ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

«ΟΠΤΙΚΟΙ ΧΡΟΝΟΙ ΑΝΤΙΔΡΑΣΗΣ ΜΕ ΕΙΔΙΚΟΥΣ ΦΑΚΟΥΣ ΕΠΑΦΗΣ »

Πενταράκης Κυριάκος
Φυσικός
Πανεπιστήμιο Κρήτης
Ηράκλειο 2016

Τριμελής Επιτροπή Επίβλεψης

Κύριος Επιβλ:Σωτήρης Πλαΐνης, PhD Οπτομέτρης
Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης, Καθ.Οφθαλμολογίας
Bailye Ian, Professor- University of Berkeley

Τριμελής Επιτροπή Αξιολόγησης

Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης, Καθ.Οφθαλμολογίας
Ευστάθιος Δετοράκης Επ. Καθ. Οφθαλμολογίας
Χαράλαμπος Σιγανός, Επ. Καθ. ΟΦθαλμολογίας

Περίληψη

Σκοπός:

Η αξιολόγηση ενός ψυχοφυσικού πρωτόκολλου που βασίζεται σε οπτικούς χρόνους αντίδρασης με σκοπό τη χρήση του στην εξέταση της οπτικής ικανότητας ασθενών με χαμηλή όραση.

Μεθοδολογία:

Στην παρούσα έρευνα συμμετείχαν 9 εξεταζόμενοι 5 υγιείς και 4 ασθενής με χαμηλή όραση. Η μελέτη επικεντρώθηκε στους 5 υγιείς(3 άντρες και 2 γυναίκες) ηλικίας 24-39 χωρίς προηγούμενο οφθαλμολογικό πρόβλημα, μόνο μικρό διαθλαστικό σφάλμα που διορθωνόταν με την χρήση των γυαλιών τους.

Στους υγιείς χρησιμοποιήθηκαν ειδικά κατασκευασμένοι φακοί επαφής(3 ζεύγη) με σκοπό την μείωση της όρασης σε διάφορα στάδια για την καταγραφή μετρήσεων σε οπτικούς χρόνους αντίδρασης και οπτικά προκλητά δυναμικά.

Οι χρόνοι αντίδρασης μετρήθηκαν για ένα ερέθισμα(Gabor) το όποιο είναι κυκλικό με κάθετα gratings και στις ακμές του φθίνει το contrast. Κάθε μέτρηση ξεκινούσε με 100% contrast και σιγά σιγά μειωνόταν μέχρι να φτάσει στην ουδό του εξεταζομένου.

Στα προκλητά δυναμικά χρησιμοποιήσαμε δυο κατηγορίες: Pattern Reversal και Pattern Appearance με σκοπό την σύγκριση των μεθόδων με αυτή των χρόνων αντίδρασης. Στα pattern Reversal χρησιμοποιήθηκε ερέθισμα σκακιέρας με 20 και 10 arcmin για 100% contrast. Στα pattern Appearance χρησιμοποιήθηκε ερέθισμα σκακιέρας με 22 και 11arcmin για 80% contrast.

Αποτελέσματα:

Από τα αποτελέσματα προκύπτει για τους χρόνους αντίδρασης ότι όσο αυξάνεται η κλίση της ευθείας των χρονών αντίδρασης με το 1/Contrast τόσο μικρότερη ευαισθησία δηλαδή μικρότερη οπτική οξύτητα. Για τα προκλητά δυναμικά προκύπτει ότι όσο μειώνεται η όραση τόσο μετατοπίζεται προς τα δεξιά η P100 και μειώνεται το πλάτος απόκρισης της και για τα pattern Reversal και για pattern Appearance.

Συμπέρασμα:

Από την μελέτη που κάναμε συμπεραίνουμε ότι οι χρόνοι αντίδρασης είναι εξίσου καλή μέθοδος αξιολόγησης όρασης με αρκετά προτέρημα σε σχέση των προκλητών δυναμικων. Αυτό προκύπτει από τον στατιστικό έλεγχο που κάναμε από τις μετρήσεις και από την εμπειρία μας από την μελέτη. Υπήρχε πολλές φορές δυσκολία να πάρουμε μετρήσεις προκλητών δυναμικών σε χαμηλές όρασης και ειδικά σε εξεταζόμενους με πάθηση στο οπτικό νεύρο σε αντίθεση με τους οπτικούς χρόνους αντίδρασης που τα καταφέραμε χωρίς ιδιαίτερη δυσκολία. Ένα άλλο προτέρημα της μεθόδους είναι η ταχύτητα διεξαγωγής των μετρήσεων σε αντίθεση με τις μετρήσεις των προκλητών δυναμικών που διαρκούν περισσότερο χρόνο.

Abstract

Purpose:

The evaluation of visual reaction times method to be used in tests for participation in special olympics.

Methodology:

In this study involved 9 subjects 5 healthy and 4 patients with optic nerve problem. The study focused on five healthy (3 males and 2 females) aged 24-39 with no previous ophthalmic problem, only a small refractive error which was corrected with the use of their glasses.

In healthy observers used specially made contact lenses (3 pairs) to impaired vision in various stages to record measurements in reaction times and vision evoked potentials.

The reaction times were measured for a stimulus (Gabor) which is circular with vertical gratings and edges deteriorates the contrast. Each measurement started with 100% contrast and gradually reduced until it reaches the threshold of the test.

In VEPs using two categories: Pattern Reversal Pattern Appearance and to compare the methods that the reaction times. In pattern Reversal used checkerboard stimulus with 20 and 10 arcmin for 100% contrast. In pattern Appearance used checkerboard stimulus 22 and 11arcmin for 80% contrast.

Results:

The results show for reaction times that as the slope of the reaction time increases with 1 / Contrast smaller sensitivity that is worse vision. For evoked potential that decreases as the vision both shifted to the right by the P100 and decreases the amplitude at the pattern Reversal and pattern Appearance.

Conclusions:

From the study we can conclude that the reaction times are as good visual evaluation method with several advantages over the vision evoked potentials. This follows from the statistical verification that we measured on our experience from the study. There was often difficult to take measurements of evoked potentials in low vision and especially in subjects with optic nerve disease in contrast to the visual reaction times we did it without much difficulty. Another

advantage of the methods is the speed of these measurements are in contrast to the measurements of evoked potentials which last longer.

Ευχαριστίες…

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Σωτήρη Πλαΐνη για την ανάθεση της παρούσας εργασίας και για την καθοδήγηση που μου προσέφερε και προσφέρει.

Τον Μάνο ιδιαίτερα, γιατί χωρίς τη πολύτιμη βοήθεια του και την υποστήριξη του η εργασία αυτή ίσως να μην είχε περατωθεί.

Τον Κώστα και τον Πέτρο που ήταν οι πιο πρόθυμοι και υπομονετικοί συμμετέχοντες, και ειδικά τον Μάνο Γ. που ήταν ο πρώτος ουσιαστικά εξεταζόμενος και ταλαιπωρήθηκε αρκετές ώρες μέχρι να εξοικειωθώ.

Ακόμη, όλους όσους πήραν μέρος με προθυμία σε αυτή την έρευνα και τη βοήθησαν να πραγματοποιηθεί.

Φυσικά την οικογένεια μου που με στηρίζει τόσα χρόνια σε κάθε μου επιλογή.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή 9

1.1 Επεξεργασία Οπτικής Πληροφορίας 9

1.1.1 Νευροφυσιολογία του Αμφιβληστροειδούς και της Οπτικής Οδού 11

1.1.2 Υποδεκτικά Πεδία Γαγγλιακών Κυττάρων και Φωτεινότητα 12

1.2 Οφθαλμική κυριαρχία 14

1.3 Ψυχοφυσικός έλεγχος της Όρασης 15

1.3.1 Αξιολόγηση της Όρασης - Contrast Sensitivity Function (CSF) 15

1.4 Οπτική Οξύτητα 20

1.4.1 Πίνακες Log MAR/ ETDRS 20

1.5 Οπτικά Προκλητά Δυναμικά (VEPs) και Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης 22

Κεφάλαιο 2: Απλοί Οπτική Χρόνοι Αντιδράσεις 24

2.1 Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης 24

2.1.1 Είδη ψυχοφυσικών πειραμάτων για τον έλεγχο των Χρόνων Αντίδρασης (RTs) 24

2.1.2 Απλός Οπτικός Χρόνος αντίδρασης (Simple Visual Reaction Time) 25

2.2 Παράγοντες που επηρεάζουν τους Οπτικούς Χρόνους Αντίδρασης 28

2.2.1 Φωτεινή ένταση και διάρκεια του ερεθίσματος 28

2.2.2 Αμφιβληστροειδική περιοχή (Retinal Locus) 30

2.2.3 Φωτεινή αντίθεση ερεθίσματος (Contrast) 31

2.2.4 Χωρική συχνότητα (Spatial Frequency) 33

2.2.5 Ηλικία και φύλο 36

2.2.6 Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τους χρόνους αντίδρασης 37

2.3 Μελέτες RTs που υποδεικνύουν την ύπαρξη δυο παράλληλων μηχανισμών 37

Κεφαλαιο 3: Προκλητά Δυναμικά (Evoked Potentials, EPs) 43

3.1 Pattern Reversal VEPs 44

3.2 Pattern Appearence VEPs 46

3.3 Flash VEPs 47

3.4 Άλλες Τεχνικές VEPs 48

Κεφάλαιο 4: Μ Ε Θ Ο Δ Ο Λ Ο Γ Ι Α 52

4.1 Χαρακτηριστικά Μελέτης 52

4.2 Σκοπός της μελέτης 52

4.3 Φακοί επαφής 52

4.4 Συμμετέχοντες 53
4.4.1 Διαδικασίες αξιολόγησης της όρασης των συμμετεχόντων 54
4.5 Απλοί Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης 56
4.5.1 Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης συναρτήσει του Contrast 58
4.6 Οπτικά Προκλητά Δυναμικά 59
4.6.1 Παράμετροι Ερεθίσματος 60
4.6.2 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων 60
4.6.3 Ρυθμίσεις Οθόνης 62
4.6.4 Ενίσχυση Σήματος και Averaging 63
4.6.5 Προετοιμασία Εξεταζόμενου 65
Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα 66
5.1 Οπτική οξύτητα 67
5.2 Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης με οπτική οξύτητα 69
5.3 Pattern Reversal 72
5.3.1 Pattern Reversal με οπτική οξύτητα 73
5.3.2 Pattern Reversal με Χρόνους Αντίδρασης 78
5.4 Pattern Appearance 83
5.4.1 Pattern Appearance με Οπτική Οξύτητα 83
5.4.2 Pattern Appearance με Χρόνους αντίδρασης 88
Κεφάλαιο 6: Συμπεράσματα 94
6.1 Κυρία Ευρήματα 94
6.1.1 Χρόνοι αντίδρασης 94
6.1.2 Pattern Reversal 95
6.1.3 Pattern Appearance 95
6.2 Συσχέτιση αποτελεσμάτων με προηγούμενες έρευνες. 96
6.3 Συζήτηση-Επόμενες Έρευνες 96
Αναφορές 97
Σημειώσεις/ Εργασίες 98

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

1.1 Επεξεργασία Οπτικής Πληροφορίας

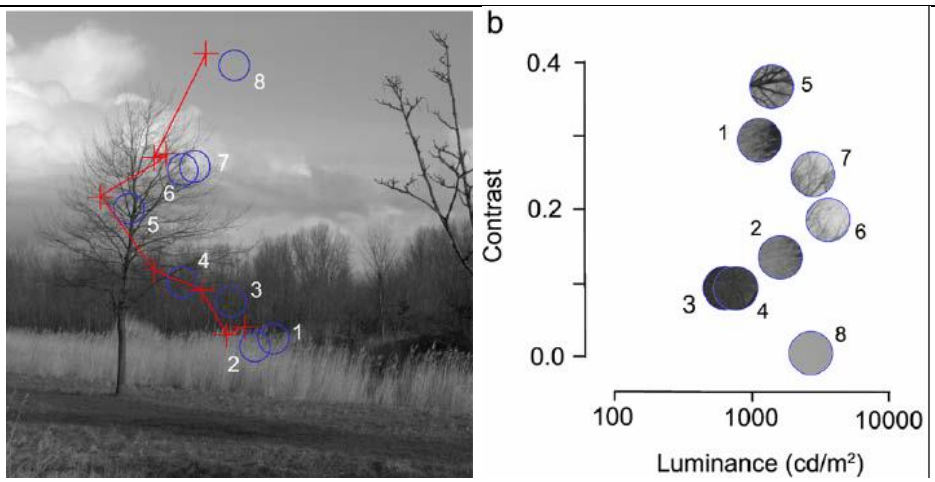
Νευροφυσιολογικές μελέτες έδωσαν τις πρώτες ενδείξεις ότι η αποκωδικοποίηση του οπτικού σήματος ξεκινά στον αμφιβληστροειδή και όχι στον οπτικό φλοιό. Η εικόνα που λαμβάνει ο αμφιβληστροειδής είναι απλώς μια διαμόρφωση διαφορετικών μηκών κύματος και εντάσεων φωτός, η οποία μεταβάλλεται με το χρόνο. Αυτές οι χωρικές και χρονικές διακυμάνσεις παρέχουν τις απαραίτητες πληροφορίες για περαιτέρω επεξεργασία του οπτικού σήματος. Το ανθρώπινο σύστημα όρασης, στα πρώτα στάδια της επεξεργασίας του οπτικού σήματος, είναι σε θέση να αναγνωρίσει αντικείμενα του περιβάλλοντος χώρου, μόνο αν αυτά παρουσιάζουν μεταβολές σε φυσικές παραμέτρους τους όπως είναι :

- φωτεινότητα (σε cd/m^2)
- χρωματικότητα
- υφή
- θέση τους στο χώρο
- προσανατολισμός τους σε σχέση με το περιβάλλον
- χωρική πληροφορία: η κλίμακα αλλαγών της φωτεινότητας μιας εικόνας.
- η φωτεινή αντίθεση **(contrast)**: η διαφορά φωτεινότητας μεταξύ δύο σημείων της εικόνας.

Όπως θα δούμε σε επόμενες ενότητες, το contrast συνδέει τα χαρακτηριστικά

των νευρώνων του αμφιβληστροειδούς (νευροφυσιολογία) με τα χαρακτηριστικά των

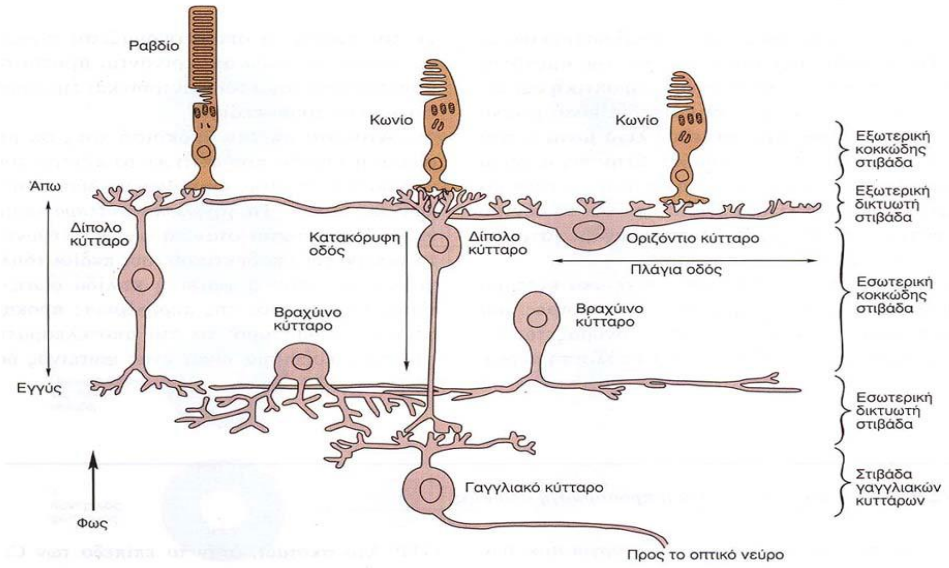
φυσικών εικόνων **(Εικ. 1)** και κατά συνέπεια αποτελεί σημαντικό παράγοντα αξιολόγησης της όρασης.



Εικόνα 1: Αριστερά: Οι φυσικές εικόνες αποτελούνται από πολλές διαφορετικές χωρικές συχνότητες και εμφανίζουν διακυμάνσεις στη φωτεινότητα, b) μεγάλες διακυμάνσεις στη φωτεινότητα δημιουργούν υψηλότερο contrast και καθιστούν ευκολότερη την ανίχνευση εικόνων.

1.1.1 Νευροφυσιολογία του Αμφιβληστροειδούς και της Οπτικής Οδού

Η διαδικασία της αντίληψης ενός ερεθίσματος ξεκινά από τον αμφιβληστροειδή και μεταδίδεται με τη βοήθεια των αποκρίσεων και των συνδέσεων των οπτικών νεύρων. Η μελέτη αυτής της διαδικασίας αφορά κλάδο της νευροφυσιολογίας ενώ η αξιολόγηση της οπτικής αντίληψης επιτυγχάνεται μέσω ψυχοφυσικών μεθόδων(αντικειμενική μέθοδος), που πρώτος ανέπτυξε ο Fechner το 1860. Στην εικόνα 2 διακρίνουμε τις πέντε βασικές στοιβάδες των αμφιβληστροειδικών νευρώνων που αποτελείται από τα ραβδία, τα κωνία, τα οριζόντια, τα δίπολα και τα γαγγλιακά κύτταρα, όπου πραγματοποιείται το πρώτο στάδιο της οπτικής επεξεργασίας. Οι νευροάξονες των γαγγλιακών κύτταρων, σχηματίζουν το οπτικό νεύρο που διαβιβάζει τις πληροφορίες στον εγκέφαλο με την μορφή δυναμικής ενεργείας.



Εικόνα 2 : Οι πέντε κυριότερες κατηγορίες νευρώνων που συναντώνται στον αμφιβληστροειδή (φωτοϋποδοχείς, οριζόντια, δίπολα, βραχύινα και γαγγλιακά κύτταρα).

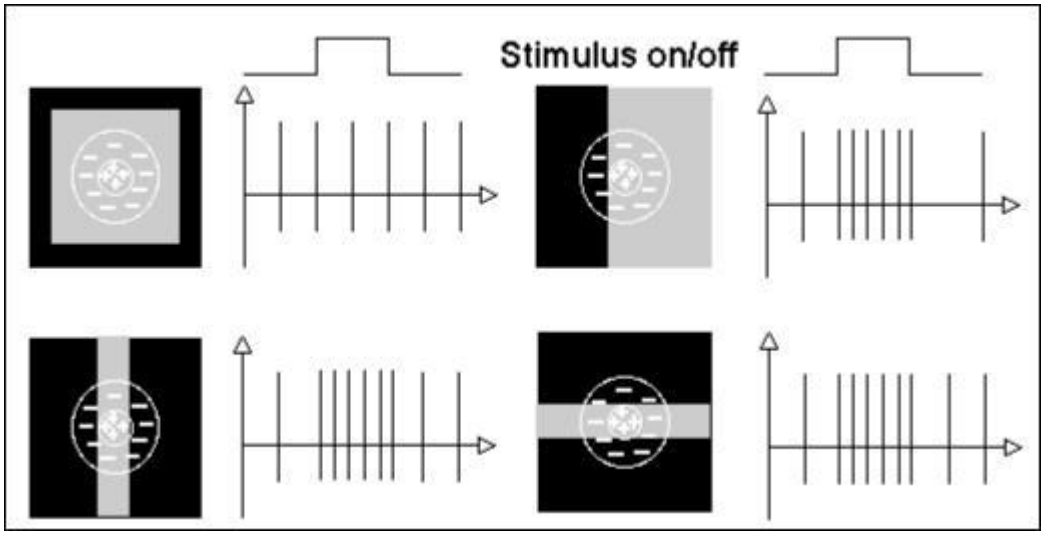
Το 90% των νευροαξόνων καταλήγει στον έξω γονατώδη πυρήνα (Lateral Geniculate Nucleus, **LGN**).Υπάρχουν δύο κατηγορίες γαγγλιακών κυττάρων, στο επίπεδο του αμφιβληστροειδούς: τα κύτταρα τύπου M (magno) και τύπου P (parvo). Τα M κύτταρα αποκρίνονται παροδικά (transient) στο ερέθισμα, ενώ τα P παρατεταμένα (sustained). Στο

επίπεδο του LGN, τα M καταλήγουν στις δύο (Magnocellular) από τις έξι στοιβάδες του, ενώ τα P στις τέσσερις (Parvocellular). Έτσι, ο LGN λαμβάνει πληροφορίες απ' όλο τον αμφιβληστροειδή, με διαφορετική αντιπροσώπευση από σημείο σε σημείο. Αυτό συμβαίνει γιατί στο κεντρικό βοθρίο υπάρχει μεγαλύτερη πυκνότητα φωτοϋποδοχέων και έτσι ο LGN δέχεται περισσότερη πληροφορία από αυτή την περιοχή, φαινόμενο γνωστό και ως φλοιώδης μεγέθυνση (cortical magnification).Από τις magnocellular στοιβάδες του LGN εκφύεται η M οδός, ενώ από τις parvocellular η P οδός οι οποίες καταλήγουν σε διαφορετικές στοιβάδες του πρωτοταγούς οπτικού φλοιού V1. Η P οδός σχετίζεται με την αντίληψη της μορφής και του χρώματος και η M οδός εξειδικεύεται στην ανάλυση των ακμών, στον έλεγχο της κίνησης και στην αντίληψη του βάθους.

1.1.2 Υποδεκτικά Πεδία Γαγγλιακών Κυττάρων και Φωτεινότητα

Σ' αυτή την ενότητα θα επικεντρωθούμε στην πρώιμη οπτική επεξεργασία, η οποία περιλαμβάνει την ανίχνευση των ακμών μιας οπτικής πληροφορίας. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, το ανθρώπινο οπτικό σύστημα ανιχνεύει αλλαγές στη φωτεινότητα που μπορεί να συνυπάρχουν στην ίδια ''περιοχή'' της εικόνας. Αυτό σημαίνει ότι το σύστημα πρέπει να είναι σε θέση να μετρά βαθμίδες φωτεινότητας σε διαφορετικές χωρικές συχνότητες. Αυτές οι απαιτήσεις ικανοποιούνται από το ανθρώπινο οπτικό σύστημα μέσα από τη δομή των υποδεκτικών πεδίων του αμφιβληστροειδούς. Κάθε γαγγλιακό κύτταρο αποκρίνεται σε κάποιο ερέθισμα, μόνο όταν αυτό προβληθεί σε μια ''κυκλική'' περιοχή κωνίων και ραβδίων, που αποτελεί το υποδεκτικό πεδίο **(receptive field, RF)** του γάγγλιου. Τα RFs απότελούνται από δύο ομόκεντρους κύκλους **(Εικ. 3)**, έναν εσωτερικό (κέντρο) και έναν εξωτερικό (περιφέρεια) και μάλιστα στο γεγονός αυτό οφείλεται και η διάκριση των γάγγλιων σε δύο κατηγορίες : τα γάγγλια φωτεινού κέντρου, (κέντρο +, περιφέρεια -) τα οποία αποκρίνονται όταν προσπέσει φως στο κέντρο τους και στα γάγγλια σκοτεινού κέντρου (κέντρο -, περιφέρεια +) που διεγείρονται κατά το φωτισμό της περιφέρειας του πεδίου. Ο διάχυτος φωτισμός του υποδεκτικού πεδίου προκαλεί μικρή απόκριση. Τέλος, το μέγεθος των υποδεκτικών πεδίων διαφέρει κεντρικά και περιφερικά του αμφιβληστροειδούς, ακολουθώντας τις απαιτήσεις της οπτικής οξύτητας. Έτσι, στο κεντρικό βοθρίο, όπου η οπτική οξύτητα είναι μέγιστη, τα υποδεκτικά πεδία είναι μικρότερα από αυτά της περιφέρειας, όπου οι απαιτήσεις ευκρινούς όρασης ελαττώνονται. Εκτός από τη φωτεινότητα, η διάκριση των υποδεκτικών πεδίων στις

δύο κατηγορίες που αναφέραμε, τα καθιστά περισσότερο ευαίσθητα και σε αλλαγές της φωτεινής αντίθεσης (contrast). Ένα γάγγλιο φωτεινού κέντρου θα αποκρίνεται εντονότερα σε μια κηλίδα φωτός σε μαύρο φόντο, ενώ αυτά του σκοτεινού κέντρου θα διεγείρονται σε μια μαύρη κηλίδα σε φωτεινό φόντο.



Εικόνα 3:Υποδεκτικό πεδίο φωτεινού κέντρου και οι αποκρίσεις του σε διάχυτο και σε κεντρικό φωτισμό. Στις δύο τελευταίες φωτογραφίες βλέπουμε ότι το πεδίο δεν αντιλαμ βάνεται το διαφορετικό προσανατολισμό του φωτεινού ερεθίσματος και αποκρίνεται το ίδιο.

Τα διαφορετικά μεγέθη υποδεκτικών πεδίων τα καθιστούν ικανά να ανιχνεύουν διαφορετικές χωρικές συχνότητες. Τα μικρότερα σε μέγεθος πεδία **(P νευρώνες)** αποκρίνονται σε υψηλές συχνότητες και τα μεγαλύτερα **(M νευρώνες)**, σε χαμηλότερες συχνότητες. Ωστόσο στην περιοχή του κεντρικού βοθρίου πρέπει να ανιχνεύονται τόσο οι υψηλές, όσο και οι χαμηλές συχνότητες, επομένως πρέπει να υπάρχει κάποια σύνδεση μεταξύ των μικρότερων και των μεγαλύτερων πεδίων ώστε το ερέθισμα να αναλύεται ταυτόχρονα. Εξάλλου, σε μια εικόνα συνυπάρχουν και οι υψηλές συχνότητες (λεπτομέρειες) και οι χαμηλές.

Σ’ αυτό το πρωταρχικό στάδιο της επεξεργασίας, τα υποδεκτικά πεδία δεν μπορούν να διακρίνουν τους διαφορετικούς προσανατολισμούς των μορφών που ανιχνεύουν, λόγω του κυκλικού τους σχήματος. Αυτή η διαδικασία λαμβάνει χώρα σε ανώτερα στάδια (οπτικός φλοιός), όπου το σχήμα των πεδίων αλλάζει, γίνονται πιο επιμήκεις και κατά συνέπεια περισσότερο ευαίσθητα σε συγκεκριμένους προσανατολισμούς.

1.2 Οφθαλμική κυριαρχία

Οι περισσότεροι άνθρωποι έχουν την τάση να χρησιμοποιούν τη μία πλευρά του σώματός τους με μεγαλύτερη άνεση, ευκολία και συχνότητα απ' ό,τι την άλλη (π.χ. δεξί χέρι έναντι αριστερού χεριού). Έχει αποδειχτεί ότι το οπτικό σύστημα δεν αποτελεί εξαίρεση και ότι κάποιος μπορεί να χρησιμοποιεί περισσότερο τον έναν οφθαλμό έναντι του άλλου κάτω από ορισμένες συνθήκες.

Ο όρος οφθαλμική κυριαρχία εισήχθηκε πρώτη φορά από τον Porta (1593). Αναφέρεται στην τάση να υπερισχύει το οπτικό σήμα που λαμβάνεται από τον ένα οφθαλμό και ο οφθαλμός αυτός να επικρατεί έναντι του άλλου σε διαδικασίες όπως η οφθαλμική προσήλωση ή η αντιληπτική ικανότητα (π.χ. οπτική οξύτητα) κάτω από ορισμένες συνθήκες. Η οφθαλμική κυριαρχία μπορεί να καθοριστεί από το 3^{ο} έτος της ζωής ενός ανθρώπου και μετά (Evans 2007) και είναι σημαντικό να επισημανθεί ότι ο κυρίαρχος οφθαλμός δε ταυτίζεται απαραίτητα με τον οφθαλμό που έχει την καλύτερη οπτική οξύτητα. Συγκεκριμένα, σύμφωνα με τον Rosenbach (1903) σχεδόν κάθε άνθρωπος έχει έναν κυρίαρχο οφθαλμό ακόμα και αν κάθε μάτι ξεχωριστά προσφέρει την ίδια οπτική οξύτητα. Εντούτοις, μελέτες (Linke 2011, Suttle 2009, Seijas 2007) έχουν δείξει ότι πολλοί άνθρωποι δεν έχουν σταθερό κυρίαρχο οφθαλμό ή παρουσιάζουν ελάχιστη οφθαλμική κυριαρχία οδηγώντας στο συμπέρασμα ότι η οφθαλμική κυριαρχία είναι μια ευμετάβλητη διαδικασία.

Σύμφωνα με τις παραπάνω μελέτες, περίπου το 40% των ανθρώπων δεν έχουν ισχυρή οφθαλμική κυριαρχία. Από τους έχοντες κυρίαρχο οφθαλμό, το μεγαλύτερο ποσοστό έχει κυρίαρχο οφθαλμό τον δεξί (περίπου 60%).Παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την οφθαλμική κυριαρχία είναι οι οφθαλμικές κινήσεις, η αμβλυωπία (το μη αμβλυωπικό μάτι είναι το κυρίαρχο), η ανισομετρωπία (<0.50D), η γωνία όρασης, η κατεύθυνση του βλέμματος (δεξιά ή αριστερά), η απόσταση παρατήρησης του στόχου (αλλαγή κυρίαρχου οφθαλμού από μακρινή σε κοντινή απόσταση) αλλά μπορεί ακόμη να επηρεαστεί από τις δοκιμασίες (tests) που θα χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγησή της (Evans 2007, Seijas 2007, Linke 2011).

