



ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ:

**<<Αξιολόγηση του θάμβους όχλησης με την  
χρήση κάμερας παρακολούθησης της  
οφθαλμικής περιοχής>>**

Αλεγκάκης Κωνσταντίνος  
Μαθηματικός  
Επιβλέπων: Πλαΐνης Σωτήρης

**Ηράκλειο, 2018**



ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ:

## <<Αξιολόγηση του θάμβους όχλησης με την χρήση κάμερας παρακολούθησης της οφθαλμικής περιοχής>>

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

1. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη, Καθ. Οφθαλμολογίας
2. Πλαΐνη Σωτήρη, PhD Οπτομέτρης
3. Χατζάκη Πέτρο, MSc Φυσικός

και την Τριμελή Εξεταστική Επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη, Καθ. Οφθαλμολογίας
2. Παπάζογλου Δημήτριο, Επ. Καθ. Επιστήμης και Τεχνολογίας Υλικών
3. Δετοράκη Ευστάθιο, Επ. Καθ. Οφθαλμολογίας

**Ηράκλειο, 2018**

## **Ευχαριστίες...**

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Μιλτιάδη Τσιλιμπάρη που μου ανέθεσε την συγκεκριμένη εργασία και μου πρόσφερε χρήσιμες συμβουλές, όπως επίσης και τον κ. Σωτήρη Πλαΐνη για την βοήθεια του.

Ακόμα, ευχαριστώ ιδιαιτέρως τον Πέτρο Χατζάκη για την επίβλεψη, την καθοδήγηση και τις πολύτιμες συμβουλές του.

Επίσης, ευχαριστώ τον κ. Γιάννη Σταυγιαννουδάκη για την κατασκευή του σκελετού των γυαλιών.

Τέλος, θερμά ευχαριστώ σε όσους συμμετείχαν στην εργασία, σε όλους τους διδάσκοντες και στην γραμματεία του ΔΠΜΣ <<Οπτική και Όραση>>.

# Περιεχόμενα

Περίληψη.....	5
Abstract .....	7
<b>A. Θεωρητικό Μέρος</b> .....	8
<b>Κεφάλαιο 1<sup>ο</sup></b> .....	9
1.1 Οπτική επεξεργασία και βασικές δομές του οφθαλμού .....	9
1.1.1 Οπτική επεξεργασία.....	9
1.1.2 Κερατοειδής .....	10
1.1.3 Αμφιβληστροειδής - Φωτοϋποδοχείς.....	11
1.1.4 Αργότερα στάδια οπτικής επεξεργασίας .....	17
1.2 Βλεφαρισμός .....	19
1.3 Θάμβος όχλησης (Discomfort glare).....	22
1.3.1 Χαρακτηριστικά και κατηγορίες του θάμβους .....	22
1.3.2 Παράγοντες που προκαλούν θάμβος όχλησης.....	23
1.3.3 Αποκρίσεις της κόρης και δραστηριότητα του εγκέφαλου στο θάμβος όχλησης.....	24
1.3.4 Προέλευση του θάμβους όχλησης.....	25
1.3.5 Μέτρηση του θάμβους όχλησης υποκειμενικά και αντικειμενικά.....	25
1.4 Μέθοδοι εκτίμησης του θάμβους όχλησης.....	28
<b>B. Πειραματικό Μέρος</b> .....	30
<b>Κεφάλαιο 2<sup>ο</sup></b> .....	31
2.1 Μελέτη .....	31
2.1.1 Σκοπός Μελέτης .....	31
2.1.2 Αρχικές Μετρήσεις .....	31
2.1.3 Τελική Διάταξη, Μέθοδος και Συμμετέχοντες .....	38
2.1.4 Μέθοδος Ανάλυσης.....	44
2.1.5 Αποτελέσματα .....	50
2.1.6 Συμπεράσματα .....	74
2.1.7 Συζήτηση – Επόμενες Έρευνες.....	75
<b>Βιβλιογραφία</b> .....	78

## Περίληψη

### Σκοπός:

Ο σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν ο προσδιορισμός ενός αντικειμενικού δείκτη για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης με την χρήση κάμερας παρακολούθησης της οφθαλμικής περιοχής.

### Μεθοδολογία:

Στην παρούσα μελέτη έλαβαν μέρος 10 άτομα ηλικίας από 19 έως 39 χρόνων με καλή οπτική οξύτητα και χωρίς την χρήση γυαλιών. Η παρακολούθηση της οφθαλμικής περιοχής (και κυρίως της απόστασης των βλεφάρων) έγινε με την χρήση μιας USB κάμερας (μέγιστος ρυθμός καρτέ: 25 fps), η οποία ήταν ενσωματωμένη σε ένα σκελετό γυαλιών και σε σύνδεση με έναν φορητό υπολογιστή. Μπροστά απ' τους συμμετέχοντες και σε απόσταση 50 εκατοστών ήταν τοποθετημένη μια λάμπα αλογόνου των 100 Watt, ακολουθούμενη από έναν συγκεντρωτικό φακό. Πραγματοποιήθηκαν πέντε μετρήσεις σε κάθε άτομο, σε πέντε διαφορετικές εντάσεις φωτισμού, 250, 500, 2000, 3000 και 6000 lux στο επίπεδο του οφθαλμού. Ένα λεπτό ήταν η διάρκεια της κάθε μέτρησης και ανάμεσα στις μετρήσεις υπήρχε ένα λεπτό στο σκοτάδι. Η καταγραφή και η ανάλυση των δεδομένων έγινε από έναν αλγόριθμο που αναπτύχθηκε μέσω ενός υπολογιστικού προγράμματος (MATLAB R2013b), ο οποίος εξήγαγε πληροφορίες για την απόσταση των βλεφάρων και τον αριθμό των βλεφαρισμών ανά λεπτό του κάθε εξεταζόμενου.

### Αποτελέσματα:

Απ' τα αποτελέσματα προκύπτει ισχυρή (αρνητική) γραμμική συσχέτιση μεταξύ της απόστασης των βλεφάρων με την ένταση του φωτισμού ( $r=-0,77$ ,  $p<0,001$ ) και την υποκειμενική εκτίμηση της όχλησης των συμμετεχόντων ( $r=-0,79$ ,  $p<0,001$ ). Επίσης, βρέθηκε ασθενή (θετική) γραμμική συσχέτιση μεταξύ του ρυθμού βλεφαρισμού (βλεφαρισμοί ανά λεπτό) με την ένταση του φωτισμού ( $r=0,35$ ,  $p<0,05$ ) και την υποκειμενική εκτίμηση της όχλησης ( $r=0,47$ ,  $p<0,01$ ). Επιπλέον, υπάρχει πολύ ισχυρή (θετική) γραμμική συσχέτιση μεταξύ των βλεφαρισμών ανά λεπτό (όπως υπολογίστηκαν με video ανάλυση) και αυτών που ανιχνεύθηκαν απ' τον αλγόριθμο ( $r=0,95$ ,  $p<0,001$ ). Όσον αφορά την ένταση του φωτισμού και την υποκειμενική εκτίμηση, βρέθηκε πολύ ισχυρή (θετική) γραμμική συσχέτιση μεταξύ τους ( $r=0,94$ ,  $p<0,001$ ).

### **Συμπεράσματα:**

Η απόσταση των βλεφάρων αποδείχθηκε ότι μειώνεται με την αύξηση της έντασης του φωτισμού και την αύξηση των τιμών της υποκειμενικής εκτίμησης της όχλησης και για αυτό θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως ένας αντικειμενικός δείκτης για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης. Ο ρυθμός των βλεφαρισμών στην πλειοψηφία των συμμετεχόντων αυξάνεται με την αύξηση της φωτεινότητας, όμως η συσχέτιση με την φωτεινότητα και την υποκειμενική εκτίμηση δεν είναι ισχυρή. Θετικό πρόσημο για την μελέτη είναι το μικρό ποσοστό σφάλματος ανίχνευσης των βλεφαρισμών με τον αλγόριθμο που αναπτύχθηκε.

## Abstract

### Purpose:

The purpose of this study was to define an objective index for the evaluation of discomfort glare with the use of a camera recording the ocular area.

### Methods:

In this study participated 10 subjects from 19 to 39 years old with good visual acuity and without eyeglasses. The ocular area (and mostly the distance between the eyelids) was recorded with the use of a USB camera (max frame rate: 25 fps), which was embedded in spectacles and connected to a laptop. Discomfort was induced with a 100-Watt halogen lamp placed at 50 cm distance from the participants, followed by a condenser. Five measurements were recorded for each subject at five different corneal illumination levels. The illumination levels were 250, 500, 2000, 3000 and 6000 lux at eye level. Each measurement was done with lights off and had a duration of one minute, while there was a break of one minute between the measurements. Data acquisition and analysis was performed with an algorithm, who was developed using a computational program (MATLAB R2013b) and exported information about the eyelids distance and the number of blinks per minute of each subject.

### Results:

The results show that there was a strong (negative) linear correlation of eyelids distance with the level of illumination ( $r=-0,77$ ,  $p<0,001$ ) and the subjective rating of discomfort ( $r=-0,79$ ,  $p<0,001$ ). A weak (positive) linear correlation was found between the blink rate (blinks per minute) and the illumination level ( $r=0,35$ ,  $p<0,05$ ) and the subjective rating ( $r=0,47$ ,  $p<0,01$ ). Furthermore, there was a very strong (positive) linear correlation between the blink rate detected with the algorithm and the blink rate as detected from the video ( $r=0,95$ ,  $p<0,001$ ). A strong (positive) linear correlation was also found between the illumination level and the subjective rating ( $r=0,94$ ,  $p<0,001$ ).

