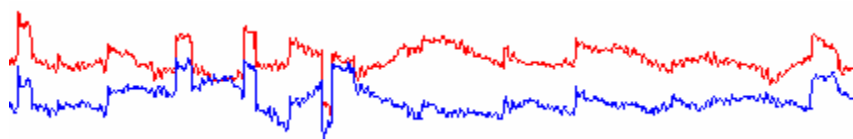




# ΜΕΛΕΤΗ ΟΦΘΑΛΜΙΚΩΝ ΚΙΝΗΣΕΩΝ ΠΡΟΣΗΛΩΣΗΣ



ΒΡΕΤΤΟΣ ΓΙΑΝΝΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ : ΠΛΑΪΝΗΣ ΣΩΤΗΡΗΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2006



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ  
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ



ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ  
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ  
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ





# ΜΕΛΕΤΗ ΟΦΘΑΛΜΙΚΩΝ ΚΙΝΗΣΕΩΝ ΠΡΟΣΗΛΩΣΗΣ

ΒΡΕΤΤΟΣ ΓΙΑΝΝΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ : ΠΛΑΪΝΗΣ ΣΩΤΗΡΗΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2006

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Οπτική και Όραση» και παρουσιάστηκε στην Τριμελή Επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. ΠΛΑΪΝΗ ΣΩΤΗΡΗ
2. ΠΑΛΛΗΚΑΡΗ ΙΩΑΝΝΗ
3. ΠΑΛΛΗΚΑΡΗ ΑΡΙΣΤΟΦΑΝΗ



# Περιεχόμενα

1. Σύστημα όρασης και οφθαλμικές κινήσεις.....	11
1.1 Σύστημα όρασης.....	11
1.1.1 Κατανομή φωτοϋποδοχέων .....	12
1.1.2 Λειτουργικότητα του αμφιβληστροειδή .....	15
1.2 Οφθαλμικοί μύες.....	18
1.3 Σύστημα παρατήρησης (gaze system) .....	19
1.3.1 Το οφθαλμοκινητικό σύστημα.....	20
1.3.1.1 Σακκαδικές κινήσεις (saccades) .....	20
1.3.1.2 Ομαλές κινήσεις παρακολούθησης (smooth pursuit movements) .....	21
1.3.1.3 Κινήσεις σύγκλισης - απόκλισης (vergence movements) .....	21
1.3.2 Το σύστημα σταθεροποίησης .....	22
1.3.2.1 Κινήσεις τρέμουλο (tremors).....	22
1.3.2.2 Κινήσεις διολίσθησης (drifts) .....	23
1.3.2.3 Μικροσακκαδικές κινήσεις (microsaccades).....	23
1.3.3 Το σύστημα κίνησης του κεφαλιού .....	25
1.3.3.1 Vestibular– Ocular reflex .....	26
1.3.3.2 Optokinetic reflex.....	27
1.4 Ο ρόλος των οφθαλμικών κινήσεων προσήλωσης.....	27
1.5 Καταγραφή οφθαλμικών κινήσεων .....	30
1.5.1 Απαιτήσεις για ένα ιδανικό σύστημα καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων.....	30
1.5.2 Τεχνικές καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων .....	31
1.5.2.1 Τεχνικές που βασίζονται σε ανακλώμενες ακτίνες .....	31
1.5.2.2 Τεχνική που βασίζεται στην καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του δέρματος / ElectroOculoGraphy .....	34
1.5.2.3 Τεχνικές που βασίζονται σε χρήση φακών επαφής .....	34
1.6 Σκοπός της εργασίας.....	36
2. Μεθοδολογία .....	39
2.1 Περιγραφή του συστήματος ανίχνευσης – καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων .....	39
2.2 Σύνθεση τμημάτων συστήματος καταγραφής.....	40
2.2.1 Κεντρικός υπολογιστής (Host PC).....	41
2.2.2 Υπολογιστής προβολής ερεθισμάτων (Display PC).....	42
2.2.3 Κάσκα στήριξης καμερών ανίχνευσης (Headband) .....	43
2.2.4 Κάρτα PCI (PCI card).....	43
2.3 Προετοιμασία καταγραφής μέσω του λογισμικού του συστήματος.....	44
2.3.1 Οθόνη ελέγχου ρυθμίσεων κάμερας (Camera Setup screen) .....	45
2.3.1.1 Επιλογή μεθόδου καταγραφής.....	46

2.3.1.2	Επιλογή συχνότητας δειγματοληψίας.....	46
2.3.1.3	Βελτιστοποίηση απεικόνισης των ορίων της κόρης και του κερατοειδή .....	46
2.3.1.4	Τοποθέτηση της κάμερας καταγραφής των κινήσεων του κεφαλιού.....	47
2.3.2	Οθόνη ελέγχου βαθμονόμησης (calibration screen).....	48
2.3.3	Οθόνη ελέγχου αξιοπιστίας βαθμονόμησης (validation screen) ..	49
2.3.4	Οθόνη ελέγχου γενικών επιλογών (Set Options screen).....	50
2.3.5	Οθόνες ελέγχου δεδομένων εξόδου και ελέγχου διαδικασίας καταγραφής (Output – Record screen) .....	50
2.4	Πειραματική διαδικασία .....	51
2.4.1	Ερέθισμα (stimulus) .....	51
2.4.2	Οργάνωση πειράματος .....	53
2.5	Ανάλυση στοιχείων.....	55
3.	Αποτελέσματα .....	60
3.1	Επίδραση του χρόνου .....	60
3.2	Επίδραση του contrast .....	67
3.3	Επίδραση του μεγέθους.....	73
3.4	Διαφορά διόφθαλμης – μονόφθαλμης όρασης.....	81
4.	Συμπεράσματα.....	86
4.1	Στατιστικές αναλύσεις αποτελεσμάτων .....	86

## Abstract

**PURPOSE:** It is known that the static visual field responsible for detecting and perceiving visual stimuli of interest depends on the photoreceptor / ganglion cell distribution on the retina. However the ability of the eyes to move continuously and coordinately expands the way we understand our environment. Eye movements are distinguished in those responsible for the detection of points of interest and those responsible for fixating them. The aim of the present study was to investigate fixational eye movements while attenuating the optical parameters of a fixation spot. Specifically, the effect of contrast and target size in the precision and stability of fixation was studied. Furthermore stability of the fixational system were studied under monocular and binocular conditions.

**METHODOLOGY:** Eye position was recorded using a video based eye tracker (Eyelink II, SR Research) with high spatial resolution ( $< 0.01^\circ$ ) and high sampling rate (500 Hz). Nine volunteers were measured, aged 25 – 35 years, with the best spectacle-corrected vision for distance. The stimulus was a circle of constant luminance in its central half region increasing cosinusoidally in periphery. We used three different target sizes (1, 0.5 and 0.2 deg diameter). The target contrast changed between 100, 40, 10, 4 and 1% and the recording duration was 15 sec. Binocular and monocular recordings were performed, which allowed recording of both eyes. A system calibration was performed prior each recording so that the output results could refer to the exact position of the pupil's centre on the display screen. The fixation stability was analysed with the calculation of the Bivariate Ellipse Contour Areas which contained 68% of fixation points on their scatter plots. The fixation ability was expressed in terms of visual areas ( in arcmins<sup>2</sup>)

**RESULTS:** The fixation duration was found to influence significantly its stability as the elliptic areas of fixational points. Statistical significant differences were found between the first 5 sec and the first 10 sec and between first 5 sec and 15 sec of the recording. The effect of target size was found significant on the size of the elliptic areas. As the target increased in size the elliptic areas increased as well. The ellipse area when the diameter of the target was 1 deg was found smaller than the target

area but this reversed in the case of the two smaller targets. Target contrast was also found to affect the fixation stability for values, with this effect being more pronounced for contrast levels < 10% while no statistically-significant difference was found above this. Finally a reduced ability for fixation was found when viewing the target monocularly : elliptic areas were always larger than those of the binocular recordings at all conditions with the effect being more important at lower contrasts (3-4 times increase in fixation area under monocular conditions). When studying the effect of eye dominance (binocular recordings) a reduced ability for fixation was found for the non – dominant eye in comparison to the dominant eye. At the corresponding monocular recordings eye dominance did not play a role in fixational ability : the occluded eye showed in all cases higher fixational instability.

**CONCLUSIONS** : It is possible that the increasing area of fixation in the time domain is attributable to retinal fatigue and eye dryness. Considering the effect of target size on fixation, it seems that decreasing size can increase fixational ability up to a level that no further improvement can be made. The effect of target contrast is obvious for values below 10% and this may be due to the sensitivity for this stimulus (~2%C). The target is well detectable for values above 10% and maybe this is the reason why no significant differences were observed. The fixation area was significantly decreased, in comparison to binocular fixation, when fixating monocularly, especially for contrast values below 10%. This could partly be due to the fact that the sensitivity of monocular vision is reduced in comparison with the binocular vision (detection threshold ~4%). However, the 4 times difference reveals that the increased instability when fixating monocularly may arise from the activation of different group of cortical neurons under the two conditions.

## Περίληψη

**Σκοπός :** Το στατικό “οπτικό” πεδίο ανίχνευσης και αντίληψης των οπτικών ερεθισμάτων που μας περιβάλλουν εξαρτάται άμεσα από την κατανομή των φωτοϋποδοχέων στον αμφιβληστροειδή. Η ικανότητα όμως των οφθαλμών να βρίσκονται σε συνεχή και συντονισμένη κίνηση επεκτείνει σε σημαντικό βαθμό τον τρόπο με τον οποίο αντιλαμβανόμαστε το περιβάλλον μας. Οι οφθαλμικές κινήσεις διακρίνονται σε κινήσεις υπεύθυνες για τον εντοπισμό σημείων ενδιαφέροντος αλλά και για την εστίασή τους κατά την προσήλωση. Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η επίδραση και μελέτη των οπτικών παραμέτρων του ερεθίσματος, όπως το contrast και το μέγεθος, καθώς και η χρονική διάρκεια της προσήλωσης στην ακρίβεια και σταθερότητα των οφθαλμικών κινήσεων σε συνθήκες μονόφθαλμης και δίοφθαλμης προσήλωσης.

**Μεθοδολογία :** Οι καταγραφές των οφθαλμικών κινήσεων πραγματοποιήθηκαν με την χρήση ανιχνευτή οφθαλμικών κινήσεων Eyelink II, SR Research (της κατηγορίας video – ανιχνευτών) υψηλής χωρικής ανάλυσης ( $<0.01^\circ$ ) και υψηλής συχνότητας δειγματοληψίας (500 Hz). Στο πείραμα έλαβαν μέρος εννέα εξεταζόμενοι ηλικίας 25 – 35 ετών με διορθωμένα διαθλαστικά σφάλματα. Ο στόχος που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένας κυκλικός στόχος σταθερής φωτεινότητας σε μία κεντρική μοίρα του και αυξανόμενης φωτεινότητας στην περιφέρεια του. Χρησιμοποιήθηκαν στόχοι διαφορετικής διαμέτρου 1, 0.5 και 0.2 deg. Το contrast του στόχου μεταβαλλόταν μεταξύ των τιμών 100, 40, 10, 4 και 1% και η διάρκεια των καταγραφών ήταν χρονικής διάρκειας 15sec. Πραγματοποιήθηκαν δίοφθαλμες και μονόφθαλμες καταγραφές στις οποίες υπήρχε η δυνατότητα καταγραφής και του καλυμμένου οφθαλμού.

Πριν από κάθε καταγραφή έγινε βαθμονόμηση του συστήματος ώστε τα εξαγόμενα αποτελέσματα να αναφέρονται στην ακριβή θέση του κέντρου της κόρης του καταγραφόμενου οφθαλμού πάνω στην οθόνη προβολής.

Η σταθερότητα της προσήλωσης ελέγχθηκε μέσω διμεταβλητών ελλειπτικών περιοχών (Bivariate Ellipse Contour Areas) οι οποίες περιείχαν το 68% των σημείων προσήλωσης στα διαγράμματα διασποράς τους. Στην πραγματικότητα η ικανότητα της προσήλωσης σχετίστηκε με το γωνιακό εμβαδόν αυτών των περιοχών.

**Αποτελέσματα :** Η χρονική διάρκεια της προσήλωσης βρέθηκε να επηρεάζει σημαντικά την σταθερότητα της καθώς ελέγχθηκαν οι ελλειπτικές περιοχές των σημείων προσήλωσης στα πρώτα 5, 10 και 15sec της καταγραφής. Στατιστικά σημαντικές διαφορές βρέθηκαν συγκρίνοντας τις ελλειπτικές περιοχές μεταξύ των πρώτων 5sec και πρώτων 10sec και μεταξύ των πρώτων 5sec και 15sec της καταγραφής. Στο μεσοδιάστημα μεταξύ των 10sec και 15sec δεν βρέθηκε στατιστική διαφορά στο μέγεθος των ελλειπτικών περιοχών. Σημαντική βρέθηκε να είναι και η επίδραση του μεγέθους του προβαλλόμενου ερεθίσματος στο μέγεθος των ελλειπτικών περιοχών των σημείων προσήλωσης. Όσο μεγαλύτερη η διάμετρος του προβαλλόμενου στόχου τόσο μεγαλύτερες βρέθηκαν και οι ελλειπτικές περιοχές. Στην περίπτωση του στόχου διαμέτρου 1deg το εμβαδόν των ελλειπτικών περιοχών βρέθηκε να είναι μικρότερο του εμβαδού του στόχου κάτι το οποίο δεν ίσχυε στην περίπτωση των δύο στόχων μικρότερης διαμέτρου. Επίσης σημαντική βρέθηκε να είναι και η επίδραση του contrast του στόχου στην σταθερότητα της προσήλωσης για τιμές μικρότερες του 10%. Για μεγαλύτερες τιμές contrast δεν βρέθηκε σημαντική επίδραση. Τέλος στις μονόφθαλμες καταγραφές βρέθηκε σημαντικά μειωμένη η ικανότητα προσήλωσης για όλους τους εξεταζόμενους, καθώς οι ελλειπτικές περιοχές εμφάνισαν αύξηση 3-4 φορές σε σχέση με τις αντίστοιχες διόφθαλμες. Το φαινόμενο αυτό έγινε περισσότερο αισθητό για τιμές contrast μικρότερες από 40%.

Όλες οι αναλύσεις έγιναν διαχωρίζοντας τους οφθαλμούς των εξεταζόμενων σε κυρίαρχο και μη. Στις διόφθαλμες καταγραφές παρατηρήθηκε μειωμένη ικανότητα προσήλωσης του μη κυρίαρχου οφθαλμού σε σχέση με τον κυρίαρχο. Στις αντίστοιχες μονόφθαλμες βρέθηκε μια αλλαγή σε αυτή την συμπεριφορά της ικανότητας προσήλωσης μεταξύ κυρίαρχου και μη οφθαλμού ανάλογα με το ποιος οφθαλμός ήταν καλυμμένος. Ο καλυμμένος οφθαλμός βρέθηκε να είναι λιγότερο ικανός στην διαδικασία της προσήλωσης ανεξάρτητα από το αν ήταν ο κυρίαρχος ή ο μη κυρίαρχος.

**Συμπεράσματα :** Ο κύριος λόγος της αύξησης των ελλειπτικών περιοχών με την πάροδο του χρονικού διαστήματος προσήλωσης είναι πιθανόν η αποφυγή της κόπωσης των φωτοϋποδοχέων αλλά ίσως και η έλλειψη δακρύων με τον χρόνο. Εξετάζοντας την επίδραση του μεγέθους του στόχου προκύπτει το συμπέρασμα ότι η ικανότητα προσήλωσης βελτιώνεται για μικρότερους στόχους μέχρι μια συγκεκριμένη τιμή. Η επίδραση του contrast είναι εμφανής για τιμές χαμηλότερες από 10% πιθανόν γιατί είναι κοντά στην ουδό για το συγκεκριμένο ερέθισμα (~2%). Η ικανότητα προσήλωσης



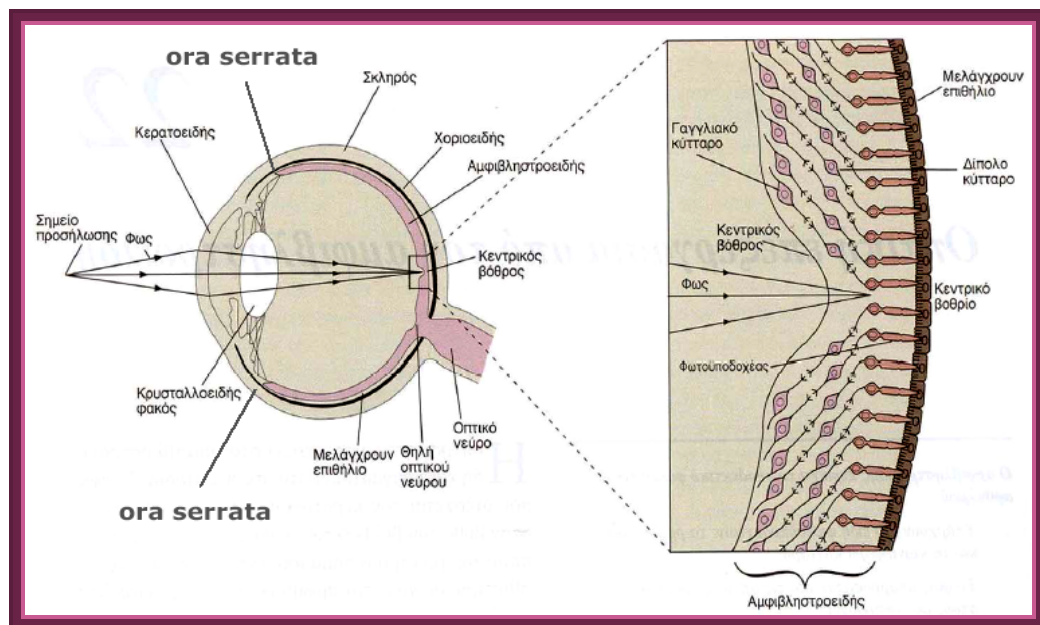
κατά την μονόφθαλμη προσήλωση βρέθηκε και αυτή σημαντικά μειωμένη για τιμές  $\text{contrast} < 10\%$  άλλα με πιο έντονη επίδραση (αυτών των τιμών  $\text{contrast}$ ) σε σχέση με τις αντίστοιχες διόφθαλμες καταγραφές, ίσως λόγω του γεγονότος ότι η ευαισθησία της μονόφθαλμης όρασης είναι σημαντικά μειωμένη σε σχέση με την διόφθαλμη όραση (ουδός ευαισθησίας  $\sim 4\%$ ) οπότε και η επίδραση του  $\text{contrast}$  αναμένεται να είναι πιο σημαντική για μικρές τιμές του. Είναι πιθανόν επίσης η διαφορά μονόφθαλμης-διόφθαλμης προσήλωσης να οφείλεται σε ενεργοποίηση διαφορετικών φλοιικών περιοχών στην κάθε περίπτωση.

# ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

# 1. Σύστημα όρασης και οφθαλμικές κινήσεις

## 1.1 Σύστημα όρασης

Η ικανότητα να βλέπουμε εξαρτάται από την δράση διαφόρων δομών μέσα και έξω από τον βολβό του ματιού οι οποίες δρουν αυτόνομα και ενσωματώνονται σε μια ενιαία αντίληψη του χώρου. Το πόσο ικανοποιητικά μπορούμε να κινούμαστε στον περιβάλλοντα χώρο και να αντιλαμβανόμαστε τις σκηνές που εξελίσσονται γύρω μας εξαρτάται από το πόσο αποτελεσματικά ο εγκέφαλος επεξεργάζεται τις οπτικές πληροφορίες που δέχεται. Η παρακάτω εικόνα παριστά μερικές από τις θεμελιώδεις δομές του οπτικού συστήματος του ματιού.



Εικόνα 1. Ανατομία του οφθαλμού του ανθρώπου

Όταν κοιτάμε ένα αντικείμενο, ακτίνες φωτός ανακλώνται από το αντικείμενο προς τον κερατοειδή. Οι ακτίνες συγκλίνουν, διαθλώνται από τον

κερατοειδή, τον κρυσταλλοειδή φακό και το υαλώδες σώμα και εστιάζονται πάνω στον αμφιβληστροειδή. Η λειτουργία του φακού είναι η δημιουργία όσο το δυνατόν ευκρινέστερου ειδώλου στον αμφ/δή. Εκεί μέσω των φωτοϋποδοχέων (κωνία και ραβδία, οι οποίοι απορροφούν και αποκρίνονται στο φως), η φωτεινή ενέργεια των οπτικών ερεθισμάτων μετατρέπεται σε ηλεκτρικά σήματα (νευρικές ώσεις) τα οποία διαβιβάζονται στα δίπολα κύτταρα στη συνέχεια στα γαγγλιακά κύτταρα όπου με τη σειρά τους μεταβιβάζουν το ηλεκτρικό σήμα δια μέσου του οπτικού νεύρου (optic nerve) αρχικά στον έξω γονατώδη πυρήνα (LGN) και στη συνέχεια στο κέντρο της όρασης (V1, πρωτοταγής οπτικός φλοιός) και σε ανώτερα κέντρα του εγκεφάλου για περαιτέρω επεξεργασία αναγκαία για την αντίληψη (π.χ. στο V4 για αποκωδικοποίηση του χρώματος, της μορφής και του σχήματος των εικόνων και στο V5 για τον προσανατολισμό, την κίνηση και το βάθος πεδίου των εικόνων).

### 1.1.1 Κατανομή φωτοϋποδοχέων

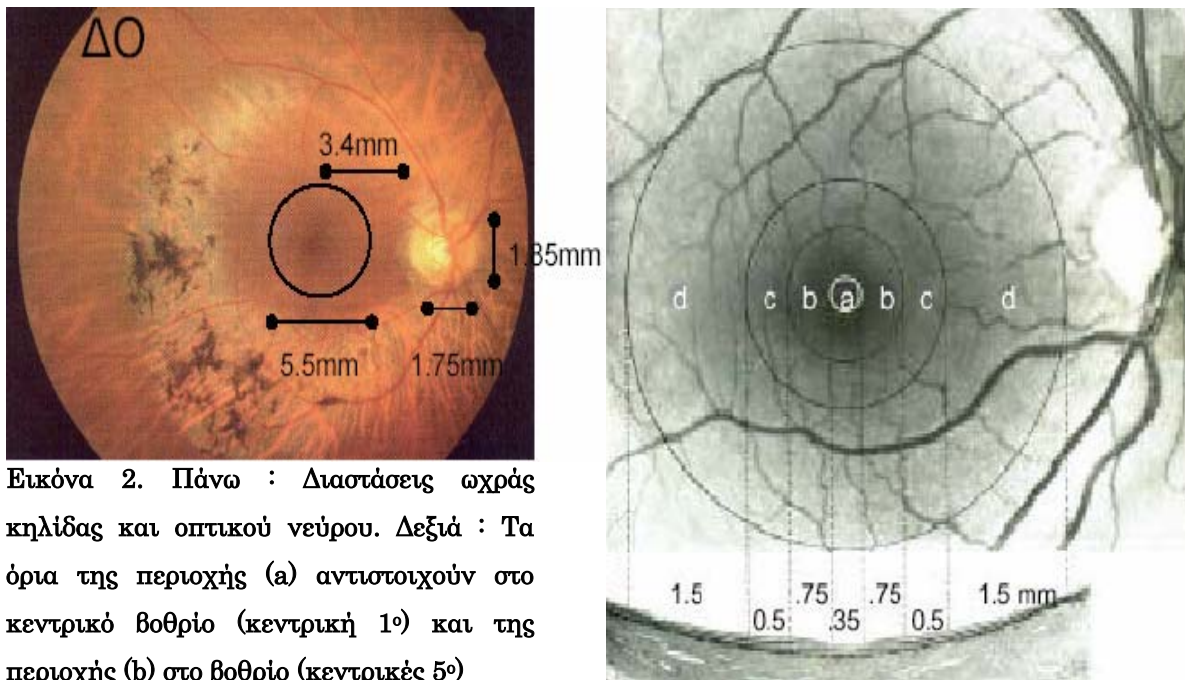
Ο αμφιβληστροειδής ουσιαστικά, αποτελεί τον φωτοευαίσθητο χιτώνα του οφθαλμού και περιέχει δύο τύπους φωτοϋποδοχέων, τα κωνία και τα ραβδία. Είναι ελαφρώς μεγαλύτερος (32mm κατά μήκος του οριζόντιου άξονα) και λίγο παχύτερος (150μm στο κεντρικό βοθρίο, 400μm στο όριο του βοθρίου, 200μm στην περιφέρεια) από ένα γραμματόσημο. Περιέχει τρεις χαρακτηριστικές περιοχές (εικ.2) :

(i) την **ωχρά κηλίδα** διαμέτρου περίπου 5.5mm (17° γωνίας όρασης – η γωνία μεταξύ ειδώλου του αντικειμένου στον αμφ/δή και των κομβικών σημείων του οφθαλμού. Είδωλο διαμέτρου 300μm αντιστοιχεί περίπου σε 1° γωνίας όρασης. Η γωνία όρασης ισούται και με τη γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των κομβικών σημείων του οπτικού μας συστήματος και του μεγέθους του αντικειμένου)

(ii) το **βοθρίο** το οποίο καταλαμβάνει την κεντρική περιοχή της ωχράς κηλίδας με διάμετρο 1.5mm (5°) με μειωμένο πάχος, επειδή τα κυτταρικά σώματα των εγγύς νευρώνων έχουν μετατοπισθεί προς τα πλάγια επιτρέποντας στους

φωτοϋποδοχείς της περιοχής (μόνο κωνία) να δεχθούν την οπτική εικόνα με την ελάχιστη δυνατή παραμόρφωση. Η κεντρική του περιοχή ( $1^\circ$ ) ονομάζεται **κεντρικό βοθρίο** και αποτελεί το λεπτότερο σημείο του αμφ/δής ( $\sim 150\mu\text{m}$ ), στερείται ραβδίων και εμφανίζει την μέγιστη ικανότητα ευκρίνειας λόγω της υψηλής πυκνότητας κωνίων.

(iii) τη **θηλή του οπτικού νεύρου** που αποτελεί την περιοχή από την οποία οι ίνες του οπτικού νεύρου εγκαταλείπουν τον αμφ/δή. Η θηλή βρίσκεται  $4.5\text{mm}$  ( $11.8^\circ$ ) ρινικά του κεντρικού βοθρίου, στερείται φωτοϋποδοχέων και για αυτό δημιουργεί ένα τυφλό σημείο στο οπτικό μας πεδίο.

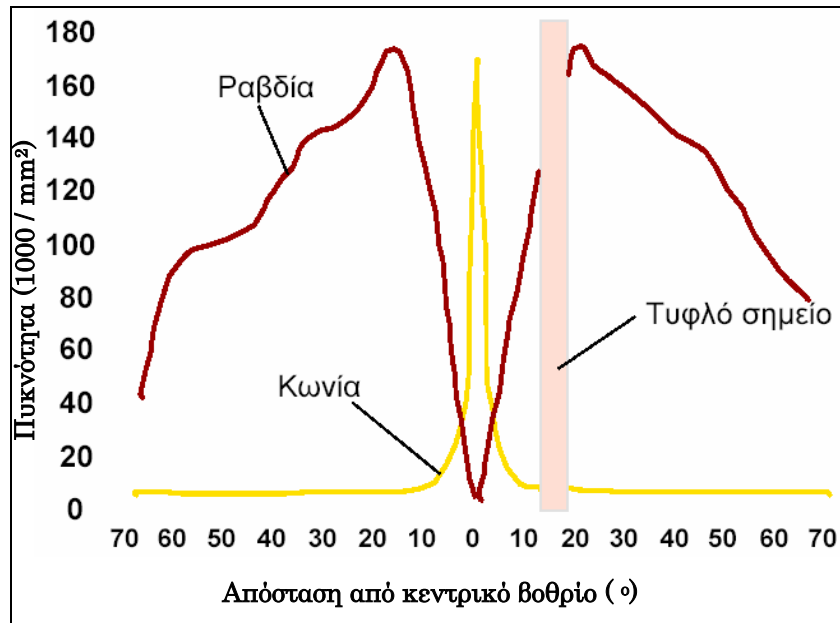


Εικόνα 2. Πάνω : Διαστάσεις ωχράς κηλίδας και οπτικού νεύρου. Δεξιά : Τα όρια της περιοχής (a) αντιστοιχούν στο κεντρικό βοθρίο (κεντρική  $1^\circ$ ) και της περιοχής (b) στο βοθρίο (κεντρικές  $5^\circ$ )

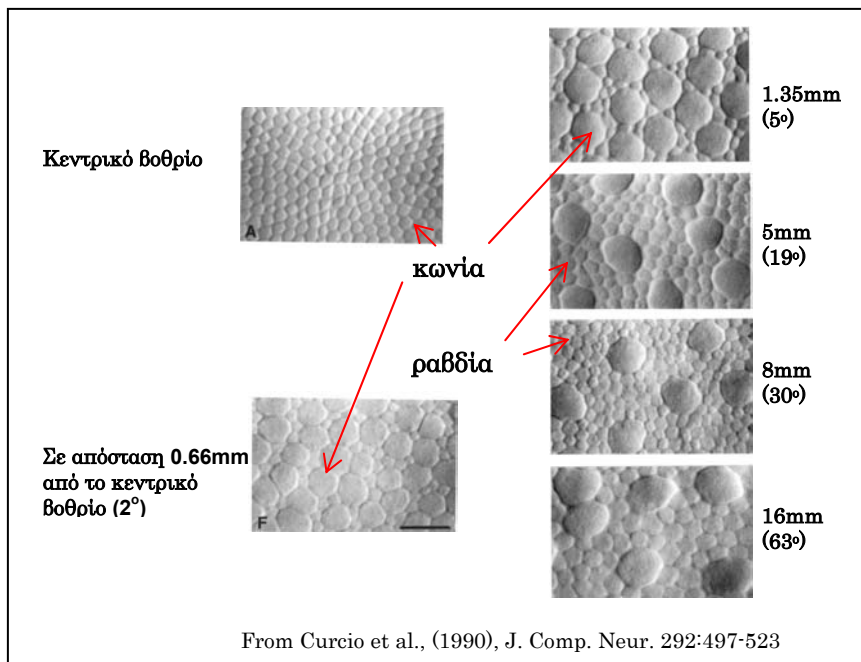
Replotted from Hogan, 1971

Ο αμφιβληστροειδής περιέχει περίπου 5 εκατομμύρια κωνία και 120 εκατομμύρια ραβδία με αποτέλεσμα να μην κατανέμονται ομοιόμορφα. Τα ραβδία βρίσκονται επί το πλείστον στην περιφέρεια του αμφ/δής, παρουσιάζοντας μέγιστη πυκνότητα περίπου στις  $20^\circ$  από το κέντρο της ωχράς κηλίδας, ενώ τα κωνία είναι επί το πλείστον συγκεντρωμένα στο κεντρικό βοθρίο, όπου και απουσιάζουν τα ραβδία.

Στις εικόνες που ακολουθούν παριστάνεται η πυκνότητα και το μέγεθος των φωτοϋποδοχέων συναρτήσει της απόστασης τους από το κεντρικό βοθρίο.



Εικόνα 3.1 Κατανομή πυκνότητας φωτοϋποδοχέων



Εικόνα 3.2. Απεικόνιση κατανομής φωτοϋποδοχέων

### 1.1.2 Λειτουργικότητα του αμφιβληστροειδή

Λόγω της ανομοιόμορφης κατανομής των φωτοϋποδοχέων στον αμφ/δή, κάτι το οποίο είναι αποτέλεσμα της εξέλιξης, διακρίνονται δύο περιοχές διαφορετικής λειτουργικότητας. Μία **κεντρική περιοχή** με μεγάλη διακριτική ικανότητα, λόγω της μεγάλης πυκνότητας κωνίων, υπεύθυνη για **πολύπλοκη και λεπτομερή οπτική επεξεργασία** (φοβική όραση) και μία **περιφερική περιοχή** σημαντική για την **ανίχνευση και την κατεύθυνση των ερεθισμάτων** λόγω της μεγάλης πυκνότητας ραβδίων (περιφερική όραση).

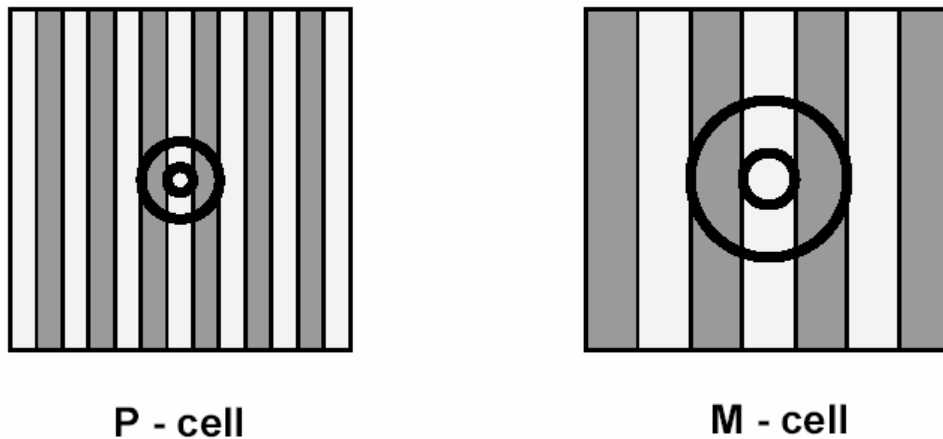
Ο διαχωρισμός των δύο αυτών περιοχών του αμφ/δή προέρχεται από ανεξάρτητο τρόπο απόκρισης, λειτουργίας, και οργάνωσης των δύο ειδών φωτοϋποδοχέων. Η σημαντικότερη λειτουργική διαφορά τους είναι ότι τα κωνία είναι υπεύθυνα για την διεκπεραίωση της έγχρωμης όρασης, (υπάρχουν τρία είδη κωνίων που περιέχουν το καθένα μια οπτική χρωστική σε διαφορετικά τμήματα του ορατού φάσματος με αποτέλεσμα ο εγκέφαλος να αποκτά πληροφορίες συγκρίνοντας τις αποκρίσεις των τριών ειδών κωνίων) ενώ η όραση μέσω των ραβδίων (τα οποία περιέχουν ένα είδος χρωστικής, ροδοψίνη, με αποτέλεσμα να απαντούν όλα με τον ίδιο τρόπο σε διαφορετικά μήκη κύματος) είναι «άχρωμη». Επίσης σημαντική διαφορά είναι ότι τα ραβδία λειτουργούν σε αμυδρό φως και στο σκοτάδι, όταν τα φωτεινά ερεθίσματα είναι πολύ αδύνατα για να διεγείρουν τα κωνία, αποκρίνονται δηλαδή σε χαμηλά επίπεδα φωτεινότητας ενώ τα κωνία είναι λιγότερο ευαίσθητα και υπεύθυνα για την όραση στο φως. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι ότι τα ραβδία περιέχουν περισσότερη φωτοευαίσθητη οπτική χρωστική από τα κωνία γεγονός που τα καθιστά ικανά να δεσμεύουν περισσότερο φως. Επιπλέον το σύστημα των ραβδίων είναι συγκλίνον. Πολλά ραβδία συνάπτονται με το ίδιο δίπολο (κοντά στο κεντρικό βοθρίο ένα διπολικό κύτταρο ραβδίων λαμβάνει σήματα από 15 ραβδία), με αποτέλεσμα τα σήματα των ραβδίων, που είναι πολύ

περισσότερα από τα κωνία, να αλληλοενοχλούνται και να αυξάνεται η προκαλούμενη από το φως απόκριση του κυττάρου κάτι που επιδρά άμεσα στην ικανότητα του εγκεφάλου να ανιχνεύει αμυδρό φως στο σκοτάδι. Η σύγκλιση όμως του συστήματος των ραβδίων επιδρά αρνητικά στην οπτική τους οξύτητα (χωρική διακριτική ικανότητα) σε σχέση με τα κωνία του κεντρικού βοθρίου, τα οποία δεν παρουσιάζουν σύγκλιση στα δίπολα, με αποτέλεσμα να εμφανίζουν μεγαλύτερη οπτική οξύτητα (τα κωνία της περιφέρειας παρουσιάζουν και αυτά σύγκλιση αλλά σε μικρότερο βαθμό από τα ραβδία). Τα κωνία υπερτερούν επίσης από τα ραβδία στην χρονική διακριτική ικανότητα, κάτι το οποίο σημαίνει ότι η απόκριση τους σε μία στιγμιαία λάμψη (flash) είναι πολύ ταχύτερη (απόκριση σε ~50msec) από αυτή των ραβδίων (απόκριση σε ~200msec).