1.3 Ψυχοφυσικός έλεγχος της Όρασης

Η ψυχοφυσική είναι ένας επιστημονικός κλάδος που αναφέρεται στην μελέτη των σχέσεων ανάμεσα στις φυσικές ιδιότητες των περιβαλλοντικών ερεθισμάτων και στην υποκειμενική ένταση της αισθητηριακής εμπειρίας του εξεταζόμενου. Τα ψυχοφυσικά πειράματα βρίσκουν εφαρμογές σε πολλούς τομείς, ανάμεσα τους, και στον τομέα της όρασης (π.χ. αξιολόγηση οπτικής οξύτητας με τη χρήση οπτοτύπων, οπτικοί χρόνοι αντίδρασης). Ένα ψυχοφυσικό πείραμα μπορεί να περιλαμβάνει την ανίχνευση ενός ερεθίσματος, την αναγνώριση του ή την διάκριση του από ένα άλλο. Σε κάθε ψυχοφυσικό πείραμα, στόχος είναι ο καθορισμός της ελάχιστης τιμής (ουδός ευαισθησίας) του ερεθίσματος ώστε να είναι αντιληπτό.

1.3.1 Αξιολόγηση της Όρασης - Contrast Sensitivity Function (CSF)

Η αξιολόγηση της ανθρώπινης οπτικής συμπεριφοράς βασίζεται τόσο σε νευροφυσιολογικές μελέτες, που αφορούν τα χαρακτηριστικά των νευρώνων, όσο και σε ψυχοφυσικές, οι οποίες συνδέουν τη νευροφυσιολογία με την οπτική μας αντίληψη.

Η εξέλιξη των διάφορων δοκιμασιών για την αξιολόγηση της όρασης απαιτεί την κατανόηση του τρόπου με τον οποίο τα αντικείμενα σχηματίζονται οπτικά στον αμφιβληστροειδή και πως το ανθρώπινο οπτικό σύστημα επεξεργάζεται και ‘’αποκωδικοποιεί’’ εικόνες. Τα οπτότυπα **Snellen** (σειρές γραμμάτων ή αριθμών που το μέγεθος τους μειώνεται βαθμιαία) για τη μέτρηση της οπτικής οξύτητας δεν αποτελούν επαρκή τρόπο μέτρησης της λειτουργικής όρασης για δύο κυρίως λόγους:

-μετρούν την ικανότητα διάκρισης του μικρότερου δυνατού γράμματος/αριθμού σε υψηλό contrast (μαύρα γράμματα/αριθμοί σε λευκό φόντο). Σε πραγματικές όμως συνθήκες δεν θα παρατηρήσουμε αντικείμενα με το ίδιο μέγεθος και contrast με αυτά του Snellen οπτοτύπου.

-διάφορες διαταραχές της όρασης (π.χ καταρράκτης) οδηγούν στη μείωση του contrast των γραμμάτων Snellen, με αποτέλεσμα ο ασθενής να διακρίνει τα γράμματα αλλά χωρίς να γνωρίζει ο εξεταστής ότι τα βλέπει σε χαμηλότερο contrast.

Προκειμένου να αντιμετωπιστούν τα παραπάνω προβλήματα για την αξιολόγηση της λειτουργικής όρασης αναπτύχθηκαν νέου τύπου δοκιμασίες **(ψυχοφυσικές δοκιμασίες)**. Τέτοιου είδους δοκιμασία αποτελεί και η **ευαισθησία φωτεινής αντίθεσης (Contrast Sensitivity, CS)**. Το σημαντικότερο ‘’εργαλείο’’ για την εκτίμηση του CS αποτελούν οπτικά ερεθίσματα με περιοδική διαμόρφωση, γνωστά και ως gratings. Αυτό οφείλεται στον τρόπο οργάνωσης του οπτικού νευρωνικού συστήματος που χαρακτηρίζεται από παράλληλα και ανεξάρτητα νευρωνικά κανάλια, συντονισμένα σε διαφορετικές χωρικές συχνότητες και προσανατολισμούς. Έτσι, χρησιμοποιώντας gratings διαφορετικού μεγέθους, προσανατολισμού, contrast, φωτεινότητας και χρωματικότητας μπορούμε να μελετήσουμε την ευαισθησία σε διαφορετικές συνθήκες. Για να περιγραφεί ένα grating πρέπει να καθοριστούν οι παρακάτω παράμετροι :

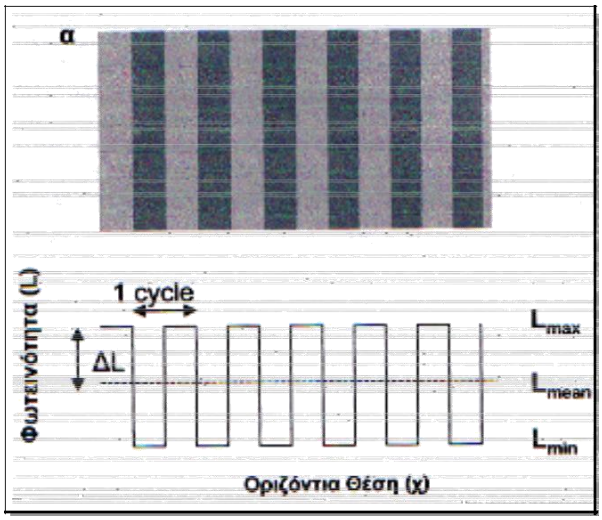
- η **χωρική συχνότητα (spatial frequency, SF)** (cycles/degree)

- η **φωτεινότητα της οθόνης L_{mean}** , που ορίζεται ως η μέση τιμή της διαμόρφωσης (Εικονα 4) $L_{mean}=(L_{max}-L_{min})/2$

- το **επί τοις εκατό contrast %C** , που ορίζεται σύμφωνα με τον Michelson ως **%C=(Lmax-Lmin)/(Lmax-Lmin)100%,** όπου Lmax και Lmin μέγιστη και ελάχιστη φωτεινότητα της διαμόρφωσης αντίστοιχα.

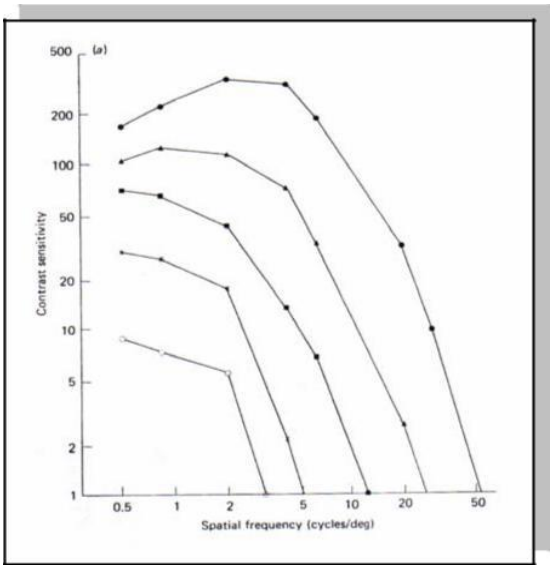
-ο **προσανατολισμός** του grating που αναφέρεται στην γωνία που σχηματίζει η διαμόρφωση με τον οριζόντιο αξονα.

-η **φάση φ,**που περιγράφει την θέση του grating με κάποιο άλλο



Εικόνα 4:Gratings τετράγωνης χωρικής διαμόρφωσης (square wave gratings)

Η ευαισθησία φωτεινής αντίθεσης υπολογίζεται ως το αντίστροφο του ελάχιστου contrast που απαιτείται ώστε να γίνει αντιληπτό ένα ερέθισμα, δηλαδή **CS** $=1/C_{min}$.Το contrast που απαιτείται, ώστε ένα grating μόλις να ανιχνεύεται καλείται όριο φωτεινής αντίθεσης **(contrast threshold)**, ενώ η ευαισθησία φωτεινής αντίθεσης είναι το αντίστροφό του.Στην **Εικόνα 5** φαίνεται η τυπική μορφή της καμπύλης ευαισθησίας φωτεινής αντίθεσης ή **Contrast Sensitivity Function (CSF)**, η οποία προκύπτει από δοκιμασίες σε ημιτονοειδή gratings, διαφορετικών χωρικών συχνοτήτων και φωτεινότητας.



Εικόνα 5: Η καμπύλη του CS για gratings διαφορετικής χωρικής συχνότητας και μέσης φωτεινότητας (Campbell & Green , 1965)

Το CSF παρέχει σειρά πληροφοριών για τη λειτουργική όραση, όπως :

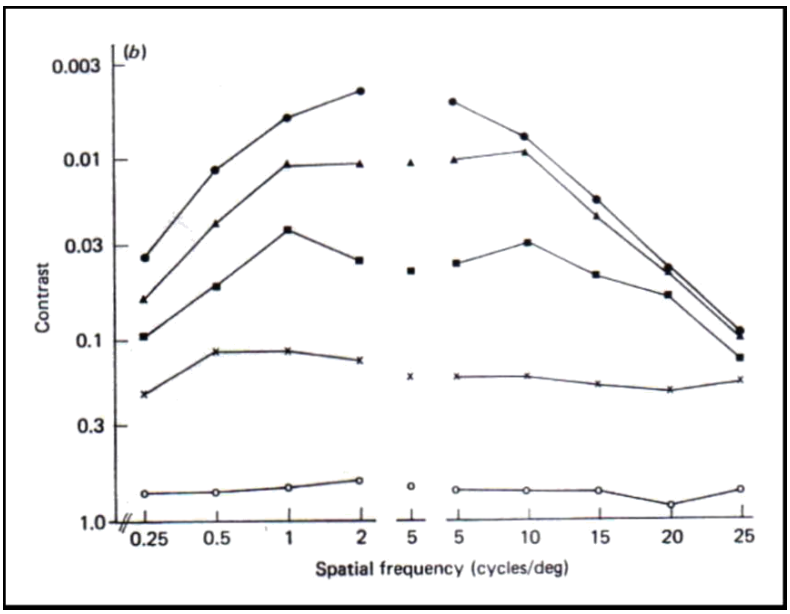
-απαιτείται περισσότερο contrast για να ανιχνεύσουμε μικρές λεπτομέρειες, από αυτό που χρειάζεται για μεγάλα αντικείμενα, δηλαδή όσο μικρότερη η χωρική συχνότητα, τόσο μεγαλύτερη η ευαισθησία. Ωστόσο, για συχνότητες μικρότερες των 4c/deg κάτι τέτοιο δεν παρατηρείται καθώς τα parvo κύτταρα, που κυριαρχούν στο κεντρικό βοθρίο, δεν έχουν μέγιστη απόκριση σε χαμηλές συχνότητες.

-περισσότερο contrast χρειάζεται για να αναγνωρίσουμε τις ακμές των αντικειμένων (υψηλές SF), απ' ότι χρειάζεται απλώς για να το ανιχνεύσουμε .

-σε υψηλή μέση φωτεινότητα, ανιχνεύονται ευκολότερα όλες οι χωρικές συχνότητες.

-από την καμπύλη του CS μπορεί να προβλεφθεί η οπτική οξύτητα, προεκτείνοντας την καμπύλη μέχρις ότου τμήση τον άξονα των συχνοτήτων. Αυτό υποδηλώνει τη μικρή αξία της οπτικής οξύτητας, αφού αντιπροσωπεύει μόνο το άνω όριο της χωρικής μας απόδοσης.

Εκτός από το CSF, μπορούμε να αξιολογήσουμε και την καμπύλη του CS για τιμές contrast μεγαλύτερες από το threshold. Το supra-threshold CS **(Εικ. 6)**, όπως λέγεται, λαμβάνεται μετρώντας δύο gratings της ίδιας χωρικής συχνότητας, σε διαφορετικά contrast. Όπως θα δούμε παρακάτω, όλες οι μετρήσεις σε αυτή την εργασία αφορούν το supra-threshold CS.



Εικόνα 6: Καμπύλες supra-threshold CS (grating: 5cycles/degree). Η ανώτερη καμπύλη (●) αντιπροσωπεύει το CSF. Παρατηρούμε ότι οι τιμές της ευαισθησίας σε διαφορετικές συχνότητες, εξισώνονται σε μεγάλες τιμές contrast(Georgeson & Sullivan, 1975)

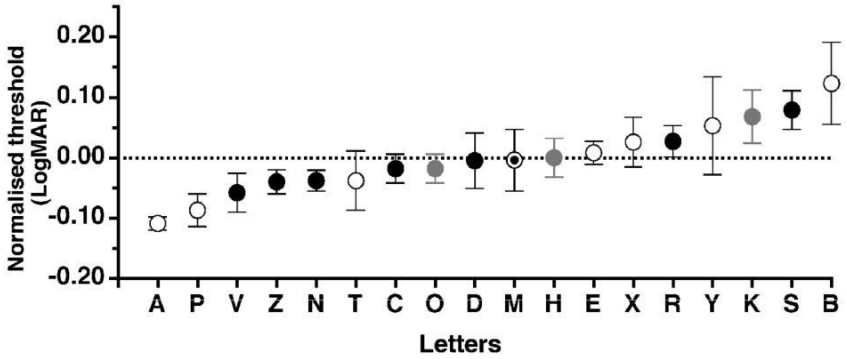
1.4 Οπτική Οξύτητα

Το μέγεθος των ειδώλων στον αμφιβληστροειδή εξαρτάται από την απόσταση τους από τον ανθρώπινο οφθαλμό. Σημαντικό χαρακτηριστικό της κεντρικής όρασης είναι η χωρική διακριτική ικανότητα, η μικρότερη δηλαδή χωρική λεπτομέρεια που μπορεί να διακριθεί. Για την αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας του οπτικού συστήματος χρησιμοποιείται μια σχετικά απλή, υποκειμενική μέθοδος αξιολόγησης, η Οπτική Οξύτητα η οποία ορίζεται ως η ικανότητα αναγνώρισης συμβόλων (αριθμών ή γραμμάτων) πρότυπων πινάκων εξέτασης (οπτότυπα) τοποθετημένων σε μια συγκεκριμένη απόσταση. Η Οπτική οξύτητα (Ο.Ο.) επηρεάζεται από παράγοντες όπως το η ευαισθησία αντίθεσης (μείωση contrast, μείωση Ο.Ο.), ο περιβαλλοντικός φωτισμός (μείωση Ο.Ο. σε σκοτοπικές συνθήκες) και η περιφερική όραση (μείωση Ο.Ο. στη περιφέρεια του οπτικού πεδίου).

1.4.1 Πίνακες Log MAR/ ETDRS

Ο Green το 1968 παρουσίασε στον Αμερικανικό Οφθαλμολογικό Σύλλογο έναν πίνακα που αποτελούνταν από γράμματα χωρίς πατούρα (σε αντίθεση με τον Snellen) με το μέγεθος των γραμμάτων και το διάστημα μεταξύ τους να μεταβάλλονται με γεωμετρική πρόοδο. Ο πίνακας αν και δεν είχε την ανάλογη αποδοχή τότε, αποτέλεσε τον «πρόγονο» του σημερινού πρότυπου πίνακα.

Η επόμενη σημαντική αναφορά έγινε από τη Louise Sloan το 1959. Η Sloan σχεδίασε ένα πίνακα μιας ομάδας 10 γραμμάτων χωρίς πατούρα, διατηρώντας το 5x5 πλέγμα του Snellen. Επειδή εκτίμησε ότι δεν ήταν όλα τα γράμματα ισοδύναμα αναγνωρίσιμα (βλ. εικόνα 7), πρότεινε να χρησιμοποιούνται δέκα μόνο γράμματα. Επιπλέον εισήγαγε μια νέα σημειογραφία για την οπτική οξύτητα, τη «μονάδα Μ», η οποία αντιπροσωπεύει την ικανότητα αναγνώρισης ενός πρότυπου γράμματος μεγέθους 5 arcmin στην απόσταση του ενός μέτρου. Με τον τρόπο αυτό, δίνεται η δυνατότητα άμεσου υπολογισμού της οπτικής οξύτητας χρησιμοποιώντας έναν πίνακα σε διαφορετικές αποστάσεις.



Εικόνα 7: Δυσκολία αναγνωσιμότητας γραμμάτων (γραμματοσειρά Sloan). (Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Αργότερα οι Bailey-Lovie (1976) δημοσίευσαν ένα καινούργιο πίνακα ο οποίος περιείχε τις προτάσεις του Green και στηρίζονταν στην παράσταση logMAR (στο λογάριθμο της ελάχιστης γωνίας ευκρίνειας), εξασφαλίζοντας γεωμετρική αλλαγή στο μέγεθος των γραμμάτων. Επίσης, χρησιμοποίησαν πέντε γράμματα σε κάθε σειρά, ξεπερνώντας ακόμη ένα μειονέκτημα του πίνακα Snellen, δηλαδή τη χρήση διαφορετικού αριθμού γραμμάτων σε κάθε σειρά, ενδυναμώνοντας τον πίνακα για αυτούς. Οι μετατροπές της οπτικής οξύτητας στις δύο παραστάσεις (logMAR - δεκαδική) είναι εφικτές από τις παρακάτω εξισώσεις:

decimal = antilog (-logMAR) = 10-logMAR

logMAR = -log (decimal acuity) (1)

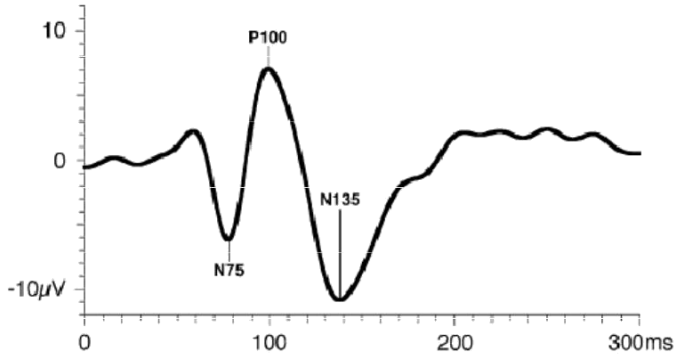
Οι logMAR ETDRS πίνακες περιέχουν γράμματα της γραμματοσειράς Sloan (Sloan, 1952), παρουσιάζουν σταθερό αριθμό γραμμάτων (5) ανά σειρά, και γεωμετρική πρόοδο στην μεταβολή του μεγέθους τους (ο λόγος της μεταβολής είναι ίσος με 0.1 logMAR, δηλαδή 1.26), ενώ η «βαρύτητα» του κάθε γράμματος είναι 0.02 logMAR. Η μεταβολή του μεγέθους των γραμμάτων γίνεται από 1.0 μέχρι -0.3.Από την εξίσωση (1) προκύπτει στην παράσταση logMAR οπτική οξύτητα ίση με 0.0 αντιστοιχεί σε δεκαδική Οπτική οξύτητα 1.0, ενώ αρνητικές τιμές logMAR αντιστοιχούν σε δεκαδική Οπτική οξύτητα > 1.0.

1.5 Οπτικά Προκλητά Δυναμικά (VEPs) και Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης

Τα Οπτικά Προκλητά Δυναμικά είναι μια αντικειμενική, ηλεκτροφυσιολογική εξέταση για την εκτίμηση της λειτουργίας των αισθητηριακών συστημάτων της όρασης. Τα VEPs συνιστούν καταγραφές της δραστηριότητας των νευρικών κυττάρων της οπτική οδού, με τη μορφή κυματομορφών.

Υπάρχουν πολλές κατηγορίες VEPs αλλά αυτή που χρησιμοποιείται κυρίως στη κλινική εξέταση είναι τα pattern reversal VEPs καθώς παρουσιάζουν μικρότερες διακυμάνσεις σε σχέση με τα άλλα είδη. Στη κατηγορία αυτή χρησιμοποιούνται ως ερεθίσματα checkerboards (σκακιέρες) ή gratings τα χαρακτηριστικά των οποίων καθορίζονται από τις εξής παραμέτρους: τη χωρική συχνότητα (σε cycles/degree), τη συχνότητα αντιστροφής, το contrast, τη μέση φωτεινότητα και τον αριθμό αντιστροφής (τετραγώνων ή gratings). Τα σημεία μελέτης της κυματομορφής ενός pattern reversal VEP είναι τρία (βλ. εικόνα 8): ένα αρνητικό ελάχιστο περίπου στα 75 ms (N75), ένα θετικό μέγιστο λίγο μετά τα 100 ms (P100) και ένα αρνητικό ελάχιστο στα 135 περίπου ms (N135).

Η P100 αξιολογείται ως προς τη χρονική καθυστέρησή της (latency, ms) και ως προς το πλάτος της (amplitude, μV). Σε παθολογικές καταστάσεις που αφορούν κυρίως βλάβες του οπτικού νεύρου η P100 παρουσιάζεται με καθυστέρηση κάποιων ms και με μειωμένο το πλάτος μερικά μV.



Εικόνα 8: Φυσιολογική κυματομορφή pattern reversal VEP. Στο διάγραμμα φαίνονται τα βασικά σημεία της κυματομορφής. Για να υπολογισθεί σωστά το πλάτος (amplitude) της P100 πρέπει να εντοπισθεί το πρώτο αρνητικό ελάχιστο (N75).

(Μ. Γάγγα, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Οι Οπτικοί Χρόνοι αντίδρασης αποτελούν μια ψυχοφυσική, υποκειμενική μέθοδο η οποία μπορεί να δώσει χρήσιμες πληροφορίες για την ποιότητα της όρασης και αναφέρονται αναλυτικά στο κεφάλαιο 2.

Κεφάλαιο 2: Απλοί Οπτική Χρόνοι Αντιδράσεις

2.1 Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης

Μία ψυχοφυσική μέθοδος που μπορεί να δώσει χρήσιμες πληροφορίες για την ύπαρξη και την αξιολόγηση των δύο υποσυστημάτων της οπτικής οδού που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 1, είναι οι οπτικοί χρόνοι αντίδρασης (RTs), δηλαδή ο χρόνος που απαιτείται για να αποκριθεί ο συμμετέχων όσο πιο γρήγορα γίνεται στην εμφάνιση ενός ερεθίσματος. Όπως και σε άλλες ψυχοφυσικές μεθόδους μπορεί να αξιολογηθεί η επίδραση οπτικών χαρακτηριστικών των ερεθισμάτων όπως η αντίθεση, η φωτεινότητα, η χωρική συχνότητα, η επίδραση της αμφιβληστροειδικής εκκεντρότητας αλλά και η επίδραση άλλων παραγόντων (π.χ. ηλικία, φύλο, φυσική κατάσταση κ.α.) καθώς και συνδυασμοί αυτών. Οι οπτικοί χρόνοι αντίδρασης μπορούν να χρησιμοποιηθούν εκτός από την αξιολόγηση της επεξεργασίας των οπτικών ερεθισμάτων και στην αξιολόγηση της οπτοκινητικής συμπεριφοράς ενώ μπορούν να μετατραπούν εύκολα σε αποστάσεις και τα δεδομένα να αξιοποιηθούν σε δραστηριότητες όπως η νυχτερινή οδήγηση (Plainis and Murray, 2005).

2.1.1 Είδη ψυχοφυσικών πειραμάτων για τον έλεγχο των Χρόνων Αντίδρασης (RTs)

Το ερέθισμα που θα χρησιμοποιηθεί σε μια διαδικασία αξιολόγησης των χρόνων αντίδρασης ποικίλει ανάλογα με την αίσθηση που διεγείρει. Μπορεί π.χ. να είναι οπτικό (Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης) ή ηχητικό (Ηχητικοί Χρόνοι Αντίδρασης). Η απόκριση σε ένα ηχητικό ερέθισμα (κατά μέσο όρο 140-160 ms) είναι πιο γρήγορη απ’ ότι σε ένα οπτικό ερέθισμα (κατά μέσο όρο 200 ms). Η παρούσα εργασία έχει ως αντικείμενο τους Οπτικούς Χρόνους Αντίδρασης. Αναφορικά, σύμφωνα με τους Luce (1986) και Welford (1980) υπάρχουν τρία βασικά διαφορετικά είδη ψυχοφυσικών πειραμάτων για τον έλεγχο των χρόνων αντίδρασης (RTs).

<u>Μετρήσεις απλού οπτικού χρόνου αντίδρασης:</u> στα πειράματα αυτά ο χρόνος αντίδρασης υπολογίζεται από την απόκριση σε ένα και μοναδικό ερέθισμα συγκεκριμένων χαρακτηριστικών (π.χ. απόκριση στην εμφάνιση ενός ερεθίσματος με το πάτημα ενός κουμπιού).

Μετρήσεις οπτικών χρόνων επιλογής: στα πειράματα αυτά υπάρχουν μερικά ερεθίσματα στα οποία ο εξεταζόμενος πρέπει να αποκριθεί και κάποια τα οποία πρέπει να αγνοήσει. Κάθε φορά δηλαδή υπάρχει μόνο μία σωστή απόκριση (π.χ. αναγνώριση συμβόλων).

Πειράματα τυχαίας επιλογής: ο εξεταζόμενος πρέπει να δώσει μια απόκριση που ανταποκρίνεται σε ένα συγκεκριμένο ερέθισμα όπως π.χ. να πατήσει ένα πλήκτρο το οποίο αποκρίνεται σε έναν χαρακτήρα αν ο χαρακτήρας αυτός εμφανιστεί στην οθόνη. Σε αμιγή πειράματα αυτού του είδους, η ακολουθία (σειρά παρουσίασης) των ερεθισμάτων είναι τυχαία.

Σειριακοί χρόνοι αντίδρασης: αυτό το είδος πειραμάτων είναι μια παραλλαγή των πειραμάτων τυχαίας επιλογής. Στα πειράματα αυτά η σειρά εμφάνισης των διαφόρων τύπων του ερεθίσματος δεν είναι τυχαία αλλά σύμφωνη με κάποια συγκεκριμένη ακολουθία. Μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι ο εξεταζόμενος μπορεί να μάθει την αλληλουχία εμφάνισης των ερεθισμάτων και να δώσει ψευδή αποτελέσματα (ταχύτερους χρόνους αντίδρασης από τους πραγματικούς).

2.1.2 Απλός Οπτικός Χρόνος αντίδρασης (Simple Visual Reaction Time)

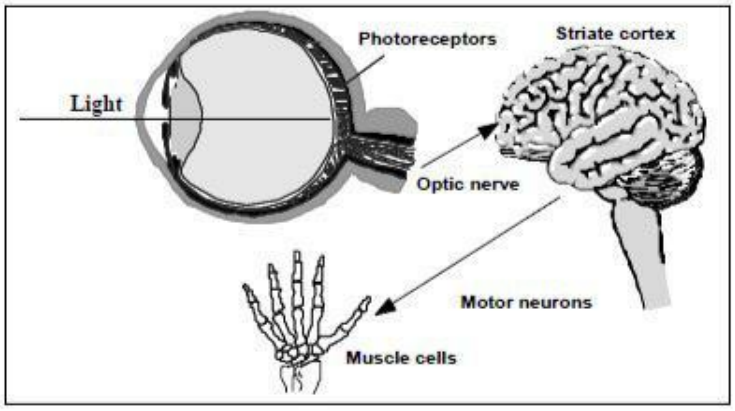
Σύμφωνα με τον Teichmer (1954) ως Απλός Χρόνος Αντίδρασης (SRT) ορίζεται το χρονικό διάστημα παρουσίασης ενός οπτικού ερεθίσματος και της αντίδρασης σε αυτό με τη προϋπόθεση ότι ο εξεταζόμενος έχει λάβει οδηγίες να αντιδράσει όσο το δυνατόν γρηγορότερα με ένα συγκεκριμένο τρόπο μόλις το αντιληφθεί.Ο απλός οπτικός χρόνος αντίδρασης αποτελείται από τρία χρονικά διαστήματα εντός των οποίων λαμβάνουν χώρα διαφορετικές διαδικασίες (βλ. εικόνα 12):

-το χρονικό διάστημα μέχρι το φως να φτάσει στους φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδή μέσω των οπτικών του ματιού και να γίνει η διαδικασία της φωτομετατροπής (μετατροπή φωτός σε ηλεκτρικό σήμα),

-το χρονικό διάστημα κατά το οποίο η πληροφορία με τη μορφή δυναμικών ενέργειας (νευρικές ώσεις) μεταδίδεται μέσω της οπτικής οδού (οπτικό νεύρο, έξω γονατώδης πυρήνας) στα ανώτερα κέντρα του εγκεφάλου (οπτικός φλοιός).

-και, το χρονικό διάστημα της επεξεργασίας (απόφαση κινητικής απόκρισης) και της κινητικής απόκρισης στο ερέθισμα.

Αλλαγές στις ιδιότητες των παραγόντων που σχετίζονται με τις τρεις παραπάνω διαδικασίες οδηγούν σε αύξηση των χρόνων αντίδρασης, σε μεγαλύτερη δηλαδή χρονική καθυστέρηση. Στους παράγοντες αυτούς περιλαμβάνονται χαρακτηριστικά του ερεθίσματος (π.χ. μέγεθος, αντίθεση, σημείο προβολής στο οπτικό πεδίο, ένταση και διάρκεια ερεθίσματος), οι φωτοϋποδοχείς (π.χ. αριθμός και είδος φωτοϋποδοχέων που διεγείρονται, συνθήκες φωτισμού), το σημείο προβολής του ερεθίσματος στον αμφιβληστροειδή (κέντρο, περιφέρεια), το όργανο που χρησιμοποιείται στην απόκριση στο ερέθισμα (π.χ. χέρι, πόδι), η ηλικία και το φύλο του εξεταζόμενου, η ανθρώπινη ευφυΐα (π.χ. μαθησιακές δυσκολίες) αλλά και άλλοι παράγοντες (π.χ. φάρμακα, αλκοόλ) που θα αναφερθούν σε επόμενη ενότητα του κεφαλαίου.