### Conclusions:

The eyelids distance was proved that decreases with the increase of illumination level and the increase of subjective rating, so it can be used as an objective index for the evaluation of discomfort glare. The blink rate was found, for most of the participants, to increase with the increase of illumination level, but the correlation with illumination level and subjective rating was not high. The algorithm developed for the study was found to have a low error in the detection of blinks.

## ***A. Θεωρητικό Μέρος***



# Κεφάλαιο 1<sup>ο</sup>

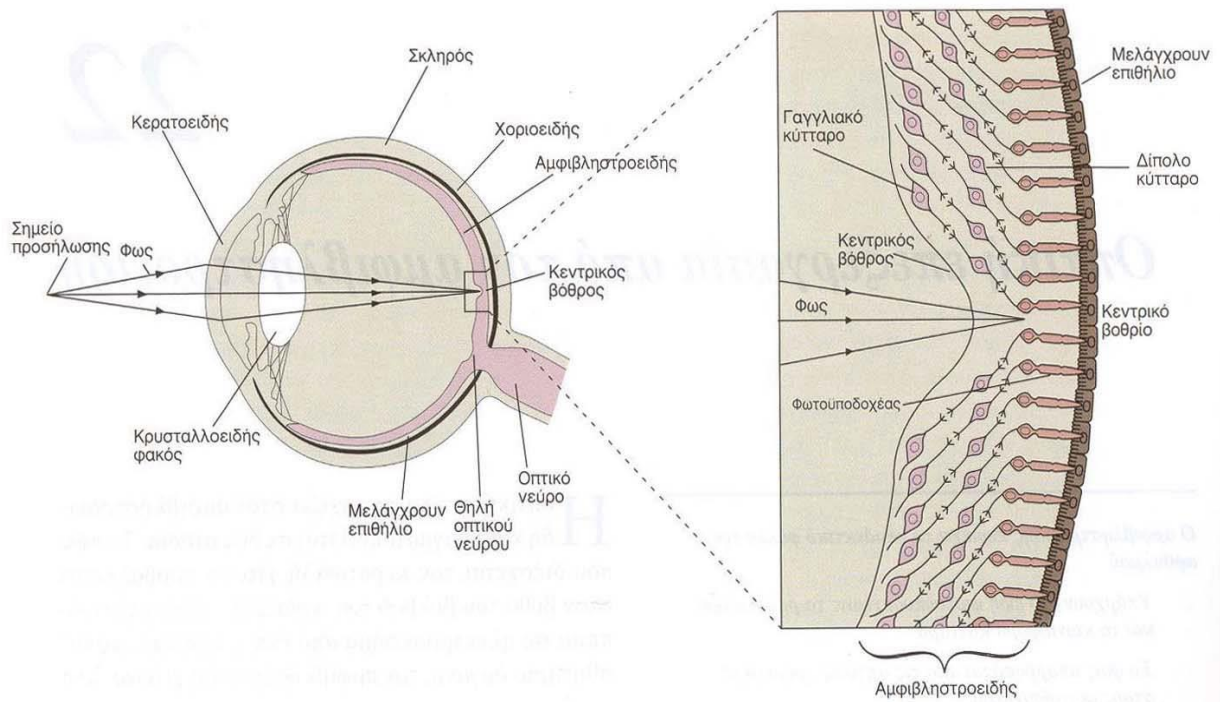
## 1.1 Οπτική επεξεργασία και βασικές δομές του οφθαλμού

### 1.1.1 Οπτική επεξεργασία

Ο οφθαλμός χαρακτηρίζεται ως ένα περίπλοκο όργανο το οποίο βρίσκεται σε συνεχή επικοινωνία με τον εγκέφαλο. Ο δομικός σχεδιασμός και η λειτουργικότητα του εξαρτάται τόσο απ' την οργάνωση των οπτικών του μέσων, όσο και απ' την γεωμετρία τους. Σκοπός των οπτικών του μέσων είναι η δημιουργία ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή, με χαμηλά επίπεδα σκέδασης και μειωμένες οπτικές εκτροπές καθώς το φως εισέρχεται στον οφθαλμό.

Οι ακτίνες φωτός μόλις εισέλθουν στον οφθαλμό συγκεντρώνονται μέσω των οπτικών δομών στα εξωτερικά τμήματα του αμφιβληστροειδή, όπου και ξεκινάνε τα πρώτα στάδια της οπτικής επεξεργασίας. Στο σημείο εκείνο το φως μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και αποστέλλεται μέσω του οπτικού νεύρου στον εγκέφαλο για περαιτέρω επεξεργασία.

Στην εικόνα που ακολουθεί είναι εύκολο να παρατηρήσουμε τις δομές του οφθαλμού και την πορεία που ακολουθεί το φως καθώς τον διαπερνά. Βλέπουμε ότι το φως εισέρχεται απ' τον κερατοειδή και μέσω εκείνου και του φακού εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή. Ο αμφιβληστροειδής περιλαμβάνει τους φωτοϋποδοχείς, οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για την απορρόφηση της φωτεινής ενέργειας και την μετατροπή της σε ηλεκτρικό σήμα. Στην συνέχεια, η οπτική πληροφορία μεταβιβάζεται μέσω του οπτικού νεύρου, αρχικά στο έξω γονατώδη πυρήνα (LGN) και στην πορεία στο κέντρο της όρασης (V1, πρωτοταγής οπτικός φλοιός) και σε ανωτέρα κέντρα του εγκέφαλου για επιπλέον επεξεργασία, π.χ. στο V4 γίνεται η αποκωδικοποίηση της μορφής, του χρώματος και του σχήματος των εικόνων και στο V5 της κίνησης, του βάθους πεδίου των εικόνων και του προσανατολισμού.

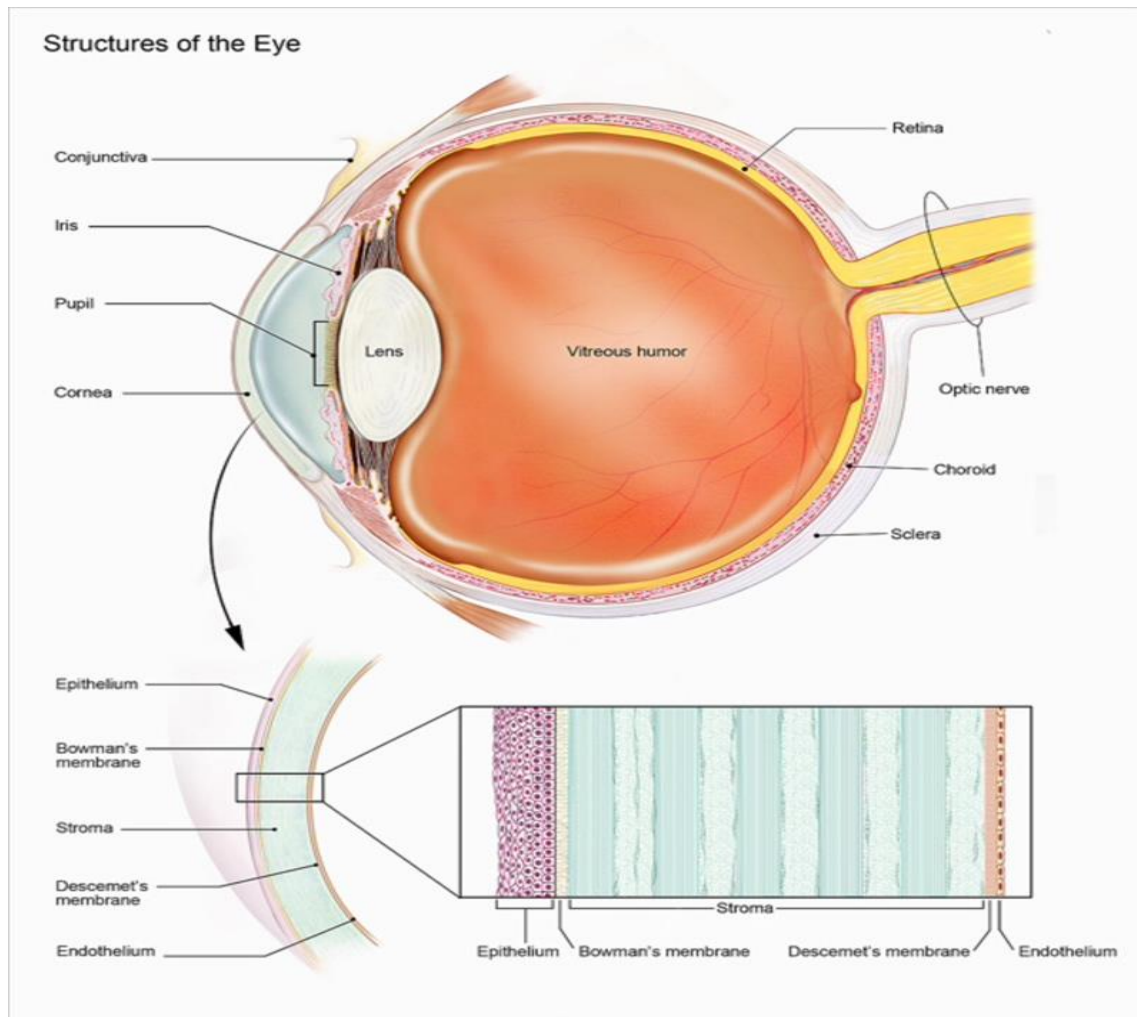


**Εικόνα 1:** Αριστερά η θέση του αμφιβληστροειδή στον οφθαλμικό βολβό και δεξιά οι μετατοπισμένες λεπτομερείς περιοχές του αμφιβληστροειδή<sup>1</sup>.