Λειτουργικές διαφορές παρουσιάζονται επίσης και στο επίπεδο των γαγγλιακών κυττάρων. Οι πληροφορίες για κάθε γαγγλιακό κύτταρο προέρχονται πάντα από τους ίδιους φωτοϋποδοχείς μιας περιγεγραμμένης περιοχής του αμφιβληστροειδή η οποία αποτελεί το **υποδεκτικό πεδίο** για το κύτταρο αυτό. Στην πραγματικότητα το υποδεκτικό πεδίο του γαγγλιακού κυττάρου είναι η περιοχή του αμφ/δή την οποία το κύτταρο ελέγχει. Τα υποδεκτικά πεδία είναι κυκλικά και διαφέρουν σε μέγεθος στις διάφορες περιοχές του αμφ/δή. Έτσι στην περιοχή του κεντρικού βοθρίου, όπου η οπτική οξύτητα είναι μέγιστη, τα υποδεκτικά πεδία είναι μικρά ενώ στην περιφέρεια όπου η οπτική οξύτητα είναι μικρή, τα υποδεκτικά πεδία είναι μεγαλύτερα. Λόγω της διαφοράς των υποδεκτικών τους πεδίων τα γαγγλιακά κύτταρα διαχωρίζονται σε δύο κατηγορίες με διαφορετικά φυσιολογικά και ανατομικά χαρακτηριστικά. Τα κύτταρα τύπου M (από το λατινικό magni, δηλαδή μεγάλα) και τα κύτταρα τύπου P (από το λατινικό parvi, δηλαδή μικρά). Τα κύτταρα τύπου M είναι λίγα σε αριθμό (αποτελούν το 10% που σχηματίζουν το οπτικό νεύρο), βρίσκονται στην περιφέρεια του αμφ/δή και έχουν μεγάλα υποδεκτικά πεδία με αποτέλεσμα να παρουσιάζουν μειωμένη χωρική διακριτική ικανότητα. Τα κύτταρα τύπου P είναι περίπου 10 φορές περισσότερα και έχουν μικρά υποδεκτικά πεδία. Η χωρική διακριτική

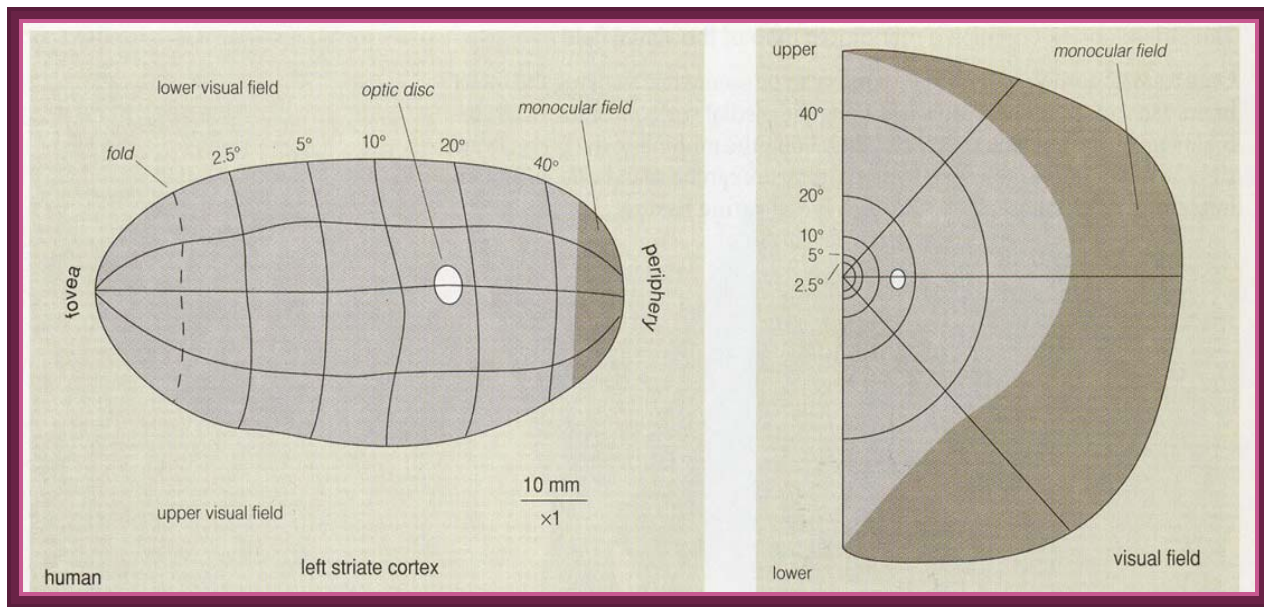


ικανότητα τους είναι υψηλή λόγω του μεγέθους τους αλλά και της δυνατότητας άθροισης των αποκρίσεων τους και βρίσκονται επί το πλείστον στην περιοχή του κεντρικού βοθρίου, όπου οι απαιτήσεις ευκρινούς όρασης είναι μεγάλες (εικ.4).



Εικόνα 4. Τα υποδεκτικά πεδία των κυττάρων τύπου P (αριστερά) αποκρίνονται καλύτερα σε ερεθίσματα υψηλότερης χωρικής συχνότητας από ότι τα υποδεκτικά πεδία των κυττάρων τύπου M (δεξιά)

Το γεγονός ότι η εξέλιξη οδήγησε τον άνθρωπο στο να έχει ανιστροπικό αμφιβληστροειδή βοηθάει στην παροχή ποιοτικής πληροφορίας, η οποία προέρχεται ως επί το πλείστον από τα κωνία, αλλά και στην ποσοτική παροχή πληροφορίας, (ο τρόπος κατανομής των κωνίων δίνει την δυνατότητα μέγιστης εξαγωγής πληροφορίας). Αυτό αντικατοπτρίζεται στο γεγονός ότι η κεντρική περιοχή του αμφ/δή (κεντρικές 5°, 0.2% του αμφ/δή) η οποία σχετίζεται με την ποιότητα και την ποσότητα της πληροφορίας προβάλλεται σε ποσοστό περίπου 40% στον οπτικό φλοιό του εγκεφάλου. Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό και ως φλοιώδης μεγέθυνση (εικ.5).



**Striate cortex**

**Visual field**

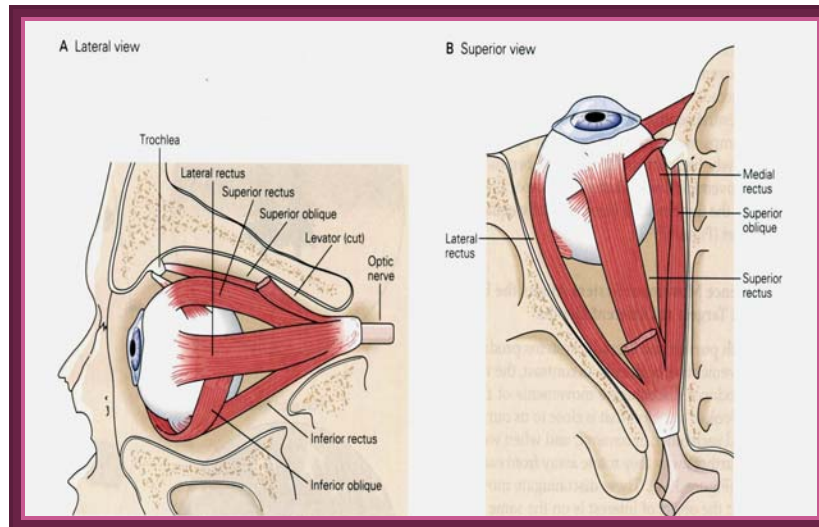
**Εικόνα 5. Φλοιώδης μεγέθυνση**

## 1.2 Οφθαλμικοί μύες

Η κίνηση των οφθαλμών ελέγχεται αποκλειστικά από ένα σύστημα τριών ανταγωνιστικών ζευγών εξοφθάλμιων μυών (εικ.6) υπεύθυνων για κινήσεις κροταφικές, ρινικές, προς τα πάνω και κάτω αλλά και κυκλοστροφικές. Από τους έξι αυτούς μύες οι τέσσερις είναι ορθοί και οι άλλοι δύο λοξοί. Με εξαίρεση τον κάτω λοξό όλοι οι οφθαλμοκινητικοί μύες εκφύονται από την κορυφή του κόγχου. Τα ανταγωνιστικά ζεύγη οφθαλμικών μυών είναι : **άνω ορθός – κάτω ορθός, έσω ορθός – έξω ορθός, άνω λοξός – κάτω λοξός.**

Ο **άνω, ο κάτω και ο έσω ορθός** μυς καθώς και ο **κάτω λοξός** νευρώνονται από την **3<sup>η</sup> εγκεφαλική συζυγία** ή **κοινό κινητικό νεύρο (III)** (όλοι νευρώνονται από τον κάτω κλάδο του κοινού κινητικού έκτος από τον άνω ορθό που νευρώνεται από τον άνω κλάδο του κοινού κινητικού). Οι νευρικοί κλάδοι εισέρχονται στους αντίστοιχους μύες από την βολβική τους επιφάνεια.

Ο **έξω ορθός** νευρώνεται από το **απαγωγό νεύρο (VI)** ενώ ο **άνω λοξός** νευρώνεται από το **τροχιλιακό νεύρο (IV)** που εισέρχεται στον μυ από την έξω κογχική επιφάνειά του.



**Εικόνα 6. Οι οφθαλμικοί μύες**

Ο κάθε ένας από τους οφθαλμικούς μύες είναι υπεύθυνος και για ξεχωριστή κίνηση ή συνδυασμό ξεχωριστών κινήσεων. Στον πίνακα που ακολουθεί φαίνεται η δράση τους.

Μύες	Δράση
Έσω ορθός	Προσαγωγή (κίνηση ρινικά)
Έξω ορθός	Απαγωγή (κίνηση κροταφικά)
Άνω ορθός	Άνω στροφή, έσω κυκλοστροφή, προσαγωγή
Κάτω ορθός	Κάτω στροφή, έξω κυκλοστροφή, προσαγωγή
Άνω λοξός	Κάτω στροφή, έσω κυκλοστροφή, απαγωγή
Κάτω λοξός	Άνω στροφή, έξω κυκλοστροφή, απαγωγή

**Πίνακας 1. Δράση των οφθαλμοκινητικών μυών**

### 1.3 Σύστημα παρατήρησης (gaze system)

Η διαδικασία της προσήλωσης σε ένα αντικείμενο ελέγχεται από ένα συνδυασμό τριών υποσυστημάτων οφθαλμοκινητικού ελέγχου τα οποία συνθέτουν ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρατήρησης (gaze system). Οι βασικές λειτουργίες του είναι να συλλαμβάνει τις εικόνες και να τις κρατάει σταθερές στην περιοχή του κεντρικού βοθρίου, να εμποδίζει δηλαδή την απομάκρυνση

τους από εκεί και να σταθεροποιεί την εικόνα ακόμα και όταν τα αντικείμενα κινούνται ή όταν το κεφάλι κινείται<sup>1,2</sup>.

Τα τρία υποσυστήματα οφθαλμοκινητικού ελέγχου είναι το **οφθαλμοκινητικό σύστημα** (oculomotor system), το **σύστημα σταθεροποίησης** (fixation system) και το **σύστημα κίνησης του κεφαλιού** (headmovement system).

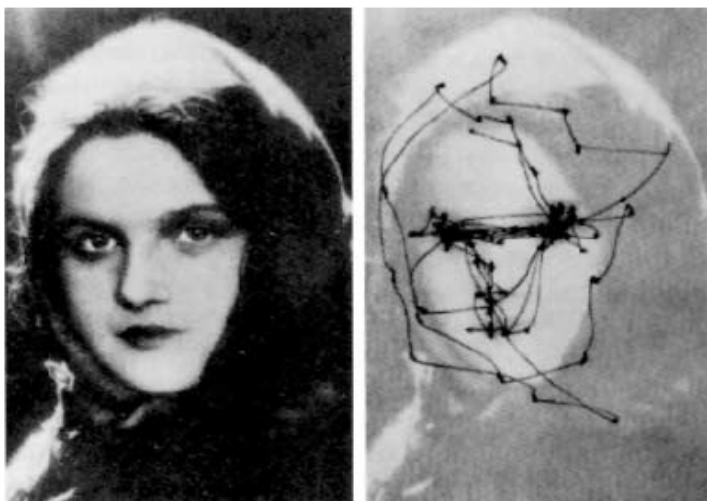
### 1.3.1 Το οφθαλμοκινητικό σύστημα

Το οφθαλμοκινητικό σύστημα υποστηρίζει την παρατήρηση ακίνητων και μη εικόνων. Είναι υπεύθυνο για την ύπαρξη τριών ειδών κινήσεων.

Τις **σακκαδικές**, τις **ομαλές κινήσεις παρακολούθησης** (smooth pursuit movements) και τις **κινήσεις σύγκλισης – απόκλισης** (vergence movements).

#### 1.3.1.1 Σακκαδικές κινήσεις (saccades)

Είναι εκούσιες κινήσεις των ματιών (πάνω από 100.000 ημερησίως) με τις οποίες «σαρώνουμε» μία εικόνα (εικ.7). Είναι οι πιο γρήγορες κινήσεις από όλες τις κινήσεις του ανθρωπίνου σώματος (~700°/sec ) και είναι πολύ σύντομες (~ 50 msec)<sup>3</sup>. Το πλάτος και η κατεύθυνσή τους είναι εκούσια (1-20°) ενώ η ταχύτητά τους είναι ακούσια και καθορίζεται από την εκκεντρότητα του στόχου. Επίσης η εκκεντρότητα και η προβλεψιμότητα του στόχου καθορίζει την καθυστέρησή τους. Τέλος, υφίστανται και χωρίς την απαραίτητη ύπαρξη στόχου ακόμα δηλαδή και σε σκοτοπικές συνθήκες.



**Εικόνα 7.** Η τροχιά των σακκαδικών κινήσεων κατά την διάρκεια «σάρωσης» μιας εικόνας. Οι μαύρες κουκίδες ανάμεσα σε δυο σακκαδικές κινήσεις αντιπροσωπεύουν προσωρινά σημεία σταθεροποίησης

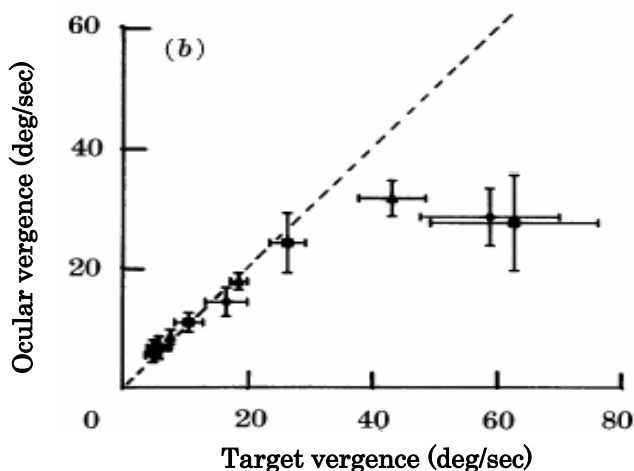
### 1.3.1.2 Ομαλές κινήσεις παρακολούθησης (smooth pursuit movements)

Είναι κινήσεις με τις οποίες μπορούμε να παρακολουθήσουμε ένα κινούμενο αντικείμενο στο οπτικό μας πεδίο<sup>4</sup>. Η μέγιστη ταχύτητά τους είναι ~100°/sec (πολύ μικρότερη από αυτή των σακκαδικών) και ελέγχεται από την ταχύτητα του κινούμενου αντικειμένου. Η προβλεψιμότητα της κίνησης του αντικειμένου (κατεύθυνση και στιγμή έναρξης) καθορίζει και την ταχύτητα απόκρισής τους.

### 1.3.1.3 Κινήσεις σύγκλισης - απόκλισης (vergence movements)

Είναι «ασύζευκτες» οφθαλμικές κινήσεις κατά τις οποίες τα μάτια είτε συγκλίνουν (convergence), κατά την διάρκεια της προσαρμογής, είτε απομακρύνονται (divergence) το ένα από το άλλο. Λαμβάνουν μέρος όταν ένα αντικείμενο πλησιάζει ή απομακρύνεται αντίστοιχα. Καθοδηγούνται από τον βαθμό ανομοιότητας του αμφιβληστροειδικού ειδώλου (το είδωλο του αντικειμένου προβάλλεται σε διαφορετικές περιοχές του αμφ/δή σε κάθε μάτι (retinal disparity)).

Η σχετική αυτή κίνηση των ματιών αποτελεί μια πολύπλοκη διαδικασία η οποία απαιτεί ανώτερη επεξεργασία στον φλοιό του εγκεφάλου κάτι το οποίο συνεπάγεται καθυστέρηση στην απόκριση της κίνησης (γραφ.1).



Γράφημα 1. Απόκριση σύγκλισης (ocular vergence) συναρτήσει ταχύτητας στόχου (target vergence). Για μεγάλες ταχύτητες στόχου γίνεται φανερή η καθυστέρηση στην απόκριση της κίνησης

### 1.3.2 Το σύστημα σταθεροποίησης

Το σύστημα σταθεροποίησης προσδιορίζεται από τις οφθαλμικές κινήσεις που λαμβάνουν μέρος κατά την διάρκεια που προσηλώνουμε σε ένα σταθερό σημείο. Είναι υπεύθυνο για την ύπαρξη τριών ειδών κινήσεων. Τις **τρέμουλο κινήσεις** (tremors) τις **κινήσεις διολισθησης** (drifts) και τις **μικροσακκαδικές κινήσεις** (microsaccades).

#### 1.3.2.1 Κινήσεις τρέμουλο (tremors)

Αυτές οι κινήσεις συχνά αποκαλούνται και φυσιολογικός νυσταγμός. Είναι ακούσιες ταλαντωτικές κινήσεις του ενός ή και των δύο ματιών ικανές για να διατηρήσουν τους νευρώνες σε συνεχή λειτουργία. Ουσιαστικά είναι απεριοδικές κυματοειδής κινήσεις των ματιών με συχνότητα  $\sim 90$  Hz<sup>5,6</sup>. Αποτελούν τις μικρότερες οφθαλμικές κινήσεις, με πλάτος περίπου όσο η διάμετρος ενός κωνίου στην περιοχή του βοθρίου ( $\sim 0.5$  arcmin)<sup>7,8</sup>. Είναι αρκετά δύσκολο να καταγραφούν με ακρίβεια καθώς τα πλάτη και οι συχνότητες τους είναι συνήθως στο εύρος του θορύβου του συστήματος καταγραφής.

Η ακριβής συνεισφορά τους στην υποστήριξη της όρασης δεν έχει ακόμα ξεκαθαριστεί. Πολύ σημαντικό είναι το γεγονός ότι η συχνότητα τους είναι μεγαλύτερη από το όριο flicker fusion (ο ρυθμός ενός flicker πάνω από τον οποίο ένα ερέθισμα εμφανίζεται σταθερό · 50-60 Hz για τον άνθρωπο) οπότε το τρέμουλο του ειδώλου μπορεί να είναι αναποτελεσματικό σαν ερέθισμα <sup>9,10</sup>. Τέλος έχουν καταγραφεί να είναι ανεξάρτητες στους δύο οφθαλμούς κάτι το οποίο σημαίνει ότι ίσως να περιορίζουν την ικανότητα του οπτικού μας συστήματος να συνδυάζει πληροφορίες από τους δύο αμφιβληστροειδείς, έχοντας άμεση επίπτωση στην στερεοσκοπική όραση.

### 1.3.2.2 Κινήσεις διολίσθησης (drifts)

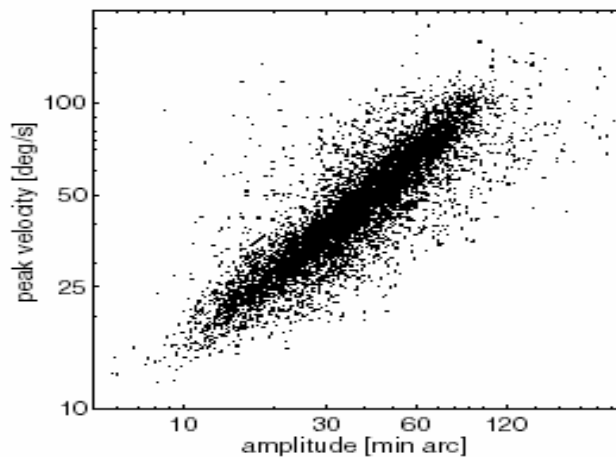
Είναι αργές καμπυλοειδείς κινήσεις οι οποίες λαμβάνουν χώρα ταυτόχρονα με τις tremor κινήσεις στο χρονικό διάστημα μεταξύ των μικροσακκαδικών κινήσεων. Κατά την διάρκεια των κινήσεων διολίσθησης (drifts) το είδωλο του στόχου «γλιστράει» δια μέσου 5-15 φωτοϋποδοχέων. Έχουν καταγραφεί και σαν συζυγείς και σαν μη συζυγείς. Η ύπαρξη τους αρχικά πιστευόταν ότι οφείλεται στην αστάθεια των οφθαλμοκινητικών μυών και ότι αντισταθμίζουν την απομάκρυνση του ειδώλου από τη fovea λόγω των μικροσακκαδικών κινήσεων<sup>11</sup>. Εντούτοις πρόσφατες έρευνες έχουν δείξει πως έχουν αντισταθμιστικό ρόλο στην υποστήριξη της ακριβούς προσήλωσης ακόμα και κατά την απουσία των μικροσακκαδικών ή σε διαστήματα κατά τα οποία η αντιστάθμιση από τις μικροσακκαδικές είναι σχετικά ανεπαρκής <sup>12,13</sup>. Τέλος όπως και οι τρέμουλο κινήσεις έτσι και οι κινήσεις διολίσθησης μπορεί να προέρχονται από τον θόρυβο και την μεταβλητότητα των νευρωνικών αποκρίσεων με άμεση επιρροή στους οφθαλμικούς μύες <sup>14,15</sup>.

### 1.3.2.3 Μικροσακκαδικές κινήσεις (microsaccades)

Οι μικροσακκαδικές είναι μικρές, απότομες, ακούσιες κινήσεις οι οποίες παρουσιάζονται κατά την διάρκεια της προσήλωσης. Ουσιαστικά μεταφέρουν το αμφιβληστροειδικό είδωλο δια μέσου μερικών δεκάδων φωτοϋποδοχέων<sup>16,23</sup>. Το πλάτος της κίνησης του κυμαίνεται μεταξύ 5-120 arcmin<sup>17</sup> (δεν μπορούν όμως να προσδιορισθούν μόνο από το μέγεθός τους), η συχνότητα τους από 0,1-5 Hz<sup>18</sup> και διαρκούν περίπου 25ms. Μικροσακκαδικές κινήσεις έχουν παρατηρηθεί και σε διάφορα άλλα είδη εκτός του ανθρώπου και κυρίως σε είδη με φοβική όραση (foveal vision).

Ο πιθανότερος ρόλος των μικροσακκαδικών είναι να διορθώνουν μετατοπίσεις των ματιών οι οποίες παράγονται από τις κινήσεις διολίσθησης (drifts). Η πιθανότητα ύπαρξης, κατευθυντικότητας και πλάτους των εξαρτάται από προηγούμενες μετατοπίσεις του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Για

παράδειγμα αν οι κινήσεις διολίσθησης μεταφέρουν τον στόχο προσήλωσης μακριά από το κεντρικό βοθρίο, οι μικροσακκαδικές τείνουν να επαναφέρουν το είδωλο πίσω. Πρόσφατες έρευνες έχουν δείξει ότι ίσως να αντιδρούν στην αδρανοποίηση και την προσαρμογή των φωτουποδοχέων σε μια μικρή κλίμακα χρόνου και στην διόρθωση σφαλμάτων προσήλωσης σε μια πιο ευρεία κλίμακα χρόνου<sup>19</sup>. Πολύ σημαντική επίσης είναι και η γραμμική εξάρτηση της ταχύτητας τους με το πλάτος της κίνησής τους <sup>20,21</sup> (γραφ.2).



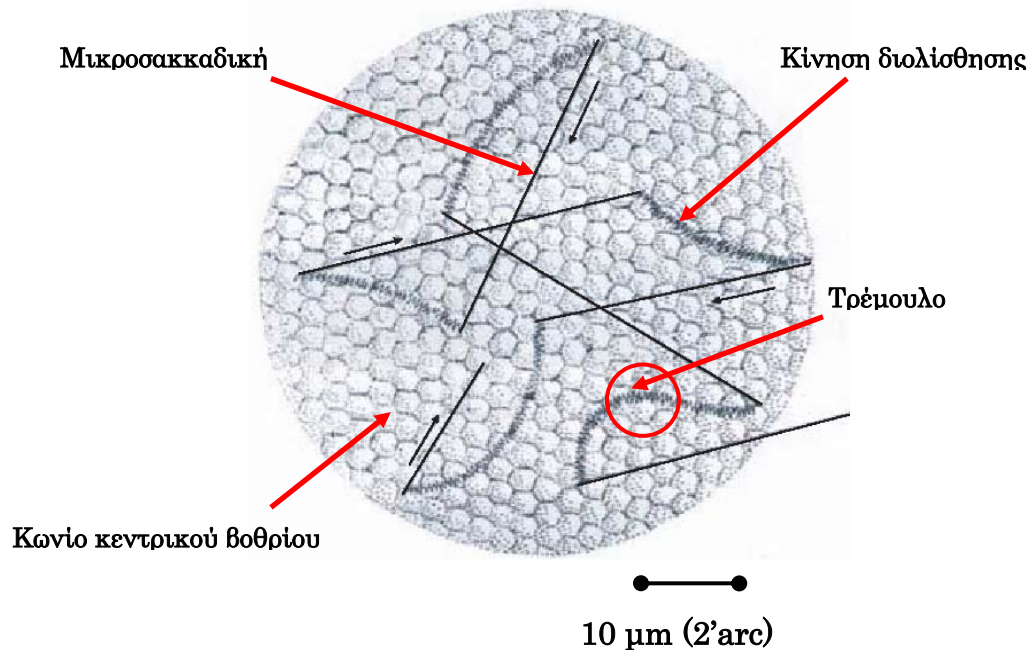
Γράφημα 2. Γραμμική εξάρτηση πλάτους-ταχύτητας μικροσακκαδικών κινήσεων

Οι οφθαλμικές κινήσεις μπορεί να είναι **συζυγείς** (conjugate) και **μη συζυγείς** (non – conjugate). Κατά τις συζυγείς κινήσεις οι δύο οφθαλμοί κινούνται στην ίδια κατεύθυνση και περίπου κατά το ίδιο πλάτος και την ίδια γωνιακή ταχύτητα, όπως π.χ. κατά την διάρκεια μιας σακκαδικής κίνησης προς τα αριστερά όπου ο δεξιός οφθαλμός κινείται ρινικά και ο αριστερός κροταφικά. Κατά τις μη συζυγείς κινήσεις οι δύο οφθαλμοί κινούνται σε αντίθετες κατευθύνσεις όπως συμβαίνει στην σύγκλιση των οφθαλμών κατά την προσαρμογή.

Στη παρακάτω εικόνα φαίνεται ότι το πλάτος των τρέμουλο κινήσεων είναι περίπου όσο η διάμετρος ενός κωνίου του κεντρικού βοθρίου, δηλαδή της τάξης των 2.5 $\mu$ m ή 0.5arcmin (αντιστοιχία σε γωνία όρασης), όπου το 1arcmin



είναι το 1/60 της μοίρας (deg). Αντίστοιχα το πλάτος των μικροσακκαδικών κινήσεων κυμαίνεται μεταξύ 5-120 arcmin (25-100 $\mu$ m) και των κινήσεων διολίσθησης μεταξύ 2.5-7.5 arcmin (12.5-37.5 $\mu$ m).

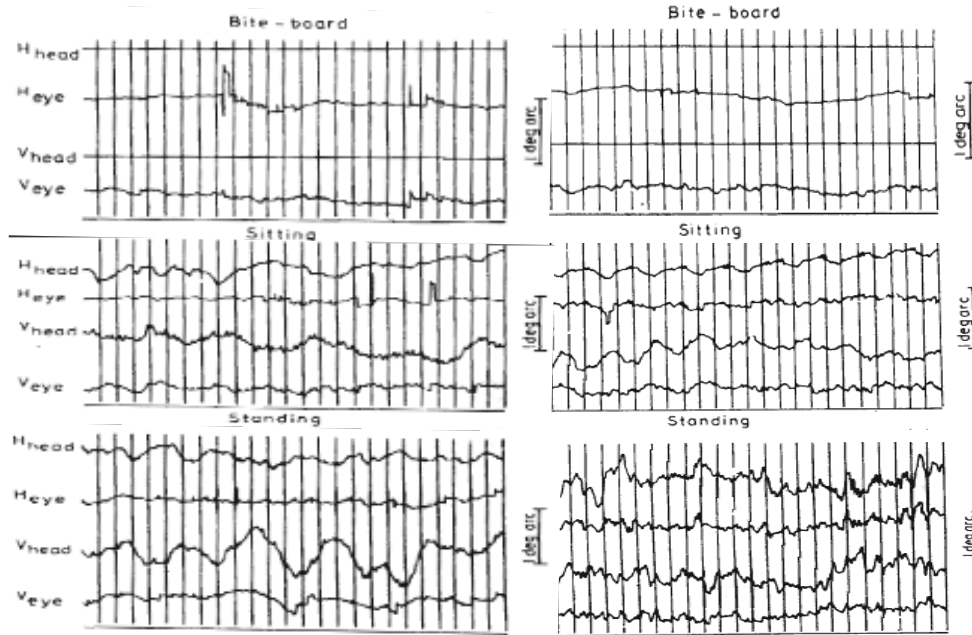


Εικόνα 8. Οφθαλμικές μικροκινήσεις. Το είδωλο οδηγείται προς το κέντρο της ωχράς μέσω των μικροσακκαδικών κινήσεων (ευθείες μαύρες γραμμές) μετά από την απομάκρυνσή του από αυτήν από τις κινήσεις διολίσθησης (καμπυλοειδής γραμμές). Οι μικρές ταλαντωτικές κινήσεις που λαμβάνουν χώρα ταυτόχρονα με τις κινήσεις διολίσθησης είναι οι τρέμουλο κινήσεις

### 1.3.3 Το σύστημα κίνησης του κεφαλιού

Το οφθαλμοκινητικό σύστημα και το σύστημα σταθεροποίησης συνδέονται άμεσα με το σύστημα κίνησης του κεφαλιού. Εξαιτίας της συνεχούς ακούσιας και εκούσιας κίνησης του κεφαλιού, το πλάτος και η κατεύθυνση των οφθαλμικών κινήσεων επηρεάζεται από το μέγεθος της κίνησης του. Παλαιότερες έρευνες έχουν δείξει ότι η κίνηση του κεφαλιού έχει βοηθητικό

ρόλο στην διαδικασία αποφυγής της οπτικής νευρωνικής προσαρμογής. Έτσι τα χαρακτηριστικά (μέγεθος, ταχύτητα, κατεύθυνση και συχνότητα) των οφθαλμικών κινήσεων σε συνθήκες όπου το κεφάλι είναι σταθεροποιημένο διαφέρουν σε συνθήκες όπου το κεφάλι είναι ελεύθερο (γραφ.3).



Γράφημα 3. Ταυτόχρονη καταγραφή οριζοντίως και καθέτων κινήσεων του κεφαλιού και των οφθαλμών δύο εξεταζομένων σε τρεις διαφορετικές συνθήκες. Με το κεφάλι τους σταθεροποιημένο (πάνω), καθιστοί χωρίς σταθεροποιημένο κεφάλι (μέση) και όρθιοι (κάτω).

Το σύστημα κίνησης του κεφαλιού ελέγχεται από δυο ειδών αντανακλαστικές κινήσεις (reflex). Το vestibular – ocular reflex και το optokinetic reflex.

### 1.3.3.1 Vestibular– Ocular reflex

Είναι η πιο αρχέγονη αντανακλαστική κίνηση ελέγχου της προσηλώνσης του βλέμματος. Καθοδηγείται από ένα μηχανισμό στο εσωτερικό του αυτιού

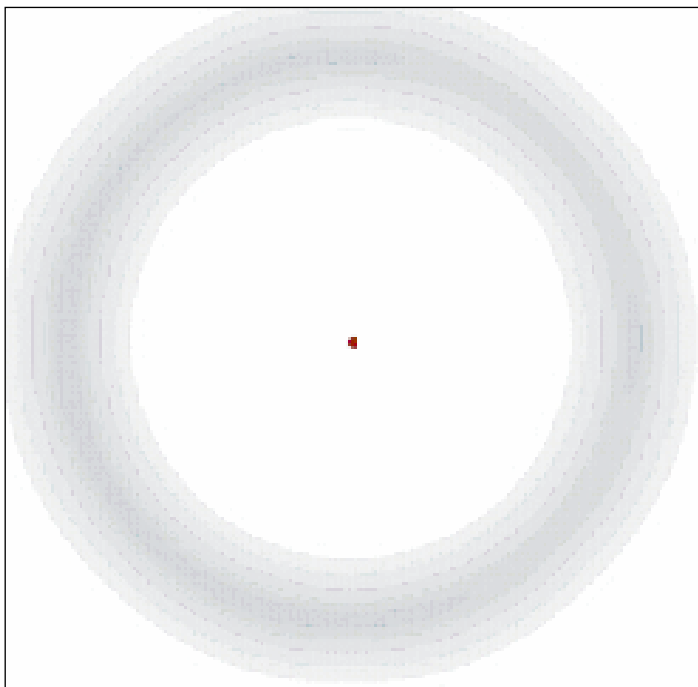
(vestibular μηχανισμός) ο οποίος αποτελείται από τρεις ημικυκλικούς σωλήνες με υγρό οι οποίοι παρέχουν στον εγκέφαλο πληροφορίες για την θέση του σώματος και του κεφαλιού στο χώρο. Ο μηχανισμός αυτός λειτουργεί έτσι ώστε να διατηρούμε το είδωλο μιας εικόνας στη fovea ακόμα και όταν το κεφάλι ή το σώμα κινούνται. Ουσιαστικά τα μάτια στρέφονται σε αντίθετη κατεύθυνση σε σχέση με το κεφάλι ώστε να προσηλώνουν σε κάποιο σταθερό σημείο.

### 1.3.3.2 Optokinetic reflex

Αποτελείται από εναλλακτικές σακκαδικές κινήσεις και ομαλές κινήσεις παρακολούθησης, αντίθετης κατεύθυνσης, οι οποίες λαμβάνουν χώρα όταν προσπαθούμε να προσηλώσουμε σε διαδοχικά περάσματα κινούμενων αντικειμένων (π.χ. όταν προσπαθούμε να παρακολουθήσουμε διαδοχικά περάσματα αυτοκινήτων που περνάνε από μπροστά μας). Οι εναλλακτικές αυτές smooth pursuit (slow phase) και σακκαδικές (fast phase) κινήσεις συνθέτουν τον λεγόμενο οπτοκινητικό νυσταγμό (OKN).

## 1.4 Ο ρόλος των οφθαλμικών κινήσεων προσηλώσης

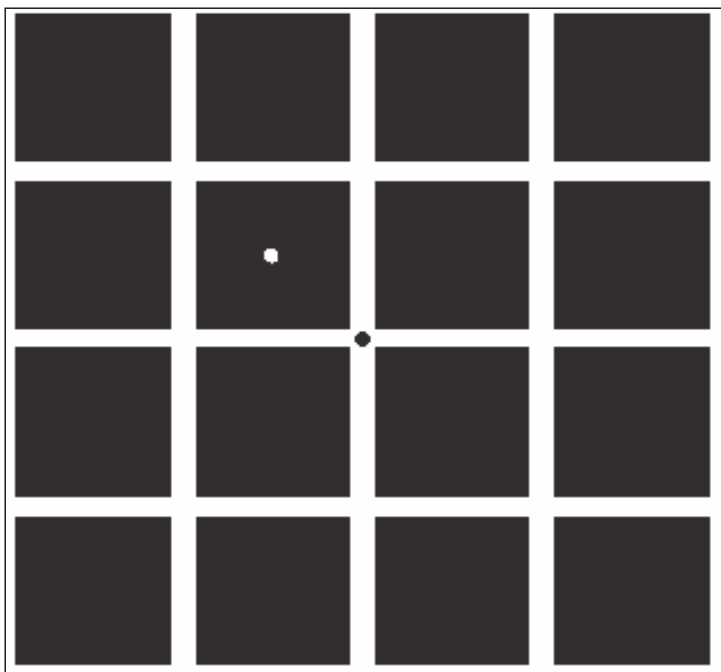
Ο ρόλος των οφθαλμικών κινήσεων κατά την διάρκεια που προσηλώνουμε σε ένα στόχο (αλλά και κατά την διάρκεια που ανιχνεύουμε το οπτικό μας περιβάλλον) είναι πολύ σημαντικός για την λειτουργικότητα της όρασης. Μέσω των οφθαλμικών κινήσεων τα είδωλα των αντικειμένων κατευθύνονται στην κεντρική περιοχή του αμφ/δή, στην οποία υπάρχει και μεγαλύτερη πυκνότητα κωνίων, από όπου ξεκινάει μία πολύπλοκη διαδικασία επεξεργασίας της πληροφορίας σε ανώτερες εγκεφαλικές οδούς. Λόγω του ότι το περιβάλλον μας είναι συνεχώς μεταβαλλόμενο το νευρικό μας σύστημα έχει εξελιχθεί έτσι ώστε να μπορούμε να ανιχνεύουμε «ξαφνικές» αλλαγές. Στάσιμες εικόνες προκαλούν «νευρωνική προσαρμογή» (αδρανοποίηση των οπτικών νευρώνων) με αποτέλεσμα την αποτυχία της οπτικής μας αντίληψης<sup>22</sup> (σχ.10).



**Εικόνα 9. Troxler's effect**

Προσηλώνοντας στην κόκκινη κηλίδα για λίγα δευτερόλεπτα ο κυκλικός δίσκος που την περιβάλλει εξαφανίζεται σταδιακά εξαιτίας της περιφερικής νευρωνικής προσαρμογής. Η απλούστερη εξήγηση αυτής της αποτυχίας της οπτικής μας αντίληψης είναι ότι το μέγεθος των μικροκινήσεων προσήλωσης είναι μικρότερο από το μέγεθος των υποδεκτικών πεδίων της περιφέρειας του αμφιβληστροειδή με αποτέλεσμα να μην είναι ικανές να αποτρέψουν την περιφερική οπτική εξαφάνιση ειδικά για ερέθισμα χαμηλής φωτεινής αντίθεσης. Κίνηση των ματιών κάνει άμεσα τον κυκλικό δίσκο οπτικά αντιληπτό.