Εικόνα 9: Ο απλός οπτικός χρόνος αντίδρασης αποτελείται από τρία χρονικά διαστήματα εντός των οποίων λαμβάνουν χώρα διαφορετικές διαδικασίες: το χρονικό διάστημα μέχρι το φως να φτάσει στους φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδή και να συμβεί η φωτομετατροπή, το χρονικό διάστημα κατά το οποίο η πληροφορία μεταδίδεται μέσω της οπτικής οδού με τη μορφή νευρικών ώσεων στα ανώτερα εγκεφαλικά κέντρα , και, το χρονικό διάστημα της κινητικής απόκρισης στο ερέθισμα.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση").

Οι Purpa et al. πρότειναν μια απλή μαθηματική σχέση (1) για να περιγράψουν τη σύνθεση των διαστημάτων του χρόνου αντίδρασης:

RT = PT + MT (1)

όπου RT (Reaction Time) είναι ο χρόνος αντίδρασης, PT (Perceptual Time) ο χρόνος αντίληψης και MT (Motor Time) ο χρόνος κινητικής απόκρισης.

PT (Perceptual Time)

Ως χρόνος αντίληψης (PT) ορίζεται ο χρόνος που απαιτείται μέχρι την ανίχνευση του ερεθίσματος. Ο χρόνος αντίληψης μπορεί με τη σειρά του να χωριστεί σε τέσσερα στάδια: α) το στάδιο της εντύπωσης (sensation) που ορίζεται ως το χρονικό διάστημα μέχρι να ανιχνευτεί το ερέθισμα, β) το στάδιο της αναγνώρισης (recognition) που ορίζεται ως το χρονικό διάστημα μέχρι να αναγνωριστεί το ερέθισμα μέσω πληροφοριών της μνήμης, γ) το στάδιο της συνείδησης της κατανόησης (situational awareness) που ορίζεται ως το χρονικο διάστημα μέχρι να ερμηνευτεί η κατάσταση του ερεθίσματος και δ) το στάδιο της επιλογής απόκρισης (response selection) που είναι το χρονικό διάστημα κατά το οποίο λαμβάνεται η απόφαση για το είδος της απόκρισης στο ερέθισμα (π.χ. κινητική). Ο χρόνος αντίληψης (PT) θεωρείται ότι επηρεάζεται από τη σημείο προβολής του ερεθίσματος στο χώρο και από τις επιμέρους ιδιότητες του ερεθίσματος (π.χ. χωρική συχνότητα, μέγεθος, φωτεινότητα, αντίθεση).

MT (motor time)

Ως χρόνος κινητικής απόκρισης (MT) ορίζεται ο χρόνος που μεσολαβεί από την αντίληψη (βλ. παραπάνω) μέχρι την κινητική απόκριση στο ερέθισμα. Μετά το στάδιο επιλογής του είδους της απόκρισης πρέπει να εκτελεσθεί η κατάλληλη μυϊκή κίνηση (π.χ. πάτημα ενός κουμπιού) ως αντίδραση στο ερέθισμα. Ο χρόνος κινητικής απόκρισης θεωρείται ότι δεν επηρεάζεται από τις ιδιότητες του ερεθίσματος (π.χ. σημείο προβολής, μήκος κύματος, φωτεινότητα, αντίθεση) αλλά από το είδος και την πολυπλοκότητα της μυϊκής κίνησης που θα εκτελεσθεί. Όσο πιο πολύπλοκη είναι η κίνηση τόσο μεγαλύτερος είναι και ο χρόνος κινητικής απόκρισης.

2.2 Παράγοντες που επηρεάζουν τους Οπτικούς Χρόνους Αντίδρασης

Οι παράγοντες που επηρεάζουν τους οπτικούς χρόνους αντίδρασης, όπως προαναφέρθηκαν, είναι αρκετοί και μπορούν να διακριθούν σε παράγοντες που σχετίζονται με το ερέθισμα (π.χ. ένταση και διάρκεια του ερεθίσματος), παράγοντες που σχετίζονται με την αίσθηση που ερεθίζεται (π.χ. ακοή, όραση, αφή) και ακόμη παράγοντες όπως το φύλο και ηλικία του εξεταζόμενου, το όργανο απόκρισης (π.χ. χέρι), τα φάρμακα, το αλκοόλ, η φυσική κατάσταση (π.χ. κούραση ή έλλειψη ύπνου) κ.α..

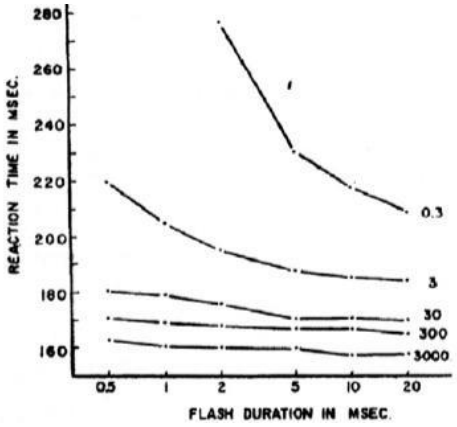
2.2.1 Φωτεινή ένταση και διάρκεια του ερεθίσματος

Ο Pieron (1952) πρότεινε μια ποσοτική σχέση η οποία συσχετίζει το χρόνο απόκρισης του ανθρώπινου οπτικού συστήματος με την ένταση του ερεθίσματος. Η σχέση αυτή είναι γνωστή και ως ψυχοφυσικός Νόμος του Pieron (Pieron's Law) και υποστηρίζει ότι ο χρόνος αντίδρασης μειώνεται εκθετικά με την αύξηση της έντασης του ερεθίσματος φτάνοντας σε ένα ασυμπτωτικό επίπεδο και μπορεί να περιγραφεί μαθηματικά (2) ως:

$$\mathbf{RT = RT_{\infty} + k\,I^{\beta}} \quad \text{ή} \quad \mathbf{RT - RT_{\infty} = k\,I^{\beta}} \qquad (2)$$

όπου το β είναι η δύναμη του εκθέτη που εξαρτάται από το μέγεθος του ερεθίσματος, RT είναι ο χρόνος αντίδρασης, RT_{∞} είναι ο ασυμπτωτικός χρόνος αντίδρασης που είναι σταθερός, και k είναι μια σταθερά αναλογικότητας. Η εγκυρότητα του νόμου του Pieron, έχει επαληθευτεί από μια σειρά μελετών και θεωρείται ιδανικό περιγραφικό μοντέλο για την ανίχνευση ενός ερεθίσματος (van Maanen et al., 2012).

Η μορφή της σχέσης μεταξύ της φωτεινής έντασης και του χρόνου αντίδρασης έχει βρεθεί ότι επηρεάζεται από τη χρονική διάρκεια παρουσίασης του ερεθίσματος (βλ. εικόνα 13). Ο Froeberg (1907) υποστήριξε ότι μεγαλύτερης διάρκειας οπτικά ερεθίσματα οδηγούν σε ταχύτερους χρόνους αντίδρασης. Σύμφωνα με τους Raab and Fehrer (1962), για χρονική διάρκεια παρουσίασης ερεθίσματος (για αμυδρούς στόχους) μεγαλύτερη από 10 msec οι χρόνοι αντίδρασης μειώνονται. Μετά από τη τιμή αυτή (ουδός) που μπορεί να κυμαίνεται μεταξύ 10-25 msec (ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του στόχου) οι χρόνοι αντίδρασης αυξάνονται και τείνουν να γίνονται σταθεροί. Μεταγενέστερες έρευνες (π.χ. Lupp et al., 1976) σε χρόνους αντίδρασης για πιο σύνθετες διαδικασίες και ημιτονοειδή διαβαθμιζόμενα ερεθίσματα επαληθεύουν τις προηγούμενες και καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι η φωτεινότητα του ερεθίσματος επηρεάζει σε μεγαλύτερο βαθμό το χρόνο αντίδρασης (RT) απ' ό, τι η χρονική διάρκεια παρουσίασης του ερεθίσματος (κατέγραψαν σταθερές χρονικές αποκρίσεις για διαστήματα παρουσίασης 10- 500 ms) και ότι οι ατομικές διαφορές μεταξύ των εξεταζόμενων στον χρόνο απόκρισης σε ένα ερέθισμα επηρεάζονται από ανώτερους νευρωνικούς μηχανισμούς.



Εικόνα 10: (από Raab and Fehrer, 1962). Χρόνοι αντίδρασης (reaction times) συναρτήσει της χρονικής διάρκειας παρουσίασης ενός ερεθίσματος (flash- detection) για διάφορες φωτεινότητες του ερεθίσματος εκφρασμένες σε Ft – L (1 Ft- L= 3.426 cd/m2). Μετά τα 10 msec οι χρόνοι αντίδρασης είναι μικρότεροι και μένουν σταθεροί, φαινόμενο πιο έκδηλο με την αύξηση της φωτεινότητας.

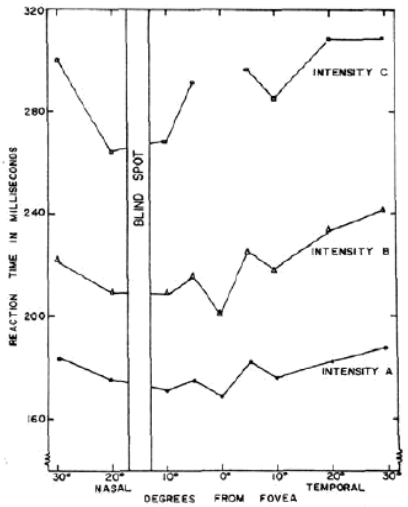
(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

2.2.2 Αμφιβληστροειδική περιοχή (Retinal Locus)

Ένας παράγοντας που επηρεάζει τους χρόνους αντίδρασης, είναι η αμφιβληστροειδική περιοχή προβολής του ερεθίσματος. Ο παράγοντας αυτός εξαρτάται από χαρακτηριστικά όπως η θέση του ερεθίσματος στο χώρο, η φωτεινότητα του ερεθίσματος, οι συνθήκες φωτισμού του περιβάλλοντος και το μέγεθος του στόχου (ποιοι φωτοϋποδοχείς ενεργοποιούνται).

Σύμφωνα με τον Brebner (1980) όταν το οπτικό ερέθισμα προβάλλεται σε διαφορετικές περιοχές του αμφιβληστροειδή οι χρόνοι αντίδρασης είναι και αυτοί διαφορετικοί. Γενικά, όσο αυξάνεται η εκκεντρότητα αυξάνονται και οι χρόνοι αντίδρασης (Plainis and Murray, 2003). Όταν η φωτεινότητα του ερεθίσματος είναι πάνω από την ουδό ευαισθησίας των κωνίων (ενεργοποίηση δηλαδή της λειτουργίας των κωνίων), τότε η προβολή του ερεθίσματος στην περιοχή της ωχράς κηλίδας οδηγεί σε ταχύτερους χρόνους αντίδρασης οι οποίοι αυξάνονται σταδιακά με την μετατόπιση του σημείου προβολής στη περιφέρεια (βλ. εικόνα 14). Από την άλλη πλευρά, αν η φωτεινότητα του ερεθίσματος δεν είναι αρκετή για να εγείρει τη δραστηριότητα των κωνίων, τότε παρατηρούνται ταχύτεροι χρόνοι αντίδρασης στη περιφέρεια του αμφιβληστροειδή (στις 10° – 20°). Επίσης, μεγάλη σημασία έχουν οι συνθήκες του περιβάλλοντα φωτισμού. Έτσι, σε φωτοπικές συνθήκες οι χρόνοι αντίδρασης είναι ταχύτεροι στην περιοχή της ωχράς κηλίδας απ' ό, τι στη περιφέρεια του αμφιβληστροειδή, ενώ σε σκοτοπικές συνθήκες οι χρόνοι αντίδρασης γίνονται ταχύτεροι περίπου στις 20° από τη περιοχή της ωχράς αλλά αυξάνονται για μεγαλύτερες εκκεντρότητες.

Οι Ando et al. (2002) βρήκαν ότι εάν εκπαίδευαν τους εξεταζόμενους να αντιδρούν σε ένα ερέθισμα βλέποντας το με τη κεντρική τους όραση τότε οι χρόνοι αντίδρασης μειωνόταν σημαντικά σε σχέση με τους χρόνους αντίδρασης στην περιφερική όραση και επαλήθευσαν ότι ισχύει και η αντίστροφη διαδικασία.

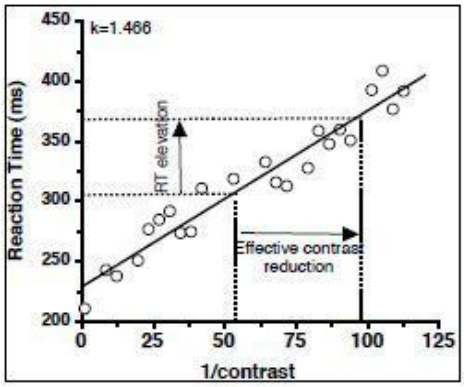


Εικόνα 11: (Rains, 1963). Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης συναρτήσει της αμφιβληστροειδικής εκκεντρότητας για τρεις διαφορετικές φωτεινότητες του λευκού φωτός εκφρασμένες σε mL (A= 3555 mL, B= 11.25 mL, C= 0.11 mL. 1 mL =3.183 cd/m2).

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

2.2.3 Φωτεινή αντίθεση ερεθίσματος (Contrast)

Το contrast του ερεθίσματος (εικ. 15) είναι μια παράμετρος η οποία γενικά πιστεύεται ότι μπορεί να αποκαλύψει τη λειτουργία των δύο διαφορετικών οπτικών μονοπατιών (sustained, transient channels) που περιγράφτηκαν παραπάνω και ως εκ τούτου είναι μια παράμετρος που αναμένεται να επηρεάζει τους οπτικούς χρόνους αντίδρασης. Γενικά, είναι αποδεκτό ότι με τη μείωση του contrast του ερεθίσματος, οι χρόνοι αντίδρασης αυξάνονται (π.χ.Vassilev et al., 2000, Plainis and Murray, 2000) καθώς το αμφιβληστροειδικό contrast μειώνεται.



Εικόνα 12: Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης συναρτήσει του contrast C, εκφρασμένου ως 1/C. k, η κλίση της ευθείας. Είναι φανερό ότι μείωση του contrast οδηγεί σε μείωση των χρόνων αντίδρασης.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

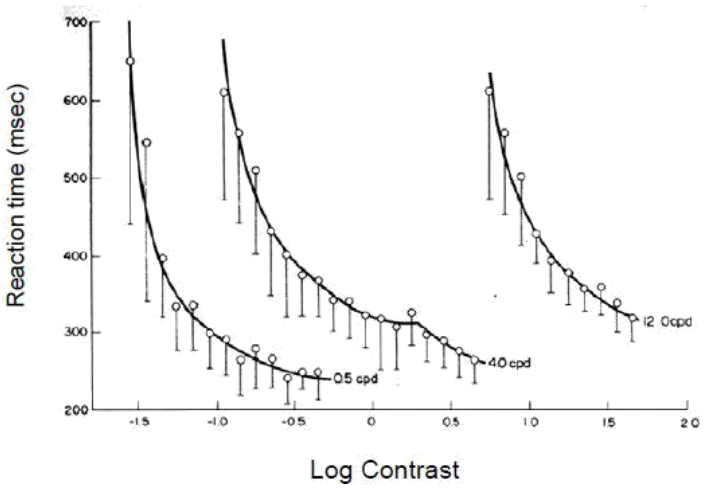
Σε μελέτη (εικ. 13) που έγινε από τους Harweth and Levi (1978) εξετάστηκαν οι χρόνοι αντίδρασης σε κάθετα ημιτονοειδή διαβαθμιζόμενα ερεθίσματα συναρτήσει διαφόρων παραγόντων του ερεθίσματος και μεταξύ αυτών και του contrast. Τα ευρήματα τους ήταν τα εξής:

α) βρήκαν ότι οι χρόνοι αντίδρασης γενικά μειώνονταν συνεχόμενα και εκθετικά από χαμηλές χωρικές συχνότητες (0.5 c/deg) σε υψηλές χωρικές συχνότητες (12 c/deg) με αυξήσεις στην τιμή του contrast του ερεθίσματος από τιμές κοντά στην ουδό ανίχνευσης (threshold) και για τιμές πάνω από αυτήν (suprathreshold).

β) Για ενδιάμεσες χωρικές συχνότητες όμως (1 – 8 c/deg) παρατήρησαν ότι η μείωση της διάρκειας του χρόνου αντίδρασης με παράλληλες αυξήσεις στην τιμή του contrast χαρακτηριζόταν από μια ασυνέχεια η οποία αποκάλυπτε δύο διαφορετικές φθίνουσες λειτουργίες, μία για χαμηλό contrast (5- 10%) και μία για υψηλότερες τιμές contrast, γεγονός το οποίο υποδείκνυε την παρουσία δύο διαφορετικών μηχανισμών. Η ασυνέχεια αυτή που υποδήλωνε τη μετάβαση από τον ένα μηχανισμό στον άλλο, η τιμή δηλαδή του contrast που ενεργοποιούσε το δεύτερο μηχανισμό, βρέθηκε ότι εξαρτιόνταν από τα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος (π.χ. χωρική συχνότητα).

γ) Επιπλέον, παρατήρησαν ότι όταν η χρονική διάρκεια παρουσίασης του ερεθίσματος μειώθηκε στα 50 msec τα δεδομένα από τις υψηλές χωρικές συχνότητες (8- 12 c/deg) παρουσίαζαν επίσης διφασικό χαρακτήρα. Οι ίδιοι υπέθεσαν πως το γεγονός ότι οι χρόνοι αντίδρασης ήταν μικρότεροι για μεγαλύτερες τιμές contrast οφείλονταν στην λειτουργία των transient channels (M νευρώνες) και οι μεγαλύτεροι χρόνοι αντίδρασης που παρατηρήθηκαν για μικρότερες τιμές contrast υποδείκνυαν τη λειτουργία των sustained channels (P νευρώνες). Εντούτοις, νεότερες έρευνες (Plainis and Murray, 2000) απέδειξαν ότι στην ανίχνευση ερεθισμάτων με χαμηλό contrast οι M νευρώνες (transient channels) δίνουν ταχύτερες αποκρίσεις από ότι οι P νευρώνες (sustained channels) ενώ το αντίθετο φαίνεται να συμβαίνει για μεγαλύτερες τιμές contrast όπου οι P νευρώνες ενεργοποιούνται και δίνουν ταχύτερες αποκρίσεις.

δ) Τέλος, για συνθήκες contrast μικρότερες του 5% δεν παρατήρησαν διαφορές στις αποκρίσεις μεταξύ των δύο οπτικών μονοπατιών (transient, sustained channels).



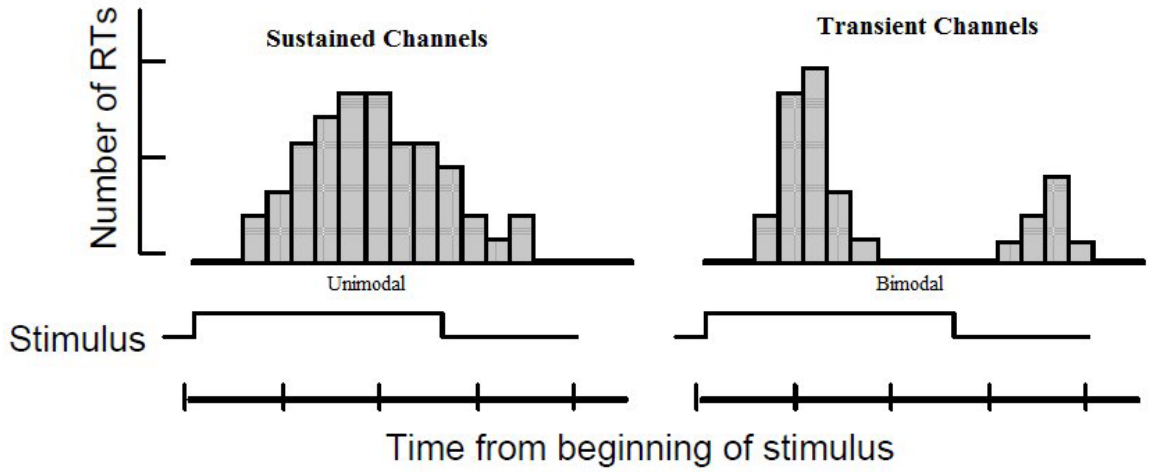
Εικόνα 13: (Harweth and Levi, 1978). Μέσοι χρόνοι αντίδρασης και τυπικές αποκλίσεις συναρτήσει του λογαριθμικού contrast για τρεις διαφορετικές χωρικές συχνότητες (0.5, 4.0 και 12 c/deg) για παρουσίαση ερεθίσματος με διάρκεια 500 msec. Η καμπύλες για χαμηλές και υψηλές χωρικές συχνότητες παρουσιάζουν μονοφασικό χαρακτήρα ενώ η καμπύλη για την ενδιάμεση συχνότητα διφασικό, κάτι που φανερώνει την ύπαρξη δύο διαφορετικών μηχανισμών. Η καμπύλη των 5 c/deg είναι σε αληθινή κλίμακα ενώ οι άλλες δύο είναι μετατοπισμένες κατά μία λογαριθμική μονάδα προς τα δεξιά για ευκολία στην απεικόνιση.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

2.2.4 Χωρική συχνότητα (Spatial Frequency)

Σε διάφορες μελέτες (π.χ. Breitmeyer, 1975, Plainis and Murray, 2000, Vassilev et al., 2000, Plainis and Murray 2003) που έχουν γίνει για να καθοριστεί η επίδραση της χωρικής συχνότητας ενός ερεθίσματος στο χρόνο αντίδρασης, έχει προκύψει το συμπέρασμα ότι με την αύξηση της χωρικής συχνότητας αυξάνονται και οι χρόνοι αντίδρασης. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, οι χαμηλές χωρικές συχνότητες (low spatial frequencies) επεξεργάζονται από τα κανάλια που ορίζουν οι Μ νευρώνες (transient channels) ενώ οι υψηλές χωρικές συχνότητες (high spatial frequencies) επεξεργάζονται από τα κανάλια που ορίζονται από τους Ρ νευρώνες (sustained channels).

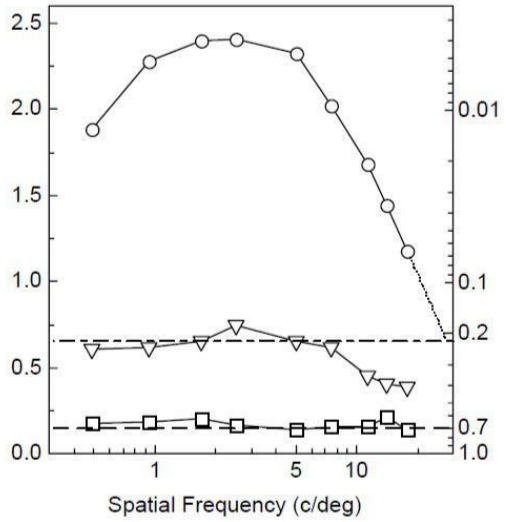
Έχει βρεθεί ότι υπάρχει μια ζώνη χωρικών συχνοτήτων (transition zone) όπου οι δύο μηχανισμοί (transient, sustained channels) είναι ενεργοί και σε κάποιο σημείο αυτής γίνεται η μετάβαση από τον έναν μηχανισμό στον άλλον. Διάφοροι ερευνητές έχουν προσπαθήσει να προσδιορίζουν τη ζώνη χωρικών συχνοτήτων και την τιμή που συμβαίνει η μετάβαση. Ο Tolhurst (1975) χρησιμοποιώντας ημιτονοειδή διαβαθμιζόμενα ερεθίσματα με contrast κοντά στην ουδό κατέληξε στο συμπέρασμα ότι για την ενεργοποίηση των P νευρώνων απαιτούνται χωρικές συχνότητες τουλάχιστον 3.5 c/deg. Ο ίδιος μαζί με τον Kulikowski (1972) είχαν καταλήξει στο συμπέρασμα ότι η τιμή του ορίου που γίνεται η μετάβαση από τον ένα μηχανισμό στον άλλον βρίσκεται μεταξύ 5 και 8 c/deg. Αργότερα, οι Harw eth and Levi (1978) υποστήριξαν ότι στο διάστημα μεταξύ 1 έως 8 c/deg οι δύο μηχανισμοί είναι εξίσου ενεργοί. Ο Tolhurst (1975) παρουσίασε σε ιστογράμματα (βλ. εικόνα 17) τα αποτελέσματα των χρόνων αντίδρασης για δύο διαφορετικές χωρικές συχνότητες 0.2 και 3.5 c/deg σε ημιτονοειδή διαβαθμιζόμενα ερεθίσματα με contrast κοντά στη τιμή της ουδού και υποστήριξε ότι από αυτά μπορούσε να διακριθεί η λειτουργία των δύο παράλλ ηλων οπτικών μονοπατιών. Για συχνότητα 0.2 c/deg όπου η επεξεργασία της πληροφορίας έγκειται στη λειτουργία των M- νευρώνων (transient channels) παρατήρησε ότι οι χρόνοι αντίδρασης (ιστόγραμμα) παρουσίαζαν δύο απότομες κορυφές (bimodal), μία στην έναρξη και μία στη λήξη του ερεθίσματος ενώ για συχνότητα 3.5 c/deg όπου η επεξεργασία της πληροφορίας έγκειται στη λειτουργία των P-νευρώνων (sustained channels) το ιστόγραμματων χρόνων αντίδρασης ήταν συνεχές (unim odal) και με μία κορυφή. Στη δεύτερη περίπτωση, οι χρόνοι αντίδρασης ήταν πιο αργοί. Τα ιστογράμματα αυτά, δεν μπορούν να δείξουν την ύπαρξη των δύο παράλληλων οπτικών οδών σε συνθήκες υψηλού contrast (ενεργοί μόνο οι P νευρώνες).



Εικόνα 14: Tolhurst (1975). Δεξιά. Για χωρική συχνότητα 0.2 c/deg η επεξεργασία της πληροφορ ίας έγκειται στη λειτουργία των M νευρώνων (transient channels). Οι χρόνοι αντίδρασης (ιστόγραμμα) παρουσιάζο υν δύο απότομες κορυφές (bimodal), μία στην έναρξη και μία στη λήξη του ερεθίσματος . Αριστερά: για χωρική συχνότητα 3.5 c/deg η επεξεργασία της πληροφορίας έγκειται στη λειτουργία των P νευρώνων (sustained channels) το ιστόγραμμα των χρόνων αντίδρασης είναι συνεχές (unimo dal), με μία κορυφή.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι όσο αυξάνεται η χωρική συχνότητα μειώνεται το αμφιβληστροειδικό contrast του ερεθίσματος λόγω των οπτικών του ματιού (Vassilev 2000) παράγοντας που οδηγεί σε αύξηση των χρόνων αντίδρασης. Για να λυθεί το πρόβλημα αυτό διάφοροι ερευνητές (π.χ. Blakemore et al., 1973) χρησιμοποίησαν ερεθίσματα που είχαν πολύ υψηλό φυσικό contrast (50% ή 70% πάνω από την ουδό) με σκοπό να διατηρήσουν το αμφιβληστροειδικό contrast σε φυσιολογικά επίπεδα αυξάνοντας παράλληλα τη χωρική συχνότητα. Τα αποτελέσματα (βλ. εικόνα 15) έδειξαν ότι σε υψηλά επίπεδα contrast οι καμπύλες ευαισθησίας σε σχέση με τη φυσιολογική καμπύλη ευαισθησίας στη φωτεινή αντίθεση (CSF) γινόντουσαν επίπεδες σε όλο το εύρος των χωρικών συχνοτήτων.



Εικόνα 15: (Blackmore 1973). Καμπύλες φωτεινής ευαισθησίας αντίθεσης σε έναν εξεταζόμενο για συνθήκες contrast 0.7 (τετράγωνα) και 0.5 (τρίγωνα) σε σύγκριση με την φυσιολογική καμπύλη ευαισθησίας του CSF (κύκλοι). Είναι φανερό ότι για υψηλές συνθήκες contrast οι καμπύλες ευαισθησίας τείνουν να γίνονται επίπεδες σε όλο το φάσμα των χωρικών συχνοτήτων (spatial frequency).

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

2.2.5 Ηλικία και φύλο

Γενικά, σύμφωνα με την πλειονότητα των ερευνών φαίνεται ότι με την πάροδο της ηλικίας οι χρόνοι αντίδρασης γίνονται σταδιακά πιο αργοί αλλά η επιβράδυνση αυτή διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο και οφείλεται σε αλλαγές που σχετίζονται με τη γήρανση (π.χ. επιβράδυνση των νευρωνικών αποκρίσεων που σχετίζονται με τη κίνηση). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης των Der and Deary (2006) σε σύνολο 7.414 περίπου συμμετεχόντων, ο απλός οπτικός χρόνος αντίδρασης αλλάζει ελάχιστα μέχρι την ηλικία των 50 ετών. Στην ίδια μελέτη ελέγχθηκαν οι χρόνοι αντίδρασης με βάση το φύλο των συμμετεχόντων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι άντρες σε κάθε ηλικιακό γκρουπ είχαν στο σύνολο ταχύτερους χρόνους αντίδρασης σε σχέση με τις γυναίκες και επιπλέον ότι οι γυναίκες δεν βελτίωναν σημαντικά τους χρόνους αντίδρασης με την εξάσκηση. Τα αποτελέσματα της έρευνας των Der and Deary επαληθεύουν προγενέστερες έρευνες (Noble et al., 1964, Adam et al., 1999) και επαληθεύονται και από αντίστοιχη έρευνα των Fozard et al. (1994) όπου οι χρόνοι αντίδρασης υπολογίστηκαν βάσει ακουστικού ερεθίσματος δύο συχνοτήτων (250 και 1000 Hz). Παρ’ όλα αυτά σύμφωνα με τους Jevas and Yan (2001), η επιβράδυνση των χρόνων αντίδρασης με την ηλικία δεν επηρεάζεται από το φύλο.