### 1.1.2 Κερατοειδής

Ο κερατοειδής χιτώνας καταλαμβάνει το πρόσθιο και διάφανο τμήμα του ινώδη χιτώνα του οφθαλμικού βολβού και αποτελεί την ισχυρότερη διαθλαστική δομή του οφθαλμού, το οποίο οφείλεται τόσο στην καμπυλότητα του, όσο και στην θέση που καταλαμβάνει στον οφθαλμό. Είναι υπεύθυνος για τα 2/3 της συνολικής δύναμης του οφθαλμού, πλησιάζοντας τις 45 διοπτρίες, με δείκτη διάθλασης  $n=1,376$ , ενώ το υπόλοιπο 1/3 προέρχεται απ' τον φακό με μικρή συμμετοχή του υδατοειδούς και του υαλοειδούς. Χαρακτηρίζεται από δυο επιφάνειες, μια πρόσθια και μια οπίσθια, με ακτίνες καμπυλότητας κατά μέσο όρο 7,8 mm και 6,5 mm αντίστοιχα. Κεντρικά ο κερατοειδής έχει λεπτότερο πάχος 500 μm κατά μέσο όρο και αυξάνεται περιφερειακά με εύρος από 650 μm έως 1 mm. Ανωμαλίες στον κερατοειδή μπορούν να επηρεάσουν το οπτικό σύστημα εισάγοντας εκτροπές, με συνέπεια την μη ομαλή λειτουργία της όρασης.

Ανατομικώς ο κερατοειδής αποτελείται από πέντε στιβάδες: το επιθήλιο, την στοιβάδα του Bowman, το στρώμα, τη Δεσκεμέτριο μεμβράνη και το ενδοθήλιο<sup>2,3</sup>.



**Εικόνα 2:** Η θέση του κερατοειδή (cornea) στον οφθαλμό και οι στιβάδες απ' τις οποίες αποτελείται<sup>4</sup>.

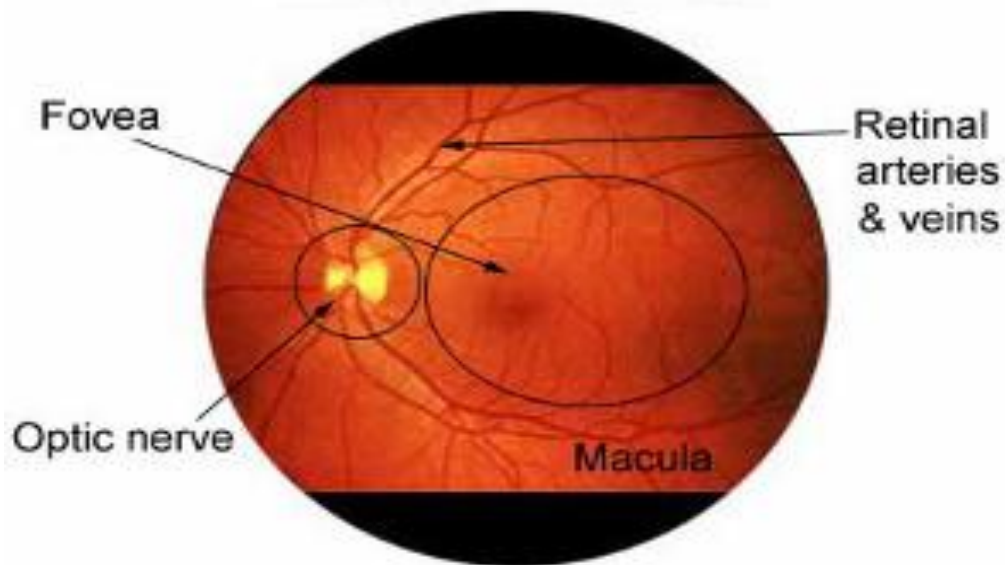
### 1.1.3 Αμφιβληστροειδής - Φωτοϋποδοχείς

Ο αμφιβληστροειδής τοποθετείται μπροστά απ' το μελάγχρουν επιθήλιο και αποτελείται από μη-νευρικά κυβοειδή κύτταρα, τα οποία έρχονται σε επαφή με ισχυρούς δεσμούς, με την μεμβράνη του Bruch του χοριοειδούς. Τα συγκεκριμένα κύτταρα ανακυκλώνουν τα εξωτερικά τμήματα των φωτοϋποδοχέων και συμμετέχουν στον σχηματισμό της ροδοψίνης και των χρωστικών των κωνίων, μέσω της αποθήκευσης και απελευθέρωσης της βιταμίνης Α. Ακόμα, τα κύτταρα αυτά περιέχουν μελανίνη, λειτουργία της οποίας είναι η απορρόφηση του φωτός που

δεν δεσμεύεται απ' τον αμφιβληστροειδή. Το γεγονός αυτό συμβάλει στην αποτροπή της αντανάκλασης του φωτός στο οπίσθιο τοίχωμα του βολβού και την διάχυση του στο εσωτερικό του οφθαλμού, γεγονός που θα δημιουργούσε προβλήματα στην ποιότητα της εικόνας. Οι φωτοϋποδοχείς βρίσκονται σε άμεση επαφή με το μελάγχρουν επιθήλιο, κάτι το οποίο δεν συμβαίνει και με τα υπόλοιπα κύτταρα του αμφιβληστροειδή που βρίσκονται πλησιέστερα στον φακό. Αυτό έχει ως συνέπεια το φως να συναντά πρώτα τις στιβάδες άλλων νευρώνων πριν έρθει σε επαφή με τους φωτοϋποδοχείς. Για αυτό τον λόγο οι συγκεκριμένες στιβάδες είναι αμύελες και κατά συνέπεια σχετικά διαφανείς<sup>5</sup>, ώστε να καταφέρει το φως να προσεγγίσει τους φωτοϋποδοχείς χωρίς να απορροφηθεί ή να διαχυθεί σε υπερβολικό βαθμό.

Ο αμφιβληστροειδής αποτελείται από τρεις περιοχές με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά:

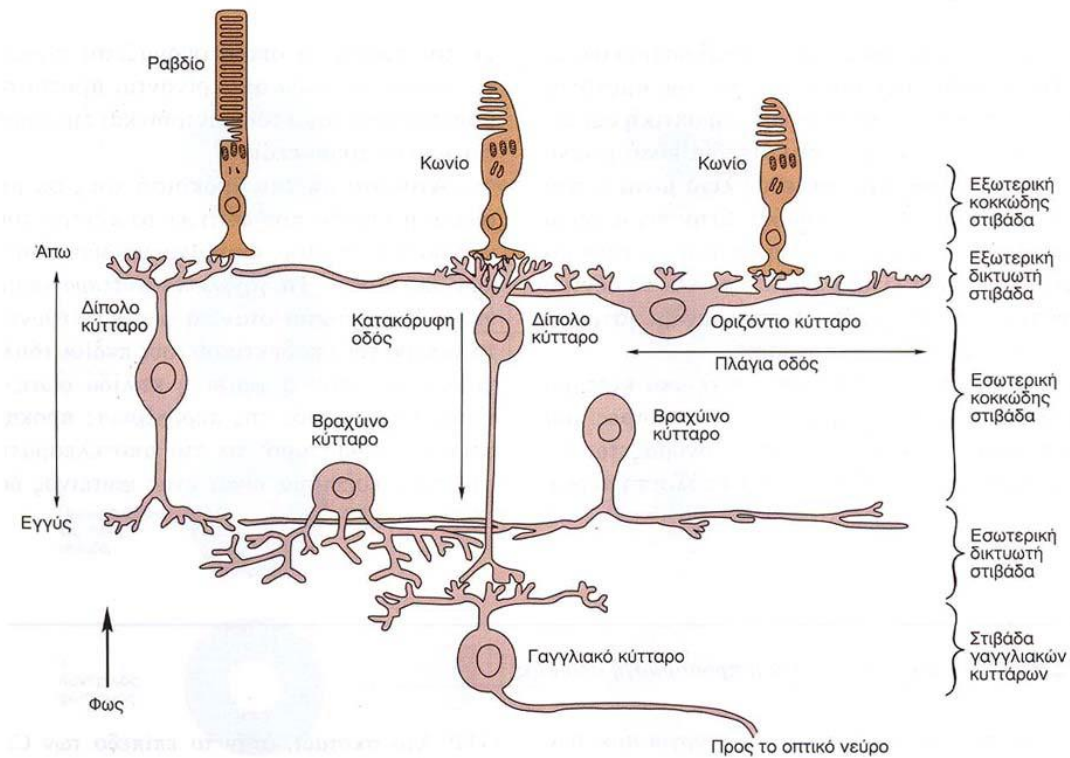
- 1) την ωχρά κηλίδα (macular lutea), η οποία έχει διάμετρο 5mm (που αντιστοιχεί σε γωνία όρασης 17°) και περιέχει την χρωστική ξανθοφύλλη. Μόνο τα πρωτεύοντα θηλαστικά έχουν σαν χαρακτηριστικό την ωχρά κηλίδα και δεν συναντάται σε άλλα είδη.
- 2) το βοθρίο (fovea), το οποίο βρίσκεται στο κέντρο της ωχράς κηλίδας και αποτελεί την περιοχή του αμφιβληστροειδή με την μεγαλύτερη οπτική οξύτητα<sup>6</sup>. Έχει διάμετρο 1,5 mm (5°) και μειωμένο πάχος, διότι τα κυτταρικά σώματα των νευρώνων της περιοχής έχουν μετατοπισθεί στα πλάγια. Κατά συνέπεια οι φωτοϋποδοχείς στο σημείο εκείνο (μόνο κωνία) λαμβάνουν χωρίς πολλές παραμορφώσεις την οπτική εικόνα. Η κεντρική του περιοχή (1°) ονομάζεται κεντρικό βοθρίο (foveola), αποτελεί το λεπτότερο σημείο του αμφιβληστροειδή (150 μm) και χαρακτηρίζεται από έλλειψη ραβδίων. Επίσης, είναι υπεύθυνη για την έγχρωμη και λεπτομερή επεξεργασία (foveal vision) των εικόνων.
- 3) τη θηλή του οπτικού νεύρου ή οπτική θηλή (optic disc), που αποτελεί την περιοχή από την οποία οι νευρικές απολήξεις του οπτικού νεύρου <<φεύγουν>> απ' τον αμφιβληστροειδή. Η θηλή βρίσκεται 3 με 4 mm (15°) ρινικά του κεντρικού βοθρίου. Είναι κατακόρυφη, ωσειδής και έχει μέσο όρο διαστάσεων 1,76 mm οριζόντια και 1,92 mm κάθετα<sup>7</sup>. Επιπλέον, η οπτική θηλή στερείται φωτοϋποδοχέων και για αυτόν τον λόγο δημιουργεί ένα τυφλό σημείο στο οπτικό μας πεδίο.