Στην πραγματικότητα η νευρωνική προσαρμογή αποφεύγεται λόγω του ότι η εικόνα που προβάλλεται στον αμφιβληστροειδή δεν είναι ποτέ σταθερή εξαιτίας της συνεχούς ακούσιας και εκούσιας κίνησης των ματιών μας ακόμα και όταν προσηλώνουμε το βλέμμα μας σε ένα ακίνητο στόχο<sup>23</sup> (εικ.10).



Εικόνα 10. Τα μάτια μας είναι σε συνεχή κίνηση. Εστιάζοντας στην μαύρη κηλίδα για περίπου ένα λεπτό και αμέσως μετά στην άσπρη, γίνονται αντιληπτές οι οφθαλμικές κινήσεις προσήλωσης (1961 Taylor & Francis).

Ένα μεγάλο ερώτημα το οποίο και παραμένει αναπάντητο είναι το ποιος είναι ο ακριβής λόγος συνύπαρξης των τριών αυτών διαφορετικών οφθαλμικών μικροκινήσεων προσήλωσης.

Τα υποδεκτικά πεδία στην περιοχή της fovea είναι τόσο μικρά ώστε οι drift και οι tremor κινήσεις μπορούν και εξαλείφουν την αδρανοποίηση των νευρώνων ακόμα και κατά την απουσία των μικροσακκαδικών κινήσεων.

Επίσης οι μικροσακκαδικές κινήσεις είναι επαρκείς για την υποστήριξη της όρασης ακόμα και κατά την απουσία των drifts και των tremors γιατί τα υποδεκτικά πεδία στην περιφέρεια είναι τόσο μεγάλα ώστε μόνο οι μικροσακκαδικές κινήσεις είναι αρκετά μεγάλες και γρήγορες (σε σύγκριση με drifts και tremors) για να εμποδίσουν την νευρωνική αδρανοποίηση. Αδιευκρίνιστο επίσης παραμένει και το αν διαφέρει ο ρόλος των μικροσακκαδικών κινήσεων από αυτών των drifts και tremors. Το πιο πιθανό είναι ότι οι μικροσακκαδικές κινήσεις είναι περισσότερο σημαντικές για την περιφερική όραση και οι drifts και οι tremors περισσότερο σημαντικές για την κεντρική όραση.

Όσον αφορά την προτιμώμενη κατεύθυνση των μικροσακκαδικών και drift κινήσεων έχει αποδειχθεί<sup>24,25</sup> ότι είναι ένα αμιγώς ατομικό χαρακτηριστικό που μπορεί να εξαρτάται από τις οπτικές εκτροπές, τον προσανατολισμό των νευρώνων ή την αστάθεια των οφθαλμοκινητικών μυών.

## 1.5 Καταγραφή οφθαλμικών κινήσεων

Αυτόματες καταγραφές της κατεύθυνσης του βλέμματος ξεκίνησαν ήδη από το 1936<sup>26</sup>. Ο βασικός στόχος που επιτεύχθηκε με τις πρώτες τεχνικές καταγραφής ήταν απλά η συνεισφορά στην έρευνα για την συλλογή δεδομένων της συμπεριφοράς του οφθαλμοκινητικού συστήματος του ανθρώπου. Η συνεχής εξέλιξη της τεχνολογίας οδήγησε στην ανάπτυξη νέων εφαρμογών, ιδανικών για πιο ακριβή καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων.

### 1.5.1 Απαιτήσεις για ένα ιδανικό σύστημα καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων

Ένα ιδανικό σύστημα καταγραφής πρέπει να πληροί ορισμένες προϋποθέσεις όπως να :

- Μην παρεμβάλλεται στο οπτικό πεδίο του εξεταζομένου.
- Έχει καλή εφαρμογή ώστε να μην τον ενοχλεί.
- Έχει ακρίβεια τουλάχιστον μερικών λεπτών της μοίρας. Π.χ. να μην δίνει τιμή 10° όταν πραγματικά είναι 9°. Η ακρίβεια περιορίζεται από αθροιστικές επιδράσεις μη γραμμικότητας, θορύβου, διακριτικής ικανότητας του συστήματος και άλλων πηγών σφάλματος.
- Έχει διακριτική ικανότητα ενός λεπτού της μοίρας (1') ώστε να είναι ικανό να διακρίνει και τις μικρότερες αλλαγές στην κίνηση του ματιού. Η διακριτική ικανότητα περιορίζεται μόνο από τον θόρυβο του οργάνου.
- Μπορεί να καταγράφει κινήσεις από 1' έως και 45° και ταχύτητες από 1arcmin/sec έως 800°/sec.
- Λειτουργεί με συχνότητα δειγματοληψίας πάνω από 100Hz.
- Καταγράφει οριζόντιες, κάθετες και κυκλοστροφικές κινήσεις.
- Έχει την ικανότητα διόφθαλμης καταγραφής.

- Έχει την ικανότητα καταγραφής κινήσεων του κεφαλιού και του σώματος.
- Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μεγάλη ποικιλία εξεταζομένων.

Οι παραπάνω απαιτήσεις βέβαια είναι οι επιθυμητές και όχι αναγκαίες για ένα κοινώς αποδεκτό σύστημα καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων<sup>26</sup>.

## 1.5.2 Τεχνικές καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων

### 1.5.2.1 Τεχνικές που βασίζονται σε ανακλώμενες ακτίνες

#### 1. Καταγραφή της κίνησης του σκληροκερατοειδικού ορίου (limbus tracking)

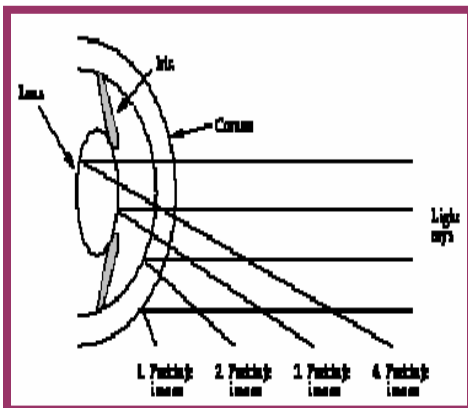
Εξαιτίας του γεγονότος ότι το σκληροκερατοειδικό όριο (limbus) είναι οπτικά ανιχνεύσιμο (ο σκληρός χιτώνας είναι άσπρος ενώ η ίριδα σκουρόχρωμη) η κίνηση του μπορεί εύκολα να καταγραφεί. Λόγω του ότι αυτή η τεχνική βασίζεται στη καταγραφή της θέσης του limbus σε σχέση με το κεφάλι πρέπει ή το κεφάλι να είναι κάπου σταθεροποιημένο ή ο μηχανισμός καταγραφής να είναι σταθεροποιημένος στο κεφάλι του εξεταζομένου. Επίσης εξαιτίας της μερικής κάλυψης του limbus από τα βλέφαρα αυτή η τεχνική είναι κατάλληλη για καταγραφή οριζοντίων κινήσεων μόνο<sup>27</sup>.

#### 2. Καταγραφή της κίνησης του ορίου ίριδας – κόρης (pupil tracking)

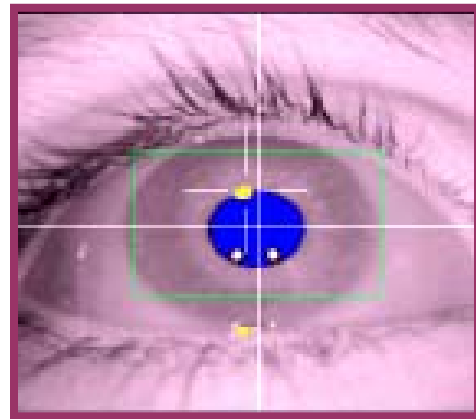
Η τεχνική αυτή είναι παρόμοια με την προηγούμενη μόνο που εδώ χρησιμοποιείται το όριο μεταξύ κόρης και ίριδας. Και σε αυτή την τεχνική ο μηχανισμός καταγραφής πρέπει να σταθεροποιείται στο κεφάλι του εξεταζομένου. Τα πλεονεκτήματα σε σχέση με την προηγούμενη τεχνική είναι ότι υπάρχει δυνατότητα καταγραφής και των καθέτων κινήσεων (δεν υπάρχει επικάλυψη του ορίου από τα βλέφαρα) και ότι υπάρχει καλύτερη διακριτική ικανότητα λόγω του γεγονότος ότι το όριο ίριδας – κόρης είναι πιο «αιχμηρό». Το μειονέκτημα σε σχέση με την προηγούμενη τεχνική είναι η δυσκολία ανίχνευσης του ορίου λόγω του μικρότερου contrast του.

### 3. Καταγραφή της σχετικής θέσης κερατοειδή – κόρης / VideoOculoGraphy

Όταν υπέρυθρη ακτινοβολία προσπίπτει στο μάτι του εξεταζομένου λαμβάνουν χώρα πολλαπλές ανακλάσεις, οι λεγόμενες εικόνες Purkinje (εικ.11). Η πρώτη εικόνα Purkinje μαζί με την ανάκλαση από το σκληροκερατοειδικό όριο μπορούν να βιντεοσκοπηθούν χρησιμοποιώντας μια υπέρυθρη κάμερα ως ένα φωτεινό σημείο και ένα λιγότερο φωτεινό αντίστοιχα. Όταν το μάτι κινείται οριζόντια ή κάθετα η σχετική θέση των δύο ανακλάσεων αλλάζουν ανάλογα και η θέση του ματιού μπορεί να υπολογιστεί από αυτές τις σχετικές θέσεις. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι πλευρικές μετατοπίσεις του κεφαλιού μπορεί να τοποθετήσουν την εικόνα του ματιού εκτός εστίας ή ακόμα και εκτός του οπτικού πεδίου της υπέρυθρης κάμερας (εικ.12)



Εικόνα 11. Οι εικόνες Purkinje



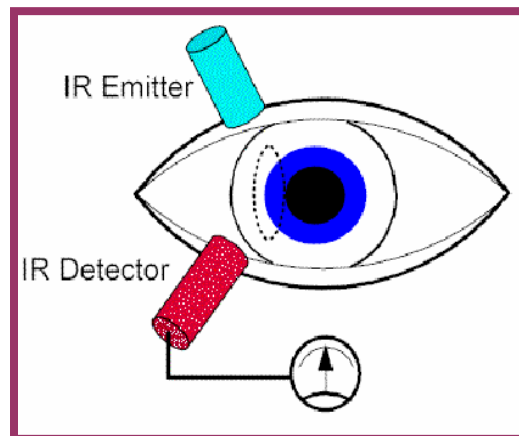
Εικόνα 12. Απεικόνιση VOG

Μια άλλη τεχνική που χρησιμοποιεί τις εικόνες Purkinje είναι η Dual – Purkinje κατά την οποία χρησιμοποιούνται η πρώτη (ανάκλαση από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή) και η τέταρτη (ανάκλαση από την οπίσθια επιφάνεια του φακού) εικόνα. Η τεχνική αυτή είναι πιο ακριβής από τις άλλες και προσφέρει συχνότητα δειγματοληψίας μεγαλύτερη από 4000Hz. Το μειονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι η τέταρτη εικόνα Purkinje είναι σχετικά ασθενής οπότε ο περιβάλλοντας φωτισμός πρέπει να είναι ελεγχόμενος<sup>27</sup>.



#### 4. Καταγραφή με χρήση πομπού – δέκτη υπερύθρων / InfraRed OculoGraphy

Εάν μια σταθεροποιημένη πηγή φωτός κατευθύνεται προς το μάτι του εξεταζομένου το ποσό της ακτινοβολίας που ανακλάται και συλλέγεται από τον δέκτη εξαρτάται από τη θέση του ματιού (εικ.13). Αυτή την αρχή εκμεταλλεύονται πολλά εμπορικά διαθέσιμα συστήματα καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων (eye trackers). Η ακτινοβολία που χρησιμοποιείται είναι υπέρυθρη, καθώς είναι «αόρατη» για το ανθρώπινο μάτι, και έτσι έχει το πλεονέκτημα ότι δεν επηρεάζει τον εξεταζόμενο. Εφόσον οι ανιχνευτές υπερύθρων δεν επηρεάζονται από άλλες εκτεταμένες πηγές φωτός, ο περιβάλλον φωτισμός δεν επηρεάζει τις μετρήσεις. Η χωρική διακριτική ικανότητα (το μέγεθος της μικρότερης κίνησης που μπορεί να ανιχνευθεί) είναι καλή, της τάξης των  $0.1^\circ$  και χρονική διακριτική ικανότητα της τάξης του 1ms μπορεί να επιτευχθεί.



Εικόνα 13. Αρχή τεχνικής IROG

### 1.5.2.2 Τεχνική που βασίζεται στην καταγραφή του ηλεκτρικού δυναμικού του δέρματος / ElectroOculoGraphy

Η τεχνική αυτή στηρίζεται στο γεγονός ότι ένα ηλεκτροστατικό πεδίο περιστρέφεται μαζί με το μάτι. Καταγράφοντας τις μικρές αλλαγές του ηλεκτρικού δυναμικού γύρω από το μάτι η θέση του μπορεί να ανιχνευθεί. Η τεχνική αυτή δεν απαιτεί καθαρό οπτικό πεδίο κάτι το οποίο συνεπάγεται καταγραφή κινήσεων σε ένα εύρος περίπου  $\pm 70^\circ$ . Το μειονέκτημα της είναι ότι είναι ενοχλητική για τον εξεταζόμενο αφού απαιτείται άμεση επαφή ηλεκτροδίων γύρω από το μάτι του (εικ.14). Οι οφθαλμικές κινήσεις καταγράφονται από το βιοηλεκτρικό δυναμικό μεταξύ δύο ηλεκτροδίων που τοποθετούνται δερματικά σε κάθε πλευρά του άξονα κερατοειδή – αμφ/δή. Περιορίζεται σε καταγραφή καθέτων και οριζοντίων κινήσεων μόνο αλλά επιτρέπει την διόφθαλμη καταγραφή.

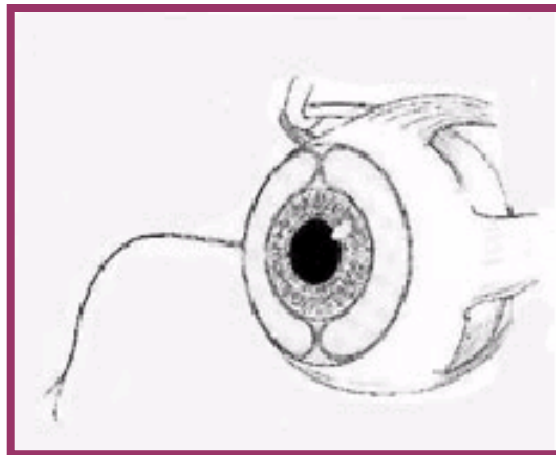


Εικόνα 14. Τεχνική EOG

### 1.5.2.3 Τεχνικές που βασίζονται σε χρήση φακών επαφής

Οι οφθαλμικές κινήσεις είναι δυνατόν να καταγραφούν με ακρίβεια και με τη χρήση ειδικών φακών επαφής. Υπάρχουν δύο τεχνικές καταγραφής με χρήση φακών επαφής. Με την πρώτη ένας ή περισσότεροι επίπεδοι καθρέφτες στηρίζονται πάνω στον φακό και οι ανακλάσεις από φωτεινές ακτίνες

χρησιμοποιούνται για την καταγραφή της κίνησης των ματιών<sup>1</sup>. Με την δεύτερη τεχνική ένα μικροσκοπικό επαγωγικό πηνίο εμφυτεύεται μέσα στον φακό (scleral search coil) και η ακριβής θέση του μπορεί να καταγραφεί με τη χρήση ηλεκτρομαγνητικού πεδίου μεγάλης συχνότητας το οποίο τοποθετείται γύρω από το κεφάλι του εξεταζομένου (εικ.15). Αυτές οι δύο τεχνικές δεν συνίστανται για καθημερινή χρήση διότι αφενός δεν έχουν προσδιοριστεί οι επιπτώσεις στην υγεία του εξεταζομένου από τη χρήση του Η/Μ πεδίου και αφετέρου είναι άβολη και κουραστική για αυτόν λόγω της απαίτησης εφαρμογής του φακού επαφής.



**Εικόνα 15. Εμφυτευμένο επαγωγικό πηνίο σε φακό επαφής**

Το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε για τις καταγραφές των οφθαλμικών κινήσεων προσήλωσης, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο οφθαλμικών κινήσεων του ΒΕΜΜΟ, ανήκει στην κατηγορία **VideoOculoGraphy**. Αναλυτική περιγραφή των αρχών λειτουργίας, των δυνατοτήτων του καθώς και των επιμέρους στοιχείων που συνθέτουν το σύστημα καταγραφής ακολουθεί σε επόμενο κεφάλαιο.

## 1.6 Σκοπός της εργασίας

Η καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων βρίσκεται εφαρμογή σε πολλούς τομείς της επιστήμης και της έρευνας όπως την οφθαλμολογία, τη νευρολογία, τη νευροφυσιολογία, τη ψυχοφυσική, τη ψυχιατρική, τη ψυχολογία, τη φαρμακολογία καθώς και σε άλλους τομείς όπως την αεροπλοΐα, την έρευνα αγοράς (διαφημίσεις, βελτιστοποίηση ιστοσελίδων διαδικτύου) και την βιοτεχνολογία.

Πρωταρχικός σκοπός της εργασίας είναι η αξιολόγηση της συμπεριφοράς του οφθαλμοκινητικού συστήματος και η μελέτη της επίδρασης του στη ψυχοφυσική της όρασης (Visual Psychophysics), τον συσχετισμό δηλαδή των φυσικών παραμέτρων των ερεθισμάτων με την αντίληψη τους και την φυσιολογική δραστηριότητα των νευρώνων (αποκρίσεις). Πιο συγκεκριμένα εξετάζεται η επίδραση της φωτεινής αντίθεσης (contrast) και του μεγέθους του ερεθίσματος, στην αμφιβληστροειδική χωρική και χρονική κατανομή των σημείων προσήλωσης.

Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων, που προέκυψαν από τις καταγραφές των οφθαλμικών κινήσεων προσήλωσης είναι δυνατόν να παράσχει σημαντική πληροφορία για την λειτουργικότητα της όρασης σε όλες τις εκφάνσεις της καθημερινής ζωής. Τέτοιου είδους δεδομένα μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα από αρμόδιους φορείς για την βελτιστοποίηση π.χ. χαρακτηριστικών των αυτοκινητοδρόμων (σήματα τροχαίας, περιβαλλοντικός φωτισμός), ανάλογα με την οπτική μας αντίληψη, καθώς επίσης και την σχεδίαση, ανάπτυξη και διεξαγωγή εξειδικευμένων δοκιμασιών αξιολόγησης της οπτικής συμπεριφοράς (για οδηγούς, πιλότους κ.λ.π.).

Επιπλέον, η συνεχής βελτίωση της ποιότητας των οθονών (τηλεόραση, ηλεκτρονικοί υπολογιστές) προέρχεται από την βαθμονόμηση των οπτικών χαρακτηριστικών τους όπως η φωτεινότητα, η χρωματικότητα και το contrast, ανάλογα με την οπτική μας αντίληψη.

Σημαντική μπορεί να είναι επίσης και η συνεισφορά στον τομέα των ιατρικών επιστημών, ιδιαίτερα στους κλάδους της νευρολογίας και της νευροφυσιολογίας, με σκοπό την ανάπτυξη νέων μεθόδων διάγνωσης ασθενειών, που σχετίζονται με το κεντρικό νευρικό σύστημα του ανθρώπου, και την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας διαφόρων θεραπευτικών μεθόδων.

Αξίζει να σημειωθεί ότι ήδη έχουν πραγματοποιηθεί στο εργαστήριο οφθαλμικών κινήσεων του ΒΕΜΜΟ, στα πλαίσια πιλοτικών μετρήσεων, καταγραφές σε ασθενείς με Parkinson, συγγενή νυσταγμό και spasmus nutans.

# ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 2. Μεθοδολογία

### 2.1 Περιγραφή του συστήματος ανίχνευσης – καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων

Είναι κοινώς αποδεκτό ότι τα συστήματα καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων που βασίζονται στην τεχνική VideoOculoGraphy είναι τα απλούστερα στην οργάνωση και την λειτουργία τους. Εντούτοις, τα μεγάλα μειονεκτήματά τους είναι η χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας, η μικρή διακριτική ικανότητα, ο υψηλός θόρυβος και η συχνή απώλεια δεδομένων. Παρόλα αυτά, η πρόοδος της τεχνολογίας, προκειμένου να ικανοποιήσει τις απαιτήσεις της έρευνας, δημιούργησε κάμερες υψηλής συχνότητας δειγματοληψίας και ανάλυσης.

Το σύστημα το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την ανίχνευση και καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων (**Eyelink II, SR Research, Canada**) παρέχει πολύ υψηλή χωρική ανάλυση ( $<0.01^\circ$ ) και πολύ μεγάλη συχνότητα δειγματοληψίας (250 και 500 Hz κατόπιν επιλογής). Το βασικό τμήμα του συστήματος αποτελείται από τρεις μικροσκοπικές κάμερες τοποθετημένες πάνω σε μια ευπροσάρμοστη στο κεφάλι κάσκα. Είναι σχεδιασμένη με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι ελαφριά και με το βάρος της κατάλληλα κατανεμημένο ώστε να παρέχει σταθερότητα και άνεση προσαρμοζόμενη στο κεφάλι του εξεταζομένου.



Εικόνα 16 Κάσκα στήριξης καμερών ανίχνευσης

Οι δύο κάμερες (κάμερες καταγραφής οφθαλμικών κινήσεων) επιτρέπουν την διόφθαλμη ή, κατόπιν επιλογής, την μονόφθαλμη καταγραφή. Η τρίτη κάμερα (κάμερα καταγραφής της κίνησης του κεφαλιού) είναι μια οπτική κάμερα (λειτουργεί με χρήση υπερύθρων) ενσωματωμένη στην κάσκα και δίνει την δυνατότητα ακριβούς καταγραφής του σημείου του βλέμματος του εξεταζομένου επιτρέποντάς του επιπλέον τις φυσικές κινήσεις του κεφαλιού.

Η χρήση των ανακλάσεων από τον κερατοειδή σε συνδυασμό με την ανίχνευση και καταγραφή της θέσης της κόρης (pupil – corneal tracking), επιτρέπει την ακριβή καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων μειώνοντας τα σφάλματα που μπορεί να προέρχονται από μετατοπίσεις της κάσκα ή από μικροκινήσεις του κεφαλιού. Επίσης, είναι δυνατή η καταγραφή μόνο της θέσης της κόρης, αν η καταγραφή των ανακλάσεων του κερατοειδή είναι αδύνατη.

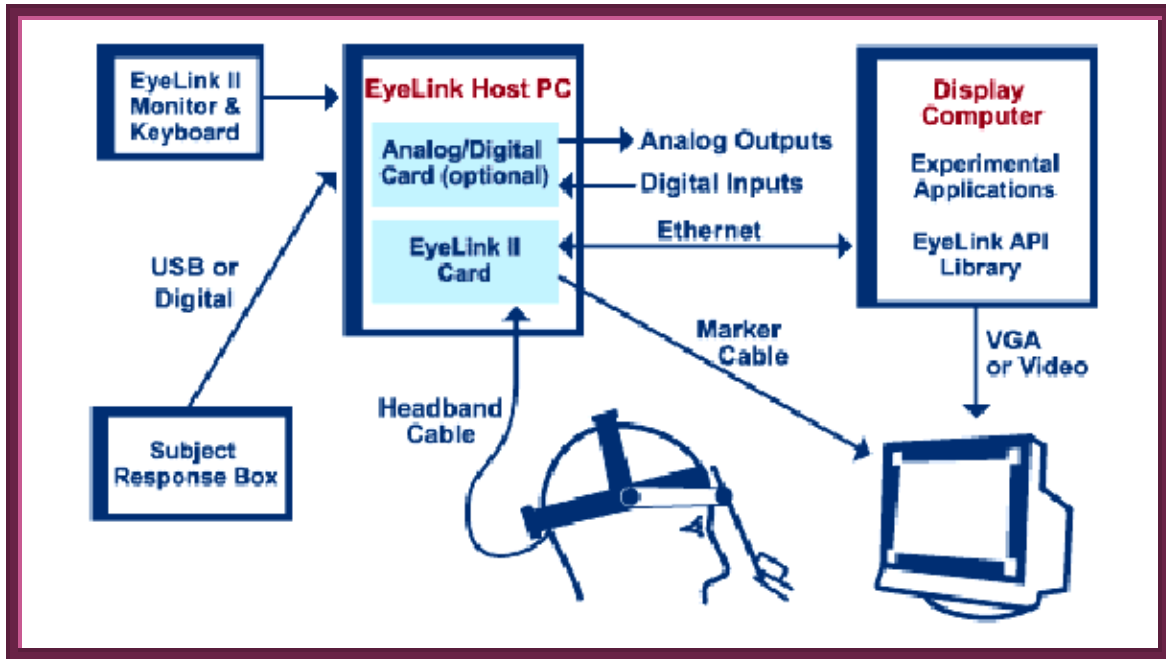
Μία από τις σημαντικότερες δυνατότητες που παρέχει το σύστημα είναι η εξαγωγή των δεδομένων σε αρχεία αναλογικής μορφής, σε τρεις διαφορετικούς τύπους. Ο χειριστής έχει την δυνατότητα να πάρει άμεσες μετρήσεις της θέσης του κέντρου της κόρης ή της σχετικής θέσης κόρης – κερατοειδή (Raw measurement), μετρήσεις που σχετίζονται με την εφαπτομένη της γωνίας περιστροφής των οφθαλμών σε σχέση με τη θέση του κεφαλιού (Href measurement), και μετρήσεις της πραγματικής θέσης του βλέμματος πάνω σε μια οθόνη προβολής οπτικών ερεθισμάτων (Gaze measurement).

## 2.2 Σύνθεση τμημάτων συστήματος καταγραφής

Το ολοκληρωμένο σύστημα συνθέτεται από τέσσερα αλληλοσυνδεόμενα τμήματα (εικ.17). Τον κεντρικό υπολογιστή (Host PC), τον υπολογιστή προβολής των οπτικών ερεθισμάτων (Display PC), την κάσκα που φέρει τις



κάμερες ανίχνευσης (Headband) και την κάρτα PCI (PCI card) η οποία είναι τοποθετημένη στον κεντρικό υπολογιστή και ενώνει τα παραπάνω επιμέρους στοιχεία.



Εικόνα 17 Τυπική σύνθεση τμημάτων συστήματος καταγραφής

### 2.2.1 Κεντρικός υπολογιστής (Host PC)

Μέσω του κεντρικού υπολογιστή του συστήματος EyeLink II δίνεται η δυνατότητα επιλογής, σε πραγματικό χρόνο, ορισμένων σημαντικών παραμέτρων της καταγραφής των οφθαλμικών κινήσεων. Η σημαντικότερη δυνατότητα που παρέχεται είναι η άμεση επιλογή της συχνότητας δειγματοληψίας, της θέσης του βλέμματος του εξεταζομένου, σε 250 ή 500Hz. Τα δεδομένα της καταγραφής αποθηκεύονται σε αρχεία δεδομένων στον κεντρικό υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία μέσω κατάλληλου λογισμικού το οποίο μπορεί να εγκατασταθεί σε αυτόν. Επίσης, από τον κεντρικό υπολογιστή ο χειριστής έχει την δυνατότητα να προετοιμάσει τον εξεταζόμενο (είδος καταγραφής, βαθμονόμηση) και να χειριστεί εφαρμογές του υπολογιστή

προβολής ερεθισμάτων. Ο κεντρικός υπολογιστής παρέχει επιπλέον την δυνατότητα σύνδεσης, μέσω θύρας USB, κουτιού μέτρησης χρόνων απόκρισης (response box), οθόνης και πληκτρολογίου (για τον έλεγχο του συστήματος).

### 2.2.2 Υπολογιστής προβολής ερεθισμάτων (Display PC)

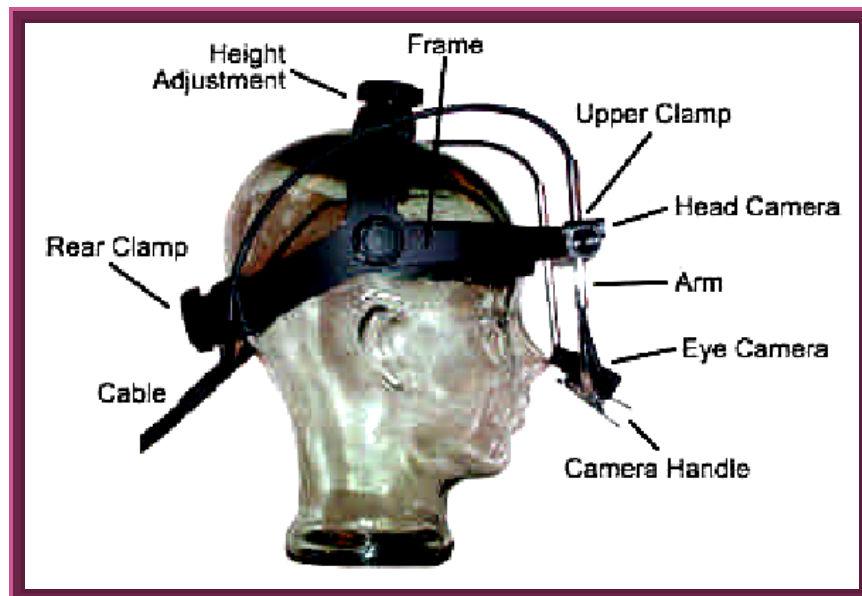
Η εμφάνιση των ερεθισμάτων και του στόχου της βαθμονόμησης του συστήματος ελέγχεται από τον υπολογιστή προβολής μέσω οθόνης υψηλής ανάλυσης που συνδέεται σε αυτόν. Με τον υπολογιστή προβολής ο χειριστής μπορεί επιπλέον να χρησιμοποιήσει λογισμικό για τον έλεγχο του συστήματος και την επιλογή των παραμέτρων του ερεθίσματος. Επίσης δίνεται και σε αυτόν τον υπολογιστή η δυνατότητα πρόσβασης στην ανάλυση των δεδομένων, στην χρήση κουτιού μέτρησης χρόνων απόκρισης και πληκτρολογίου. Η οθόνη που συνδέεται με τον υπολογιστή προβολής φέρει τέσσερις πηγές υπέρυθρου φωτός τοποθετημένες στις γωνίες της, οι οποίες λειτουργούν σαν σημειωτές (InfraRed Markers) της θέσης του κεφαλιού και στέλνουν σήμα στην κάμερα καταγραφής θέσης του κεφαλιού (εικ.18).



Εικόνα 18 Οθόνη προβολής οπτικών ερεθισμάτων

### 2.2.3 Κάσκα στήριξης καμερών ανίχνευσης (Headband)

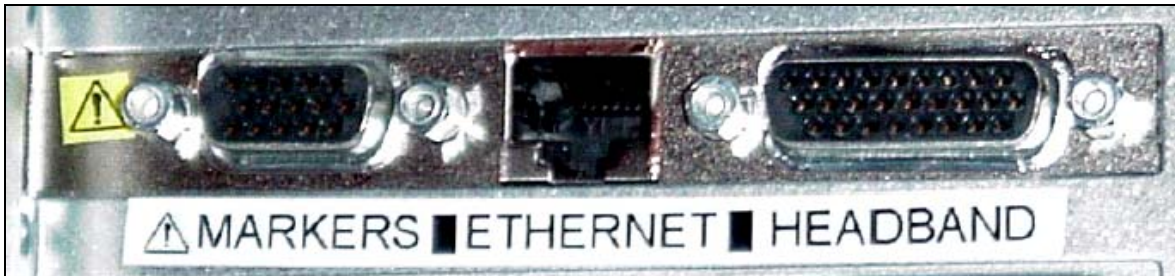
Οι κάμερες καταγραφής της θέσης της κόρης όπως και η κάμερα καταγραφής της θέσης του κεφαλιού είναι προσαρτημένες στην κάσκα που τοποθετείται στο κεφάλι του εξεταζομένου (εικ.19). Το μεγάλο πλεονέκτημα των καμερών καταγραφής των οφθαλμικών κινήσεων είναι η παροχή εικόνων υψηλού contrast με αποτέλεσμα η χρήση φακών επαφής και γυαλιών από τον εξεταζόμενο να μη δημιουργούν πρόβλημα στην καταγραφή. Επιπλέον το μικρό βάρος και το χαμηλό κέντρο βάρους της κάσκα έχουν ως αποτέλεσμα την καλή σταθεροποίηση στο κεφάλι του εξεταζομένου και την αποφυγή κόπωσης του.



Εικόνα 19 Κάσκα στήριξης καμερών

### 2.2.4 Κάρτα PCI (PCI card)

Η κάρτα PCI (εικ.20) είναι υπεύθυνη για την αποτελεσματική επεξεργασία της εικόνας, που απαιτείται για την επίτευξη υψηλής χωρικής και χρονικής ανάλυσης. Η κάρτα είναι ενσωματωμένη στον κεντρικό υπολογιστή και ενώνεται επίσης με την κάσκα καταγραφής (με καλώδιο 5m), με τους υπέρυθρους σημειωτές (markers) της οθόνης προβολής (με καλώδιο 7m) αλλά και με τον υπολογιστή προβολής (καλώδιο Ethernet).

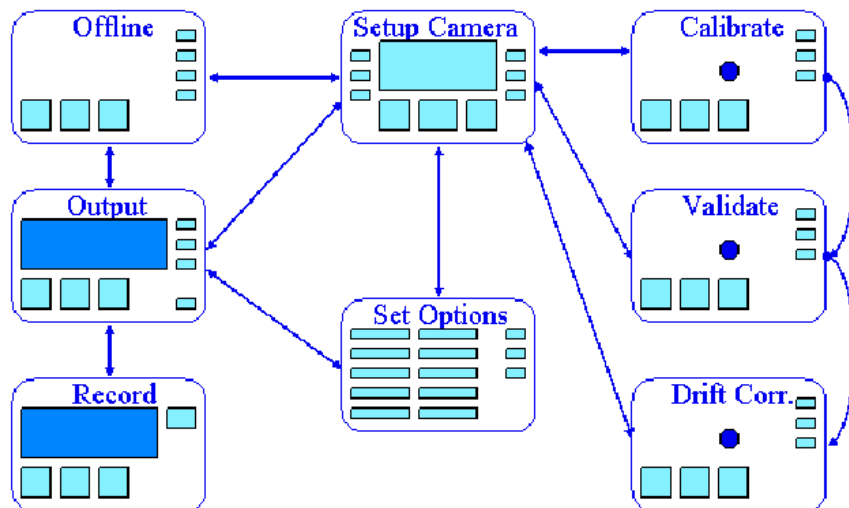


Εικόνα 20. Η κάρτα PCI και οι υποδοχές σύνδεσης της με τους υπέρυθρους σημειωτές, με τον κεντρικό υπολογιστή και με την κάσκα.

Οι τεχνικές και φυσικές παράμετροι των επιμέρους στοιχείων του συστήματος καταγραφής βρίσκονται στο Παράρτημα 1.

## 2.3 Προετοιμασία καταγραφής μέσω του λογισμικού του συστήματος

Η διαδικασία της καταγραφής ελέγχεται από το λογισμικό του συστήματος Eyelink II του κεντρικού υπολογιστή ή από τον υπολογιστή προβολής ερεθισμάτων μέσω κατάλληλων εντολών. Το λογισμικό επιτρέπει κατάλληλες ρυθμίσεις μέσω οθονών ελέγχου όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα.

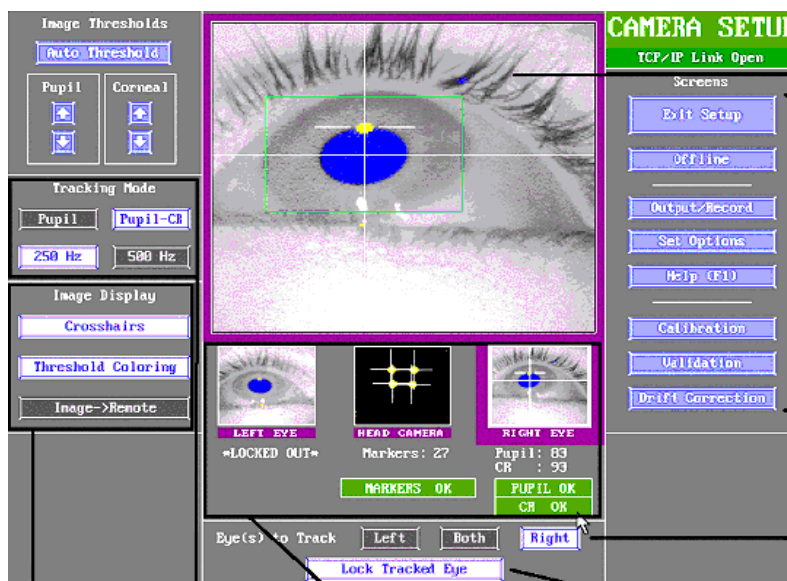


Εικόνα 21 Διάγραμμα περιήγησης του λογισμικού του συστήματος καταγραφής.

Κάθε μια από τις οθόνες ελέγχου που φαίνεται στο διάγραμμα έχει και ένα ξεχωριστό σκοπό. Τα βέλη μεταξύ διαφορετικών οθονών αναπαριστούν δυνατές μεταβάσεις από τη μια στην άλλη. Όπως φαίνεται και από το διάγραμμα, κεντρικό ρόλο στον καθορισμό των παραμέτρων της καταγραφής έχει η οθόνη ελέγχου ρύθμισης των καμερών (Camera Setup screen) από την οποία είναι δυνατή η μετάβαση στην οθόνη ελέγχου βαθμονόμησης (Calibration screen), στην οθόνη ελέγχου αξιοπιστίας βαθμονόμησης (Validation screen και Drift Correct screen) καθώς και στις οθόνες ελέγχου γενικών επιλογών (Set Options screen) και ελέγχου καταγραφής (Output και Record screen).

