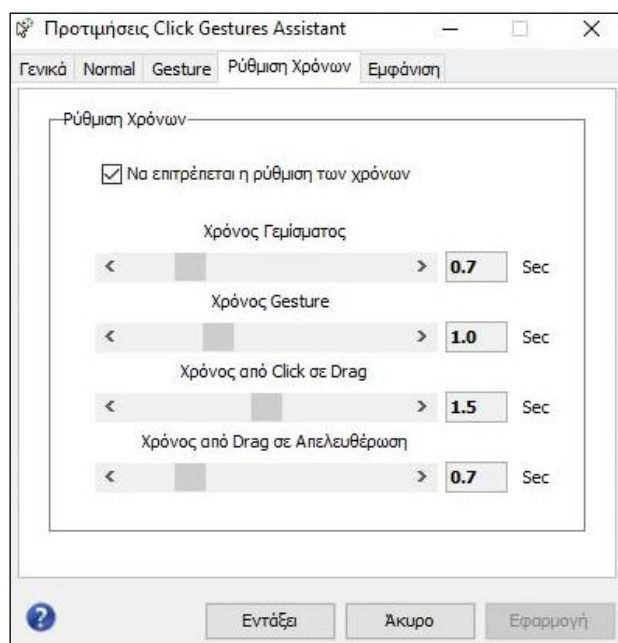
Το gesture time δείχνει πόση ώρα χρειάζεται να γεμίσει ο κέρσορας ενώ περιμένει να λάβει μια χειρονομία. Εάν δεν λάβει χειρονομία εντός του καθορισμένου χρονικού διαστήματος, ο χρήστης πρέπει να αφήσει ξανά ακίνητο τον κέρσορα. Η επιλεγμένη ρύθμιση είναι 1 δευτερόλεπτο.

3. *Gesture*

Κάθε κίνηση που εκτελείται (πάνω, κάτω, αριστερά ή δεξιά) θα αντιστοιχεί σε μια συγκεκριμένη ενέργεια. Η ενέργεια που ορίστηκε είναι το κλικ με γρήγορη κίνηση αριστερά και στην χειρονομία και στην κεφαλή.

4. *Η καρτέλα Εμφάνιση (Display)*

Ορίζει την εμφάνιση του χρονοδιακόπτη, το μέγεθος της γραμμής εργαλείων και την εμφάνιση της γραμμής εργαλείων. Ο χρονοδιακόπτης μπορεί να εμφανιστεί είτε ως μπάρα είτε ως δαχτυλίδι. Η επιλεγμένη ρύθμιση για το πείραμα είναι η μπάρα που εμφανίζεται διπλά από τον κέρσορα με κόκκινο χρώμα.



Εικόνα 40. Καρτέλα Ρύθμισης Χρόνων του Click Gestures Assistant [40: σελ.61]

4. Λογισμικό IDEA

4.1. Γενικά

Το σύστημα IDEA αναπτύχθηκε μαζί με τα αντίστοιχα πρωτόκολλα πειράματος και μέτρησης για ερευνητικούς σκοπούς με πρωταρχικό στόχο την αξιολόγηση της απόδοσης των χρηστών όταν χρησιμοποιούν διάφορες συσκευές εισαγωγής υπολογιστή για αλληλεπίδραση

στην οθόνη ηλεκτρονικού υπολογιστή. Το IDEA υποστηρίζει όλες τις συσκευές εισόδου που μιμούνται τη λειτουργικότητα του ποντικιού, δηλαδή, προκαλεί κίνηση στον κέρσορα του υπολογιστή από ένα σημείο σε ένα άλλο, τοποθέτηση και κατάδειξη στο στόχο που θέλουμε να επιλέξουμε. Το IDEA παρακολουθεί, καταγράφει και αναλύει την τροχιά του ποντικιού στην οθόνη του υπολογιστή, χρησιμοποιώντας συντεταγμένες pixel του κέρσορα ως ακατέργαστα δεδομένα. Τα υπολογιζόμενα μέτρα τροχιάς ποσοτικοποιούν την κίνηση του δείκτη και επιτρέπουν την αξιολόγηση απόδοσης [12].

Επιπλέον, το IDEA εξετάζει πώς ταιριάζει ο νόμος του Fitts στις συσκευές εισόδου που τελούν υπό αξιολόγηση. Με τη χρήση του IDEA στον τομέα της αλληλεπίδρασης ανθρώπου-υπολογιστή και υποστηρικτικής τεχνολογίας (AT), κάποιος μπορεί:

α) αντικειμενικά να δοκιμάσει και να συγκρίνει συσκευές εισαγωγής προσομοίωσης ποντικιού για χρήστες με οποιοδήποτε μορφής δυσλειτουργία και να επιλέξει την πιο κατάλληλη.

β) να διαμορφώσει τις βέλτιστες ρυθμίσεις της επιλεγμένης συσκευής εισόδου έτσι ώστε ο χρήστης να επιτύχει τη μέγιστη απόδοση.

γ) να αξιολογήσει τις αλλαγές στην απόδοση των χρηστών με την πάροδο του χρόνου προκειμένου να μελετηθούν τα μαθησιακά αποτελέσματα.

δ) Επιπλέον, στον τομέα της Βιοϊατρικής Πληροφορικής, το σύστημα IDEA μπορεί να συμβάλει: i) στην αντικειμενική αξιολόγηση της κινηματική απόδοσης των άνω άκρων του ατόμου σε ασθένειες που σχετίζονται με την κίνηση και ανιχνεύουν ιδανικά αυτές τις ασθένειες σε ένα πρώιμο στάδιο, ii) να μετρήσει αντικειμενικά το αποτέλεσμα ενός φαρμάκου σε ασθενείς με έλλειμμα κίνησης άνω άκρου, αν, δηλαδή, αυτό έχει βελτιώσει στην κίνηση των άνω άκρων καθώς και την διάρκεια της επίδρασής του και iii) να αξιολογήσει αντικειμενικά την απόδοση ενός προγράμματος αποκατάστασης άνω άκρων όπως η φυσιοθεραπεία και κινησιοθεραπεία.

4.2 Ανάλυση IDEA

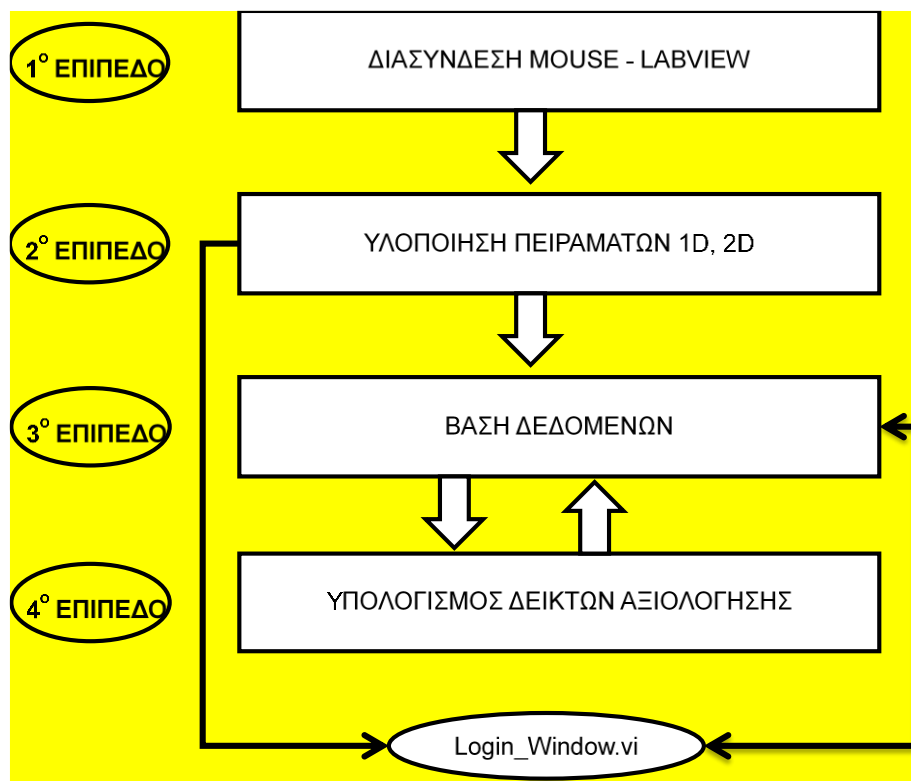
Αναπτύχθηκε μια πειραματική εφαρμογή από τον κ Κουρουπέτογλου, τον κ. Πίνο και την ομάδα του [41] ως ένα εικονικό εργαλείο χρησιμοποιώντας το *LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench)* για γραφικό προγραμματιστικό περιβάλλον από τη National Instruments.

Το Labview είναι μια γραφική προγραμματιστική πλατφόρμα που αποτελεί εργαλείο των μηχανικών για το σχεδιασμό έως την τελική δοκιμή μικρών και μεγάλων συστημάτων. Προσφέρει επίσης τη δυνατότητα υλοποίησης πολύπλοκων εφαρμογών που σχετίζονται με την αλληλεπίδραση ανθρώπου-υπολογιστή. Υποστηρίζει την διασύνδεση λογισμικού-υλικού,

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

αξιοποιώντας τις τελευταίες τεχνολογικές εξελίξεις. Παρέχει εργαλεία για την επίλυση σημερινών προβλημάτων καθώς και την ικανότητα για μελλοντικές καινοτομίες γρηγορότερα και αποτελεσματικότερα. Η γραφική γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιεί το Labview, ονομάζεται "G".

Για την υλοποίηση του τωρινού σταδίου της εφαρμογής, χρησιμοποιήθηκε η έκδοση του Labview 2011 και WINDOWS 10.



Εικόνα 11. Ανάλυση του λογισμικού IDEA [13: σελ.51]

4.2.1. Διασύνδεση ποντικού με Labview

Το πρώτο επίπεδο λειτουργιών των εικονικών οργάνων /αρχείων κώδικα του Labview, είναι υπεύθυνα για τη διασύνδεση του ποντικού με το Labview και τη συλλογή δεδομένων από αυτό, έτσι ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα πειράματα που υλοποιούνται στο 2ο επίπεδο. Εδώ να τονιστεί, ότι η κάμερα Tracker Pro και το ποντίκι αναγνωρίζονται από το Labview με τον ίδιο ακριβώς τρόπο.

4.2.2. Υλοποίηση Πειραμάτων 1D και 2D

Τα πειράματα έγιναν σε μονοδιάστατο (1D), δισδιάστατο (2D)) γραφικό περιβάλλον. Τα πειράματα που προβλέπονται από το πρότυπο ISO 9149-9 πραγματοποιούνται σε γραφικό περιβάλλον και περιλαμβάνουν κυκλικούς στόχους διατεταγμένους σε συγκεκριμένες θέσεις ανάλογα με τη διάσταση, τους οποίους πρέπει να πετυχαίνει ο χρήστης με μία συγκεκριμένη

σειρά, κινώντας τον κέρσορα και κλικάροντας μέσα στον στόχο. Ανάλογα με το μέγεθος των στόχων (W: width) και την απόσταση (D: distance) μεταξύ τους, παράγεται ένας δείκτης δυσκολίας ID (Index of Difficulty) από τη σχέση: $ID = \log_2 \left(\frac{D}{W} + 1 \right)$. Συνδυάζοντας τον δείκτη δυσκολίας ID με τον χρόνο κίνησης (MT: Movement Time) που χρειάστηκε για την κίνηση από την αφετηρία στον στόχο και επιτυχημένου κλικ σε αυτόν, παράγεται ένα δείκτης αποτελεσματικότητας Throughput (TP): . Έτσι όσο αυξάνεται η δυσκολία του πειράματος, μεγαλώνει το Throughput, εφόσον ο χρόνος κίνησης παραμένει σταθερός. Με άλλα λόγια το Throughput εξαρτάται από την αναλογία της δυσκολίας του πειράματος με τον χρόνο κίνησης.

4.2.2.1. Χρώματα Στόχων – Background

Τα χρώματα των στόχων όσο και του background είναι όσο το δυνατόν ευκρινέστερα και παραμένουν ίδια σε όλες τις διαστάσεις. Το Background του γραφικού περιβάλλοντος αποφασίστηκε να είναι μαύρο, για τον βέλτιστο τονισμό των στόχων. Τα χρώματα των στόχων, αποφασίστηκαν να είναι τα παρακάτω:

- Ανενεργοί στόχοι: Είναι οι στόχοι, που δεν είναι η σειρά τους να κλικάρει ο χρήστης. Το χρώμα τους είναι μπλε ανοιχτό με RGB κώδικα (0,128,255).
- Ενεργός Στόχος: Είναι ο στόχος, που πρέπει να κλικάρει ο χρήστης. Το χρώμα του είναι πορτοκαλί με RGB κώδικα (255,159,53).

Η αντίθεση χρωμάτων της απόχρωσης μπλε και πορτοκαλί που επιλέχθηκαν φαίνεται να είναι αρκετά εμφανής έτσι ώστε ο χρήστης να διαχωρίζει εύκολα έναν ανενεργό στόχο από τον ενεργό. Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να εκτελέσουν εργασίες κατάδειξης για 5 διαφορετικούς στόχους ως προς το μήκος και πλάτος, εξ ου και 5 διαφορετικοί συνδυασμοί στην αυξανόμενη δυσκολία. Για κάθε δείκτη δυσκολίας (ID) χτυπήσαν 8 στόχους στο 1D και 2D. . Ο παράγοντας διαφάνειας Alpha παίρνει τιμές από 0 (απόλυτα διαφανής) έως 1 (αδιαφανής). Στην συγκεκριμένη εφαρμογή, οι σφαιρικοί στόχοι έχουν παράγοντα διαφάνειας 0,8.

4.2.2.2. Κέρσορας Στόχευσης

Ο νέος κέρσορας (cursor) σχεδιάστηκε με χρήση της εφαρμογής Real World Cursor Editor. Το χρώμα του είναι άσπρο, είναι κυκλικός, στο κέντρο του διαθέτει μία μικρή κόκκινη κουκκίδα και έναν σταυρό (crosshair) για ακρίβεια στόχευσης. Επίσης διαθέτει διαφάνεια (transparency) με τιμή 0,52 (περίπου ημιδιαφανής) έτσι ώστε να φαίνεται καλύτερα ότι βρίσκεται εντός του στόχου. Το μέγεθος του κέρσορα αλλάζει δυναμικά, όταν αλλάζει το μέγεθος και των στόχων, με χρήση ειδικής συνάρτησης των Windows που εκτελείται μέσα από το Labview.

4.2.2.3. Ανάδραση (Feedback)

Οι αναδράσεις που παρέχονται από οποιαδήποτε εφαρμογή είναι πολύ σημαντικές για την επίτευξη συγκεκριμένων λειτουργιών στον υπολογιστή από τον χρήστη. Δρουν ως ερεθίσματα ή ενδείξεις, που πληροφορούν τον χρήστη ανάλογα με την ενέργεια που εκτελεί. Για παράδειγμα, αν προκύψει κάποιο σφάλμα στα Windows παρέχεται συνήθως μία ακουστική ανάδραση που παραπέμπει το χρήστη να διαβάσει το μήνυμα σφάλματος. Κατευθύνουν τον χρήστη να προηγηθεί στο γραφικό περιβάλλον πιο ευκολά και να του επισιτίσουν πιο έντονα την προσοχή σε διάφορες ενέργειες που εκτελεί.

Στα πειράματα που θα πραγματοποιηθούν ,υπάρχουν αναδράσεις σε τρεις συγκεκριμένες περιπτώσεις:

- Όταν ο κέρσορας στόχευσης είναι εντός του στόχου.
- Όταν ο χρήστης πετύχει τον στόχο. (Επιτυχές κλικ)
- Όταν ο χρήστης αστοχήσει. (Αποτυχημένο κλικ)

Σε όλα τα πειράματα οι αναδράσεις είναι ίδιες και ορίζονται ως προκαθορισμένες από τον επιβλέποντα.

1. Η πρώτη είναι οπτική. όταν ο κέρσορας στόχευσης βρίσκεται μέσα στον ενεργό στόχο, ο στόχος αλλάζει χρώμα σε πράσινο κώδικα RGB (0,172,0) και διατηρώντας τον παράγοντα διαφάνειας με τιμή 0,8.

2. Η δεύτερη είναι ακουστική. Συμβαίνει όταν ο χρήστης πατήσει σωστά τον στόχο με τον κέρσορα. Ο ήχος είναι ημιτονικός, υψηλής συχνότητας 750 H z, αναπαράγεται σε 2 κανάλια (stereo) με χρήση 4410 δειγμάτων (samples) 16bit και με ρυθμό δειγματοληψίας $f_s = 44100$ Hz. Η διάρκεια ανάδρασης είναι 0,1 sec.

3. Η τρίτη είναι πάλι ακουστική. Ο ήχος του αποτυχημένου κλικ είναι τριγωνικός, χαμηλής συχνότητας 150 H z, δικαναλικός (stereo), με τον ίδιο αριθμό 16-bit δειγμάτων και ίδιο ρυθμό δειγματοληψίας με το επιτυχημένο κλικ. Η διάρκεια ανάδρασης είναι 0,1 sec.

Οι αναδράσεις γίνονται για να δοθεί έμφαση στην αίσθηση του χρήστη με στόχο την μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα και ταχύτητα στόχευσης.

4.2.2.4. Μονοδιάστατο Πείραμα (1D)

Το πείραμα σε μία διάσταση, εστιάζει στην κίνηση του κέρσορα στόχευσης στον άξονα μήκους (x), δίνοντας όμως ελευθερία κίνησης και στον άξονα πλάτους (y), ώστε να συγκρίνονται οι τροχιές κίνησης σε όλες τις μεθόδους και συγκεκριμένα κατά πόσο διαφέρουν από την απόλυτη ευθεία τροχιά.

Το 1D πείραμα αποτελείται από δύο κυκλικούς στόχους, τοποθετημένους στην ίδια ευθεία στον άξονα μήκους και σε συγκεκριμένη απόσταση (D) μεταξύ τους. Επίσης οι 2 στόχοι διαθέτουν συγκεκριμένο μέγεθος (W). Από την απόσταση των στόχων και το μέγεθός τους, ορίζεται ένας δείκτης δυσκολίας (ID)

Όταν ξεκινάει το πείραμα, ο κέρσορας στόχευσης, είναι κλειδωμένος στον αριστερό στόχο (μπλε – ανενεργός στόχος). Ο χρήστης μπορεί να τον ξεκλειδώσει πατώντας μία φορά και αφήνοντας το κλικ. Τότε ο κέρσορας μπορεί να κινηθεί ελεύθερα και ο χρήστης θα πρέπει να πετύχει τον απέναντι στόχο (πορτοκαλί – ενεργός στόχος).

Όταν ο κέρσορας στόχευσης εισαχθεί στον ενεργό στόχο παρέχεται μία ανάδραση, όπου πρασινίζει ο στόχος, που προειδοποιεί τον χρήστη ότι μπορεί να κλικάρει. Εφόσον πετύχει τον στόχο, παράγεται μία ακουστική ανάδραση επιτυχίας, όπως προαναφέρθηκε, ο ενεργός στόχος γίνεται μπλε (ανενεργός), ο κέρσορας στόχευσης μεταφέρεται αυτόματα στο κέντρο του και χρωματίζεται ο απέναντι στόχος πορτοκαλί, τον οποίο ο χρήστης πρέπει να πετύχει στη συνέχεια.

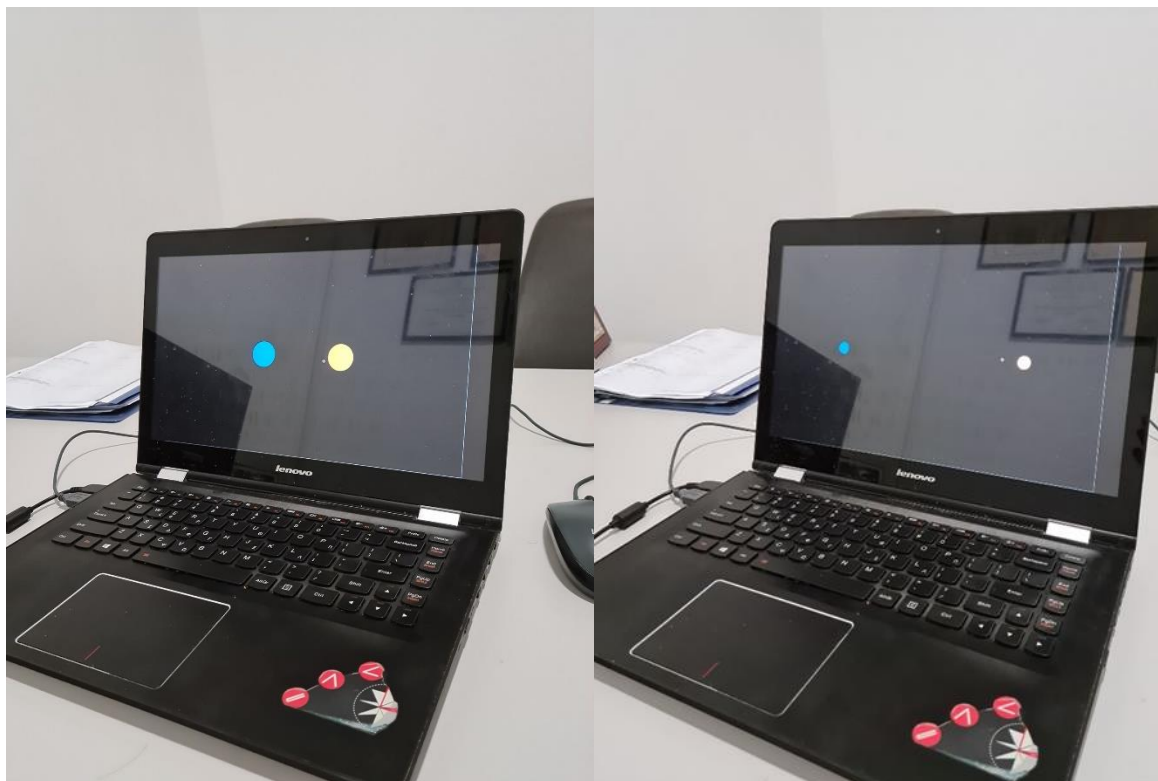
Στην ουσία, ο ενεργός στόχος εναλλάσσεται δεξιά-αριστερά και ο χρήστης κινεί τον κέρσορα με αυτόν τον τρόπο για 8 επαναλήψεις (trials) (δοκιμασίες). Στην αρχή κάθε trial, ο κέρσορας στόχευσης θέτεται στο κέντρο του ανενεργού στόχου. Αφού λοιπόν ολοκληρωθούν επιτυχώς τα 8 trials, αυξάνεται η δυσκολία του πειράματος και στην ουσία οι στόχοι μικραίνουν σε μέγεθος και απομακρύνονται μεταξύ τους.

Κάθε δυσκολία του πειράματος έχει καθορισμένο δείκτη δυσκολίας (ID) και ονομάζεται Session (Ενότητα). Στην αρχή κάθε Session, ο κέρσορας στόχευσης βρίσκεται πάντα στο κέντρο του αριστερού στόχου. Συνολικά το πείραμα περιλαμβάνει 5 Sessions από 8 trials το καθένα, δηλαδή συνολικά 40 trials. Η δυσκολία που ορίζεται σε κάθε Session είναι η εξής :

1. ID 1,8
2. ID 2,1
3. ID 2,3
4. ID 3,2
5. ID 4,1

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Σκοπός του πειράματος είναι η προσπάθεια του χρήστη για την όσο το δυνατόν πιο ταχύτερη ολοκλήρωση των 40 trials.



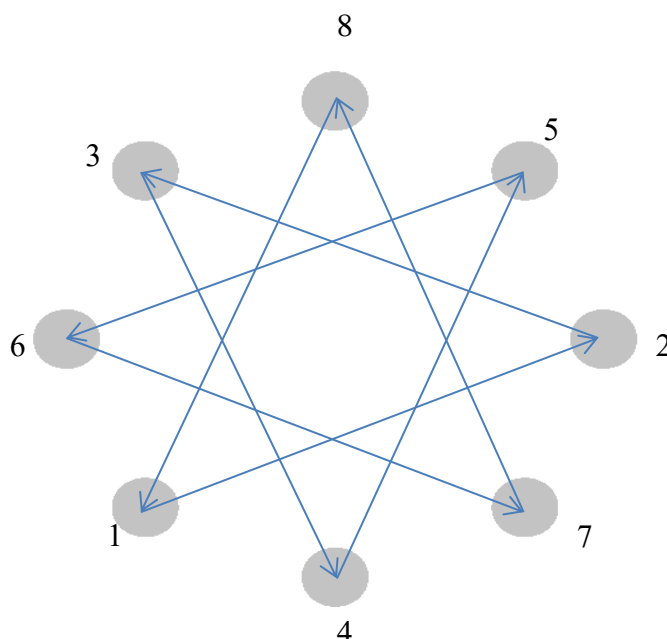
Εικόνα 5. Το πρώτο και το τελευταίο στάδιο δυσκολίας της 1D δοκιμασίας του πειράματος

4.2.2.5. Δισδιάστατο Πείραμα (2D)

Σε αυτό το πείραμα απαιτείται κίνηση και στόχευση και στον άξονα μήκους x και στον άξονα πλάτους y . Γι' αυτό το λόγο οι στόχοι είναι τοποθετημένοι με τέτοιο τρόπο ώστε να υπάρχουν τροχιές που απαιτούν κίνηση και κατά μήκος και κατά πλάτος της οθόνης. Αυτό επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση των κέντρων των στόχων περιμετρικά ενός κυκλικού δίσκου με συγκεκριμένο τρόπο, ώστε να διατρέχονται όλοι οι στόχοι σε μία Ενότητα (Session) του πειράματος και μάλιστα η απόσταση από στόχο σε στόχο να είναι η ίδια σε κάθε δοκιμασία (trial) για να είναι συνεπής το πείραμα στο πρότυπο ISO 9149-9.

Συγκεκριμένα στο 2D πείραμα περιλαμβάνονται 8 κυκλικοί στόχοι διατεταγμένοι περιμετρικά ενός κυκλικού δίσκου (που δεν φαίνεται) συγκεκριμένης ακτίνας. Οι στόχοι είναι αριθμημένοι, με τη σειρά που εκτελούνται τα trials. Στην αρχή κάθε session, ο κέρσορας στόχευσης ξεκινάει από το κέντρο του στόχου με τον αριθμό 8. Στο πρώτο trial, ο χρήστης πρέπει να πετύχει τον στόχο που έχει αριθμηθεί 1 στο σχήμα ακολουθώντας την τροχιά που έχει σημειωθεί με βελάκι από τον 8 στο 1 (τροχιά 8 \rightarrow 1). Στο επόμενο trial θα πρέπει να ακολουθηθεί

η τροχιά 1->2 και να κλικαριστεί ο στόχος 2 κ.ο.κ. μέχρι να διατρέξει ο χρήστης όλους τους στόχους, “χτυπώντας” τελευταίο τον στόχο 8.