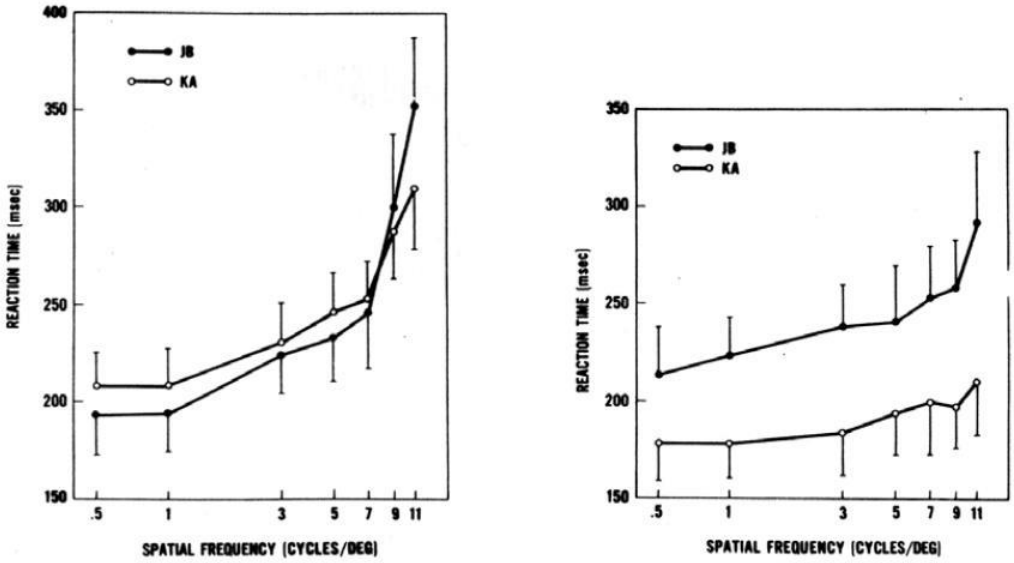
2.2.6 Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τους χρόνους αντίδρασης

Οι χρόνοι αντίδρασης είναι μια ψυχοφυσική διαδικασία και ως εκ τούτου είναι ευαίσθητοι σε μια πληθώρα παραγόντων. Για παράδειγμα, σε γρηγορότερους χρόνους αντίδρασης μπορεί να οδηγήσει η πρακτική εξάσκηση (Sanders 1998), η γνώση της πιθανής θέσης εμφάνισης του ερεθίσματος στο χώρο (Carreiro et al. 2003), η σωματική άσκηση (Welford 1980), ο ρυθμός της αναπνοής (ταχύτεροι χρόνοι αντίδρασης κατά την εκπνοή, Buchsbaum and Calloway 1965), η ευφυΐα και η προσωπικότητα του εξεταζόμενου (ταχύτεροι χρόνοι αντίδρασης από εξωστρεφείς προσωπικότητες, Brebner 1980). Από την άλλη πλευρά, παράγοντες όπως το άγχος η κούραση και ο αποπροσανατολισμός (Welford 1980), η καφεΐνη, το αλκοόλ (Moskowitz and Fiorentino 2000), κάποιες κατηγορίες φαρμάκων και οι μαθησιακές δυσκολίες οδηγούν σε αύξηση των χρόνων αντίδρασης.

2.3 Μελέτες RTs που υποδεικνύουν την ύπαρξη δυο παράλληλων μηχανισμών

Ο Breitmeyer (1975) συγκρίνοντας τα αποτελέσματα του με αυτά των Kulikowski και Tolhurst (1975), κατέληξε στο συμπέρασμα ότι οι δύο διαφορετικοί μηχανισμοί (transient and sustained channels) μπορούν να διακριθούν μεταξύ τους βάσει των χωρικών χαρακτηριστικών του ερεθίσματος. Στην εικόνα 16 αριστερά, είναι τα αποτελέσματα των απλών οπτικών χρόνων αντίδρασης δύο εξεταζόμενων σε ένα κάθετο ημιτονοειδές διαβαθμιζόμενο ερέθισμα για ένα εύρος χωρικών συχνοτήτων από 0.5 έως 11 c/deg, χρονικής διάρκειας παρουσίασης του ερεθίσματος 50 msec και contrast 50%. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι οι χρόνοι αντίδρασης αυξάνονται απότομα στις υψηλές χωρικές συχνότητες γεγονός που το αποδίδει εν μέρει στη λειτουργία των P νευρώνων (sustained channels) αλλά και στο γεγονός ότι το αμφιβληστροειδικό contrast τείνει να εξασθενεί σε υψηλές χωρικές συχνότητες οδηγώντας σε αυξημένους χρόνους αντίδρασης. Για το λόγο αυτό, πραγματοποίησε ένα δεύτερο πείραμα (εικόνα 19, δεξιά) όπου αύξησε το αντικειμενικό contrast του ερεθίσματος για χωρική συχνότητα 11 c/deg κατά 66% ώστε να αυξήσει το αμφιβληστροειδικό contrast. Τα

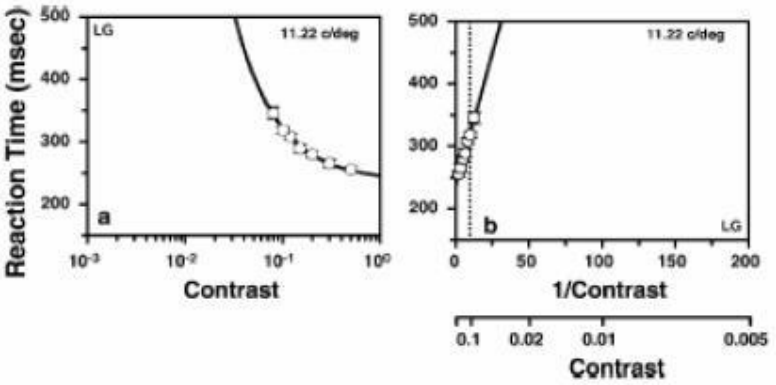
συμπεράσματα ήταν ίδια με αυτά του πρώτου πειράματος καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι οι διαφορές στους χρόνους αντίδρασης οφείλονται στη λειτουργία των δύο διαφορετικών υποσυστημάτων με το υποσύστημα που ορίζεται από τους M νευρώνες (transient channels) να δίνει πιο γρήγορες αποκρίσεις (μικρότεροι χρόνοι αντίδρασης) και να είναι υπεύθυνο για την ανίχνευση των χαμηλών χωρικών συχνοτήτων ενώ οι P νευρώνες (sustained channels) να είναι υπεύθυνοι για την ανίχνευση υψηλών χωρικών συχνοτήτων με αποτέλεσμα να δίνουν πιο αργές αποκρίσεις (αυξημένοι χρόνοι αντίδρασης).



Εικόνα 16: (Breitmeyer 1975). Μέσοι χρόνοι αντίδρασης δύο εξεταζόμενων σε ένα κάθετο ημιτονοειδές διαβαθμιζόμενο ερέθισμα συναρτήσει της χωρικής συχνότητας (βλ. κείμενο) για αντικειμενικό contrast 0.5 αριστερά, και για ρυθμιζόμενο ώστε να ανταποκρίνεται στο υποκειμενικό (δεξιά).

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Οι Πλαΐνης and Murray υπογραμμίζουν την ύπαρξη των δύο διαφορετικών μηχανισμών και την επίδραση τους στους χρόνους αντίδρασης σε δύο έρευνες. Στη πρώτη έρευνα το 2000, χρησιμοποιώντας ένα αχρωματικό ημιτονοειδές ερέθισμα (grating) έλεγξαν τους απλούς οπτικούς χρόνους αντίδρασης συναρτήσει της χωρικής συχνότητας (για τιμές από 0.49 έως 17.7 c/deg), της φωτεινότητας (για τιμές από 0.005 έως 20 cd/m^2) και του contrast (για τιμές από 0.005 έως 0.5) και βρήκαν μία συνάρτηση η οποία συνέδεε όλες τις παραπάνω παραμέτρους για κάθε κατάσταση του ερεθίσματος (αλλαγές στη χωρική συχνότητα, στη φωτεινότητα, στο contrast). Επιπλέον, σχεδιάζοντας τα δεδομένα από τους χρόνους αντίδρασης ως προς το αντίστροφο του contrast C (1/C) βρήκαν ότι η σχέση μεταξύ contrast και χρόνων αντίδρασης για μεγάλες τιμές contrast (C>0.1) είναι γραμμική (βλ. εικόνα 17) . Η καμπύλη αυτή k, ορίστηκε ως RT- contrast factor (σχέση χρόνου αντίδρασης με contrast) και η αντιστροφή της k $^{-1}$ έδειξε το contrast gain (εικ. 17).



Εικόνα 17: (Plainis and Murray, 2000). Αριστερά. Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης συναρτήσει του contrast C για χωρική συχνότητα 11.22 c/deg σε έναν εξεταζόμενο . Δεξιά. Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης στον ίδιο εξεταζόμενο συναρτήσει του 1/C για χωρική συχνότητα 11.22 c/deg (γραμμική εξάρτηση). Η μαύρη γραμμή είναι η καλύτερη προσεγγιστική καμπύλη (k) ενώ η κάθετη διακεκομμένη στο δεξιά γράφημα ορίζει το σημείο όπου το contrast είναι 0.1 (10%).

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

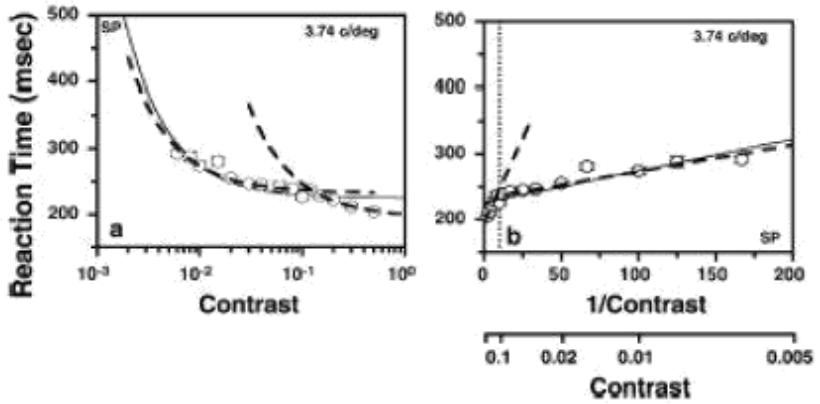
Αναλυτικότερα, τα αποτελέσματα τους, σε συμφωνία με προηγούμενες έρευνες, έδειξαν ότι ανάλογα με τη χωρική συχνότητα που χρησιμοποιείται οι χρόνοι αντίδρασης μειώνονται με την αύξηση του contrast και ότι για δεδομένη τιμή contrast του ερεθίσματος οι χρόνοι αντίδρασης είναι μεγαλύτεροι για υψηλές χωρικές συχνότητες απ’ ότι για χαμηλές. Επίσης, τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι οι υψηλές χωρικές συχνότητες δεν ανιχνεύονται για contrast κάτω του 0.003 ενώ οι χαμηλές χωρικές ανιχνεύονται για contrast 0.006. Ακόμη, αλλαγές στο contrast βρέθηκε να επηρεάζουν λίγο τους χρόνους αντίδρασης στις χαμηλές χωρικές

συχνότητες, περισσότερο στις μεσαίες χωρικές ενώ επέφεραν σημαντικές αυξήσεις στους χρόνους αντίδρασης στις υψηλές χωρικές συχνότητες.

Από τα παραπάνω, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η συμπεριφορά των χρόνων αντίδρασης καθορίζεται από τα χωρικά και χρονικά χαρακτηριστικά των P και M νευρώνων. Συγκεκριμένα πρότειναν ότι οι M και P νευρώνες διαφοροποιούνται από τις αποκρίσεις τους στα ερεθίσματα σε συνθήκες χαμηλού contrast. Οι M νευρώνες είναι ευαίσθητοι σε χαμηλές συνθήκες contrast, φωτεινότητας και σε χαμηλές συνθήκες φωτεινότητας ενώ παρουσιάζουν υψηλή ευαισθησία αντίθεσης. Οι P νευρώνες είναι ευαίσθητοι σε υψηλές συνθήκες contrast, φωτεινότητας και σε υψηλές χωρικές συχνότητες αλλά έχουν μειωμένη ευαισθησία αντίθεσης. Έτσι, για χαμηλές χωρικές συχνότητες οι χρόνοι αντίδρασης καθορίζονται από τους M νευρώνες και είναι ταχύτεροι για εύρος contrast πάνω από 0.01 ενώ για υψηλές χωρικές συχνότητες οι χρόνοι αντίδρασης ορίζονται από τους P νευρώνες και είναι πιο γρήγοροι για εύρος contrast πάνω από 0.1 (10%).

Σε επόμενη μελέτη τους, το 2003, έλεγξαν τους χρόνους αντίδρασης και κάτω από ποιες συνθήκες του ερεθίσματος (contrast, χωρική συχνότητα, εκκεντρότητα, φωτεινότητα) γίνεται εμφανής η ύπαρξη δύο παράλληλων μηχανισμών (η καμπύλη ευαισθησίας γίνεται διφασική) όπως είχαν προτείνει και οι Harweth and Levi (1978) και Breitmeyer (1975) , συναρτήσει του contrast ή αλλιώς 1/C και ερμήνευσαν τα αποτελέσματα τους.

Όσον αφορά την τιμή του contrast, τα αποτελέσματα συναρτήσει των χρόνων αντίδρασης έδειξαν ότι για μια χαμηλές και μεσαίες χωρικές συχνότητες, η διφασικότητα της καμπύλης (βλ. εικ. 18) εμφανίζεται όταν η τιμή του contrast φτάσει στο 10% πάνω από την τιμή της ουδού ευαισθησίας για φωτοπικές συνθήκες και χρονική παρουσίαση του ερεθίσματος 500 msec. Όσο το contrast αυξάνεται, οι χρόνοι αντίδρασης μειώνονται σταδιακά. Στο σημείο C=0.1, όπου η καμπύλη k γίνεται διφασική (k_1, k_2) γίνεται η μετάβαση από το τη λειτουργία του μηχανισμού των M νευρώνων (shallow branch) στη λειτουργία των P νευρώνων (steeper branch) και οι χρόνοι αντίδρασης μειώνονται ακόμη περισσότερο καθώς οι P νευρώνες καθ’ ότι περισσότεροι σε αριθμό σχηματίζουν περισσότερες συνάψεις και έχουν και ταχύτερες αποκρίσεις σε υψηλές συνθήκες contrast.



Εικόνα 18: (Plainis and Murray, 2003). οπτικοί χρόνοι αντίδρασης συναρτήσει του Contrast (αριστερά) και του 1/C (δεξιά). Η χωρική συχνότητα του ερεθίσματος είναι 3.74 c/deg, η χρονική διάρκεια παρουσίασης 500 msec και η φωτεινότητα 20 cd/m2 . Οι διακεκομμένες γραμμές στα δύο γραφήματα αντιστοιχούν στα επίπεδα υψηλού contrast (0.5 έως 0.1) και στα επίπεδα χαμηλού contrast (0.1 έως 0.005). Η κάθετη διακεκομμένη γραμμή υποδεικνύει το σημείο C = 0.1 και η συνεχής γραμμή τη καλύτερη προσεγγιστική καμπύλη για τα δεδομένα.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Ελέγχοντας στην επίδραση της χωρικής συχνότητας στους χρόνους αντίδρασης συναρτήσει του contrast (εκφρασμένο ως 1/C), τα ευρήματα έδειξαν ότι για χαμηλές και μεσαίες χωρικές συχνότητες, η καμπύλη, ήταν διφασική (k_1, k_2) αλλά για μεγαλύτερες χωρικές συχνότητες (π.χ. 7.84, 11.22 c/deg) η καμπύλη γινόταν μονοφασική και πιο απότομη, κάτι που υποδείκνυε τη παρουσία ενός μόνο μηχανισμού, των P- νευρώνων.

Ο παράγοντας της αμφιβληστροειδικής εκκεντρότητας (0°, 5°, 10°, 15°) στους χρόνους αντίδρασης συναρτήσει του contrast (εκφρασμένο ως 1/C), έδειξε ότι για δεδομένη χωρική συχνότητα (5.57 c/deg), φωτεινότητα ερεθίσματος (20 cd/m^2) και χρονική διάρκεια ερεθίσματος (340 ms), η καμπύλη συνεχίζει να είναι διφασική (k_1, k_2) ως τις 5° εκκεντρότητας και προχωρώντας σε μεγαλύτερες εκκεντρότητες π.χ. στις 10° γίνεται μονοφασική (λειτουργία μηχανισμού M- νευρώνων). Ελέγχοντας τον παράγοντα k^{-1}, για διάφορες τιμές φωτεινότητας (0.006 έως 20 cd/m^2) και για ένα φάσμα χωρικών συχνοτήτων, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μείωση της φωτεινότητας οδηγεί σε μικρότερη ευαισθησία αντίθεσης που αντιστοιχεί σε μεγαλύτερες χωρικές συχνότητες (λειτουργία P νευρώνων). Με βάση την εκκεντρότητα τα αποτελέσματα έδειξαν ότι για χαμηλές χωρικές συχνότητες (0.49 και 1.71 c/deg) και μεσοπικές συνθήκες (0.2 cd/m^2) η καμπύλη ευαισθησίας αντίθεσης μένει ανεπηρέαστη από την εκκεντρότητα ενώ για υψηλότερες χωρικές συχνότητες και φωτοπικές συνθήκες, μειώνεται γραμμικά με την αύξηση της εκκεντρότητας. Από τα παραπάνω αποτελέσματα, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι δύο μηχανισμοί που υπάρχουν στο οπτικό σύστημα για την επεξεργασία της

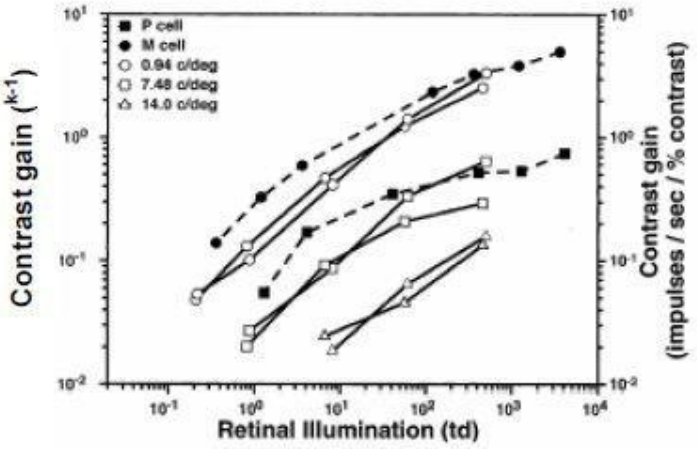
οπτικής πληροφορίας, μπορούν να γίνουν διακριτοί σε χαμηλές έως ενδιάμεσες χωρικές συχνότητες και όταν η ευαισθησία είναι υψηλή, δηλαδή όταν τα M κύτταρα είναι ενεργά:

-απλή γραμμική καμπύλη υποδηλώνει την λειτουργία ενός μόνο υποσυστήματος.

-Διφασική καμπύλη, υποδηλώνει τη μετάβαση από τον έναν μηχανισμό στον άλλον.

Οι M νευρώνες είναι κυρίως υπεύθυνοι για ανίχνευση ερεθισμάτων κοντά στην ουδό ευαισθησίας και ως εκ τούτου πιθανόν να είναι η βάση για τη μορφή της CSF.

Η εικόνα 19 δείχνει πως επηρεάζεται ο παράγοντας contrast gain (k) εκφρασμένος και ως προς k^{-1} συναρτήσει της αμφιβληστροειδικής φωτεινότητας (σε td), για τρεις χωρικές συχνότητες (0.94, 7.48 και 14.0 c/deg) για δύο εξεταζόμενους και τα συγκρίνει μετά αποτελέσματα των Purpura et al. (1988) για το contrast gain των M και P κύτταρων από τα γαγγλιακά κύτταρα LGN σε macaque (βλ. εικ. 22).



Εικόνα 19: Ο παράγοντας contrast gain (k) εκφρασμένος και ως προς k -1 συναρτήσει της αμφιβληστροειδικής φωτεινότητας (σε td), για τρεις χωρικές συχνότητες (0.94, 7.48 και 14.0 c/deg), για δύο εξεταζόμενους, και για τα M (μαύροι κύκλοι) και P κύτταρα (μαύρα τετράγωνα) από macaque.

(Σ. Πλαϊνης, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

Κεφαλαιο 3: Προκλητά Δυναμικά (Evoked Potentials, EPs)

Τα τελευταία 50 χρόνια **(Dawson, 1951)** τα προκλητά δυναμικά εξελίχθηκαν από ερευνητικά εργαλεία σε ευρέως εφαρμόσιμες τεχνικές της κλινικής νευρολογίας. Τα οπτικά και ακουστικά προκλητά δυναμικά χρησιμοποιούνται σήμερα για να εντοπίσουν και να εδραιώσουν αντικειμενικές αποδείξεις για αισθητήριες ανωμαλίες, για να αναγνωρίσουν αλλοιώσεις οργάνων, για να καθορίσουν τη βαρύτητα βλαβών, καθώς και για να καταγράψουν αντικειμενικές αλλαγές στην κατάσταση του ασθενούς εν καιρώ.

Μερικά από τα πλεονεκτήματα των προκλητών δυναμικών που τα καθιστούν εξαιρετικά χρήσιμα σε χειρουργικές επεμβάσεις υψηλού κινδύνου είναι :

-η ευαισθησία, η αξιοπιστία και οι αντικειμενικές μετρήσεις των λειτουργιών του νευρικού συστήματος. Είναι αρκετά ευαίσθητα ώστε να εντοπίζουν ανωμαλίες, ακόμα και όταν κλινικές διαγνωστικές εξετάσεις δείχνουν φυσιολογικές.

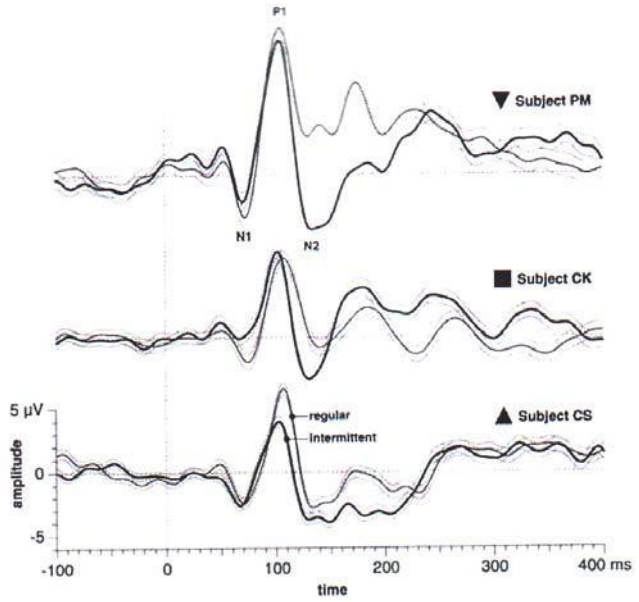
-είναι δυνατόν να μετρήσουν όχι μόνο πρωτοταγείς αισθητήριες οδούς, αλλά και ανώτερης τάξης λειτουργίες.

- τα περισσότερα προκλητά δυναμικά παρουσιάζουν σταθερές κορυφές **(peaks)** και συχνά εμφανίζουν πανομοιότυπες κυματομορφές, χρονικές καθυστερήσεις **(latencies)** και πλάτος αποκρίσεων **(amplitude)** σε επαναλαμβανόμενα tests ασθενών.

- οι χρονικές καθυστερήσεις των προκλητών δυναμικών ποσοτικοποιούνται από 2-3 σημαντικές τιμές, καθιστώντας τα χρήσιμα στην επιστημονική έρευνα χρησιμοποιώντας παραμετρική στατιστική ανάλυση.

- καθώς δεν επηρεάζονται από έλλειψη συνεργασίας του ασθενούς.

Τα πιο συχνα χρησιμοποιούμενα κλινικα προκλητα δυναμικα είναι τα οπτικα EPs(VEPs),τα ακουστικα brain-stem (BAEPs), τα μεσαία και οπίσθια νευρικά σωματογενή EPs (SEPs).



Εικόνα 20: Τυπική κυματομορφή ΕΡ. Στην κορυφή διακρίνονται τα 2 ελάχιστα (N1 και N2) καθώς και η κορυφή P1 (peak).

3.1 Pattern Reversal VEPs

Αποτελεί την πιο συνήθη τεχνική για κλινική διάγνωση, καθώς οι καταγραφές ενός τέτοιου ερεθίσματος εμφανίζουν τις μικρότερες διακυμάνσεις στον πληθυσμό, σε σχέση με άλλου τύπου ερεθίσματα. Σε αντίθεση με τα flash VEPs, στα οποία θα αναφερθούμε παρακάτω, τα pattern δεν εμφανίζουν το ερέθισμα ως μια ομοιόμορφη λάμψη φωτός αλλά ως ασπρόμαυρα τετράγωνα (checkerboard,) ή gratings που εναλλάσσονται αιφνίδια και μπορεί να διαφέρουν σε μέγεθος και contrast, ενώ η φωτεινότητα της οθόνης παραμένει σταθερή. Για να γίνει κάτι τέτοιο απαιτείται ίσος αριθμός άσπρων/μαύρων στοιχείων στην οθόνη. Το ερέθισμα καθορίζεται από τη χωρική συχνότητα (σε cycles per degrees, **cpd**) των γραμμών που απαρτίζουν το grating ή των τετραγώνων στην περίπτωση των checkerboards. Στις περισσότερες περιπτώσεις, οι καταγραφές αφορούν μόνο τον έναν οφθαλμό (συνήθως τον κυρίαρχο) ώστε το σήμα που θα προκύψει να μην επηρεάζεται από θόρυβο ή κακής ποιότητας σήμα λόγω του άλλου οφθαλμού. Εξάλλου, το πλάτος των αποκρίσεων είναι πολύ μικρό (της τάξης των μV) με αποτέλεσμα να επηρεάζεται πολύ εύκολα από εξωτερικούς (θόρυβο) ή από οπτικούς παράγοντες (διαθλαστικά σφάλματα).

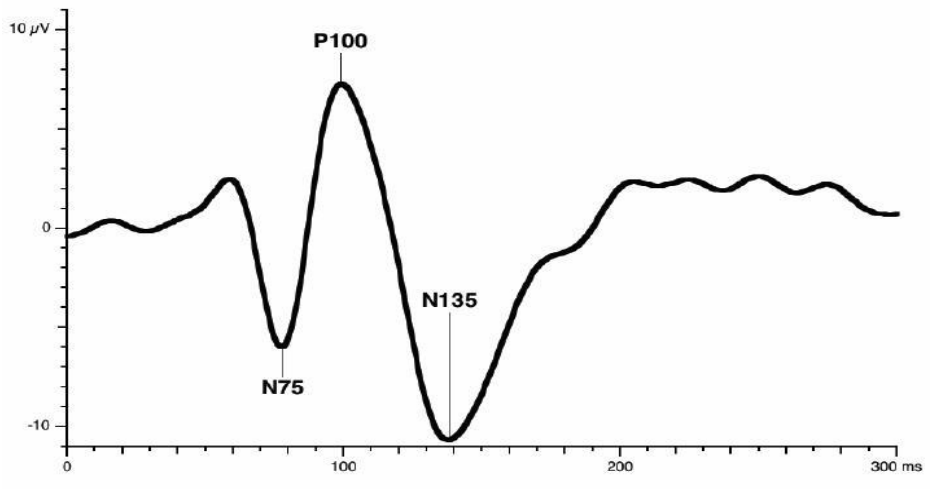
Η οπτική γωνία υπολογίζεται από το πλάτος ενός και μόνο τετραγώνου μέσω του τύπου:

Οπτική Γωνία = 180deg · tan{1- Πλάτος τετραγώνου (mm)}/ {Απόσταση εξεταζόμενου - οθόνης (mm)}

Συνήθως η οπτική γωνία υπολογίζεται σε μοίρες (degrees) εκτός από αν πρόκειται για γωνίες μικρότερες του 1 degree, οπότε εκφράζεται σε λεπτά της μοίρας (minutes) πολλαπλασιάζοντας τον παραπάνω τύπο με 60. Στις περισσότερες περιπτώσεις χρήσεις των pattern reversal VEPs, δοκιμάζονται μεγέθη ερεθίσματος : (60,30,15)arcmin

Εκτός από την οπτική γωνία (ή τη χωρική συχνότητα αν πρόκειται για gratings), υπάρχουν και άλλα μεγέθη που προσδιορίζουν το ερέθισμα όπως η συχνότητα αντιστροφής (reversal frequency), ο αριθμός αντιστροφής των τετραγώνων ή των gratings, η μέση φωτεινότητα, το contrast και το μέγεθος του οπτικού πεδίου το οποίο συνήθως ξεπερνά τις 15 ^{0} σε διάμετρο.

Η κυματομορφή ενός pattern reversal VEP **(Εικ. 21)** αποτελείται από 3 σημεία άξια μελέτης, ένα αρνητικό ελάχιστο N75 (~στα 75 msec), ένα θετικό μέγιστο P100 (~στα 100 msec) και ένα αρνητικό ελάχιστοN135 (~στα 135 msec).Συνήθως μελετάται η κορυφή P100, ως προς τη χρονική της καθυστέρηση και το πλάτος της, καθώς παρουσιάζει σχεδόν μηδενικές διακυμάνσεις μεταξύ των εξεταζομένων και μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων. Επιπλέον, επηρεάζεται από μη παθολογικές παραμέτρους όπως το μέγεθος του ερεθίσματος, το contrast και τη μέση φωτεινότητα της διαμόρφωσης, το διαθλαστικό σφάλμα και την ετοιμότητα του ασθενούς. Τέλος, επηρεάζεται και από παθολογικούς παράγοντες και κυρίως από παθήσεις του οπτικού νεύρου (νευρίτιδες) και του αμφιβληστροειδούς. Σε περιπτώσεις ασθενών με τέτοιου είδους προβλήματα η κυματομορφή του VEP εμφανίζει μεγάλη χρονική καθυστέρηση σε σχέση με το VEP ενός υγιούς εξεταζομένου.