**Εικόνα 3:** Απεικόνιση του αμφιβληστροειδή. Το οπτικό νεύρο (Optic nerve) απεικονίζεται αριστερά και στο κέντρο η ωχρά κηλίδα (Macula) με το βοθρίο (Fovea)<sup>8</sup>.

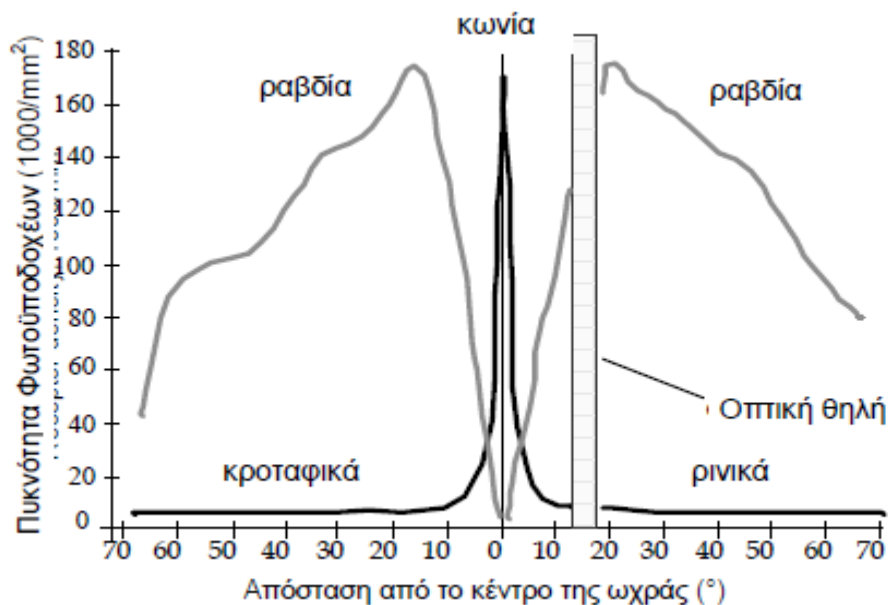
Επίσης, ο αμφιβληστροειδής αποτελείται από πέντε διαφορετικούς τύπους νευρώνων: τους φωτοϋποδοχείς, τα οριζόντια, τα δίπολα, τα βραχύινα και τα γαγγλιακά κύτταρα. Η σύνδεση των συγκεκριμένων κυττάρων γίνεται με έναν πολύπλοκο τρόπο, αλλά με μια συστηματική στιβαδωτή διάταξη. Η απλή δομική οργάνωση σε συνδυασμό με την φυσιολογική ποικιλία καθιστά τον αμφιβληστροειδή χρήσιμο για την κατανόηση του τρόπου επεξεργασίας των πληροφοριών από τα σύνθετα νευρωνικά κυκλώματα του εγκεφάλου.

Οι οπτικές πληροφορίες μεταδίδονται απ' τους φωτοϋποδοχείς στα γαγγλιακά, τα οποία αντιπροσωπεύουν την <<στιβάδα παραγωγής>> του αμφιβληστροειδή, μιας και οι νευράξονες (νευρίτες) τους δίνουν σχήμα στο οπτικό νεύρο που μεταφέρει πληροφορίες στο έξω γωνατώδη σώμα.



**Εικόνα 4:** Οι πέντε τύποι νευρώνων του αμφιβληστροειδή<sup>1</sup>.

Ο ανθρώπινος αμφιβληστροειδής περιέχει δυο ειδών φωτοϋποδοχείς: τα ραβδία και τα κωνία. Τα ραβδία είναι υπεύθυνα για την όραση σε χαμηλά επίπεδα φωτεινότητας (σκοτοπική όραση) και τα κωνία για την όραση σε υψηλά επίπεδα φωτεινότητας (φωτοπική όραση). Υπάρχουν περίπου 5 εκατομμύρια κωνία και 120 εκατομμύρια ραβδία στον αμφιβληστροειδή. Τα ραβδία βρίσκονται επί το πλείστον στην περιφέρεια του αμφιβληστροειδή (μέγιστη πυκνότητα περίπου στις 20° απ' το κέντρο της ωχράς), ενώ τα κωνία βρίσκονται επί το πλείστον στο κεντρικό βοθρίο, όπου η έλλειψη ραβδίων είναι παντελής. Η οπτική θηλή, όπου αποφύεται το οπτικό νεύρο, στερείται φωτοϋποδοχέων.



**Εικόνα 5:** Κατανομή κωνίων και ραβδίων στον αμφιβληστροειδή<sup>1</sup>.

Τα ραβδία περιέχουν περισσότερη φωτοευαίσθητη οπτική χρωστική απ' τα κωνία, για αυτό είναι πιο ευαίσθητα (στο αμυδρό φως) απ' τα κωνία, κατά συνέπεια είναι ικανά να δεσμεύουν περισσότερο φως. Ακόμα, τα ραβδία έχουν έναν συγκλίνον σύστημα, δηλαδή πολλά ραβδία συνάπτονται με τον ίδιο διάμεσο νευρώνα και το δίπολο κύτταρο. Λόγω όμως της συγκεκριμένης σύγκλισης, η χωρική διακριτική ικανότητα τους είναι σημαντικά μειωμένη.

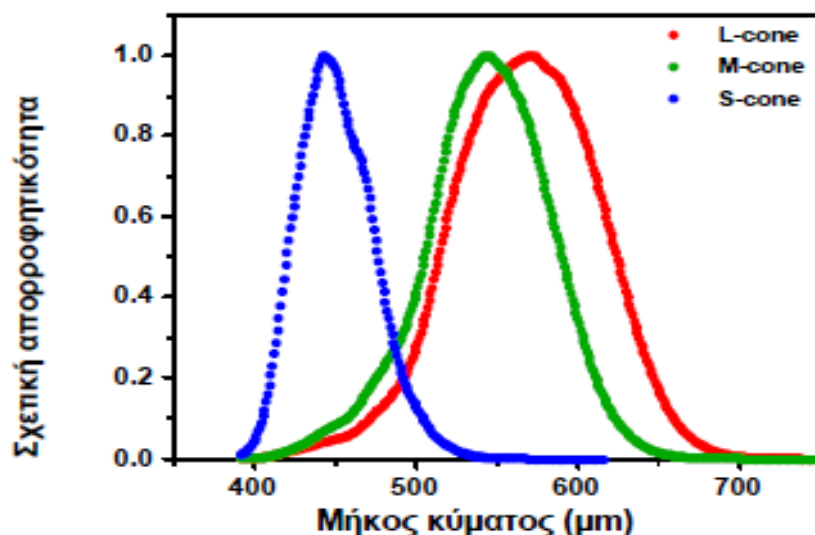
Σύγκλιση παρατηρείται και στα κωνία, ιδιαίτερα στην περιφέρεια. Όσο αναφορά το κεντρικό βόθρο, εκεί δεν υπάρχει καθόλου σύγκλιση. Ένα δίπολο (και ένα γαγγλιακό κύτταρο) δέχεται πληροφορίες από ένα μόνο κωνίο, με αποτέλεσμα καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα (μεγαλύτερη οπτική οξύτητα).

Επίσης, τα κωνία εξασφαλίζουν καλύτερη διακριτική ικανότητα στις ταχείες αλλαγές της εικόνας, δηλαδή καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα. Απ' την άλλη τα ραβδία αποκρίνονται βραδέως σε στιγμιαίες λάμψεις.