Εικόνα 13. Σχηματική Αναπαράσταση 2D πειράματος IDEA

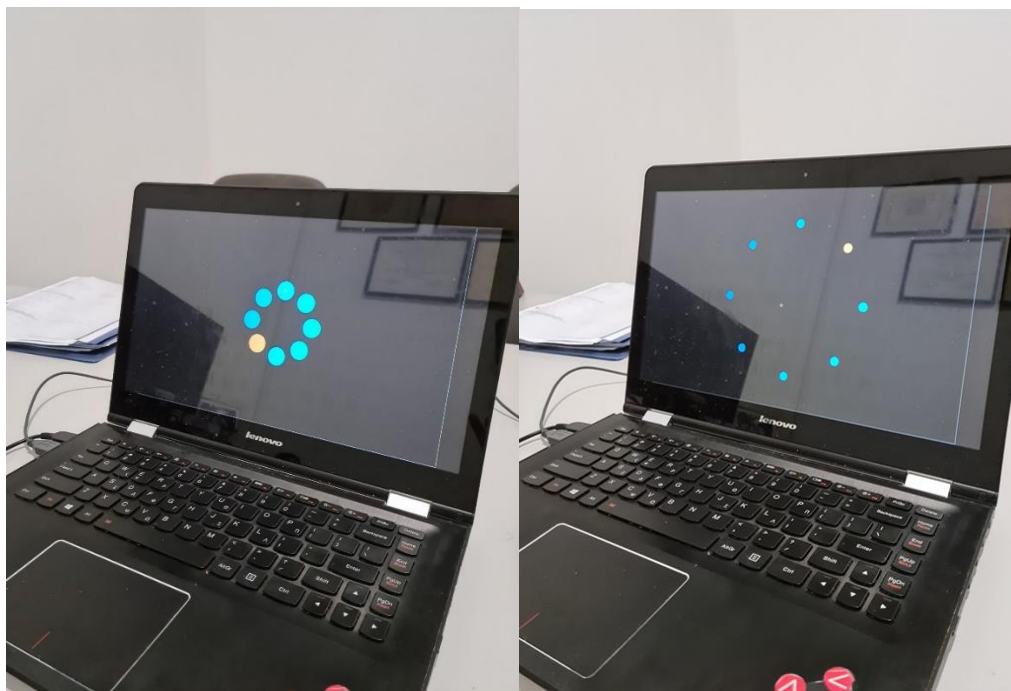
Παρατηρούμε επίσης ότι οι αποστάσεις είναι ίδιες σε κάθε τροχιά, λόγω του ότι τα κέντρα των στόχων είναι τοποθετημένα με συγκεκριμένο γεωμετρικό τρόπο σε έναν κυκλικό δίσκο ισαπέχοντας μεταξύ τους. Δηλαδή τα τόξα που σχηματίζονται από στόχο σε στόχο είναι ίδιου μήκους, οπότε οι τροχιές έχουν επίσης ίδιο μήκος, άρα καλύπτεται ίδια απόσταση σε κάθε trial και διατρέχονται όλοι οι στόχοι.

Επίσης οι τροχιές εξουδετερώνονται μεταξύ τους ανά δύο με αποτέλεσμα να μην βγαίνουμε εύκολα από τον εργονομικό χώρο της συσκευής εισόδου με την οποία εκτελούμε το πείραμα.

Η δυσκολία που ορίζεται σε κάθε session είναι η εξής :

1. ID 2,111
2. ID 2,21
3. ID 2,298
4. ID 3,208
5. ID 4,102

Συνολικά υπολογίζονται 8 τροχιές όσοι είναι και οι στόχοι, δηλαδή κάθε Ενότητα του πειράματος αποτελείται από 8 trials, άρα συνολικά εκτελούνται 40 δοκιμασίες όπως και στο 1D πείραμα.



Εικόνα 14. Το πρώτο και το τελευταίο στάδιο δυσκολίας της 2D δοκιμασίας του πειράματος

4.2.2.6. Βασικά Εικονικά Όργανα 1D, 2D Πειραμάτων

Για τη συσκευή κατάδειξης ποντίκι και συγκεκριμένη διάσταση (1D, 2D), έχει υλοποιηθεί διαφορετικό νι για την εκτέλεση των πειραμάτων. Επιπλέον έχουν υλοποιηθεί επιπρόσθετα νι που παρέχουν τη δυνατότητα δοκιμαστικού γύρου (warmup) κατά την οποία ο χρήστης εκτελεί το πείραμα μόνο στην 2η Ενότητα (Session) για 8 μόνο δοκιμασίες (trials) για εξοικείωση.

Τα πειράματα που εκτελούνται σε μονοδιάστατο και δισδιάστατο γραφικό περιβάλλον, υλοποιούνται από τα βασικά εικονικά όργανα του πίνακα, τα ονόματα των οποίων φέρουν τα προθέματα “1D” και “2D” για τα 1D πειράματα και τα 2D πειράματα αντίστοιχα

Το δισδιάστατο γραφικό περιβάλλον υλοποιήθηκε με χρήση του εργαλείου “XY graph” του Labview, το οποίο παρέχει πολλές δυνατότητες για επεξεργασία των γραφικών αναπαραστάσεων που προβάλλει. Συγκεκριμένα οι κυκλικόι στόχοι αποτελούν διαφορετικά γραφικά σχήματα (plots) του XY graph διατεταγμένοι κατάλληλα. Έτσι, δίνεται η δυνατότητα με χρήση κόμβων δυνατοτήτων (property nodes) του XY graph, να σχεδιάζονται οι στόχοι, να χρωματίζονται και να επανασχεδιάζονται με την αλλαγή δυσκολίας-session του πειράματος.

Κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των πειραμάτων αποθηκεύονται όλες οι τιμές των θέσεων (x, y) από τις οποίες αποτελείται κάθε δοκιμασία (trial), ο χρόνος κίνησης (MT), δηλαδή η διάρκεια κάθε δοκιμασίας σε milliseconds και υπολογίζεται ο αριθμός των αποτυχημένων κλικ σε κάθε δοκιμασία καθώς και ο αριθμός επανεισόδων του κέρσορα στον στόχο (target Reentries). Αυτά τα δεδομένα αποθηκεύονται στο δίσκο, σε αρχεία λογιστικών φύλλων (spreadsheets), σε βάση

δεδομένων με χρήση εικονικών οργάνων του 3ου επιπέδου της εφαρμογής. Επανακτώνται από το 4ο Επίπεδο για τον υπολογισμό των δεικτών αξιολόγησης των πειραμάτων .

Τα εικονικά όργανα του πίνακα , που τα ονόματα τους έχουν την κατάληξη “warmup” αποτελούν τα δοκιμαστικά πειράματα, τα οποία παρέχουν τη δυνατότητα δοκιμαστικού γύρου σε μόνο μία δυσκολία-Ενότητα για εξοικείωση του χρήστη με το εκάστοτε πείραμα. Συγκεκριμένα εκτελούνται μόνο για το 2ο Session και δεν αποθηκεύονται δεδομένα στη βάση κατά τη διάρκεια εκτέλεσής των.

Τα βασικά εικονικά όργανα που συνθέτουν τα 1D και 2D πειράματα καλούνται από το τελικό εικονικό όργανο της εφαρμογής, το “Login_Window.vi”.

Επίσης, υπάρχουν βοηθητικά εικονικά όργανα που έχουν αναπτυχθεί και καλούνται από τα βασικά όργανα των πειραμάτων.

4.2.2.7. Ρυθμός Συλλογής Δεδομένων (Data Acquisition Rate)

Κατά τη διάρκεια του πειράματος, λαμβάνονται δεδομένα από οποιαδήποτε συσκευή κάθε 5 milliseconds, δηλαδή με συχνότητα 200Hz (200 δείγματα το δευτερόλεπτο). Σε κάθε βασικό εικονικό όργανο υλοποίησης πειράματος (1D, 2D) ο κύριος κώδικας που εκτελείται, βρίσκεται μέσα σε έναν χρονισμένο βρόγχο (timed loop) με τιμή 5ms. Δηλαδή κάθε 5 milliseconds λαμβάνονται δεδομένα από τη συσκευή κατάδειξης και εκτελείται ο αλγόριθμος που έχει υλοποιηθεί κατά τη διάρκεια των πειραμάτων. Ο Ρυθμός Συλλογής Δεδομένων (DAR), έχει γίνει έτσι ώστε να λαμβάνεται ο ίδιος αριθμός δεδομένων από κάθε μέθοδο αλληλεπίδρασης και ταυτόχρονα να εκτελείται χωρίς προβλήματα η εφαρμογή σε περίπτωση επιλογής μεγαλύτερης συχνότητας

4.2.3. Βάση Δεδομένων

Το συγκεκριμένο επίπεδο λειτουργιών περιλαμβάνει συναρτήσεις και εικονικά όργανα του Labview που σχετίζονται με την δημιουργία και επεξεργασία της βάσης δεδομένων κατά την εκτέλεση της εφαρμογής. Συγκεκριμένα για κάθε χρήστη που εκτελεί το πείραμα, αποθηκεύονται οι μετρήσεις για κάθε πείραμα και για κάθε συσκευή που χρησιμοποιήθηκε. Η βάση δεδομένων περιέχει όλους τους χρήστες και τις μετρήσεις και αποτελείται από αρχεία λογιστικών φύλλων (spreadsheets) τα οποία μπορούν να αναλυθούν εύκολα στατιστικά

Τα βέλη δηλώνουν τις σχέσεις της βάσης δεδομένων με τα υπόλοιπα επίπεδα λειτουργίας και το τελικό vi “Login_Window.vi”. Συγκεκριμένα τα εισερχόμενα βέλη στη βάση, δηλώνουν δημιουργία αρχείων/φακέλων και εγγραφή-αποθήκευση δεδομένων στη βάση δεδομένων, ενώ τα εξερχόμενα βελάκια δηλώνουν διάβασμα αρχείων και ανάκτηση δεδομένων από τη βάση.

Συγκεκριμένα, το επίπεδο υλοποίησης των πειραμάτων (2ο επίπεδο), δημιουργεί αρχεία στη βάση δεδομένων στα οποία αποθηκεύονται.

Το 4ο Επίπεδο ανακτά συγκεκριμένα δεδομένα που χρειάζεται για τον υπολογισμό των δεικτών αξιολόγησης και αποθηκεύει εκ νέου τους υπολογισμούς και τις μετρήσεις στη βάση δεδομένων.

Το “Login_Window.vi”, δημιουργεί τη βάση δεδομένων και αποθηκεύει τους χρήστες σε μία λίστα δημιουργώντας το αρχείο list.xls. Για κάθε χρήστη κατασκευάζει διαφορετικό φάκελο, στον οποίο δημιουργεί υποφάκελο για κάθε πείραμα που εκτελεί ο χρήστης, όπου αποθηκεύονται τα δεδομένα που λαμβάνονται από το επίπεδο υλοποίησης πειραμάτων. Για κάθε είδος πειράματος που εκτελεί ο χρήστης, αποθηκεύεται ένα αρχείο λογιστικών φύλλων που περιλαμβάνει όλες τις μετρήσεις που παρέχονται από το 4ο επίπεδο της εφαρμογής. Τέλος τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα όλων των χρηστών αποθηκεύονται σε διαφορετικά αρχεία λογιστικών φύλλων τα οποία προκύπτουν από την επεξεργασία των αρχείων κάθε χρήστη.

4.2.4. Τελικό Εικονικό Όργανο – “Login Window.vi”

Το τελικό ή τερματικό εικονικό όργανο με το οποίο εκτελείται η εφαρμογή είναι το “Login Window.vi”. Το vi αυτό παρέχει τη διαδραστική πλατφόρμα με την οποία, καταχωρούμε έναν χρήστη στη βάση δεδομένων, επιλέγουμε τα πειράματα που θα εκτελέσει με όποια σειρά επιθυμούμε και υπολογίζουμε τα τελικά αποτελέσματα όλων των χρηστών που έλαβαν συμμετοχή στο γενικό πείραμα.

Όταν το “Login Window.vi” εκτελεστεί για πρώτη φορά, εμφανίζεται ένα διαδραστικό παράθυρο, το οποίο αποτελείται από δύο πεδία κειμένου, όπου δηλώνεται το όνομα και το επώνυμο του χρήστη που επρόκειτο να εκτελέσει πειράματα, μία ένδειξη που εμφανίζει την ανάλυση της οθόνης που τρέχει η εφαρμογή, δύο πεδία με επιλογές (radio buttons) για επιλογή συσκευής κατάδειξης και επιλογής τύπου ανάδρασης, έναν διακόπτη για επιλογή κανονικού ή δοκιμαστικού πειράματος, το κουμπί OK το οποίο εκκινεί την εκτέλεση ενός πειράματος και το κουμπί Cancel που τερματίζει την εφαρμογή.

Όταν ο εικονικός διακόπτης έχει τεθεί στο δοκιμαστικό πείραμα (warmup), τα πεδία συμπλήρωσης των στοιχείων του χρήστη είναι ανενεργά, αφού δεν αποθηκεύονται δεδομένα κατά την εκτέλεση δοκιμαστικών πειραμάτων οπότε δεν υπάρχει ανάγκη στην καταχώρηση κάποιου χρήστη.

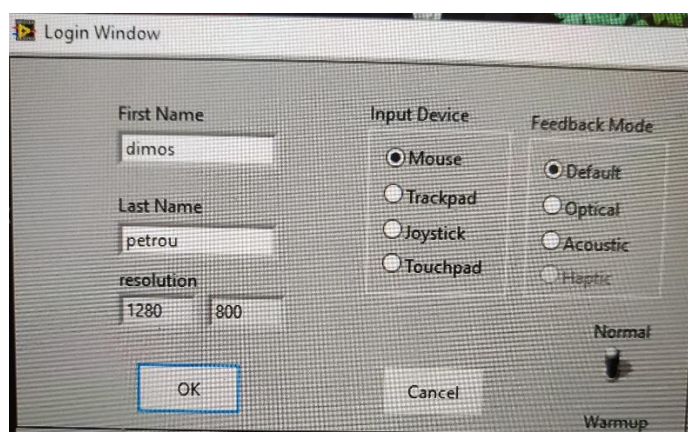
Για την εκτέλεση κανονικών πειραμάτων από κάποιο χρήστη, ο διακόπτης κάτω δεξιά τίθεται στη θέση normal (εικόνα 15). Όταν ένας νέος χρήστης δηλώνει τα στοιχεία του για πρώτη φορά στη βάση και πατηθεί το κουμπί OK, εμφανίζεται ένα μήνυμα που πληροφορεί ότι

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

καταχωρήθηκε στη βάση ως νέος χρήστης. Τότε ενημερώνεται το αρχείο list.xls, το οποίο στην αριστερή στήλη περιλαμβάνει τα στοιχεία του χρήστη και στη δεξιά στήλη τον αριθμό των πειραμάτων που έχει εκτελέσει.

Στη συνέχεια επιλέγει την επιθυμητή συσκευή κατάδειξης και τύπο ανάδρασης για την εκτέλεση συγκεκριμένου πειράματος. Πατώντας το OK εμφανίζεται ένα παράθυρο διαλόγου στο οποίο ο χρήστης επιλέγει τη διάσταση του πειράματος (1D,2D) και εκτελεί το αντίστοιχο πείραμα. Στα πειράματα που θα εκτελέσουμε το input device πάντα είναι στο mouse και η ανάδραση στο default (δηλαδή μια οπτική και δυο ακουστικές αναδράσεις).

Όταν ο χρήστης ολοκληρώσει ένα κανονικό πείραμα, καλείται το εικονικό όργανο “User_results.vi”, το οποίο διαβάζει τα δεδομένα που αποθηκεύτηκαν κατά την εκτέλεση του πειράματος και με χρήση των vi του τέταρτου επιπέδου λειτουργίας της εφαρμογής, υπολογίζει τους δείκτες αξιολόγησης και αποθηκεύει στη βάση ένα αρχείο λογιστικών φύλλων. Αυτό γίνεται για οποιοδήποτε πείραμα εκτελέσει ο χρήστης.



Εικόνα 15. Τελικό Εικονικό Όργανο – “Login Window.vi

4.3 Ανασκόπηση - Προηγούμενη έρευνες IDEA

Στην ανασκόπηση των Soukoreff & Mackenzie [42], αναδεικνύεται ότι οι συσκευές αλληλεπίδρασης του ανθρώπου με τον υπολογιστή θα επωφεληθούν από τον νομό του Fitts σύμφωνα με το πρότυπο ISO. Η προηγούμενη βιβλιογραφία που δεν ακολουθεί το συγκεκριμένο πρότυπο ISO είναι ασυνεπής και αντιφατική. Πιο συγκεκριμένα, μετρήσεις σύμφωνα με το πρότυπο ISO περιλαμβάνουν: με δείκτη δυσκολίας 3.8, η Throughput σε ποντίκι είναι 4,9, σε TrackBall η Throughput είναι 3 [12], με δείκτη δυσκολίας από 2,3-6,3 το isometric joystick έχει Throughput 2,1 και το touchpad 1,8 [43].

Συσκευές που έγινε χρήση του IDEA από την ομάδα του κ Πίνο:

Αρχικά έγινε αξιολόγηση πάνω στην απόδοση του ποντικιού σε σχέση με τα εγκεφαλικά κύματα, τα οποία παρουσίασαν χαμηλή αποτελεσματικότητα [10]. Επίσης, στην έρευνα των Kouroupetroglou et al. [41] πραγματοποιήθηκε σύγκριση του ποντικιού και της συσκευής Wii mote μέσω χειρισμών (gestures). Η ερευνά έδειξε ότι για το Wiimote, το throughput είναι 41,2% χαμηλότερο από τη χρήση του ποντικιού και ο αριθμός των χαμένων κλικ είναι τρεις φορές υψηλότερος σε δισδιάστατα περιβάλλοντα. Εδώ, γίνεται η επισήμανση ότι χρειάζονται περισσότερες μελέτες, με μεγαλύτερα δείγματα συμμετεχόντων πάνω στις χειρονομίες, με υγιείς και άτομα με κάποια μορφής αναπηρία.

Μια ακόμα ερευνά από τον κ. Πίνο συγκρίνει το Kinect με το ποντίκι [44]. Για τις 2D εργασίες που χρησιμοποιούν τον αισθητήρα Microsoft Kinect, το Throughput είναι 39% χαμηλότερο από τη χρήση του ποντικιού, τα λάθος κλικ παραμένουν στα ίδια επίπεδα. Ωστόσο, για 3d εργασίες που χρησιμοποιούν τον αισθητήρα Microsoft Kinect, το Throughput είναι κατά 9,7% υψηλότερο από το ποντίκι, ενώ τα λάθος κλικ είναι σημαντικά χαμηλότερα. Επίσης, επισημαίνεται το κενό στην ερευνά και η έλλειψη μεγάλων δειγμάτων.

Επιπρόσθετα, το λογισμικό IDEA μπορεί να προγνώσει την εμφάνιση σκλήρυνσης κατά πλάκας σε αρχικό στάδιο με 70,9% επιτυχία σε τεστ 2D. Στην συγκεκριμένη έρευνα, εξετάζεται η ευαισθησία του IDEA στο να μπορέσει να διαφοροποιήσει τους υγιείς από τους ασθενείς σε αρχικό στάδιο σκλήρυνσης κατά πλάκας. Λαμβάνοντας υπόψη, ότι η εξίσωση της λογικής παλινδρόμησης προέβλεψε σωστά το 69,1% των διαγνώσεων στο τεστ μιας διάστασης 1D για το κυρίαρχο χέρι, το 67,3% στο τεστ 1D για το μη κυρίαρχο χέρι, το 70.9 % στο τεστ δύο διαστάσεων 2D για το κυρίαρχο χέρι και 61.8% στο τεστ 2D για το μη κυρίαρχο χέρι, χωρίς οι ασθενείς να παρουσιάζουν εμφανή ελλείμματα κινητικών δεξιοτήτων στα άνω άκρα, θεωρήθηκε πως το λογισμικό IDEA μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ένα αξιόπιστο εργαλείο για την πρόωπη διάγνωση της σκλήρυνσης κατά πλάκας [45]. Τα αποτελέσματα, λοιπόν, οδηγούν σε συμπεράσματα, που μπορούν να επιτρέψουν καλύτερη κατανόηση την πρόωπη φάση της πολλαπλής σκλήρυνσης στα άνω άκρα του ανθρώπινου σώματος. Μπορούμε να ισχυριστούμε ότι το σύστημα IDEA μπορεί να χρησιμοποιηθεί δυνητικά ως αξιόπιστο εργαλείο πρόβλεψης με αξιοσημείωτη ευαισθησία και αξιοπιστία, που θα μπορούσαν να ισχύουν για άλλες ασθένειες που επηρεάζουν την κινηματική των άνω άκρων.

Με βάση αυτά ,η τωρινή έρευνα προσπαθεί να καλύψει το κενό τόσο στον αριθμό των ατόμων αλλά και να εφαρμοστεί σε άτομα με αναπηρία. Θα γίνει ακόμα πιο κατανοητή η Throughput διαφορετικών μέσων διεπαφής σε υγιή άτομα και θα αναδείξει κατά ποσό είναι αποτελεσματικά σε άτομα με κινητικό πρόβλημα άνω ακρών (εγκεφαλικό).

5. Μέθοδος Αξιολόγησης Ευχρηστίας: System Usability Scale (SUS)

5.1 Ορισμός της Μεθόδου

Η μέθοδος των ερωτηματολογίων, η οποία είναι ο τρόπος με τον οποίο μπορούμε να αποκτήσουμε πληροφορίες από τους ερωτηθέντες χρήστες. Σε αυτά συνηθίζεται να χρησιμοποιούνται ερωτήσεις πολλαπλής επιλογής, αλλά δεν απορρίπτονται και οι ανοικτού τύπου. Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζεται η μέθοδος SUS, που αποτελεί μία τέτοια τυποποιημένη μέθοδο. Τα τυποποιημένα ερωτηματολόγια ευχρηστίας, όπως του SUS, έχουν τα παρακάτω πλεονεκτήματα [46].

- Αντικειμενικότητα: Ένα τυποποιημένο μέτρο υποστηρίζει την αντικειμενικότητα διότι επιτρέπει την ανεξάρτητη επαλήθευση των αποτελεσμάτων.
- Αναπαραγωγή: Είναι πιο εύκολη η αναπαραγωγή αποτελεσμάτων έρευνας άλλων ερευνητών, αλλά και των ίδιων που την διεξάγουν.
- Ποσοτικοποίηση: Γίνεται πιο καλή η παρουσίαση των αποτελεσμάτων με καλύτερη λεπτομέρεια και επιτρέπεται και η χρήση στατιστικών μεθόδων για την κατανόηση τους.
- Οικονομία: Μετά την ανάπτυξη τους, η επαναχρησιμοποίηση δεν έχει κόστος.
- Επικοινωνία: Οι ερευνητές είναι πιο εύκολο να επικοινωνήσουν αποδοτικά.
- Επιστημονική γενίκευση: Η τυποποίηση είναι απαραίτητη για την γενίκευση των αποτελεσμάτων.

Η SUS είναι μία μέθοδος τυποποιημένου ερωτηματολογίου που εφαρμόζεται συνήθως για τη βαθμολογία κάποιου συστήματος. Περιέχει ένα σύνολο δέκα προτάσεων με κλίμακα από το 1 μέχρι το 5 (κλίμακα Likert), όπου το 1 εκφράζει την απόλυτη διαφωνία και το 5 την απόλυτη συμφωνία με αυτή [47].

Οι συμμετέχοντες καλούνται να συμπληρώσουν το ερωτηματολόγιο μετά την χρήση του συστήματος, χωρίς να έχει προηγηθεί κανενός είδους ενημέρωση ή συζήτηση. Η αξιολόγηση ευχρηστίας θα πρέπει να είναι σαφής και να προτρέπει τους ερωτηθέντες χρήστες την άμεση απάντηση/ανταπόκριση τους, χωρίς την υπερβολική σκέψη για αυτές. Εάν δεν μπορούν να για κάποιο λόγο να βαθμολογήσουν κάποια πρόταση, πρέπει να επιλέξουν το κεντρικό σημείο της κλίμακας, δηλαδή το 3 [47].

Οι δέκα προτάσεις που εμφανίζονται στο ερωτηματολόγιο SUS επιλέχθηκαν από μια λίστα, που περιείχε πενήντα πιθανές προτάσεις, με βάση μια συγκριτική ερευνητική μελέτη δύο πληροφοριακών συστημάτων με συνολικά είκοσι χρήστες. Το ένα σύστημα ήταν σχετικά εύκολο και το δεύτερο σχετικά δύσκολο. Οι προτάσεις που τελικά επιλέχθηκαν για να αποτελέσουν το SUS ερωτηματολόγιο, ήταν αυτές που έδειχναν και τη μμεγαλύτερη διάκριση μεταξύ των δύο συστημάτων και εμφάνιζαν ισχυρή συσχέτιση μεταξύ τους (από 0,7 μέχρι 0,9) [47]. Οι ερωτήσεις έχουν κατασκευαστεί για να αποτιμούν την ευχρηστία με βάση τα κριτήρια που προτείνει το ISO 9241-1.

Οι πιο πρόσφατες μμελέτες/έρευνες, που αξιολόγησαν την αξιοπιστία της μμεθόδου, είναι:

1. Έρευνα με συνολικά 14 χρήστες και δείκτη αξιοπιστίας $>0,90$, ενώ πραγματοποιήθηκε και σε μικρότερο δείγμα 8 χρηστών με δείκτη αξιοπιστίας 0,75 [48].

2. Έρευνα με συνολικά 2.324 χρήστες και δείκτη αξιοπιστίας 0,91 [49].

3. Έρευνα με συνολικά 324 χρήστες και δείκτη αξιοπιστίας 0,92 [50].

Επιπρόσθετα , σύμφωνα με το άρθρο του Katsanos et al. [51] η ελληνική έκδοση του SUS που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα είναι αξιόπιστη και έγκυρη και δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντική διαφορά από την αγγλική έκδοση. Η ελληνική έκδοση είχε $mean = 71.74$ και $sd = 13.01$, ενώ η αγγλική $mean = 69.57$ και $sd = 12.29$.

5.2. Βαθμολόγηση Ερωτηματολογίου με Εφαρμογή της SUS Μεθόδου

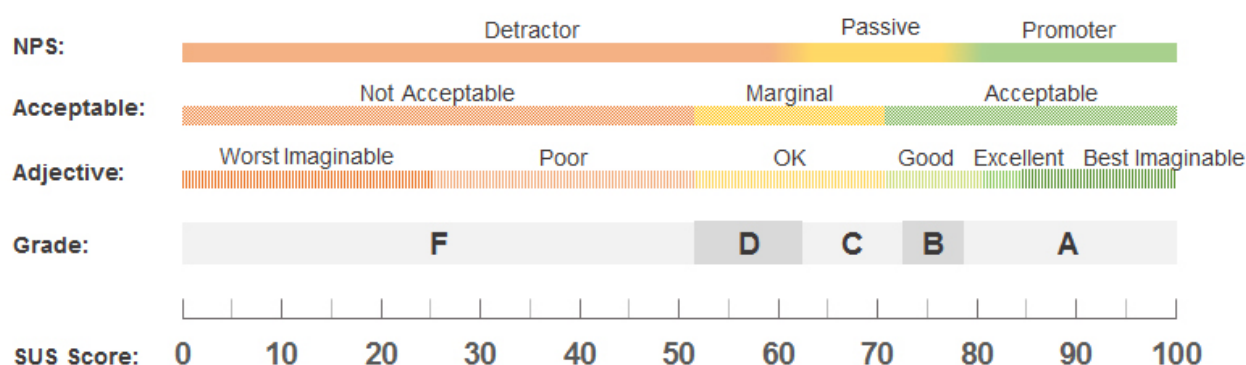
Αρχικά, για την βαθμολογία του κάθε ερωτηματολογίου ισχύει ότι για να υπολογιστεί το SUS σκορ, πρέπει να υπολογιστεί η συνεισφορά της κάθε πρότασης. Οι προτάσεις με περιττό αύξοντα αριθμό 1,3,5,7,9 συνεισφέρουν το αποτέλεσμα της αφαίρεσης του αριθμού ένα από την απάντηση του ερωτηθέντα χρήστη στην κλίμακα. Για τις προτάσεις με άρτιο αύξοντα αριθμό 2,4,6,8,10 ισχύει ότι το αποτέλεσμα θα είναι ίσο με την αφαίρεση της απάντησης του ερωτηθέντα χρήστη στην κλίμακα από τον αριθμό πέντε. Το γινόμενο του αθροίσματος όλων των αποτελεσμάτων επί τον αριθμό 2,5 θα δώσει την τελική βαθμολογία SUS του πληροφοριακού συστήματος [47]. Η παραπάνω διαδικασία μπορεί να αποδοθεί και από τον παρακάτω τύπο: $SUS \text{ ερωτηματολόγιο} = (\sum_i(x_i-1) + \sum_j(5-x_j)) * 2,5$, όπου $i=1,3,5,7,9$ και $j=2,4,6,8,10$ [52].