Εικόνα 21: Φυσιολογική κυματομορφή pattern reversal VEP. Στο διάγραμμα φαίνονται τα βασικά σημεία της κυματομορφής. Για να υπολογισθεί σωστά το πλάτος (amplitude) της P100 πρέπει να εντοπισθεί το πρώτο αρνητικό ελάχιστο (N75).

(Μ. Γάγγα, σημειώσεις Π.Μ.Σ. "Οπτική και Όραση")

3.2 Pattern Appearence VEPs

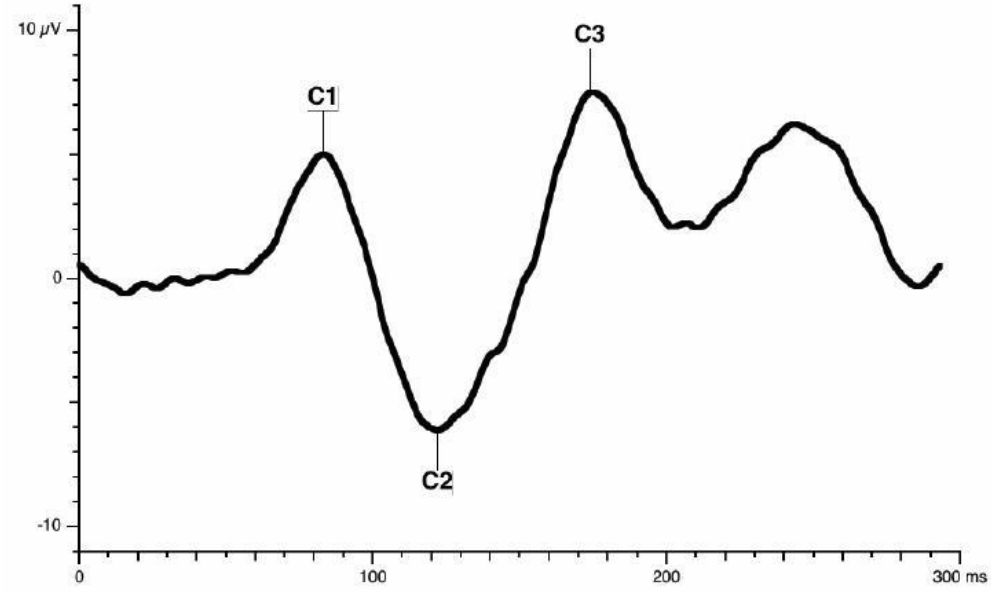
Η τεχνική των pattern appearence VEPs δε διαφέρει σε πολλά σημεία από αυτή των pattern reversal, που περιγράψαμε παραπάνω. Το ερέθισμα που προβάλλεται μπορεί και πάλι να είναι ασπρόμαυρα τετράγωνα ή gratings, τα οποία τώρα εμφανίζονται (onset) και εξαφανίζονται (offset) απότομα, χωρίς αντιστροφή της θέσης τους και καταγράφονται και πάλι μονόφθαλμες αποκρίσεις. Η φωτεινότητα της οθόνης, κατά το χρονικό διάστημα που δεν προβάλλεται η διαμόρφωση, πρέπει να είναι ίση με τη μέση φωτεινότητα της οθόνης όταν σ' αυτήν προβάλλεται το ερεθίσματος, ώστε να μην παρατηρείται αλλαγή κατά τη μετάβαση από τη μία κατάσταση στην άλλη.

Και με αυτή την τεχνική το ερέθισμα καθορίζεται μέσω της οπτικής γωνίας (checks) ή της χωρικής συχνότητας (gratings), ενώ και πάλι πρέπει να χρησιμοποιούνται τουλάχιστον δύο μεγέθη ερεθίσματος, (22, 44) arcmin.

Όπως και στα reversal, το οπτικό πεδίο πρέπει να ξεπερνά τις 15^{0} . Συνήθως η διαμόρφωση παραμένει εμφανής στην οθόνη για 200 msec, και δεν εμφανίζεται (κενή οθόνη) για 400 msec.Η απόκριση σε ένα pattern appearence ερέθισμα παρουσιάζει περισσότερες διακυμάνσεις

απ’ αυτήν ενός pattern reversal, αλλά είναι λιγότερο ευαίσθητα στην κακή προσήλωση ή στις οφθαλμικές κινήσεις. Για το λόγο αυτό προτιμώνται στην εξέταση ασθενών με νυσταγμό.

Η κυματομορφή ενός τέτοιου ερεθίσματος αποτελείται από 3 βασικά στοιχεία : ένα θετικό μέγιστο C_1 (στα ~75 msec), ένα αρνητικό ελάχιστο C_2 (στα ~125 msec) και ένα θετικό μέγιστο C_3 (στα ~150 msec) **(Εικ. 22)**.



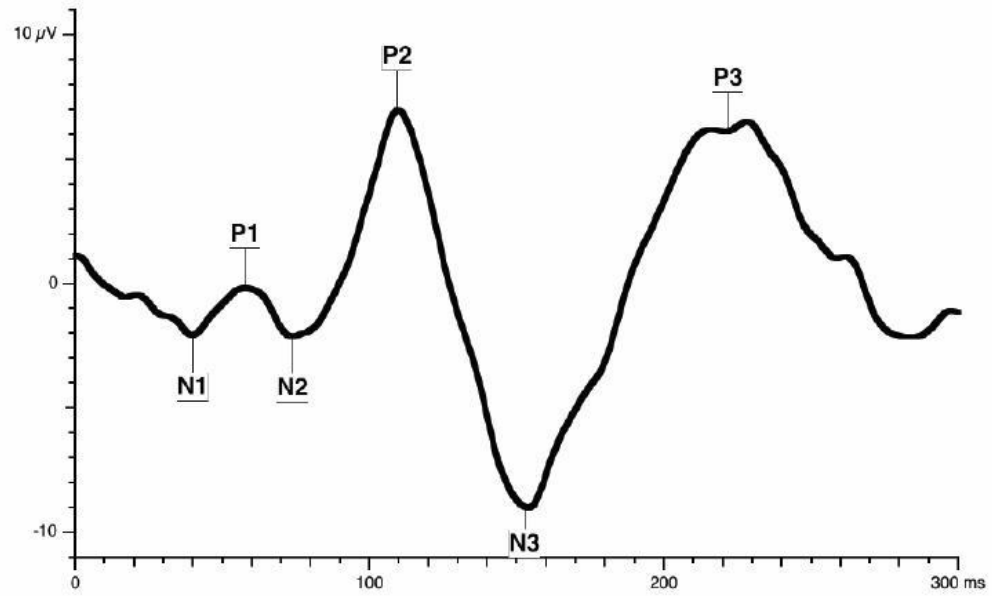
Εικόνα 22. Τυπική κυματομορφή ενός pattern appearence VEP. Εμφανίζεται η απόκριση μόνο στο onset ερέθισμα, καθώς το χρονικό διάστημα είναι 300 msec.

3.3 Flash VEPs

Τα flash VEPs βρίσκουν εφαρμογή, όταν τα pattern αδυνατούν να καταγράψουν την ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα είτε λόγω οπτικών παραγόντων (π.χ. καταρράκτης) είτε λόγω κακής συνεργασίας με τον ασθενή. Παρουσιάζουν μεγαλύτερες διακυμάνσεις στις αποκρίσεις των ασθενών από τα pattern, αλλά μικρότερη ασυμμετρία μεταξύ των δύο οφθαλμών. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για διόφθαλμο και για μονόφθαλμο ερέθισμα. Σε μονόφθαλμο ερέθισμα όμως, το ανερέθιστο μάτι πρέπει να καλυφθεί με διαφανές κάλυμμα (opaque patch), ώστε να μην εισέρχεται φως.

Η κυματομορφή ενός flash VEP εξάγεται από μια διάχυτη λάμψη μεγέθους τουλάχιστον 20^0 και η οποία εμφανίζεται με συχνότητα μικρότερη των 1.5Hz(προβολή 1.5 φορά / sec).

Περιλαμβάνει μια σειρά αρνητικών και θετικών κορυφών, που ξεκινούν από τα 30 msec έως τα 300 msec περίπου.



Εικόνα 23: Τα στοιχεία που συνήθως χρησιμοποιούνται είναι το αρνητικό ελάχιστο N2 (στα ~90 msec) και το θετικό μέγιστο P2 (στα ~120 msec).

Αξίζει να επισημάνουμε ότι η χρονική απόκριση και το πλάτος των αποκρίσεων των flash VEP εμφανίζει ισχυρή εξάρτηση από την ηλικία του ασθενούς, κάτι που δεν συμβαίνει με τα pattern. Επιπλέον, εμφανίζεται μια πρώιμη θετική κορυφή περίπου στα 50 msec σε γηραιότερους ασθενείς.

3.4 Άλλες Τεχνικές VEPs

Καταγραφές οπτικών προκλητών δυναμικών μπορούν να προκύψουν προβάλλοντας και άλλα είδη ερεθισμάτων, όπως ερεθίσματα κίνησης, χρώματος, μεταβαλλόμενης χρονικής και χωρικής συχνότητας. Τέτοιου είδους διαμορφώσεις βρίσκουν εφαρμογές στην ενεργοποίηση νευρικών υποσυστημάτων ή στον εντοπισμό βλαβών του οπτικού πεδίου. Επιπλέον, τέτοιου είδους καταγραφές αναλύονται με διαφορετικές μεθόδους, όπως για παράδειγμα τα steady –

state VEPs (υψηλές συχνότητες, ημιτονοειδής κυματομορφή), τα οποία λόγω της περιοδικότητάς τους, χρησιμοποιούν την ανάλυση Fourier για να αφαιρέσουν την ηλεκτροεγκεφαλική δραστηριότητα (θόρυβο) από το καταγραφόμενο σήμα.

Σύγκριση Τεχνικών : pattern reversal ή flash VEPs ;

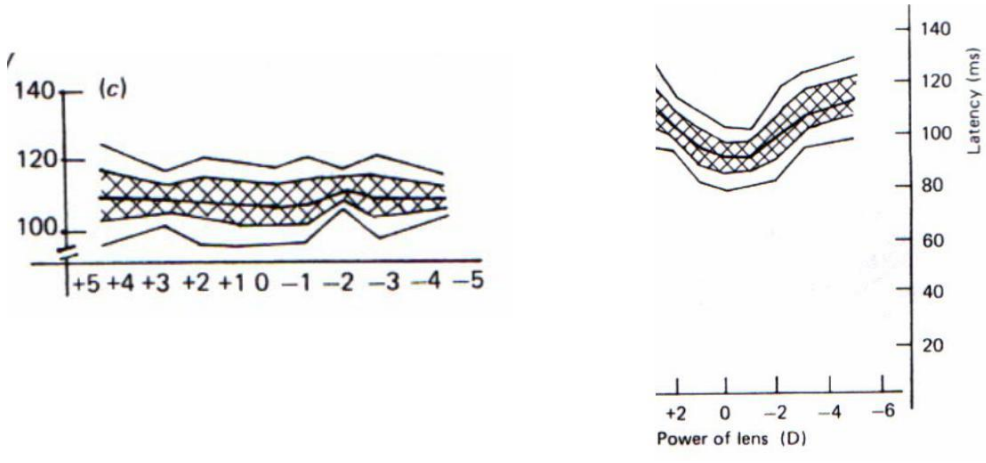
Η πιο δημοφιλής μέθοδος καταγραφής είναι τα pattern reversal VEPs, καθώς η κυματομορφή τους είναι απλούστερη από αυτή των flash VEPs και εμφανίζουν μικρότερες διακυμάνσεις ως προς το πλάτος της απόκρισης (~ 25% μικρότερη διακύμανση). Η διακύμανση στη χρονική καθυστέρηση είναι σχεδόν ίδια και στις δύο τεχνικές.
Η ηλικία του ασθενούς μεταβάλλει τη χρονική καθυστέρηση του flash VEP πολύ περισσότερο από το reversal **(Wright, 1983)**. Στον **Πίνακα Ι** παρατίθεται η χρονική καθυστέρηση που μετρήθηκε με τις δύο μεθόδους VEPs, για διάφορες ηλικιακές ομάδες ασθενών.

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

ΗΛΙΚΙΑ (years)	FLASH P2 PEAK (msec)	PATTERN REVERSAL P100 PEAK (msec)
10 – 19	114.50 ± 9.84	108.56 ± 10.90
20 – 29	120.75 ± 10.99	101.78 ± 7.64
30 – 39	121.70 ± 7.80	106.78 ± 4.91
40 – 49	126.80 ± 11.26	104.60 ± 5.15
50 – 59	122.50 ± 15.45	102.89 ± 6.75
60 – 69	127.28 ± 11.28	109.22 ± 10.45
70 - 79	134.25 ± 12.72	111.00 ± 8.70

Επιπλέον, τα reversal είναι πιο ευαίσθητα σε οπτικούς παράγοντες με αποτέλεσμα να είναι απαραίτητη η διόρθωση διαθλαστικών σφαλμάτων των ασθενών, πριν την καταγραφή.

Στα flash VEPs η διόρθωση δεν θεωρείται απαραίτητη αφού μεταβολές (αύξηση ή μείωση) της ισχύος του φακού κατά 5D, δεν επηρεάζουν καθόλου τη χρονική εμφάνιση της κορυφής P_2 **(Εικ. 24)**.



Εικόνα 24:Χρονικη καθυστερηση (latency) συναρτησει της ισχυος του φακου, για flash(αριστερα) και pattern VEPs (δεξια). Η περιοχη του πλεγματος αντιστοιχει στη μεση τιμη των μετρησεων. (Wright, 1983)

Παράγοντες του ερεθίσματος όπως τα επίπεδα φωτεινότητας, το contrast, το μέγεθος του πεδίου και οι αιχμές των περιγραμμάτων διαφοροποιούν τόσο το πλάτος, όσο και τη χρονική εμφάνιση των αποκρίσεων ενός προκλητού δυναμικού αντίστροφης διαμόρφωσης (pattern reversal VEP). Έτσι, για μικρό μέγεθος τετραγώνων λαμβάνονται οι αποκρίσεις των νευρώνων από την περιοχή της ωχράς, ενώ μεγαλύτερο μέγεθος τετραγώνων ενεργοποιεί πιο περιφερικούς νευρώνες.

Το γεγονός αυτό αποτελεί και το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου, έναντι των flash VEPs. Προβάλλοντας ερεθίσματα σε συγκεκριμένες περιοχές του οπτικού πεδίου, μπορούμε να εντοπίσουμε την περιοχή που ενεργοποιείται. Η κορυφή P_{100} (στα 100 ms) αποτελεί το σημαντικότερο στοιχείο για τη μελέτη ενός pattern reversal VEP, αντιστοιχεί στην κορυφή P_2 του flash VEP και παράγεται κυρίως στην περιοχή της ωχράς κηλίδας.

Κεφάλαιο 4: Μ Ε Θ Ο Δ Ο Λ Ο Γ Ι Α

4.1 Χαρακτηριστικά Μελέτης

Οι μετρήσεις για την περάτωση της μελέτης έγιναν στην Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Κρήτης και οι συμμετέχοντες σε αυτήν ήταν εθελοντές που δέχτηκαν να πάρουν μέρος ύστερα από σχετική ενημέρωση τους.

4.2 Σκοπός της μελέτης

Η αξιολόγηση ενός ψυχοφυσικού πρωτόκολλου που βασίζεται σε οπτικούς χρόνους αντίδρασης με σκοπό τη χρήση του στην εξέταση της οπτικής ικανότητας ασθενών με χαμηλή όραση όπως για παραδειγμα για τους παραολυμπιακούς αγώνες. Ο τωρινός έλεγχος γίνεται ουσιαστικά με ηλεκτροφυσιολογία της όρασης. Η νέα μέθοδος αξιολόγησης της όρασης που μελετήσαμε είναι οι οπτικοί χρόνοι αντίδρασης. Για να μπορούμε να προσομοιώσουμε μειωμένη όραση τοποθετήσαμε στους συμμετέχοντες ειδικούς φακούς επαφής που προκαλούν διάχυση στο φως που εισέρχεται στον οφθαλμό. Ακόμα στην μελέτη αυτή πήραμε μετρήσεις προκλητών δυναμικών ώστε να μπορούμε να βρούμε κάποια συσχέτιση μεταξύ των χρονών αντίδρασης και των οπτικών προκλητών δυναμικών και να συγκρίνουμε τις δύο μεθόδους.

4.3 Φακοί επαφής

Οι φακοί επαφής που χρησιμοποιήσαμε κατασκευάστηκαν από την EyeArt.Τρία ζεύγη φακών επαφής οι οποίοι μείωναν σταδιακά την όραση.Η οπτική οξύτητα που προκαλούσαν οι φακοί επαφής αναφέρονται στο κεφάλαιο 5.1.

Οι συγκεκριμένοι φακοί μειώνουν την όραση μέσω διάχυσης. Δηλαδή προκαλούν στο φως (ηλεκτρομαγνητικό κύμα) διάχυση έτσι όταν εισέρχεται στον οφθαλμό έχει διαφορές κατεύθυνσης. Μια καλή προσομοίωση της όρασης όταν χρησιμοποιήσαμε τους φακούς είναι

σαν την όραση που προκαλεί η ασθένεια καταρράκτης. Η κατασκευή έγινε με χημική επεξεργασία. Μετά την χρήση των φακών τους καθαρίζαμε με υπεροξείδιο.

4.4 Συμμετέχοντες

Στη παρούσα μελέτη έλαβαν μέρος τελικά 5 άτομα με φυσιολογική όραση ηλικίας (24-39)χρονών και 4 ασθενείς ηλικίας (34-41)χρονών (7 άνδρες και 2 γυναίκες). Η επιλογή των ατόμων με φυσιολογική όραση έγινε με κριτήριο να είναι εξοικειωμένοι στους φακούς επαφής επειδή σχεδόν σε όλη την μελέτη χρησιμοποιούσαμε φακούς που μειώναν την όραση. Και οι 5 ήταν μύωπες με μικρό διαθλαστικό σφάλμα όπου με την χρήση των γυαλιών τους το διαθλαστικό σφαλμα διορθωνόταν. Οι ασθενείς οι όποιοι ειχαν οπτική νευροπάθεια με μειωμένη όραση όποτε δεν έγινε χρήση φακών επαφής. ΜΜ ασθενής διαγνώστηκε με οπτική ατροφία νεύρων, ΜΑ διαγνώστηκε με σκλήρυνση κατά πλάκας και ΝΚ αναφέρεται με υποτιθέμενη μη βιολογικά απώλεια της όρασης.

Στον πίνακα Α παρουσιάζονται και οι 9 συμμετέχοντες.

Healthy

Subject	age
PH	34
MG	26
KT	30
VS	24
IP	39
MEAN	30,6

Patient

Subject	age
NK	35
MM	41
MA	34
TD	35
MEAN	36,67

Πίνακας Α: Συμμετέχοντες. Ηλικία (σε έτη)

4.4.1 Διαδικασίες αξιολόγησης της όρασης των συμμετεχόντων

Στην ενότητα αυτή παρατίθενται οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για τον προσδιορισμό των οπτικών χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων της μελέτης :

1.Λήψη ιστορικού: καταγράφηκαν τα προσωπικά στοιχεία των συμμετεχόντων (φύλο, ονοματεπώνυμο, ημερομηνία γέννησης)

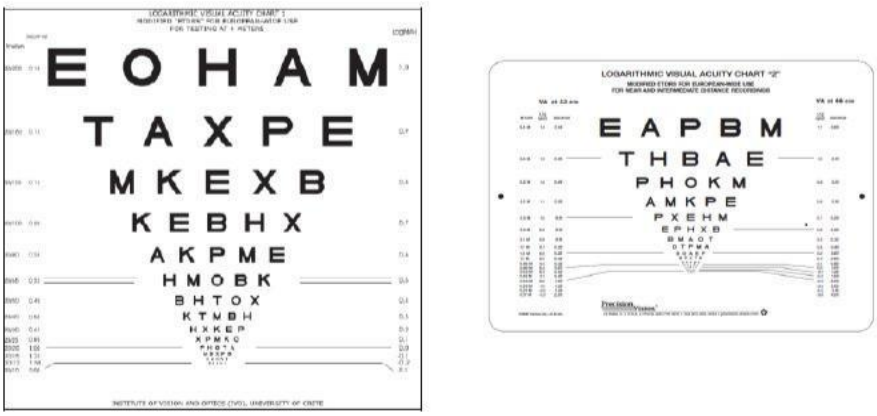
2.Καταγραφή του επικρατούς οφθαλμού: στη παρούσα μελέτη σε κάθε εξεταζόμενο καθορίστηκε κυρίαρχός οφθαλμός.Για τον καθορισμό του κυρίαρχου οφθαλμού χρησιμοποιήθηκε το Hole – in – Card – Τεστ με τη διαφορά ότι αντί για κάρτα με οπή, ζητήθηκε από τους εξεταζόμενους να ενώσουν τις παλάμες σχηματίζοντας μια τριγωνική οπή μεταξύ τους και να κοιταξουν κατι και με τα δύο ματια. Έπειτα κλείνοντας το κάθε μάτι ξεχωριστά και ρωτώντας τον εξεταζόμενο αν βλέπει το αντικείμενο που κοιτούσε και με τα δυο μάτια καταλαβαίναμε πιο μάτι είναι το κυρίαρχο.

Τα παρακάτω βήματα έγιναν για κάθε ζευγάρι φακών επαφής

Μέτρηση Οπτική Οξύτητας: Για την μέτρηση της οπτικής οξύτητας για κανονική όραση και λίγο μειωμένη χρησιμοποιήθηκαν οι πίνακες ETDRS (βλ. εικόνα 25) του πανεπιστημίου Κρήτης. Οι πίνακες αυτοί προσφέρουν αξιολόγηση της οπτικής οξύτητας σε δεκαδική (decimal) και λογαριθμική κλίμακα (logMAR).

Όταν χρησιμοποιούσαμε τα ζεύγη φακών Β και C οι μετρήσεις γινόταν με τη μέθοδο tumbling E.Σε αυτή τη μέθοδο ο εξεταζόμενος κάθεται μπροστά από την οθόνη και μέσω προγράμματος η οθόνη εμφανίζει το γράμμα Ε σε τυχαίες κατευθύνσεις. Ζητάμε από τον εξεταζόμενο να μας πει σε πια κατεύθυνση είναι το γράμμα Ε το όποιο αλλάζει κατεύθυνση

τυχαία και μέγεθος ανάλογος με τις ορθές απαντήσεις του εξεταζομενου. Μετρήσεις οπτικής οξύτητας έγιναν στο δεξί μάτι, στο αριστερό και διόφθαλμα.

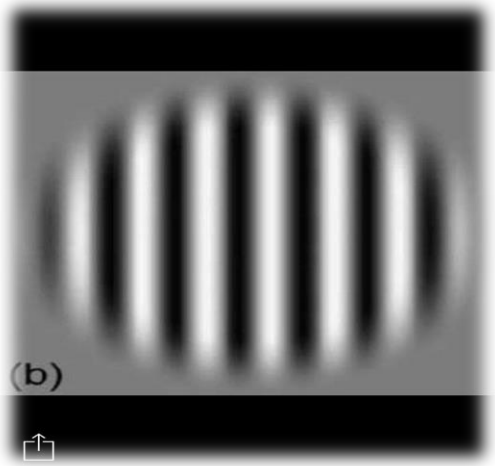


Εικόνα 25: πίνακες ETDRS του πανεπιστημίου Κρήτης. Αριστερά, πίνακας για την αξιολόγηση της μακρινής οπτικής οξύτητα ς, δεξιά πίνακας αξιολόγησης για τη κοντινή οπτική οξύτητα .

4.5 Απλοί Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης

Οι μετρήσεις για τους απλούς οπτικούς χρόνους αντίδρασης πραγματοποιήθηκαν σε χαμηλές συνθήκες φωτισμού και σε περιβάλλον με χαμηλό θόρυβο. Το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε εμφανιζόταν σε μια οθόνη τύπου Sony GDM F-520 CRT με τη βοήθεια μιας κάρτας αναπαραγωγής ερεθίσματος τύπου VSG 2/5 (Cambridge Research Systems Ltd, UK).

Η μέση φωτεινότητα της οθόνης ήταν 30 cd/m2. Το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένα , κυκλικό κάθετου grating όπου όσο πήγαινε προς την περιφέρεια έπεφτε η φωτεινότητα.(εικόνα 26).Στις κεντρικές 7 μοίρες το contrast παράμενε σταθερό ενώ για τις επόμενες 7 μοίρες έπεφτε σαν συνάρτηση συνημιτόνου .Για να επιτευχθεί η προσήλωση χρησιμοποιήθηκε ένας μαύρος σταυρός ο οποίος προβαλλόταν στο κέντρο της οθόνης. Οι παράμετροι του ερεθίσματος ρυθμίστηκαν μέσω του προγράμματος «NewRT», έκδοση 196 © Neil Perry.

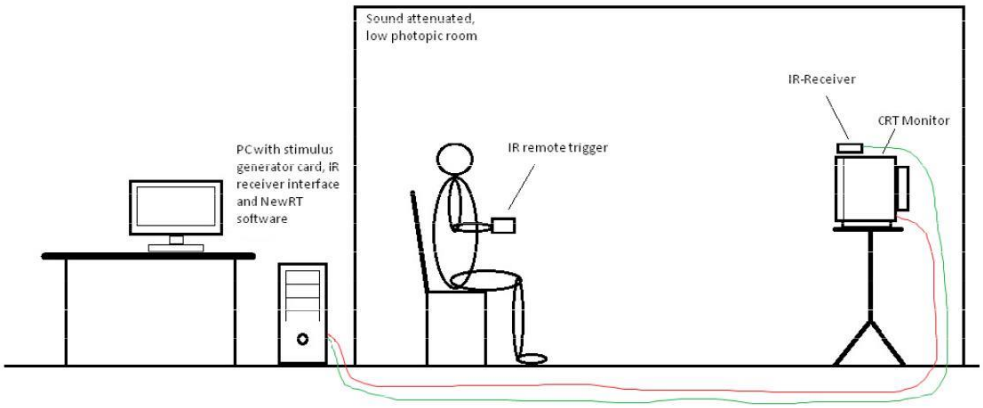


Εικόνα 26:Ερεθισμα (Gabor) που χρησιμοποιήθηκε για τους χρόνους αντίδρασης. Σε αυτή την φωτογραφία φαίνεται με 60% contrast.

Οι χρόνοι αντίδρασης καταμετρήθηκαν μέσω ενός ασύρματου τηλεχειριστήριου που λειτουργούσε με υπέρυθρες ακτίνες (IR remote trigger, Cambridge Research Systems, Control Box CB6) και συνδεόταν υπέρυθρα με μια συσκευή ανίχνευσης (IR Receiver, Cambridge Research Systems) που με τη σειρά της έστελνε τις πληροφορίες σε έναν υπολογιστή.

Μετρήσεις πάρθηκαν για δεξί , αριστερό μάτι και για διόφθαλμη όραση. Ο εξεταζόμενος προσπαθούσε να ανταποκρίνεται όσο το δυνατό πιο γρήγορα στο ερέθισμα που εμφανιζόταν στην οθόνη . Χρόνοι αντίδρασης κάτω από 200ms και πάνω από 700ms δεν θεωρήθηκαν έγκυροι. Το ερέθισμα ξεκινάει στην αρχή της μέτρησης με 100%contrast και όποτε ξαναεμφανιζόταν ήταν με μειωμένο contrast με στόχο να φτάσουμε στις τελευταίες μετρήσεις στην ουδό του εξεταζομένου (60 συνολικές μετρήσεις) .Αυτό σημαίνει ότι αλλάζει η ουδός για τον κάθε οφθαλμό ποσό μάλλον και με κάθε ζεύγος φακών επαφής. Αν δεν υπήρχε απόκριση (πάτημα πλήκτρου) για 5 δευτερόλεπτα μετά την εμφάνιση του ερεθίσματος η μέτρηση θεωρούταν άκυρη. Από τις έγκυρες μετρήσεις υπολογίστηκε ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση. Πριν από την έναρξη της διαδικασίας, υπήρξε μια μικρή περίοδος εκπαίδευσης (1 ή 2 σετ 40 μετρήσεων) ώστε ο εξεταζόμενος να αποκτήσει οικειότητα με τη διαδικασία.

Η εικόνα 27 παρουσιάζει σχηματικά τη διάταξη του πειράματος.