### 2.3.1 Οθόνη ελέγχου ρυθμίσεων κάμερας (Camera Setup screen)

Αποτελεί την κεντρική οθόνη ελέγχου του συστήματος. Μέσω αυτής της οθόνης είναι δυνατόν να ρυθμιστούν και να ελεγχθούν παράμετροι που σχετίζονται με την μέθοδο καταγραφής, την συχνότητα δειγματοληψίας, την επιλογή διόφθαλμης ή μονόφθαλμης (ελεύθερη επιλογή δεξιού ή αριστερού οφθαλμού) καταγραφής, την σωστή προσαρμογή της κάμερας καταγραφής κίνησης του κεφαλιού και την ποιότητα της εικόνας που λαμβάνεται από το σύστημα.



Εικόνα 22 Κεντρική οθόνη ελέγχου συστήματος

### **2.3.1.1 Επιλογή μεθόδου καταγραφής**

Η μέθοδος καταγραφής αποτελεί μια πολύ σημαντική παράμετρο. Το σύστημα δίνει την δυνατότητα καταγραφής της θέσης του κέντρου της κόρης (**Tracking Mode → Pupil**) ή της σχετικής θέσης της κόρης και του κερατοειδή (**Tracking Mode → Pupil - CR**). Το πλεονέκτημα της μεθόδου Pupil – CR είναι η σταθερότερη και μεγαλύτερης ακρίβειας καταγραφή καθώς εξαλείφονται τα σφάλματα λόγω μετακινήσεων της κάσκας ή μικροκινήσεων του κεφαλιού.

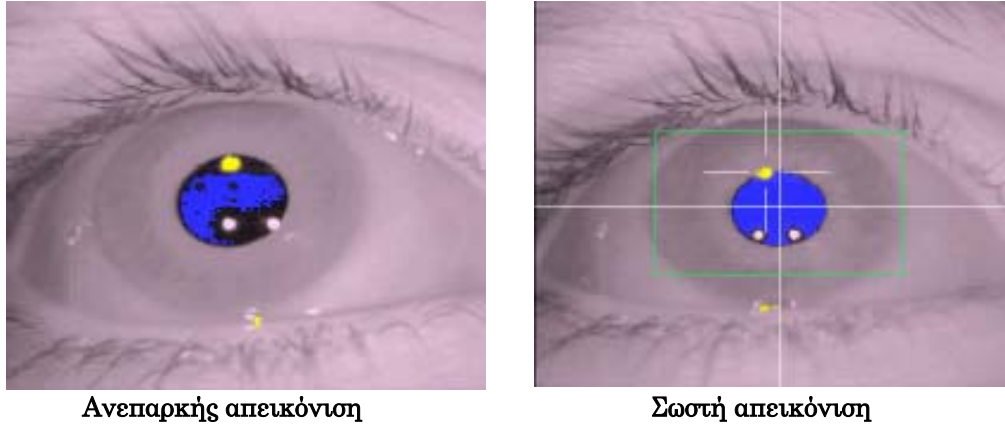
### **2.3.1.2 Επιλογή συχνότητας δειγματοληψίας**

Η άμεση επιλογή της συχνότητας δειγματοληψίας αποτελεί επίσης σημαντικό πλεονέκτημα για τον χειριστή του συστήματος, καθώς του δίνεται η δυνατότητα επιλογής της τιμής της, μεταξύ των προκαθορισμένων τιμών των 250 ή 500 Hz (αριθμός καταγραφών της θέσης του βλέμματος του εξεταζομένου ανά δευτερόλεπτο). Αξίζει να σημειωθεί ότι στην μέθοδο Pupil – CR δεν υπάρχει η δυνατότητα επιλογής συχνότητας 500Hz ενώ στην μέθοδο Pupil η επιλογή είναι ελεύθερη μεταξύ των δύο τιμών.

### **2.3.1.3 Βελτιστοποίηση απεικόνιση των ορίων της κόρης και του κερατοειδή**

Η απεικόνιση των οφθαλμών πρέπει να είναι όσο το δυνατόν ευκρινέστερη, κάτι το οποίο σημαίνει ότι η τοποθέτηση των καμερών καταγραφής πρέπει να γίνει με τέτοιο τρόπο μπροστά από τους οφθαλμούς του εξεταζομένου, ώστε η κόρη και το όριο κερατοειδή – σκληρού να βρίσκονται στο κέντρο της εικόνας που λαμβάνεται και επιπλέον να μην παρεμβαίνει στο οπτικό πεδίο του εξεταζομένου. Η απεικόνιση της κόρης σε όλο της το μέγεθος πρέπει να είναι μπλε (εικ.23) και η ανάκλαση του κερατοειδή να απεικονίζεται με δύο μικρούς λευκούς κύκλους στο κάτω μέρος του ορίου της κόρης, στην μέθοδο Pupil , και επιπρόσθετα με έναν κίτρινο μικρό κύκλο (στο κέντρο ενός σταυρονήματος) στο πάνω μέρος του ορίου της κόρης, στην μέθοδο Pupil – CR. Όλα τα παραπάνω ρυθμίζονται μέσω των επιλογών των ορίων απεικόνισης της

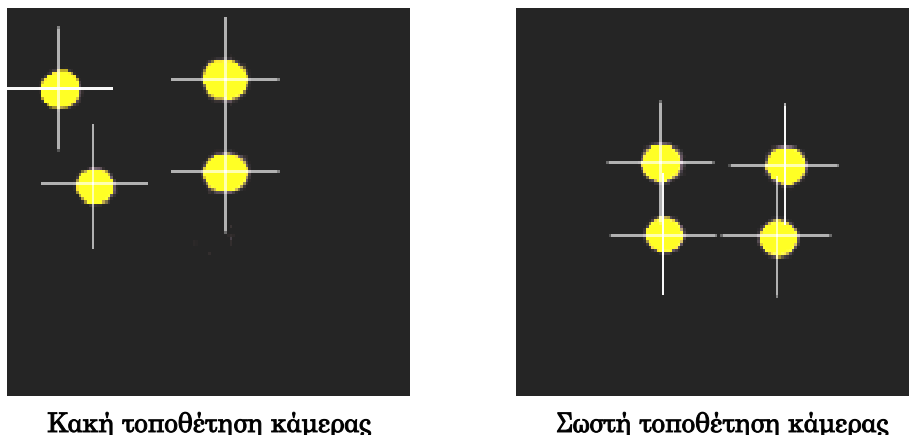
κόρης και του κερατοειδή (Image Thresholds , Pupil και Corneal). Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται μια ανεπαρκής απεικόνιση των ορίων της κόρης και του κερατοειδή (αριστερά) και μια σωστή απεικόνιση (δεξιά).



Εικόνα 23. Απεικόνιση κόρης και κερατοειδή.

#### 2.3.1.4 Τοποθέτηση της κάμερας καταγραφής των κινήσεων του κεφαλιού

Οι κινήσεις του κεφαλιού καταγράφονται μέσω της αλληλεπίδρασης της αντίστοιχης κάμερας καταγραφής και των τεσσάρων υπέρυθρων σημειωτών που είναι τοποθετημένοι στις γωνίες της οθόνης προβολής. Η τοποθέτηση της κάμερας απεικονίζεται στην κεντρική οθόνη ελέγχου του συστήματος με τέσσερις μικρούς κίτρινους κύκλους οι οποίοι πρέπει να είναι σε τετραγωνική διάταξη όπως στην παρακάτω εικόνα, και αντικατοπτρίζει την ευθυγράμμιση του εξεταζομένου με το κέντρο της οθόνης προβολής (εικ.24 δεξιά)



Εικόνα 24. Απεικόνιση τοποθέτησης κάμερας ανίχνευσης κίνησης κεφαλιού

Αν η διαδικασία τοποθέτησης της κάθε κάμερας και η επιλογή της απεικόνισης των ορίων της κόρης και του κερατοειδή έχουν γίνει με τον σωστό τρόπο εμφανίζονται στην κεντρική οθόνη ελέγχου πράσινες ενδείξεις (εικ.25) (στην αντίθετη περίπτωση το σύστημα προειδοποιεί τον χειριστή με κόκκινες ενδείξεις).



Εικόνα 25. Ενδείξεις σωστής τοποθέτησης καμερών και επιλογής ορίων απεικόνισης κόρης και κερ/δή

### 2.3.2 Οθόνη ελέγχου βαθμονόμησης (calibration screen)

Μετά την διαδικασία ρύθμισης των καμερών ακολουθεί η διαδικασία της βαθμονόμησης (calibration), σκοπός της οποίας είναι η ακριβής καταγραφή της θέσης του βλέμματος του εξεταζομένου πάνω στην οθόνη προβολής ερεθισμάτων. Αυτό υπολογίζεται καθορίζοντας την αντιστοιχία της θέσης της κόρης (στην απεικόνιση της κάμερας καταγραφής) με την θέση του βλέμματος πάνω στην οθόνη προβολής και επιτυγχάνεται εκτελώντας, μέσω του λογισμικού, την βαθμονόμηση του συστήματος. Κατά την διάρκεια της βαθμονόμησης προβάλλεται στον εξεταζόμενο διαδοχικά ένας στόχος σε διαφορετικά σημεία της οθόνης και ζητείται από αυτόν να σταθεροποιεί το βλέμμα του σε αυτά. Ο στόχος είναι ένας μικρός λευκός κυκλικός δίσκος ο οποίος με την έναρξη της διαδικασίας της βαθμονόμησης προβάλλεται στο κέντρο της οθόνης προβολής. Κάθε φορά που ο εξεταζόμενος σταθεροποιεί το βλέμμα του στον στόχο ο χειριστής έχει την δυνατότητα να αποδεχτεί την μέτρηση μέσω επιλογής στην οθόνη ελέγχου βαθμονόμησης ή να την απορρίψει (εικ.26. Accept Fixation ή Abort) και να ξεκινήσει την διαδικασία από την αρχή. Η θέση της κόρης και του κερατοειδή για κάθε θέση του στόχου καταγράφεται και τα ζεύγη των τιμών χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της ακριβούς θέσης του βλέμματος κατά την διάρκεια της καταγραφής.





Εικόνα 26. Οθόνη ελέγχου βαθμονόμησης

### 2.3.3 Οθόνη ελέγχου αξιοπιστίας βαθμονόμησης (validation screen)

Κατά την διαδικασία ελέγχου αξιοπιστίας της βαθμονόμησης (validation), ουσιαστικά επαναλαμβάνεται μια διαδικασία βαθμονόμησης κατά την οποία το σύστημα υπολογίζει την διαφορά της τρέχουσας προσήλωσης του βλέμματος του εξεταζομένου, σε κάθε σημείο, από την αντιστοιχη προσήλωση που είχε επιτευχθεί κατά την διαδικασία της βαθμονόμησης. Και σε αυτή την περίπτωση ο χειριστής έχει την δυνατότητα αποδοχής ή απόρριψης και επανεκκίνησης της διαδικασίας μέσω της αντιστοιχης επιλογής (Accept Fixation ή Abort αντιστοιχα). Με την ίδια διαδικασία (χρησιμοποιώντας μόνο τον αρχικό κεντρικό στόχο), αλλά μέσω τώρα της οθόνης ελέγχου μετατόπισης της κάσκας (Drift Correct screen) ελέγχεται και η αξιοπιστία της βαθμονόμησης για να αξιολογηθούν πιθανές μετατοπίσεις της κάσκας πάνω στο κεφάλι του εξεταζομένου.

### **2.3.4 Οθόνη ελέγχου γενικών επιλογών (Set Options screen)**

Μέσω αυτής της οθόνης ελέγχου δίνεται στον χειριστή η δυνατότητα γενικών επιλογών για τις διαδικασίες της βαθμονόμησης, της καταγραφής και του τύπου των εξαγομένων αρχείων. Για την διαδικασία της βαθμονόμησης δίνεται στον χρήστη η επιλογή του τύπου της πόσες φορές θα εμφανίζεται ο στόχος, σε ποια σημεία της οθόνης και με πόση χρονική διαφορά. Σημαντικές δυνατότητες είναι η επιλογή του τύπου των αναλογικών εξαγόμενων αρχείων (Analog Output → Raw , HREF, Gaze) και η ρύθμιση της ευαισθησίας του συστήματος για την ανίχνευση των σακκαδικών κινήσεων.

### **2.3.5 Οθόνες ελέγχου δεδομένων εξόδου και ελέγχου διαδικασίας καταγραφής (Output – Record screen)**

Σε αυτές τις οθόνες γίνονται οι τελικές κινήσεις πριν την καταγραφή. Ο χειριστής μπορεί ,να χειριστεί τα αρχεία εξόδου στα οποία θα αποθηκευθούν τα δεδομένα (Output screen → δημιουργία και όνομα αρχείου, προσθήκη μηνυμάτων) και να δώσει εντολή έναρξης και τερματισμού της καταγραφής (Record screen). Στο κάτω μέρος της οθόνης ελέγχου καταγραφής προβάλλεται η απεικόνιση των οφθαλμών και τα γενικά χαρακτηριστικά της διαδικασίας (τύπος καταγραφής, συχνότητα δειγματοληψίας, χρόνος καταγραφής)<sup>28</sup>.

## 2.4 Πειραματική διαδικασία

Στην παρούσα εργασία μελετάται η επίδραση του μεγέθους του ερεθίσματος, του contrast και του χρόνου στην ακρίβεια της προσήλωσης. Επίσης αξιολογείται και η επίδραση της μονόφθαλμης (σε σχέση με την διόφθαλμη) όρασης στην σταθερότητα και ακρίβεια της προσήλωσης.

### 2.4.1 Ερέθισμα (stimulus)

Για την προβολή του ερεθίσματος χρησιμοποιείται ανεξάρτητο (από το σύστημα καταγραφής) λογισμικό (**NewRT**) το οποίο εγκαταστάθηκε στον υπολογιστή προβολής ερεθισμάτων (Display PC). Η υψηλής ανάλυσης οθόνη προβολής (SONY, GDM 520) που χρησιμοποιείται υποστηρίζεται από εξίσου υψηλής ανάλυσης κάρτα γραφικών (VSG 2/5 , Cambridge Research System). Χρησιμοποιήθηκαν τρία διαφορετικά μεγέθη ερεθίσματος  $1^\circ$ ,  $0.5^\circ$  και  $0.2^\circ$  (μονάδες γωνίας όρασης) και ως τιμές του %contrast του ερεθίσματος επιλέχθηκαν οι τιμές 100, 40, 10, 4 και 1. Η δυνατότητα επιλογής των οπτικών παραμέτρων του ερεθίσματος, όπως το contrast, το σχήμα και το μέγεθός του δίνεται μέσω του λογισμικού προγράμματος NewRT.

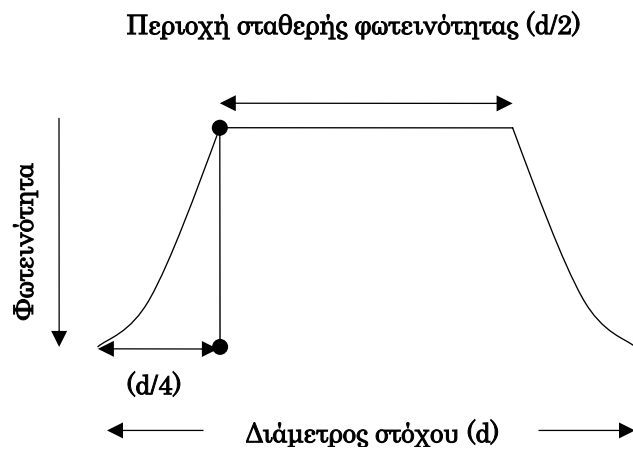
Λόγω του ότι το σύστημα καταγραφής μετράει τη θέση της κόρης (ζεύγη τιμών (x,y)) σε pixels οθόνης έγινε κατάλληλη μετατροπή σε arcmins/pixel ώστε τα αποτελέσματα να είναι σε μονάδες γωνίας όρασης. Δεδομένου ότι η απόσταση εξέτασης ήταν 1m και η ανάλυση της οθόνης 1024 x 768 pixels και οι διαστάσεις 40 x 30 cm βρέθηκε ότι αντιστοιχούν 1.19 arcmins/pixel στην οριζόντια και 1.34 arcmins/pixel στην κατακόρυφη διεύθυνση. Επίσης το σύστημα θεωρεί ότι το σημείο (0,0) είναι στην πάνω αριστερή γωνία της οπότε για να γίνει η κατάλληλη μεταφορά αξόνων (ώστε στα δεδομένα το (0,0) να αντιστοιχεί στο κέντρο της οθόνης) έγινε αφαίρεση από τις οριζόντιες τιμές ενός παράγοντα 1,19\*512 και από τις κατακόρυφες ενός παράγοντα 1,34\*384.

Το % contrast ορίζεται σύμφωνα με τον τύπο του Weber από την σχέση :

$$\%C = \left( \frac{L_{\text{Target}} - L_{\text{Background}}}{L_{\text{Background}}} \right) 100\%$$

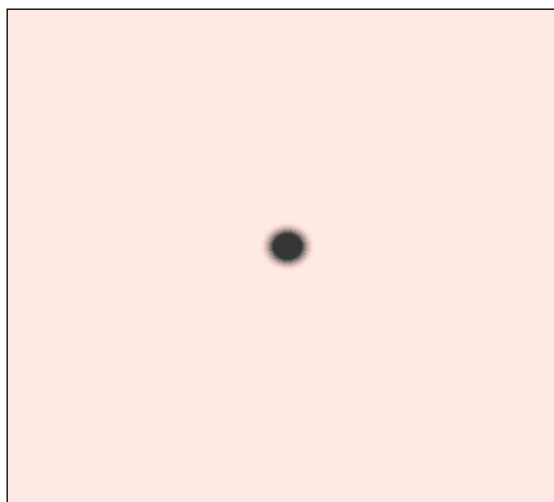
όπου  $L_{\text{Target}}$  : φωτεινότητα του στόχου και  $L_{\text{Background}}$  : φωτεινότητα του φόντου.

Το ερέθισμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένας κύκλος (profiled spot) η φωτεινότητα του οποίου ήταν σταθερή σε μία κεντρική περιοχή και σταδιακά αυξανόταν όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Εικόνα 27 Το προφίλ του προβαλλόμενου στόχου

Στην οθόνη προβολής ο κυκλικός στόχος εμφανιζόταν όπως στην παρακάτω εικόνα. Η χρήση του συγκεκριμένου στόχου αποσκοπεί στην προβολή ενός ερεθίσματος χωρίς ακμές, ώστε ο εξεταζόμενος να προσηλώνει το βλέμμα του όσο το δυνατόν περισσότερο στο κέντρο.



**Εικόνα 28. Κυκλικός στόχος πειράματος**

### **2.4.2 Οργάνωση πειράματος**

Επιλέχθηκαν εννέα άτομα (3 γυναίκες, 6 άνδρες) ηλικίας 25-35 ετών των οποίων τα διαθλαστικά σφάλματα (μυωπία, αστιγματισμός) ήταν πλήρως διορθωμένα. Κάθε εξεταζόμενος τοποθετήθηκε σε απόσταση 1m από την οθόνη προβολής, το κεφάλι τους ευθυγραμμίστηκε με το κέντρο της οθόνης και σταθεροποιήθηκε δαγκώνοντας το προσωπικό τους οδοντικό εκμαγείο το οποίο ήταν προσαρμοσμένο σε κατάλληλη μπάρα στήριξης (bite bar). Στη συνέχεια, προσαρμόστηκε στο κεφάλι τους η κάσκα καταγραφής και ρυθμίστηκαν κατάλληλα οι κάμερες.



**Εικόνα 29. Εξεταζόμενος κατά την διάρκεια καταγραφής**

Πριν από κάθε μέτρηση έγινε βαθμονόμηση και έλεγχος αξιοπιστίας της βαθμονόμησης του συστήματος. Ο τύπος της βαθμονόμησης που χρησιμοποιήθηκε ήταν 5 σημείων σε σχήμα σταυρού. Τα αναλογικής μορφής δεδομένα εξόδου περιείχαν πληροφορίες της ακριβούς θέσης του βλέμματος του εξεταζόμενου, πάνω στην οθόνη προβολής (Analog Data Output → Gaze).

Η χρονική διάρκεια κάθε καταγραφής ήταν 15 sec, έγιναν με τη μέθοδο Pupil και μεταξύ των μετρήσεων γινόταν διάλειμμα 1-2 λεπτών. Συνολικά έγιναν 30 διαφορετικές μετρήσεις για κάθε εξεταζόμενο. Οι πρώτες δεκαπέντε μετρήσεις ήταν διόφθαλμες καταγραφές. Στις πρώτες πέντε απ' αυτές μειωνόταν διαδοχικά η τιμή του contrast (100% → 1%) διατηρώντας το μέγεθος του ερεθίσματος σταθερό στην  $1^{\circ}$ . Στις επόμενες δύο πεντάδες μετρήσεων ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία αλλάζοντας το μέγεθος του ερεθίσματος ( $0.5^{\circ}$  και  $0.2^{\circ}$  διαδοχικά). Η παραπάνω διαδικασία φαίνεται συνοπτικά στους πίνακες που ακολουθούν.

% contrast	Διάμετρος ( $^{\circ}$ )	Αριθμός Μέτρησης
100	1	1
40		2
10		3
4		4
1		5

% contrast	Διάμετρος ( $^{\circ}$ )	Αριθμός Μέτρησης
100	0.5	6
40		7
10		8
4		9
1		10

% contrast	Διάμετρος (°)	Αριθμός Μέτρησης
100	0.2	11
40		12
10		13
4		14
1		15

Στις επόμενες δεκαπέντε μετρήσεις ακολουθήθηκε ακριβώς η ίδια διαδικασία αλλά για μονόφθαλμη καταγραφή. Στους τέσσερις εξεταζόμενους καταγράφηκε ο κυρίαρχος οφθαλμός (Dominant Eye), ενώ ο μη κυρίαρχος ήταν καλυμμένος και παράλληλα υπήρχε και η δυνατότητα καταγραφής του. Στους άλλους πέντε ακολουθήθηκε η αντίθετη διαδικασία (κυρίαρχος οφθαλμός : καλυμμένος, μη κυρίαρχος : ελεύθερος).

## 2.5 Ανάλυση στοιχείων

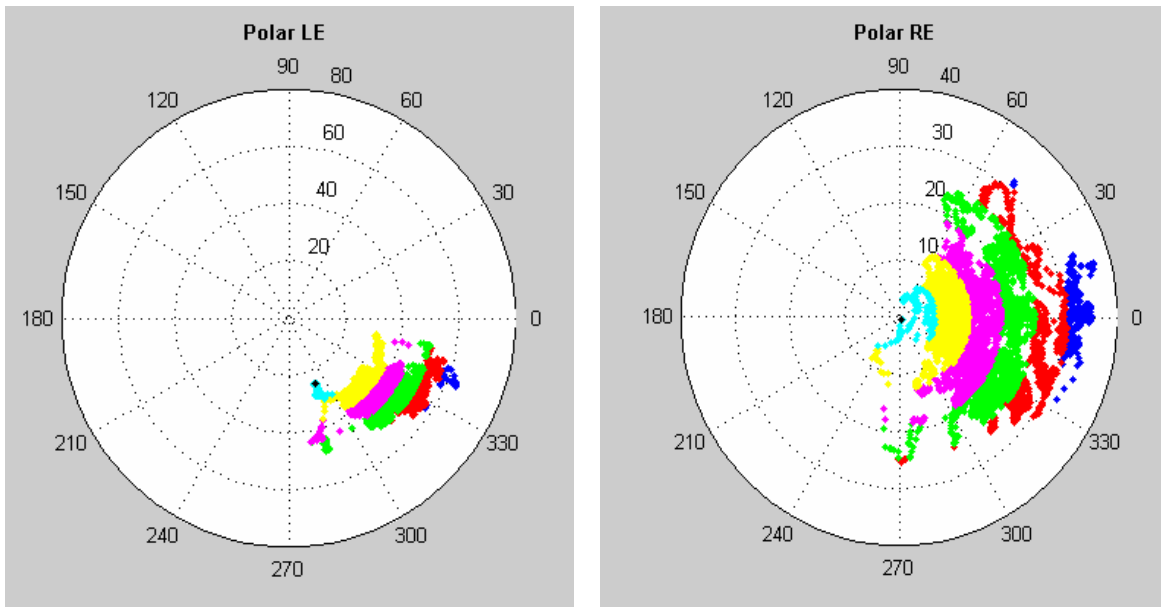
Η επεξεργασία των δεδομένων έγινε με τη χρήση του υπολογιστικού προγράμματος **MATLAB** ενώ η στατιστική ανάλυση των δεδομένων που προέκυψαν πραγματοποιήθηκε μέσω του λογιστικού προγράμματος **Microsoft Excel**.

Τα αναλογικής μορφής αρχεία δεδομένων των καταγραφών που χρησιμοποιήθηκαν στη Matlab αποτελούνται από πέντε διαδοχικές στήλες που αντιπροσωπεύουν το χρόνο καταγραφής (μετρήσεις ανά 2 msec → συχνότητα δειγματοληψίας 500Hz) και τις αντίστοιχες οριζόντιες και κάθετες συντεταγμένες (x,y) της θέσης του αριστερού και δεξιού οφθαλμού πάνω στην οθόνη προβολής.

Time	X <sub>Left Eye</sub>	Y <sub>Left Eye</sub>	X <sub>Right Eye</sub>	Y <sub>Right Eye</sub>
------	-----------------------	-----------------------	------------------------	------------------------

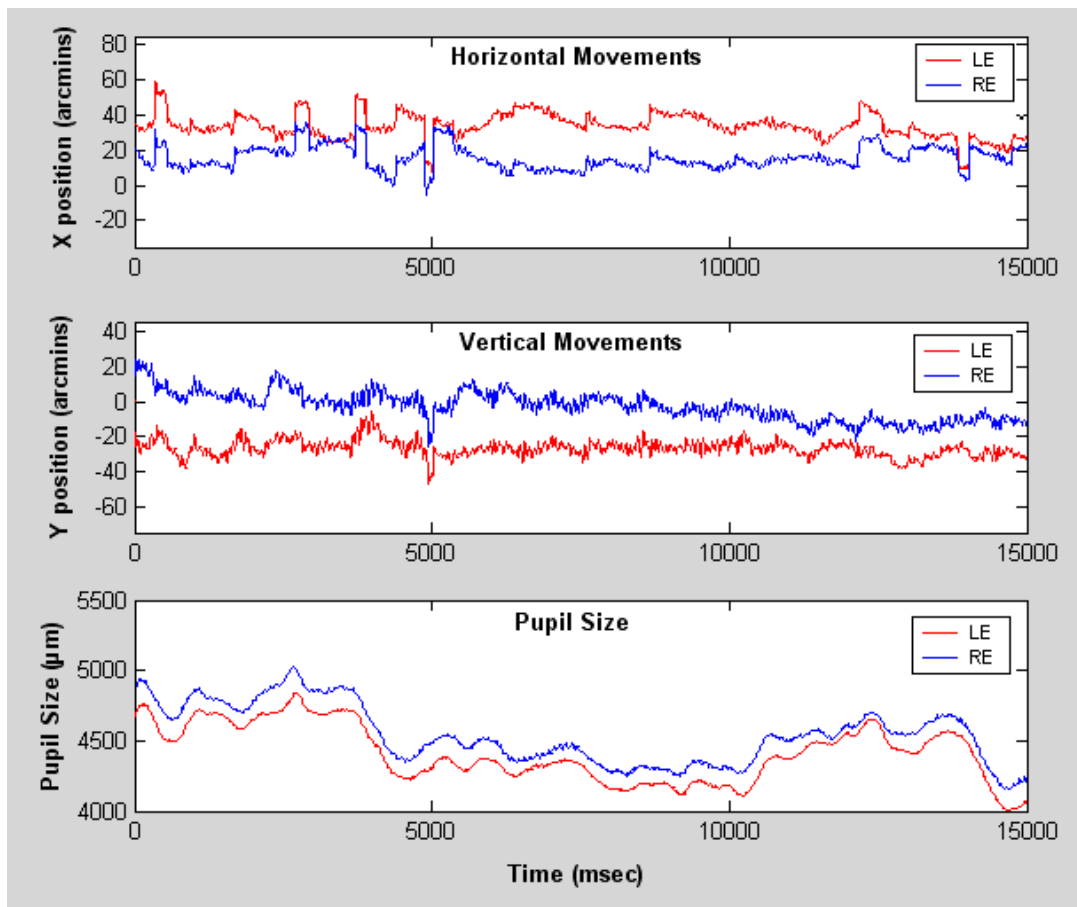
Από κάθε καταγραφή (μέσω του κώδικα προγραμματισμού) απορρίφθηκαν οι μεγάλες τιμές των οριζόντιων και κάθετων μετατοπίσεων οι οποίες προέρχονται από μεγάλο μεγέθους κινήσεις των οφθαλμών των εξεταζομένων λόγω βλεφαρισμών (blinks). Απορρίφθηκαν οι τιμές 100msec πριν και 400msec μετά την έναρξη των blinks (στις περισσότερες καταγραφές δεν υπήρχαν βλεφαρισμοί).

Ο κώδικας που δημιουργήθηκε (παράρτημα 2) δίνει τη δυνατότητα γραφικής αναπαράστασης των οριζόντιων και κάθετων μετατοπίσεων και της διαμέτρου της κόρης των δύο οφθαλμών, συναρτήσει του χρόνου και γραφικής αναπαράστασης της χωρικής κατανομής των συντεταγμένων των σημείων προσήλωσης σε καρτεσιανές αλλά και σε πολικές συντεταγμένες (γραφ.4 και 5).



Γράφημα 4. Χωρική Κατανομή των σημείων προσήλωσης σε πολικές συντεταγμένες.





Γράφημα 5. Οριζόντιες, κάθετες κινήσεις και μέγεθος διαμέτρου της κόρης συναρτήσει του χρόνου. Είναι εμφανείς οι κινήσεις διολίσθησης, οι τρέμουλο και οι μικροσακκαδικές (οι τελευταίες κυρίως στην οριζόντια διεύθυνση)

Για τον έλεγχο της επίδρασης του contrast και του μεγέθους του ερεθίσματος, δημιουργήθηκαν περιγράμματα διμεταβλητών ελλειπτικών περιοχών (**Bivariate Contour Ellipse Areas, BCEA**) τα οποία περιείχαν το 85% και 68% του συνολικού χρόνου προσήλωσης. Από το εμβαδόν αυτών των περιοχών αποκομίζεται σημαντική πληροφορία για τη σταθερότητα της προσήλωσης,

Το εμβαδόν αυτών των ελλείψεων υπολογίζεται μέσω της σχέσης :

$$BCEA = 2k\sigma_H\sigma_V (1-\rho^2)^{1/2}$$

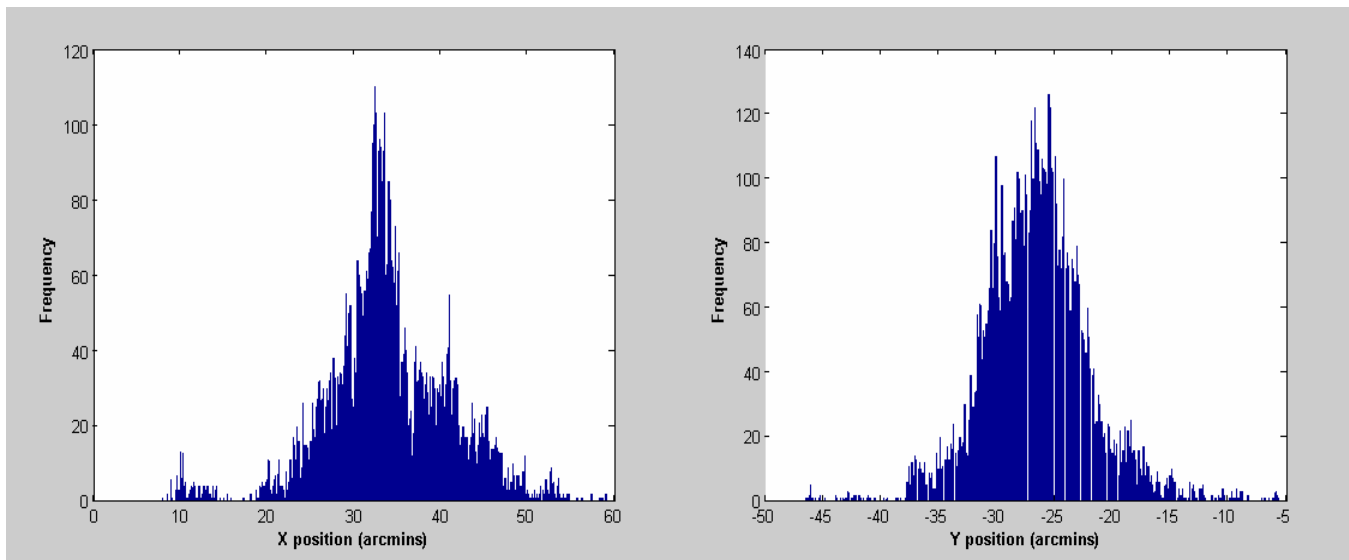
όπου BCEA είναι το εμβαδόν της έλλειψης ,  $\sigma_H$  και  $\sigma_V$  είναι οι τυπικές αποκλίσεις των οριζοντίων και κάθετων μετρήσεων και  $\rho$  είναι η συμεταβλητότητα των δύο συνιστωσών. Η επιλογή της τιμής του  $k$  καθορίζει τα όρια εμπιστοσύνης της έλλειψης. Η πιθανότητα μια μέτρηση να βρίσκεται μέσα στα όρια της έλλειψης δίνεται από τη σχέση :

$$P = 1 - e^{-k}$$

όπου  $e$  είναι η βάση των νεπέριων λογαρίθμων.

Προκειμένου να μελετηθεί η επίδραση του χρόνου στη σταθερότητα της προσήλωσης (και εδώ μέσω των εμβαδών των ελλείψεων), δίνεται η δυνατότητα γραφικής αναπαράστασης της χωρικής κατανομής των σημείων προσήλωσης (καρτεσιανές συντεταγμένες) στα πρώτα 5sec, στα πρώτα 10sec και στα 15sec της καταγραφής.