Είναι πολύ σημαντικό για όλα τα ερωτηματολόγια να εφαρμοστεί η παραπάνω μμεθοδολογία για την εύρεση της βαθμολογίας. Σε αυτό το σημείο, αξίζει να τονιστεί ότι για την μη συνεπή συμπλήρωση του ερωτηματολογίου, από συμμετέχοντες, θα πρέπει ο εκάστοτε ερευνητής να

κρίνει εάν θα τον απομακρύνει εξ' ολοκλήρου ή εάν θα απομακρύνει μόνο τα σχετικά δεδομένα. Το πλεονέκτημά της SUS είναι ότι τέτοιοι χρήστες είναι εύκολο να αναγνωριστούν, λόγω της συμπεριφοράς που έχουν στο να απαντούν όλες τις ερωτήσεις με πέντε. Δεν γνωρίζουμε πάντα γιατί παρουσιάζονται τέτοια φαινόμενα, αυτό όμως που μπορεί με βεβαιότητα να ειπωθεί, είναι ότι το ερωτηματολόγιο έχει συμπληρωθεί με ασυνεπή τρόπο. Αυτό στηρίζεται στο ότι οι ερωτήσεις είναι θετικές ή αρνητικές ανάλογα με τον τρόπο που συντελούν στη βαθμολογία [53].

5.2.1 Ερμηνεία της Βαθμολογία SUS (SUS scores)

Μετά την σχετικά εύκολη διαδικασία του υπολογισμού της βαθμολογίας SUS για ένα σύστημα, ήρθε η στιγμή να ερμηνευτεί το αποτέλεσμα. Τα αποτελέσματα από τις διάφορες έρευνες φαίνονται στο παρακάτω σχήμα που συνοψίζει την τελική βαθμολογία, την κλίμακα, το χαρακτηρισμό του συστήματος και το εύρος της αποδοχής ως προς την ευχρηστία του [49, 50].



Εικόνα 16. Εύρος βαθμολογίας του ερωτηματολογίου μέτρησης χρηστικότητα SUS [52]

Όπως και με κάθε μετρική, έτσι και η SUS βαθμολόγηση ως μοναδική μέθοδος για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το πόσο εύχρηστο είναι ένα σύστημα. Παράγοντες όπως το ποσοστό επιτυχίας καθώς και η φύση των προβλημάτων, που μπορούν να ποσοτικοποιηθούν με την παρουσία των χρηστών, μπορούν να παίξουν σημαντικό ρόλο στον καθορισμό της ευχρηστίας του συστήματος.

Λαμβάνοντας τα παραπάνω υπόψη, η μέθοδος SUS μπορεί να είναι μια πολύ χρήσιμη μετρική για τα μέσα διεπαφής, εφόσον τα δεδομένα συλλέγονται σωστά και ο χαρακτηρισμός έχει σημασία για το συμπέρασμα. Έτσι, τα μέσα, που βαθμολογούνται πάνω από 70 είναι αποδεκτά, ενώ καλύτερα είναι αυτά που βαθμολογούνται πάνω από 80. Όσα από αυτά έχουν

πάνω από 90 είναι βέβαιο ότι είναι άξια επαίνου ευχρηστίας και φυσικά δεν συμβαίνει το ίδιο για όσα μέσα έχουν σκορ κάτω από 70. Αυτά πρέπει να εξετάζονται εξονυχιστικά και να βελτιώνονται συνεχώς μέχρι να φτάσουν τουλάχιστον στον οριακό (υψηλό) χαρακτηρισμό, διαχωρισμός ο οποίος συμβαίνει στην αρχή του δεύτερου τεταρτημόριου. Βαθμολογίες κάτω από 50 πρέπει να προκαλούν την ανησυχία σχετικά με τη ευχρηστία και χαρακτηρίζονται ως μη αποδεκτά.

Παρόλη την αναφορά στην βαθμολογία ως αποτέλεσμα, πρέπει να γίνεται και ως διαδικασία. Αυτό που έχει ιδιαίτερη σημασία είναι το δείγμα των συμμετεχόντων χρηστών να είναι επαρκές, για να μην υπάρχουν και παρεξηγήσεις σχετικά με το αποτέλεσμα. Έτσι, μια βαθμολογία της τάξης του 50 δεν αναπαριστά ένα μισό-άριστο σύστημα, όσο μια βαθμολογία της τάξης του 100, αλλά είναι μια ένδειξη κάποιας χρηστικής ανωμαλίας του συστήματος [49].

Τελικά, φαίνεται πιο εύκολο να χαρακτηριστεί ένα σύστημα ως μη αποδεκτό, παρά ως αποδεκτό, ειδικά αν κάποιος ερευνητής θέλει να έχει ένα πολύ σίγουρο αποτέλεσμα και με μεγάλο βαθμό εμπιστοσύνης. Αυτό είναι μια δήλωση που είναι καλό να βρίσκεται πάντα στο μυαλό των ερευνητών, όταν καθορίζεται η αποδοχή του συστήματος, διότι καμία βαθμολογία δεν μπορεί να εγγυηθεί, παρά μόνο υπόσχεται [47].

5.2.2 Συσχέτιση Βαθμολογίας SUS με άλλες παραμέτρους

Στην μέχρι τώρα ανάλυση, δεν έχει δοθεί σημασία στη συσχέτιση της βαθμολογίας SUS με άλλες παραμέτρους, όπως το φύλο, την ανάδραση που δέχονται και άλλους.

1) Διαπιστώθηκε συσχέτιση αποτελεσματικότητας στη χρήση του διαδικτύου και της αξιολόγησης ($r=0.39$). Πρακτικά αυτό σημαίνει ότι πιο έμπειροι χρήστες του διαδικτύου αντιλαμβάνονται το σύστημα ως πιο εύκολο στη χρήση [51].

2) Οι χρήστες είχαν ήδη εξοικειωθεί με το σύστημα στο παρελθόν, αξιολογούν το σύστημα κατά μέσο όρο με 11% μεγαλύτερο βαθμολογία SUS [50].

3) Διαπιστώθηκε αρνητική συσχέτιση με την ηλικία ($r = -0.203$ και $p=0.003$), δηλαδή νέοι σε ηλικία χρήστες τείνουν να βαθμολογούν υψηλότερα [49].

Ειδικό Μέρος

6. Διεξαγωγή Πειραμάτων

6.1 Στόχοι της μελέτης

Οι στόχοι της εργασίας είναι:

- Μέτρηση απόδοσης σε δύο ομάδες χρηστών:
 1. Αθλητές.
 2. Άτομα που έπαθαν εγκεφαλικό επεισόδιο και βρίσκονται στην φάση της αποκατάστασης.
- Σύγκριση του ποντικιού, των χειρονομιών και των κινήσεων κεφαλής ως μέσα διεπαφής με τον υπολογιστή σε όλους τους δείκτες αξιολόγησης με βάση το IDEA.
- Σύγκριση των δύο πληθυσμών σε όλα τα μέσα διεπαφής.
- Ερωτηματολόγιο χρηστικότητας System Usability Scale (SUS) σε ελληνική μετάφραση όλων των τρόπων αλληλεπίδρασης και σύγκριση των δύο ομάδων ως προς αυτό.

6.2 Πληθυσμός μελέτης – Κριτήρια αποκλεισμού

Τα πειράματα εκτελέστηκαν σε 2 ομάδες χρηστών .

1. Τριάντα άτομα αθλητές.

Κριτήρια αποκλεισμού:

- Ηλικίες πάνω από 70 χρονών.
- Ύπαρξη κάποιο νευρολογικού συμπτώματος κεντρικής αιτιολογίας η μυοσκελετική δυσλειτουργία.
- συχνότητα άσκησης λιγότερες από 2 φορές την εβδομάδα.
- καμία προηγούμενη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή η tablet.

2. Οχτώ άτομα με εγκεφαλικό.

Κριτήρια αποκλεισμού:

- Άτομα πάνω από 70 χρονών.
- Βαθμολογία στο Mini-Mental State Examination (MMSE) κάτω από 19.
- Αιμοδυναμική αστάθεια.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

- Λήψη φαρμακευτικής αγωγής που να επηρεάζει την γνωστική λειτουργία.
- Οποιαδήποτε αιτία που να απαγορεύει την απότομη κίνηση του αυχένα.
- Το μη επηρεασμένο χέρι να μην παρουσιάζει και αυτό κάποιας μορφής δυσλειτουργία και να είναι πλήρως λειτουργικό.
- Να μην υπάρχει καμία προηγούμενη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή ή tablet.

Πίνακας 1. Βασικά χαρακτηριστικά της ομάδας των ατόμων με εγκεφαλικό στη μελέτη

N/A	ΦΥΛΟ	ΗΛΙΚΙΑ	ΕΙΔΟΣ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟΥ	ΣΥΜΠΤΩΜΑΤΙΚΗ ΠΛΕΥΡΑ	ΧΡΟΝΟΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ	MINI MENTAL TEST
1	Θήλυ	29	Ισχαιμικό/Ημιπάρεση	Δεξιά	12 μήνες	29
2	Άρρεν	45	Ισχαιμικό/Ημιπάρεση	Δεξιά	6 μήνες	29
3	Άρρεν	68	Ισχαιμικό/Ημιπάρεση	Αριστερή	30 μήνες	25
4	Άρρεν	54	Ισχαιμικό/Ημιπληγία	Αριστερή	3 χρόνια	27
5	Θήλυ	45	Αιμορραγικό/Ημιπληγία	Αριστερή	4 μήνες	22
6	Άρρεν	48	Ισχαιμικό/Ημιπληγία	Δεξιά	9 μήνες	20
7	Άρρεν	40	Ισχαιμικό/Ημιπληγία	Αριστερή	6 μήνες	21
8	Θήλυ	46	Αιμορραγικό/Ημιπάρεση	Αριστερή	9 μήνες	28

6.3 Μεθοδολογία

6.3.1 Υλικά και ρυθμίσεις λογισμικού για την εκτέλεση του πειράματος

Λάπτοπ με τα εξής χαρακτηριστικά :

- Εταιρεία : LENOVO
- Μοντέλο : Yoga 500-14ISK 80R50095GM
- Επεξεργαστής: Intel Core i7-6500U 2.50 GHz
- RAM: 4 GBDDR3-1600 MHZ
- Χωρητικότητα Σκληρού Δίσκου: 128 GB – SSD
- Οθόνη: 14’’ FHD IPS
- Κάρτα γραφικών: Intel HD Graphics
- Κάμερα: Ενσωματωμένη
- 2 Θύρες USB
- Ενσωματωμένα Ηχεία –JBL Stereo Speakers

- Λογισμικό: WINDOWS 10
- Τιμή 550 ευρώ

Ποντίκι με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Logitech m90.
- Πλήρες μέγεθος.
- Αμφιδέξια σχεδίαση. Ειδικά σχεδιασμένο για χρήση και με τα δύο χέρια. Άνετο στην χρήση . Η ρύθμιση γίνεται γρήγορα και απλά. απλώς συνδέστε το καλώδιο στη θύρα USB. Δεν υπάρχει λογισμικό για εγκατάσταση.
- Ενσύρματο με καλώδιο.
- Τεχνολογία οπτικής παρακολούθησης κίνησης υψηλής ευκρίνειας (1000 d)
- Συνολική τιμή 6 ευρώ

Το ποντίκι αυτό επιλέχθηκε γιατί είναι άνετο στην χρήση . Η εγκατάσταση και σύνδεση με το λάπτοπ γίνεται γρήγορα και απλά. Το καλώδιο του ποντικιού συνδέεται με μια θύρα USB του λάπτοπ. Δεν υπάρχει λογισμικό για εγκατάσταση.

Δεν έγιναν κάποιες αλλαγές στις ρυθμίσεις του ποντικιού ούτε των Windows . Η ταχύτητα παρέμεινε στην μέτρια ένταση . Το κύριο κουμπί είναι το αριστερό για τους δεξιόχειρες και το δεξί για τους αριστερόχειρες. Τα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν είναι χαμηλού κόστους και ευκολά προστασία από το ευρύ κοινό .

Tracker Pro της Madentec: ορίστηκε θέση off ώστε η κίνηση με το Tracker Pro να είναι ακριβώς ίδια με του ποντικιού και θα στηρίζεται στις αρχικές ρυθμίσεις που επιλέξαμε για τα Windows. Η τοποθέτηση του Tracker Pro γίνεται πάνω ακριβώς από την ενσωματωμένη κάμερα του φορητού υπολογιστή και στερεώνεται με την χρήση Velcro.

CGA: Η ενέργεια που ορίστηκε για την κατάδειξη είναι η γρήγορη κίνηση αριστερά και στην χειρονομία και στην κεφαλή. Η επιλεγμένη μορφή για το χρονοδιακόπτη είναι η μπάρα που εμφανίζεται δίπλα από τον κέρσορα με κόκκινο χρώμα.

- Ευαισθησία(sensitivity). Η ρύθμιση που ορίστηκε είναι 5 pixel.
- Χρόνος παραμονής(dwel time). Στην ερευνά ορίστηκε στα 0,3 δευτερόλεπτα.
- FILL UP. Η επιλεγμένη ρύθμιση είναι 0,7 δευτερόλεπτα
- Gesture time. Η επιλεγμένη ρύθμιση είναι 1 δευτερόλεπτο

6.3.2 Χώρος του πειράματος - Εργονομία

Τα πειράματα μετρήσεως απόδοσης συσκευών κατάδειξης σε 1D, 2D γραφικό περιβάλλον , θα εκτελεστούν στο φυσικοθεραπευτριών ΠΕΤΡΟΥ-ΧΑΣΑΠΗ στην πόλη της Ιστιαίας. . Ο

χώρος αυτός προετοιμάστηκε από τον μεταπτυχιακό φοιτητή Πέτρου Δήμο με βάση τις κατευθυντήριες οδηγίες του καθηγητή κ. Αλέξανδρου Πίνο.

- Χώρος Επιβλέποντα: Είναι το σημείο όπου κάθεται ο επιβλέπων των πειραμάτων, έτσι ώστε να εκκινεί και να επιβλέπει την εκτέλεση των πειραμάτων και γενικά να ρυθμίζει την συνολική διαδικασία.

- Χώρος Χρήστη: Είναι ο χώρος, όπου ο συμμετέχων-χρήστης εκτελεί τα πειράματα. Ο συμμετέχοντας κάθεται σε μια καρεκλά που προσαρμόζεται ανάλογα με το ύψος του εξεταζόμενου. Μπροστά του τοποθετούνται σε κατάλληλο σημείο το λάπτοπ και το ποντίκι πάνω στο mousepad. Πιο συγκεκριμένα, όλο το γραφείο έχει μήκος 160 εκατοστά και πλάτος 80 εκατοστά. Το λάπτοπ τοποθετείται από το 82 εκατοστό του τραπεζιού έως το 117 ως προς το μήκος και από το 6 εκατοστό έως το 30 ως προς το πλάτος. Το mousepad τοποθετείται ως προς το μήκος του τραπεζιού από το 130 εκατοστό το 150 εκατοστό και ως προς το πλάτος στο ίδιο ακριβώς όπως και το λάπτοπ. Έχει 13 εκατοστά απόσταση από το λάπτοπ. Με την ίδια απόσταση των 13 εκατοστών τοποθετείται το mousepad όταν το πείραμα εκτελείται από αριστερόχειρα. Το ποντίκι τοποθετείται στην μέση του mousepad. Τα σημεία έχουν προσημειωθεί για να μην υπάρξουν παρεκκλίσεις. Το Tracker Pro στερεώνεται με Velcro πάνω ακριβώς από την κάμερα του λάπτοπ. Η οθόνη του λάπτοπ έχει κλίση σε σχέση με την υπόλοιπη συσκευή 110 μοίρες έτσι ώστε να είναι πιο εμφανή το πρόσωπο του χρήστη στην κάμερα του Tracker Pro και ο συμμετέχοντας να βλέπει πιο καλά την οθόνη. Ο χρήστης κάθεται στην καρεκλά σε απόσταση 90 εκατοστών από την κάμερα του λάπτοπ.

Ο φωτισμός του χώρου παράγεται από δυο λάμπες τύπου LED και βρίσκονται ακριβώς πάνω από το κεφάλι του εξεταζόμενου στα δύο μετρά. Ο φωτισμός είναι μέτριος προς δυνατός ώστε να ξεχωρίζουν τα χαρακτηριστικά του προσώπου του εξεταζόμενου. Η φωτεινότητα του λάπτοπ ορίζεται στην μέγιστη δυνατή.



Εικόνα 17. Χώρος διεξαγωγής των πειραμάτων

6.3.3 Εκτέλεση πειραμάτων

Αφού περιεγράφηκε ο χώρος διεξαγωγής των πειραμάτων και παρουσιάστηκαν τα διάφορα μέρη από τα οποία αποτελείται μετά την προετοιμασία του, στη συνέχεια θα αναλυθεί η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε για την εκτέλεση των πειραμάτων. Η συνάντηση του χρήστη με τον επιβλέποντα πραγματοποιείται στον χώρο εκτέλεσης του πειράματος που αναφέρθηκε προηγουμένως.

Όταν επρόκειτο για νέο χρήστη που λαμβάνει συμμετοχή στο πείραμα, αρχικά γίνεται ενημέρωση (από τον επιβλέποντα) για το σκοπό του πειράματος, δηλαδή την μέτρηση της απόδοσης με διαφορετικό τρόπο κατάδειξης και επιλογής σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα. Γίνεται σαφές ότι ο χρήστης μπορεί να αποχωρήσει οποιαδήποτε στιγμή, τα προσωπικά δεδομένα είναι απόρρητα και δεν ενέχει κάποιους κινδύνους από αυτήν την έρευνα. Έπειτα, ζητείται η υπογραφή του χρήστη στο έντυπο συγκατάθεσης.

Στην συνέχεια, λαμβάνεται το ιστορικό του χρήστη από τον επιβλέποντα με βάση το Ιστορικό (Παράρτημα δύο), το οποίο περιλαμβάνει δεκατέσσερις ερωτήσεις για τους αθλητές και δεκαπέντε για τους ασθενείς. Εννοείται, ότι οι ασθενείς με εγκεφαλικό σε αυτό το σημείο εκτέλεσαν το Mini-mental test με την προϋπόθεση να υπερβούν την ελάχιστη βαθμολογία δεκαεννέα που έχουμε ορίσει. Επιπλέον, το μέσο αλληλεπίδρασης στην ομάδα των ασθενών ελέγχεται από την μη ημιπληγική πλευρά.

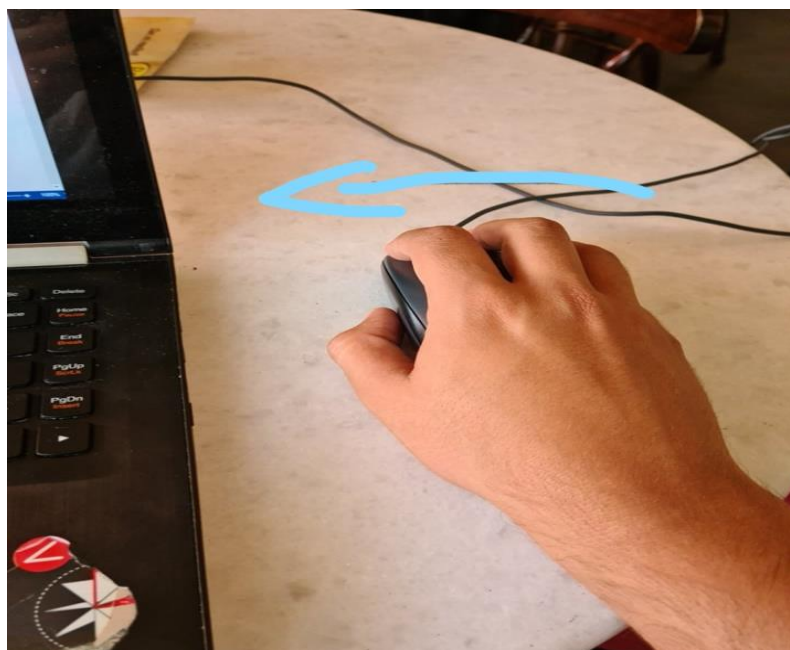
Υστέρα παρουσιάζονται και οι τρεις τρόποι αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή μέχρι να γίνουν πλήρως κατανοητοί από τον νέο χρήστη και λύνονται τυχόν απορίες. Για κάθε τρόπο ακολουθούνται τα εξής βήματα:

Ποντίκι με αριστερό κλικ για κατάδειξη.

1. Αναλύεται η σωστή θέση του χεριού και του σώματος και παρουσιάζεται ο κατάλληλος τρόπος επίδειξης και επιλογής του στόχου.
2. Πραγματοποιείται η δοκιμαστική προσπάθεια εκτέλεσης του πειράματος σε μονοδιάστατο περιβάλλον από τον συμμετέχοντα. Η δοκιμαστική προσπάθεια αποτελείται από οχτώ συνολικά σημεία στόχευσης και επίδειξης και μικρού βαθμού δυσκολίας (2^ο επιπέδου δυσκολίας) για να μπορέσει ο νέος χρήστης να καταλάβει το γραφικό περιβάλλον και να εξοικειωθεί όσο το δυνατόν με τους στόχους που έχουμε ορίσει για τα πειράματα.
3. Ερωτάται ο συμμετέχοντας αν είναι έτοιμος η επιθυμεί κάποια άλλη επεξήγηση.
4. Ο συμμετέχοντας εκτελεί το πείραμα και στα δυο γραφικά περιβάλλοντα.

Χειρονομία με το ποντίκι (mouse gesture).

1. Ανοίγεται από τον ερευνητή το λογισμικό CGA με τις ρυθμίσεις που έχουν οριστεί από τον ερευνητή.
2. Εξηγείται στον χρήστη ότι πρέπει να μεταφέρει τον κέρσορα μέσα στον πορτοκαλί στόχο έως ότου αυτός γίνει πράσινος και μόλις ο κέρσορας μείνει ακίνητος μέσα στον στόχο αναμένει την εμφάνιση της κόκκινης μπάρας. Μόλις εμφανιστεί η κόκκινη μπάρα ο χρήστης εκτελεί γρήγορη κίνηση αριστερά του καρπού για την κατάδειξη του στόχο. Η γρήγορη κίνηση του καρπού αριστερά αντικαθιστά, δηλαδή, το αριστερό κλικ του προηγούμενου πειράματος.
3. Πραγματοποιείται η δοκιμαστική προσπάθεια εκτέλεσης του πειράματος σε μονοδιάστατο περιβάλλον από τον συμμετέχοντα.
4. Ερωτάται ο συμμετέχοντας αν επιθυμεί κάποια άλλη επεξήγηση πριν προχωρήσει στην εκτέλεση των πειραμάτων.
5. Υπενθυμίζεται για τελευταία φορά στον κάθε συμμετέχοντα ότι πρέπει να εκτελέσει όσο πιο γρηγορά μπορεί και όσο το δυνατόν με τα λιγότερα λάθη το κάθε πείραμα.
6. Ο συμμετέχοντας εκτελεί το πείραμα και στα δυο γραφικά περιβάλλοντα.



Εικόνα 18. Απότομη κίνηση αριστερά του ποντικιού για κατάδειξης στον στόχο

Tracker Pro με κίνηση της κεφαλής.

1. Τοποθετείται μια ανακλαστική κουκκίδα στο μέτωπο του εκάστοτε χρήστη (dot) αφού έχει σκουπιστεί καλά το επίμαχο σημείο.
2. Μόλις ανάψει μπλε φως στην πρόσθια επιφάνεια του Tracker Pro, σημαδι ότι έχει επιτελεστεί σωστά η αναγνώριση του συμμετέχοντα από την συσκευή, εξηγείται στο χρήστη πως να κινεί σωστά το κεφάλι του για να ανταποκριθεί αναλόγως ο κέρσορας στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή.
3. Ανοίγεται από τον ερευνητή η εφαρμογή CGA.
4. Εξηγείται στον χρήστη ότι πρέπει να εκτελέσει γρήγορη αριστερή στροφή του κεφαλιού μόλις εμφανιστεί η κόκκινη μπάρα για να επιτευχθεί η κατάδειξη του στόχου(κλικ). Τονίζεται στον χρήστη η σωστή θέση του σώματος και της κεφαλής, καθώς και η σωστή απόσταση που πρέπει να διατηρεί από το Tracker Pro.
5. Πραγματοποιείται η δοκιμαστική προσπάθεια εκτέλεσης του πειράματος σε μονοδιάστατο περιβάλλον από τον συμμετέχοντα.
6. Ερωτάται ο συμμετέχοντας αν είναι έτοιμος ή επιθυμεί κάποια άλλη επεξήγηση πριν εκτελέσει το πείραμα.
7. Υπενθυμίζεται για τελευταία φορά στον κάθε συμμετέχοντα ότι πρέπει να εκτελέσει όσο πιο γρηγορά μπορεί και όσο το δυνατόν με τα λιγότερα λάθη το κάθε πείραμα.
8. Ο συμμετέχοντας εκτελεί το πείραμα και στα δύο γραφικά περιβάλλοντα.



Εικόνα 19. Αριστερή στροφή της κεφαλής για εκτέλεση της κατάδειξης στον στόχο

Τα πειράματα εκτελούνται, πρώτα, με το ποντίκι και αριστερό κλικ (η δεξιά κλικ στα αριστερόχειρα άτομα) που είναι ο κλασικός τρόπος αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή και στα δύο γραφικά περιβάλλοντα. Μετά, με τυχαία σειρά, ο χρήστης εκτελεί είτε το πείραμα με την χειρονομία είτε το πείραμα με τις κινήσεις κεφαλής με το Tracker Pro για την κατάδειξη και επιλογή στόχων σε 1D και 2D περιβάλλοντα. Μόλις τελειώσουν τα πειράματα, ο συμμετέχοντας απαντάει το ερωτηματολόγιο χρηστικότητας SUS για κάθε τρόπο αλληλεπίδρασης.

Τα πειράματα είχαν διάρκεια από τον Δεκέμβριο του 2019 έως τις 10 Ιουλίου 2020 και διεξήχθησαν όλα στον χώρο που έχει προαναφερθεί. Πρώτα, ολοκλήρωσαν τα πειράματα η ομάδα των αθλητών και αργότερα η ομάδα των ασθενών με εγκεφαλικό.