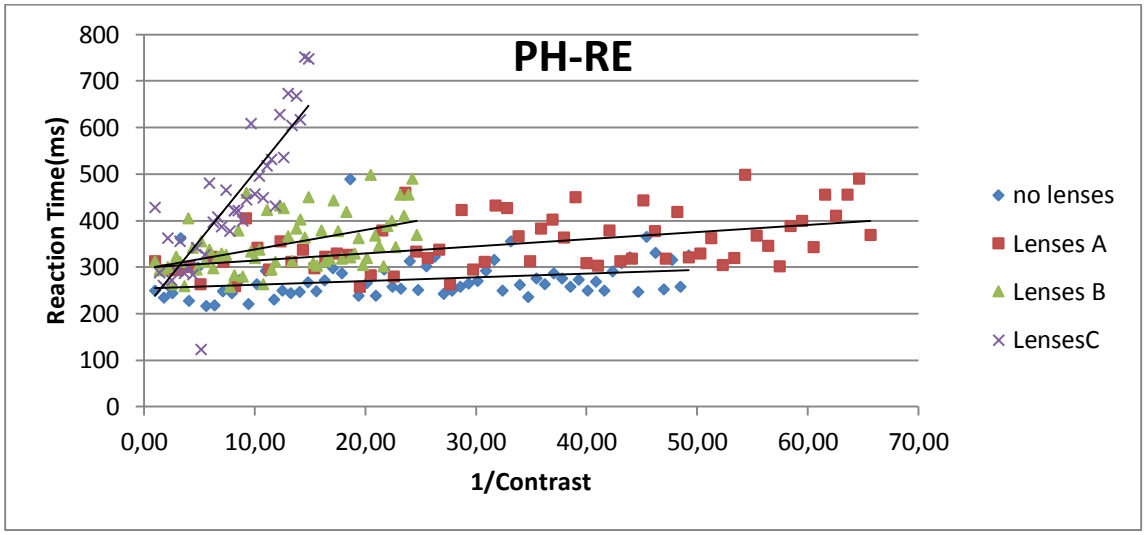


Εικόνα 27:Σχηματική αναπαράσταση της διάταξης του πειράματος

Andreas Bartels, μεταπτυχιακή εργασία Π.Μ.Σ. «Οπτική και Όραση».

4.5.1 Οπτικοί Χρόνοι Αντίδρασης συναρτήσει του Contrast

Με τα αποτελέσματα των 64 υπομετρήσεων έβγαινε μια ουσιαστικά μέτρηση(γραφική παράσταση) οι όποια ήταν οι χρόνοι αντίδρασης συναρτήσει του contrast. Όπως είπαμε και παραπάνω το ερέθισμα ξεκινάτε από το 100%contrast και έφτανε στην ουδό για κάθε μέτρηση, Από την γραφική παράσταση των χρονών αντίδρασης και του 1/C όπου η συσχέτιση τους είναι γραμμική παρατηρούσαμε την κλίση της ευθείας. Όσο μικρότερη κλίση παρατηρούσαμε τόσο καλύτερη όραση(οπτική οξύτητα) συνεπώς μεγαλύτερη ευαισθησία όπως φαίνεται στην παρακάτω γραφική παράσταση.



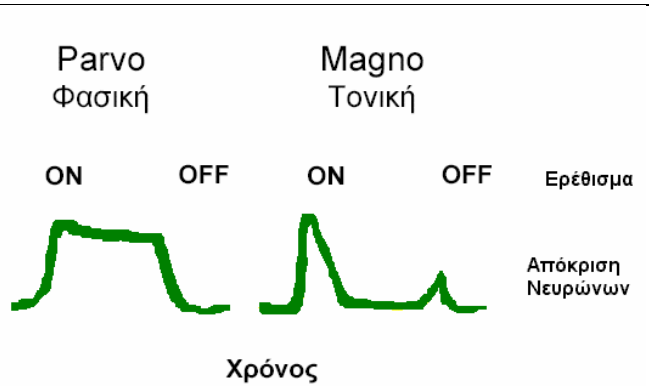
Εικόνα 28: παράδειγμα εξεταζόμενου (PE). Η τιμή κλίση (slope) της γραμμικής συσχέτισης αλλάζει ανάλογα με το ζεύγος φακών που χρησιμοποιήσαμε. Όσο μικρότερη κλίση τόσο καλύτερη όραση συνεπώς μεγαλύτερη ευαισθησια. Οι μετρησεις πάρθηκαν για τον δεξί οφθαλμό ενός εξεταζομένου για τα διάφορα ζεύγη φακών επαφής.

Η εξάρτηση των χρονών αντίδρασης με το contrast δίνεται από τον τύπο $\tau=\tau_o+kC^{-1}$ όπου τ χρόνος αντίδρασης, τ_o αρχικός χρόνος αντίδρασης, k κλίση.

4.6 Οπτικά Προκλητά Δυναμικά

Η επιλογή του κατάλληλου ερεθίσματος για την καταγραφή των αποκρίσεων συγκεκριμένων νευρώνων μέσω VEPs, είναι αρκετά πολύπλοκη καθώς το ζητούμενο δεν είναι μόνο η ενεργοποίηση ικανού αριθμού νευρώνων για την παραγωγή ισχυρού σήματος, αλλά και η επιλεκτική ή μη διέγερση ενός από τους δύο τύπους γαγγλιακών κυττάρων του αμφιβληστροειδούς και της οπτικής οδού.

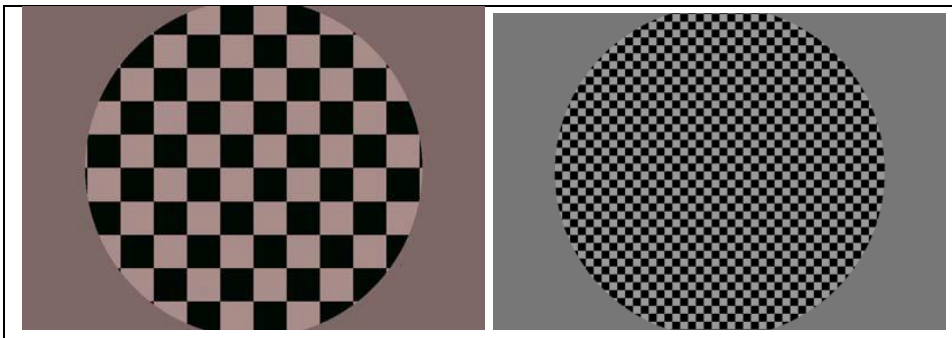
Για όλους τους συμμετέχοντες της μελέτης επιλέχθηκε η τεχνική του Pattern Reversal και Pattern Appearence και όχι του Flash VEP καθώς τα τελευταία εμφανίζουν μεγαλύτερες διακυμάνσεις στις αποκρίσεις μεταξύ ασθενών. Επιπλέον, με τα pattern appearence είναι δυνατόν να μελετηθούν τόσο τα Magno, που παρουσιάζουν παροδική απόκριση, όσο και τα Parvo που αποκρίνονται παρατεταμένα στην εμφάνιση ενός ερεθίσματος (Εικ.29).



Εικόνα 29: Αποκρίσεις των magno – parvo σε φασικό και παροδικό ερέθισμα.

4.6.1 Παράμετροι Ερεθίσματος

Σε όλες τις μετρήσεις που αφορούν το δεύτερο μέρος της εργασίας χρησιμοποιήθηκε ερέθισμα σκακιέρας με ασπρόμαυρα τετράγωνα μεγέθους (20,10) arcmin για pattern Reversal και (22,11) για pattern Appearence(Εικ. 30).



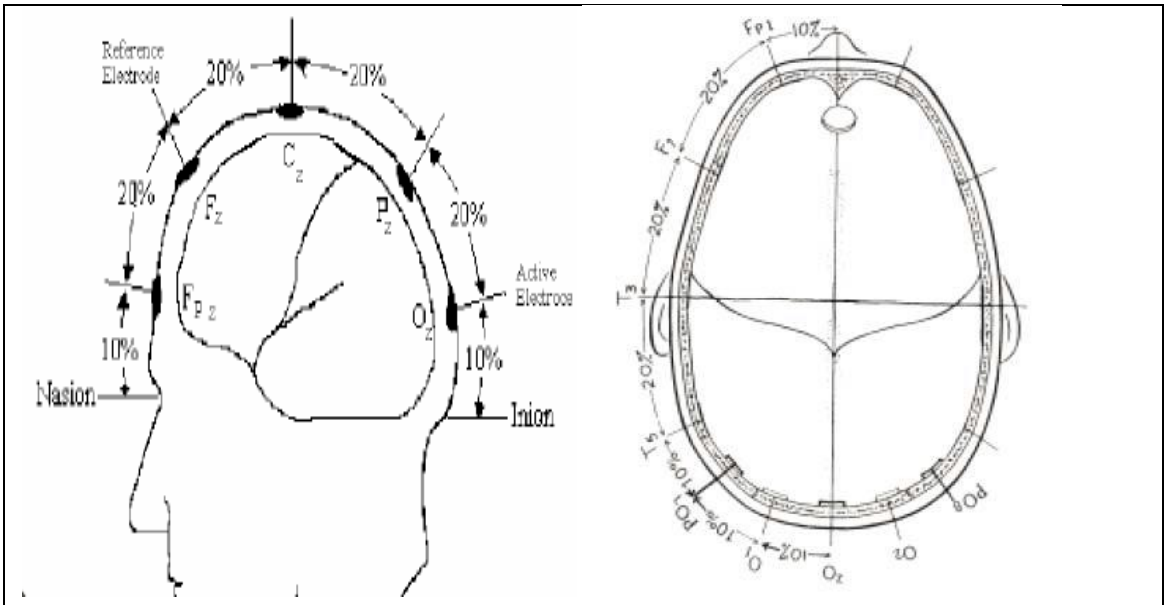
Εικόνα 30: Circle checks σε 100% contrast, μεγέθους (A) 60 arcmin και (B) 15arcmin

Η τιμή φωτεινότητας καθορίστηκε στις 30 $cd \cdot m^{-2}$. Στο κέντρο του ερεθίσματος τοποθετήθηκε λεπτός σταυρός για καλύτερη προσήλωση του εξεταζόμενου στο ερέθισμα.

4.6.2 Τοποθέτηση Ηλεκτροδίων

Για την καταγραφή των ηλεκτρικών αποκρίσεων μπορούν να τοποθετηθούν ηλεκτρόδια σε πολλές περιοχές του κρανίου, ώστε να είναι δυνατός ο εντοπισμός

προβληματικών περιοχών του οπτικού πεδίου. Για παράδειγμα η καταγραφή VEPs για τη μελέτη δυσλειτουργιών στο επίπεδο του χιάσματος, απαιτεί την τοποθέτηση δύο επιπλέον ηλεκτροδίων, πλευρικά του ινίου. Στη συγκεκριμένη εργασία γίνεται καταγραφή αποκρίσεων μετά το χίασμα, και γι' αυτό τοποθετούνται τρία ηλεκτρόδια σε συγκεκριμένες θέσεις. Πιο αναλυτικά, χρησιμοποιήθηκαν τρία ηλεκτρόδια τύπου Ag – Ag χλωρίου, διαμέτρου 9mm.



Εικόνα 31:Θέσεις ηλεκτροδίων καταγραφής

Ανάλογα με την περίμετρο του κρανίου τοποθετείται ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς (reference electrode, - V) σε απόσταση από το ρινικό οστό ίση με το 20% της περιμέτρου (Εικ.31 , Θέση F_Z), ενώ σε απόσταση από το ινίο ίση με το 10% της περιμέτρου (Θέση O_Z) τοποθετείται το ηλεκτρόδιο καταγραφής (active electrode, +V).Ένα τρίτο ηλεκτρόδιο τοποθετείται ως γείωση (V = 0) στο μέτωπο. Επειδή το πλάτος των καταγραφών είναι της τάξης των μV, επηρεάζεται ισχυρά από την ηλεκτρική εμπέδηση (αντίσταση) των ηλεκτροδίων. Η μέτρηση της γίνεται με τη χρήση ωμομέτρου και δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 5 kΩ.

Παράμετροι Προγράμματος Καταγραφής

Παρακάτω γίνεται αναφορά στα υπολογιστικά προγράμματα που χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό των παραμέτρων του ερεθίσματος και στα συστήματα ενίσχυσης και ανάλυσης του σήματος.

4.6.3 Ρυθμίσεις Οθόνης

Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, στο πρώτο μέρος των καταγραφών προβάλλονται δύο ειδών ερεθίσματα : checkerboards για μετρήσεις pattern reversal VEPs η οποία κάνει εναλλαγή του άσπρου με το μαύρο και checkerboards για την καταγραφή των patterv appearance VEPs η οποία εμφανίζεται και εξαφανίζεται. Επιπλέον, τα ερεθίσματα αυτά προβάλλονταν σε συγκεκριμένες χωρικές και χρονικές συχνότητες, είχαν συγκεκριμένο μέγεθος και εμφανίζονταν σε διαφορετικές τιμές contrast(100% contrast για reversal και 80% contrast για appearance). Τα παραπάνω αποτελούν τις παραμέτρους του ερεθίσματος και καθορίζονταν από το λογισμικό πρόγραμμα NewRT.

Ο υπολογιστής που επεξεργάζεται το NewRT είναι συνδεδεμένος και με την οθόνη προβολής και με το σύστημα ενίσχυσης και επεξεργασίας του σήματος, το οποίο περιγράφεται παρακάτω, έτσι ώστε τα δύο αυτά συστήματα (εμφάνιση ερεθίσματος στην οθόνη – απόκριση εξεταζόμενου) να είναι σύγχρονα.

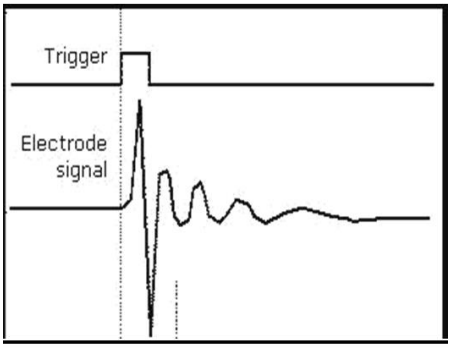
4.6.4 Ενίσχυση Σήματος και Averaging

Το πλάτος των αποκρίσεων από μια μέτρηση VEP είναι της τάξης των μV και για την περαιτέρω επεξεργασία του χρειάζεται ενίσχυση τουλάχιστον 20.000–50.000 φορές. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω ενός ενισχυτή CED 1902, ο οποίος παρέχει 4 διαφορετικά κανάλια. Κάθε κανάλι έχει τη δυνατότητα καταγραφής VEPs από μια συγκεκριμένη περιοχή, επομένως είναι δυνατόν να μελετηθούν ταυτόχρονα δυναμικά τεσσάρων διαφορετικών περιοχών. Στην παρούσα εργασία τα ηλεκτρόδια καταγραφής συνδέθηκαν στο κανάλι μηδέν του ενισχυτή.

CED 1902 Amplifier

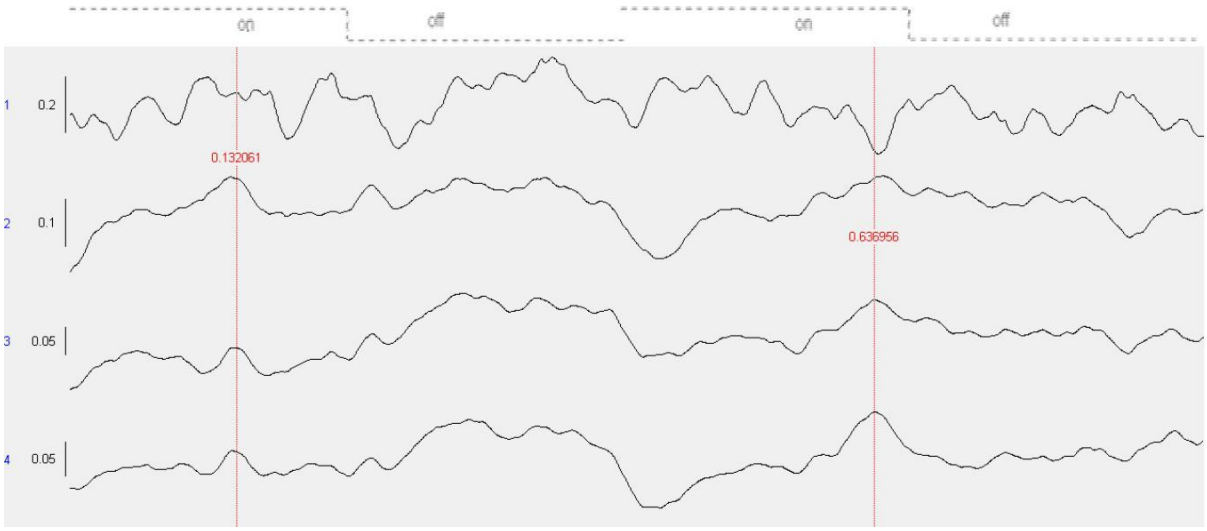
Επιπλέον, ο ενισχυτής μπορεί να φιλτράρει το εισερχόμενο σήμα από τις υψηλές ή τις χαμηλές συχνότητες (low pass,high pass filters) με σκοπό τη μείωση του θορύβου και άλλων ανεπιθύμητων κινήσεων (π.χ βλεφαρισμούς) με αποτέλεσμα τον ακριβέστερο εντοπισμό του πλάτους και του χρόνου απόκρισης. Ένα ακόμα φίλτρο (notch filter) επιτρέπει την καταγραφή όλων των συχνοτήτων του σήματος, εκτός από μια στενή περιοχή γύρω από την κύρια συχνότητα του εναλλασσόμενου ρεύματος (~50Hz) η οποία επηρεάζει αρνητικά τις μετρήσεις.

Το σύστημα συμπληρώνει μια συσκευή συγχρονισμού (MICRO 1401 trigger).Το πρόγραμμα NewRT στέλνει στην οθόνη το ερέθισμα και το MICRO καταγράφει το σήμα. Αν τα δύο αυτά συστήματα δεν είναι συγχρονισμένα, τότε η χρονική στιγμή εμφάνισης του ερεθίσματος στην οθόνη δεν θα αντιστοιχούσε στο χρόνο απόκρισης στο ερέθισμα αυτό. Μέσω του trigger η στιγμή on αντιστοιχίζεται στη στιγμή μηδέν της καταγραφής. Το trigger ενεργοποιείται με καθυστέρηση της τάξης των 10μsec, οπότε οι μετρήσεις μπορούν με ασφάλεια να θεωρηθούν ακριβείς.



Όπως είναι αναμενόμενο, μετρήσεις τόσο μικρών αποκρίσεων πρέπει να επαναλαμβάνονται αρκετές φορές για κάθε συνθήκη, ώστε το τελικό συμπέρασμα να μπορεί να θεωρηθεί αξιόπιστο. Μέσα από το λογισμικό πρόγραμμα Signal μπορούμε να επιλέγουμε μεγάλο πλήθος μετρήσεων και να εξάγουμε από αυτές το μέσο όρο (averaging). Επιπλέον, είναι δυνατόν να απορρίπτουμε σήματα που περιέχουν πολύ θόρυβο ή βλεφαρισμούς. Κάτι τέτοιο βοηθάει στον καθορισμό του latency και του amplitude της τελικής καταγραφής με μεγαλύτερη ακρίβεια.

Στην Εικ33. φαίνεται η μορφή του σήματος μετά από 1, 20, 40, 64 επαναλαμβανόμενες καταγραφές, ώστε να γίνει κατανοητή η σημασία του αριθμού επαναλήψεων. Στη συγκεκριμένη εργασία η διάρκεια κάθε καταγραφής (sweep) ήταν 1sec για reversal και 0,5sec για appearence, ενώ για κάθε μέτρηση χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος (averaging) από 64 μετρήσεων(sweeps).



Εικόνα 32: Μετρήσεις με διαφορετικό averaging. 1: μία μέτρηση, 2: μέσος όρος 20 μετρήσεων, 3: μέσος όρος 40 μετρήσεων, 4: μέσος όρος 64 μετρήσεων

4.6.5 Προετοιμασία Εξεταζόμενου

Η καταγραφή καθαρού σήματος προϋποθέτει καλή αγωγιμότητα του σημείου επαφής του εξεταζόμενου με τα ηλεκτρόδια. Τα νεκρά κύτταρα του δέρματος αυξάνουν την αντίσταση (επομένως μειώνουν την αγωγιμότητα) με αποτέλεσμα το σήμα να εμφανίζεται εξασθενημένο. Για τη αύξηση της αγωγιμότητας χρησιμοποιείται το ειδικό απολεπιστικό gel Nuprep για την απομάκρυνση των νεκρών κυττάρων του δέρματος. Στη συνέχεια, ο δίσκος των ηλεκτροδίων επαλείφεται με αγώγιμη κρέμα Ten20, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στις προκαθορισμένες θέσεις τους και εισάγεται στο εσωτερικό τους ακόμα ένα gel υψηλής αγωγιμότητας, το Dracard ECG gel. Τέλος, τα ηλεκτρόδια στερεώνονται στο κρανίο με την ειδική κολλητική ταινία.

Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο παραθέτουμε συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα των μετρήσεών μας, όπως παρατηρήθηκαν από τα πειράματα που διεξήχθησαν βάσει της διαδικασίας που περιγράψαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στο παράρτημα, επίσης, της παρούσας εργασίας βρίσκονται οι αναλυτικοί πίνακες από όπου προκύπτουν τα γραφήματα που ακολουθούν.

Κάτω από κάθε γράφημα σημειώσαμε τις εξισώσεις ευθείας για κάθε κατηγορία μετρήσεων. Επίσης παρουσιάζεται και το R^2 το όποιο δηλώνει ποσό της % υπάρχει εξάρτηση της μιας μεταβλητής με την άλλη. Μία προσεγγιστική καμπύλη-ευθεία με συντελεστή κοντά στο 1 είναι μια πάρα πολύ καλή στατιστική εκτίμηση του γενικού μοτίβου (ο συντελεστής λαμβάνει τιμές μεταξύ 0 και 1). Αντίστοιχα το p-value αντικατοπτρίζει την στατιστική σημαντικότητα δηλαδή αν p-value <0,05 υπάρχει στατιστική διάφορα στις μεταβλητές μας.

5.1 Οπτική οξύτητα

Όπως αναφέραμε και παραπάνω χρησιμοποιήθηκαν ειδικοί φακοί επαφής με σκοπό να μειώσουν την όραση στους υγιείς εξεταζόμενους. Το κάθε ζευγάρι φακών επαφής μειώνει σταδιακά την όραση όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα 1 για μονόφθαλμη(δεξί μάτι) και διόφθαλμη όραση. Ο παρακάτω πινάκας παρουσιάζει τα αποτελέσματα της οπτικής οξύτητας σε log MAR για κάθε εξεταζόμενο σε κάθε ζευγάρι φακών επαφής.

VA-
monocular
(Right Eye)

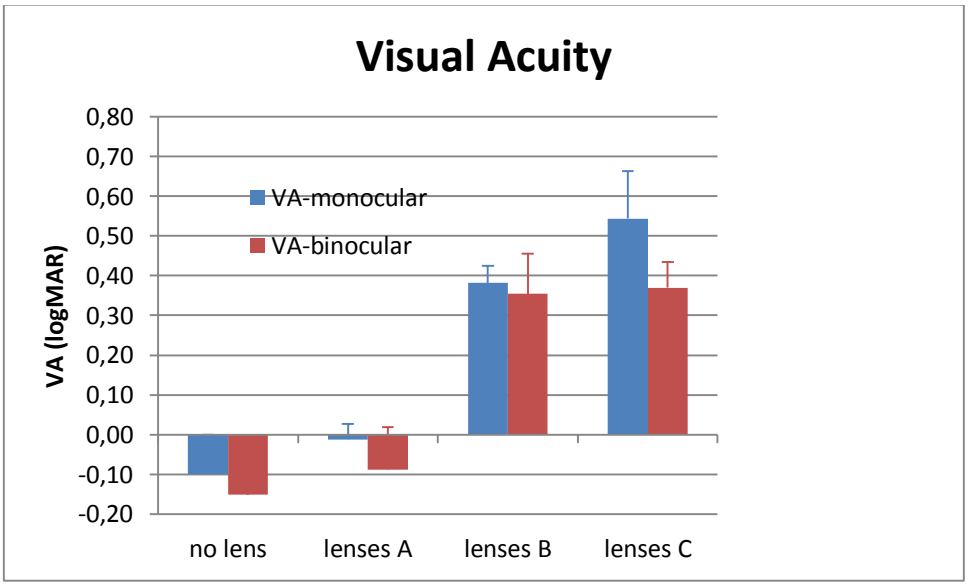
Subject	no lens	lenses A	lenses B	lenses C
PH	-0,20	-0,08	0,35	0,65
MG	-0,10	0,00	0,44	0,59
KT	-0,20	0,02	0,33	0,34
VS	0,00	0,00	0,39	0,59
IP	0,00	0,00	0,40	0,55

	no lens	lenses A	lenses B	lenses C
mean	-0,10	-0,01	0,38	0,54
SD	0,10	0,04	0,04	0,12
SE	0,02	0,01	0,01	0,02

VA-binocular

VA-binocular	no lens	lenses A	lenses B	lenses C
PH	-0,20	-0,20	0,40	0,40
MG	-0,08	0,02	0,40	0,39
KT	-0,28	-0,20	0,20	0,27
VS	-0,04	0,00	0,31	0,35
IP	-0,16	-0,06	0,46	0,44

	no lens	lenses A	lenses B	lenses C
mean	-0,15	-0,09	0,35	0,37
SD	0,10	0,11	0,10	0,06
SE	0,02	0,02	0,02	0,01



Διάγραμμα 1: Οπτική οξύτητας σε σχέση με τα ζευγάρια φακών επαφής.

5.2 Οπτικοί χρόνοι αντίδρασης με οπτική οξύτητα

Από τους οπτικούς χρόνους αντίδρασης για κάθε μέτρηση προκύπτει μια γραφική παράσταση μεταξύ των χρονών αντίδραση και του 1/C. Η μεταξύ τους σχέση είναι γραμμική όπως προαναφέραμε στο κεφάλαιο 4.4.1. Από την γραφική παράσταση προκύπτει μία κλίση της ευθείας. Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα παρουσιάσουμε την συσχέτιση της κλίσης των χρονών αντίδρασης με την οπτική οξύτητα όπως φαίνεται στο διάγραμμα 2. Σε αυτή την ενότητα περιλαμβάνονται και μετρήσεις ασθενών με χαμηλή όραση . Συγκεκριμένα αναφέρονται αναλυτικά οι παθήσεις στην ενότητα 4.3.

Healthy Monocular

Subject	VA	RTs slope
PH	-0,20	0,91
PH	-0,26	0,07
PH	-0,08	1,54
PH	0,10	2,05
PH	0,35	8,74
PH	0,57	14,63
PH	0,65	27,28
PH	0,50	12,35
MG	-0,10	0,33
MG	0,02	0,14
MG	0,00	4,27
MG	0,08	2,56
MG	0,44	13,27
MG	0,42	10,72
MG	0,59	24,86
MG	0,49	11,57
KT	-0,20	1,85
KT	-0,24	0,48
KT	0,02	2,02

Patients Monocular

Subject	VA	RTs slope
MM	1,19	69,72
MM	1,03	51,55
NK	0,44	7,70
MA	0,82	72,87
MA	0,90	24,08
TD	0,70	23,81
TD	0,72	64,16

KT	-0,10	1,58
KT	0,33	8,26
KT	0,30	9,63
KT	0,34	13,46
KT	0,41	6,54
VS	0,00	1,07
VS	0,02	0,62
VS	0,00	2,48
VS	0,02	3,73
VS	0,39	10,32
VS	0,50	5,79
VS	0,59	23,58
VS	0,38	13,15
IP	0,00	0,90
IP	-0,12	2,67
IP	0,00	2,62
IP	0,00	4,38
IP	0,40	19,10
IP	0,56	11,80
IP	0,55	60,71
IP	0,49	30,46

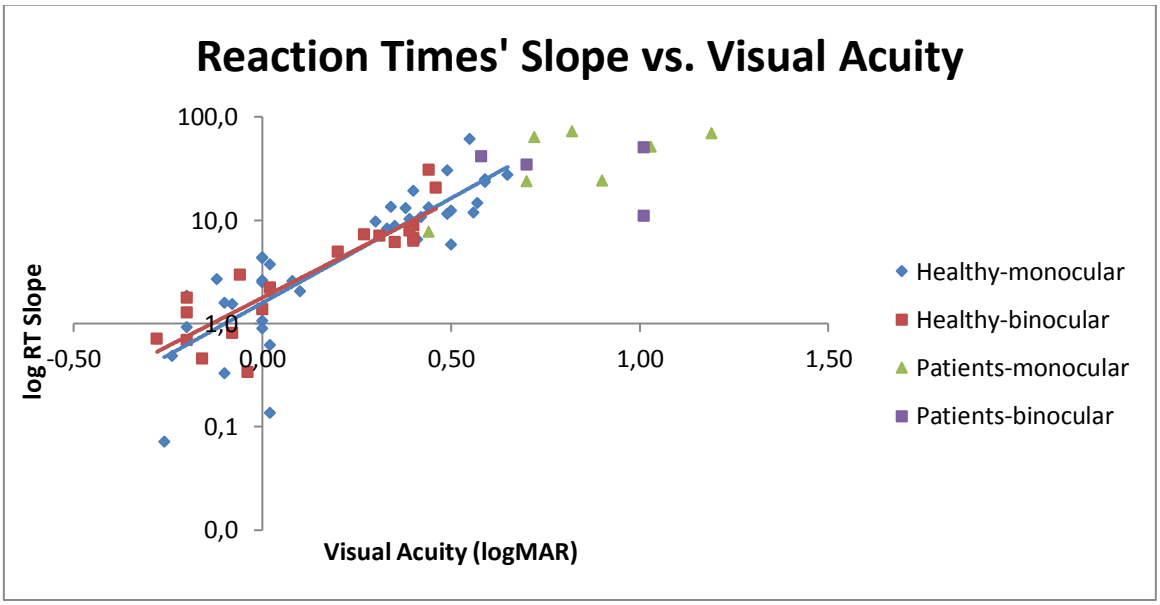
Healthy Binocular

Subject	VA	RTs slope
PH	-0,20	0,69
PH	-0,20	1,76
PH	0,40	6,29
PH	0,40	8,86
MG	-0,08	0,80

Patients Binocular

Subject	VA	RTs slope
MM	1,01	50,54
NK	1,01	10,94
MA	0,70	34,70
TD	0,58	41,45

MG	0,02	2,22
MG	0,40	6,73
MG	0,39	7,92
KT	-0,28	0,71
KT	-0,20	1,27
KT	0,20	4,94
KT	0,27	7,30
VS	-0,04	0,34
VS	0,00	1,36
VS	0,31	7,03
VS	0,35	6,17
IP	-0,16	0,46
IP	-0,06	2,96
IP	0,46	20,66
IP	0,44	30,81



Διάγραμμα 2. Κλίση χρονών αντίδρασης με οπτική οξύτητα. Έχει γίνει διαχωρισμός για υγιείς με μονόφθαλμη όραση, υγιείς με διόφθαλμη όραση, ασθενείς με μονόφθαλμη όραση και ασθενείς με διόφθαλμη όραση.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular: y=0,2+2,03*x

Healthy Binocular: y=0,25+2,03*x

Patient Monocular: y=0,68+1,06*x

Patient Binocular: Δεν είναι αντιπροσωπευτική επειδή έχουμε τέσσερα μόνο σημεία.