Υπάρχουν τρεις τύποι κωνίων, που περιέχουν ο καθένας μια οπτική χρωστική ευαίσθητη σε ένα συγκεκριμένο τμήμα του φάσματος και διεκπεραιώνουν την έγχρωμη όραση. Οι χρωστικές των κωνίων περιέχουν μια πρωτεΐνη, την οψίνη και την φωτοευαίσθητη ουσία 11-cis-ρετινάλη. Καθεμιά απ' τις τρεις χρωστικές των κωνίων περιέχει διαφορετική οψίνη. Η πρώτη χρωστική (S κωνία) είναι ευαίσθητη σε βραχεία μήκη κύματος (420 nm), η δεύτερη (M κωνία) σε μεσαία μήκη κύματος (534 nm) και



η τρίτη (L κωνία) σε μακρά μήκη κύματος (564 nm). Αντιθέτως τα ραβδία περιέχουν ένα μόνο είδος χρωστικής, την ροδοψίνη, με αποτέλεσμα να έχουν την ίδια απόκριση σε διαφορετικά μήκη κύματος. Συνεπώς, η όραση μέσω των ραβδίων είναι <<άχρωμη>>.



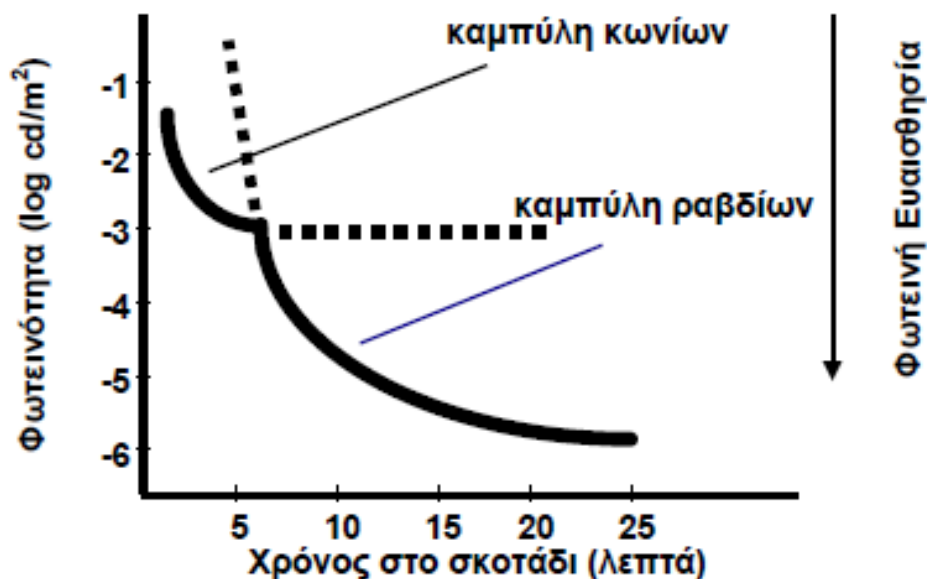
**Εικόνα 6:** Καμπύλες φασματικής ευαισθησίας των χρωστικών ουσιών των κωνίων<sup>1</sup>.

Οι φωτοχρωστικές που βρίσκονται στα ραβδία και στα κωνία έχουν διαφορετικές ταχύτητες αναγέννησης κι αυτό παίζει ρόλο στην προσαρμογή του οφθαλμού στο σκοτάδι (μετά από έκθεση σε έντονο φως). Αυτή είναι μια φωτοχημική διαδικασία και παρουσιάζει δύο φάσεις. Στην πρώτη φάση κυριαρχεί η λειτουργία των κωνίων, ολοκληρώνεται σε 5-8 λεπτά και προκαλεί αύξηση της φωτεινής ευαισθησίας του οφθαλμού κατά 1,5 λογαριθμική μονάδα. Στην δεύτερη φάση κυριαρχεί η λειτουργία των ραβδίων, με χρόνο ανάκτησης τα 30-40 λεπτά και προκαλεί αύξηση της φωτεινής ευαισθησίας κατά 5 ή περισσότερες λογαριθμικές μονάδες, με ταυτόχρονη μείωση της ευκρίνειας των εικόνων. Εκτός απ' τις αλλαγές στην συγκέντρωση των φωτοχρωστικών, η προσαρμογή σε διάφορα επίπεδα φωτισμού επιφέρει και άλλες φυσικές αλλαγές, όπως είναι η αλλαγή στο μέγεθος της κόρης, που μεταβάλλεται από 2 έως 8 mm.

Η ηλικία του ατόμου, το μέγεθος και το μήκος κύματος του φωτεινού ερεθίσματος και η περιοχή του αμφιβληστροειδή που ερεθίζεται, παίζουν ρόλο στον ρυθμό



αύξησης της φωτεινής ευαισθησίας του οφθαλμού και στον συνολικό χρόνο ανάκτησης του.



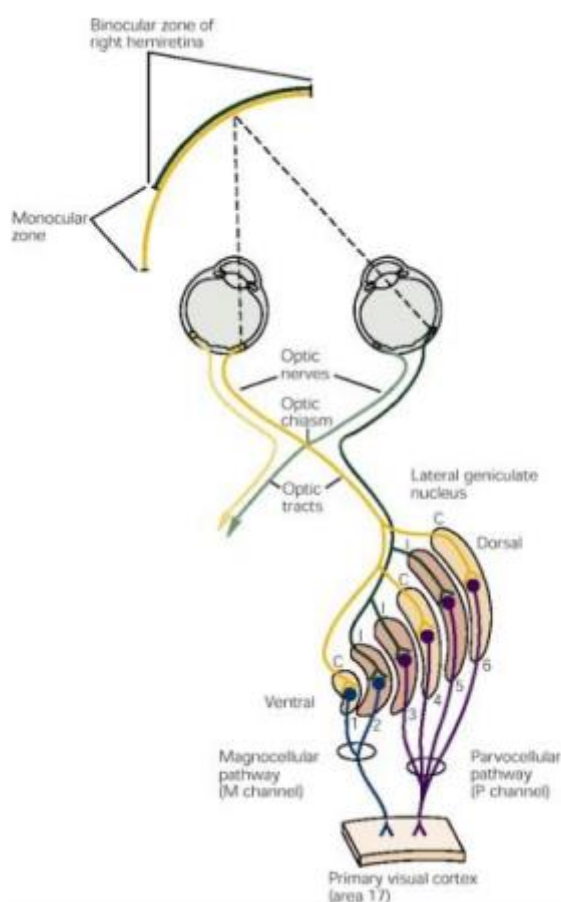
**Εικόνα 7:** Η χαρακτηριστική καμπύλη των δυο φάσεων κατά την προσαρμογή του οφθαλμού στο σκοτάδι<sup>1</sup>.

#### 1.1.4 Αργότερα στάδια οπτικής επεξεργασίας

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο μετασχηματισμός της φωτεινής ενέργειας σε ηλεκτρικό σήμα είναι ευθύνη του αμφιβληστροειδή και μέσω των γαγγλιακών κυττάρων μεταφέρεται για περαιτέρω επεξεργασία. Οι άξονες των γαγγλιακών κυττάρων ρέουν προς τον οπτικό δίσκο και μαζί σχηματίζουν το οπτικό νεύρο. Το οπτικό νεύρο από κάθε οφθαλμό καταλήγει στο οπτικό χίασμα και στην συνέχεια προβάλλει σε τρεις υποφλοιικές περιοχές: το 90% των νευραξόνων στον έξω γονατώδη πυρήνα (LGN) στον θάλαμο για την επεξεργασία οπτικών πληροφοριών, ενώ το 10% των νευραξόνων στο άνω διδύμιο για την διεκπεραίωση των οφθαλμικών κινήσεων, καθώς και στην προτετραδυμική περιοχή, για την παραγωγή των αντανακλαστικών της κόρης του οφθαλμού.

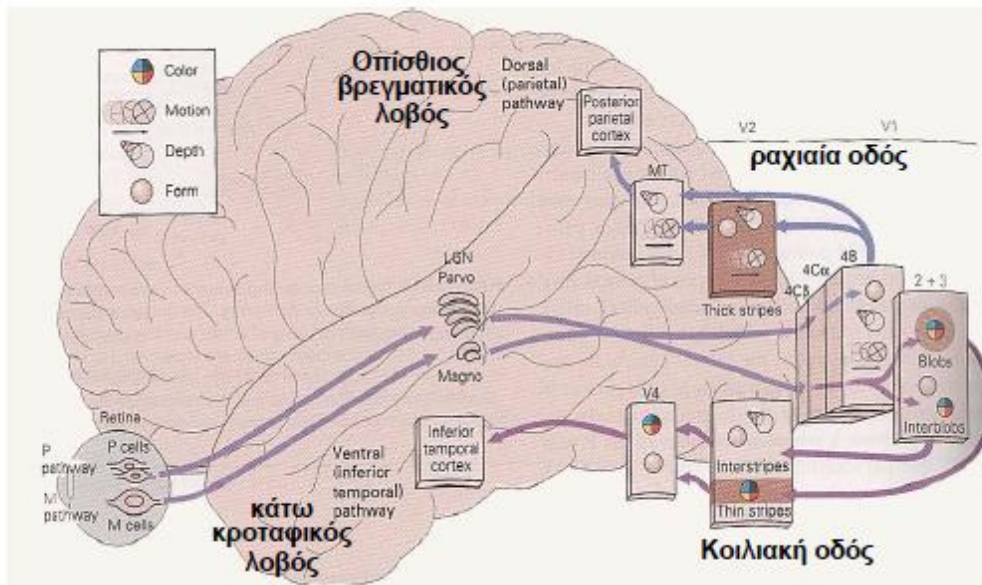
Υπάρχουν τριών κατηγοριών γαγγλιακά κύτταρα του αμφιβληστροειδή: τα κύτταρα P (από το λατινικό *parvi*, δηλαδή μικρά), τα κύτταρα M (από το λατινικό *magni*, δηλαδή μεγάλα) και τα κύτταρα Konio (koniocellular). Τα τρεις αυτές κατηγορίες μεταφέρουν