6.4 Στατιστική ανάλυση

Η κανονική κατανομή, επίσης γνωστή ως κατανομή Gauss, είναι μια κατανομή πιθανότητας που είναι συμμετρική σχετικά με τον μέσο όρο, δείχνοντας ότι τα δεδομένα κοντά στον μέσο όρο είναι συχνότερα στην εμφάνιση από τα δεδομένα μακριά από τον μέσο όρο. Σε μορφή γραφήματος, η κανονική κατανομή θα εμφανίζεται ως καμπύλη καμπάνας (bell curve). Έγινε έλεγχος κανονικότητας των μεταβλητών με την χρήση του τεστ **Kolmogorov-Smirnov** για να προσδιοριστεί η κατανομή που ακολουθούνε. Αποδείχτηκε ότι δεν υφίσταται κανονική κατανομή και οι έλεγχοι που χρησιμοποιήθηκαν είναι μη παραμετρικοί. Οι μη παραμετρικές

δοκιμές δεν κάνουν υποθέσεις σχετικά με την κατανομή των δεδομένων. Εάν οι υποθέσεις για μια παραμετρική δοκιμή δεν ικανοποιούνται, μπορεί να είναι σε θέση να χρησιμοποιήσει ανάλογες μη παραμετρικές δοκιμές. Οι μη παραμετρικές δοκιμές είναι ιδιαίτερα καλές για μικρά μεγέθη δείγματος (<30). Ωστόσο, οι μη παραμετρικές δοκιμές έχουν λιγότερη ισχύ από τις παραμετρικές. Στη συνέχεια αναλύονται η δύο μη παραμετρικές δοκιμασίες που επιλέχθηκαν: το **Friedman Test** και το **Wilcoxon Test**.

6.4.1 Friedman Test

Το τεστ Friedman είναι μια μη παραμετρική στατιστική δοκιμή που αναπτύχθηκε από τον Milton Friedman [54]. Αυτός ανέπτυξε μια διαδικασία που ονομάζεται «μέθοδος βαθμών» (methods of ranks) για δοκιμή υποθέσεων που σχετίζονται με δεδομένα κλιμακωτής κλίμακας (ordinal) ή συνεχόμενα (continuous level). Στη συνέχεια, το τεστ έγινε γνωστό ως αμφίδρομη ανάλυση της διακύμανσης κατά τάξεις (two-way analysis of variance by ranks). Η ονομασία «αμφίδρομη» αναφέρεται στο γεγονός ότι οι ομάδες και οι παρατηρήσεις θεωρούνται ξεχωριστές ανεξάρτητες μεταβλητές στην ανάλυση. Το τεστ Friedman κρίνεται ικανοποιητικό στην αξιολόγηση μικρών συνόλων δεδομένων και είναι διαθέσιμο σε διάφορα στατιστικά προγράμματα. Παρόμοια με την παραμετρική επαναλαμβανόμενη δοκιμασία ANOVA, χρησιμοποιείται για την ανίχνευση διαφορών σε πολλαπλές προσπάθειες κάποιας δοκιμασίας η για την σύγκριση πολλών διαφορετικών ομάδων. Η διαδικασία περιλαμβάνει την κατάταξη κάθε σειράς (ή μπλοκ) μαζί, λαμβάνοντας υπόψη τις τιμές των τάξεων ανά στήλη.

Το Friedman Test επιλέχθηκε γιατί πληρεί τα εξής τέσσερα κριτήρια:

- Υπόθεση 1: Μία ομάδα που μετράται σε τρεις ή περισσότερες διαφορετικές περιπτώσεις.
- Υπόθεση 2: Η ομάδα είναι ένα τυχαίο δείγμα από τον πληθυσμό.
- Υπόθεση 3: Η εξαρτημένη μεταβλητή πρέπει να μετράται σε κλιμακωτή κλίμακα ή συνεχές επίπεδο.
- Υπόθεση 4: Τα δείγματα δεν χρειάζεται να διανέμονται κανονικά.

6.4.2 Wilcoxon Signed- Rank Test

Η δοκιμή Wilcoxon Signed- Rank Test, είναι ένα μη παραμετρικό τεστ στατιστικής υπόθεσης που χρησιμοποιείται για τη σύγκριση δύο σχετικών δειγμάτων ή επαναλαμβανόμενων μετρήσεων σε ένα μόνο δείγμα για να εκτιμηθεί εάν οι μέσες βαθμολογίες πληθυσμού τους διαφέρουν. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εναλλακτική λύση στο paired t-test, όταν η κατανομή της διαφοράς μεταξύ των μέσων δύο δειγμάτων δεν μπορεί να θεωρηθεί ότι κατανέμεται

κανονικά. Το τεστ αυτό υπολογίζει ουσιαστικά τη διαφορά μεταξύ των ζευγών και αναλύει αυτές τις διαφορές για να εξακριβώσει εάν είναι στατιστικά σημαντικά διαφορετικές μεταξύ τους.

Το Wilcoxon Test προτάθηκε από τον Αμερικανό στατιστικολόγο Frank Wilcoxon σε ένα πρωτοποριακό ερευνητικό έγγραφο που δημοσιεύθηκε το 1945 [55]. Το τεστ αυτό έθεσε τα θεμέλια για τον έλεγχο υποθέσεων μη παραμετρικών στατιστικών. Το Wilcoxon Test επιλέχθηκε γιατί πληρεί τα εξής τρία κριτήρια:

- Τα δεδομένα αντιστοιχίζονται και προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό.
- Κάθε ζεύγος επιλέγεται τυχαία και ανεξάρτητα.
- Τα δεδομένα μετρώνται σε interval scale, όπως είναι συνήθως, οι διαφορές εντός ζεύγους για να εκτελεστεί το τεστ.

Το Wilcoxon Test χρησιμοποιείται σαν Post-Hoc ανάλυση στο Friedman Test. Το post hoc τεστ χρησιμοποιείται, μόνο αφού βρούμε ένα στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα και πρέπει να προσδιορίσουμε από πού προήλθαν πραγματικά οι διαφορές μας. Ο όρος «post hoc» προέρχεται από τα λατινικά «μετά το γεγονός». Βέβαια, όταν εκτελεστεί μία υπόθεση με πολλαπλές συγκρίσεις, τελικά θα μπορούσε να προκύψει ένα αποτέλεσμα που, ενώ φαίνεται να υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στην εξαρτημένη μεταβλητή, στην ουσία δεν υπάρχει καμία. Αυτό ονομάζεται λάθος τύπου 1, δηλαδή έχει απορριφθεί η αρχική υπόθεση ενώ δεν θα έπρεπε να απορριφθεί. Για αυτό, εφαρμόστηκε η διόρθωση Bonferroni. Πρόκειται για ένα “αυστηρό” κριτήριο όσον αφορά το επίπεδο σημαντικότητας που αντιμετωπίζει ικανοποιητικά το πρόβλημα της πιθανότητας εξαγωγής λάθους συμπεράσματος στην υπόθεσή. Τα ζεύγη των συγκρίσεων που θα επιτελέσουμε είναι τρία οπότε το p value ορίστηκε στο 0,017 από 0,05. Τα τρία τεστ σύγκρισης των μέσων διεπαφής που πραγματοποίησε το Wilcoxon ανά ζευγάρια αποτελούν το:

1. Κλικ με χειρονομία
2. Κλικ με κινήσεις κεφαλής
3. Χειρονομία με κινήσεις κεφαλής

6.5 Ηθική και δεοντολογία

Οι ασθενείς που επιλέχθηκαν με βάση τα αναφερθέντα κριτήρια επιλογής και αποκλεισμού, προσκλήθηκαν να συμμετάσχουν στη μελέτη. Έλαβαν ενημέρωση για τον τρόπο διεξαγωγής της μελέτης και τον πολύ συγκεκριμένο τρόπο εκτέλεσης των πειραμάτων που πρέπει να ακολουθήσουν, αφού πρώτα δώσανε έγγραφη συγκατάθεση συμμετοχής στην μελέτη (ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1). Σε όλους τους συμμετέχοντες εξηγήθηκε ότι μπορούσαν να αποχωρήσουν

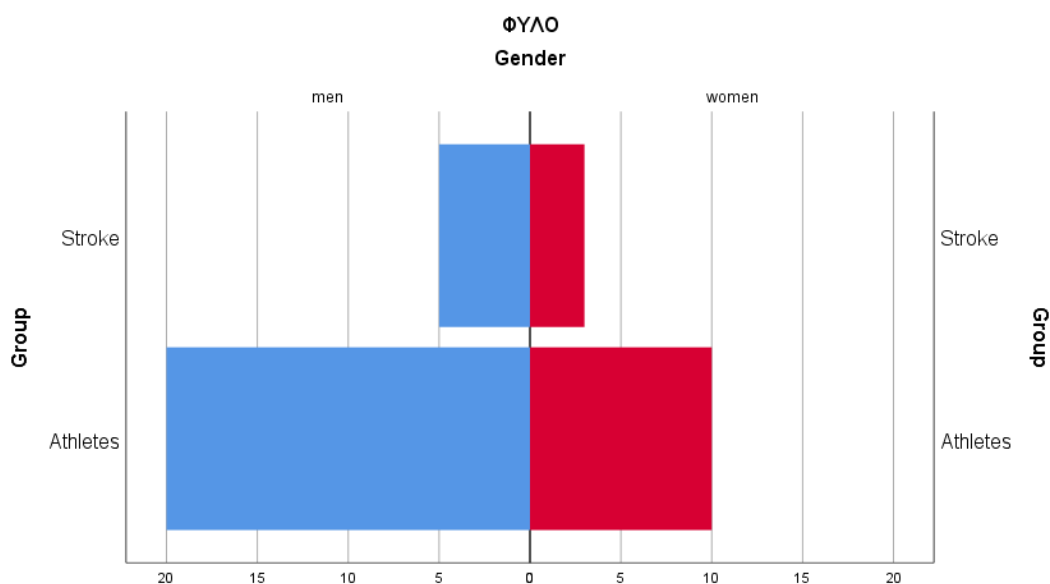
Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή. Κατά την πραγματοποίηση της παρούσας μελέτης τηρήθηκαν οι αρχές της διακήρυξης του Ελσίνκι. Κατά την ανάλυση και δημοσίευση των αποτελεσμάτων της έρευνας όλες πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δεν θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Σε κάθε περίπτωση θα εφαρμοσθούν όλοι οι ισχύοντες κανονισμοί προστασίας προσωπικών δεδομένων.

Δεν υπάρχει καμία μορφής χρηματοδότηση. Γίνεται μόνο στα πλαίσια της μεταπτυχιακής διατριβής του φοιτητή Πέτρου Δημου-Δαυιδ και δεν υπάρχει σύγκρουση συμφερόντων.

7. Αποτελέσματα

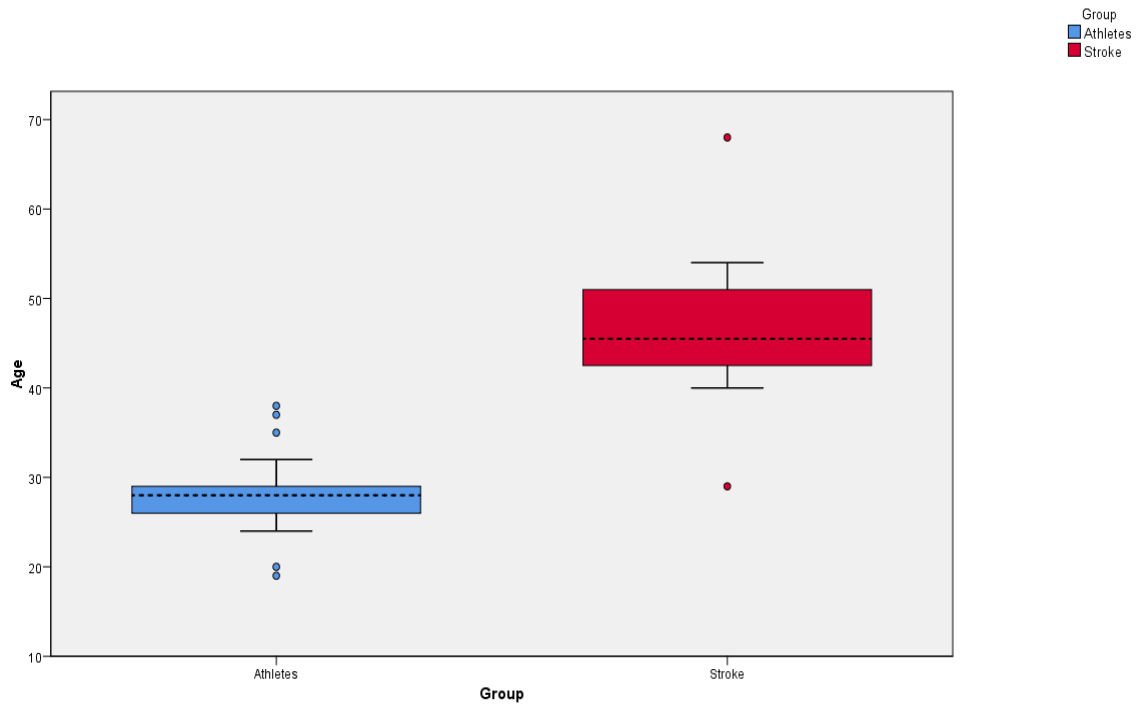
7.1. Φύλο-Ηλικίες



Εικόνα 20. Γράφημα της κατανομής του φύλου ανάμεσα στους άνδρες (μπλε) και γυναίκες (κόκκινο) στις δύο ομάδες

Οι άνδρες στην ομάδα των αθλητών είναι είκοσι (20) και οι γυναίκες δέκα (10). Σε σύνολο τριάντα ατόμων που είναι όλη η ομάδα των αθλητών οι γυναίκες αποτελούν το 33,3 % . Οι άνδρες στην ομάδα των εγκεφαλικών είναι πέντε (5) και οι γυναίκες τρεις (3). Σε σύνολο οχτώ ατόμων με εγκεφαλικό αποτελούν το 37,5 %.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 21. Γράφημα της κατανομής της ηλικίας ανάμεσα στους αθλητές (μπλε) και εγκεφαλικά (κόκκινο)

Οι ηλικίες στην ομάδα των αθλητών κυμάνθηκαν από δεκαεννιά χρονών (19) μέχρι τα τριάντα οχτώ χρονών (38) η μεγαλύτερη. Η μέση ηλικία είναι τα 27,7 έτη με διάμεση τα 28. Οι ηλικίες στην ομάδα των εγκεφαλικών κυμάνθηκε από τα εικοσιεννιά (29) χρονών μέχρι τα εξήντα οχτώ (68) η μεγαλύτερη. Η μέση ηλικία βρίσκεται στα 46,87 με διάμεση τα 45,5 έτη.

7.2. Συγκεντρωτικά Εποπτικά Αποτελέσματα

Πίνακας 2. Αποτελέσματα δεικτών αξιολόγησης στους αθλητές και ασθενείς σε 1D γραφικό περιβάλλον

1D											
ΑΘΛΗΤΕΣ	TP	MT	MCL	TRE	TAC	MDC	ODC	MV	ME	MO	DT
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	5,01	764,86	0,073	0,18	0,91	1,1	0,49	8,22	10,23	-0,82	512,14
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	1,80	2124,48	0,12	0,89	1,67	5,31	10,75	8,11	9,46	-2,75	823,32
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	0,81	5498,46	1,09	1,90	2,43	7,47	10,73	22,60	19,88	-0,04	1748,74
ΑΣΘΕΝΕΙΣ											
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	2,49	1943,57	0,125	0,33	1,63	2,44	1,63	20,03	18,66	-2,00	726,49
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	1,08	4513,42	0,49	1,8	3,58	8,88	15,21	20,51	16,30	1,13	1646,26
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	0,78	5638,57	0,91	1,77	2,96	15,12	12,54	23,62	22,80	0,79	1596,60

Στον πίνακα 4 είναι συγκεντρωμένοι όλοι οι μέσοι όροι των δεικτών αξιολόγησης σε 1D γραφικό περιβάλλον και από τις δύο ομάδες. Η έντονη μαύρη διαχωριστική γραμμή στην μέση του πίνακα χωρίζει τις μετρήσεις των αθλητών από αυτές των ασθενών. Οι δείκτες αναλύονται λεπτομερώς στην συνέχεια.

Πίνακας 3. Αποτελέσματα δεικτών αξιολόγησης στους αθλητές και ασθενείς σε 2D γραφικό περιβάλλον

2D											
ΑΘΛΗΤΕΣ	TP	MT	MCL	TRE	TAC	MDC	ODC	MV	ME	MO	DT
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	4,30	919,16	0,07	0,15	1,73	10,83	1,85	22,91	24,006	9,56	417,89
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	1,84	2274	0,06	0,75	3,79	18,49	11,46	21,03	15,98	1,74	597,34
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	0,61	7115,45	1,04	2,30	5,51	18,73	16,90	70,19	52,53	6,12	2013,33
ΑΣΘΕΝΕΙΣ											
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	2,46	2011,79	0,14	0,34	2,4	16,67	5,11	28,69	23,95	7,49	607,49
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	1,20	4228,29	0,303	1,38	5,44	33,02	23,16	48,41	35,20	4,15	1260,53
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	0,59	7202,36	0,921	2,64	6,61	23,75	21,2	51,49	40,84	7,29	1645,8

Στον πίνακα 5 είναι συγκεντρωμένοι όλοι οι μέσοι όροι των δεικτών αξιολόγησης σε 2D γραφικό περιβάλλον και από τις δύο ομάδες. Και εδώ, η έντονη μαύρη διαχωριστική γραμμή στην μέση του πίνακα χωρίζει τις μετρήσεις των αθλητών από αυτές των ασθενών. Οι δείκτες αναλύονται λεπτομερώς στην συνέχεια.

Στον πίνακα 6 παρουσιάζεται η συνολική βαθμολογία που συγκέντρωσε ο κάθε τρόπος αλληλεπίδρασης στο ερωτηματολόγιο χρηστικότητα SUS. Οι αθλητές σημείωσαν μεγαλύτερο σκορ σε όλους τους τρόπους διεπαφής σε σχέση με τους ασθενείς.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Πίνακας 4. Βαθμολογία χρηστικότητας SUS για αθλητές και ασθενείς σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης

ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ SUS	
ΑΘΛΗΤΕΣ	
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	95
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	80
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	70,3
ΑΣΘΕΝΕΙΣ	
ΠΟΝΤΙΚΙ ΜΕ ΚΛΙΚ	80,87
ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΑ	60,75
ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΚΕΦΑΛΗΣ	64,62

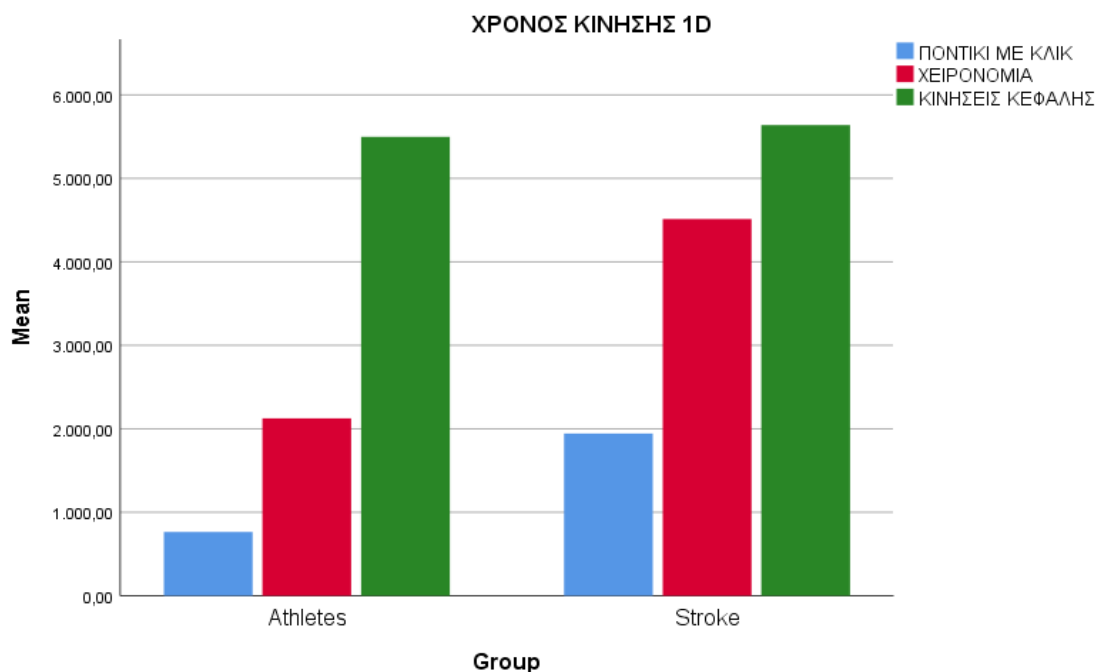
7.3. Σύγκριση Συσκευών Στην Εκάστοτε Ομάδα

Αρχικά, εκτελέστηκε σύγκριση ανάμεσα στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης στην κάθε ομάδα ξεχωριστά (αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό). Η αντιπαραβολή των τριών μέσων αλληλεπίδρασης συντελέστηκε χρησιμοποιώντας το Friedman τεστ ,μια μη παραμετρική στατιστική δοκιμή. Post Hoc, χρησιμοποιήθηκε το Wilcoxon Ranked Test που αποτελεί και αυτό μία μη παραμετρική δοκιμασία, με σκοπό να βρούμε τις διαφορές ανάμεσα στα τρία μέσα αλληλεπίδρασης σε ζεύγη όπως προαναφέρθηκε.

7.3.1 Movement Time(MT):

ΑΘΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΕΙΣ 1D

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 22. Γράφημα του movement time στους αθλητές και ασθενείς σε 1D

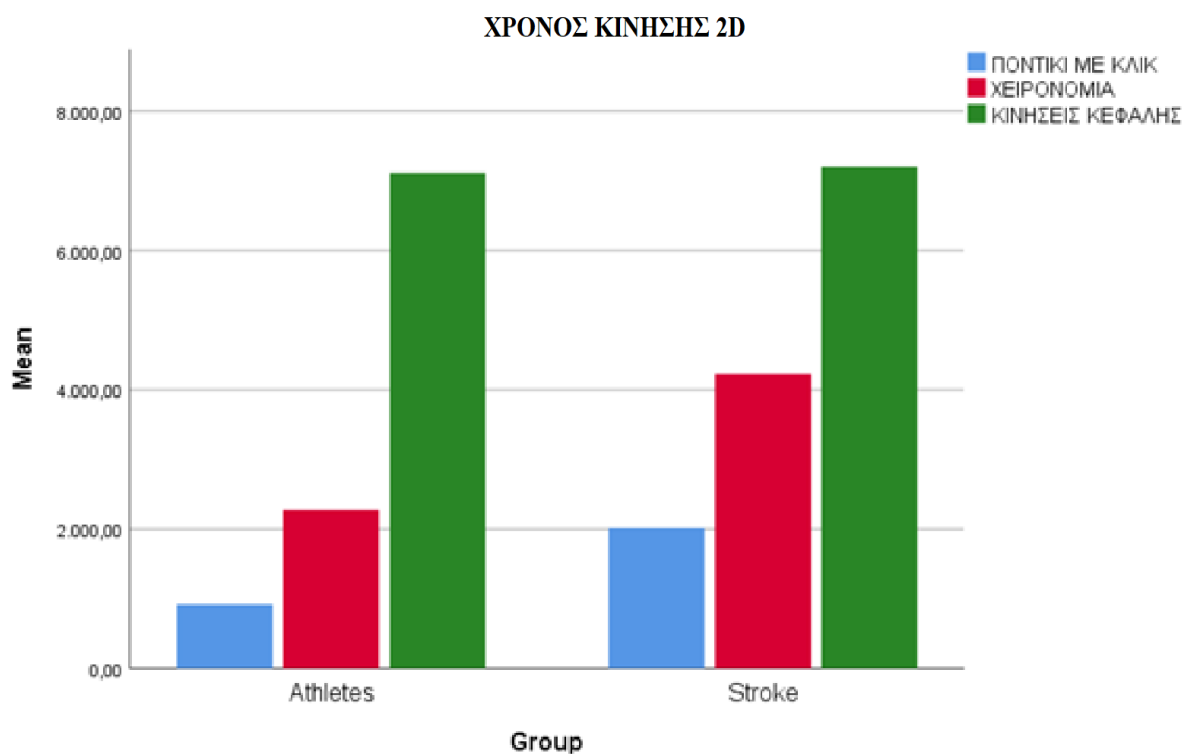
Οι αθλητές παρουσίασαν μέσο όρο στο MT 764,86 msec για το κλικ του ποντικιού, 2124,48 msec για την κίνηση του χεριού και για την κίνηση της κεφαλής 5498,46 msec. Το ποντίκι και η χειρονομία απαιτούν αισθητά λιγότερο χρόνο από τις κινήσεις κεφαλής, με το ποντίκι να παρουσιάζει τον λιγότερο χρόνο κίνησης.

Με βάση το Friedman, στους αθλητές υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στο χρονικό διάστημα σε milliseconds που χρειάστηκε για να γίνει επιτυχές click, ανάλογα με το μέσο αλληλεπίδρασης $\chi^2(2) = 60.000$, $p = 0,000$. Post hoc Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος αλληλεπίδρασης προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στο MT ($Z = 4,782$, $p = 0,000$).

Οι ασθενείς παρουσίασαν μέσο όρο στο MT 1943,57 msec για το κλικ του ποντικιού, 4513,42 msec για την κίνηση του χεριού και για την κίνηση της κεφαλής 5638,57 msec. Το ποντίκι παρουσιάζει τον λιγότερο χρόνο από όλα, ενώ η χειρονομία και οι κινήσεις κεφαλής έχουν μικρή διαφορά μεταξύ τους.

Πράγματι, με βάση το Friedman υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στον χρόνο σε 1D, ανάλογα με τον τύπο της συσκευής που χρησιμοποιήθηκε κατά την διάρκεια της εκτέλεσης των πειραμάτων, $\chi^2(2) = 9.750$, $p = 0,008$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετική συσκευή προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στον χρόνο που απαιτείται για να γίνει κλικ στον επιθυμητό στόχο, εκτός από την σύγκριση με χειρονομία και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -0,560$, $p = 0,575$).

ΑΘΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΕΙΣ 2D



Εικόνα 23. Γράφημα του movement time σε αθλητές και ασθενείς σε 2D

Οι αθλητές παρουσίασαν μέσο όρο στο MT 919,16 msec για το κλικ του ποντικιού, 2274 msec για την κίνηση του χεριού και για την κίνηση της κεφαλής 7115,45 msec. Το ποντίκι και η χειρονομία απαιτούν αισθητά λιγότερο χρόνο από τις κινήσεις κεφαλής, παρόμοια με το 1d γραφικό περιβάλλον.