Η επιλογή αναπαράστασης της διασποράς των μετρήσεων μέσω ελλείψεων προκύπτει από το γεγονός ότι αν οι μετρήσεις της οριζόντιας και κατακόρυφης θέσης του βλέμματος ακολουθούν κανονική κατανομή (γραφ.6), τότε η διασπορά των μετρήσεων μπορεί να αναπαρασταθεί από μια έλλειψη, της οποίας η περιοχή είναι ανάλογη των τυπικών αποκλίσεων της κάθε μεταβλητής<sup>29,34</sup>. Στην παρούσα εργασία επιλέχθηκε η τιμή  $k = 1.14$ , η οποία αντιπροσωπεύει ελλείψεις που περιέχουν το 68% του συνολικού χρόνου προσήλωσης. Η επιλογή αυτής της τιμής έγινε για να μην επηρεαστούν τα αποτελέσματα από ακραίες τιμές, καθώς κάτι τέτοιο παρατηρήθηκε από επιλογή άλλων τιμών ( $k=1.96 \rightarrow 85\%$ )



**Γράφημα 6. Κατανομές οριζοντίων και καθέτων θέσεων προσήλωσης των καταγραφών που πραγματοποιήθηκαν. Η μορφή των κατανομών προσεγγίζει την κανονική κατανομή.**

## 3. Αποτελέσματα

Στα αποτελέσματα που ακολουθούν φαίνεται, μέσω των εμβαδών ελλειπτικών περιοχών, η επίδραση του χρόνου, του contrast, του μεγέθους του ερεθίσματος καθώς και της μονόφθαλμης όρασης στην ακρίβεια και σταθερότητα της προσήλωσης. Πρέπει να σημειωθεί ότι σε όλα τα αποτελέσματα γίνεται άμεση σύγκριση της συμπεριφοράς των δύο οφθαλμών κατηγοριοποιώντας τους σε κυρίαρχο και μη, οφθαλμό. Επειδή οι μετρήσεις των εμβαδών των ελλειπτικών περιοχών είναι σε μονάδες arcmins<sup>2</sup>, για να υπάρχει μία σύγκριση αυτών με το μέγεθος του στόχου υπολογίστηκε το εμβαδό του κάθε στόχου σε αυτή τη μονάδα. Έτσι βρέθηκε ότι :

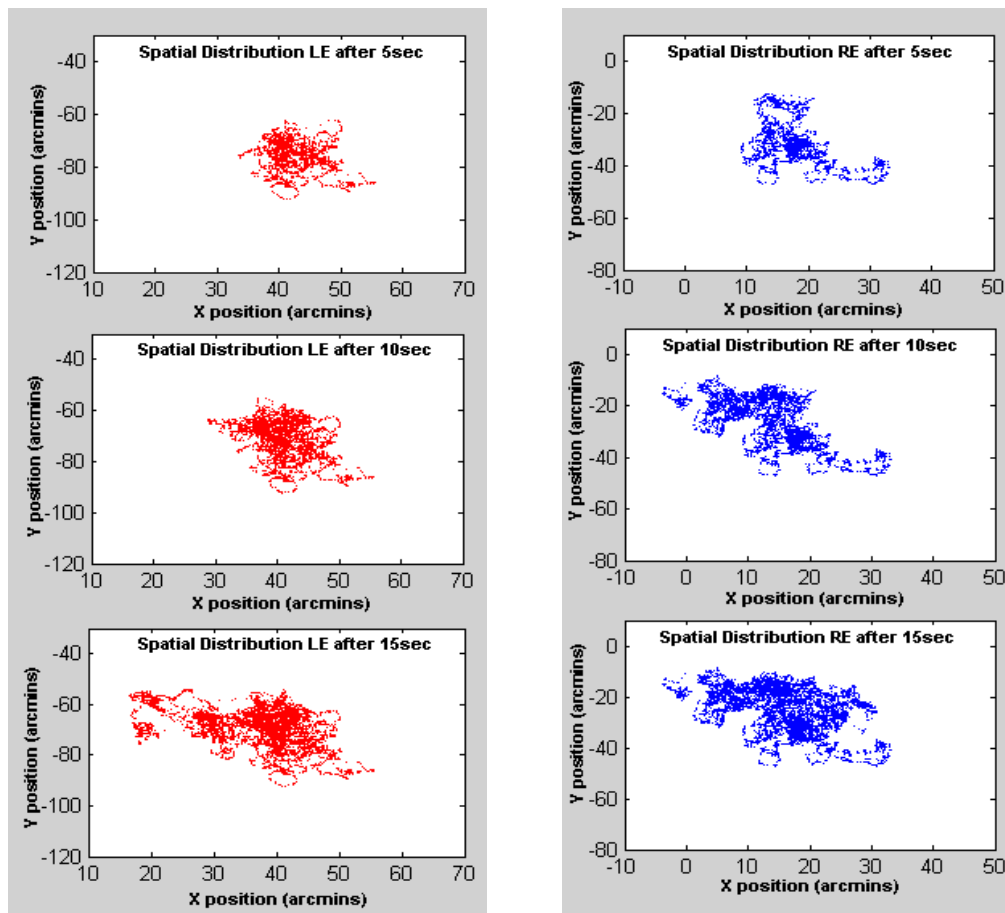
Εμβαδόν στόχου διαμέτρου 1deg = 2827.4 arcmins<sup>2</sup>

Εμβαδόν στόχου διαμέτρου 0.5deg = 706.9 arcmins<sup>2</sup>

Εμβαδόν στόχου διαμέτρου 0.2deg = 113.1 arcmins<sup>2</sup>

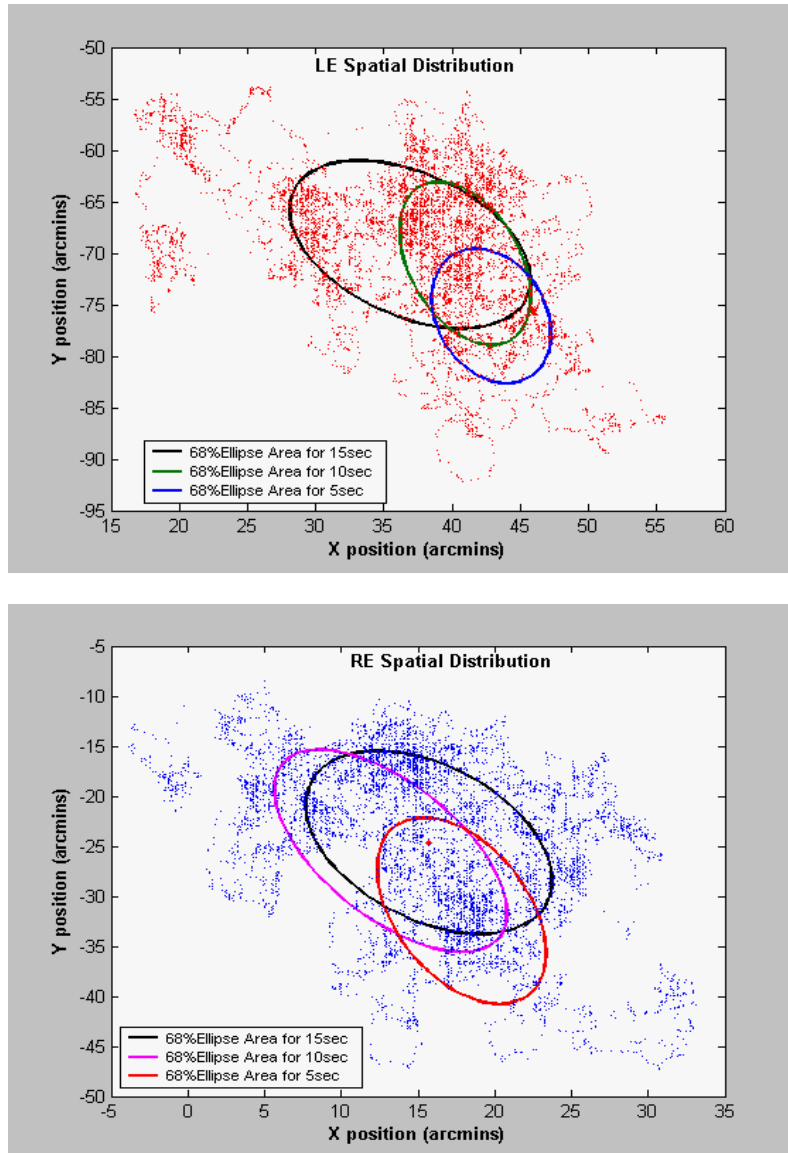
### 3.1 Επίδραση του χρόνου

Τα σχήματα που ακολουθούν αναπαριστούν την χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης του αριστερού (LE) και δεξιού (RE) οφθαλμού ενός εξεταζομένου (TL) στα πρώτα 5sec, τα πρώτα 10sec και στα 15sec της καταγραφής, για contrast 100% και μέγεθος στόχου 0.5deg.



Σχ.32 Χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης αριστερού και δεξιού οφθαλμού στα πρώτα 5,10 και 15sec της καταγραφής

Είναι φανερό ότι όσο αυξάνεται η χρονική διάρκεια της προσήλωσης τα σημεία παρουσιάζουν όλο και μεγαλύτερη διασπορά. Για να ποσοτικοποιηθεί η αύξηση της περιοχής προσήλωσης χρησιμοποιήθηκε, όπως προαναφέρθηκε, η προσαρμογή, γύρω από τα σημεία προσήλωσης, ελλείψεων που περιείχαν το 68% των σημείων. Οι αντίστοιχες ελλειψοειδείς περιοχές για τον ίδιο εξεταζόμενο (TL) και για τις ίδιες συνθήκες καταγραφής φαίνονται στο σχήμα που ακολουθεί.

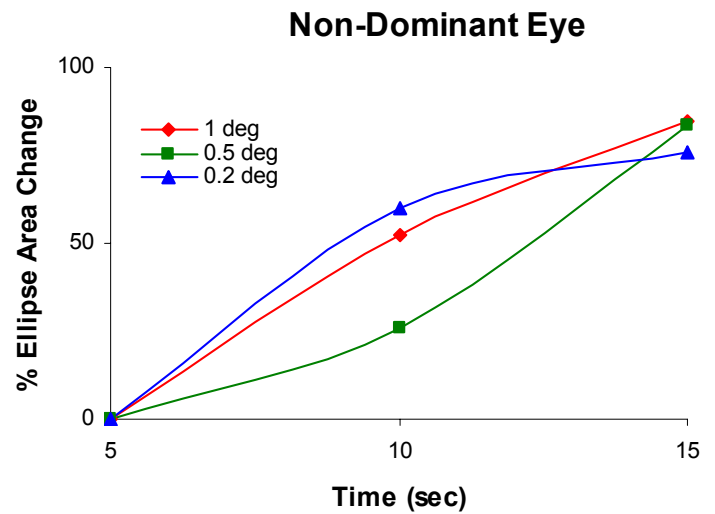
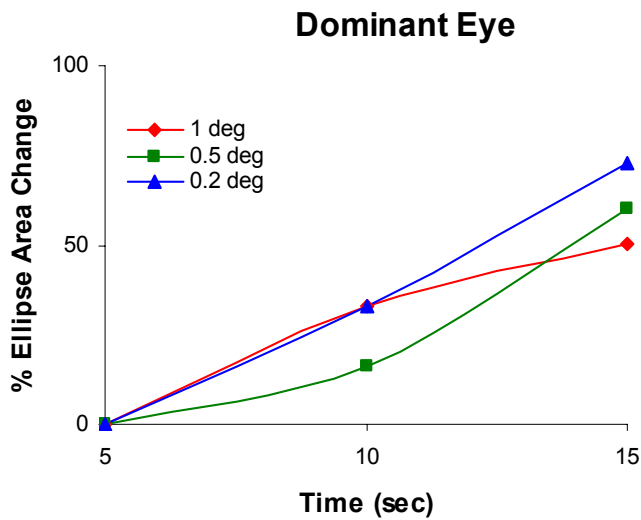


Σχ.32 Προσαρμοσμένες ελλείψεις στη χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης αριστερού και δεξιού οφθαλμού στα πρώτα 5,10 και 15sec της καταγραφής. Οι ελλείψεις περιέχουν το 68% των σημείων.

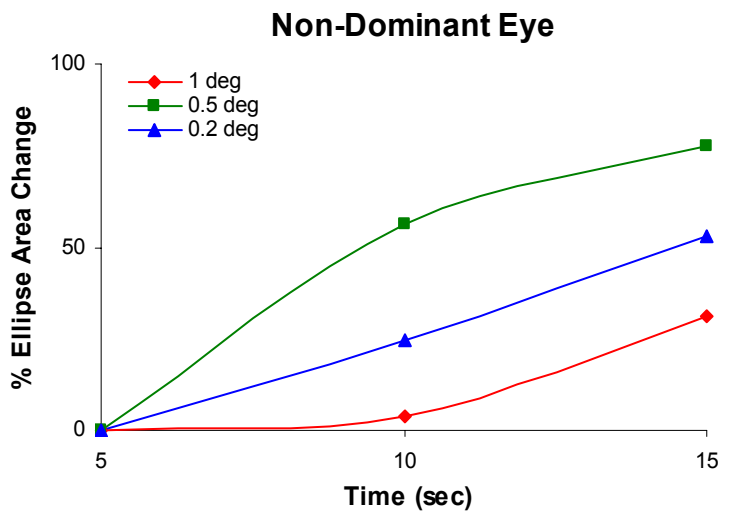
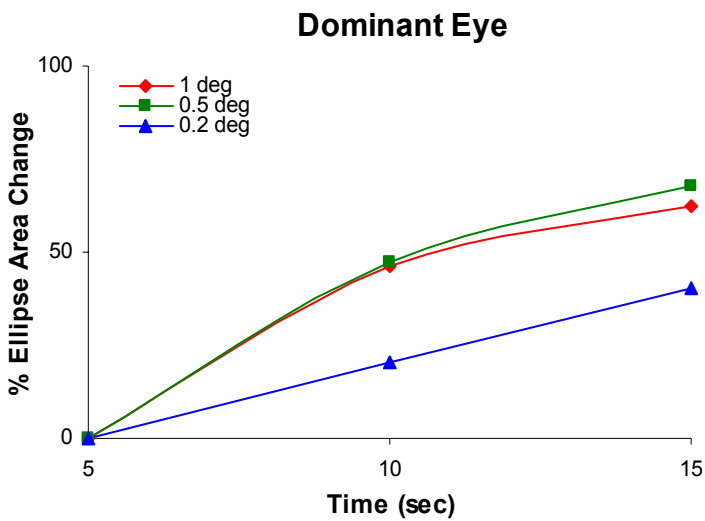
Λόγω του γεγονότος ότι μεταξύ των εξεταζομένων υπήρχε μεγάλη διασπορά στο μέγεθος του εμβαδού των ελλείψεων, έγινε κανονικοποίηση των τιμών. Θεωρώντας δηλαδή ότι όλοι οι εξεταζόμενοι παρουσίαζαν τις μικρότερες ελλείψεις στα πρώτα 5sec οι τιμές των εμβαδών των ελλείψεων στα επόμενα 5sec (10sec της καταγραφής) και στα επόμενα 10sec (15sec της καταγραφής) υπολογίστηκαν ως ένα % ποσοστό μεταβολής του εμβαδού της έλλειψης σε σχέση με το εμβαδόν των πρώτων 5sec, το οποίο τέθηκε ίσο με μηδέν. Η

επίδραση του χρόνου στην σταθερότητα της προσήλωσης, για τους μέσους όρους των κανονικοποιημένων τιμών, για κάθε τιμή του contrast φαίνεται στα διαγράμματα που ακολουθούν.

100% contrast

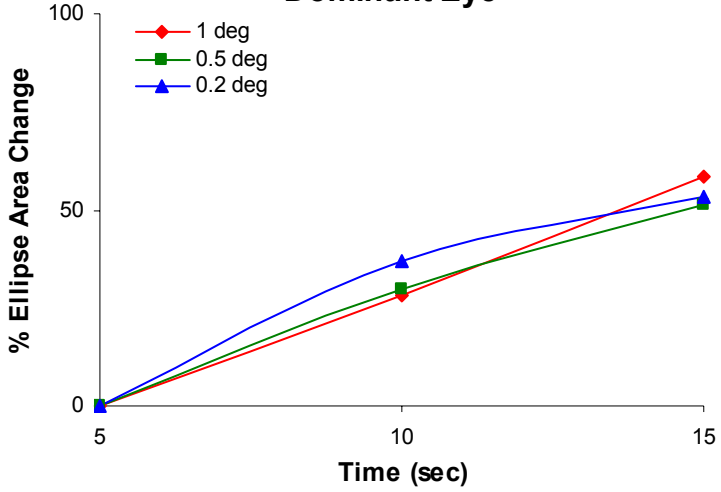


40% contrast

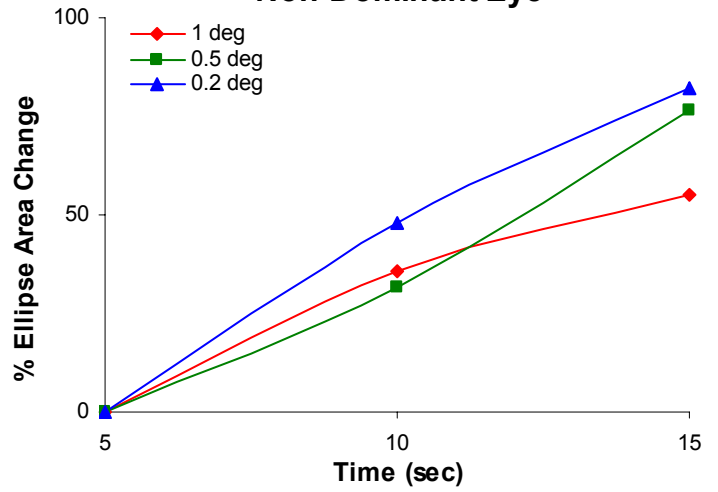


10% contrast

Dominant Eye

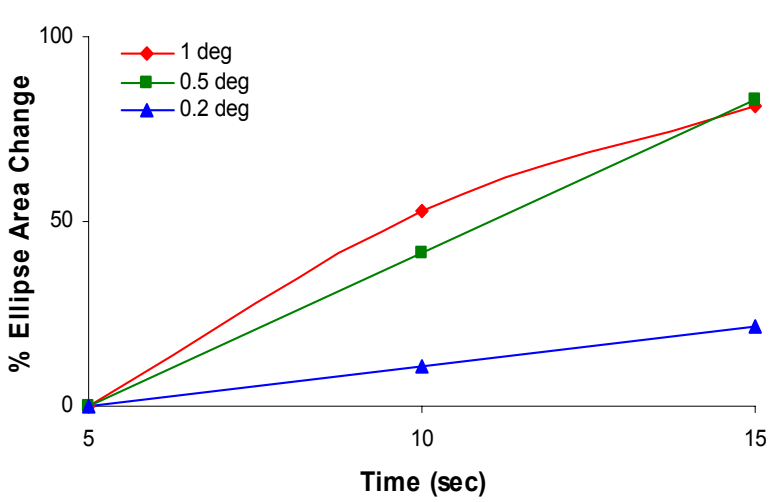


Non-Dominant Eye

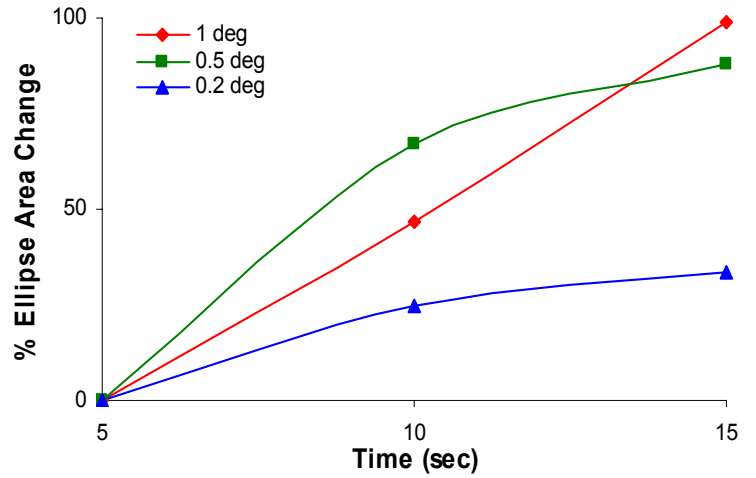


4% contrast

Dominant Eye

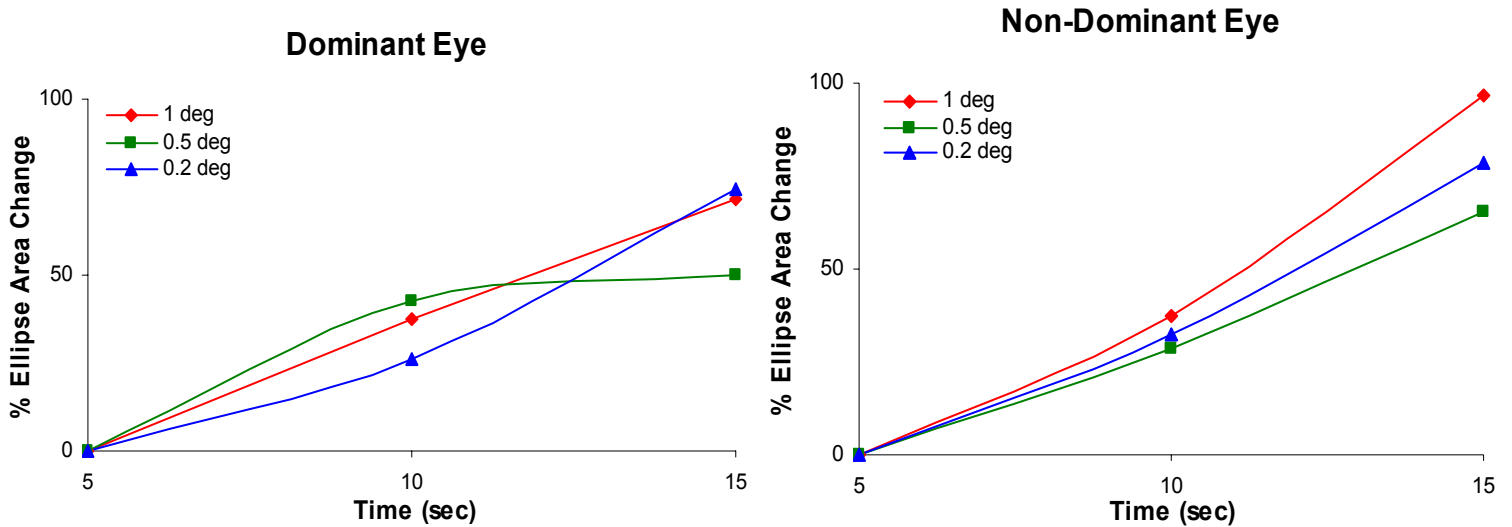


Non-Dominant Eye





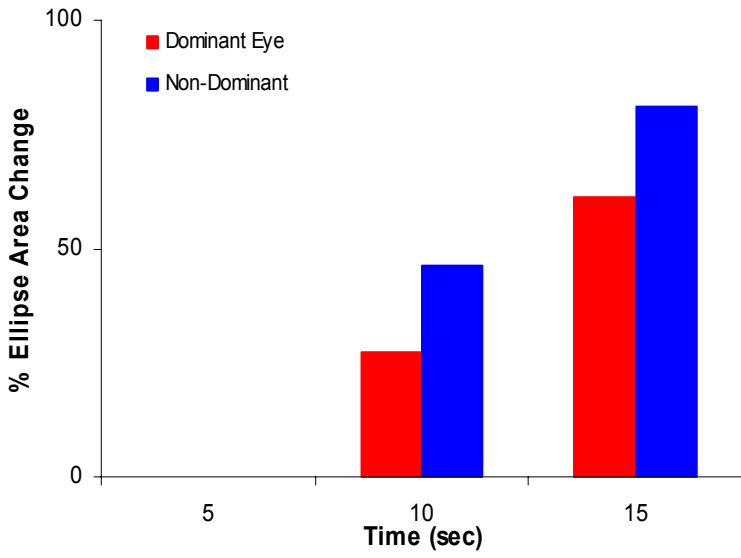
### 1% contrast



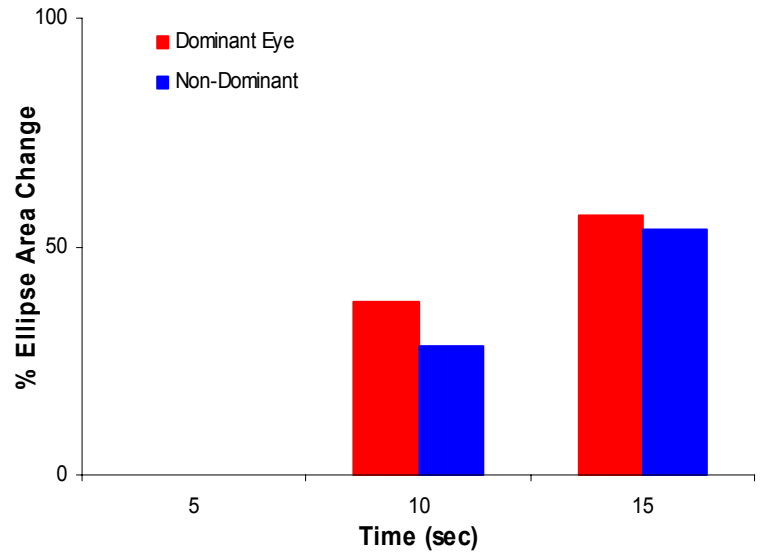
Είναι εμφανές από τα παραπάνω γραφήματα ότι ανεξαρτήτως μεγέθους στόχου και τιμής contrast υπάρχει αύξηση των εμβαδών των ελλείψεων.

Μη λαμβάνοντας υπόψη την παράμετρο του μεγέθους του στόχου και υπολογίζοντας το μέσο όρο όλων των κανονικοποιημένων τιμών για τις τρεις χρονικές στιγμές των 5,10 και 15sec και για κάθε τιμή του contrast ξεχωριστά προέκυψαν τα παρακάτω γραφήματα για το %ποσοστό της μεταβολής της περιοχής των ελλείψεων. Και σε αυτή την περίπτωση παρατηρείται αύξηση της περιοχής προσήλωσης. Η αύξηση είναι μεγαλύτερη για τον μη – κυρίαρχο οφθαλμό (εκτός από τις μετρήσεις στο 40% C).

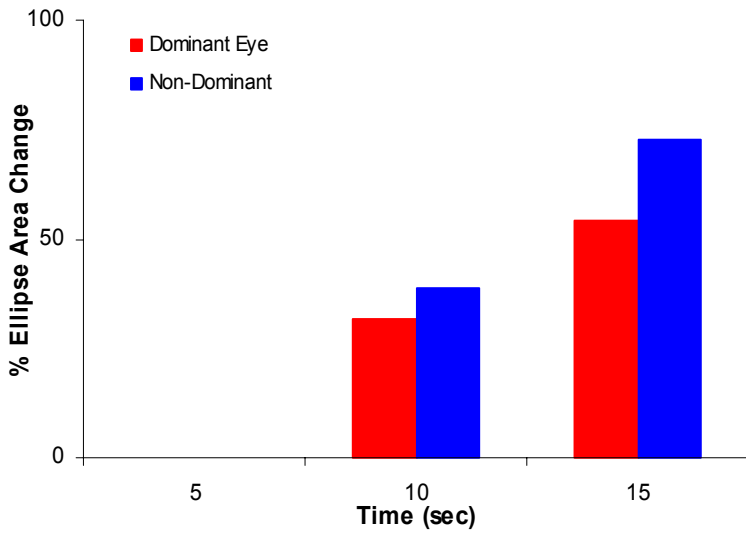
**100% contrast**



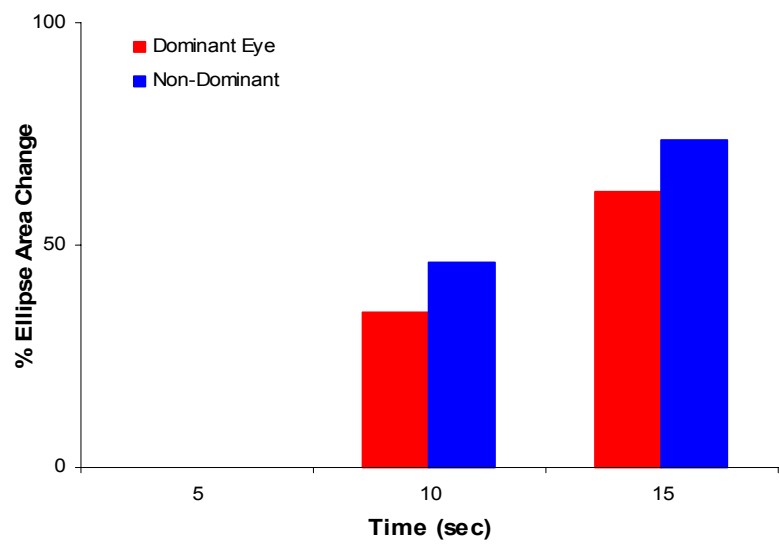
**40% contrast**



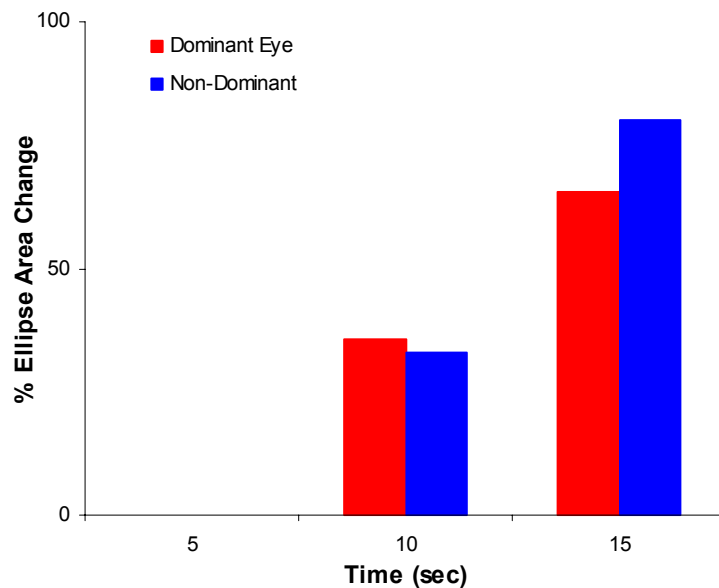
**10% contrast**



**4% contrast**

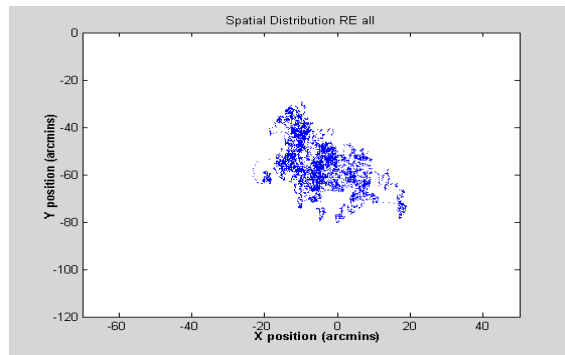
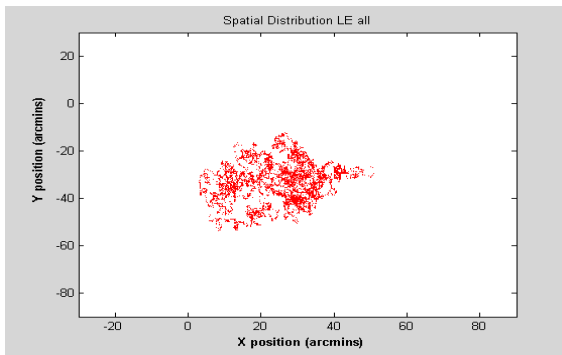


### 1% contrast

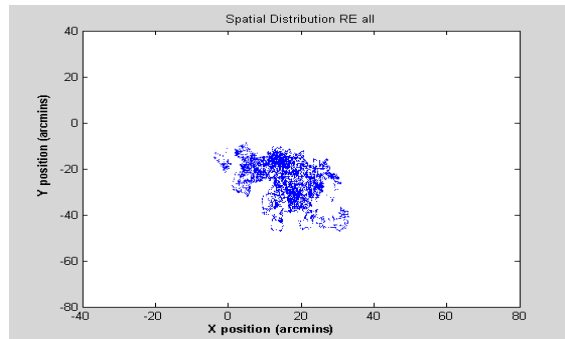
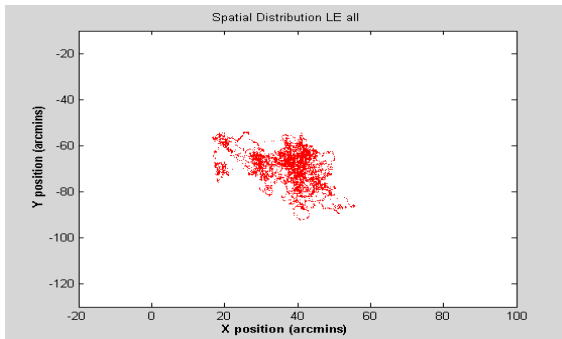


## 3.2 Επίδραση του contrast

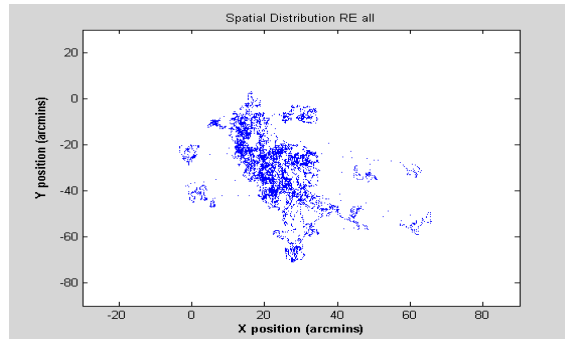
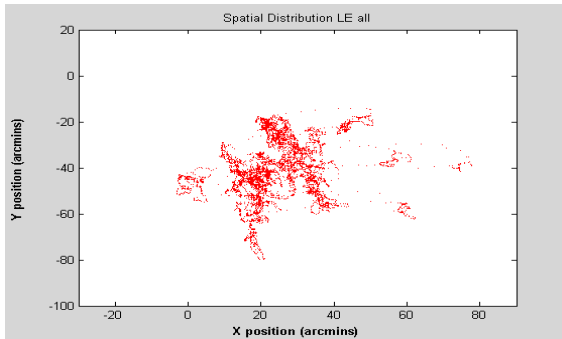
Για την μελέτη της επίδρασης του contrast στην ακρίβεια και σταθερότητα της προσήλωσης ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία των κανονικοποιημένων τιμών. Σε αυτή την περίπτωση θεωρήθηκε ότι οι μικρότερες τιμές των εμβαδών των ελλείψεων παρουσιαζόταν στην τιμή 100% του contrast (γραφ. χωρικής κατανομής), και οι τιμές των εμβαδών των ελλείψεων στις άλλες τιμές του contrast υπολογίστηκαν ως ένα % ποσοστό μεταβολής σε σχέση με το εμβαδόν στην τιμή αυτή. Τα διαγράμματα που ακολουθούν παριστούν τις % αυτές μεταβολές των περιοχών των ελλείψεων του κυρίαρχου και μη οφθαλμού και για τους τρεις διαφορετικούς στόχους. Προέκυψαν από τους μέσους όρους των κανονικοποιημένων τιμών των εμβαδών των ελλείψεων των εννέα εξεταζομένων.



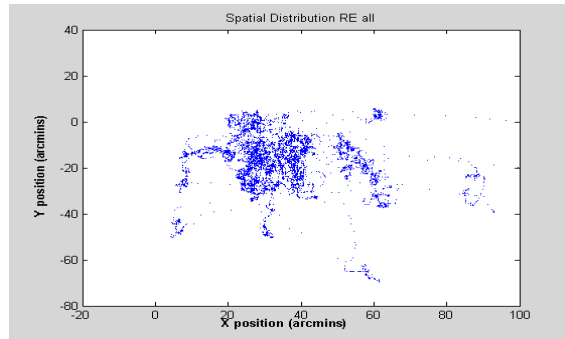
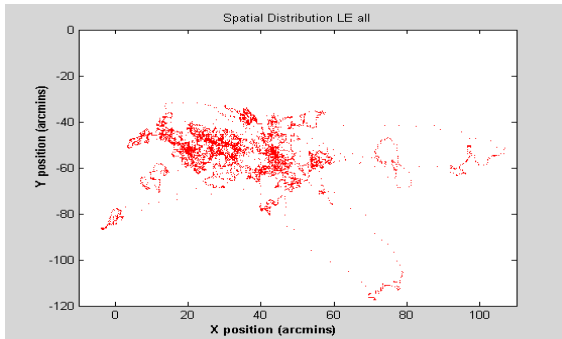
100% C



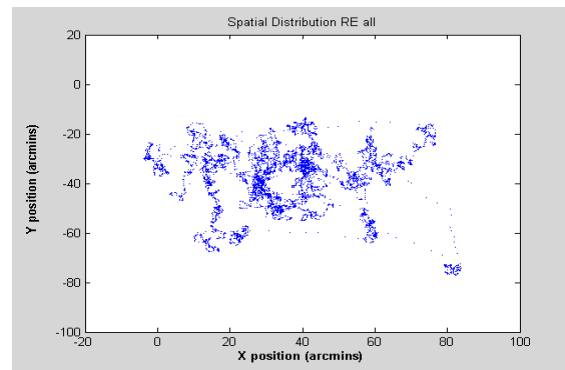
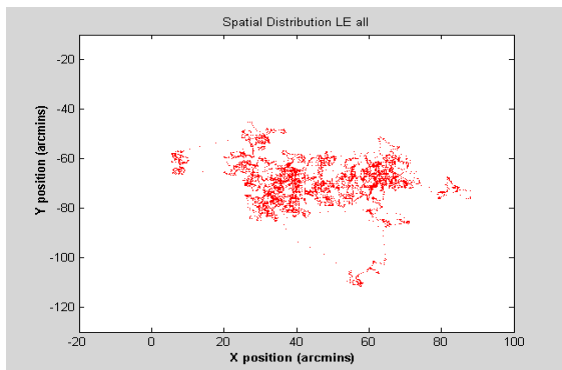
40% C



10% C



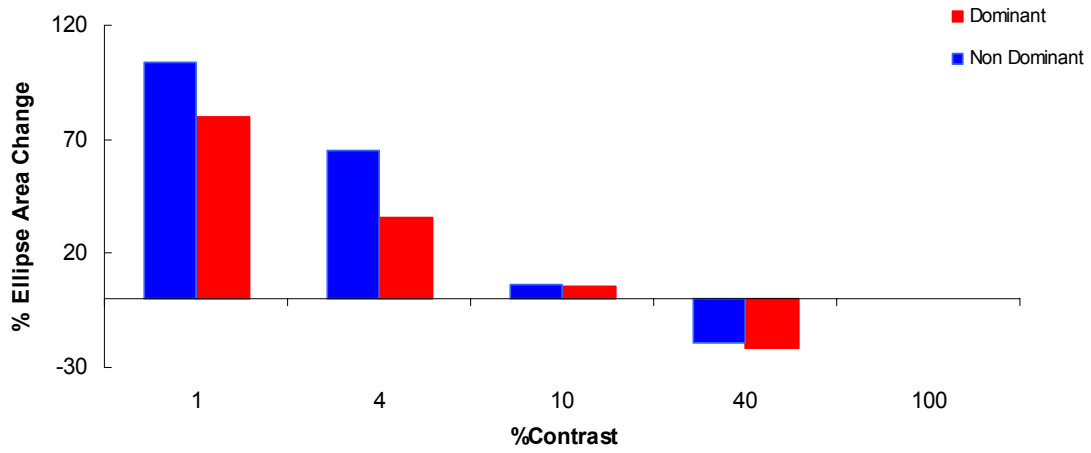
4% C



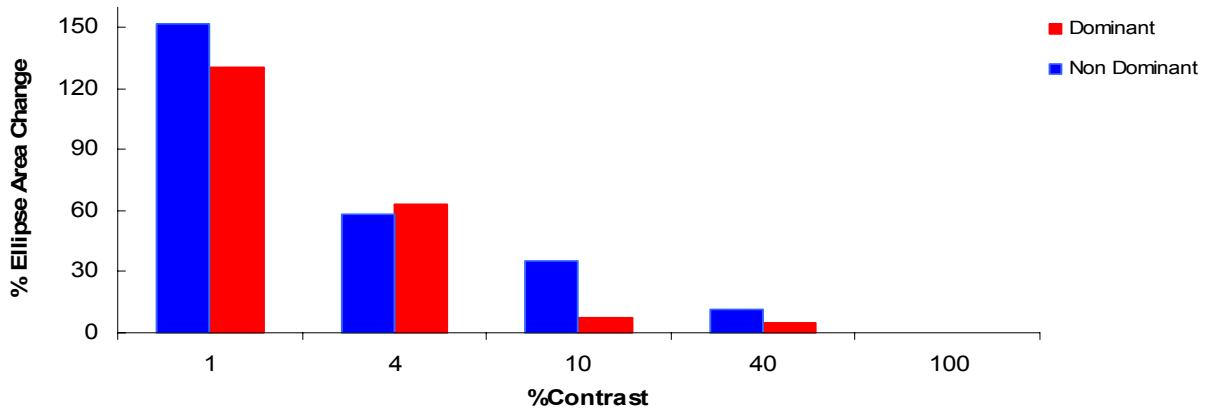
1% C

Επίδραση του contrast στη χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης. Είναι εμφανές ότι με την μείωση του contrast η ικανότητα προσήλωσης μειώνεται. Όλοι οι άξονες έχουν την ίδια κλίμακα.