διαφορετικές πληροφορίες και τις μεταβιβάζουν σε διαφορετικές στρώσεις στον έξω γονατώδη πυρήνα (LGN) του θαλάμου. Ο LGN έχει συνθέτη δομή και περιλαμβάνει έξι στρώσεις κυτταρικών σωμάτων, οι οποίες χωρίζονται με την παρεμβολή στρώσεων νευραξόνων και δενδριτών<sup>9</sup>. Οι στρώσεις είναι αριθμημένες απ' το 1 μέχρι το 6. Οι νευράξονες των κυττάρων M καταλήγουν στις 2 κατώτερες στρώσεις του LGN, δηλαδή στις μεγαλοκυτταρικές (Magnocellular), ενώ οι νευράξονες των P κυττάρων καταλήγουν στις 4 ανώτερες στρώσεις του LGN, δηλαδή τις μικροκυτταρικές (Parvocellular). Αναμεσά στις μικροκυτταρικές στρώσεις παρεμβάλλονται σε λεπτές στρώσεις τα Κοπιο κύτταρα και δέχονται πληροφορίες απ' τα γαγγλιακά κύτταρα που παρουσιάζουν ανταγωνισμό μπλε-κίτρινου χρώματος.



**Εικόνα 8:** Ο έξω γονατώδης πυρήνας (LGN) είναι η κύρια υποφλοιική θέση επεξεργασίας οπτικών πληροφοριών. Οι ίνες απ' το δεξί ημιμόριο του αμφιβληστροειδή καταλήγουν στον δεξιό LGN και μεταφέρουν μια πλήρη αντιπροσώπευση του αριστερού οπτικού πεδίου. Ομοίως, οι ίνες απ' το αριστερό ημιμόριο καταλήγουν στον αριστερό LGN<sup>9</sup>.

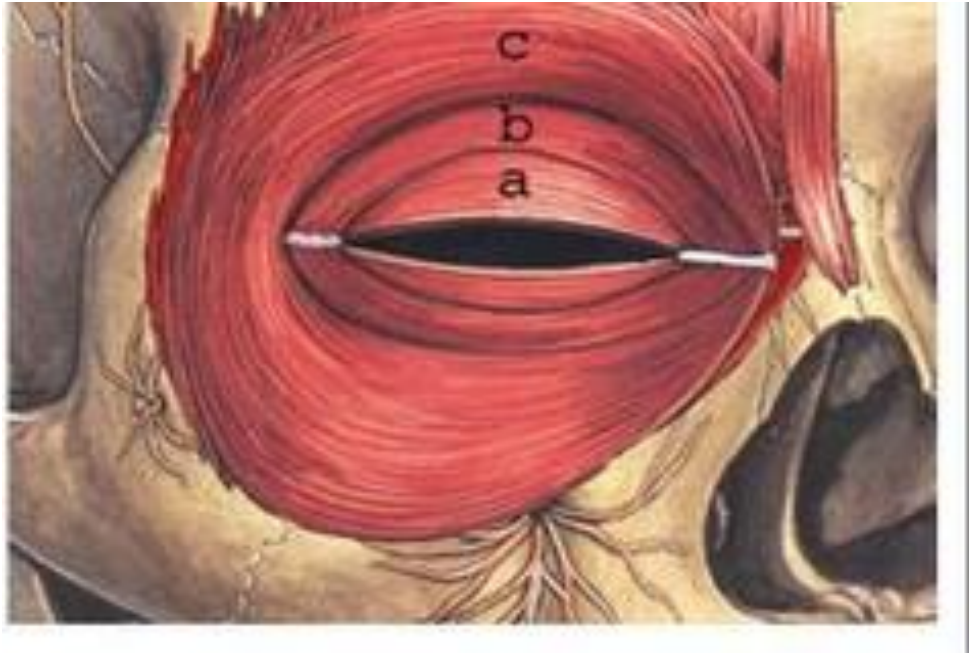
Οι τρεις αυτές διαφορετικές στιβάδες εκφύονται σε τρεις διαφορετικές στιβάδες στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό (V1). Η Μ οδός εκφύεται στην στιβάδα 4Ca του V1, η Ρ οδός στην στιβάδα 4Cb και η οδός των κυττάρων Κοπιο στην στιβάδα 3 του V1. Μετά τον V1 οι οδοί συνεχίζουν στην V2 και σε διάφορες άλλες περιοχές του εξωπαινωτού φλοιού για ανωτερη επεξεργασία.



**Εικόνα 9:** Συνδεσιμότητα μεταξύ αμφιβληστροειδή, έξω γονατώδους σώματος και περιοχών του φλοιού των εγκεφαλικών ημισφαιρίων που εξυπηρετούν την όραση<sup>1</sup>.

## 1.2 Βλεφαρισμός

Ο βλεφαρισμός αποτελεί μια πολύπλοκη 2-σταδίων διεργασία που αφορά την συντονισμένη ανταγωνιστική δράση του σφιγκτήρα μυ των βλεφάρων (orbicularis oculi) και του ανεγκτύρα μυ των βλεφάρων (levator palpebral superioris). Ο πρώτος μυς νευρώνεται απ' το προσωπικό νεύρο, με μοίρες την ταρσική, την βλεφαρική και την κογχική και ρόλος του είναι η σύγκλειση του βλέφαρου. Αμέσως πριν από τον βλεφαρισμό υπάρχει μείωση της τονικής δραστηριότητας του ανεγκτύρα μυ, η οποία συνοδεύεται από απότομη διέγερση του σφιγκτήρα μυ των βλεφάρων. Ο δεύτερος νευρώνεται απ' το κοινό κινητικό και ρόλος του είναι η ανύψωση του βλέφαρου. Αμέσως μετά τον βλεφαρισμό, ο ανεγκτήρας μυς επιστρέφει στην τονική του δραστηριότητα, ενώ αναστέλλεται η δραστηριότητα του σφιγκτήρα μυ.

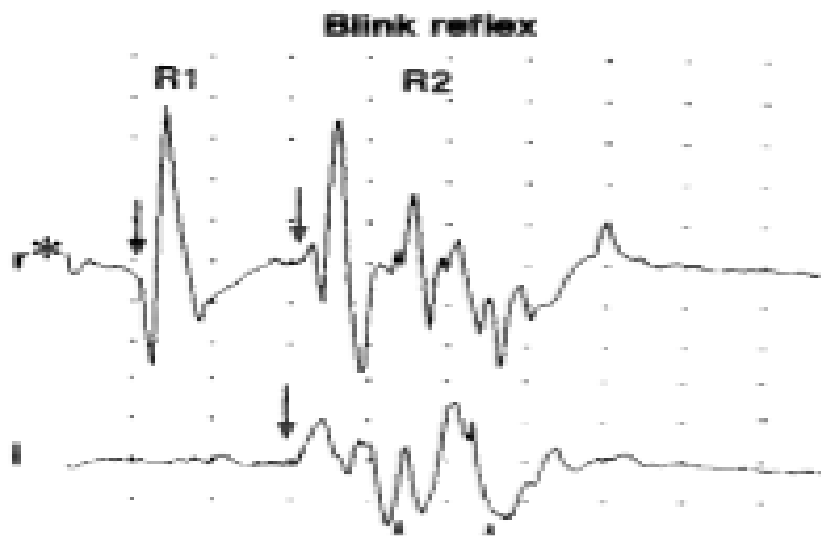


**Εικόνα 10:** Οι μοίρες του σφιγκτήρα μυ του βλέφαρου που συμμετέχουν στον βλεφαρισμό. (a) Ταρσική, (b) Βλεφαρική, (c) Κογχική<sup>10</sup>.

Υπάρχουν τριών ειδών βλεφαρισμοί:

- 1)** ο αυτόματος - ακούσιος (spontaneous eyeblink), με συμμετοχή της βλεφαρικής και της ταρσικής μοίρας του σφιγκτήρα μυ των βλεφάρων. Περιλαμβάνει 14 eyeblink/min (σε πρόσθια βλεμματική θέση και όσο αναφορά την παροχέτευση δακρύων απαιτούνται 3-4 eyeblink/min για την εξασφάλιση της σταθερότητας της δακρυικής στιβάδας. Εξωτερικοί παράγοντες, όπως ξένα σώματα στον κερατοειδή, τα επίπεδα ντοπαμίνης (Parkinson, σχιζοφρένεια) και νοητικές καταστάσεις αποτελούν εκλυτικούς παράγοντες αυτόματου βλεφαρισμού και επηρεάζουν τον ρυθμό του.
- 2)** ο αντανakλαστικός (blink reflex), ο οποίος περιλαμβάνει το βλεφαρικό αντανakλαστικό και εκλύεται με ελαφρύ χτύπημα στο υπερόφρυο του κάθε οφθαλμού. Αποτελείται από δυο φάσεις σύγκλεισης, την γρήγορη R1 (ομόπλευρη, latency 10 ms) και την αργή R2 (αμφοτερόπλευρη, latency 30 ms). Ακόμα, περιλαμβάνει το κερατοειδικό αντανakλαστικό και εκλύεται μέσω επαφής του κερατοειδή με βαμβακοφόρο στυλεό. Είναι αμφοτερόπλευρο με απώλεια μυελίνης μετά απ' την επαφή με τον κερατοειδή, προκαλεί αντανakλαστική σύγκλειση των οφθαλμών, με αδράνεια (latency) 36-64 ms και η διαφορά στο latency μεταξύ των οφθαλμών κυμαίνεται στα 8 ms. Επίσης, περιέχει το ακουστικό (acoustic reflex), το οποίο χαρακτηρίζεται από σύσπαση του σφιγκτήρα μυ των βλεφάρων, καθώς και

συμμετοχή μυών του τραχήλου, ύστερα από κάποια ηχητική υπόκρουση. Η λανθάνουσα περίοδος είναι 40-60 ms. Τέλος, περιέχει το φωτοπικό (dazzle reflex), με ενστικτώδης μονόπλευρη σύγκλιση βλεφάρου για μείωση της δυσανεξίας που προέρχεται απ' το έντονο φως. Εδώ η λανθάνουσα είναι  $50 \pm 4,5$  ms. Η διόφθαλμη διέγερση του με φωτισμό έντασης 200 lux ισοδυναμεί με μονόφθαλμη διέγερση 5000 lux.