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy Monocular

R^2	p-value
0,739	0,000

Healthy Binocular

R^2	p-value
0,793	0,000

Patient Monocular

R^2	p-value
0,514	0,70

Patient Binocular

R^2	p-value
-	-

5.3 Pattern Reversal

Όπως προαναφέραμε πήραμε μετρήσεις Pattern Reversal για κάθε ζευγάρι φακών επαφής ή οπτική οξύτητα. Η μελέτη έγινε για την καθυστέρηση της P100 και για το πλάτος του δυναμικού(απόκρισης) των μετρησεων. Το ερέθισμα που χρησιμοποιήσαμε(σκακιέρα) ήταν 100%contrast για 20 και 10 arcmin. Στους παρακάτω πινάκες και διαγράμματα περιλαμβάνονται μόνο οι μετρήσεις των υγιών εξεταζόμενων διότι οι μετρήσεις των ασθενών για τα VEPs δεν γίνεται να είναι συγκρίσιμες με αυτές των υγιών. Τα προκλητά δυναμικά VEPs επηρεάζονται αρκετά από παθήσεις οπτικού νεύρου ως συνέπεια πολλές φορές δεν καταφέραμε να πάρουμε μετρήσεις ασθενών για μικρά arcmin.

5.3.1 Pattern Reversal με οπτική οξύτητα

Σε αυτό το υποκεφάλαιο παρουσιάζουμε τα αποτελέσματα των pattern Reversal με τα ζεύγη φακών επαφής δηλαδή την χρονοκαθυστέρηση της P100 και του πλάτους. Στον παρακάτω πινάκα αναγράφονται οι μετρήσεις για κάθε εξεταζόμενο:

VA: Οπτική οξύτητα

Rev latency 20: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 20arcmin

Rev amp 20: Πλάτος απόκρισης για 20arcmin

Rev latency 10: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 10arcmin

Rev amp 10: Πλάτος απόκρισης για 10arcmin

Healthy
monocular

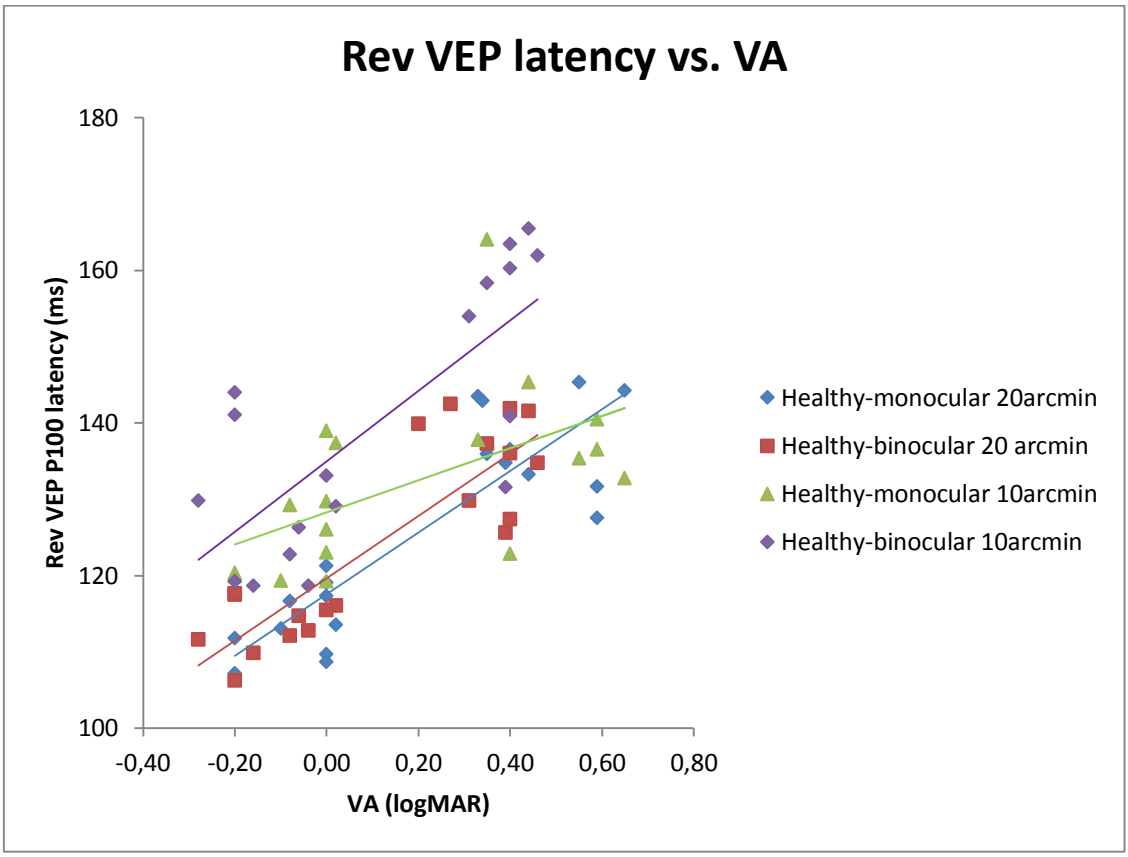
Subject	Lenses	VA	Rev latency 20	Rev amp 20	Rev latency 10	Rev amp 10
PH	no	-0,20	107,20	8,70	120,40	10,80
PH	A	-0,08	116,70	8,30	129,30	11,40
PH	B	0,35	136,00	6,40	164,10	6,70
PH	C	0,65	144,30	5,50	132,80	4,20
MG	no	-0,10	113,10	13,30	119,40	15,00
MG	A	0,00	117,40	12,30	129,80	8,20
MG	B	0,44	133,30	8,10	145,40	7,90
MG	C	0,59	131,70	6,50	136,60	5,10
KT	no	-0,20	111,80	6,50	120,00	5,10
KT	A	0,02	113,60	2,50	137,40	3,90
KT	B	0,33	143,50	6,70	137,80	4,60
KT	C	0,34	142,90	3,40		
VS	no	0,00	109,70	11,10	123,10	13,20

VS	A	0,00	121,30	9,10	139,00	11,40
VS	B	0,39	134,80	6,60		
VS	C	0,59	127,60	1,50	140,50	1,40
IP	no	0,00	108,70	10,80	119,30	7,20
IP	A	0,00	119,10	8,60	126,10	3,60
IP	B	0,40	136,60	8,00	122,90	5,70
IP	C	0,55	145,40	6,00	135,40	3,50

Healthy binocular

Subject	Lenses	VA	Rev latency 20	Rev amp 20	Rev latency 10	Rev amp 10
PH	no	-0,20	106,30	13,00	119,30	14,50
PH	A	-0,20	117,50	8,30	141,10	17,90
PH	B	0,40	136,10	10,20	160,30	13,20
PH	C	0,40	141,90	7,30	163,50	1,80
MG	no	-0,08	112,20	13,90	122,80	17,70
MG	A	0,02	116,10	16,20	129,10	13,80
MG	B	0,40	127,40	10,00	140,90	7,60
MG	C	0,39	125,70	8,40	131,60	3,60
KT	no	-0,28	111,70	9,10	129,90	15,20
KT	A	-0,20	117,70	6,50	144,00	7,50
KT	B	0,20	139,90	3,40		
KT	C	0,27	142,50	4,50		
VS	no	-0,04	112,80	11,50	118,70	18,80
VS	A	0,00	115,50	11,20	133,10	14,50
VS	B	0,31	129,90	5,60	154,00	3,20

VS	C	0,35	137,30	6,80	158,40	3,80
IP	no	-0,16	109,90	17,70	118,70	9,50
IP	A	-0,06	114,80	10,70	126,30	7,20
IP	B	0,46	134,80	6,90	162,00	5,20
IP	C	0,44	141,60	6,10	165,50	2,40



Διάγραμμα 3a: Καθυστέρηση της P100 των Reversal σε σχέση με την οπτική οξύτητα. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 10 και 20 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular 20arcmin: y=117,5+44,385*x

Healthy Binocular 20arcmin: y=119,532+40,190*x

Patient Monocular 10arcmin: y=128,279+21,109*x

Patient Binocular 10 arcmin: y=134,6+44,53*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 20 arcmin

R^2	p-value
0,815	0,000

Healthy-binocular 20arcmin

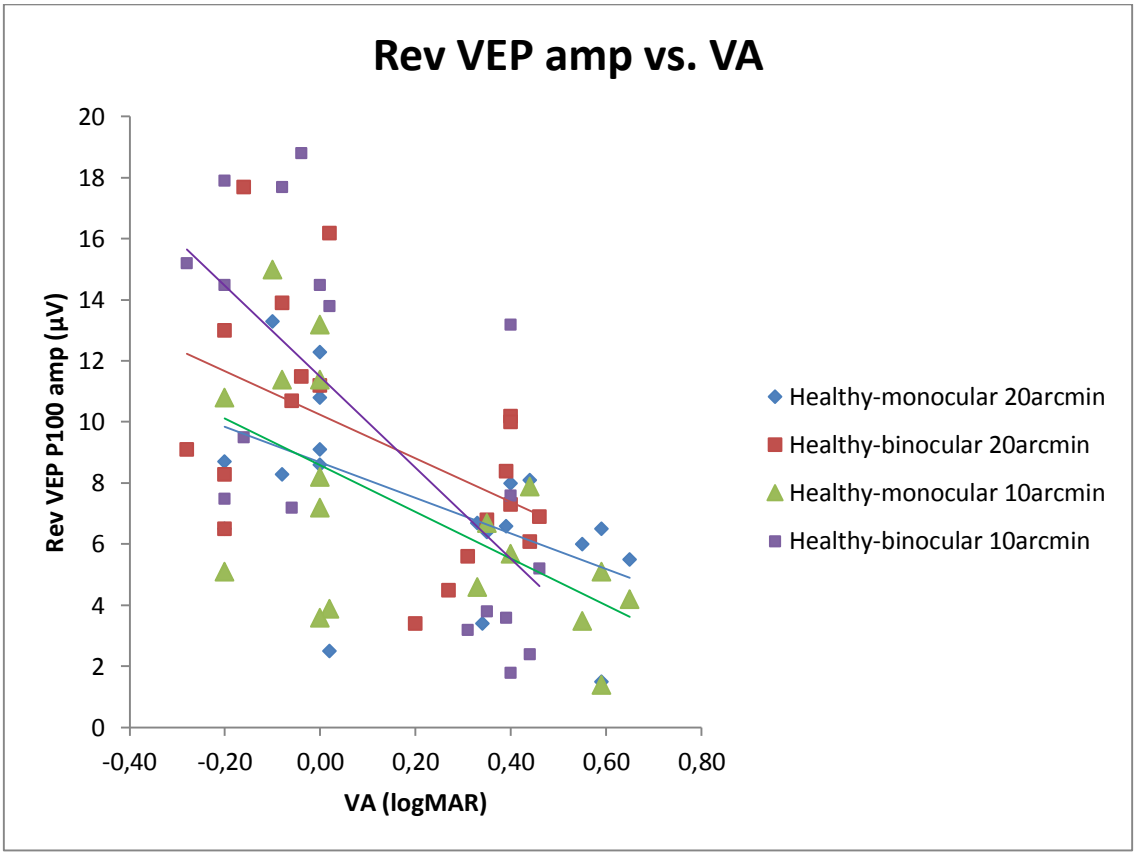
R^2	p-value
0,734	0,000

Healthy -Monocular 10 arcmin

R^2	p-value
0,270	0,032

Healthy-binocular 10arcmin

R^2	p-value
0,543	0,001



Διάγραμμα 3b:Πλάτος Δυναμικού της P100 των Reversal σε σχέση με τα ζεύγη φακών επαφής. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 10 και 20 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν:

Healthy Monocular 20arcmin: y=8,671-4,699*x

Healthy Binocular 20arcmin: y=10,26-6,95*x

Patient Monocular 10arcmin: y=8,59-6,76*x

Patient Binocular 10 arcmin: y=11,57-14,39*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 20 arcmin

R^2	p-value
0,222	0,042

Healthy-binocular 20arcmin

R^2	p-value
0,229	0,038

Healthy -Monocular 10 arcmin

R^2	p-value
0,286	0,027

Healthy-binocular 10arcmin

R^2	p-value
0,462	0,003

5.3.2 Pattern Reversal με Χρόνους Αντίδρασης

Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των pattern Reversal με τις κλίσεις των χρόνων αντίδρασης δηλαδή την χρονοκαθυστέρηση της P100 και του πλάτους απόκρισης. Στους παρακάτω πινάκες παρουσιάζονται οι μετρήσεις από τις μεταβλητές:

VA: Οπτική οξύτητα

RTs slope: Κλίση της ευθείας(RTs-1/C) από τις μετρήσεις των χρόνων αντίδρασης.

Rev latency 20: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 20arcmin.

Rev amp 20: Πλάτος απόκρισης για 20arcmin.

Rev latency 10: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 10arcmin.

Rev amp 10: Πλάτος απόκρισης για 10arcmin.

Healthy
monocular

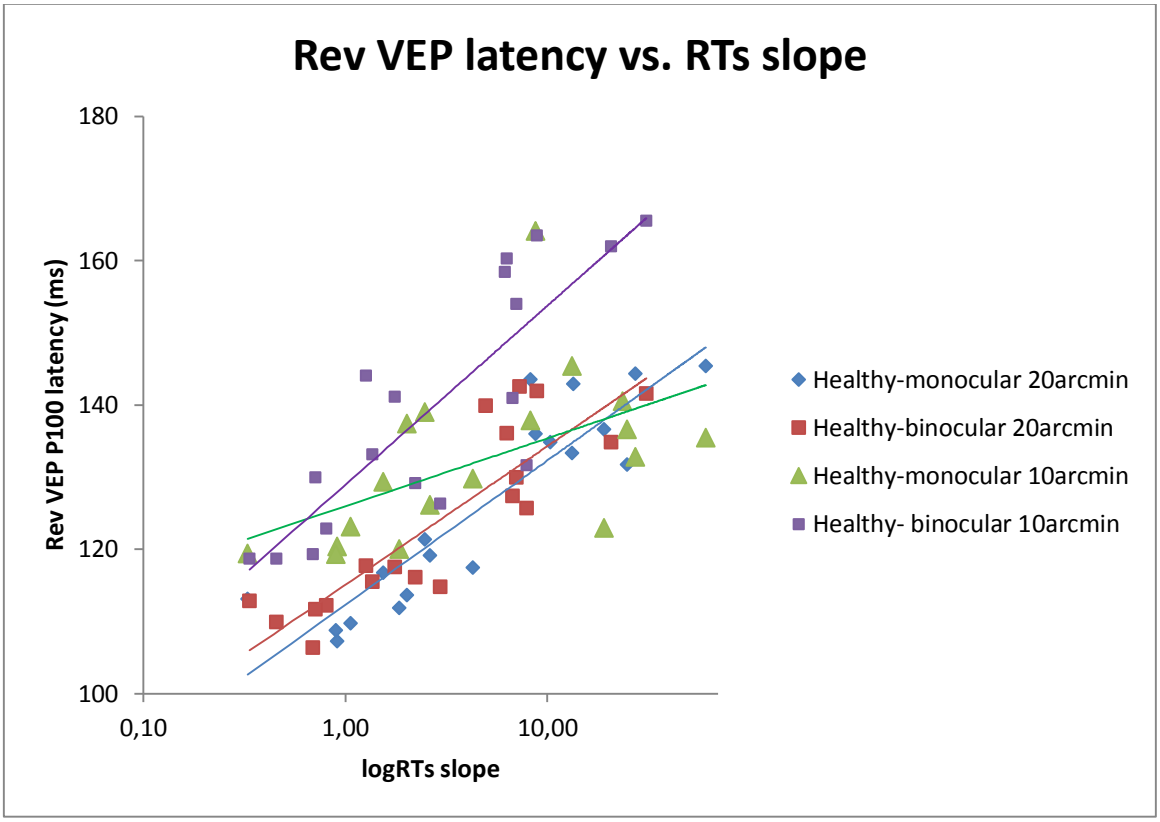
Subject	Lenses	VA	RTs slope	Rev latency 20	Rev amp 20	Rev latency 10	Rev amp 10
PH	No	-0,20	0,91	107,20	8,70	120,40	10,80
PH	A	-0,08	1,54	116,70	8,30	129,30	11,40
PH	B	0,35	8,74	136,00	6,40	164,10	6,70
PH	C	0,65	27,28	144,30	5,50	132,80	4,20
MG	No	-0,10	0,33	113,10	13,30	119,40	15,00
MG	A	0,00	4,27	117,40	12,30	129,80	8,20
MG	B	0,44	13,27	133,30	8,10	145,40	7,90
MG	C	0,59	24,86	131,70	6,50	136,60	5,10
KT	No	-0,20	1,85	111,80	6,50	120,00	5,10
KT	A	0,02	2,02	113,60	2,50	137,40	3,90
KT	B	0,33	8,26	143,50	6,70	137,80	4,60
KT	C	0,34	13,46	142,90	3,40		

VS	No	0,00	1,07	109,70	11,10	123,10	13,20
VS	A	0,00	2,48	121,30	9,10	139,00	11,40
VS	B	0,39	10,32	134,80	6,60		
VS	C	0,59	23,58	127,60	1,50	140,50	1,40
IP	No	0,00	0,90	108,70	10,80	119,30	7,20
IP	A	0,00	2,62	119,10	8,60	126,10	3,60
IP	B	0,40	19,10	136,60	8,00	122,90	5,70
IP	C	0,55	60,71	145,40	6,00	135,40	3,50

Healthy binocular

Subject	Lenses	VA	RTs slope	Rev latency 20	Rev amp 20	Rev latency 10	Rev amp 10
PH	No	-0,20	0,69	106,30	13,00	119,30	14,50
PH	A	-0,20	1,76	117,50	8,30	141,10	17,90
PH	B	0,40	6,29	136,10	10,20	160,30	13,20
PH	C	0,40	8,86	141,90	7,30	163,50	1,80
MG	No	-0,08	0,80	112,20	13,90	122,80	17,70
MG	A	0,02	2,22	116,10	16,20	129,10	13,80
MG	B	0,40	6,73	127,40	10,00	140,90	7,60
MG	C	0,39	7,92	125,70	8,40	131,60	3,60
KT	No	-0,28	0,71	111,70	9,10	129,90	15,20
KT	A	-0,20	1,27	117,70	6,50	144,00	7,50
KT	B	0,20	4,94	139,90	3,40		
KT	C	0,27	7,30	142,50	4,50		
VS	No	-0,04	0,34	112,80	11,50	118,70	18,80
VS	A	0,00	1,36	115,50	11,20	133,10	14,50
VS	B	0,31	7,03	129,90	5,60	154,00	3,20
VS	C	0,35	6,17	137,30	6,80	158,40	3,80
IP	No	-0,16	0,46	109,90	17,70	118,70	9,50
IP	A	-0,06	2,96	114,80	10,70	126,30	7,20
IP	B	0,46	20,66	134,80	6,90	162,00	5,20

IP	C	0,44	30,81	141,60	6,10	165,50	2,40



Διάγραμμα 4a:Χρονοκαθυστέρηση της P100 σε σχέση με την κλίση των χρόνων αντίδρασης. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 10 και 20 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular 20arcmin: y=118,4+0,640*x

Healthy Binocular 20arcmin: y=118,009+1,102*x

Patient Monocular 10arcmin: y=129,99+0,194*x

Patient Binocular 10 arcmin: y=131,03+1,5*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 20 arcmin

R^2	p-value
0,493	0,001

Healthy-binocular 20arcmin

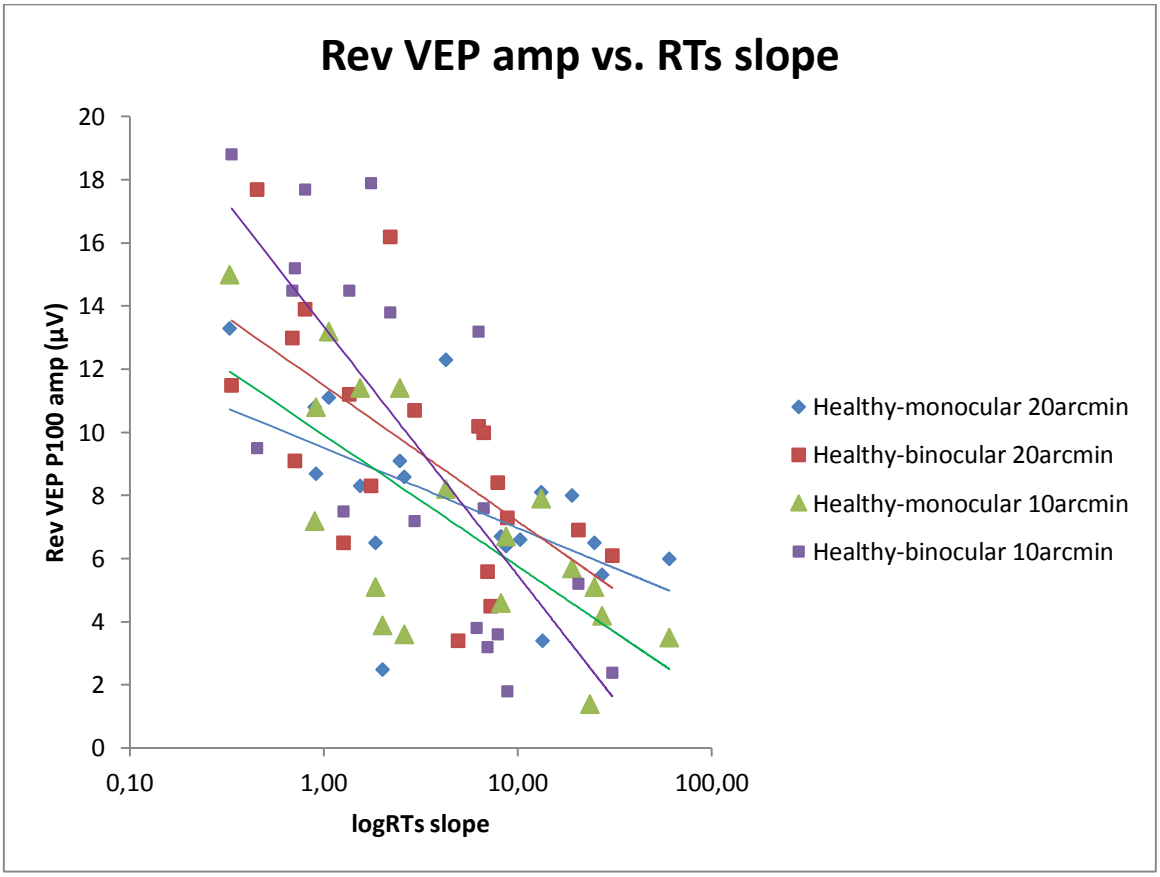
R^2	p-value
0,446	0,001

Healthy -Monocular 10 arcmin

R^2	p-value
0,068	0,298

Healthy-binocular 10arcmin

R^2	p-value
0,50	0,001



Διάγραμμα 4b: Πλάτος Δυναμικού της P100 των Reversal σε σχέση με την κλίση των χρονών αντίδρασης . Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 10 και 20 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν:

Healthy Monocular 20arcmin: y=8,476-0,086*x

Healthy Binocular 20arcmin: y=10,740-0,231*x

Patient Monocular 10arcmin: y=8,62-0,13*x

Patient Binocular 10 arcmin: y=12,5668-0,456*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 20 arcmin

R^2	p-value
0,171	0,070

Healthy-binocular 20arcmin

R^2	p-value
0,211	0,042

Healthy -Monocular 10 arcmin

R^2	p-value
0,274	0,026

Healthy-binocular 10arcmin

R^2	p-value
0,383	0,006

5.4 Pattern Appearance

Όπως προαναφέραμε πήραμε μετρήσεις Pattern Appearance για κάθε ζευγάρι φακών επαφής ή οπτική οξύτητα. Η μελέτη έγινε για την καθυστέρηση της P100 και για το πλάτος του δυναμικού(απόκρισης) των μετρησεων. Το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε(σκακιέρα) ήταν 80%contrast για 22 και 11 arcmin. Στους παρακάτω πινάκες και διαγράμματα περιλαμβάνονται μόνο οι μετρήσεις των υγιών εξεταζόμενων διότι οι μετρήσεις των ασθενών για τα VEPs δεν γίνεται να είναι συγκρίσιμες με αυτές των υγιών. Τα προκλητά δυναμικά VEPs επηρεάζονται αρκετά από παθήσεις οπτικού νεύρου έτσι πολλές φορές δεν καταφέραμε να πάρουμε μετρήσεις ασθενών για μικρά arcmin.