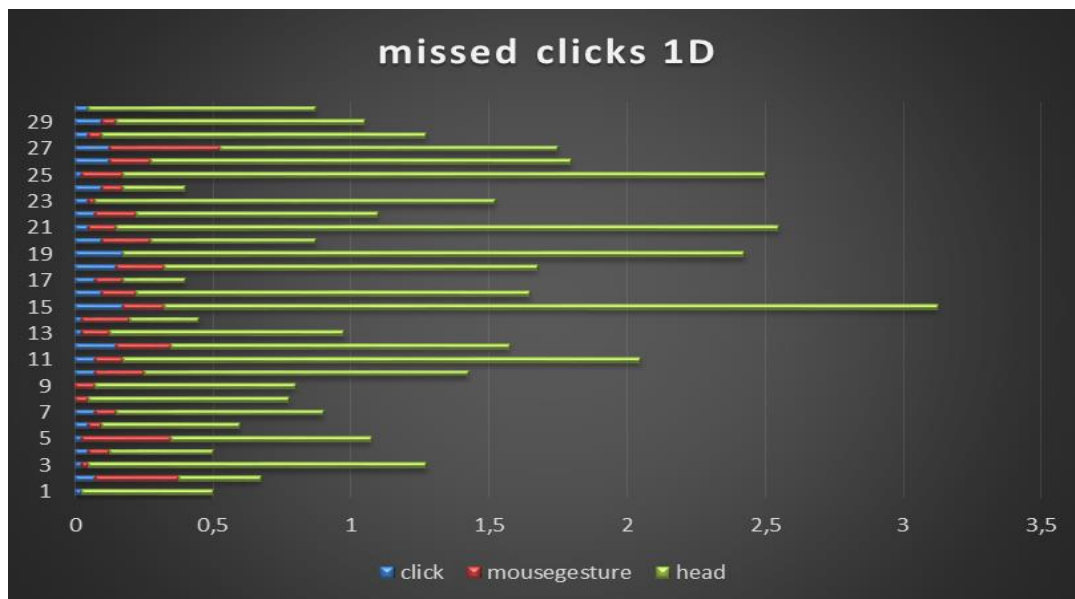
Με βάση το Friedman σε 2D περιβάλλον υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά, $\chi^2(2) = 60,000$, $p = 0,000$. Post hoc το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος αλληλεπίδρασης προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στο MT ($Z = 4,782$, $p = 0,000$).

Οι ασθενείς παρουσίασαν μέσο όρο στο MT 2011,79 msec για το κλικ του ποντικιού, 4228,29 msec για την κίνηση του χεριού και για την κίνηση της κεφαλής 7202,36 msec. Σε αντίθεση με το 1D περιβάλλον, υπάρχει διαφορά και στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης. Η χειρονομία απαιτεί σημαντικά λιγότερο χρόνο από τις κινήσεις της κεφαλής.

Πράγματι, με βάση το Friedman υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στο MT σε 2D, $\chi^2(2) = 14,250$, $p = 0,001$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετική τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην χρόνο.

7.3.2 Missed Clicks (MCL)

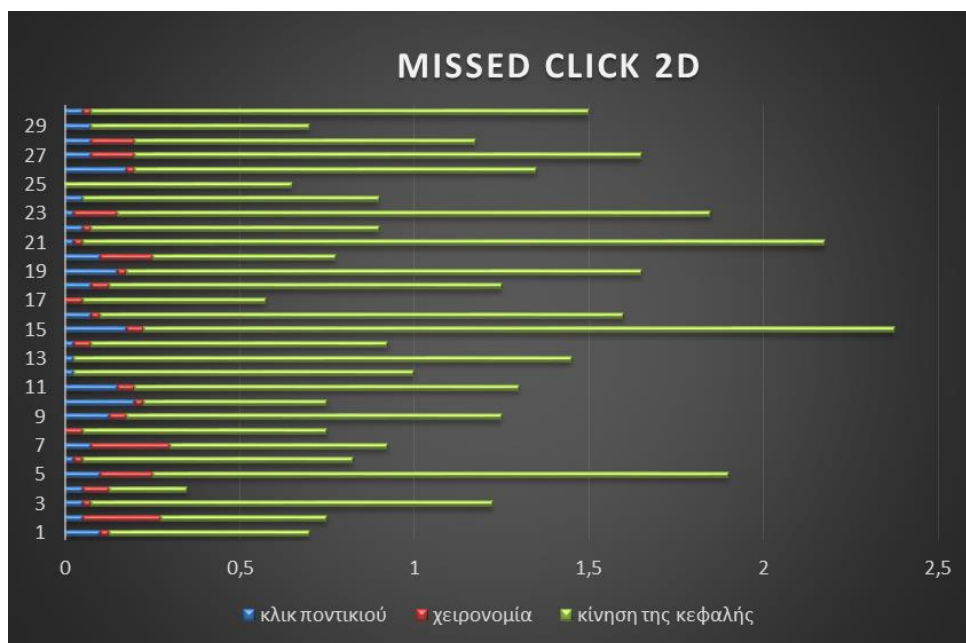
ΑΘΛΗΤΕΣ



Εικόνα 24. Γράφημα των άστοχων κλικ στους αθλητές σε 1D

Τα Missed clicks είναι πολύ περισσότερα στις κινήσεις κεφαλής από τους άλλους τρόπους διεπαφής, με τα λιγότερα missed clicks να παρατηρούνται στο συμβατικό ποντίκι. Σύμφωνα με το Friedmans, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά των άστοχων κλικ σε 1D, ανάλογα με τον τύπο της συσκευής, $\chi^2(2) = 48,122$, $p = 0,000$. Post hoc το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι κάθε μέσο είχε στατιστικά σημαντική διαφορά. Πράγματι ο διάμεσος για τα λάθος κλικ είναι για το κλικ του ποντικιού ήταν 0,075 , για την κίνηση του χεριού 0,100 και για την κίνηση της κεφαλής ήταν 0,887.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



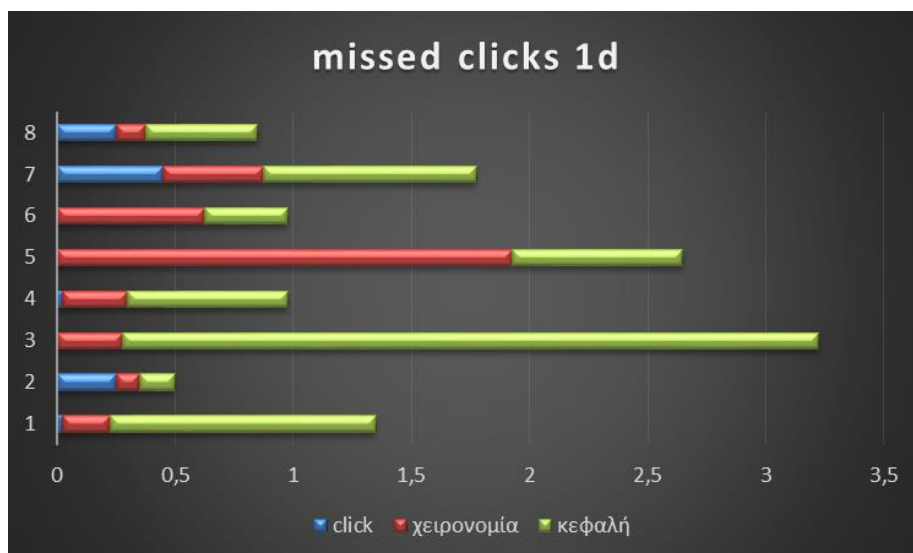
Εικόνα 25. Γράφημα των άστοχων κλικ στους αθλητές σε 2D

Στο 2D γραφικό περιβάλλον για τους αθλητές, οι κινήσεις κεφαλής παρουσιάζουν και εδώ, όπως και στο 1d, μεγάλη διαφορά στα αυξημένα missed clicks σε σχέση με τους υπόλοιπους τρόπους. Παρόλα αυτά, το συμβατικό ποντίκι και η χειρονομία με μέσο όρο 0,07 και 0,06 αντίστοιχα εμφανίζουν πολύ κοντινές μετρήσεις.

Σύμφωνα με το Friedman, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά, $\chi^2(2) = 46,581$, $p = 0,000$. Post hoc το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στα λάθος κλικ εκτός από την σύγκριση του κλικ του ποντικιού με την χειρονομία (mouse gesture), ($Z = -0,810$, $p = 0,418$). Ο διάμεσος για το κλικ του ποντικιού ήταν 0,0625, της χειρονομίας 0,0375 και των κινήσεων κεφαλής 0,975.

ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 26. Γράφημα των άστοχων κλικ σε άτομα με εγκεφαλικό σε 1D

Υπάρχει μία διαφορά ανάμεσα σε κάθε τρόπο αλληλεπίδρασης με τα λιγότερα missed clicks το συμβατικό ποντίκι και το περισσότερα οι κινήσεις κεφαλής. Σύμφωνα όμως με το Friedman, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 1d στα missed clicks, $\chi^2(2) = 5,250, p = 0,072$. Πιο συγκεκριμένα, ο διάμεσος για κλικ ποντικιού 0,025, για χειρονομία 0,275 και για κίνηση κεφαλής 0,7.



Εικόνα 27. Γράφημα των άστοχων κλικ σε άτομα με εγκεφαλικό σε 2D

Σύμφωνα με το Friedman Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά σε 2d στα missed clicks, $\chi^2(2) = 14,250, p = 0,001$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στα missed clicks. Πιο συγκεκριμένα, ο διάμεσος για κλικ ποντικιού 0,0375, για χειρονομία 0,1875 και για κίνηση κεφαλής 0,9625.

7.3.3 Target Re-entries (TRE)

ΑΘΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΕΙΣ 1D



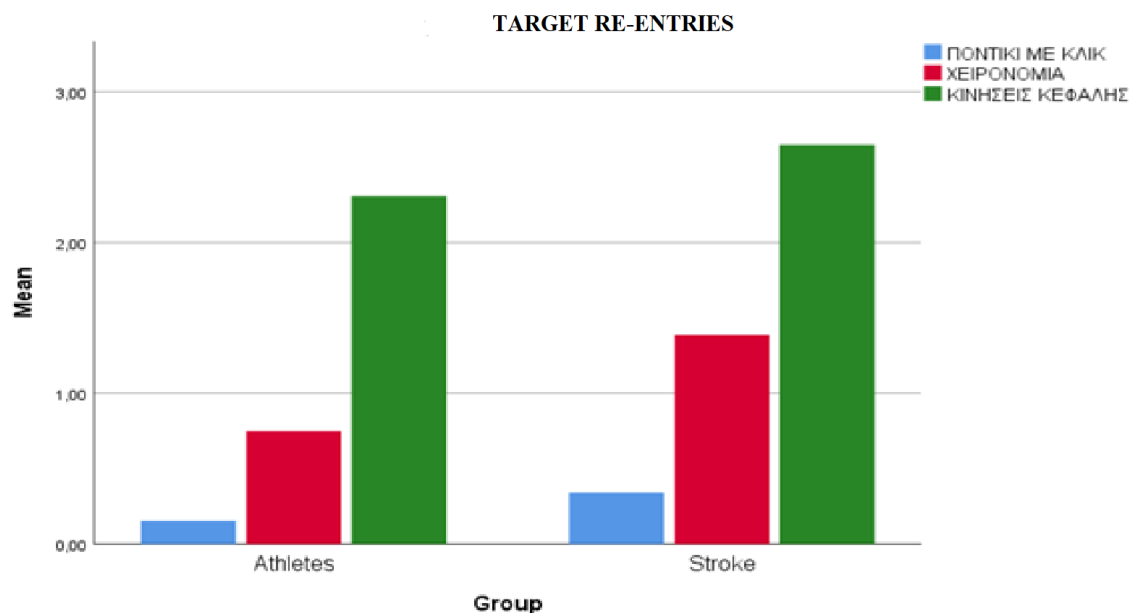
Εικόνα 28. Γράφημα των Target Re-entries στον στόχο σε 1D

Τα TRE, όπως και στα missed clicks στους αθλητές σε 1D, ήταν λιγότερα στο συμβατικό ποντίκι και τα περισσότερα στις κινήσεις κεφαλής. Σύμφωνα με το Friedman, υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στα TRE του κέρσορα, $\chi^2(2) = 52,267$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στα TRE. Πράγματι ο διάμεσος χρόνος για το κλικ του ποντικιού ήταν 0,162, για την κίνηση του χεριού 0,625 και για την κίνηση της κεφαλής ήταν 1,150.

Οι ασθενείς στο 1D εμφάνισαν περισσότερα TRE στην χειρονομία (1,8 μέσο όρο) σε σχέση με τις κινήσεις κεφαλής (μέσο όρο 1,77). Σύμφωνα με το Friedman, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στα TRE $\chi^2(2) = 9,250$, $p = 0,010$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην επίδοση, εκτός από την σύγκριση με την χειρονομία και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -0,140$, $p = 0,889$).

ΑΘΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΕΙΣ 2D

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 29. Γράφημα των Target Re-entries στον στόχο σε 2D

Όπως και σε 1D στους αθλητές, υπάρχει και στο 2D σύμφωνα με το Friedman, στατιστικά σημαντική διαφορά στα TRE του κέρσορα, $\chi^2(2) = 52,267$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στα TRE.

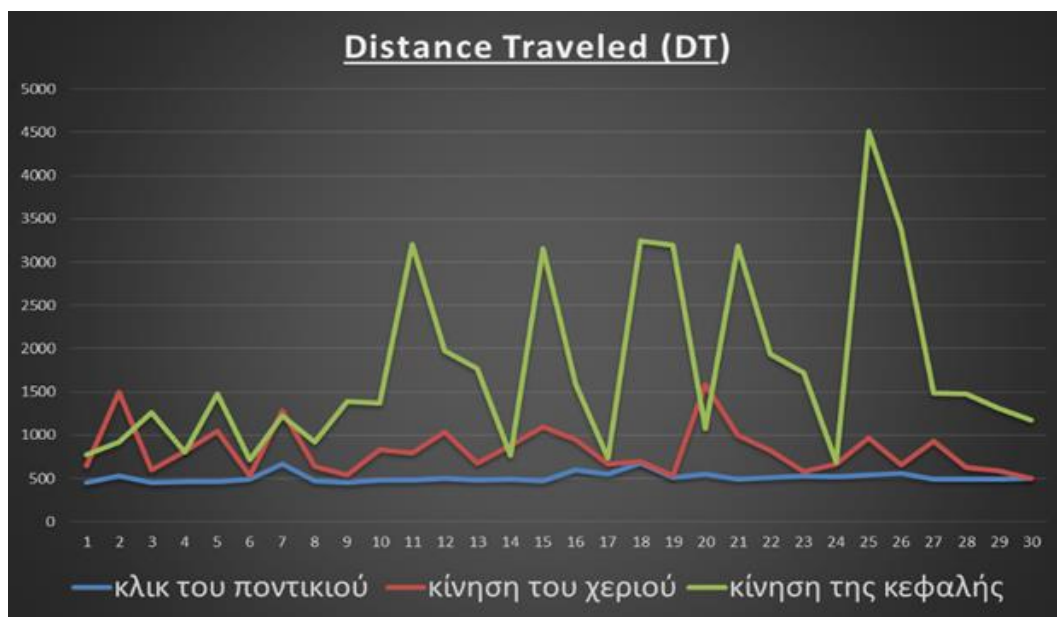
Στους ασθενείς υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στη σε 2d, ανάλογα με τον τρόπο αλληλεπίδρασης, $\chi^2(2) = 13$, $p = 0,002$. Post hoc το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στα TRE, εκτός από την σύγκριση με την χειρονομία και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -1,680$, $p = 0,093$).

Επομένως, και στα δύο γραφικά περιβάλλοντα για τους ασθενείς, η χειρονομία και οι κινήσεις κεφαλής δεν παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική διαφορά. Μάλιστα, σε 1D παρουσιάζει ελαφρώς μεγαλύτερο αριθμό TRE στην χειρονομία.

7.3.4 Distance(DT)

ΑΘΛΗΤΕΣ

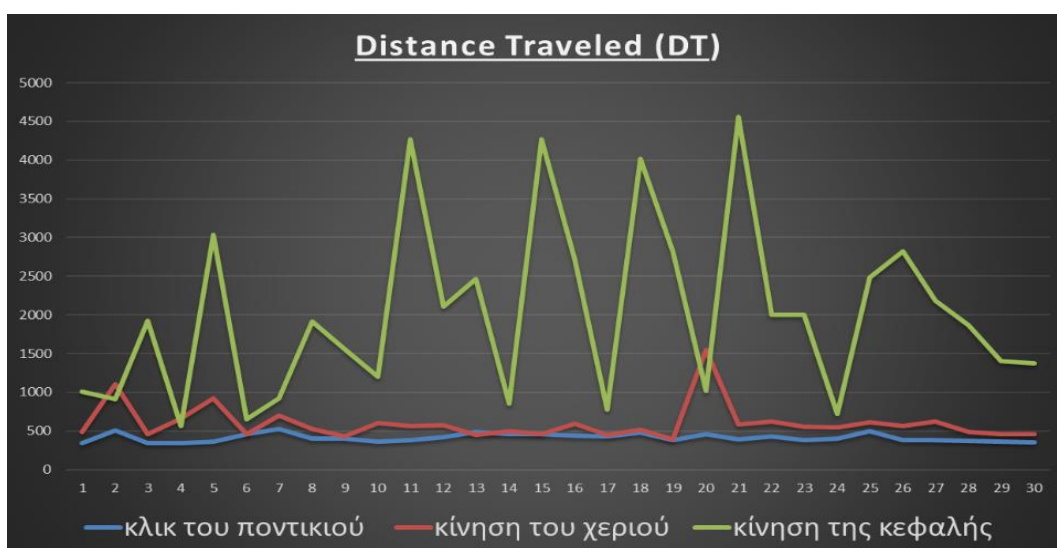
Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 30. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 1D στους αθλητές

Οι αθλητές στο 1D διένυσαν κατά μέσο όρο 512,14 pixels με το συμβατικό ποντίκι, 823,32 pixels με την χειρονομία και 1748,74 pixels με τις κινήσεις κεφαλής.

Υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στην απόσταση που καλύφθηκε σε 1D με βάση το Friedman, ανάλογα με τον τρόπο αλληλεπίδρασης που χρησιμοποιήθηκε κατά την διάρκεια της εκτέλεσης των πειραμάτων, $\chi^2(2) = 51,667$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόσταση που διανύθηκε κατά την διάρκεια των πειραμάτων.



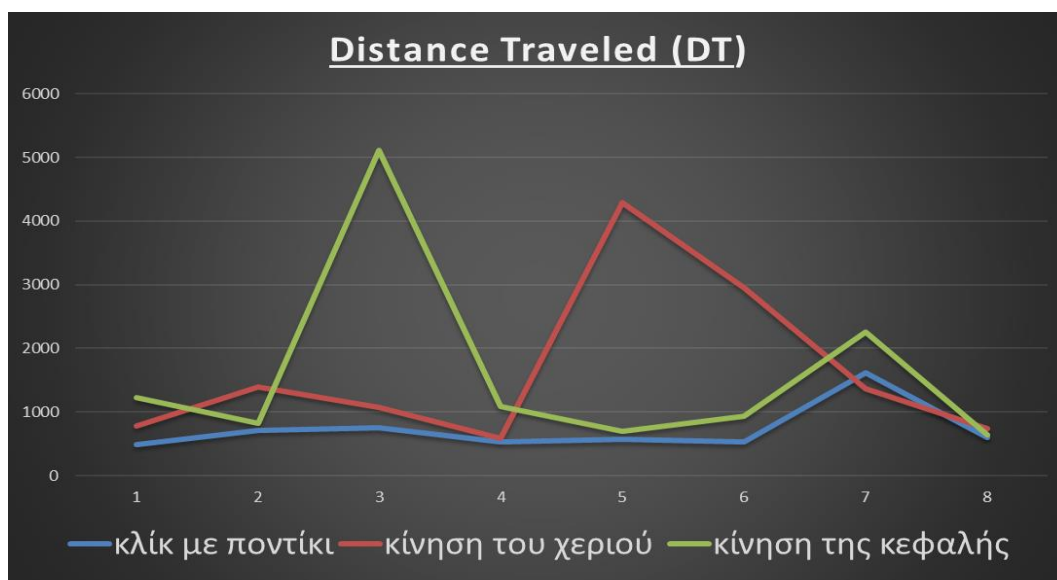
Εικόνα 31. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 2D στους αθλητές

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Οι αθλητές στο 2D διένυσαν κατά μέσο όρο 417,89 pixels με το συμβατικό ποντίκι, 597,34 pixels με την χειρονομία και 2013,33 pixels με τις κινήσεις κεφαλής.

Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στη τιμή σε 2D, ανάλογα με τον τρόπο αλληλεπίδρασης που χρησιμοποιήθηκε, $\chi^2(2) = 50,467$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικό μέσο προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόσταση (σε pixels).

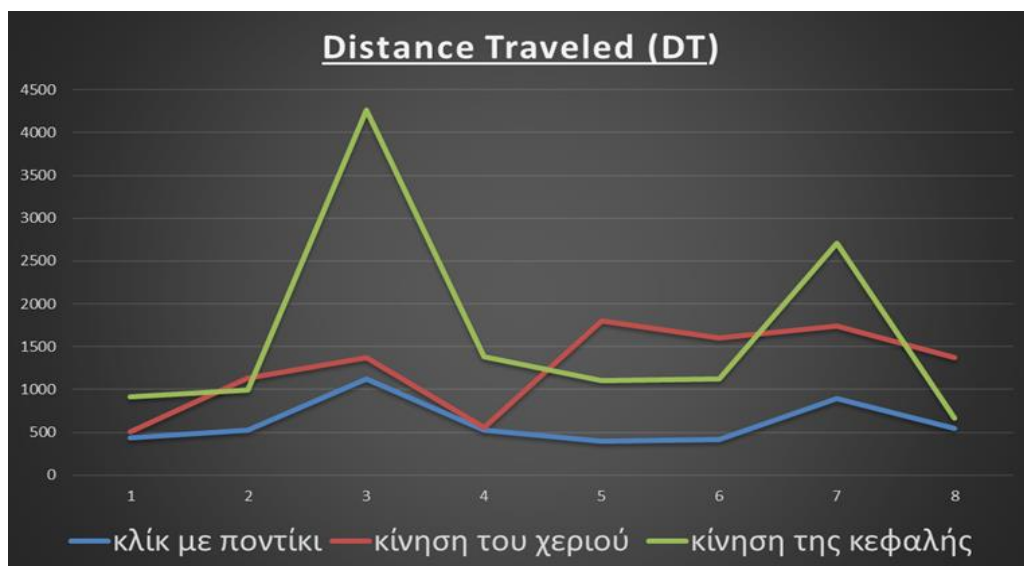
ΑΣΘΕΝΕΙΣ



Εικόνα 32. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 1D στα άτομα με εγκεφαλικό

Οι ασθενείς στο 1D διένυσαν κατά μέσο όρο 726,49 pixels με το συμβατικό ποντίκι, 1646,26 pixels με την χειρονομία και 1596,60 pixels με τις κινήσεις κεφαλής. Παρατηρείται, ότι οι δύο τελευταίοι τρόποι παρουσιάζουν κοντινά pixels απόστασης που διανύθηκε.

Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στη απόσταση σε 1D με το Friedman, ανάλογα με τον τύπο του τρόπου αλληλεπίδρασης, $\chi^2(2) = 9,250$, $p = 0,010$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην επίδοση, εκτός από την σύγκριση με την κίνηση του χεριού και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -0,000$, $p = 1,000$).



Εικόνα 33. Γράφημα για την απόσταση που κάλυψε ο κέρσορας σε 2D στα άτομα με εγκεφαλικό

Παρομοίως, οι ασθενείς σε 2D διένυσαν κοντινές αποστάσεις pixel με μέσο όρο στην χειρονομία 1260,53 pixels και στις κινήσεις κεφαλής 1645,8 pixels. Το συμβατικό ποντίκι διένυσε την λιγότερη απόσταση με μέσο όρο 607,49 pixels. Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά σε 2D, $\chi^2(2) = 12,000$, $p = 0,002$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην επίδοση, εκτός από την σύγκριση με χειρονομία και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -0,700$, $p = 0,484$).

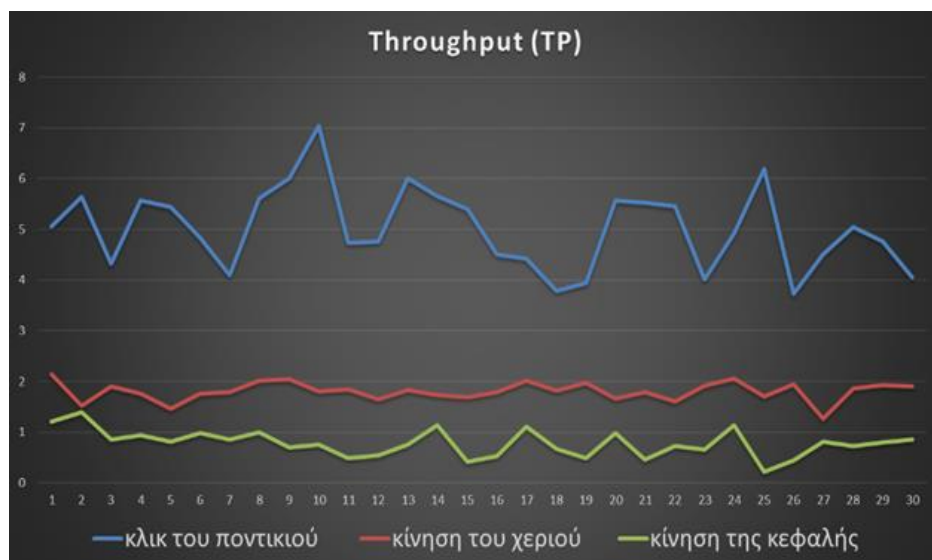
7.3.5 Throughput (TP)

ΑΘΛΗΤΕΣ

Οι αθλητές στο 1D παρουσίασαν throughput 5,01 με το συμβατικό ποντίκι, 1,80 με την χειρονομία και 0,81 με τις κινήσεις κεφαλής.

Σύμφωνα με το Friedman, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στην Throughput του κάθε μέσου σε 1d, $\chi^2(2) = 60,000$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετική συσκευή προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόδοση ($Z = 4,782$, $p = 0,000$).

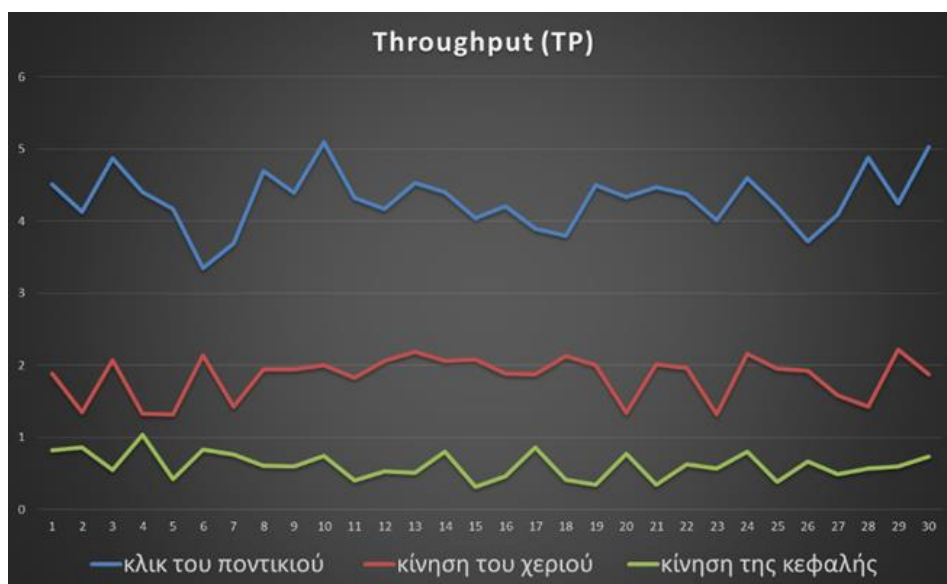
Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 34. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 1D στους αθλητές

Οι αθλητές στο 2D παρουσίασαν throughput 4,30 με το συμβατικό ποντίκι, 1,84 με την χειρονομία και 0,61 με τις κινήσεις κεφαλής. Και στα δύο περιβάλλοντα, το συμβατικό ποντίκι εμφάνισε την καλύτερη επίδοση, ύστερα η χειρονομία και την χειρότερη η κίνηση της κεφαλής.

Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στην Throughput ανάλογα με τον τύπο του μέσου που χρησιμοποιήθηκε κατά την διάρκεια της εκτέλεσης των πειραμάτων, $\chi^2(2) = 60,000$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετική συσκευή προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόδοση.



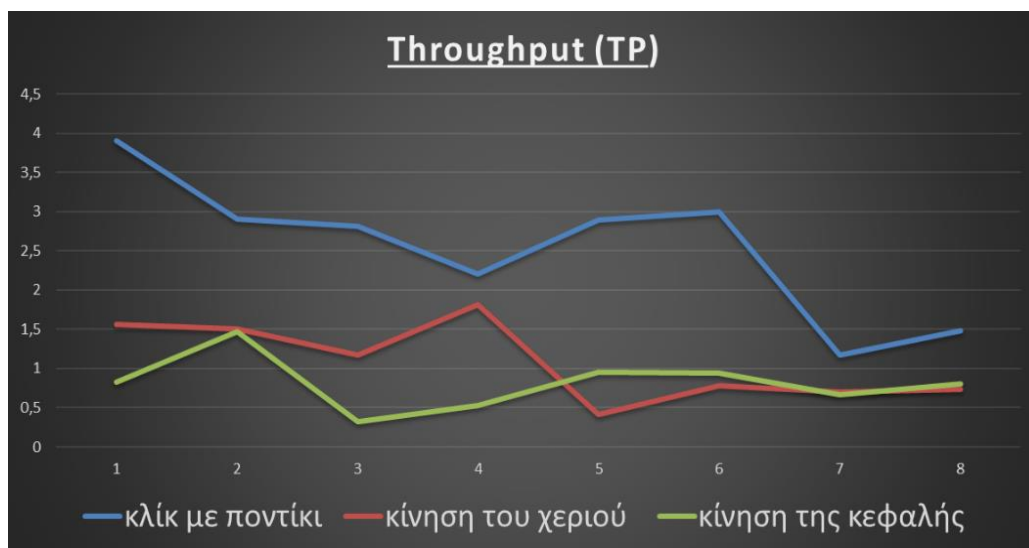
Εικόνα 35. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 2D στους ασθενείς

ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Οι ασθενείς στο 1D παρουσίασαν throughput: 2,49 με το συμβατικό ποντίκι, 1,08 με την χειρονομία και 0,78 με τις κινήσεις κεφαλής.

Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στην Throughput σε 1D, ανάλογα με τον τύπο της κεφαλής που χρησιμοποιήθηκε κατά την διάρκεια της εκτέλεσης, $\chi^2(2) = 12,250$, $p = 0,002$. Post hoc το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετική συσκευή προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόδοση, εκτός από την σύγκριση της χειρονομίας και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -0,840$, $p = 0,401$).

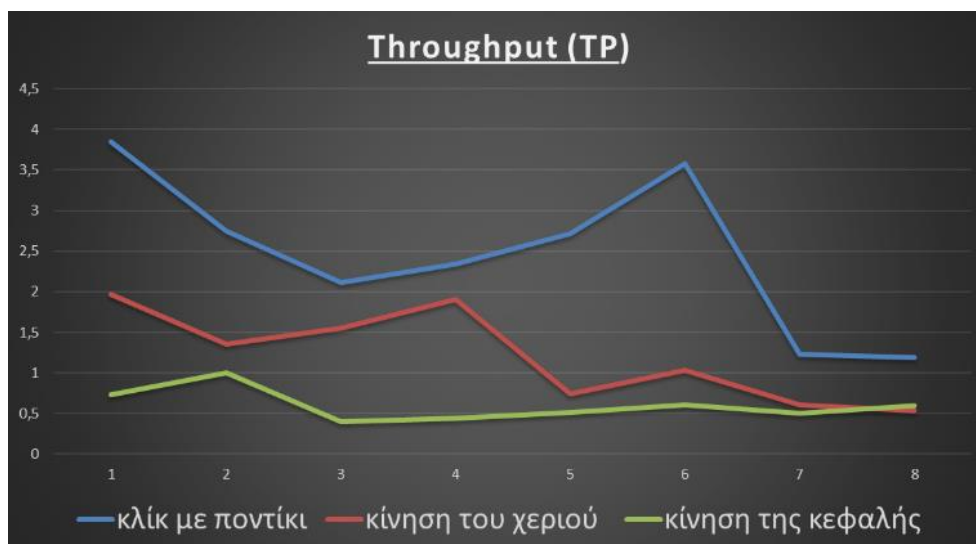


Εικόνα 36. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 1D στα άτομα με εγκεφαλικό

Οι ασθενείς στο 2D παρουσίασαν throughput: 2,46 με το συμβατικό ποντίκι, 1,20 με την χειρονομία και 0,59 με τις κινήσεις κεφαλής. Και στα δύο περιβάλλοντα, το συμβατικό ποντίκι εμφάνισε την καλύτερη επίδοση, ύστερα η χειρονομία και την χειρότερη η κίνηση της κεφαλής.

Υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στη Throughput σε 2D, ανάλογα με το τύπο του μέσου $\chi^2(2) = 14.250$, $p = 0,001$. Post hoc Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι και στις τρεις συσκευές υπήρξε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην επίδοση. Πιο συγκεκριμένα, ο διάμεσος για κλικ ποντικίου 2,5265, για χειρονομία 1,1905 και για κίνηση κεφαλής 0,5545.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 37. Γράφημα για την Throughput των τρόπων αλληλεπίδρασης σε 2D στα άτομα με εγκεφαλικό

7.3.6 Υπόλοιποι Δείκτες Αξιολόγησης

ΑΘΛΗΤΕΣ

Πίνακας 5. Friedman test για σύγκριση των τριών τρόπων αλληλεπίδρασης σε κάθε ομάδα ξεχωριστά σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα αντίστοιχα σε κάθε στήλη για την ομάδα των αθλητών

FRIEDMAN TEST		
	1D	2D
TAC	$\chi^2 (2) = 43,644, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 53,067, p = 0,000$
MDC	$\chi^2 (2) = 50,400, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 28,867, p = 0,000$
ODC	$\chi^2 (2) = 45,067, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 53,067, p = 0,000$
MV	$\chi^2 (2) = 24,267, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 25,867, p = 0,000$
ME	$\chi^2 (2) = 24,467, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 38,400, p = 0,000$
MO	$\chi^2 (2) = 45,067, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 16,467, p = 0,000$

Με την σειρά από πάνω προς τα κάτω Task Axis Crossing, Movement Direction Change, Orthogonal Direction Change, Movement variability, movement error, Movement offset

Post hoc εκτελέστηκε το Wilcoxon ranked test.

Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 1D στα εξής:

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

- ODC : Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -0,051, p = 0,959$.
- MV: Σύγκριση ποντίκι με κλικ-χειρονομία $Z = -0,257, p = 0,797$.
- ME: Σύγκριση ποντίκι με κλικ-χειρονομία $Z = -0,977, p = 0,329$.
- MO: Σύγκριση ποντίκι με κλικ-χειρονομία $Z = -1,368, p = 0,171$.

Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 2D στα εξής:

- MDC : Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -0,298, p = 0,766$.
- MV: Σύγκριση ποντίκι με κλικ-χειρονομία $Z = -1,409, p = 0,159$.
- MO: Σύγκριση ποντίκι με κλικ - κινήσεις κεφαλής $Z = -1,820, p = 0,069$.

ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Πίνακας 6. Friedman test για σύγκριση των τριών τρόπων αλληλεπίδρασης σε κάθε ομάδα ξεχωριστά σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα για τους ασθενείς με εγκεφαλικό

FRIEDMAN TEST		
	1D	2D
TAC	$\chi^2 (2) = 7,000, p = 0,030$	$\chi^2 (2) = 9.742, p = 0,008$
MDC	$\chi^2 (2) = 13,000, p = 0,000$	$\chi^2 (2) = 9, p = 0,011$
ODC	$\chi^2 (2) = 9,750, p = 0,008$	$\chi^2 (2) = 12.250, p = 0,002$
MV	$\chi^2 (2) = 1,750, p = 0,417$	$\chi^2 (2) = 4.750, p = 0,093$
ME	$\chi^2 (2) = 1,000, p = 0,607$	$\chi^2 (2) = 7, p = 0,030$
MO	$\chi^2 (2) = 7,750, p = 0,021$	$\chi^2 (2) = 1 p = 0,607$

Με την σειρά από πάνω προς τα κάτω Task Axis Crossing, Movement Direction Change, Orthogonal Direction Change, Movement variability, movement error, Movement offset

Post Hoc με το Wilcoxon Test Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 1D στα εξής:

- TAC: Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -0,280, p = 0,779$.
- MDC: Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -1,400, p = 0,161$.
- ODC: Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -0,140, p = 0,889$.

Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε 2D στα εξής:

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

- TAC: Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -1,183, p = 0,237$.
- ODC: Σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = 0, p = 1,000$.
- ME: Σύγκριση ποντίκι με κλικ-χειρονομία $Z = -1,680, p = 0,093$ και σύγκριση χειρονομία- κινήσεις κεφαλής $Z = -0,280, p = 0,779$.

7.4 Σύγκριση των ομάδων σε 1d και 2D σε όλους τους δείκτες αξιολόγησης

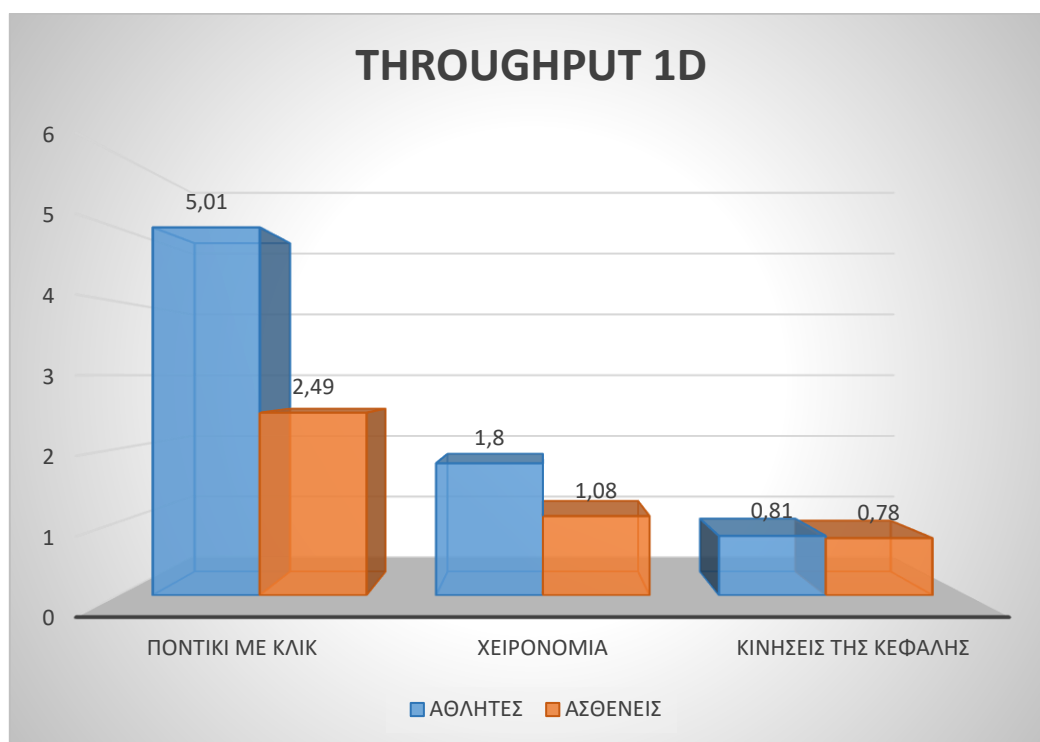
Πίνακας 7. Friedman test για σύγκριση ανάμεσα στις δύο ομάδες σε όλες τρέποντες σε 1D και 2D γραφικά περιβάλλοντα αντίστοιχα

FRIEDMAN S TEST		
	1D	2D
MT	$X^2(2) = 68,368, p = 0,000$	$X^2(2) = 74,053, p = 0,000$
MCL	$X^2(2) = 51,850, p = 0,000$	$X^2(2) = 58,161, p = 0,000$
TRE	$X^2(2) = 59,421, p = 0,000$	$X^2(2) = 64,632, p = 0,000$
TAC	$X^2(2) = 49,960, p = 0,000$	$X^2(2) = 62,026, p = 0,000$
MDC	$X^2(2) = 63,368, p = 0,000$	$X^2(2) = 72,211, p = 0,000$
ODC	$X^2(2) = 54,368, p = 0,000$	$X^2(2) = 62,263, p = 0,000$
MV	$X^2(2) = 15,542, p = 0,000$	$X^2(2) = 24,789, p = 0,000$
ME	$X^2(2) = 4,789, p = 0,091$	$X^2(2) = 34,316, p = 0,000$
MO	$X^2(2) = 40,632, p = 0,000$	$X^2(2) = 16,474, p = 0,000$
DT	$X^2(2) = 59,842, p = 0,000$	$X^2(2) = 60,053, p = 0,000$
TP	$X^2(2) = 70,474, p = 0,000$	$X^2(2) = 74,053, p = 0,000$

Με την σειρά από πάνω προς τα κάτω Task Axis Crossing, Movement Direction Change, Orthogonal Direction Change, Movement variability, movement error, Movement offset

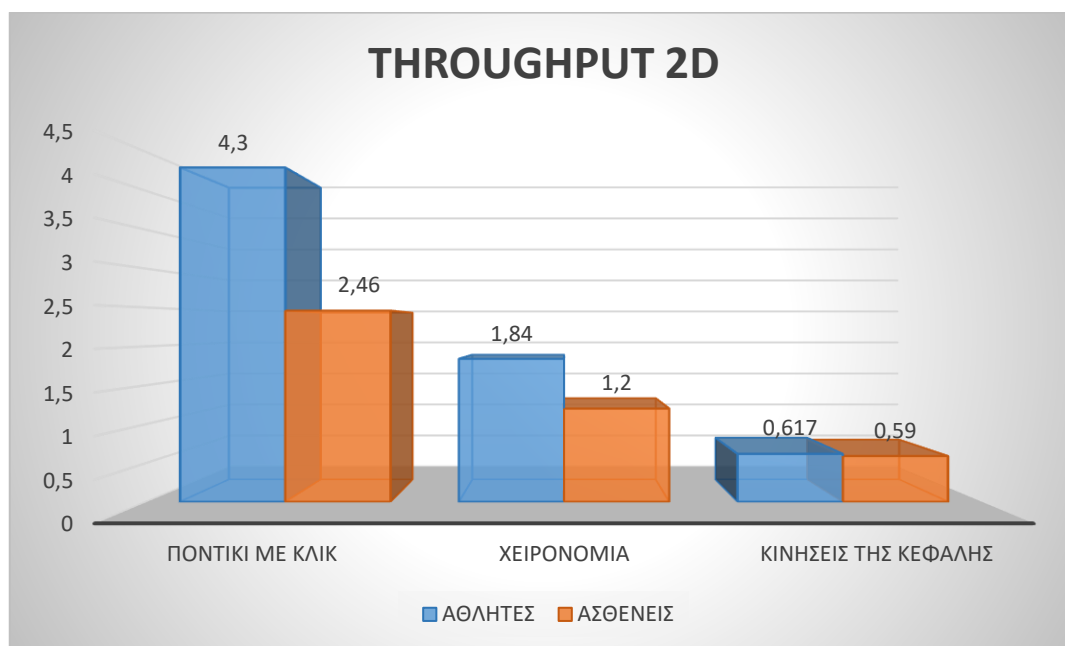
Σύμφωνα με το Friedman τεστ, σε όλους τους δείκτες αξιολόγησης παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ την ομάδα των αθλητών και την ομάδα των ασθενών, εξαιρουμένου του Movement Error σε 1D γραφικό περιβάλλον.

7.4.1 Σύγκριση Throughput ανάμεσα στις δύο ομάδες



Εικόνα 38. Το Throughput (TP) στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης ανάμεσα στις δύο ομάδες σε 1D γραφικό περιβάλλον

Οι αθλητές παρουσίασαν στο Throughput υψηλότερες τιμές με μέτρησης σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης σε σχέση με τους ασθενείς σε 1D γραφικό περιβάλλον. Οι αθλητές στο συμβατικό ποντίκι υπερτερούσαν κατά 50%, στην χειρονομία κατά 40% και στις κινήσεις κεφαλής κατά 4%. Συνεπώς, οι κινήσεις της κεφαλής των αθλητών (μέσο όρο 0,81) και των ασθενών (0,78) εμφάνισαν πολύ μικρή διαφορά μεταξύ τους.



Εικόνα 39. Το Throughput (TP) στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης ανάμεσα στις δύο ομάδες σε 2D γραφικό περιβάλλον

Παρόμοια με το 1D γραφικό περιβάλλον, στο 2D οι αθλητές υπερετερούσαν σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης από τους ασθενείς ως προς το Throughput, ενώ οι κινήσεις της κεφαλής είχαν πολύ κοντινές τιμές μέτρησης. Οι αθλητές στο συμβατικό ποντίκι υπερείχαν κατά 43%, στην χειρονομία κατά 35% και στις κινήσεις κεφαλής κατά 5%.

7.5 SUS βαθμολογίας

7.5.1 Σύγκριση της SUS βαθμολογίας ανάμεσα στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης

Αθλητές

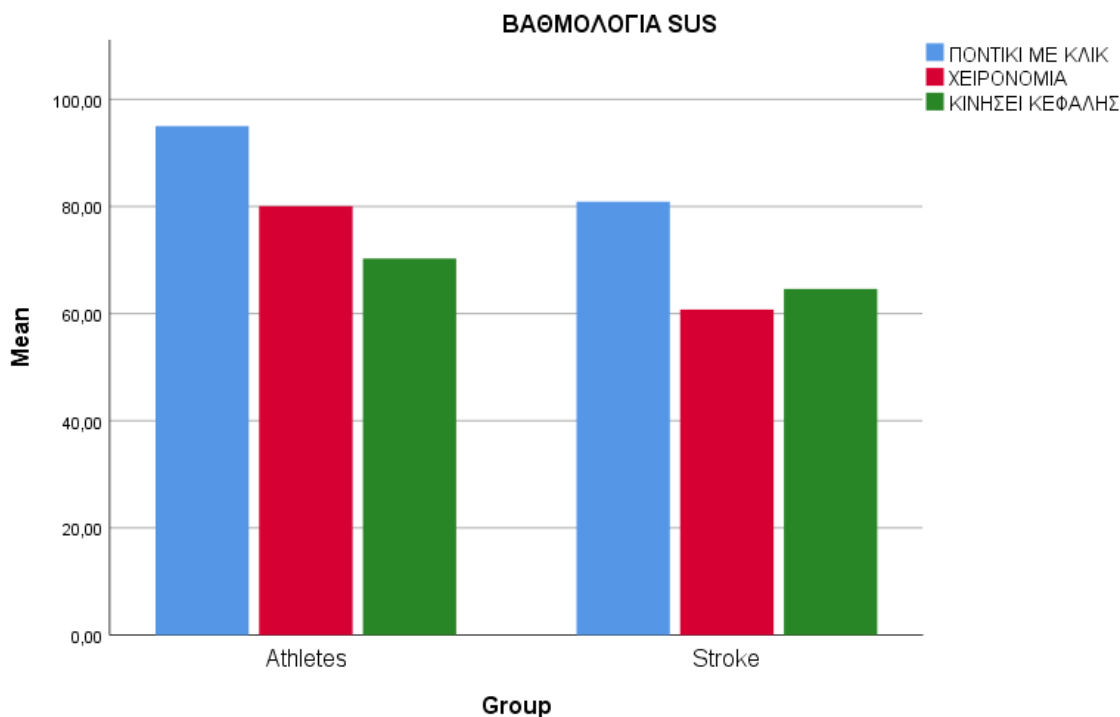
Ο μέσος όρος για το κλικ ποντικιού είναι 95, για χειρονομία 80 και για κίνηση κεφαλής 70,3. Σύμφωνα με το Friedman test, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στο SUS, ανάλογα με τον τύπο του μέσου που χρησιμοποιήθηκε, $\chi^2(2) = 60.000$, $p = 0,000$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε όλοι οι τρόποι αλληλεπίδρασης έχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ τους.

ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Ο μέσος όρος για το κλικ ποντικιού είναι 80,87, για χειρονομία 60,75 και για κίνηση κεφαλής 64,62. Οι κινήσεις της κεφαλής βαθμολογήθηκαν από τους ασθενείς με υψηλότερο σκορ από τη χειρονομία. Σύμφωνα με το Friedman test, υπάρχει μια στατιστικά σημαντική διαφορά στη σκορ, $\chi^2(2) = 12.250$, $p = 0,002$. Το τεστ Wilcoxon έδειξε ότι διαφορετικός τρόπος

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

αλληλεπίδρασης προκάλεσε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην βαθμολογία , εκτός από την σύγκριση με την κίνηση του χεριού και την κίνηση της κεφαλής ($Z = -1,193, p = 0,233$).



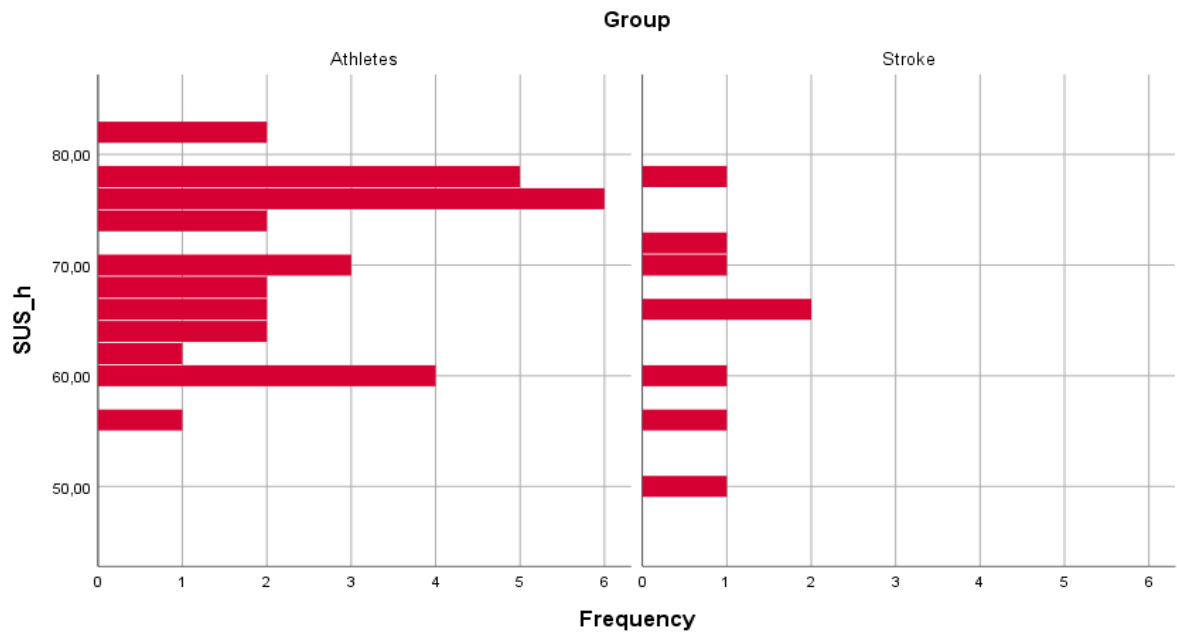
Εικόνα 40. Μέτρηση της χρηστικότητας SUS ανάμεσα στις τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης στους αθλητές και στους ασθενείς με εγκεφαλικό

7.5.2 Σύγκριση της SUS βαθμολογίας μεταξύ των ομάδων

Οι αθλητές παρουσίασαν στο Throughput υψηλότερες τιμές με μέτρησης σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης σε σχέση με τους ασθενείς. Οι δύο ομάδες παρουσίασαν πιο εγγύς βαθμολογίες στις κινήσεις της κεφαλής με σκορ 70,3 για αθλητές και 64,62 για ασθενείς.

Τέλος, σύμφωνα με το Friedman test υπάρχει στατιστική σημαντική διαφορά στην βαθμολογία SUS ανάλογα με τον τύπο της συσκευής μεταξύ των δύο ομάδων $\chi^2(2) = 67,316, p = 0,000$.

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.



Εικόνα 41. Πίνακας συχνότητας της βαθμολογίας χρησιμότητας SUS των κινήσεων κεφαλής ανάμεσα στις δύο ομάδες

Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκαν τρία μέσα αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή, το ποντίκι με κλικ, η χειρονομία (mouse gesture) και οι κινήσεις της κεφαλής, μεταξύ αθλητών και ασθενών με εγκεφαλικό σε φάση αποκατάστασης. Βασικός στόχος των πειραμάτων ήταν να αξιολογήσει εναλλακτικούς τρόπους αλληλεπίδρασης σε υγιείς και σε άτομα με κάποιας μορφής αναπηρία. Από τους δείκτες αξιολόγησης που εκτιμήθηκαν, σημαντικά ευρήματα παρατηρήθηκαν στο *Throughput*, στο *Movement Time*, στα *Missed clicks*, στα *Target Re-entries*, στα *ODC* και στα *Task Axis Crossing*.

Αρχικά, όσον αφορά το *Throughput (TP)*, στην ομάδα των αθλητών παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης και στα δύο γραφικά περιβάλλοντα. Το ποντίκι παρουσίασε την υψηλότερη τιμή, με μέσο όρο 5,01 bits/s σε 1D και 4,30 bits/s σε 2D. Οι τιμές που επιτεύχθηκαν με τη χρήση του ποντικιού είναι παρόμοιες με αντίστοιχες έρευνες [12]. Ακολούθησε η χειρονομία με μέσο όρο 1,80 bits/s σε 1D και 1,84 bits/s σε 2D, δηλαδή **64%** και **57%** αντίστοιχα χαμηλότερη από το ποντίκι. Σε προηγούμενες μελέτες από την ομάδα του κ. Πίνο σχετικά με τις χειρονομίες, η συσκευή του Wiimote παρουσίασε *TP* 2,97 bits/s σε 2D, δηλαδή 41,2% χαμηλότερη από το ποντίκι [41] και η συσκευή Microsoft Kinect 2,10 bits/s σε 2D, δηλαδή 39% χαμηλότερη [44]. Τη μικρότερη απόδοση παρουσίασαν οι κινήσεις της κεφαλής με *TP* 0,81 bits/s σε 1D και 0,61 bits/s σε 2D, δηλαδή **84%** και **86%** χαμηλότερη τιμή αντίστοιχα σε σχέση με το ποντίκι. Ωστόσο, σε πρόσφατη έρευνα των Hansen et al. [37], όπου μετρήθηκαν οι κινήσεις κεφαλής με Dwell time, το *TP* ήταν 2,47 bits/s και άρα πολύ υψηλότερο από το δικό μας πείραμα. Αυτό πιθανόν οφείλεται στο γεγονός ότι στη μελέτη αυτή, ο κέρσορας κλείδωνε όταν έμπαινε στο στόχο, με αποτέλεσμα να μην υπάρχουν λάθη στο dwell time. Παράλληλα, όταν ο χρήστης έχανε σε μία ακολουθία 21 συνεχόμενων στόχων το 20%, η ακολουθία επαναλαμβανόταν από την αρχή. Τέλος, οι περισσότεροι χρήστες είχαν χρησιμοποιήσει ήδη μία φορά την τεχνολογία ιχνηλάτησης βλέμματος ή κεφαλής, σε αντίθεση με τα άτομα που συμπεριλήφθηκαν στο δικό μας πείραμα.