**Εικόνα 11:** Οι δυο φάσεις σύγκλισης του βλεφαρικού αντανακλαστικού. Η γρήγορη R1 και η αργή R2<sup>10</sup>.

- 3) ο εκούσιος (voluntary eyeblink), με συμμετοχή και των τριών μοιρών του σφιγκτήρα μυ<sup>10</sup>.

## 1.3 Θάμβος όχλησης (Discomfort glare)

### 1.3.1 Χαρακτηριστικά και κατηγορίες του θάμβους

Όταν ένα άτομο παρατηρεί μια πηγή η οποία είναι επαρκώς φωτεινή, μπορεί να έρθει αντιμέτωπο με το θάμβος. Με αλλά λογία, το θάμβος αντικατοπτρίζει την οπτική αίσθηση όταν εμφανίζονται στο οπτικό πεδίο αντικείμενα με έντονο φωτισμό προκαλώντας αδυναμία στην παρακολούθηση.

Το θάμβος μπορεί να ταξινομηθεί σε τρεις διαφορετικές κατηγορίες με ξεχωριστές ιδιότητες:

- 1) Η πρώτη κατηγορία είναι το θάμβος που μειώνει και υποβαθμίζει<sup>11,12</sup> την όραση (disability glare), γνωστό και ως φυσιολογικό θάμβος που προκαλείται απ' την σκέδαση του φωτός στο εσωτερικό του οφθαλμού, μειώνοντας έτσι την αντίθεση της αμφιβληστροειδικής εικόνας.
- 2) Η δεύτερη κατηγορία με την οποία θα ασχοληθεί και η συγκεκριμένη εργασία είναι το θάμβος όχλησης (discomfort glare) ή ψυχολογικό θάμβος, το οποίο προκαλεί ενόχληση<sup>11,12</sup> και δυσφορία, χωρίς απαραίτητα να μειώνει την ορατότητα.
- 3) Η τρίτη κατηγορία είναι το θάμβος που χαρακτηρίζεται απ' την παρουσία έντονης φωτεινότητας στο περιβάλλοντα χώρο, με συνέπεια την διάδοση της σε όλη την έκταση του αμφιβληστροειδή (Dazzling glare) και προκαλεί ενόχληση, μείωση της όρασης, σφίξιμο των βλέφαρων και αποστροφή του βλέμματος<sup>13</sup>.

Το χαρακτηριστικό του disability glare όπως προαναφέρθηκε είναι πως για να προκληθεί χρειάζεται η ενδοφθάλμια σκέδαση του φωτός, με συνέπεια την μείωση της αντίθεσης της εικόνας στον αμφιβληστροειδή. Απ' την άλλη, χαρακτηριστικό του discomfort glare είναι πως η ένταση του φωτός της πηγής της ενόχλησης οφείλει να είναι πολλή μεγαλύτερη από εκείνη του φόντου που την περιβάλλει, ώστε να κάνει την εμφάνιση του.

Είναι ευρέως γνωστό πως το disability glare είναι πιο απλό στο να προσδιοριστεί και να αναλυθεί<sup>12</sup>, ενώ το discomfort glare είναι πιο ασαφή στον ορισμό και την μελέτη<sup>13</sup>. Η σημασία του disability και του discomfort glare κυμαίνεται από αδιάφορη έως και άκρως σημαντική. Επίσης, υπάρχει πιθανότητα να κάνουν την εμφάνιση τους ταυτόχρονα η' και ξεχωριστά. Για παράδειγμα, ο έντονος φωτισμός του δρόμου μπορεί να προκαλέσει discomfort glare χωρίς την παρουσία του disability glare, όπως

και ένας αμυδρός φωτισμός του δρόμου μπορεί να προκαλέσει το αντίθετο αποτέλεσμα<sup>11</sup>.

### 1.3.2 Παράγοντες που προκαλούν θάμβος όχλησης

Υπάρχουν αρκετοί παράγοντες που προκαλούν και συνεισφέρουν στο θάμβος όχλησης και οφείλονται σε χαρακτηριστικά και ιδιότητες της φωτεινής πηγής και του οφθαλμού. Μερικοί παράγοντες είναι οι εξής:

- 1) Η ένταση της φωτεινότητας της πηγής αποτελεί έναν απ' τους σημαντικούς παράγοντες, διότι αύξηση της φωτεινότητας της πηγής, συνεπάγεται και πιο αισθητή παρουσία της ενόχλησης<sup>14</sup>.
- 2) Η θέση της πηγής στο οπτικό πεδίο παίζει επίσης σπουδαίο ρολό. Έχει αποδειχθεί<sup>15</sup> πως υπάρχει μείωση της ενόχλησης όσο μεγαλώνει η γωνία της γραμμής της όρασης με την φωτεινή πηγή.
- 3) Επιπλέον, το μέγεθος της πηγής είναι ένας παράγοντας. Όταν η ένταση της φωτεινότητας του φόντου είναι σταθερή, τότε η ενόχληση αυξάνεται με το μέγεθος της πηγής<sup>12</sup>. Εάν όμως η ένταση της πηγής είναι σταθερή, η ενόχληση είναι λιγότερη όταν το φως της πηγής διασκορπίζεται, παρά όταν είναι εστιασμένο. Ακόμα, όταν η φωτεινότητα του φόντου αυξηθεί, τότε υπάρχει μείωση του θάμβους όχλησης. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η ευκολία στην οδήγηση κατά την διάρκεια της μέρας παρά της νύχτας, υπό την παρουσία των ίδιων φωτεινών πηγών.
- 4) Η χωρική διάταξη πολλών φωτεινών πηγών μπορεί να επηρεάσει το θάμβος όχλησης<sup>16</sup>. Έχει παρατηρηθεί πως αν οι πηγές τοποθετηθούν εγκάρσια της γραμμής της όρασης προκαλούν μεγαλύτερη ενόχληση, παρά αν τοποθετηθούν κατά μήκος.
- 5) Υπάρχουν και οφθαλμικοί παράγοντες που συνεισφέρουν στο θάμβος όχλησης και ένας απ' αυτούς είναι το χρώμα της ίριδας. Ίριδες με ανοιχτό χρώμα, επιτρέπουν μεγαλύτερη ποσότητα φωτός να εισέλθει στον οφθαλμό και άρα μεγαλύτερη οπτική δυσφορία. Επίσης, το μέγεθος και η διακύμανση της κόρης συντελούν στην μεγαλύτερη αίσθηση ενόχλησης. Κατά τις νυχτερινές ώρες, το μέγεθος της κόρης είναι μεγαλύτερο, ώστε να εισέλθει περισσότερο φως για τις ανάγκες του οφθαλμού και άρα περισσότερες σφαιρικές εκτροπές. Ακόμα, οι θολερότητες στα διαθλαστικά μέσα, όπως είναι ο καταρράκτης, συμβάλουν στην παρουσία όχλησης, διότι σκεδάζουν περισσότερο το φως μέσα στον οφθαλμό. Τέλος, μελέτη έχει δείξει πως η οπτική πυκνότητα της χρωστικής της ωχράς κηλίδας επηρεάζει την ευαισθησία στο θάμβος όχλησης<sup>17</sup>. Συγκεκριμένα, μειώνεται η ενόχληση με την αύξηση της πυκνότητας.

### 1.3.3 Αποκρίσεις της κόρης και δραστηριότητα του εγκεφάλου στο θάμβος όχλησης

Η διερεύνηση των αποκρίσεων της κόρης και της δραστηριότητας του εγκεφάλου έχει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, διότι μπορεί να είναι υποψήφια για την φυσιολογική προέλευση της όχλησης. Όταν το μάτι εκτίθεται σε μια φωτεινή πηγή σε συνδυασμό με χαμηλής φωτεινότητας φόντου, η κόρη του ματιού ανταποκρίνεται σε διφορούμενα σήματα που μπορεί να ακολουθούν διαφορετικά μονοπάτια. Υπήρχε ο ισχυρισμός ότι η αίσθηση του θάμβους όχλησης δεν ευθύνεται στην αλλαγή των διαστάσεων της κόρης, αλλά στις αντίθετες δραστηριότητες των μυών του σφικτήρα και του διαστολέα<sup>18</sup>. Επιπλέον, είχε διαπιστωθεί πως κάτω από συνθήκες θάμβους όχλησης, η κόρη γίνεται αισθητά ασταθής. Ως εκ τούτου, υπέθεσαν ότι η ακούσια διακύμανση της κόρης κάτω από σταθερές συνθήκες φωτισμού μπορεί να επηρεάζει την προέλευση του θάμβους όχλησης<sup>19</sup>. Η διακύμανση της κόρης μελετήθηκε περαιτέρω απ' τον Howarth. Το συμπέρασμα ήταν ο αποκλεισμός του ρόλου της κόρης δείχνοντας ότι με παρουσία και απουσία θάμβους δεν υπήρχε διαφορά στην διακύμανση του μεγέθους της κόρης<sup>20</sup>.