5.4.1 Pattern Appearance με Οπτική Οξύτητα

Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των pattern Reversal με τα ζεύγη φακών επαφής δηλαδή την χρονοκαθυστέρηση της P100 και του πλάτους. Στους παρακάτω πινάκες αναγράφονται οι μετρήσεις για κάθε εξεταζόμενο:

VA: Οπτική οξύτητα

Papp latency 22: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 22arcmin

Papp amp 22: Πλάτος απόκρισης για 22arcmin

Papp latency 11: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 11arcmin

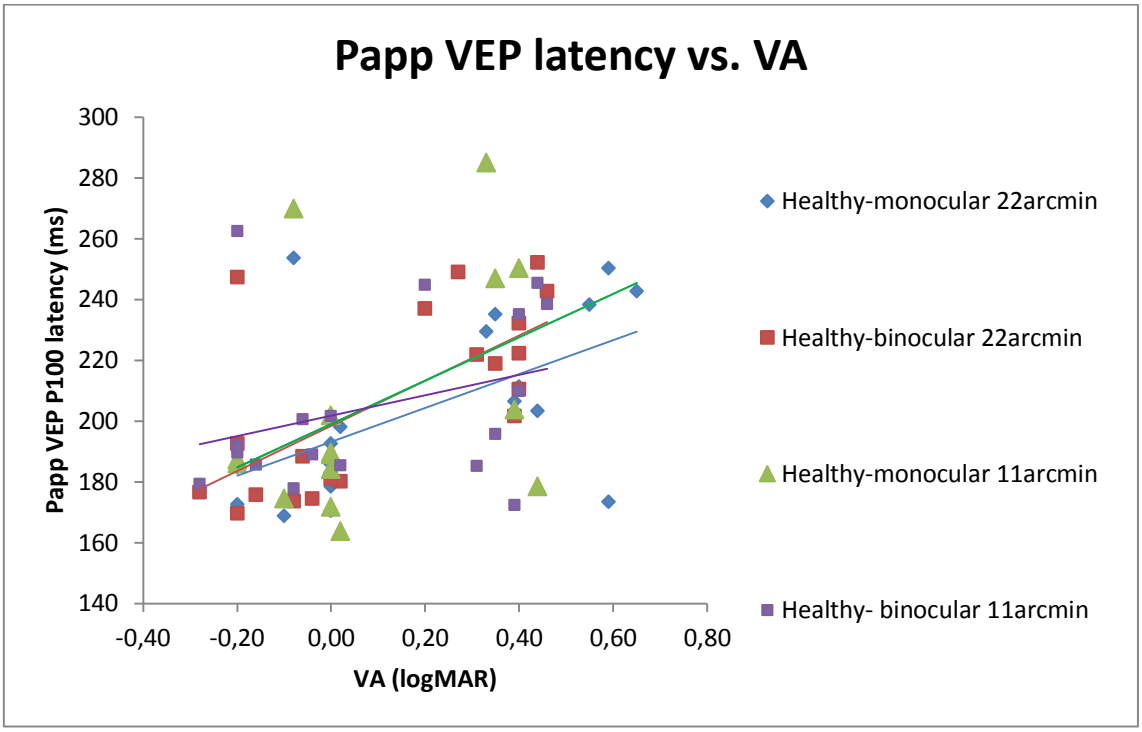
Papp amp 11: Πλάτος απόκρισης για 11arcmin

Healthy monocular

Subject	Lenses	VA	Papp latency 22	Papp amp 22	Papp latency 11	Papp amp 11
PH	no	-0,20	172,50	65,10	186,10	61,50
PH	A	-0,08	253,60	39,50	269,70	35,20
PH	B	0,35	235,10	27,20	246,90	12,40
PH	C	0,65	242,70	25,90		
MG	no	-0,10	168,80	40,10	174,50	44,40
MG	A	0,00	183,10	30,60	189,00	28,80
MG	B	0,44	203,20	23,80	178,50	25,70
MG	C	0,59	173,30	7,00		
KT	no	-0,20	184,80	19,90	187,20	20,10
KT	A	0,02	198,10	21,70	163,70	9,00
KT	B	0,33	229,40	13,60	285,00	4,00
KT	C	0,34				
VS	no	0,00	170,40	42,50	189,50	39,30
VS	A	0,00	185,80	27,30	171,70	23,50
VS	B	0,39	206,40	19,50	203,80	4,80
VS	C	0,59	250,30	3,00		
IP	no	0,00	178,40	39,90	184,10	34,60
IP	A	0,00	192,50	33,80	201,90	26,20
IP	B	0,40	211,30	18,60	250,30	7,00
IP	C	0,55	238,30	7,00		

Healthy binocular

Subject	Lenses	VA	Papp latency 22	Papp amp 22	Papp latency 11	Papp amp 11
PH	no	-0,20	169,70	67,60	189,50	71,50
PH	A	-0,20	247,30	36,50	262,50	42,20
PH	B	0,40	222,30	31,70	235,10	30,80
PH	C	0,40	232,10	25,90		
MG	no	-0,08	173,70	52,70	177,80	58,20
MG	A	0,02	180,10	49,80	185,40	45,10
MG	B	0,40	210,50	38,60	209,80	29,40
MG	C	0,39	201,50	28,50	172,40	26,70
KT	no	-0,28	176,50	25,00	179,20	31,40
KT	A	-0,20	192,60	28,10	191,80	27,00
KT	B	0,20	237,00	20,60	244,70	6,40
KT	C	0,27	249,00	12,20		
VS	no	-0,04	174,40	57,50	189,00	56,40
VS	A	0,00	181,00	50,40	201,60	43,70
VS	B	0,31	221,70	18,60	185,10	19,40
VS	C	0,35	218,90	21,50	195,60	17,80
IP	no	-0,16	175,60	56,10	185,50	49,00
IP	A	-0,06	188,30	49,30	200,50	41,10
IP	B	0,46	242,60	34,90	238,50	20,00
IP	C	0,44	252,10	24,30	245,30	15,70



Διάγραμμα 5a: Καθυστέρηση της P100 των Papp σε σχέση με την οπτική οξύτητα. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 11 και 22 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular 22arcmin: y=193,071+48,542*x

Healthy Binocular 22arcmin: y=198,547+75,171*x

Patient Monocular 11arcmin: y=199,039+71,342*x

Patient Binocular 11 arcmin: y=202,41+37,669*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 22 arcmin

R^2	p-value
0,247	0,036

Healthy-binocular 22arcmin

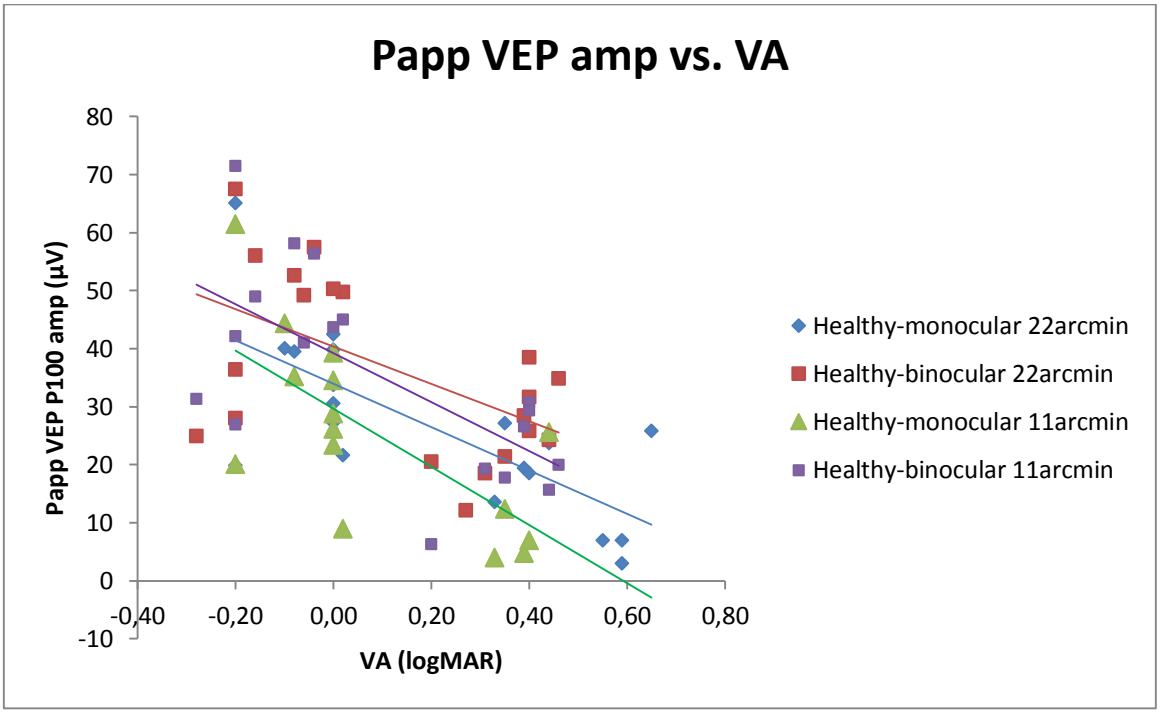
R^2	p-value
0,440	0,002

Healthy -Monocular 11 arcmin

R^2	p-value
0,177	0,118

Healthy-binocular 11arcmin

R^2	p-value
0,125	0,164



Διάγραμμα 5b:Πλάτος Δυναμικού της P100 των Papp σε σχέση με την οπτική οξύτητα. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 11 και 22 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν:

Healthy Monocular 22arcmin: y=33,995-34,682*x

Healthy Binocular 22arcmin: y=40,620-30,666*x

Patient Monocular 11arcmin: y=29,6-50,03*x

Patient Binocular 11arcmin: y=39,452-40,488*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 22arcmin

R^2	p-value
0,477	0,002

Healthy-binocular 22arcmin

R^2	p-value
0,275	0,021

Healthy -Monocular 11arcmin

R^2	p-value
0,477	0,004

Healthy-binocular 11arcmin

R^2	p-value
0,40	0,06

5.4.2 Pattern Appearance με Χρόνους αντίδρασης

Σε αυτό το υποκεφάλαιο θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα των pattern Appearance με τις κλίσεις των χρονών αντίδρασης δηλαδή την χρονοκαθυστέρηση της P100 και του πλάτους απόκρισης. Στους παρακάτω πινάκες παρουσιάζονται οι μετρήσεις από τις μεταβλητές:

VA: Οπτική οξύτητα

RTs slope: Κλίση της ευθείας(RTs-1/C) από τις μετρήσεις των χρονών αντίδρασης.

Papp latency 22: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 22arcmin.

Papp amp 22: Πλάτος απόκρισης για 22arcmin.

Papp latency 11: Χρονοκαθυστέρηση της P100 για 11arcmin.

Rev amp 11: Πλάτος απόκρισης για 11arcmin.

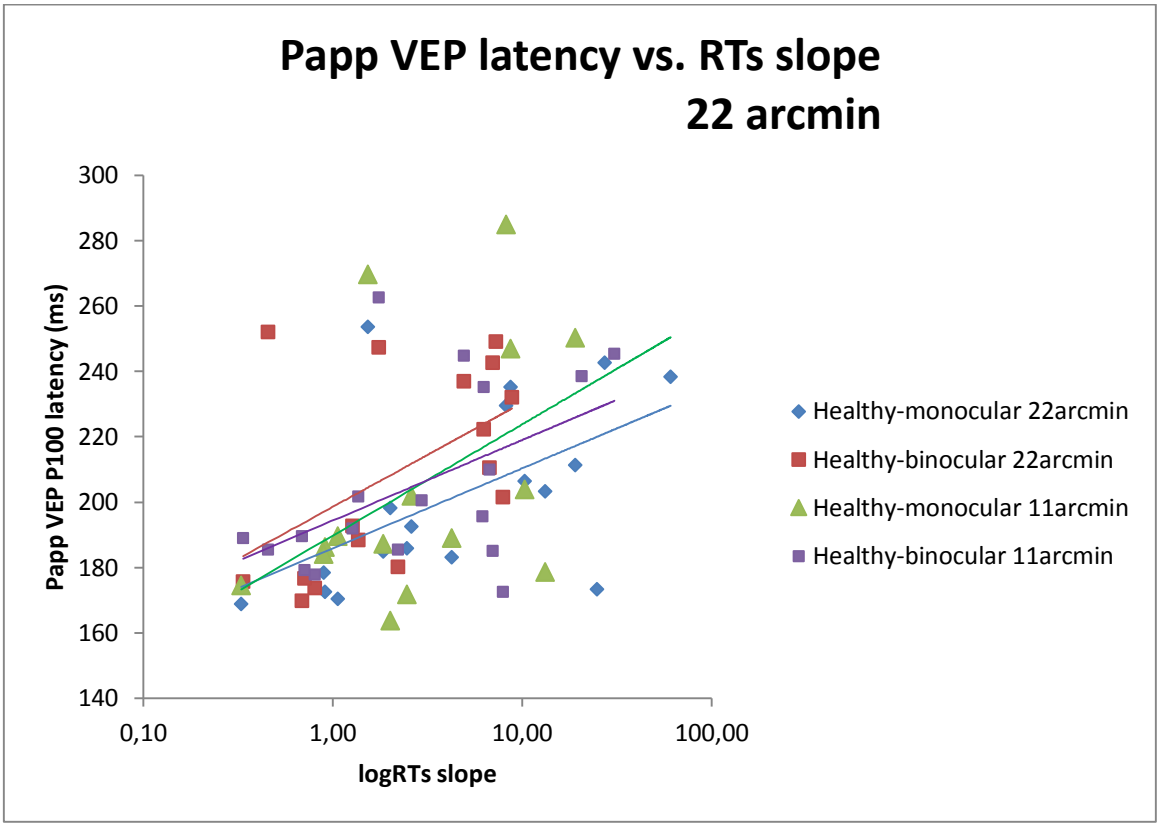
Healthy
monocular

Subject	Lenses	VA	RTs slope	Papp latency 22	Papp amp 22	Papp latency 11	Papp amp 11
PH	No	-0,20	0,91	172,50	65,10	186,10	61,50
PH	A	-0,08	1,54	253,60	39,50	269,70	35,20
PH	B	0,35	8,74	235,10	27,20	246,90	12,40
PH	C	0,65	27,28	242,70	25,90		
MG	No	-0,10	0,33	168,80	40,10	174,50	44,40
MG	A	0,00	4,27	183,10	30,60	189,00	28,80
MG	B	0,44	13,27	203,20	23,80	178,50	25,70
MG	C	0,59	24,86	173,30	7,00		
KT	No	-0,20	1,85	184,80	19,90	187,20	20,10
KT	A	0,02	2,02	198,10	21,70	163,70	9,00
KT	B	0,33	8,26	229,40	13,60	285,00	4,00
KT	C	0,34	13,46				
VS	No	0,00	1,07	170,40	42,50	189,50	39,30
VS	A	0,00	2,48	185,80	27,30	171,70	23,50
VS	B	0,39	10,32	206,40	19,50	203,80	4,80
VS	C	0,59	23,58	250,30	3,00		
IP	No	0,00	0,90	178,40	39,90	184,10	34,60

IP	A	0,00	2,62	192,50	33,80	201,90	26,20
IP	B	0,40	19,10	211,30	18,60	250,30	7,00
IP	C	0,55	60,71	238,30	7,00		

Healthy binocular

Subject	Lenses	VA	RTs slope	Papp latency 22	Papp amp 22	Papp latency 11
PH	No	-0,20	0,69	169,70	67,60	189,50
PH	A	-0,20	1,76	247,30	36,50	262,50
PH	B	0,40	6,29	222,30	31,70	235,10
PH	C	0,40	8,86	232,10	25,90	
MG	No	-0,08	0,80	173,70	52,70	177,80
MG	A	0,02	2,22	180,10	49,80	185,40
MG	B	0,40	6,73	210,50	38,60	209,80
MG	C	0,39	7,92	201,50	28,50	172,40
KT	No	-0,28	0,71	176,50	25,00	179,20
KT	A	-0,20	1,27	192,60	28,10	191,80
KT	B	0,20	4,94	237,00	20,60	244,70
KT	C	0,27	7,30	249,00	12,20	
VS	No	-0,04	0,34	174,40	57,50	189,00
VS	A	0,00	1,36	181,00	50,40	201,60
VS	B	0,31	7,03	221,70	18,60	185,10
VS	C	0,35	6,17	218,90	21,50	195,60
IP	No	-0,16	0,46	175,60	56,10	185,50
IP	A	-0,06	2,96	188,30	49,30	200,50
IP	B	0,46	20,66	242,60	34,90	238,50
IP	C	0,44	30,81	252,10	24,30	245,30



Διάγραμμα 6a:Πλάτος Δυναμικού της P100 των Papp σε σχέση με την κλίση των χρονών αντίδρασης. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 11 και 22 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular 22arcmin: y=193,348+0,955*x

Healthy Binocular 22arcmin: y=191,764+2,612*x

Patient Monocular 11arcmin: y=190,488+2,891*x

Patient Binocular 11 arcmin: y=194,989+1,741*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 22arcmin

R^2	p-value
0,241	0,033

Healthy-binocular 22arcmin

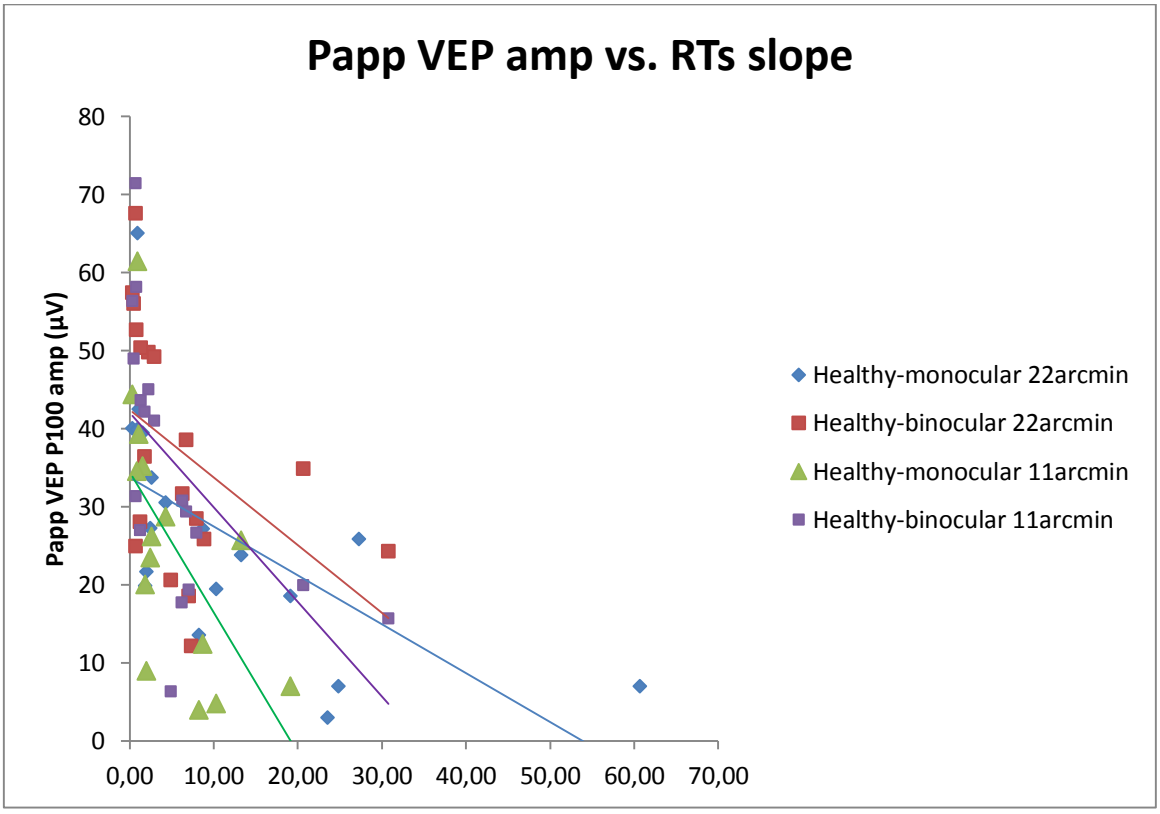
R^2	p-value
0,452	0,001

Healthy -Monocular 11arcmin

R^2	p-value
0,177	0,118

Healthy-binocular 11arcmin

R^2	p-value
0,249	0,035



Διάγραμμα 6b:Πλάτος Δυναμικού της P100 των Papp σε σχέση με την κλίση των χρονών αντίδρασης. Έχει γίνει διαχωρισμός για μονόφθαλμη και διόφθαλμη όραση για 11 και 22 arcmin.

Οι εξισώσεις ευθείας που προκύπτουν είναι:

Healthy Monocular 22arcmin: y=33,686-0,626*x

Healthy Binocular 22arcmin: y=41,68-0,87*x

Patient Monocular 11arcmin: y=34,42-1,8*x

Patient Binocular 11 arcmin: y=42,04+1,21*x

Από στατιστικό έλεγχο με ειδικό πρόγραμμα (SPSS) προκύπτει:

Healthy -Monocular 22arcmin

R^2	p-value
0,393	0,004

Healthy-binocular 22arcmin

R^2	p-value
0,180	0,063

Healthy -Monocular 11arcmin

R^2	p-value
0,376	0,15

Healthy-binocular 11arcmin

R^2	p-value
0,317	0,015

Κεφάλαιο 6: Συμπεράσματα

Ο σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να μελετηθεί μια νέα μέθοδος αξιολόγησης της όρασης για τους παραολυμπιακούς αγώνες που ονομάζεται οπτικοί χρόνοι αντίδρασης. Μια άλλη μέθοδος που χρησιμοποιείται σήμερα είναι η ηλεκτροφυσιολογία. Για το σκοπό αυτό πήραμε μετρήσεις και για τις δυο μεθόδους ώστε να τις συγκρίνουμε και να παρουσιάσουμε σε αυτό το κεφάλαιο τα συμπεράσματα.

Οι χρόνοι αντίδρασης σαν νέα ή συμπληρωματική μέθοδος αξιολόγησης της όρασης αποδείχτηκε ότι λειτούργει εξίσου καλά και σε μερικές περιπτώσεις και καλυτέρα με αυτήν της ηλεκτροφυσιολογίας. Στους χρόνους αντίδρασης καταφέραμε να πάρουμε μετρήσεις σε χαμηλές όρασης σε αντίθεση με τα προκλητά δυναμικά και συγκεκριμένα σε χαμηλά arcmin που δυσκολευόμασταν για τις μετρήσεις.

6.1 Κυρία Ευρήματα

Σε αυτή την παράγραφο θα αναγράψουμε τα συμπεράσματα για την μελέτη που κάναμε ανά μεθόδους και κατηγορίες του πειράματος.

6.1.1 Χρόνοι αντίδρασης

Σε αυτή την μελέτη αποδείξαμε ότι οι χρόνοι αντίδρασης λειτουργούν πολύ καλά σαν μέθοδος αξιολόγησης της όρασης. Στα αποτελέσματα μας φαίνεται ότι ο λογάριθμος της κλίσης των χρόνων αντίδρασης σε σχέση με την όραση(οπτική οξύτητα) έχουν μια πολύ καλή συσχέτιση εξίσου και το R^2=0,739 για μονόφθαλμη και R^2=0,793 για διόφθαλμη και με p-value=0,000. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχει σημαντική στατιστική διάφορα ανάμεσα στους χρόνους αντίδρασης και στην όραση(οπτική οξύτητα) και η μεταξύ τους συσχέτιση είναι κοντα70%-80%.

Εκτός από υγιής που χρησιμοποιούσαμε ειδικούς φακούς που μειώναμε την όραση πήραμε μετρήσεις και σε κάποιου ασθενής με παθήσεις στο οπτικό νεύρο όπου αναφέρονται συγκεκριμένα οι παθήσεις στο κεφάλαιο . Με λίγες μετρήσεις δεν μπορούμε να έχουμε στατιστική σημαντική διάφορα διότι το p-value >0,05 αλλά δεν είχαν μεγάλη διάφορα από αυτές των υγιών όπως φαίνεται στο διάγραμμα .

6.1.2 Pattern Reversal

Για τις μετρήσεις των προκλητών δυναμικών- Pattern Reversal πήραμε μετρήσεις για 100%contrast για 20 και 10 arcmin. Από τις μετρήσεις συγκρίναμε τον χρόνο απόκρισης της P100 και το πλάτος για κάθε όραση όραση(οπτική οξύτητα, ζεύγος φακών). Στα αποτελέσματα μας είναι μόνο μετρήσεις που πήραμε σε υγιείς εξεταζόμενους και δεν περιλαμβάνονται οι μετρήσεις των ασθενών σε αυτή την μέθοδο διότι πολλές φορές δεν καταφέρναμε να πάρουμε μετρήσεις. Από τα αποτέλεσμα συμπεραίνουμε ότι μεγαλύτερη στατιστική σημαντική διάφορα έχουμε στις σύγκρισης της καθυστέρησης της P100 για 20 αλλά και για 10 arcmin και για την σύγκριση με την οπτική οξύτητα αλλά και με τους χρόνους αντίδρασης. Πολύ υψηλό συντελεστή συσχέτιση έχει η χρονοκαθυστέρηση της P100 με την VA για 20 arcmin και για μονόφθαλμα και διόφθαλμα όπου R^2=0,815 και R^2= 0,734 αντίστοιχα δηλαδή έχουν συσχετιστική 70%-80%.

6.1.3 Pattern Appearance

Για τις μετρήσεις των προκλητών δυναμικών- Pattern Appearance πήραμε μετρήσεις για 80%contrast για 20 και 10 arcmin. Από τις μετρήσεις συγκρίναμε τον χρόνο απόκρισης της P100 και το πλάτος για κάθε όραση όραση(οπτική οξύτητα, ζεύγος φακών). Στα αποτελέσματα μας είναι μόνο μετρήσεις που πήραμε σε υγιείς εξεταζόμενους και δεν περιλαμβάνονται οι μετρήσεις των ασθενών σε αυτή την μέθοδο διότι πολλές φορές δεν καταφέρναμε να πάρουμε μετρήσεις. Από τα αποτέλεσμα συμπεραίνουμε ότι χρονοκαθυστέρηση της απόκρισης της P100 μετατοπίζεται πολύ σε σχέση με τα Reversal έως και 250ms. Από στατιστική όψη για papp 22arcmin τα αποτελέσματα είναι καλύτερα από ότι τα 11arcmin διότι για χαμηλές όρασης ήταν δύσκολο να πάρουμε μετρήσεις για 11arcmin. Το p-value είναι μικρό για 22 arcmin για τα αποτελέσματα της χρονοκαθυστέρηση για 22arcmin.Η συσχέτιση της χρονοκαθυστέρηση για 22arcmin με την οπτική οξύτητα είναι 44%.

6.2 Συσχέτιση αποτελεσμάτων με προηγούμενες έρευνες.

Για τους χρόνους αντίδρασης τα αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών συμπίπτουν με αυτά της συγκεκριμένης μελετης.

Για τα pattern Reversal τα όποια χρησιμοποιούνται σε κλινικές εξετάσεις τα αποτελέσματα της μελέτης μας ήταν όπως περιμέναμε.

Για τα pattern Appearance δεν έχουν γίνει πολλές έρευνες πάνω σε αυτό το κομμάτι των Προκλητων Δυναμικών. Από μια παρόμοιε ερευνά (McBain,2006) τα αποτελέσματα της έρευνας που είχε γίνει είναι πολύ κοντά με αυτά της δικιά μας μελέτης.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η σύγκριση των μεθόδων ανάμεσα στους οπτικούς χρόνους αντίδρασης και των προκλητών δυναμικών.

6.3 Συζήτηση-Επόμενες Έρευνες

Οι χρόνοι αντίδρασης σαν νέα ή συμπληρωματική μέθοδος αξιολόγησης της ποιότητας της όρασης αποδείχτηκε ότι λειτούργει εξίσου καλά και σε μερικές περιπτώσεις και καλυτέρα με αυτήν της ηλεκτροφυσιολογίας. Στους χρόνους αντίδρασης καταφέραμε να πάρουμε μετρήσεις σε χαμηλές όρασης σε αντίθεση με τα προκλητά δυναμικά και συγκεκριμένα σε χαμηλά arcmin που δυσκολευόμασταν για τις μετρήσεις. Το σημαντικό προτέρημα αυτής της μεθόδου ότι μπορεί να γίνει πολύ γρήγορα ακόμα και με κάποιο tablet οπουδήποτε.

Όποτε μια μελλοντική ερευνά είναι να γίνουν μετρήσεις σε εξεταζόμενους με αντί για μια οθόνη υψηλής ανάλυσης που χρησιμοποιήσαμε να γίνει πάνω ένα tablet που η ανταπόκριση να γίνεται με οθόνη αφής συγκοινωνώντας τα αποτελέσματα.

Ένα σημαντικό κομμάτι αυτής της μελέτης που έχει μέλλον σε επόμενες είναι τα Pattern Appearance. Είναι ενδιαφέρον να μελετηθεί η χρονοκαθυστέρηση της P100 και το πλάτος απόκρισης της με μεγαλύτερο δείγμα για σχετικά μικρές όρασης.

Αναφορές

1. Pérez, Guillermo M., Steven M. Archer, and Pablo Artal. "Optical characterization of Bangerter foils." *Investigative ophthalmology & visual science* 51.1 (2010): 609-613.

2. Pérez, Guillermo M., Steven M. Archer, and Pablo Artal. "Optical characterization of Bangerter foils." *Investigative ophthalmology & visual science* 51.1 (2010): 609-613.

3. McBain, Vikki A., et al. "Assessment of patients with suspected non-organic visual loss using pattern appearance visual evoked potentials." *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 245.4 (2007): 502-510.

4. Plainis, S., and I. J. Murray. "Neurophysiological interpretation of human visual reaction times: effect of contrast, spatial frequency and luminance."*Neuropsychologia* 38.12 (2000): 1555-1564.

5. Plainis, S., and I. J. Murray. "Reaction times as an index of visual conspicuity when driving at night." *Ophthalmic and physiological optics* 22.5 (2002): 409-415.

6. Plainis, Sotiris, et al. "Orientation and spatial frequency selectivity following adaptation: A reaction time study." *Perception* 44.3 (2015): 301-314.

7. Hopkins, Gregory Robert. *Contrast sensitivity and vision-related quality of life assessment in the pediatric low vision population*. Diss. The Ohio State University, 2014.

8. Carreiro, L. R. R., H. Haddad Jr, and M. V. C. Baldo. "The modulation of simple reaction time by the spatial probability of a visual stimulus." *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 36.7 (2003): 907-911.

9. Collins, Michael J., and Andrew Goode. "Interocular blur suppression and monovision." *Acta ophthalmologica* 72.3 (1994): 376-380.

10. Der, Geoff, and Ian J. Deary. "Age and sex differences in reaction time in adulthood: results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey."*Psychology and aging* 21.1 (2006): 62.

11. Fozard, James L., et al. "Age differences and changes in reaction time: the Baltimore Longitudinal Study of Aging." *Journal of Gerontology* 49.4 (1994): P179-P189.

12. Legras, Richard, et al. "Effect of induced anisometropia on binocular through-focus contrast sensitivity." *Optometry & Vision Science* 78.7 (2001): 503-509.

13. Murray, I. J., and S. Plainis. "Contrast coding and magno/parvo segregation revealed in reaction time studies." *Vision research* 43.25 (2003): 2707-2719.

14. Pardhan, Shahina, and Jim Gilchristt. "The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity." *Ophthalmic and physiological optics* 10.1 (1990): 33-36.

15. Plainis, S., and I. J. Murray. "Neurophysiological interpretation of human visual reaction times: effect of contrast, spatial frequency and luminance."*Neuropsychologia* 38.12 (2000): 1555-1564.

16. Plainis, S., and I. J. Murray. "Reaction times as an index of visual conspicuity when driving at night." *Ophthalmic and Physiological Optics* 22.5 (2002): 409-415.

17. Plainis, Sotiris, et al. "Binocular summation improves performance to defocus-induced blur." *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52.5 (2011): 2784-2789.

18. Seijas, Olga, et al. "Ocular dominance diagnosis and its influence in monovision." *American journal of ophthalmology* 144.2 (2007): 209-216.

19. Spehar, Branka, and Vladimir Kolesarić. "The effects of stimulus context on components of simple reaction time." *Review of Psychology* 17.1 (2010): 59-67.

20. Van Maanen, Leendert, et al. "Piéron's law and optimal behavior in perceptual decision-making." *Frontiers in neuroscience* 5 (2011).

21. Vassilev, Angel, Milena Mihaylova, and Claude Bonnet. "On the delay in processing high spatial frequency visual information: reaction time and VEP latency study of the effect of local intensity of stimulation." *Vision research* 42.7 (2002): 851-864.

22. Yang, Eunice, Randolph Blake, and James E. McDonald. "A new interocular suppression technique for measuring sensory eye dominance." *Investigative ophthalmology & visual science* 51.1 (2010): 588-593.

23.Ehrenstein, Walter H., and Addie Ehrenstein. "Psychophysical methods."*Modern techniques in neuroscience research* (1999): 1211-1241.

Σημειώσεις/ Εργασίες

1.Σωτήρης Πλαΐνης, Contrast Sensitivity. Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση.

2.Σωτήρης Πλαΐνης, Neurophysiology. Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση.

3.Σωτήρης Πλαΐνης, Reaction Times. Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση.

4.Σωτήρης Πλαΐνης, Psychophysical Techniques. Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση.

5.Andreas Bartels, Investigation of defocus using simple reaction times.Μεταπτυχιακή Εργασία Ειδίκευσης, Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση (2011).

6.Μαρία Γάγγα, Σημειώσεις VEPs, Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση.

7.Παπαδάτου Ελένη, Διερεύνηση της μόνο-όρασης με την χρήση οπτικών χρονών αντίδρασης, Μεταπτυχιακή Εργασία Ειδίκευσης, Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση (2014).

8.Λαρετζάκη Τζούλια, Μελέτη οπτικών προκλητών δυναμικών σε συνθήκες απειλής, Μεταπτυχιακή Εργασία Ειδίκευσης, Π.Μ.Σ. Οπτική και Όραση (2005).