Στην ομάδα των ασθενών παρατηρήθηκε ότι το ποντίκι με κλικ είχε στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τους άλλους τρόπους αλληλεπίδρασης ως προς το *TP*. Ο μέσος όρος στο συμβατικό ποντίκι ήταν 2,49 bits/s σε 1D και 2,46 bits/s σε 2D. Κατά την αξιολόγηση της χειρονομίας και των κινήσεων της κεφαλής, ενώ σε 2D γραφικό περιβάλλον οι δύο τρόποι είχαν στατιστικά σημαντική διαφορά, σε 1D δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική αλλαγή στην απόδοση ($Z = -.840, p = .401$). Πράγματι, ο μέσος όρος στο 1D ήταν 1,08 bits/s για την χειρονομία και 0,78 bits/s για τις κινήσεις κεφαλής, ενώ στο 2D ήταν 1,20 bits/s και 0,59 bits/s

αντίστοιχα . Μία πιθανή εξήγηση για την βελτίωση της απόδοσης της χειρονομίας στο 2D είναι ότι ο συμμετέχων είχε αποκτήσει μεγαλύτερη άνεση και εμπειρία στην χρήση αυτού του τρόπου αλληλεπίδρασης έχοντας εκτελέσει προηγουμένως το 1D γραφικό περιβάλλον. Από την άλλη, η μείωση της απόδοσης στις κινήσεις της κεφαλής οφείλεται στην δυσκολία των ασθενών να ελέγξουν τον κέρσορα στον y άξονα με την ίδια δεξιότητα που τον ελέγχαν στο μονοδιάστατο πείραμα. Αυτό μας βρίσκει σύμφωνους με την έρευνα των Hansen et al. [37], όπου αποδείχθηκε ότι η κίνηση της κεφαλής είναι πιο δύσκολα διαχειρίσιμα σε πολυδιάστατα γραφικά μοντέλα, σε σχέση με το συμβατικό ποντίκι και την ιχνηλάτηση βλέμματος. Το **TP** ήταν χαμηλότερο για την χειρονομία κατά **57%** σε 1D και **51%** σε 2D και για τις κινήσεις κεφαλής κατά **69%** σε 1D και **76%** σε 2D σε σχέση με το συμβατικό ποντίκι.

Κατά τη σύγκριση του **TP** μεταξύ των δύο ομάδων, οι αθλητές παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά, όπως ήταν αναμενόμενο, τόσο στο ποντίκι όσο και στην χειρονομία σε σύγκριση με τους ασθενείς με εγκεφαλικό, 1D $X^2(2) = 70,474$, $p = 0,000$ και σε 2D $X^2(2) = 74,053$, $p = 0,000$. Παρόλα αυτά, οι κινήσεις της κεφαλής παρουσίασαν πολύ κοντινές τιμές. Συνεπώς, αυτό που παρουσιάζεται πρώτη φορά από την έρευνά μας, είναι ότι οι ασθενείς με εγκεφαλικό είναι σε θέση να εκτελέσουν κινήσεις κεφαλής ως τρόπο αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή σχεδόν το ίδιο αποδοτικά όσο με αθλούμενα άτομα.

Το **Movement Time** παρουσιάστηκε και στην ομάδα των αθλητών και στην ομάδα των ασθενών υψηλότερο στις κινήσεις της κεφαλής , ύστερα στις χειρονομίες και κατόπιν στο συμβατικό ποντίκι. Η ομάδα των ασθενών εμφάνισε στατιστικά σημαντική διαφορά σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης εκτός από τη σύγκριση της χειρονομίας με των κινήσεων της κεφαλής σε 1D γραφικό περιβάλλον, $Z = -0,560$, $p = 0,575$. Επιπλέον, οι δύο ομάδες σε αντιπαραβολή μεταξύ τους εμφάνισαν **κοντινά MT** στις κινήσεις της κεφαλής, με **5498,46 ms και 5638,57 ms** σε 1D και **7115,45 ms και 7202,36 ms** σε 2D. Αυτό αποτελεί σημαντικό εύρημα των πειραμάτων που εκτελέσαμε και αναδεικνύει την ικανότητα των ασθενών με κάποιο νευρολογικό πρόβλημα να χρησιμοποιούν την κεφαλή σε παρόμοιο χρόνο με ένα υγιές άτομο, με την προϋπόθεση ότι οι μυς του αυχένα και του κορμού βρίσκονται σε ένα καλό επίπεδο λειτουργικότητας. Από την άλλη, η ομάδα των ασθενών σε σχέση με την ομάδα των αθλητών εμφάνισαν **διπλάσιο MT** στο ποντίκι και στη χειρονομία για την εκπλήρωση των πειραμάτων. Στην έρευνα των McCrea & Eng [56], συνέκριναν το επηρεασμένο και μη άνω άκρο ασθενών με εγκεφαλικό, με το μη κυρίαρχο άνω άκρο ενός υγιούς πληθυσμού. Παρατηρήθηκε ότι και τα δύο άνω άκρα των ασθενών με εγκεφαλικό είχαν στατιστικά μεγαλύτερο χρόνο κίνησης σε σχέση με τον υγιή πληθυσμό, εύρημα που συμφωνεί με τις παρούσες μετρήσεις.

Σε συνυφασμό με το **MT**, η **απόσταση(DT)** που καλύφθηκε σε κάθε πείραμα από τους αθλητές ήταν μικρότερη και υψηλότερη στους αντίστοιχους τρόπους αλληλεπίδρασης. Η ομάδα των ασθενών κάλυψε μικρή απόσταση σε pixels με το ποντίκι, ενώ με κινήσεις της κεφαλής και της χειρονομίας **διένυσαν κοντινές τιμές DT αλλά υψηλότερες σε σχέση με το συμβατικό ποντίκι**. Επιπλέον, **οι ασθενείς διένυσαν μικρότερο DT** σε σχέση με τους αθλητές **στις κινήσεις κεφαλής**, με μέτρηση **1596,60 pixels** σε 1D και **1645,80 pixels** σε 2D, ενώ οι αθλητές **1748,74 pixels** και **2013,33 pixels** αντίστοιχα.

Επιπρόσθετα, **τα Missed Clicks και τα Target Re-entries** στον επιθυμητό στόχο και στις δύο ομάδες είχαν μεγαλύτερη τιμή στις κινήσεις κεφαλής, ύστερα στην χειρονομία και τις λιγότερες στο συμβατικό ποντίκι. Αυτό είναι λογικό από την στιγμή που ο χρήστης αναγκάζεται να χρησιμοποιήσει μια δεξιότητα όπως οι κινήσεις με το κεφάλι και να εκτελέσει ένα τελειώς καινούριο τρόπο διεπαφής με τον οποίο δεν έχει προηγούμενη εμπειρία σε αντίθεση με το συμβατικό ποντίκι. **Η ομάδα των αθλητών** παρουσίασε **λιγότερα MCL και TRE** σε σχέση με την ομάδα των ασθενών, όχι όμως στις κινήσεις κεφαλής που είχαν **παρόμοιες τιμές σε 2D και λίγο υψηλότερες τιμές σε 1D** γραφικά περιβάλλοντα. Πράγματι, στην έρευνα Zhang et al. [57], τα σωστά κλικ και τα λάθη στον υπολογιστή ήταν λιγότερα στον υγιή πληθυσμό σε σύγκριση με το επηρεασμένο και μη επηρεασμένο άκρο της ομάδας των ασθενών. Αυτό αναδεικνύει, ότι οι ασθενείς με εγκεφαλικό παρουσιάζουν αυξημένο ποσοστό αστοχίας με τα άνω άκρα, χωρίς το ίδιο να ισχύει για τις κινήσεις κεφαλής.

Οι αθλητές παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά στο **TAC**, στο **MDC** και στο **ODC** σε σύγκριση με τους ασθενείς σε όλους τους τρόπους αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή. Οι αθλητές παρουσίασαν καλύτερες τιμές σε όλους αυτούς τους δείκτες αξιολόγησης από τους ασθενείς. Σύμφωνα με την έρευνα των McCrea & Eng [56], οι ασθενείς με εγκεφαλικό τείνουν να αλλάζουν την ομαλή τροχιά τις κίνησης. Παρουσιάζουν μικρές τμηματικές κινήσεις (segmentation), λιγότερο ακριβής (directness) και απαιτούν περισσότερη διάρκεια νοητικού σχεδιασμού (Planning strategy). Παρουσιάζουν πιο συντηρητικές στρατηγικές, με μειωμένη επιτυχή προβλεψιμότητα (feedforward control) και στηρίζονται σε αυξημένη ανατροφοδότηση, χωρίς να υπόκεινται στην συσχέτιση ακρίβειας-ταχύτητας.

Αυτό που αποτελεί σημαντικό εύρημα της δικής μας έρευνας είναι ότι σε αντίθεση με τα άνω άκρα, ο έλεγχος της κεφαλής στους ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο φαίνεται να μην επηρεάζεται καθόλου σε σχέση με τον υγιή πληθυσμό. Οι δύο ομάδες δεν παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις τιμές των κινήσεων κεφαλής στα TP, MT, DT, MCL, TRE, ενώ η διαφορά που υπάρχει στα TAC, MDC και ODC πιο πιθανό να οφείλεται στην

μειωμένη ικανότητα νοητικού σχεδιασμού και αποτυχημένης προβλεψιμότητας των ασθενών .

Τέλος, οι συμμετέχοντες βαθμολόγησαν με την κλίμακα χρηστικότητας SUS τους τρεις τρόπους αλληλεπίδρασης. Στην ομάδα των αθλητών **το συμβατικό ποντίκι** παρουσίασε την μεγαλύτερη βαθμολογία με μέσο όρο **95** , **η χειρονομία 80** και **οι κινήσεις κεφαλής 70,3**. Από την άλλη, στην ομάδα των ασθενών, ενώ **το ποντίκι** συγκέντρωσε υψηλή βαθμολογία με μέσο όρο **80,87**, προηγήθηκε **της χειρονομίας, η κίνηση της κεφαλής με σκορ 64,62 έναντι 60,75**. Αν και οι δύο τελευταίες βαθμολογίες θεωρούνται μέτριες σε επίπεδο χρηστικότητας, η ομάδα των ασθενών έδωσε μεγαλύτερο σκορ στις κινήσεις κεφαλής πλησιάζοντας την βαθμολογία της ομάδας των αθλητών για αυτό τον τρόπο αλληλεπίδρασης. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι ένιωθαν πιο άνετα στην κατάδειξη με αριστερή στροφή της κεφαλής πάρα με την χειρονομία, η οποία στους περισσότερους ασθενείς φάνηκε πιο απαιτητική στην πράξη. Βέβαια, τα πειράματα ήταν μικρά σε χρονική διάρκεια και οι κινήσεις κεφαλής είναι πιθανό να επιφέρουν κόπωση, οπότε σε συστηματική χρήση δεν γνωρίζουμε τον αντίκτυπο που θα είχε στην χρηστικότητα. Παρόλα αυτά, αποτελεί σημαντικό εύρημα ότι οι ασθενείς βαθμολόγησαν με **μεγαλύτερο σκορ τις κινήσεις κεφαλής από την χειρονομία**.

Περιορισμοί

Στην παρούσα έρευνα πρέπει να επισημανθούν οι εξής περιορισμοί:

- Οι δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν ήταν μη παραμετρικές επειδή δεν υπήρχε κανονικότητα στο δείγμα μας. Επιλέχτηκε το Friedman Test για να γίνει σύγκριση και των τριών μέσων διεπαφής.
- Οι ασθενείς με εγκεφαλικό ήταν πολύ λιγότεροι από την ομάδα των αθλητών. Χρειάζονται έρευνες με περισσότερα άτομα με νευρολογικά προβλήματα για να βγουν πιο ασφαλή συμπεράσματα.
- Η μέση ηλικία των αθλητών είναι τα 27,7 έτη έναντι 46,87 των ασθενών. Σύμφωνα με την έρευνα των Carvalho et al. [58] που ακολουθεί το πρότυπο ISO, η μεγαλύτερη ηλικία συνδέεται με μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στα μέσα διεπαφής με τον υπολογιστή ενώ η μεσαία ηλικία εμφανίζει μικρότερους χρόνους κίνησης. Η πιο μικρή ηλικιακά ομάδα (κάτω από 17 χρονών) είχε τις χειρότερες επιδόσεις σε όλες τις παραμέτρους. Στα ίδια ακριβώς συμπεράσματα είχαν καταλήξει και οι έρευνες του Brogmus [59] και των Hertzum & Hornbæk [60] εκτός από τις ηλικίες εβδομήντα και άνω. Επιπλέον , στην έρευνα των Keates,& Trewin [61] που συμπεριλαμβάνει εκτός

από υγιείς διαφορετικών ηλικιακών ομάδων και άτομα με Parkinson, καταλήγει στο συμπέρασμα ότι είναι πιο πιθανό η ασθένεια και όχι η ηλικία να επηρεάζει τον έλεγχο του μέσου διεπαφής.

- Στη έρευνα δεν αναλύθηκαν οι παράμετροι της ταχύτητας των χρηστών στα μέσα διεπαφής όπως σε παρόμοιες έρευνες πάνω σε ασθενείς με εγκεφαλικό [56].
- Η συσκευή Tracker Pro παρατηρήθηκε ότι δεν αναγνώριζε έγκαιρα κάποιες φορές την αριστερή στροφή της κεφαλής για κατάδειξη με αποτέλεσμα ο χρήστης να επαναλαμβάνει την κίνηση.

Συμπεράσματα

Σε αυτήν την μελέτη αξιολογήθηκαν τρία μέσα αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό κατά την αποκατάσταση με βάση το πρότυπο ISO, χρησιμοποιώντας το λογισμικό IDEA. Τα πειράματα έκαναν χρήση του νόμου του Fitts, ενός καλά καθιερωμένου μοντέλου για τον καθορισμό της απόδοσης της αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή. Μετά το πέρας των πειραμάτων, οι συμμετέχοντες συμπλήρωσαν το ερωτηματολόγιο χρηστικότητας SUS

Η ομάδα των αθλητών παρουσίασε υψηλότερες τιμές Throughput, αλλά χαμηλότερες τιμές Distance και Movement Time, πρώτα στο συμβατικό ποντίκι, ύστερα στις χειρονομίες και κατόπιν στις κινήσεις της κεφαλής. Πιο συγκεκριμένα, το Throughput στη χειρονομία ήταν χαμηλότερο κατά 64% σε 1D και 57% σε 2D, ενώ στις κινήσεις κεφαλής με Tracker Pro κατά 84% και 86% αντίστοιχα από το συμβατικό ποντίκι. Παράλληλα, η ομάδα των ασθενών παρουσίασε σε αυτούς τους τρεις δείκτες αξιολόγησης καλύτερες επιδόσεις στο συμβατικό ποντίκι, ύστερα στις χειρονομίες και κατόπιν στις κινήσεις της κεφαλής. Το TP ήταν χαμηλότερο για την χειρονομία κατά 57% σε 1D και 51% σε 2D και για τις κινήσεις κεφαλής κατά 69% σε 1D και 76% σε 2D σε σχέση με το συμβατικό ποντίκι. Επιπλέον, τα Missed clicks και τα Target Re-entries του κέρσορα στον στόχο και στις δύο ομάδες εμφάνισαν μικρότερες τιμές στην χειρονομία σε σχέση με τις κινήσεις της κεφαλής. Το συμβατικό ποντίκι εμφάνισε την μικρότερη αστοχία και στους αθλητές και στους ασθενείς.

Η ομάδα των αθλητών σε σύγκριση με την ομάδα των ασθενών υπερτερούσε στο ποντίκι και στην χειρονομία, δηλαδή στους τρόπους αλληλεπίδρασης που απαιτούν δεξιότητα στα άνω άκρα, όχι όμως και στις κινήσεις κεφαλής. Οι δύο ομάδες παρουσιάζουν παρόμοιες τιμές στις κινήσεις κεφαλής στα TP, MT, DT, MCL, TRE, ενώ η διαφορά που υπάρχει στα TAC, MDC

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

και ODC πιο πιθανό να οφείλεται στην μειωμένη ικανότητα νοητικού σχεδιασμού και επιτυχημένης προβλεψιμότητας των ασθενών.

Τέλος, η ομάδα των ασθενών βαθμολόγησε με υψηλό σκορ το συμβατικό ποντίκι και με μέτριο σκορ τόσο τη διεπαφή της χειρονομίας όσο και τις κινήσεις της κεφαλής. Ωστόσο, σημαντικό εύρημα αποτελεί ότι οι κινήσεις της κεφαλής παρουσίασαν στην ομάδα των ασθενών ελαφρώς μεγαλύτερη βαθμολογία χρηστικότητας σε σχέση με την χειρονομία.

Στο μέλλον προτείνεται να πραγματοποιηθούν έρευνες με μεγαλύτερο δείγμα ασθενών με νευρολογικό πρόβλημα κεντρικής αιτιολογίας. Επιπλέον, συστήνεται να εκτελεστούν πειράματα με αυτά τα μέσα διεπαφής με αρκετές επαναλήψεις ώστε να μετρηθεί η ικανότητα εκμάθησης και προσαρμογής των χρηστών σε αυτά.

Βιβλιογραφία

- [1] Wac K, Rivas H, Fiordelli M. Quality-of-Life Technologies. *Computer*. 2017;50(3):14-19. Available from doi: 10.1109/MC.2017.89.
- [2] Parant A, Schiano-Lomoriello S, Marchan F. How would I live with a disability? Expectations of bio-psychosocial consequences and assistive technology use. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2017;12(7):681–685. Available from doi:10.1080/17483107.2016.1218555. ISSN 1748-3115.
- [3] Καλόγερος Ε, Σαλεμής Η. Αξιολόγηση Απόδοσης Συσκευών Προσομοίωσης Ποντικιού Εφαρμογή σε Σύστημα Εγκεφαλικών Σημάτων. Διπλωματική εργασία. Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, 2004.
- [4] Keates S, Hwang F, Langdon P, Clarkson PJ, Robinson P. Cursor measures for motion-impaired computer users. In: *Proceedings of ACM SIGCAPH Conference on Assistive Technologies – ASSETS*; 2002 July; Edinburgh, Scotland. New York: ACM; 2002. p. 135-142. Available from doi:10.1145/638249.638274.
- [5] Quek F, McNeill D, Bryll R, Duncan S, Ma XF, Kirbas C, et al. Multimodal human discourse: gesture and speech. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*. 2002;9(3):171-93 Available from doi:10.1145/568513.568514.
- [6] Pallotta V, Bruegger P, Hirsbrunner B. Kinetic User Interfaces: Physical Embodied Interaction with Mobile Pervasive Computing Systems. *Advances in Ubiquitous Computing: Future Paradigms and Directions*. IGI Publishing. 2008 Available from <https://www.igi-global.com/chapter/kinetic-user-interfaces/4923> [Accessed June 21th 2020]
- [7] Bosecker C, Dipietro L, Volpe B, Krebs H. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24(1):62-9. Available from: doi: 10.1177/1545968309343214.
- [8] International Organization for Standardization. ISO 9241-9:2000. Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) -- Part 9: Requirements for non-keyboard input devices. Geneva: ISO; 2000.
- [9] Fitts P. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J. Exp. Psychol*. 1954;47(6):381–391. Available from:

<http://www2.psychology.uiowa.edu/faculty/mordkoff/InfoProc/pdfs/Fitts%201954.pdf>

[Accessed 20th January 2020].

[10] Πίνο Α, Κουρουπέτρογλου Γ, Καλόγερου Ε, Σαλεμής Η. *IDEA: Αξιολόγηση Απόδοσης Συσκευών Προσομοίωσης Ποντικιού –Εφαρμογή στο Σύστημα Ανίχνευσης Εγκεφαλικών Σημάτων Cyberlink Brainfingers*. Διπλωματική Εργασία. Εθνικό και Καποδιστριακό πανεπιστήμιο Αθηνών, 2004.

[11] MacKenzie S. Fitts' law as a research and design tool in human-computer interaction. *Human-Computer Interaction*. 1992;7(1):91–139. Available from doi:10.1207/s15327051hci0701_3.

[12] MacKenzie S, Kauppinen T, Silfverberg M. Accuracy measures for evaluating computer pointing devices. In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems – CHI; 2001 March; Washington, USA*. New York: Association for Computing Machinery; 2001. p. 9-16. Available from doi:10.1145/365024.365028.

[13] Γολεμάτης Β. *Μετρήσεις Απόδοσης Συσκευών Κατάδειξης και Επιλογής σε Μονοδιάστατο, Δισδιάστατο και Τρισδιάστατο Γραφικό Περιβάλλον με Διαφορετικούς Τύπους Ανάδρασης: Εφαρμογή σε Mouse, Wiimote, Kinect και Falcon*. Διπλωματική Εργασία. Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, 2013.

[14] Shi WT, Lyu ZJ, Tang ST, Chia TL, Yang CY. A bionic hand controlled by hand gesture recognition based on surface EMG signals: A preliminary study. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2018;38(1):126-35. Available from doi: 10.1016/j.bbe.2017.11.00.

[15] Islam M, Siddiqua S, Afnan J. Real time Hand Gesture Recognition using different algorithms based on American Sign Language. In: *IEEE International Conference on Imaging, Vision & Pattern Recognition (icIVPR); 2017 February; Dhaka, Bangladesh*. New York: IEEE; 2017. p. 1-6. Available from doi: 10.1109/ICIVPR.2017.7890854.

[16] Li WJ, Hsieh Y, Lin LF, Chu WC. Hand gesture recognition for post-stroke rehabilitation using leap motion. In: Meen H, Lam T, Prior SD, (Eds.). *Proceedings of the IEEE International Conference on Applied System Innovation: Applied System Innovation for Modern Technology, ICASI; 2017 May; Sapporo, Japan*. New York: IEEE; 2017. p. 386-388. Available from doi: 10.1109/ICASI.2017.7988433.

[17] Sarkar A, Ram RK, Patel KA, Capoor GK. Gesture control of drone using a motion controller. In: *2016 International Conference on Industrial Informatics and Computer Systems*

(CHIICS); 2016 March 13-15; Dubai, UAE. 2016. p. 1-5. Available from DOI: 10.1109/ICCSII.2016.7462401.

[18] Burno A, Wu B, Doherty R, Colett H, Elnaggar R. Applying Fitts' Law to Gesture Based Computer Interactions. *Procedia Manufacturing*. 2015;3:4342–4349. Available from doi: 10.1016/j.promfg.2015.07.429.

[19] Sambrooks L, Wilkinson B. Comparison of gestural, touch, and mouse interaction with Fitts' law. In: *Proceedings of the 25th Australian Computer-Human Interaction Conference on Augmentation, Application, Innovation, Collaboration - OzCHI; 2013 November; Adelaide Australia*. New York: Association for Computing Machinery; 2013. p. 119–122. Available from doi:10.1145/2541016.2541066.

[20] Sharma RP, Verma GK. Human computer interaction using hand gesture. *Procedia Computer Science*. 2015;54:721-727. Available from doi: 10.1016/j.procs.2015.06.085.

[21] Beurden V, Maurice H, IJsselsteijn A, de Kort A. User experience of gesture-based interfaces: A comparison with traditional interaction methods on pragmatic and hedonic qualities. In: Efthimiou E, Kouroupetroglou G, Fotinea S, (Eds). *International Gesture Workshop*. Berlin: Springer; 2012. p. 36-47. Available from https://doi.org/10.1007/978-3-642-34182-3_4.

[22] Al-Rahayfeh A, Faezipour M. Eye Tracking and Head Movement Detection: A State-of-Art Survey. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*. 2013;1: 2100212 - 2100212. Available from: <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2013.2289879>.

[23] Mavus U, Sezer V. Head gesture recognition via dynamic time warping and threshold optimization. In: *IEEE Conference on Cognitive and Computational Aspects of Situation Management (CogSIMA); 2017 March; Savannah, USA*. New York: IEEE; 2017. p. 1-7. Available from doi: 10.1109/COGSIMA.2017.7929592.

[24] Sasou A. Acoustic Head Orientation Estimation Applied to Powered Wheelchair Control. In: *Proceedings of the 2nd International Conference on Robotic Communication and Coordination; 2009 March 31 – April 2; Odense, Denmark*. Denmark: EAI; 2009. Available from doi:10.4108/icst.robocomm2009.5815.

[25] Nguyen ST, Nguyen HT, Taylor PB, Middleton J. Improved head direction command classification using an optimised Bayesian neural network. In: *International Conference of the*

IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2006 August; New York, USA. New York: IEEE; 2006. p. 5679–5682. Available from doi:10.1109/IEMBS.2006.260430.

[26] King LM, Nguyen T, Taylor PB. Hands-free Head-movement Gesture Recognition using Artificial Neural Networks and the Magnified Gradient Function. In: *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, annual Conference; 2006 January; Shanghai, China. New York: IEEE; 2005. p. 2063–2066. Available from doi:10.1109/IEMBS.2005.1616864.*

[27] Satoh K, Kotake D, Uchiyama S, Yamamoto H. A hybrid and linear registration method utilizing inclination constraint. In: *Fourth IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR'05); 2005 October 5-8; Vienna, Austria. New York: IEEE. 2005. p. 140-149). Available from doi:10.1109/ismar.2005.2.*

[28] Song Y, Luo Y, Lin J. Detection of movements of head and mouth to provide computer access for disabled. In: *2011 International Conference on Technologies and Applications of Artificial Intelligence; 2011 Nov 11-13; Chung-Li, Taiwan. New York: IEEE; 2011. p. 223-226. Available from doi: 10.1109/TAAL.2011.46.*

[29] Xie D, Dang L, Tong R. Video based head detection and tracking surveillance system. In: *2012 9th International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery. New York: IEEE; 2012. p. 2832–2836. Available from: doi: 10.1109/FSKD.2012.6234136.*

[30] Liu K, Luo Y, Gyomei TEI., Yang S. Attention recognition of drivers based on head pose estimation. In: *IEEE Vehicle Power and Propulsion Conference (VPPC); 2008 September; Harbin, China. New York: IEEE; 2008. p. 1-5. Available from doi:10.1109/vppc.2008.4677536.*

[31] Chui KT, Alhalabi W, Liu RW. Head motion coefficient-based algorithm for distracted driving detection. *Data Technologies and Applications. 2019;53(2):171-188. Available from <https://doi.org/10.1108/DTA-09-2018-0086> [Accessed 5th June 2020].*

[32] Li G, Chung W. Combined EEG-Gyroscope-tDCS Brain Machine Interface System for Early Management of Driver Drowsiness. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2018;48:50-62. Available from doi: 10.1109/THMS.2017.2759808*

[33] Bao H, Fang W, Guo B, Wang P. Real-Time Eye-Interaction System Developed with Eye Tracking Glasses and Motion Capture. In: Ahram T, Falcão C, (eds). *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Cham: Springer; 2017. p. 72-81. Available from: https://doi.org/10.1007/978-3-319-60639-2_8.*

[34] Hachaj T. Head Motion–Based Robot’s Controlling System Using Virtual Reality Glasses. In: *International Conference on Image Processing and Communications*. Cham: Springer; 2019. p. 6-13.