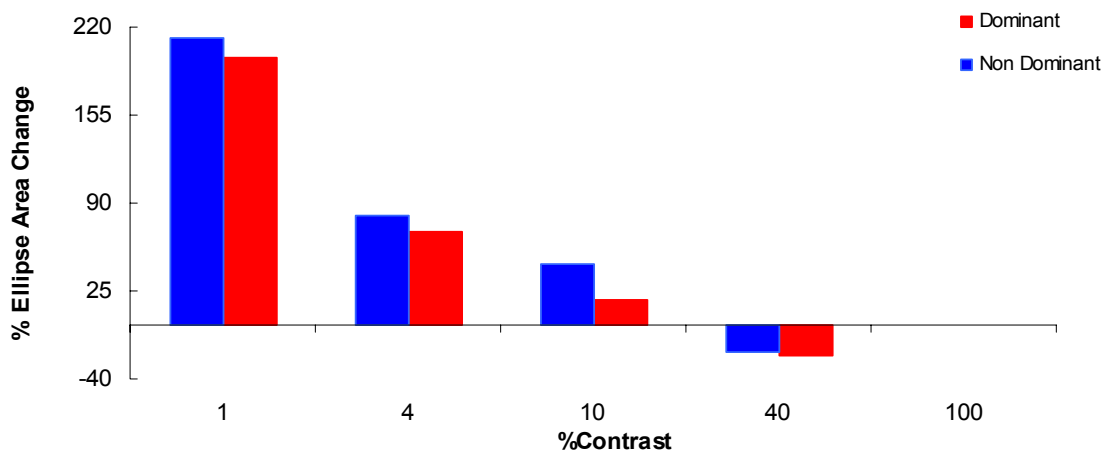
### Target size 1 deg



### Target size 0.5 deg

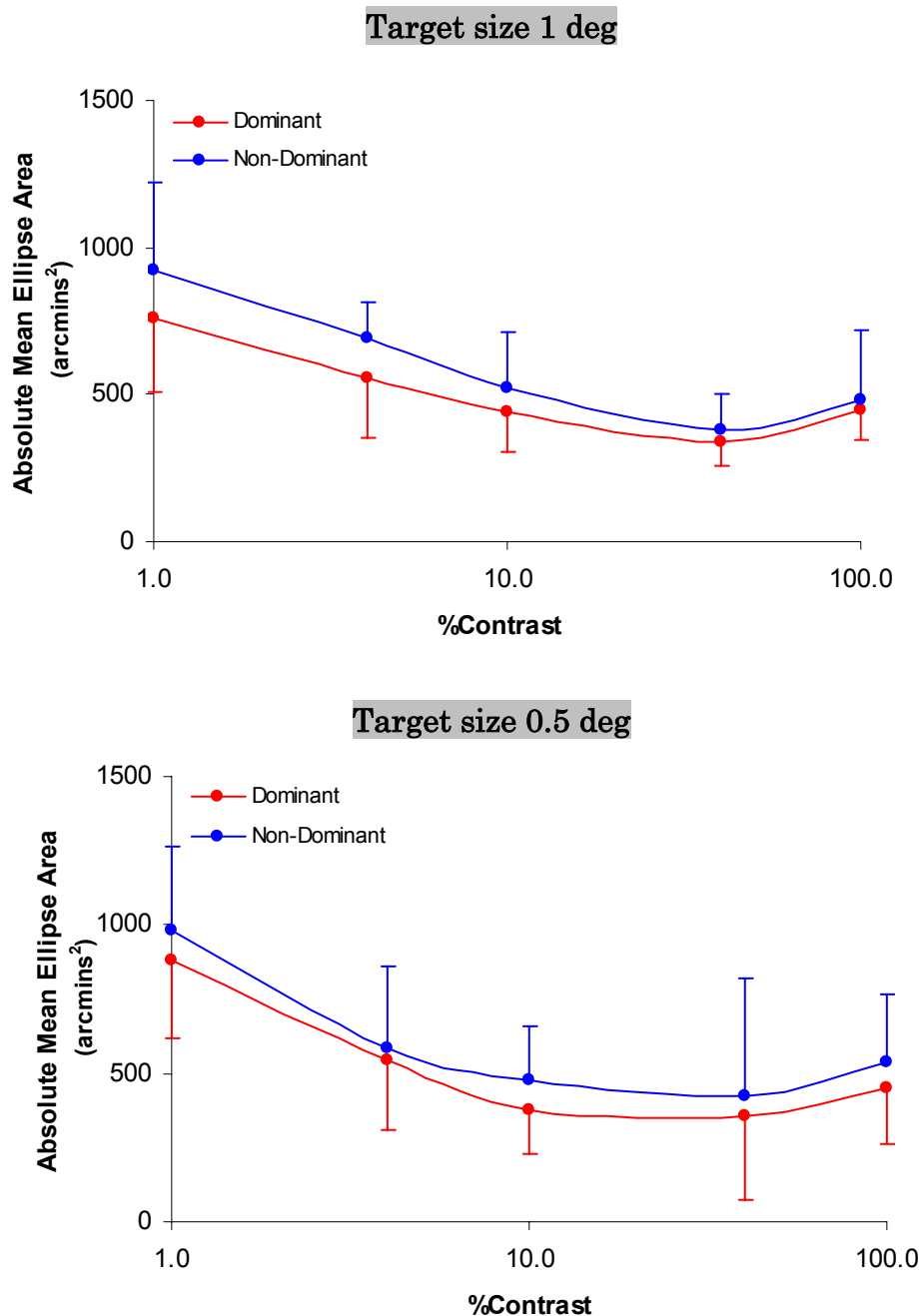


### Target size 0.2 deg

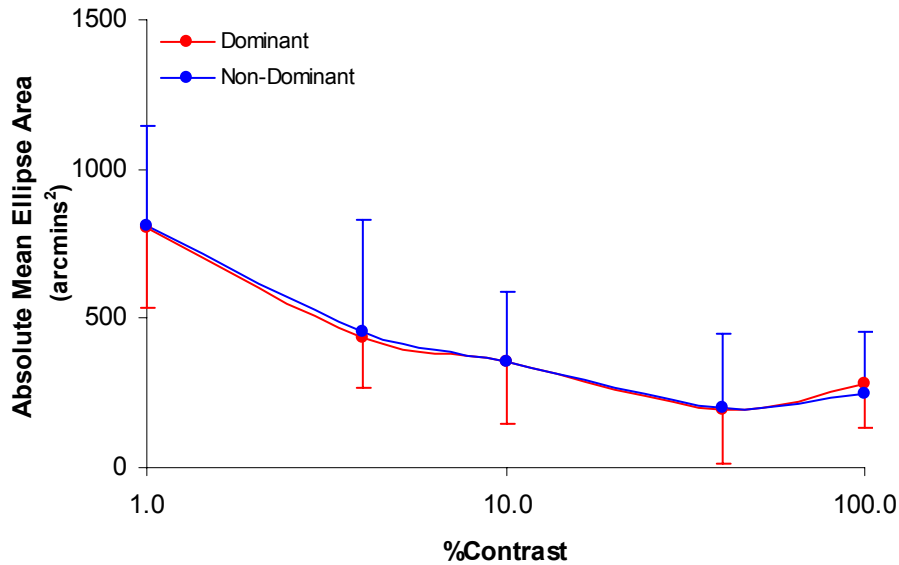


Παρατηρούμε ότι υπάρχει σημαντική αύξηση των ελλειπτικών περιοχών κυρίως για τις χαμηλές τιμές του contrast και κυρίως για τον στόχο διαμέτρου 0.2deg. Επίσης, και εδώ φαίνεται ο μη – κυρίαρχος οφθαλμός να εμφανίζει μεγαλύτερες διαφορές από τον κυρίαρχο.

Από τους αντίστοιχους μέσους όρους των απόλυτων τιμών των εμβαδών των ελλείψεων που προέκυψαν από τους εννέα εξεταζόμενους προέκυψαν τα παρακάτω γραφήματα για τα τρία διαφορετικά μεγέθη του ερεθίσματος στα οποία φαίνονται και οι τυπικές αποκλίσεις.



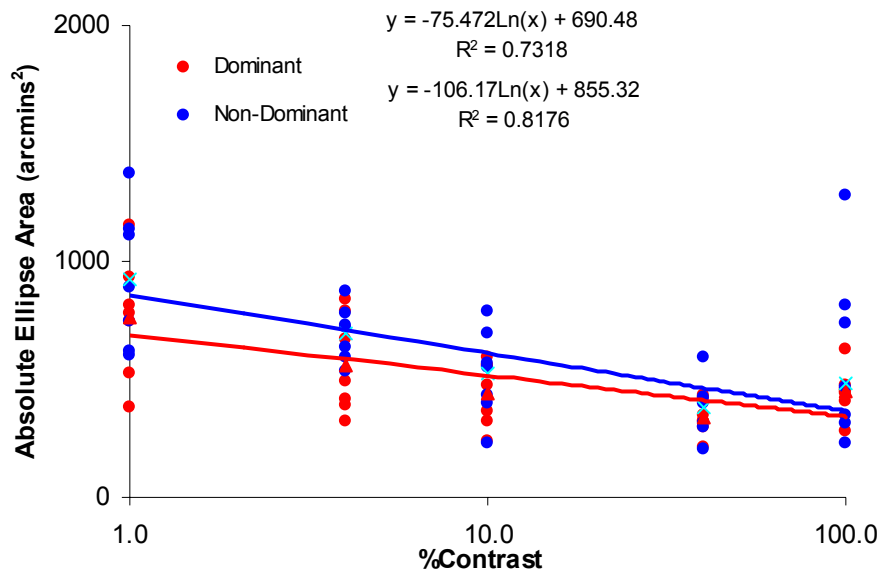
### Target size 0.2 deg



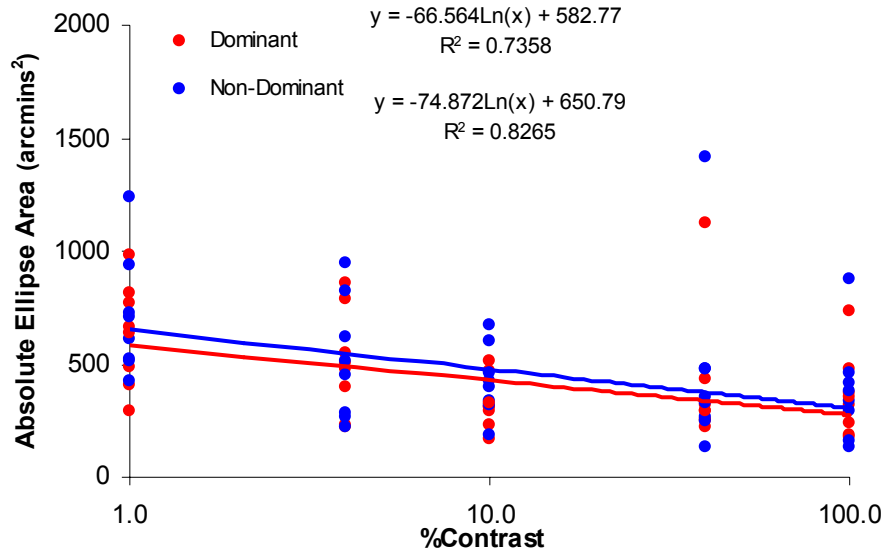
Όπως φαίνεται από τα παραπάνω γραφήματα, και στην περίπτωση των απόλυτων μέσων τιμών των ελλειπτικών περιοχών παρατηρείται αύξηση για χαμηλές τιμές του contrast.

Τα παρακάτω διαγράμματα δείχνουν, για κάθε διάμετρο στόχου, την γραφική αναπαράσταση του απόλυτου τιμών του εμβαδού των ελλείψεων κάθε εξεταζομένου συναρτήσεως του contrast. Φαίνεται επίσης η γραμμική τάση των μέσων τιμών και εξίσωση προσέγγισης μέσω της μεθόδου των ελαχίστων τετραγώνων.

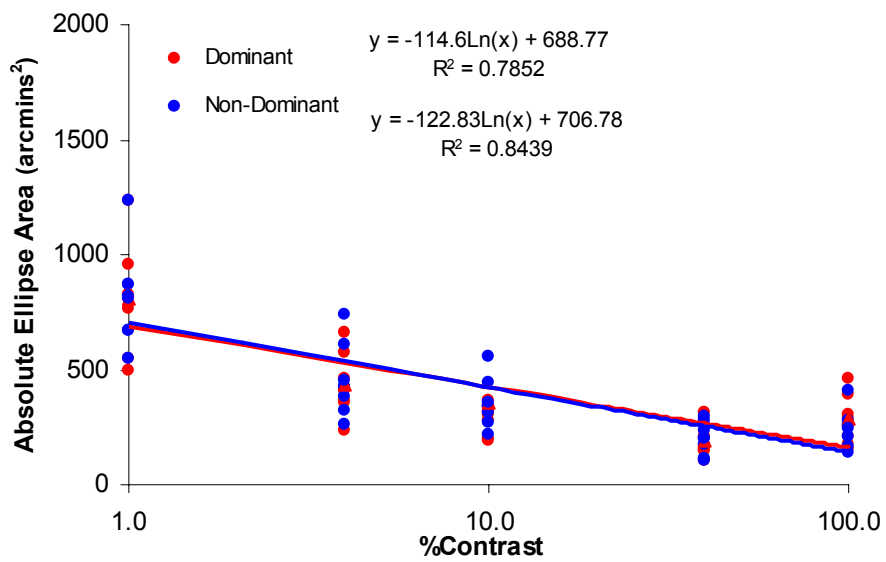
### Target size 1 deg



### Target size 0.5 deg



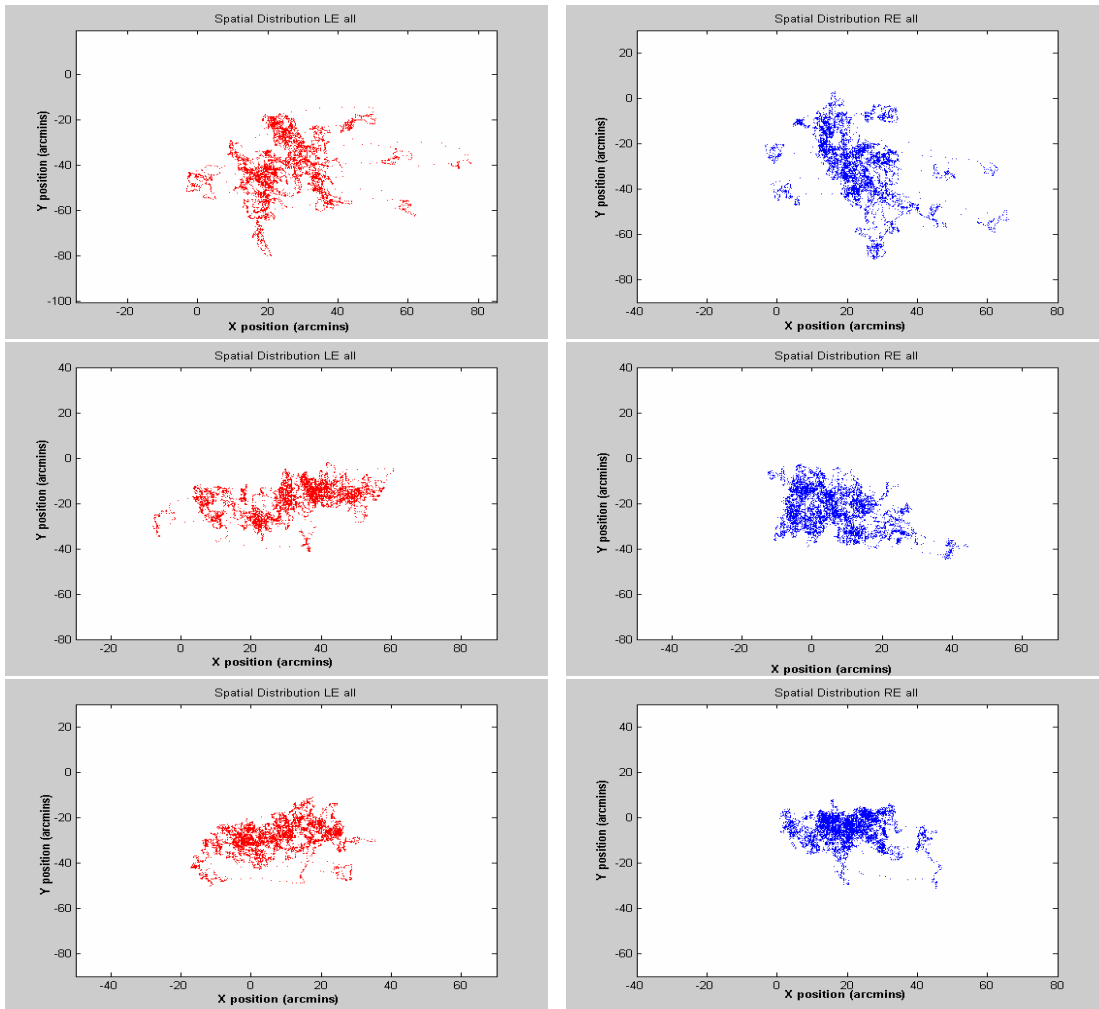
### Target size 0.2 deg





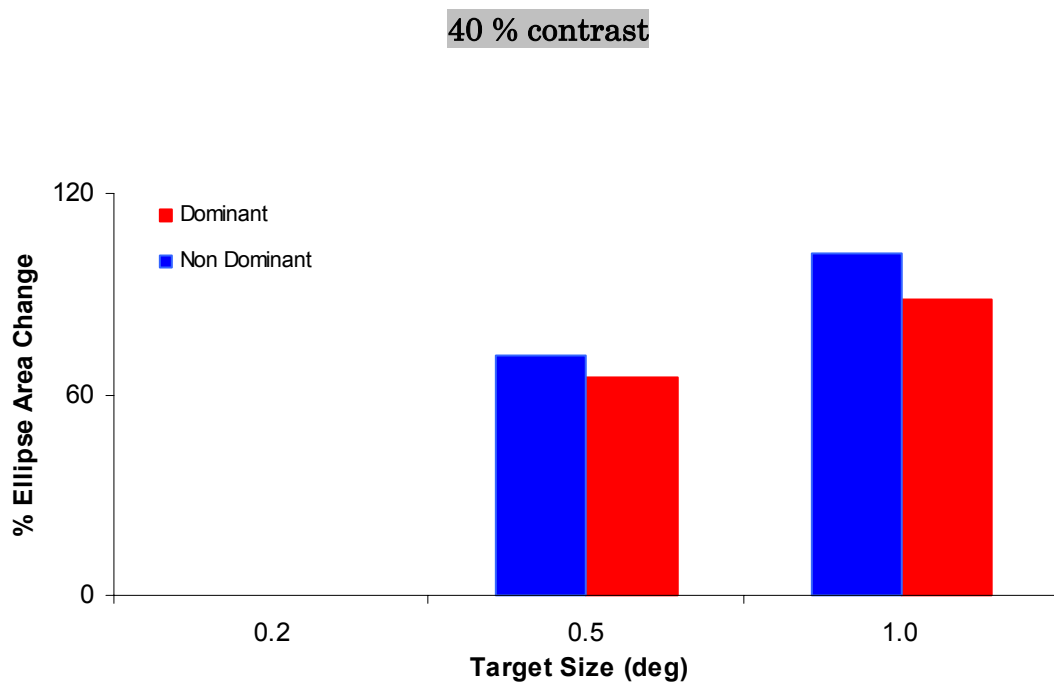
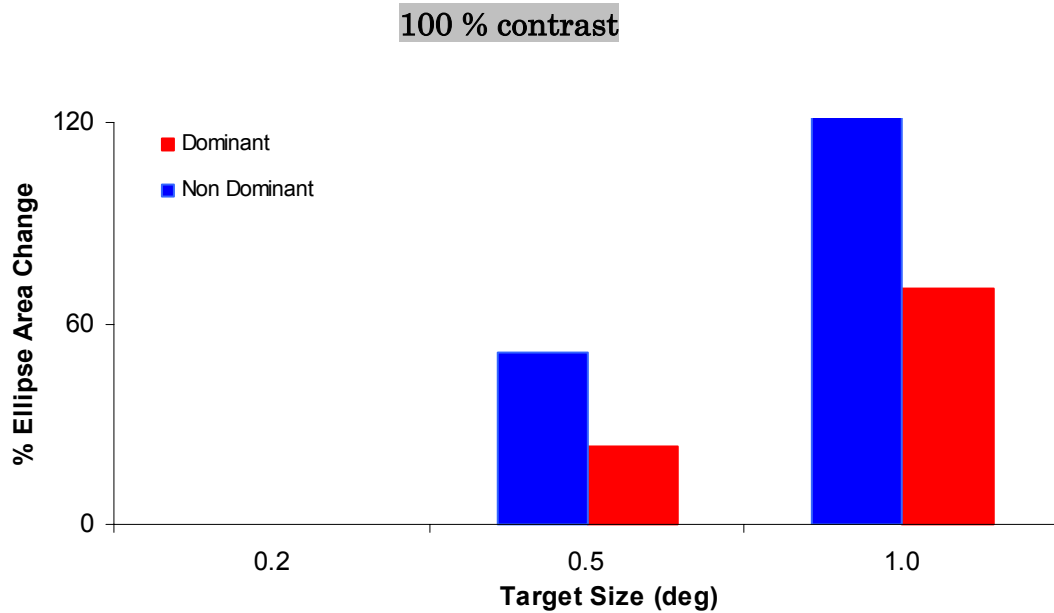
### 3.3 Επίδραση του μεγέθους

Από την μελέτη της επίδρασης του μεγέθους στην σταθερότητα της προσήλωσης προέκυψαν τα παρακάτω γραφήματα, τα οποία προέκυψαν από τους μέσους όρους των κανονικοποιημένων τιμών για όλους τους εξεταζόμενους. Θεωρήθηκε ότι τα μικρότερα εμβαδά των ελλείψεων προέκυπταν στο μεγαλύτερο μέγεθος του στόχου (γραφ. χωρικής κατανομής) σε όλες τις τιμές του contrast και τα εμβαδά των ελλείψεων στους άλλους δύο στόχους (0.5 και 0.2 deg) υπολογίστηκαν όπως και πριν ως ένα % ποσοστό μεταβολής της περιοχής της έλλειψης.

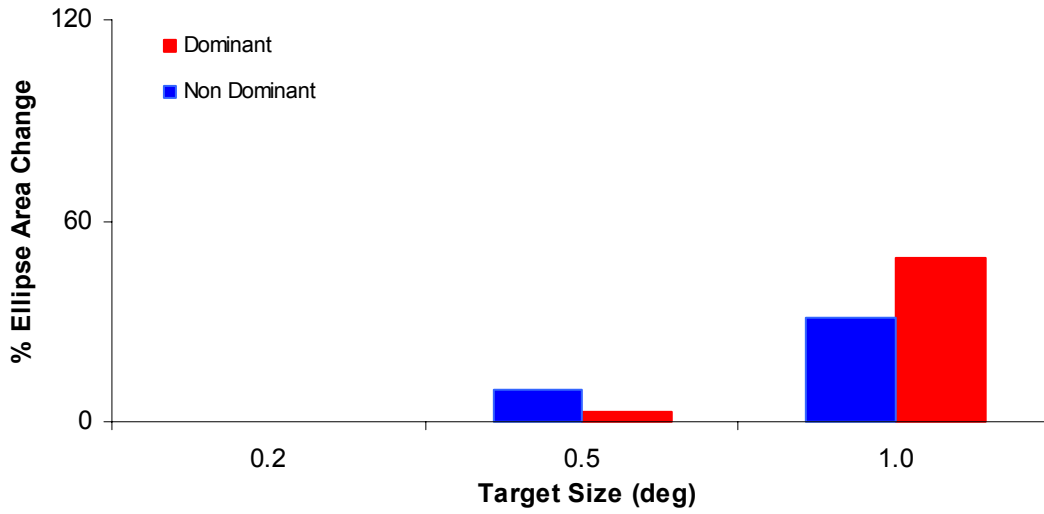


Επίδραση του μεγέθους του ερεθίσματος στη χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης. Αύξηση του μεγέθους του στόχου συνεπάγεται και αύξηση της χωρικής κατανομής των σημείων προσήλωσης.

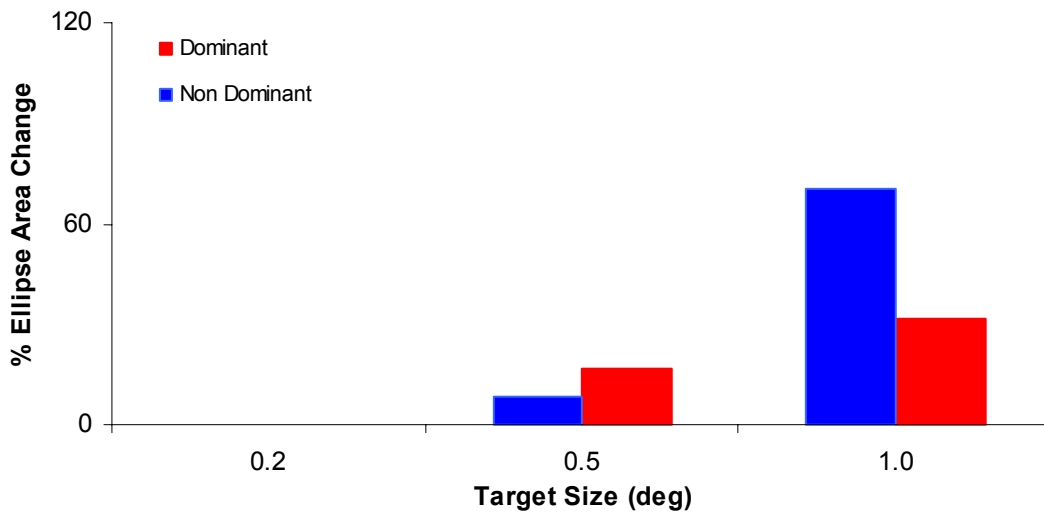
Εξαιρώντας την περίπτωση του 1% contrast (ο στόχος δεν είναι ορατός) παρατηρείται αύξηση των ελλειπτικών περιοχών με την αύξηση του μεγέθους του στόχου. Και εδώ ο μη κυρίαρχος οφθαλμός φαίνεται να επηρεάζεται περισσότερο από τον μη – κυρίαρχο.

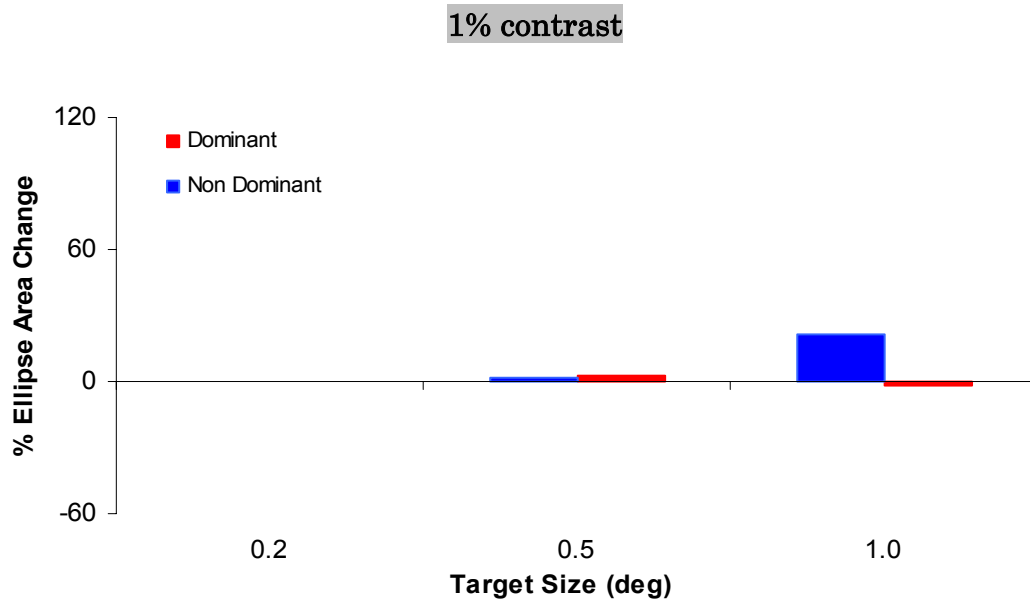


**10 % contrast**

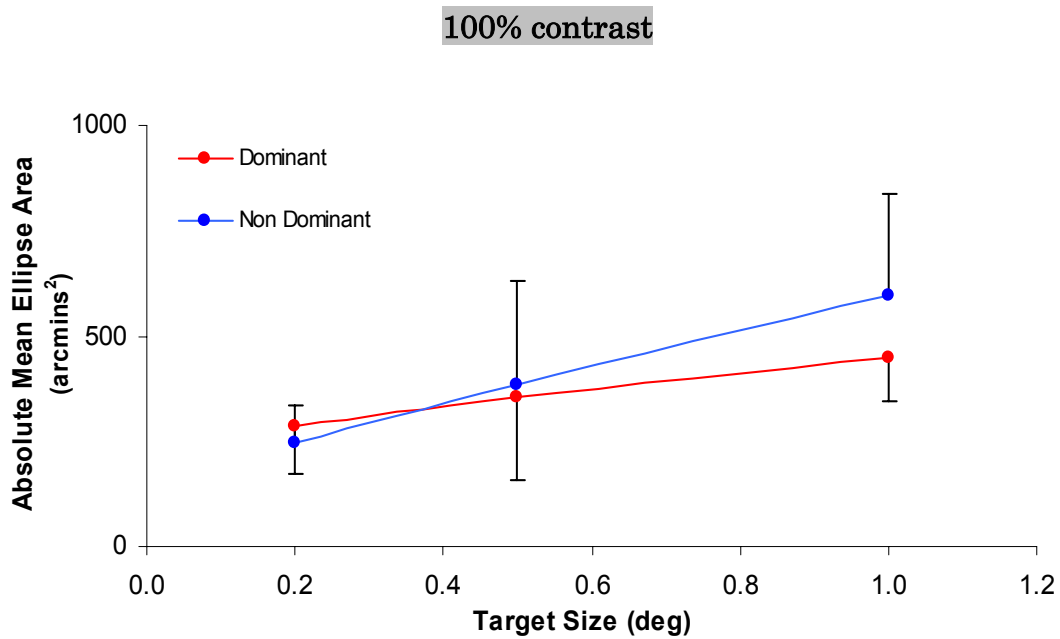


**4% contrast**

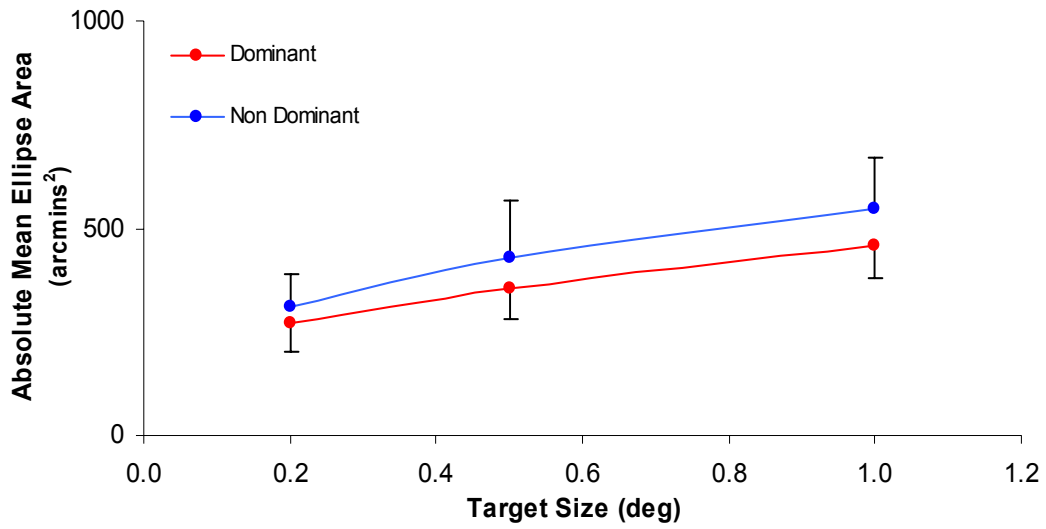




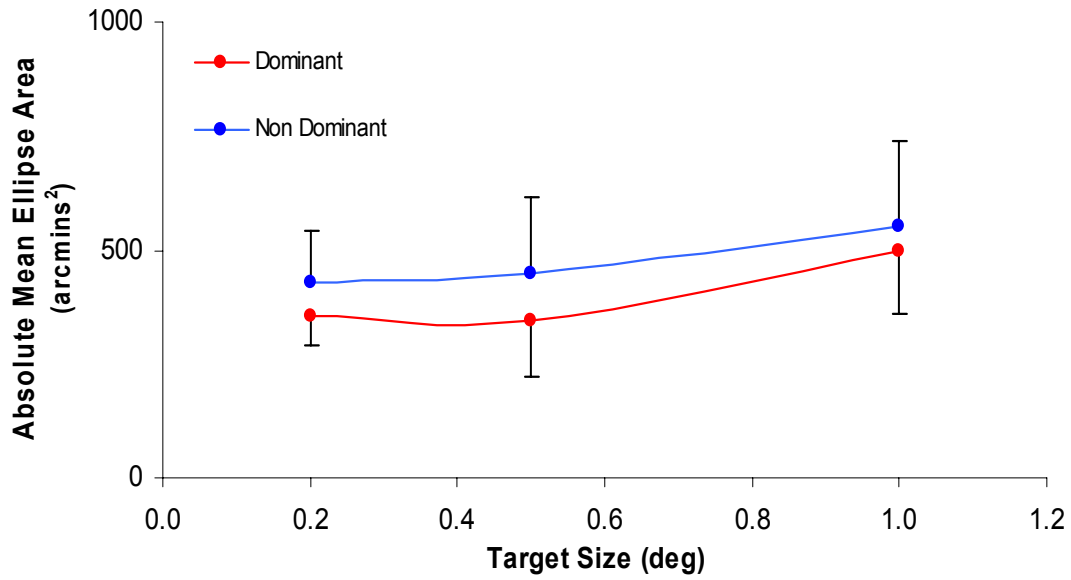
Από τους μέσους όρους των απόλυτων τιμών των εμβαδών των ελλείψεων για τους εννέα εξεταζόμενους προέκυψαν τα παρακάτω γραφήματα για τις πέντε τιμές του contrast στα οποία φαίνονται και οι τυπικές αποκλίσεις.