[35] Radwin RG, Vanderheiden GC, Lin ML. A method for evaluating head-controlled computer input devices using Fitts' law. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. 1990;32(4):423-438. Available from doi:10.1177/001872089003200405.

[36] Qian YY, Teather RJ. The eyes don't have it: an empirical comparison of head-based and eye-based selection in virtual reality. In: *Proceedings of the 5th Symposium on Spatial User Interaction; 2017 Oct; Brighton, United Kingdom*. New York: Association for Computing Machinery; 2017. p. 91-98. Available from doi: 10.1145/3131277.3132182.

[37] Hansen JP, Rajanna V, MacKenzie S, Bækgaard P. A Fitts’ law study of click and dwell interaction by gaze, head and mouse with a head-mounted display. In: *Proceedings of the Workshop on Communication by Gaze Interaction – COGAIN; 2018 June; Warsaw, Poland*. New York: ACM; 2018. p. 1–5. Available from: doi:10.1145/3206343.3206344.

[38] Abbaszadegan M, Yaghoubi S, MacKenzie S. TrackMaze: A Comparison of Head-Tracking, Eye-Tracking, and Tilt as Input Methods for Mobile Games. In Kurosu M, (ed.). *Human-Computer Interaction. Interaction Technologies, HCI 2008*. Cham: Springer; 2008. p. 393-405. Available from: http://doi-org-443.webvpn.fjmu.edu.cn/10.1007/978-3-319-91250-9_31.

[39] Majaranta P., Rähkä KJ, Hyrskykari A, Špakov O. Eye Movements and Human-Computer Interaction. In: Klein C, Ettinger U, (eds). *Eye Movement Research*. Cham: Springer; 2019. p. 971-1015. Available from doi: 10.1007/978-3-030-20085-5_23.

[40] Καραγεώργος Δ. *Σχεδίαση και Ανάπτυξη της Εφαρμογής Click Gestures Assistant για την λειτουργία επιλογής κατά την Αλληλεπίδραση Ανθρώπου-Υπολογιστή από άτομα με αναπηρία στα άνω άκρα που χρησιμοποιούν εναλλακτικές συσκευές κατάδειξης*. Διπλωματική εργασία. Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, 2017.

[41] Kouroupetroglou G, Pino A, Balmpakakis A, Chalastanis D, Golematis V, Ioannou N, et al. Using Wiimote for 2D and 3D Pointing Tasks: Gesture Performance Evaluation. In: *Efthimiou E, Kouroupetroglou G, Fotinea S, (eds.). Gesture and Sign Language in Human-Computer Interaction and Embodied Communication, GW; 2011 May; Athens, Greece*. Heidelberg: Springer; 2012. p. 13–23. Available from doi: 10.1007/978-3-642-34182-3_2.

[42] Soukoreff RW, MacKenzie S. Towards a standard for pointing device evaluation, perspectives on 27 years of Fitts law research in HCI. *International Journal of Human-Computer Studies*. 2004; 61(6):751–789. Available from doi: 10.1016/j.ijhcs.2004.09.001.

[43] Douglas A, Kirkpatrick AE, MacKenzie S. Testing pointing device performance and user assessment with the ISO 9241, Part 9 standard. In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems the CHI Is the Limit - CHI '99*. New York: Association for Computing Machinery; 1999. p. 215–222. Available from: doi:10.1145/302979.303042.

[44] Pino A, Tzemis E, Ioannou N, Kouroupetroglou G. Using kinect for 2D and 3D pointing tasks: performance evaluation. In: *International Conference on Human-Computer Interaction 2013 Jul 21-26; Las Vegas, USA*. Heidelberg: Springer; 2013. p. 358-367. Available from doi: 10.1007/978-3-642-39330-3_38.

[45] Papatheodorou N, Pino A, Kouroupetroglou G, Constantinides V, Andreadou E, Papageorgiou C. Upper Limb Motor Skills Performance Evaluation Based on Point-and-Click Cursor Trajectory Analysis : Application in Early Multiple Sclerosis Detection. *IEEE ACCESS*. 2019;7: 28999–29013. Available from doi: 10.1109/ACCESS.2019.2901926.

[46] Nunnally JC. *Psychometric Theory*. New York: McGraw-Hill; 1978. Available from [https://www.scirp.org/\(S\(i43dyn45teexjx455qlt3d2q\)\)/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1867797](https://www.scirp.org/(S(i43dyn45teexjx455qlt3d2q))/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1867797) [Accessed June 20th 2020].

[47] Brooke J. SUS—A Quick and Dirty Usability Scale. Usability Evaluation in Industry. In Patrick W, Jordan B, Thomas I, McClelland L, Bernard W, (eds). *Usability Evaluation in Industry*. London: CRC Press; 1996. p. 4-7. Available from: <https://www.taylorfrancis.com/books/e/9780429157011> [Accessed 5th June 2020].

[48] Tullis T, Stetson N. A Comparison of Questionnaires for Assessing Website Usability. In: *Usability professional association conference; 2004 April 4-9; Boston, USA*. Available from: <http://uxmetricsgeek.com/wp-content/uploads/2017/06/UPA2004TullisStetson.pdf> [Accessed 1st June 2020].

[49] Bangor A, Kortum P, Miller J. Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale. *Journal of usability studies* 2009;24(6): 574-594. Available from: doi: 10.1080/10447310802205776.

[50] Lewis JR., Sauro J. The Factor Structure of the System Usability Scale. *Human Centered Design*. 2009;12: 94–103. Available from: doi:10.1007/978-3-642-02806-9_12.

[51] Katsanos C, Tselios N, Xenos M. Perceived Usability Evaluation of Learning Management Systems: A First Step towards Standardization of the System Usability Scale in Greek. In: *16th Panhellenic Conference on Informatics; 2012 October; Piraeus, Greece*. Athens: IEEE; 2012. p. 302-307. Available from doi:10.1109/pci.2012.38.

[52] Νικολόπουλος Α, Γαργάνης Κ. *Αξιολόγηση Ευχρηστίας Προσαρμοστικών Περιβαλλόντων Μάθησης*. Διπλωματική Εργασία. Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, 2013.

[53] Albert B, Tullis T, Tedesco D. *Beyond the Usability Lab. Conducting Large-scale Online User Experience Studies*. Burlington: Morgan Kaufmann Publishers; 2010.

[54] Friedman M. The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit in the analysis of variance. *Journal of the American Statistical Association*. 1937;32(200):675–701. Available from doi:10.1080/01621459.1937.10503522.

[55] Wilcoxon F. Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bulletin*. 1945;1(6):80–83. Available from doi:10.2307/3001968.

[56] McCrea PH, Eng JJ. Consequences of increased neuromotor noise for reaching movements in persons with stroke. *Experimental Brain Research*. 2005;162(1):70–77. Available from doi:10.1007/s00221-004-2106-8.

[57] Zhang X, Bao Y, Xie Q, Niu C. Quantification of Upper-Extremity Movement Pattern in Patients with Stroke using Touchscreen: A Pilot Study. *40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. New York: IEEE; 2018. p. 5187-5190. Available from doi: 10.1109/EMBC.2018.8513419.

[58] Carvalho D, Bessa M, Magalhães L, Carrapatoso E. Performance evaluation of gesture-based interaction between different age groups using Fitts' Law. In: *Proceedings of the XVI International Conference on Human Computer Interaction – Interacción; 2015 September; Villanova*. New York: Association for Computing Machinery; 2015. p. 1–7. Available from: doi:10.1145/2829875.2829920.

[59] Brogmus G. Effects of age and sex on speed and accuracy of hand movements: And the refinements they suggest for Fitts' Law. In: *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting; 1991 September*. Los Angeles, CA: SAGE Publications; 1991;35(3):208–212. Available from: doi:10.1177/154193129103500311.

[60] Hertzum M, Hornbæk K. How Age Affects Pointing with Mouse and Touchpad: A Comparison of Young, Adult, and Elderly Users. *International Journal of Human-Computer Interaction*. 2010;26(7):703–734. Available from: doi:10.1080/10447318.2010.487198.

[61] Keates S, Trewin S . Effect of age and Parkinson's disease on cursor positioning using a mouse. In: *Proceedings of the 7th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility; 2005 October; Baltimore, USA*. New York: Association for Computing Machinery; 2005. p. 68–75. Available from doi: 10.1145/1090785.1090800.

Παράρτημα

Παράρτημα 1

Έντυπο Συγκατάθεσης

Καλείστε να συμμετέχετε σε μια έρευνα που διεξάγεται από τον ΠΕΤΡΟΥ ΔΗΜΟΣ-ΔΑΥΙΔ, Μεταπτυχιακός φοιτητής ιατρικής σχολής Αθηνών . Πρέπει να είστε 18 χρονών (ή μεγαλύτεροι) για να συμμετέχετε στην έρευνα. Η συμμετοχή σας είναι εθελοντική. Μπορείτε να αφιερώσετε όσο χρόνο χρειάζεστε για να διαβάσετε **το Έντυπο Συγκατάθεσης**. Μπορείτε επίσης να αποφασίσετε να το συζητήσετε με την οικογένεια ή τους φίλους σας. Αντίγραφο αυτού του εντύπου θα σας δοθεί.

ΤΙΤΛΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ:ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΜΕΣΩ ΚΙΝΗΣΕΩΝ ΚΕΦΑΛΗΣ ΚΑΙ ΧΕΙΡΟΝΟΜΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΙΛΟΓΗ ΣΤΟΧΩΝ ΣΤΗΝ ΟΘΟΝΗ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ.ΜΕΤΡΗΣΗ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΣΕ ΑΘΛΗΤΕΣ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΟ ΕΠΕΙΣΟΔΙΟ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.

Σας ζητάμε να συμμετέχετε στην παρούσα έρευνα γιατί ο σκοπός της είναι να συγκρίνει διαφορετικούς τρόπους αλληλεπίδρασης με τον υπολογιστή, να δείξει την αποτελεσματικότητα και χρησιμότητα των μεθόδων αυτών και κατά πόσο είναι εφαρμόσιμες τόσο σε υγιή πληθυσμό όσο και σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο.

Η συμπλήρωση και επιστροφή του ερωτηματολογίου ή οι απαντήσεις στις ερωτήσεις της συνέντευξης αποτελούν συγκατάθεση συμμετοχής στην παρούσα έρευνα.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΟΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ

Δεν υπάρχουν προβλέψιμοι κίνδυνοι που προκύπτουν από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα. Εάν αισθανθείτε δυσφορία κατά την απάντησή σας σε συγκεκριμένες ερωτήσεις, παρακαλούμε μη διστάσετε να ζητήσετε να παραλειφθούν.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΑ ΟΦΕΛΗ ΓΙΑ ΤΑ ΑΤΟΜΑ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΟΙΝΩΝΙΑ

*Η ευκολία/δυσκολία που έχουν τα άτομα όταν χρησιμοποιούν μια νέα μέθοδο για πρώτη φορά
*Νέοι τρόποι αλληλεπίδρασης με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και η αποτελεσματικότητά τους σε αθλητές και εγκεφαλικά.

*Κατά πόσο οι χειρονομίες και οι κινήσεις μέσω κεφαλής μπορούν να αποτελέσουν μια καλή εναλλακτική για άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο στην επιλογή και κατάδειξη σε ηλεκτρονικό υπολογιστή.

*Αξιόλογη μέσω του ερωτηματολογίου SUS της χρηστικότητας των μεθόδων διεπαφής με τον υπολογιστή.

ΑΠΟΖΗΜΙΩΣΗ ΓΙΑ ΤΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ

Δεν θα έχετε κάποιο οικονομικό όφελος από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΗ ΣΥΓΚΡΟΥΣΗ ΣΥΜΦΕΡΟΝΤΩΝ

Κατά τη δήλωση των ερευνητών της έρευνας δεν υπάρχει σύγκρουση συμφερόντων.

ΕΜΠΙΣΤΕΥΤΙΚΟΤΗΤΑ

Οποιοσδήποτε πληροφορίες αποκτηθούν σχετικά με την παρούσα έρευνα και οι οποίες θα μπορούσαν να σας τακτοποιήσουν προσωπικά, θα παραμείνουν απόρρητες και θα αποκαλυφθούν μόνο με την άδειά σας ή όπως προβλέπεται από τον νόμο. Οι πληροφορίες εκείνες που σας τακτοποιούν προσωπικά, θα διατηρηθούν ξεχωριστά από τα υπόλοιπα δεδομένα που σας αφορούν.

Τα δεδομένα θα φυλάσσονται με ευθύνη του ερευνητή.

Σε περίπτωση βιντεοσκόπησης, θα ζητηθεί η συγκατάθεσή σας. Μπορείτε να αρνηθείτε να βιντεοσκοπηθείτε. Ο ερευνητής θα μεταγράψει τις βιντεοσκοπήσεις και μπορεί να σας προμηθεύσει με ένα αντίγραφο κατόπιν αιτήσεώς σας. Έχετε το δικαίωμα να ελέγξετε και να επεξεργαστείτε την βιντεοσκόπηση. Βίντεο τα οποία έχετε ζητήσει από τον ερευνητή να παραληφθούν δεν θα χρησιμοποιηθούν και θα σβηστούν από όλα τα αντίστοιχα αρχεία.

Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα της έρευνας δημοσιευτούν ή παρουσιαστούν σε συνέδρια δεν θα συμπεριληφθούν πληροφορίες που θα αποκαλύπτουν την ταυτότητά σας. Σε περίπτωση που φωτογραφίες σας, βίντεο ή ακουστικές ηχογραφήσεις χρησιμοποιηθούν για εκπαιδευτικούς σκοπούς, η ταυτότητά σας θα προστατεύεται ή θα συγκαλύπτεται.

ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΚΑΙ ΑΠΟΧΩΡΗΣΗ

Μπορείτε να επιλέξετε να συμμετέχετε ή όχι στην παρούσα έρευνα. Αν συμμετέχετε εθελοντικά σε αυτή την έρευνα, μπορείτε να αποχωρήσετε οποιαδήποτε στιγμή χωρίς καμία συνέπεια. Μπορείτε επίσης να αρνηθείτε να απαντήσετε σε οποιοσδήποτε ερωτήσεις δεν επιθυμείτε να απαντήσετε και να παραμείνετε στην έρευνα. Ο ερευνητής μπορεί να σας ζητήσει να αποσυρθείτε από την έρευνα, αν ανακύψουν περιστάσεις που το απαιτούν.

ΔΙΚΑΙΩΜΑΤΑ ΤΩΝ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΩΝ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ

Μπορείτε να αποσύρετε τη συγκατάθεσή σας οποιαδήποτε στιγμή και να διακόψετε τη συμμετοχή σας χωρίς να υποστείτε καμία κύρωση.

ΤΑΥΤΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΕΡΕΥΝΗΤΩΝ

Αν έχετε οποιοσδήποτε ερωτήσεις ή ανησυχίες σε σχέση με την έρευνα, μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με τον ερευνητή .

Ακολουθούν τα πλήρη στοιχεία επικοινωνίας του ερευνητή.

ΠΕΤΡΟΥ ΔΗΜΟΣ- ΔΑΥΙΔ φυσικοθεραπευτής , μεταπτυχιακός φοιτητής ιατρικής σχολής Αθηνών

ΤΗΛΕΦΩΝΟ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ:6970923922

Διάβασα τα παραπάνω και αποδέχομαι τη συμμετοχή μου στην έρευνα.

Όνοματεπώνυμο		Υπογραφή	
Ημερομηνία			

Παράρτημα 2

Ιστορικό

Στοιχεία Συμμετέχοντα/ούσας

Όνομα:

Επίθετο:

Φύλο:

Ανδ
ρας

Γυναίκα

Έτος γέννησης:

Ανώτερη βαθμίδα Εκπαίδευσης που τελειώσατε:

ΛΥΚΕΙΟ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗ
ΜΙΟ

ΚΑΤΙ ΑΛΛΟ

ΕΙΣΤΕ ΔΕΞΙΟΧΕΙΡΑΣ

ΑΡΙΣΤΕΡΟΧΕΙΡΑΣ

Χρησιμοποιείτε ηλεκτρονικό υπολογιστή ή tablet;

N

ΟΧ

ΑΙ

I

Αν ναι, πόσο συχνά χρησιμοποιείτε τον υπολογιστή ή το tablet;

Καθημερινά 2-3 φορές την εβδομάδα 2-3 φορές τον μήνα Ποτέ

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Με ποιο χέρι αλληλεπιδράτε με τον υπολογιστή

ΔΕΞΙ

ΑΡΙΣΤΕΡΟ

Έχετε κάποια πρόβλημα υγείας η κάποια μορφή δυσλειτουργίας;

ΚΑΝΕΝΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΣΤΟ ΧΕΡΙ Η ΚΕΦΑΛΙ

ΝΕΥΡΟΛΟΓΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ(ΕΓΚΕΦΑΛΙ) ΚΑΤΙ ΑΛΛΟ

Πριν Ποσό Καιρό Πάθατε Το εγκεφαλικό;

Ποια Πλευρά του σώματος Έχει πρόβλημα κίνησης;

Χρησιμοποιείτε ποντίκι Η/Υ;

ΝΑΙ ΟΧΙ

Αν ναι, πόσο συχνά χρησιμοποιείτε το ποντίκι;

Καθημερινά 2-3 φορές την εβδομάδα 2-3 φορές τον μήνα Ποτέ

Έχετε χρησιμοποιήσει ποτέ χειρονομίες για να αλληλεπιδράσετε με κάποιο τεχνολογικό μέσο (πχ απότομη κίνηση δεξιά στο tablet για να αλλάξετε κατεύθυνση σε ένα παιχνίδι

ΝΑΙ ΟΧΙ

Έχετε χρησιμοποιήσει ποτέ κινήσεις κεφαλής για να κατευθύνετε τον κέρσορα;

ΝΑΙ ΟΧΙ

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

Ημερομηνία:

Επιβλέπων πειράματος:

Παράρτημα 3

ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ SUS (System Usability Scale)

		ΣΥΜΦΩΝΩ			ΔΙΑΦΩΝΩ	
Ερ 1)	Νομίζω ότι θα ήθελα να χρησιμοποιώ αυτή τη μέθοδο διεπαφής συχνά	1	2	3	4	5
Ερ 2)	Βρήκα αυτήν την μέθοδο διεπαφής αδικαιολόγητα περιπλοκή.	1	2	3	4	5
Ερ 3)	Σκέφτηκα ότι αυτή η μέθοδος διεπαφής με τον υπολογιστή ήταν εύκολο στην χρήση.	1	2	3	4	5
Ερ 4)	Νομίζω ότι θα χρειαστώ βοήθεια από κάποιον τεχνικό για να είμαι σε θέση να χρησιμοποιήσω αυτή την μέθοδο διεπαφής με τον υπολογιστή.	1	2	3	4	5
Ερ 5)	Βρήκα τις διάφορες λειτουργίες σε αυτήν	1	2	3	4	5

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

την μέθοδο διεπαφής
καλά ολοκληρωμένες.

Ερ 6)	Σκέφτηκα ότι υπήρχε μεγάλη ασυνέπεια σε αυτήν την μέθοδο διεπαφής με τον υπολογιστή.	1	2	3	4	5
Ερ 7)	Φαντάζομαι ότι οι περισσότεροι άνθρωποι θα μάθουν να χρησιμοποιούν αυτήν την μέθοδο διεπαφής με τον υπολογιστή πολύ γρηγορά.	1	2	3	4	5
Ερ 8)	Βρήκα αυτήν την μέθοδο διεπαφής πολύ περιπλοκή/δύσκολη για χρήση.	1	2	3	4	5
Ερ 9)	Ένωσα πολύ σίγουρος/η χρησιμοποιώντας αυτήν την μέθοδο διεπαφής με τον υπολογιστή	1	2	3	4	5
Ερ 10)	Χρειάστηκε να μάθω πολλά πράγματα πριν να μπορέσω να	1	2	3	4	5

Σύγκριση αλληλεπίδρασης μέσω κινήσεων κεφαλής και χειρονομιών στον υπολογιστή σε αθλητές και ασθενείς με εγκεφαλικό.

ξεκινήσω με αυτήν την
μέθοδο διεπαφής με
τον υπολογιστή.

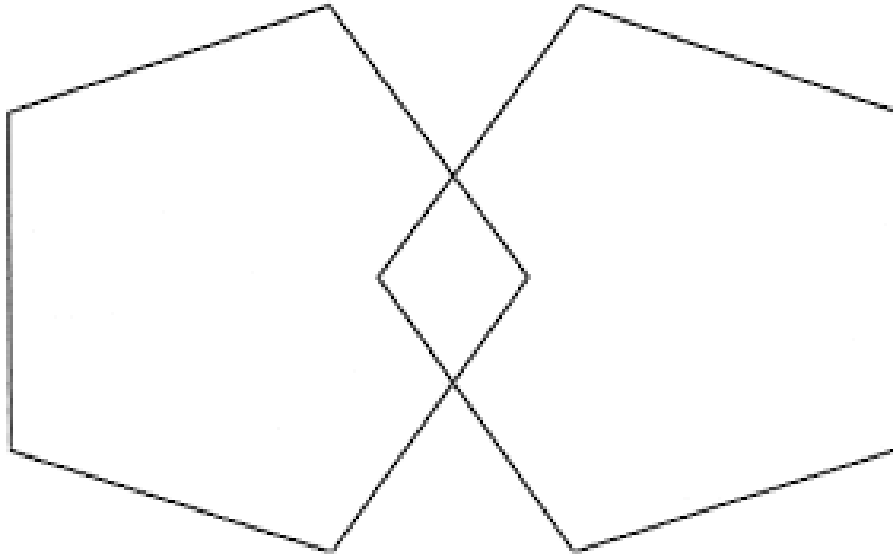
Παράρτημα 4

ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ :

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ : / /

MINI-MENTAL STATE EXAMINATION Σύντομη Εξέταση της Νοητικής Κατάστασης

01. Προσανατολισμός					
Ποιά είναι η ημερομηνία; Τσεκάρτε τις σωστές απαντήσεις	Ημέρα	Ημερ/νία ημέρας	Μήνας	Έτος	Εποχή
Που βρισκόμαστε; Τσεκάρτε τις σωστές απαντήσεις	Όνομα ή διεύθυνση	Όροφος	Πάλη	Νομός	Χώρα
02. Εγχώραξη					
Θα ονομάσω τρία αντικείμενα. Όταν τελειώσω, θα σας ζητήσω να τα επαναλάβετε. Να θυμάστε ποια είναι γιατί θα σας ξαναρωτήσω σε λίγο. Τσεκάρτε τα αντικείμενα που είναι σωστά με την ΠΡΩΤΗ προσπάθεια, εάν γίνει κάποιο λάθος στην πρώτη προσπάθεια, επαναλάβετε όλα τα ονόματα έως ότου ο ασθενής τα μάθει και τα τρία.	Αριθ. Επαναλήψεων	Μήαλα	Σημεία	Δέντρο	
03. Προσοχή και ικανότητα υπολογισμών					
Αφαίρεση	Τώρα θα ήθελα να αφαιρέσετε το 7 από το 100. Από αυτόν τον αριθμό αφαιρέστε άλλα 7. Συνεχίστε τις αφαιρέσεις κατά 7, μέχρι να σας πω να σταματήσετε. Καταχωρήστε ως σωστή μία απάντηση κάθε φορά που η διαφορά είναι 7, ακόμη κι αν η προηγούμενη απάντηση είναι λάθος.		Καταγραφή απάντησης	Σωστό	
			93		
			86		
			79		
			72		
			65		
Απόδοση λέξης	Συλλαβίστε τη λέξη "πέτρα" ανάποδα ("ΑΡΤΕΡ") Καταχωρίστε ως σωστό μόνον εαν τα γράμματα είναι με την σωστή σειρά Και οι δύο δοκιμές πρέπει να ολοκληρωθούν. Η τελική βαθμολόγηση (σωστές απαντήσεις) για αυτήν την ενότητα είναι η ΥΨΗΛΟΤΕΡΗ εκ των δύο (Αφαίρεση ή Απόδοση λέξης)				
04. Ανάκληση					
Ποιά είναι τα τρία αντικείμενα που σας ζήτησα να θυμάστε;			Μήαλα	Σημεία	Δέντρο
05. Γλώσσα					
Ονομασία	Δείξτε δύο αντικείμενα (ρολόι, μαλύβι) και ρωτήστε "Γιος ονομάζεται αυτό το αντικείμενο;"		Ρολόι		
			Μαλύβι		
Επανάληψη	Πρόκειται να πω κάτι και θα ήθελα να το επαναλάβετε μετά από εμένα: "Όχι αν, και ή αλλά" (Επιτρέπεται μία επανάληψη)				
Εντολές	Δώστε καθαρές οδηγίες με την πρώτη. "θα σας δώσω ένα κομμάτι χαρτιού. Πάρτε το χαρτί με το δεξι σας χέρι, διπλώστε το στη μέση και ακουμπήστε το στο πάτωμα". Αφού δώσετε στον ασθενή το χαρτί, επαναλάβετε την εντολή. Βαθμολογήστε ως σωστό, εάν οι εργασίες έγιναν με την σωστή σειρά.		Δεξι χέρι		
			Δίπλωμα		
			Στο πάτωμα		
Ανάγνωση	Δείξτε την κάρτα που γράφει "Κλείστε τα μάτια σας" και ζητήστε από τον ασθενή να ακολουθήσει την οδηγία.				
Γραφή	Υποδείξτε στον ασθενή το τέλος της σελίδας σχεδίου (επόμενη σελίδα) και ζητήστε του να γράψει μία οποιαδήποτε ολοκληρωμένη πρόταση. Κατόπιν ζητήστε από τον ασθενή να σας πει τι έγραψε. Η ορθογραφία και η γραμματική δεν είναι σημαντικά. Η πρόταση θα πρέπει να έχει ένα υποκείμενο (ή αυτό να υπονοείται) και ένα ρήμα.				
Αντιγραφή	Υποδείξτε στον ασθενή την επόμενη σελίδα και πείτε "Αντιγράψτε αυτό το σχέδιο". Κάθε πεντάγωνο, θα πρέπει να έχει 5 πλευρές και 5 καθαρές γωνίες και η τομή τους να σχηματίζει ένα ρόμβο.				



ΔΗΛΩΣΗ ΤΟΥ ΕΡΕΥΝΗΤΗ:

«Δηλώνω ρητά ότι, σύμφωνα με το άρθρο 8 του Ν.1599/1986, η παρούσα μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία αποτελεί αποκλειστικά προϊόν προσωπικής μου εργασίας για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς στα πλαίσια του μεταπτυχιακού προγράμματος «Κλινική Εργοσπιρομετρία, Άσκηση, Προηγμένη Τεχνολογία και Αποκατάσταση» της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού & Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών. Δεν προσβάλλει κάθε μορφής δικαιώματα πνευματικής ιδιοκτησίας και προσωπικά δεδομένα τρίτων με βάση την κείμενη νομοθεσία. Δεν είναι προϊόν μερικής ή ολικής αντιγραφής, αναπαραγωγής και αναδημοσίευσης. Τέλος, οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν περιορίζονται στις βιβλιογραφικές αναφορές πληρώντας όλους τους κανόνες της επιστημονικής συγγραφής, ηθικής και δεοντολογίας».