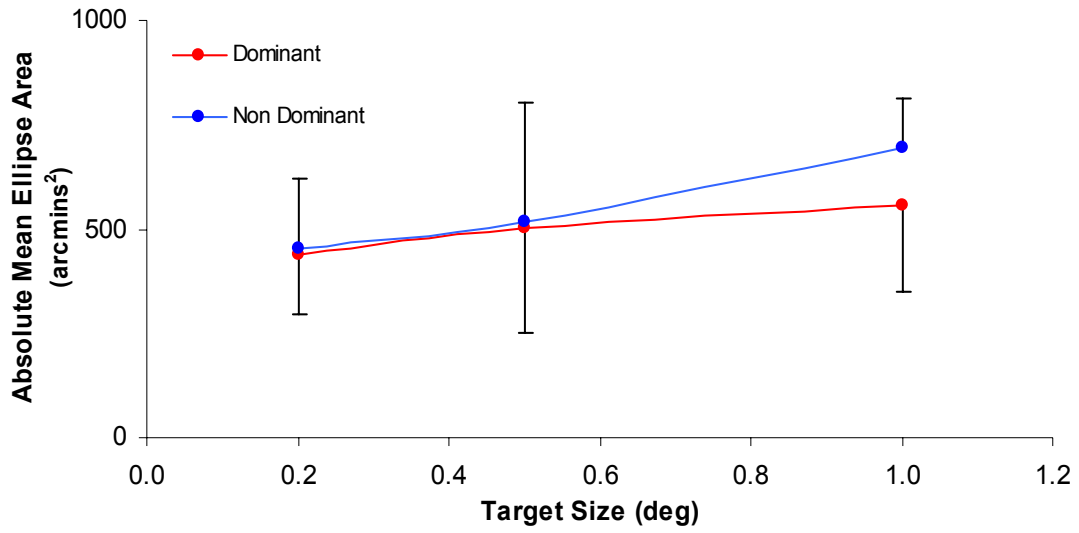
### 40% contrast



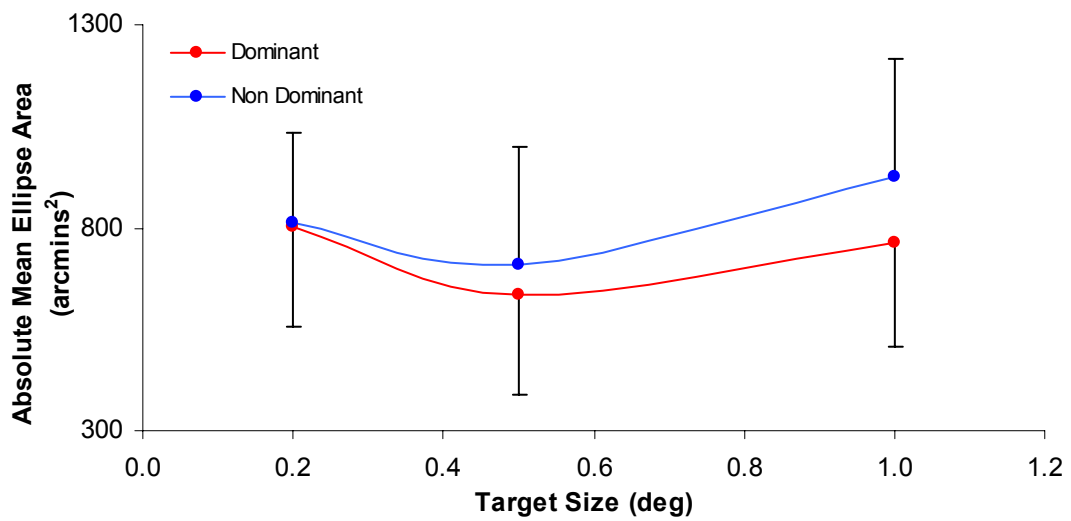
### 10% contrast



4% contrast



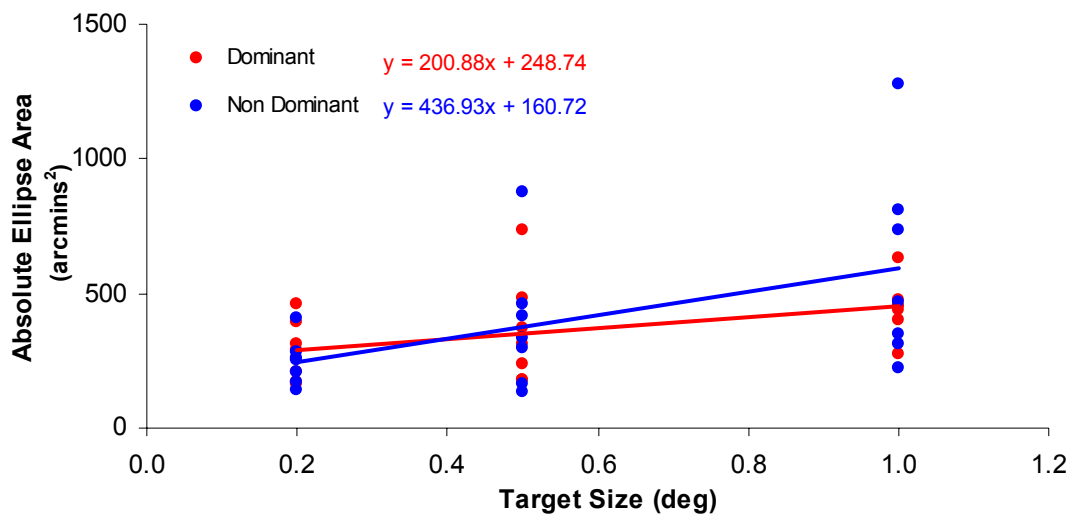
1% contrast



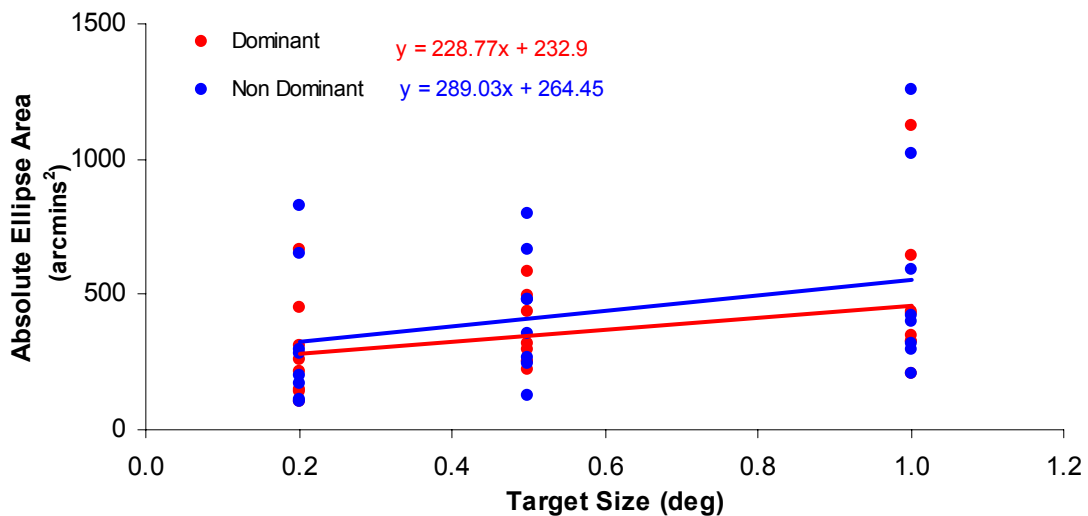
Και από τις απόλυτες μέσες τιμές φαίνεται (εκτός του 1% C) η αύξηση των περιοχών προσήλωσης με την αύξηση της διαμέτρου του στόχου.

Στα τελευταία 5 γραφήματα φαίνονται, για κάθε τιμή του contrast, οι απόλυτες τιμές των εμβαδών των ελλείψεων για όλους τους εξεταζόμενους καθώς και οι γραμμές τάσης των μέσων τιμών.

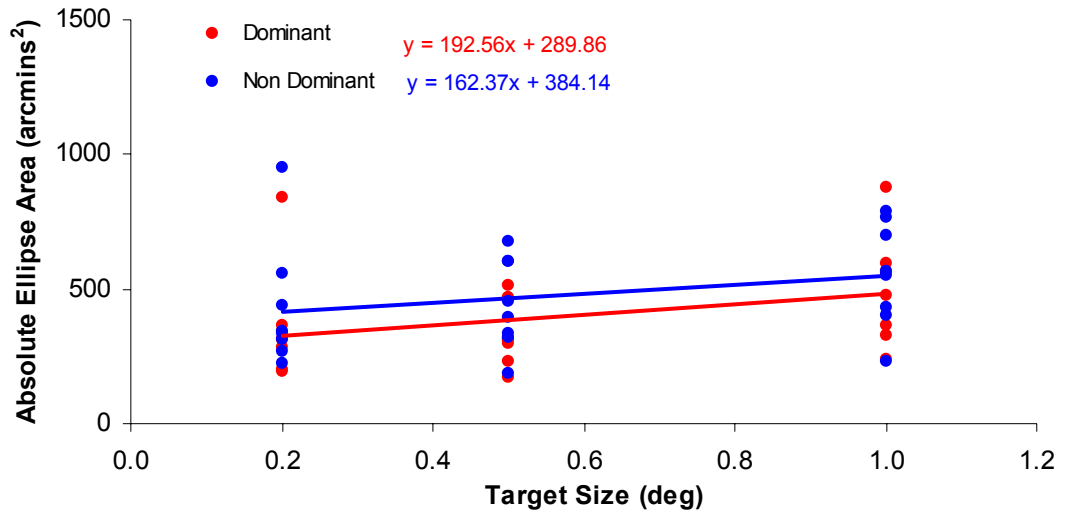
### 100% contrast



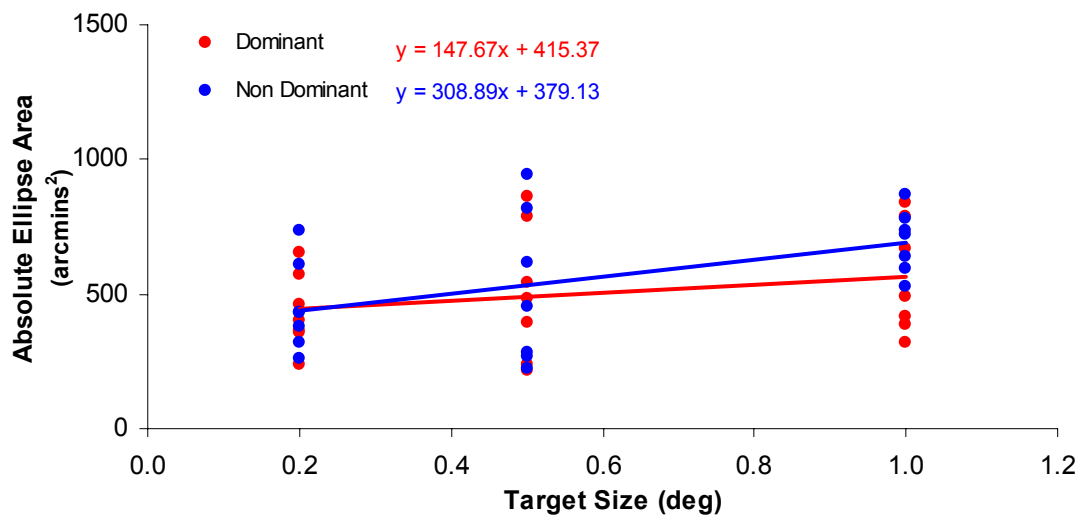
### 40% contrast



10% contrast

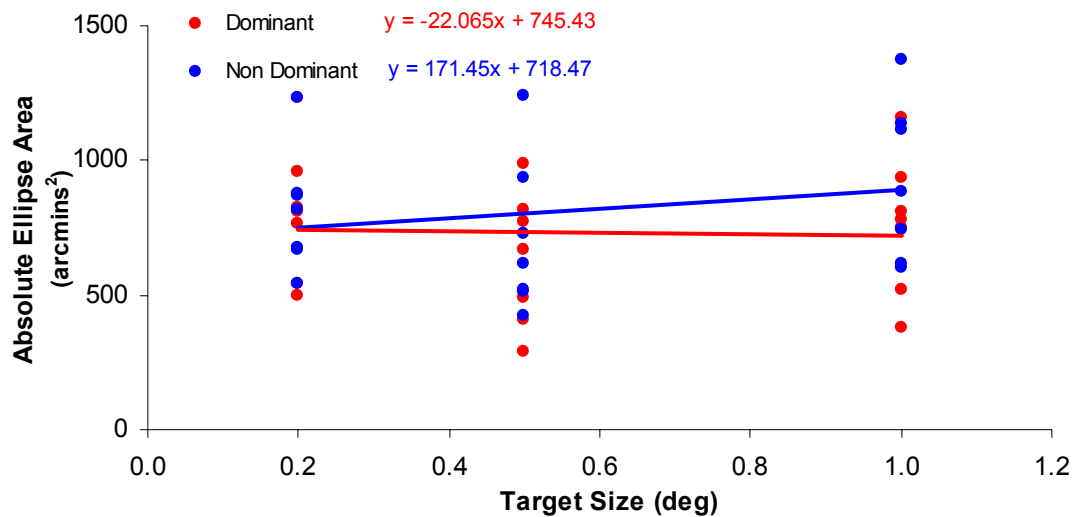


4% contrast



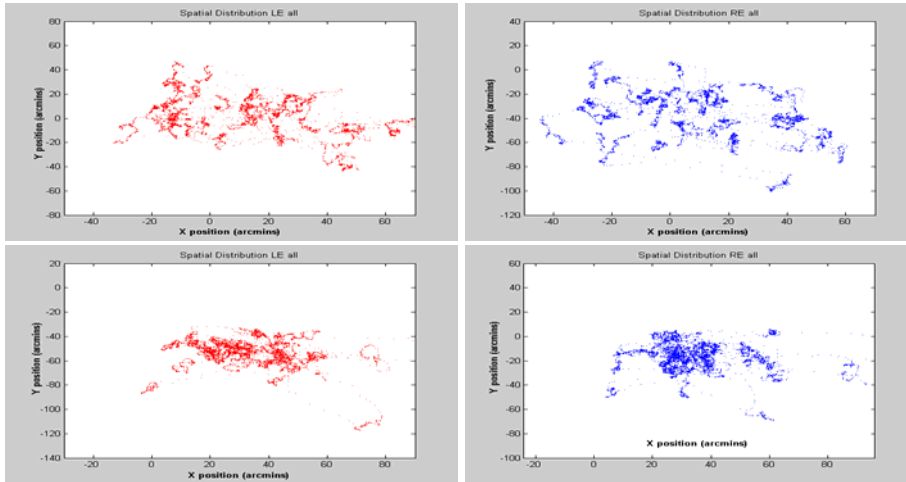


### 1% contrast



### 3.4 Διαφορά διόφθαλμης – μονόφθαλμης όρασης

Για να ελεγχθεί η επίδραση της μονόφθαλμης όρασης (γραφ. χωρικής κατανομής) στην σταθερότητα της προσήλωσης έγινε γραφική αναπαράσταση των μέσων όρων των απόλυτων τιμών του εμβαδού των ελλείψεων με την διάμετρο των τριών διαφορετικών στόχων και για τους δυο οφθαλμούς, όταν ο κυρίαρχος οφθαλμός ήταν καλυμμένος (δείγμα 5 εξεταζομένων) και ο μη κυρίαρχος ελεύθερος, και όταν ο κυρίαρχος οφθαλμός ήταν ελεύθερος και ο μη κυρίαρχος καλυμμένος (δείγμα 4 εξεταζομένων). Στα γραφήματα που ακολουθούν φαίνονται, για τους τρεις διαφορετικούς στόχους, οι μέσες απόλυτες τιμές των εμβαδών των ελλειπτικών περιοχών συναρτήσει του contrast και των μονόφθαλμων, και όταν ο κυρίαρχος οφθαλμός είναι ελεύθερος (αριστερά) και όταν είναι καλυμμένος (δεξιά), αλλά και των διόφθαλμων καταγραφών για μια απλή σύγκριση.

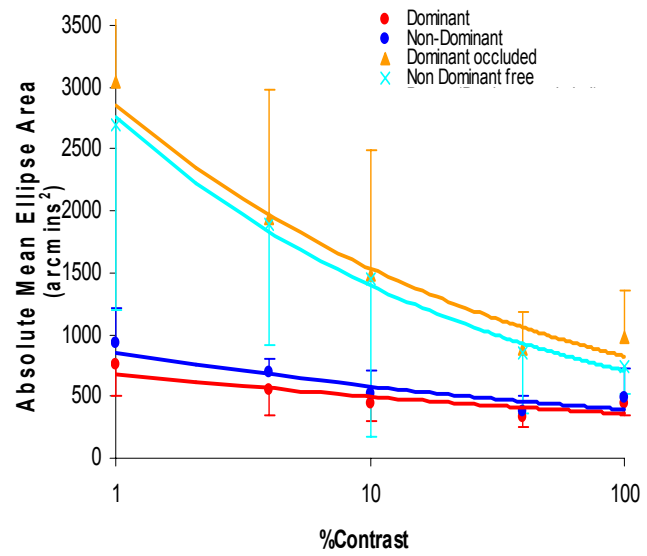
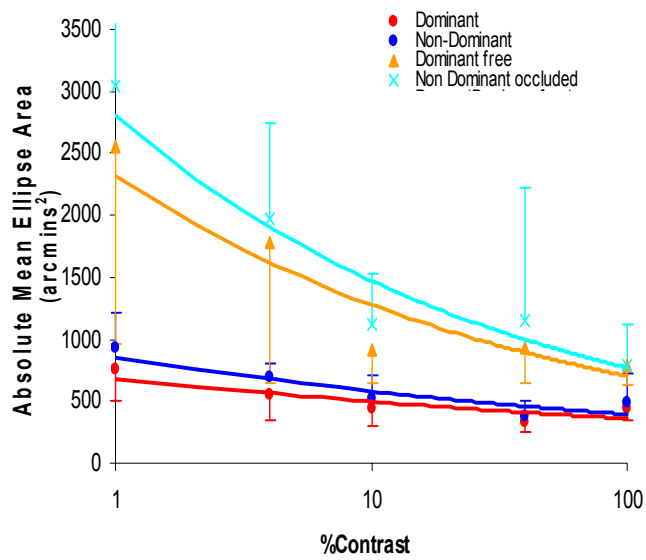


Monocular

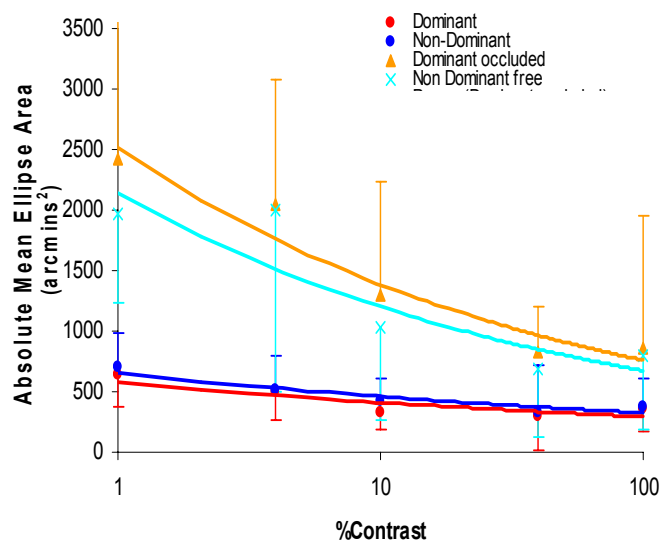
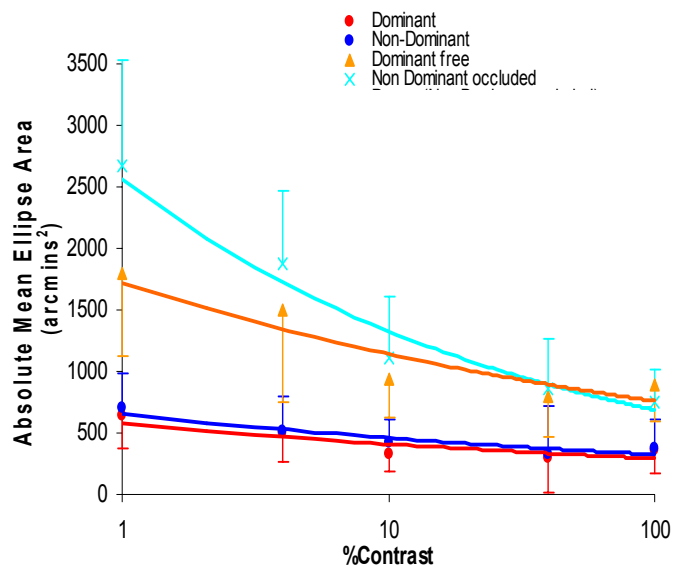
Binocular

Διαφορά στη σταθερότητα της προσηλωσης μεταξύ δίοφθαλμης και μονόφθαλμης όρασης στην ίδια τιμή contrast και για τον ίδιο στόχο

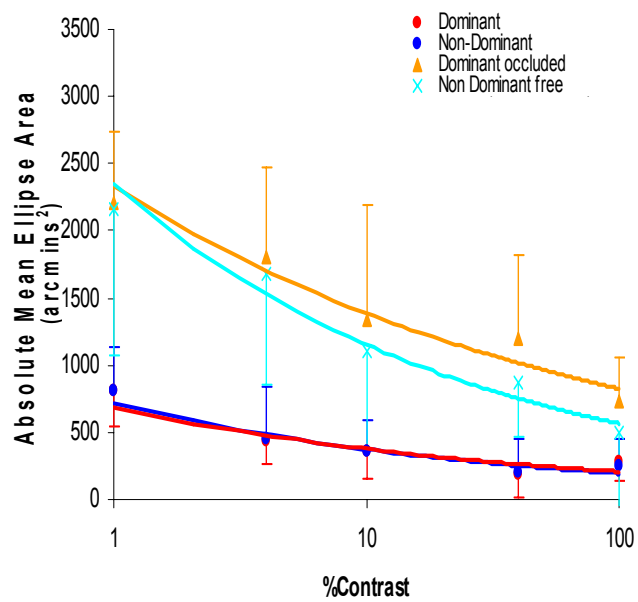
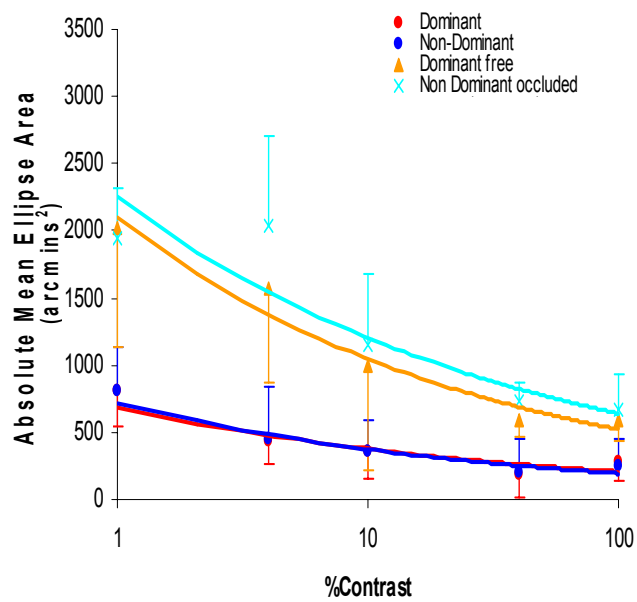
### Target size 1deg



## Target size 0.5deg



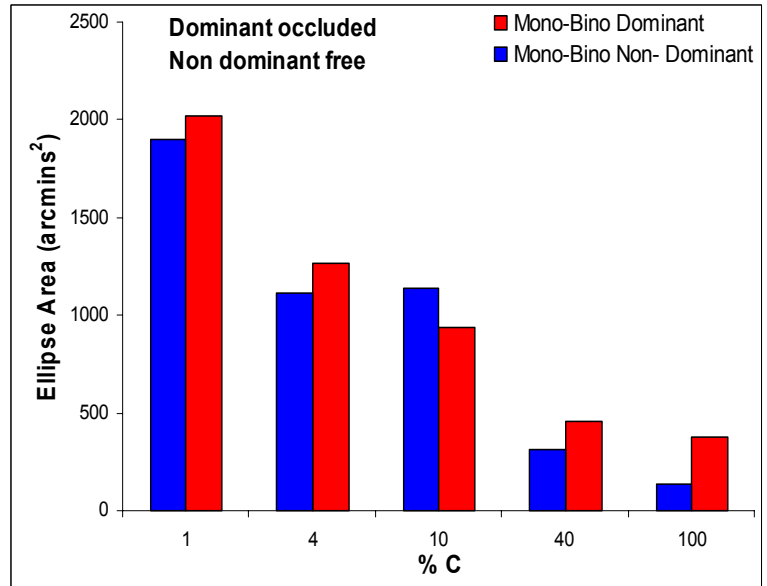
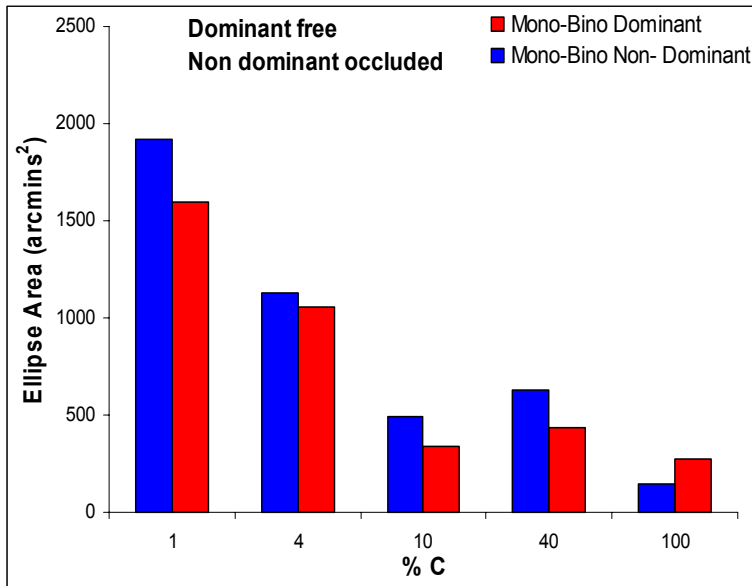
## Target size 0.2deg



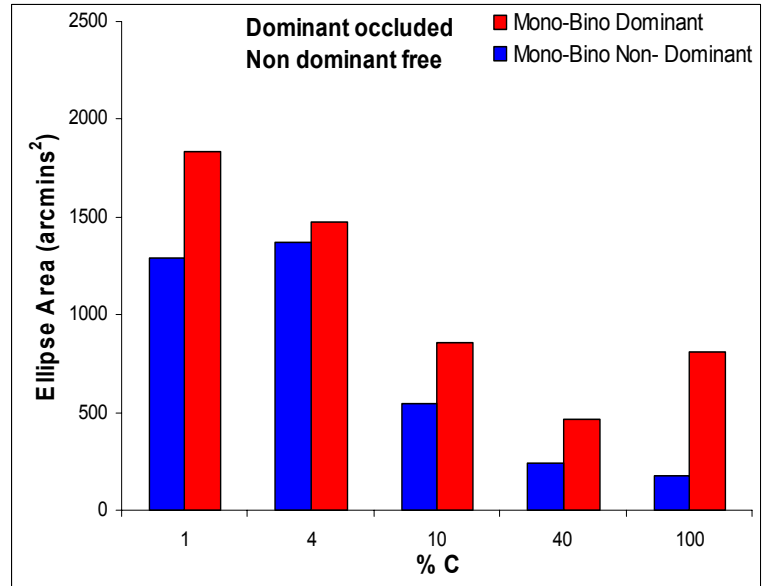
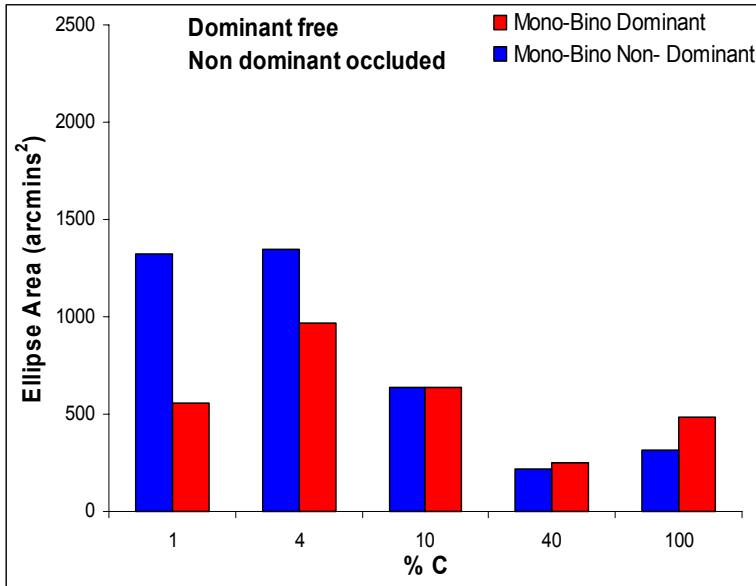
Συγκρίνοντας τις μονόφθαλμες με τις διόφθαλμες καταγραφές παρατηρούμε ότι οι ελλειπτικές περιοχές είναι σημαντικά μεγαλύτερες (σε όλα τα contrasts) στις μονόφθαλμες. Εξετάζοντας μόνο τις μονόφθαλμες καταγραφές παρατηρείται αλλαγή της σταθερότητας της προσήλωσης ανάλογα με τον οφθαλμό που χρησιμοποιείται. Ανεξαρτήτως από το αν οι εξεταζόμενοι κοιτάνε με τον κυρίαρχο ή μη οφθαλμό, ο καλυμμένος οφθαλμός παρουσιάζει αισθητά μειωμένη ικανότητα προσήλωσης.

Η διαφορά μεταξύ διόφθαλμης και μονόφθαλμης όρασης γίνεται επίσης εμφανής αναπαριστώντας γραφικά την διαφορά των εμβαδών των ελλειπτικών περιοχών μεταξύ διόφθαλμης και μονόφθαλμης όρασης για τον κυρίαρχο και μη οφθαλμό. Στα γραφήματα φαίνεται η αλλαγή της συμπεριφοράς της προσήλωσης του συστήματος όρασης ανάλογα με το ποιος οφθαλμός είναι καλυμμένος.

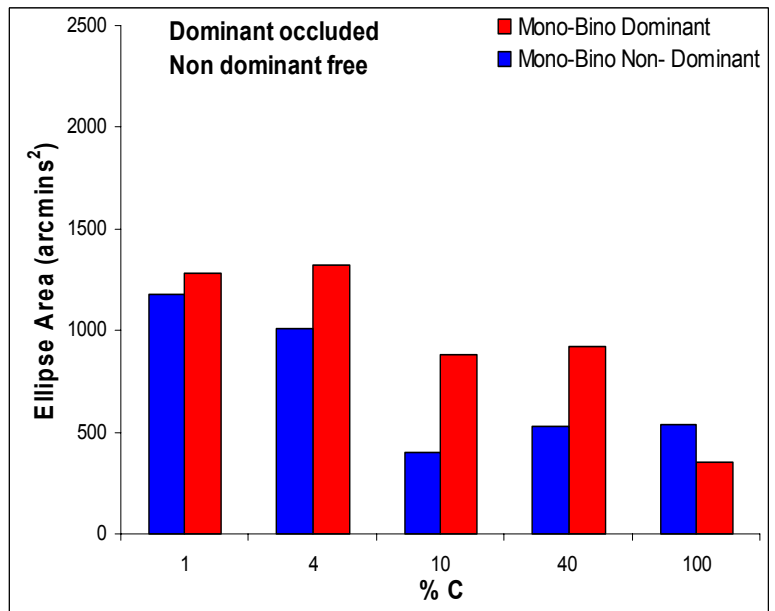
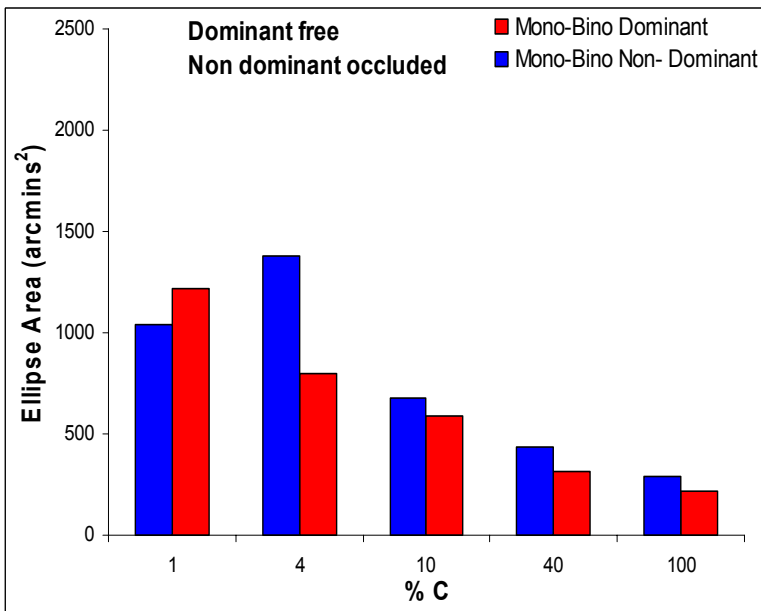
### Target size 1 deg



### Target size 0.5 deg



### Target size 0.2 deg



Στο μεγαλύτερο ποσοστό των παραπάνω περιπτώσεων είναι εμφανής η αλλαγή της συμπεριφοράς του συστήματος όρασης όταν ο εξεταζόμενος προσηλώνει με τον κυρίαρχο οφθαλμό και όταν προσηλώνει με τον μη - κυρίαρχο.

## 4. Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην σταθερότητα της προσήλωσης, εξετάζοντας την επίδραση των διαφόρων παραμέτρων του οπτικού στόχου. Επίσης, μελετήθηκαν οι κινήσεις σε καταστάσεις διόφθαλμης και μονόφθαλμης προσήλωσης. Οι στατιστικές αναλύσεις και τα συμπεράσματα που προκύπτουν ακολουθούν παρακάτω.

### 4.1 Στατιστικές αναλύσεις αποτελεσμάτων

Από στατιστικές αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση του στατιστικού προγράμματος SPSS για να ελεγχθεί και στατιστικά (univariate analysis) το μέγεθος της επίδρασης των οπτικών παραμέτρων στην ακρίβεια και σταθερότητα της προσήλωσης προέκυψαν τα παρακάτω αποτελέσματα. Παρατηρώντας τον πίνακα που ακολουθεί φαίνεται ότι όλες οι παράμετροι (duration, target size, contrast, eye dominance) επηρεάζουν στατιστικά σημαντικά την εξαρτημένη μεταβλητή (ellipse) που αντιπροσωπεύει την σταθερότητα της προσήλωσης ( $p < 0.05$ ). Ελέγχοντας την αλληλεπίδραση των παραμέτρων στην σταθερότητα της προσήλωσης δεν παρατηρείται στατιστική διαφορά από κανένα συνδυασμό ( $p > 0.05$ ). Παρόλα αυτά η αλληλεπίδραση του μεγέθους του στόχου με το contrast στην σταθερότητα της προσήλωσης είναι οριακά μη – σημαντική ( $p_{\text{targetsize*contrast}} = 0.071$ ).

## Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: ELLIPSE

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	35905472.042(a)	89	403432,270	3,206	,000
Intercept	219471065.635	1	219471065.635	1744,176	,000
DURATION	5175732,345	2	2587866,173	20,566	,000
TARGETSIZE	3555624,675	2	1777812,338	14,129	,000
CONTRAST	22371511.428	4	5592877,857	44,448	,000
EYE	1512026,778	1	1512026,778	12,016	,001
DURATION * TARGET SIZE	58682,713	4	14670,678	,117	,977
DURATION * CONTRAST	302329,831	8	37791,229	,300	,966
TARGET SIZE * CONTRAST	1826908,699	8	228363,587	1,815	,071
DURATION * TARGET SIZE * CONTRAST	414583,271	16	25911,454	,206	1,000
DURATION * EYE	15169,879	2	7584,939	,060	,942
TARGETSIZE * EYE	187799,611	2	93899,805	,746	,475
DURATION * TARGET SIZE * EYE	8542,951	4	2135,738	,017	,999
CONTRAST * EYE	15919,075	4	3979,769	,032	,998
DURATION * CONTRAST * EYE	64045,215	8	8005,652	,064	1,000
TARGET SIZE * CONTRAST * EYE	201137,48	8	25142,185	,200	,991
DURATION * TARGET SIZE * CONTRAST * EYE	195458,089	16	12216,131	,097	1,000
Error	90598190.303	720	125830,820		
Total	345974727.980	810			
Corrected Total	126503662.345	809			

a. R Squared = ,284 (Adjusted R Squared = ,195)

Ελέγχοντας ξεχωριστά την επίδραση της κάθε παραμέτρου στην σταθερότητα της προσήλωσης (post hoc tests) προκύπτουν τα παρακάτω συμπεράσματα.

1. Η διάρκεια της προσήλωσης αναμφισβήτητα παίζει σημαντικό ρόλο στην σταθερότητα της προσήλωσης και επιπλέον οι μεγαλύτερες διαφορές προκύπτουν συγκρίνοντας τα πρώτα 5sec της προσήλωσης με τα 15sec, χωρίς να σημαίνει ότι μεταξύ των πρώτων 5sec και πρώτων 10sec δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά. Ο κύριος λόγος της αύξησης των ελλειπτικών

περιοχών με την πάροδο του χρονικού διαστήματος προσήλωσης είναι η αποφυγή της κόπωσης των φωτοϋποδοχέων. Ουσιαστικά αυτό που παρατηρήθηκε ήταν η μετατόπιση του κέντρου της κάθε έλλειψης, (στα διαφορετικά χρονικά διαστήματα) κάτι που συνεπάγεται την ύπαρξη περιοχών προσωρινής προσήλωσης.

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: ELLIPSE

	DURATION (I)	DURATION (J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	5	10	-104,5934(*)	30,52999	,002
		15	-195,6467(*)	30,52999	,000
	10	5	104,5934(*)	30,52999	,002
		15	-91,0533(*)	30,52999	,008
	15	5	195,6467(*)	30,52999	,000
		10	91,0533(*)	30,52999	,008

2. Η διάμετρος του στόχου επηρεάζει επίσης την χωρική κατανομή των σημείων προσήλωσης. Μεγαλύτερες διαμέτροι στόχων συνεπάγονται και αύξηση των ελλειπτικών περιοχών της χωρικής κατανομής των σημείων προσήλωσης. Αυτό συμβαίνει γιατί μεγαλύτεροι στόχοι καλύπτουν και μεγαλύτερα μέρη του αμφιβληστροειδή με αποτέλεσμα την ύπαρξη μεγαλύτερων κινήσεων ώστε να αποφευχθεί η νευρωνική προσαρμογή. Αυτό είναι εμφανές τόσο κατά την μονόφθαλμη όσο και την διόφθαλμη προσήλωση.

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: ELLIPSE

	(I) TARGETSIZE	(J) TARGETSIZE	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	1	0,5	130,5050(*)	30,52999	,000
		0,2	148,7977(*)	30,52999	,000
	0,5	1	-130,5050(*)	30,52999	,000
		0,2	18,2927	30,52999	,821
	0,2	1	-148,7977(*)	30,52999	,000
		0,5	-18,2927	30,52999	,821



Παρατηρώντας τον πίνακα φαίνεται ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p = 0$ ) στο μέγεθος των ελλείψεων συγκρίνοντας τον στόχο διαμέτρου 1deg με τους δύο μικρότερους στόχους (0.5deg και 0.2deg). Η διαφορά είναι μεγαλύτερη μεταξύ των στόχων 1deg και 0.2deg σε σύγκριση με την διαφορά μεταξύ 1deg και 0.5deg (μεγαλύτερες μέσες διαφορές). Δεν παρατηρείται διαφορά όμως συγκρίνοντας τους δύο μικρούς στόχους μεταξύ τους ( $p = 0.821$ ).

**3.** Η επίδραση του **contrast** είναι στατιστικά σημαντική μόνο στις περιπτώσεις που το contrast πέφτει κάτω από την τιμή 10% στην περίπτωση της διόφθαλμης προσήλωσης. Πάνω από την τιμή αυτή το contrast του στόχου δεν βρέθηκε στατιστικά να έχει κάποια επίδραση στην σταθερότητα της προσήλωσης. Αυτό συνεπάγεται μια ανικανότητα του οπτικού συστήματος για ακριβή προσήλωση σε οπτικά ερεθίσματα δύσκολα ανιχνεύσιμα ενώ αντίθετα για κάτι που είναι εύκολα ανιχνεύσιμο το οπτικό σύστημα μπορεί να εκτελέσει ακριβή προσήλωση.

Ο πιο πιθανός λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι ότι κατά την διόφθαλμη προσήλωση, όπου το σύστημα όρασης έχει και μεγαλύτερη ευαισθησία φωτεινής αντίθεσης σε σύγκριση με την μονόφθαλμη, contrast μεγαλύτερο από 10% είναι εύκολα ανιχνεύσιμο (αρκετά μεγαλύτερο από την ουδό για το συγκεκριμένο ερέθισμα που είναι  $\sim 2 \%C$ ).

## Multiple Comparisons

Dependent Variable: ELLIPSE

	(I) CONTRAST	(J)CONTRAST	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
Tukey HSD	100	40	57,1688	39,41404	,595
		10	3,9526	39,41404	1,000
		4	-144,5101(*)	39,41404	,002
		1	-401,0890(*)	39,41404	,000
	40	100	-57,1688	39,41404	,595
		10	-53,2162	39,41404	,660
		4	-201,6789(*)	39,41404	,000
		1	-458,2579(*)	39,41404	,000
	10	100	-3,9526	39,41404	1,000
		40	53,2162	39,41404	,660
		4	-148,4627(*)	39,41404	,002
		1	-405,0417(*)	39,41404	,000
	4	100	144,5101(*)	39,41404	,002
		40	201,6789(*)	39,41404	,000
		10	148,4627(*)	39,41404	,002
		1	-256,5789(*)	39,41404	,000
1	100	401,0890(*)	39,41404	,000	
	40	458,2579(*)	39,41404	,000	
	10	405,0417(*)	39,41404	,000	
	4	256,5789(*)	39,41404	,000	

4. Συγκρίνοντας τον **κυρίαρχο** με τον **μη – κυρίαρχο οφθαλμό** κατά την διόφθαλμη προσήλωση βρέθηκε επίσης στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τους όσον αφορά την σταθερότητα της προσήλωσης ( $p = 0.001$ ). Εδώ πρέπει να αναφερθεί ότι τρεις από τους εξεταζόμενους (PS,SP,TL) βρέθηκε να έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά (από τους υπόλοιπους εφτά) συγκρίνοντας την συμπεριφορά του κυρίαρχου και του μη – κυρίαρχου οφθαλμού. Ίσως τελικά η διαφορά να εξαρτάται από το πόσο «κυρίαρχος» είναι ο οφθαλμός (υπάρχουν εξεταζόμενοι στους οποίους δεν παρατηρείται έντονα το φαινόμενο της οφθαλμικής «κυριαρχίας»).

5. Όσον αφορά την μονόφθαλμη προσήλωση, υπάρχουν πολύ ενδιαφέρουσες παρατηρήσεις. Συγκρίνοντας τις μονόφθαλμες με τις διόφθαλμες καταγραφές παρατηρούμε ότι οι ελλειπτικές περιοχές είναι σημαντικά μεγαλύτερες (σε όλα τα contrasts) στις μονόφθαλμες με την διαφορά να είναι πολύ έντονη (~ αύξηση

κατά 3-4 φορές) σε χαμηλά επίπεδα contrast. Στην περίπτωση της μονόφθαλμης προσήλωσης (όπου παρατηρείται και μεγαλύτερη χωρική κατανομή) φαίνεται ότι η επίδραση του contrast λαμβάνει χώρα για τιμές μικρότερες από 40%. Κατά την μονόφθαλμη προσήλωση, η ευαισθησία είναι μειωμένη (~ 4%) και για αυτό η επίδραση του contrast είναι σημαντική για μεγαλύτερες τιμές. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι όσο ελαττώνεται το contrast τόσο μεγαλώνει η διαφορά μεταξύ μονόφθαλμης και διόφθαλμης προσήλωσης. Η μεγάλη διαφορά στην ικανότητα της προσήλωσης που εμφανίστηκε μεταξύ διόφθαλμης και μονόφθαλμης προσήλωσης ίσως να υποδηλώνει επεξεργασία σε ανώτερα στάδια της οπτικής οδού. Η ικανότητα προσήλωσης ίσως να ελέγχεται από συντονισμένη συνεργασία διαφορετικών φλοιικών περιοχών του εγκεφάλου και για αυτό το λόγο να εμφανίστηκε αυτή η μειωμένη ικανότητα προσήλωσης κατά τις μονόφθαλμες καταγραφές. Αυτό ίσως να εξηγεί και την διαφορά στην ικανότητα προσήλωσης που παρατηρήθηκε μεταξύ κυρίαρχου και μη – κυρίαρχου οφθαλμού. Σημαντική παρατήρηση αποτελεί το γεγονός ότι ο καλυμμένος οφθαλμός σε όλες τις συνθήκες παρουσιάζει μεγαλύτερη χωρική κατανομή, ανεξαρτήτως αν είναι ο κυρίαρχος ή μη. Παρατηρείται αλλαγή της σταθερότητας της προσήλωσης μεταξύ των δύο οφθαλμών, ανάλογα με το ποιος χρησιμοποιείται. Ανεξαρτήτως από το αν οι εξεταζόμενοι κοιτάνε με τον κυρίαρχο ή μη οφθαλμό, ο καλυμμένος οφθαλμός παρουσιάζει αισθητά μειωμένη ικανότητα προσήλωσης.

Τα παραπάνω συμπεράσματα έρχονται σε συμφωνία με παλαιότερες έρευνες οι οποίες έχουν καταλήξει ότι το μέγεθος έχει βρεθεί να παίζει σημαντικό ρόλο στην σταθερότητα της προσήλωσης<sup>29</sup> με τον ίδιο τρόπο που βρέθηκε να παίζει ρόλο και στην παρούσα εργασία. Επίσης και η χρονική διάρκεια που προσηλώνουμε σε ένα ερέθισμα έχει βρεθεί να παίζει ρόλο στην ακρίβεια της προσήλωσης<sup>31</sup> συμφωνώντας με τα παραπάνω ευρήματα. Η αντίθεση φωτεινότητας του ερεθίσματος (% contrast) έχει βρεθεί να μην παίζει σημαντικό ρόλο στην ακρίβεια της προσήλωσης για τιμές πάνω από 7%<sup>32</sup> αλλά έχει βρεθεί να επιδρά στην ακρίβεια της προσήλωσης για τιμές μικρότερες από 6%<sup>33</sup>.

# Παράρτημα 1

## Τεχνικές και φυσικές παράμετροι συστήματος ανίχνευσης και καταγραφής

Mode	Sample Rate	Average Delay (Filter Off/On)	Noise (RMS)	Stability
<b>Pupil Only</b>	250 or 500Hz	3 ms / 5 ms / 7 ms	< 0.01°	Affected by headband slip and vibration
<b>Pupil-Corneal Reflection</b>	250Hz	6ms / 10ms / 14 ms	< 0.022°	Good rejection of slip and vibration

<b>Image Processing</b>	Fully Digital
<b>Pupil Tracking</b>	Hyper acuity
<b>Corneal Reflection Tracking</b>	Hyper acuity, ultra low noise
<b>Resolution (Gaze)</b>	<0.005° (pupil and CR)
<b>Velocity Noise</b>	<0.5° average
<b>Pupil Size Resolution</b>	0.1% of diameter
<b>Eye Tracking Range</b>	±30° horizontal, ±20° vertical in pupil only mode.
<b>Gaze Tracking Range</b>	±20° horizontal, ±18° vertical
<b>Head Tracking Distance</b>	40-140cm (standard), -300 cm (Special markers)
<b>Head Rotation Compensation Range</b>	±15° for best accuracy, ±30° conditional on gaze angle
<b>Head Position Compensation Range</b>	Horizontal and vertical movements less than the width and height of display, and ±30% of the display-to head distance at calibration
<b>Built-in calibration, validation</b>	Calibration / Validation using Pupil or Pupil-Corneal
<b>Operating Environment</b>	Tolerates significant indirect IR, CR mode can reject more slippage than pupil only mode
<b>Subject Compatibility</b>	Most eyeglasses and contact lenses in pupil only mode: less compatibility in CR mode
<b>Data File</b>	EDF
<b>EDF File and Link Data Types</b>	Eye position, HREF position, gaze position, pupil size, buttons, messages, digital inputs

## Παράρτημα 2

### Κώδικας Matlab για την ανάλυση των οφθαλμικών κινήσεων προσήλωσης

```
clear all
scalefacx=1.19; howmany arcmins per pixel....
scalefacy=1.34; howmany arcmins per pixel....

filename = input('Input filename: ','s');
fid = fopen(filename);
fseek(fid,0,'eof');
filesize = ftell(fid)
fseek(fid,0,'bof')

position =ftell(fid);
i=1;
k=0;
j=0;
sumall=zeros(1,7);
while(position~=filesize)
    [tline]=fgetl(fid);
    temp = sscanf(tline,'g');
    if(length(temp)~=7 & j<2)
        j=j+1;
    elseif(length(temp)~=7 & j>=2)

SHMEIA PRIN TO BLINK
        b(i-49:i,:) = nan*ones(50,7);

        i=i+1;
        newind = 1;

SHMEIA META TO BLINK
        while(newind<200)

[tline]=fgetl(fid);
temp = sscanf(tline,'g');
b(i,:) = nan*ones(1,7);
newind = newind+1;
i=i+1;

        end
        position = ftell(fid)
    elseif(length(temp)==7 & j<2)
        ;
    else
        b(i,:) = temp';
        sumall=sumall+temp';
        i=i+1;
        k=k+1;
    end

    position = ftell(fid);
```

```

end

average = sumall/k;
time = b(1:7501,1)-b(1,1);
xl = scalefacx * (b(1:7501,2)-512*1.19);
yl = scalefacy * (b(1:7501,3)-384*1.34);
lp = b(1:7501,4);
xr = scalefacx * (b(1:7501,5)-512*1.19);
yr = scalefacy * (b(1:7501,6)-384*1.34);
rp = b(1:7501,7);

xavl = mean(xl(~isnan(xl)));
xavr = mean(xr(~isnan(xr)));
yavl = mean(yl(~isnan(yl)));
yavr = mean(yr(~isnan(yr)));

afairesh megalwn timwn logw blink
tempmov = find(abs(yl-yavl)>80);
yl(tempmov)=NaN;
yr(tempmov)=NaN;
xr(tempmov)=NaN;
xl(tempmov)=NaN;
time(tempmov)=NaN;
lp(tempmov)=NaN;
rp(tempmov)=NaN;

tempmov = find(abs(yr-yavr)>80);
yl(tempmov)=NaN;
yr(tempmov)=NaN;
xr(tempmov)=NaN;
xl(tempmov)=NaN;
time(tempmov)=NaN;
lp(tempmov)=NaN;
rp(tempmov)=NaN;

tempmov = find(abs(xl-xavl)>80);
yl(tempmov)=NaN;
yr(tempmov)=NaN;
xr(tempmov)=NaN;
xl(tempmov)=NaN;
time(tempmov)=NaN;
lp(tempmov)=NaN;
rp(tempmov)=NaN;

tempmov = find(abs(xr-xavr)>80);
yl(tempmov)=NaN;
yr(tempmov)=NaN;
xr(tempmov)=NaN;
xl(tempmov)=NaN;
time(tempmov)=NaN;
lp(tempmov)=NaN;
rp(tempmov)=NaN;

xll= xl(~isnan(xl));
yll= yl(~isnan(yl));
xrr=xr(~isnan(xr));

```

```

yrr=yr(~isnan(yr));
time=time(~isnan(time));
lp=lp(~isnan(lp));
rp=rp(~isnan(rp));

xavl = mean(xll(~isnan(xll)));
stdxl = std(xll(~isnan(xll)));
xavr = mean(xrr(~isnan(xrr)));
stdxr = std(xrr(~isnan(xrr)));
xav = mean ([mean(xll(~isnan(xll))) mean(xrr(~isnan(xrr)))]);

yavl = mean(yll(~isnan(yll)));
stdyl = std(yll(~isnan(yll)));
yavr = mean(yrr(~isnan(yrr)));
stdyr = std(yrr(~isnan(yrr)));
yav = mean ([mean(yll(~isnan(yll))) mean(yrr(~isnan(yrr)))]);

grafikh diametroy korhs synarthsei toy xronoy
figure(40)
plot(time,lp,'r',time,rp,'b')
% axis([0 max(time) min(lp)-200 max(lp)+200])
title('Pupil Size')

% orismos amplitude , taxyhtas kai epitaxyntshs kinhsewn
sl = sqrt(xll.^2+yll.^2);
sr = sqrt(xrr.^2+yrr.^2);

vl = gradient(sl, (time(2)-time(1))/1000);
vr = gradient(sr, (time(2)-time(1))/1000);

al = gradient(vl, (time(2)-time(1))/1000);
ar = gradient(vr, (time(2)-time(1))/1000);

krithria mikrosakkadikwn : v>15d/sec , acc>2000d/sec2 , sl>12min
templ = find(2000*60<abs(al) & 15*60<abs(vl) & 12<abs(sl));
sacleft = length(templ);
tempr = find(2000*60<abs(ar) & 15*60<abs(vr) & 12<abs(sr));
sacright = length(tempr);

% % GRAPHS LE,RE, T kai diametroy korhs
figure(1)
subplot(2,1,1), plot(time,xll,'r',time,xrr,'b')
% axis([0 max(time) xav-1*60 xav+1*60])
title('Horizontal Movements')
subplot(2,1,2), plot(time,yll,'r',time,yrr,'b')
% axis([0 max(time) yav-1*60 yav+1*60])
title('Vertical Movements')
% subplot(3,1,3),plot(time,lp,'r',time,rp,'b')
% title('Pupil Size')

% xavl, stdxl, xavr, stdxr, yavl, stdyl, yavr, stdyr, xav, yav

```

```

% METABLHTES GIA POLIKES
[thr,rr] = cart2pol(xrr,yrr);
[thl,rl] = cart2pol(xll,yll);

% METABLHTES GIA TA PRWTA 5SEC
temptime5 = find(time==5000);
x15 = xll(1:temptime5);
y15 = yll(1:temptime5);
xr5 = xrr(1:temptime5);
yr5 = yrr(1:temptime5);
rr5 = rr(1:temptime5);
thr5 = thr(1:temptime5);
rl5 = rl(1:temptime5);
th15 = thl(1:temptime5);

% % GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES LE PRWTA 5SEC
% r = fliplr(linspace(min(rl5),max(rl5),7));
% color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];
%
% figure(5)
% for i=1:length(r)
%     if (i<7)
%         temp = find(rl5<=r(i) & rl5>=r(i+1));
%     else
%         temp = find(rl5<=r(i));
%     end
%     if(length(temp)==0)
%         ;
%     else
%         polar(th15(temp),rl5(temp),color(2*i-1:2*i));
%         hold on
%         rl5number(i) = length(temp);
%         title('LE 5sec')
%     end
% end
%
% rl5number
% r
%
%
% %GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES RE PRWTA 5SEC
% r = fliplr(linspace(min(rr5),max(rr5),7));
% color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];
%
% figure(8)
% for i=1:length(r)
%     if (i<7)
%         temp = find(rr5<=r(i) & rr5>=r(i+1));
%     else
%         temp = find(rr5<=r(i));
%     end
%     if(length(temp)==0)
%         ;
%     else
%         polar(thr5(temp),rr5(temp),color(2*i-1:2*i));
%         hold on
%         rr5number(i) = length(temp);

```



```

%     title('RE 5sec')
% end
% end
%     rr5number
%     r

% METABLHTES GIA TA PRWTA 10SEC
temptime10 = find(time==10000);

xl10 = xll(1:temptime10);
yl10 = yll(1:temptime10);
xr10 = xrr(1:temptime10);
yr10 = yrr(1:temptime10);
rr10 = rr(1:temptime10);
thr10 = thr(1:temptime10);
rl10 = rl(1:temptime10);
thl10 = thl(1:temptime10);

% % GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES LE PRWTA 10SEC
% r = fliplr(linspace(min(rl10),max(rl10),7));
% color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];
%
% figure(6)
% for i=1:length(r)
%     if (i<7)
%         temp = find(rl10<=r(i) & rl10>=r(i+1));
%     else
%         temp = find(rl10<=r(i));
%     end
%     if(length(temp)==0)
%         ;
%     else
%         polar(thl10(temp),rl10(temp),color(2*i-1:2*i));
%         hold on
%         rl10number(i) = length(temp);
%         title('LE 10sec')
%     end
% end
%
% %
% rl10number
% r
%
% %GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES RE PRWTA 10SEC
% r = fliplr(linspace(min(rr10),max(rr10),7));
% color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];
%
% figure(9)
% for i=1:length(r)
%     if (i<7)
%         temp = find(rr10<=r(i) & rr10>=r(i+1));
%     else
%         temp = find(rr10<=r(i));
%     end

```

```

%     if(length(temp)==0)
%         ;
%     else
%         polar(thr10(temp),rr10(temp),color(2*i-1:2*i));
%         hold on
%         rr10number(i) = length(temp);
%         title('RE 10sec')
%     end
% end
%
% rr10number
% r
%
%
%
% % GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES LE
r = fliplr(linspace(min(rl),max(rl),7));
color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];

figure(7)
for i=1:length(r)
    if (i<7)
        temp = find(rl<=r(i) & rl>=r(i+1));
    else
        temp = find(rl<=r(i));
    end
    if(length(temp)==0)
        ;
    else
        polar(thl(temp),rl(temp),color(2*i-1:2*i));
        hold on
        rlnumber(i) = length(temp);
        title('LE all')
    end
end

%
% % rlnumber
% % r
% %
% %
% %
% % % GRAPHS KATANOMIS SE POLIKES RE
r = fliplr(linspace(min(rr),max(rr),7));
color = ['b.' 'r.' 'g.' 'm.' 'y.' 'c.' 'k.'];

figure(10)
for i=1:length(r)
    if (i<7)
        temp = find(rr<=r(i) & rr>=r(i+1));
    else
        temp = find(rr<=r(i));
    end
    if(length(temp)==0)
        ;
    else
        polar(thr(temp),rr(temp),color(2*i-1:2*i));
        hold on

```

```

        rrnumber(i) = length(temp);
        title('RE all')
    end
end

% rrnumber
% r

% figure(11)
% plot(r,rlnumber,'ro')
% % rlnumber
% % r
%
% figure(12)
% plot(r,rrnumber,'o')
% % rrnumber
% % r

% % GRAPHS KATANOMWN RE X,Y GIA TA PRWTA 5SEC,PRWTA 10SEC,15SEC
figure(31)
subplot(3,1,1), plot(xr5,yr5,'b.','MarkerSize',2);
axis([(xavr-1*60) (xavr+1*60) yavr-60 yavr+1*60])
title('Spatial Distribution RE 5sec')
subplot(3,1,2), plot(xr10,yr10,'b.','MarkerSize',2);
axis([(xavr-1*60) (xavr+1*60) yavr-60 yavr+1*60])
title('Spatial Distribution RE 10sec')
subplot(3,1,3),
plot(xrr,yrr,'b.','MarkerSize',2);
axis([(xavr-1*60) (xavr+1*60) (yavr-1*60) (yavr+1*60)])
title('Spatial Distribution RE all')
axis([min([xl' xr']) max([xl' xr']) min([yl' yr']) max([yl' yr'])])
fclose(fid)

% GRAPHS KATANOMWN LE X,Y GIA TA PRWTA 5SEC,PRWTA 10SEC,15SEC
figure(32)
subplot(3,1,1), plot(xl5,yl5,'r.','MarkerSize',2);
axis([(xavl-1*60) (xavl+1*60) yavl-60 yavl+1*60])
title('Spatial Distribution LE 5sec')
subplot(3,1,2), plot(xl10,yl10,'r.','MarkerSize',2);
axis([(xavl-1*60) (xavl+1*60) yavl-60 yavl+1*60])
title('Spatial Distribution LE 10sec')
subplot(3,1,3),
plot(xll,yll,'r.','MarkerSize',2);
axis([(xavl-1*60) (xavl+1*60) (yavl-1*60) (yavl+1*60)])
title('Spatial Distribution LE all')
fclose(fid)

% % GRAPHS AMPLITUDE LE,RE KAI MIKROSAKKADIKES
figure(13)
subplot(2,1,1), plot(time,s1,'r',time(templ),s1(templ),'o')
% axis([0 max(time) (xav-1*60) (xav+1*60)])

```

```

% axis([0 max(time) 700 900])
title('Amplitude LE')
subplot(2,1,2),
plot(time,sr,'b',time(tempr),sr(tempr),'o','MarkerEdgeColor',[1 0 0])
% axis([0 max(time) yav-60 yav+1*60])
% axis([0 max(time) 750 950])
title('Amplitude RE')
%
%
% % GRAPHS AMPLITUDE LE,RE XWRIS MIKROSAKKADIKES
% figure(14)
% subplot(2,1,1), plot(time,sl,'r')
% %axis([0 max(time) (xav-1*60) (xav+1*60)])
% % axis([0 max(time) 600 750])
% subplot(2,1,2), plot(time,sr,'b')
% %axis([0 max(time) yav-60 yav+1*60])
% % axis([0 max(time) 650 850])

% drl = max(rl)-min(rl);
% drr = max(rr)-min(rr);
% drl10 = max(rl10)-min(rl10);
% drr10 = max(rr10)-min(rr10);
% drl5 = max(rl5)-min(rl5);
% drr5 = max(rr5)-min(rr5);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ELLEIPSEIS, GWNIES KAI EMBADA
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

DEDOMENA GIA TO DIASTHMA 5-10 SEC

xl510 = xll(temptime5:temptime10);
yl510 = yll(temptime5:temptime10);
xr510 = xrr(temptime5:temptime10);
yr510 = yrr(temptime5:temptime10);

DEDOMENA GIA TO DIASTHMA 10-15 SEC

temptime15 = find(time==15000);

xl1015 = xll(temptime10:temptime15);
yl1015 = yll(temptime10:temptime15);
xr1015 = xrr(temptime10:temptime15);
yr1015 = yrr(temptime10:temptime15);

PLOT ELLEIPSHS LE
Vl=cov(xl1,yll); covariance matrix
Vl5=cov(xl5,yl5);
Vl10=cov(xl10,yll10);
Vl510=cov(xl510,yl510);
Vl1015=cov(xl1015,yll1015);

[vecl,vall]=eig(Vl); eigenvectors and eigenvalues of the covariance
matrix
[vecl5,vall5]=eig(Vl5);

```

```

[vec110,vall10]=eig(V110);
[vec1510,vall1510]=eig(V1510);
[vec11015,vall11015]=eig(V11015);

axes for 85% ellipses
axes1=1.96*sqrt(svd(vall));           % axes
axes15=1.96*sqrt(svd(vall15));
% axes110=1.96*sqrt(svd(vall10));
axes1510=1.96*sqrt(svd(vall1510));
axes11015=1.96*sqrt(svd(vall11015));

axes for 63.2% ellipses
axes1=sqrt(svd(vall));               % axes
axes15=sqrt(svd(vall15));
% axes110=sqrt(svd(vall10));
axes1510=sqrt(svd(vall1510));
axes11015=sqrt(svd(vall11015));

axes for 68% ellipses
axes1=1.14*sqrt(svd(vall));         axes
axes15=1.14*sqrt(svd(vall15));
axes110=1.14*sqrt(svd(vall10));
axes1510=1.14*sqrt(svd(vall1510));
axes11015=1.14*sqrt(svd(vall11015));

angles1=atan2( vec1(2,:),vec1(1,:) );   angles
angles15=atan2( vec15(2,:),vec15(1,:) );
angles110=atan2( vec110(2,:),vec110(1,:) );
angles1510=atan2( vec1510(2,:),vec1510(1,:) );
angles11015=atan2( vec11015(2,:),vec11015(1,:) );

areal=pi*prod(axes1);                area
areal15=pi*prod(axes15);
areal110=pi*prod(axes110);
areal1510=pi*prod(axes1510);
areal11015=pi*prod(axes11015);

ellipse data:
t=linspace(0,2*pi);

85%ellipses
ellipl=vec1*1.96*sqrt(vall)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(x11);mean(y11)],1,100);
ellipl5=vec15*1.96*sqrt(vall15)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(x15);mean(y15)],1,100);
% ellipl10=vec110*1.96*sqrt(vall10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(x110);mean(y110)],1,100);
ellipl1510=vec1510*1.96*sqrt(vall1510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(x1510);mean(y1510)],1,100);
ellipl11015=vec11015*1.96*sqrt(vall11015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(x11015);mean(y11015)],1,100);

63.2% ellipses

```

```

ellipl=vecl*sqrt(vall)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl1);mean(yl1)],1,100);
ellipl5=vecl5*sqrt(vall5)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl5);mean(yl5)],1,100);
% ellipl10=vecl10*sqrt(vall10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl10);mean(yl10)],1,100);
ellipl510=vecl510*sqrt(vall510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl510);mean(yl510)],1,100);
ellipl1015=vecl1015*sqrt(vall1015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl1015);mean(yl1015)],1,100);

68%ellipses
ellipl=vecl*1.14*sqrt(vall)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl1);mean(yl1)],1,100);
ellipl5=vecl5*1.14*sqrt(vall5)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl5);mean(yl5)],1,100);
ellipl10=vecl10*1.14*sqrt(vall10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl10);mean(yl10)],1,100);
ellipl510=vecl510*1.14*sqrt(vall510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl510);mean(yl510)],1,100);
ellipl1015=vecl1015*1.14*sqrt(vall1015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xl1015);mean(yl1015)],1,100);

ellipl=ellipl';
ellipl5=ellipl5';
ellipl10=ellipl10';
ellipl510=ellipl510';
ellipl1015=ellipl1015';

axesl=axesl';
axesl5=axesl5';
axesl10=axesl10';
axesl510=axesl510';
axesl1015=axesl1015';

plot:
figure(40)
plot(ellipl(:,1),ellipl(:,2),'k')
hold on
plot(ellipl10(:,1),ellipl10(:,2),'m')
hold on
plot(ellipl5(:,1),ellipl5(:,2),'r')
legend('68%Ellipse Area for 15sec','68%Ellipse Area for
10sec','68%Ellipse Area for 5sec')
hold on
% plot(ellipl510(:,1),ellipl510(:,2),'g')
% hold on
% plot(ellipl1015(:,1),ellipl1015(:,2),'m')
% hold on
plot(xavl,yavl,'r.')
hold on
plot(xl1,yl1,'b.','MarkerSize',2,'MarkerFaceColor',[0 0 1])
hold off

if anglesl(1) > 0;
    anglesl(1)=anglesl(1)*180/pi;

```

```

else
    anglesl(1)=anglesl(1)*180/pi + 360;
end

if anglesl(2) > 0;
    anglesl(2)=anglesl(2)*180/pi;
else
    anglesl(2)=anglesl(2)*180/pi + 360;
end

PLOT ELLEIPSHS RE
Vr=cov(xrr,yrr);    covariance matrix
Vr5=cov(xr5,yr5);
Vr10=cov(xr10,yr10);
Vr510=cov(xr510,yr510);
Vr1015=cov(xr1015,yr1015);

[vecr, valr]=eig(Vr);    eigenvectors and eigenvalues of the covariance
matrix
[vecr5, valr5]=eig(Vr5);
[vecr10, valr10]=eig(Vr10);
[vecr510, valr510]=eig(Vr510);
[vecr1015, valr1015]=eig(Vr1015);

axes for 85% ellipses
axesr=1.96*sqrt(svd(valr));    % axes
axesr5=1.96*sqrt(svd(valr5));
% axesr10=1.96*sqrt(svd(valr10));
axesr510=1.96*sqrt(svd(valr510));
axesr1015=1.96*sqrt(svd(valr1015));

axes for 63.2% ellipses
axesr=sqrt(svd(valr));    % axes
axesr5=sqrt(svd(valr5));
% axesr10=sqrt(svd(valr10));
axesr510=sqrt(svd(valr510));
axesr1015=sqrt(svd(valr1015));

axes for 68% ellipses
axesr=1.14*sqrt(svd(valr));    axes
axesr5=1.14*sqrt(svd(valr5));
axesr10=1.14*sqrt(svd(valr10));
axesr510=1.14*sqrt(svd(valr510));
axesr1015=1.14*sqrt(svd(valr1015));

anglesr=atan2( vecr(2,:),vecr(1,:) );    angles
anglesr5=atan2( vecr5(2,:),vecr5(1,:) );
anglesr10=atan2( vecr10(2,:),vecr10(1,:) );
anglesr510=atan2( vecr510(2,:),vecr510(1,:) );
anglesr1015=atan2( vecr1015(2,:),vecr1015(1,:) );

arear=pi*prod(axesr);    area
arear5=pi*prod(axesr5);
arear10=pi*prod(axesr10);

```

```

arear510=pi*prod(axesr510);
arear1015=pi*prod(axesr1015);

ellipse data:
t=linspace(0,2*pi);

85%ellipses
ellipr=vecr*1.96*sqrt(valr)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xrr);mean(yrr)],1,100);
ellipr5=vecr5*1.96*sqrt(valr5)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr5);mean(yr5)],1,100);
% ellipr10=vecr10*1.96*sqrt(valr10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr10);mean(yr10)],1,100);
ellipr510=vecr510*1.96*sqrt(valr510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr510);mean(yr510)],1,100);
ellipr1015=vecr1015*1.96*sqrt(valr1015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr1015);mean(yr1015)],1,100);

63.2%ellipses
ellipr=vecr*sqrt(valr)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xrr);mean(yrr)],1,100);
ellipr5=vecr5*sqrt(valr5)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr5);mean(yr5)],1,100);
% ellipr10=vecr10*sqrt(valr10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr10);mean(yr10)],1,100);
ellipr510=vecr510*sqrt(valr510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr510);mean(yr510)],1,100);
ellipr1015=vecr1015*sqrt(valr1015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr1015);mean(yr1015)],1,100);

68%ellipses
ellipr=vecr*1.14*sqrt(valr)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xrr);mean(yrr)],1,100);
ellipr5=vecr5*1.14*sqrt(valr5)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr5);mean(yr5)],1,100);
ellipr10=vecr10*1.14*sqrt(valr10)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr10);mean(yr10)],1,100);
ellipr510=vecr510*1.14*sqrt(valr510)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr510);mean(yr510)],1,100);
ellipr1015=vecr1015*1.14*sqrt(valr1015)*[cos(t); sin(t)] +
repmat([mean(xr1015);mean(yr1015)],1,100);

ellipr=ellipr';
ellipr5=ellipr5';
ellipr10=ellipr10';
ellipr510=ellipr510';
ellipr1015=ellipr1015';

axesr=axesr';
axesr5=axesr5';
axesr10=axesr10';
axesr510=axesr510';
axesr1015=axesr1015';

plot:
figure(41)
plot(ellipr(:,1),ellipr(:,2),'k')

```



```

    hold on
    plot(ellipr10(:,1),ellipr10(:,2),'m')
    hold on
    plot(ellipr5(:,1),ellipr5(:,2),'r')
    legend('68%Ellipse Area for 15sec','68%Ellipse Area for
10sec','68%Ellipse Area for 5sec')
    hold on
%   plot(ellipr510(:,1),ellipr510(:,2),'g')
%   hold on
%   plot(ellipr1015(:,1),ellipr1015(:,2),'m')
%   hold on
    plot(xavr,yavr,'r.')
    hold on
    plot(xrr,yrr,'b.','MarkerSize',2,'MarkerFaceColor',[0 0 1])
    hold off

if anglesr(1) > 0;
    anglesr(1)=anglesr(1)*180/pi;
else
    anglesr(1)=anglesr(1)*180/pi + 360;
end

if anglesr(2) > 0;
    anglesr(2)=anglesr(2)*180/pi;
else
    anglesr(2)=anglesr(2)*180/pi + 360;
end

gwnies kateythynshs katanomwn
% anglesl,anglesr
format short g

% olikes elleipseis
totareaslr=[areal,arear];
totareaslr

elleipseis gia ta prwta 5sec, deytera 5sec, trita 5sec gia ta dyo matia
disareaslr=[areal5,areal510,areal1015,arear5,arear510,arear1015];
disareaslr

elleipseis gia ta prwta 5,10,15 sec gia ta dyo matia
firstareaslr=[areal5,areal10,areal,arear5,arear10,arear];
firstareaslr

%Apostash tou kentrou ths katanomhs apo thn arxh tw n aksonwn se arcmins
savl = sqrt(xavl.^2+yavl.^2);
savr = sqrt(xavr.^2+yavr.^2);
savlr=[savl,savr];
format short g
savlr

%Katanomes tw n x,y gia LE
figure(56)

```

```
xllspace=min(xl1):0.03:max(xl1);  
hist(xl1,xllspace)
```

```
figure(57)  
yllspace=min(y11):0.03:max(y11);  
hist(y11,yllspace)
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

# Βιβλιογραφία

1. Boyce P.R. Monocular Fixation in Human Eye Movements. *Biological sciences* 167, 293-315 (1967)
2. Steinman.R.M. Eyemovements (ch3 Natural Gaze Control)
3. R.V. Abadi. Characteristics of saccadic intrusions. *Vision Research* 44 2675–2690 (2004)
4. Miriam Spering et.al. Effects of contrast on smooth pursuit eye movements. *Journal of Vision* (2005),5 455-465
5. Riggs, L. A., Ratliff, F., Cornsweet, J. C. & Cornsweet, T. N. The disappearance of steadily fixated visual test objects. *J. Opt. Soc. Am.* 43, 495–501 (1953)
6. Carpenter, R. H. S. *Movements of the Eyes* (Pion, London,1988)
7. Yarbus, A. L. *Eye Movements and Vision* (Plenum, NewYork, 1967)
8. Ratliff, F. & Riggs, L. A. Involuntary motions of the eye during monocular fixation. *J. Exp. Psychol.* 40, 687–701 (1950)
9. Gerrits, H. J. & Vendrik, A. J. Artificial movements of a stabilized image. *Vision Res.* 10, 1443–1456 (1970)
10. Sharpe, C. R. The visibility and fading of thin lines visualized by their controlled movement across the retina. *J. Physiol. (Lond.)* 222, 113–134 (1972)
11. Nachmias, J. Two-dimensional motion of the retinal image during monocular fixation. *J. Opt. Soc. Am.* 49, 901–908 (1959)
12. Nachmias, J. Determiners of the drift of the eye during monocular fixation. *J. Opt. Soc. Am.* 51, 761–766 (1961)

13. Steinman, R. M., Cunitz, R. J., Timberlake, G. T. & Herman, M. Voluntary control of microsaccades during maintained monocular fixation. *Science* 155, 1577–1579 (1967)
14. St Cyr, G. J. & Fender, D. H. The interplay of drifts and flicks in binocular fixation. *Vision Res.* 9, 245–265 (1969)
15. Ditchburn, R. W. & Ginsborg, B. L. Involuntary eye movements during fixation. *J. Physiol. (Lond.)* 119, 1–17 (1953).
16. Martinez-Conde, S., Macknik, S. L. & Hubel, D. H. Microsaccadic eye movements and firing of single cells in the striate cortex of macaque monkeys. *Nature Neurosci.* 3, 251–258 (2000)
17. Ditchburn, R. W. The function of small saccades. *Vision Res.* 20, 271–272 (1980).
18. Horwitz, G. D. & Albright, T. D. Short-latency fixational saccades induced by luminance increments. *J. Neurophysiol* 90, 1333–1339 (2003).
19. Engbert, R. & Kliegl, R. Microsaccades keep the eyes' balance during fixation. *Psychol. Sci.* (in the press)
20. Zuber, B. L. & Stark, L. Microsaccades and the velocity–amplitude relationship for saccadic eye movements. *Science* 150, 1459–1460 (1965).
21. Moller, F., Laursen, M. L., Tygesen, J. & Sjolie, A. K. Binocular quantification and characterization of microsaccades. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 240, 765–770 (2002).
22. Martinez S. The role of eye movements in visual perception. *Nature neurosc.* 5, 229–240 (2004)
23. Ditchburn, R. W. & Ginsborg, B. L. Vision with a stabilized retinal image. *Nature* 170, 36–37 (1952)
24. Nachmias J. *J. Opt. Soc. Am.* 51, 761 (1961)
25. Cornsweet T. *J. Opt. Soc. Am.* 46, 987 (1956)
26. Scott, D. & Findlay, J. M. Visual search, eye movements and display units. (before 1993)

27. Sohel Merchant. Eye Movement Research in Aviation and Commercially Available Eye Trackers Today
28. EyelinkII User's Manual
29. Steinman R.M Effect of target size, luminance and color on monocular fixation. Journal of the Optic Soc. Am,5 ,1158-1165 (1965)
30. Ralph Engbert. Microsaccades uncover the orientation of covert attention. Vision Research, 43, 1035–1045 (2003)
31. Robert.S.Jampel. Retinal Micromovements, the Visual Line and Donders' Law American Journal Of Ophthalmology, 129,224–234 (2000)
32. Michael T. Ukwade. Stability of oculomotor fixation as a function of target contrast and blur. Optometry And Vision Science, 70, 123-126 (1993)
33. Carifa RP, Hebbard FW. Involuntary eyemovements occurring during fixation: effect of changes in target contrast. Am J Optom Arch Am Acad Optom, 44, 73-90 (1967)
34. Michael D. Crossland. The use of an infrared eyetracker to measure fixation stability. Optometry and vision science, 79,735-739 (2002)