Εκτός απ' τις αποκρίσεις της κόρης που μπορεί να εμπλέκονται στο θάμβος όχλησης, δεν μπορεί να αποκλειστεί και η συμμετοχή των περιοχών του οπτικού φλοιού. Είναι γνωστό πως ο ρόλος τους είναι η εξαγωγή και η επεξεργασία των πληροφοριών της αμφιβληστροειδικής εικόνας και η διαδικασία της αντίληψης. Συνεπώς, η δραστηριότητα στις οπτικές περιοχές του εγκεφάλου είναι αδύνατον να διαχωριστεί απ' την παρουσία του θάμβους όχλησης. Είναι σημαντικό να διαπιστωθεί αν υπάρχει επιλεκτική ενεργοποίηση περιοχών του φλοιού με την εμφάνιση του θάμβους όχλησης<sup>21</sup>.

Μια ευρέως γνωστή διαδικασία απεικόνισης της νευρωνικής δραστηριότητας στον εγκέφαλο είναι η Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (ΛΑΜΣ, fMRI). Η ανίχνευση των αλλαγών στην ροή του αίματος, συμβάλει στην χαρτογράφηση των ενεργών περιοχών του εγκεφάλου και αυτό παρέχει πληροφορίες για την ειδίκευση του φλοιού. Είναι πιθανόν στην περιοχή του εγκεφάλου που ανταποκρίνεται σε ένα αισθητηριακό ερέθισμα να ρέει το οξυγονωμένο αίμα<sup>22</sup>. Σύμφωνα με την λειτουργία του fMRI, η ανίχνευση της περιοχής της εγκεφαλικής δραστηριότητας επιτυγχάνεται εξετάζοντας την διαφορά μεταξύ δυο εικόνων του εγκεφάλου υπό την παρουσία και απουσία του ερεθίσματος. Η συγκεκριμένη διαφορά εξάγεται σύμφωνα με την αντίθεση του επιπέδου εξάρτησης του οξυγόνου στο αίμα (blood-oxygenation-level-dependent, BOLD)<sup>23</sup>. Κάποιες μελέτες έχουν ερευνήσει την επίδραση της φωτεινότητας ενός ερεθίσματος σε σύγκριση με την φωτεινότητα του φόντου στην απόκριση ενός BOLD fMRI<sup>24</sup>. Το συμπέρασμα ήταν πως τα επίπεδα ενεργοποίησης σήματος του BOLD αυξήθηκαν με την αύξηση της αντίθεσης της φωτεινότητας του ερεθίσματος.



### 1.3.4 Προέλευση του θάμβους όχλησης

Διάφορες έρευνες που αφορούν το θάμβος όχλησης ισχυρίζονται πως η προέλευση του ποικίλει και εξαρτάται από διάφορους παράγοντες. Κάποιες μελέτες έδειξαν πως η δραστηριότητα της κόρης αποτελεί την φυσιολογική προέλευση της ενόχλησης<sup>25</sup>. Στην συνέχεια, ήρθε στο προσκήνιο η υπόθεση ότι οι ακούσιες κινήσεις της κόρης κάτω από συνθήκες σταθερού φωτισμού μπορεί να παίζουν κάποιο ρόλο<sup>19</sup>. Όμως η συμμετοχή της κόρης θεωρήθηκε απίθανη μερικά χρόνια αργότερα, δείχνοντας πως οι διαστάσεις της δεν είχαν καμιά διαφορά με την παρουσία και την απουσία του θάμβους<sup>20</sup>. Αιτία της ενόχλησης θα μπορούσε να θεωρηθεί και η δραστηριότητα των μυών γύρω απ' τον οφθαλμό, όμως δεν έχει ακόμα καθοριστεί<sup>26</sup>.

Επόμενες έρευνες ασχολήθηκαν με την φασματική ευαισθησία της συστολής της κόρης σε συνθήκες θάμβους όχλησης. Το συμπέρασμα ήταν πως η κόρη συστελλόταν περισσότερο στο μπλε κομμάτι του ορατού φάσματος. Σ αυτό βασίστηκαν άλλοι ερευνητές και σκέφτηκαν πως τα ραβδιά αποτελούν σημαντικό παράγοντα στις αποκρίσεις στο θάμβος όχλησης, ακόμα και την ημέρα<sup>27,28</sup>. Ο Adrian<sup>29</sup> το 2003 δήλωσε πως η φασματική ευαισθησία της κόρης στο μπλε τμήμα του ορατού φάσματος είναι ένα τεχνούργημα, διότι οι έρευνες περιορίζονταν σε πεδίο δυο μοιρών. Ο ίδιος στην συνέχεια συγκρίνει την φασματική ευαισθησία ενός δέκα μοιρών πεδίου με εκείνο των δυο μοιρών. Αντί των ραβδίων, τα S κωνία ή ακόμα και η μελανοψίνη είναι πιο πιθανό να σχετίζονται με τις αποκρίσεις της κόρης σύμφωνα με τον Κοοι<sup>28</sup>. Ο Κοοι το 2004 βρήκε ότι τα ευαίσθητα κωνία σε μικρά μήκη κύματος παίζουν καθοριστικό ρόλο στην αποκάλυψη της προέλευσης του θάμβους όχλησης, διότι μεγαλύτερη διέγερση S κωνίων οδηγούσε σε μεγαλύτερη οπτική δυσφορία<sup>28</sup>.

### 1.3.5 Μέτρηση του θάμβους όχλησης υποκειμενικά και αντικειμενικά

Υπάρχουν αρκετοί τρόποι μέτρησης του θάμβους όχλησης με υποκειμενικά και αντικειμενικά κριτήρια, που σκοπό έχουν την εύρεση της προέλευσης του θάμβους όχλησης.

Μια υποκειμενική μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε αρχικά για την μέτρηση του θάμβους όχλησης ήταν ο καθορισμός του επιπέδου της όχλησης, ζητώντας απ' τους εξεταζόμενους να ρυθμίσουν την ένταση μιας φωτεινής πηγής στο όριο ανάμεσα σε άνετη και ενοχλητική<sup>30</sup>. Αυτή η μέθοδος όμως δεν γίνεται να αποδώσει λεπτομερώς την ουσία του θάμβους όχλησης.

Το 1967, ο de Boer<sup>31</sup> δημιούργησε μια κλίμακα, η οποία ήταν αριθμημένη απ' το 1 έως το 9 και περιλάμβανε 5 χαρακτηρισμούς του θάμβους όχλησης. Ο μικρότερος αριθμός αναφέρεται στην μέγιστη ενόχληση που εκτιμάει ότι δέχεται ο εξεταζόμενος, ενώ ο μεγαλύτερος αριθμός περιγράφει την μικρότερη ενόχληση. Το 1973, ο de Boer άλλαξε τον τελευταίο χαρακτηρισμό από <<Unnoticeable>> σε <<Just Noticeable>> προκειμένου να βελτιώσει την αποτελεσματικότητα της κλίμακας του. Η κλίμακα de Boer έγινε ευρέως γνωστή, με αποτέλεσμα την εμφάνιση και άλλων κλιμάκων με διαφορές στους χαρακτηρισμούς. Παρόλο που η συγκεκριμένη κλίμακα αποδείχθηκε λιγότερο αποτελεσματική απ' τον Gellatly και τον Weintraub<sup>32</sup>, πολλοί καταφεύγουν σε εκείνη για την εκτίμηση του discomfort glare. Παρακάτω ακολουθεί η κλίμακα de Boer.

<b>1</b>	<b><i>Unbearable</i></b>
<b>2</b>	
<b>3</b>	<b><i>Disturbing</i></b>
<b>4</b>	
<b>5</b>	<b><i>Just Admissible</i></b>
<b>6</b>	
<b>7</b>	<b><i>Satisfactory</i></b>
<b>8</b>	
<b>9</b>	<b><del>Unnoticeable</del> → <i>Just Noticeable</i></b>

**Πίνακας 1:** Κλίμακα de Boer

Ο μεγαλύτερος όγκος των μελετών του θάμβους όχλησης είχαν ως κύριο μέλημα τους τον φωτισμό των δρόμων ή τον φωτισμό εσωτερικών χώρων και αυτό οδήγησε την CIE στην εισαγωγή μετρικών δείκτη θάμβους, οι οποίες επιχείρησαν να ποσοτικοποιήσουν το επίπεδο της όχλησης για μια δεδομένη εγκατάσταση φωτισμού<sup>33,34</sup>. Οι συγκεκριμένες μετρικές περιέχουν μια ισορροπία ανάμεσα στην φωτεινότητα της πηγής του θάμβους, το μέγεθος της πηγής και την φωτεινότητα του φόντου ή του περιβάλλοντος.

Τα ερευνητικά ενδιαφέροντα για το θάμβος σε διαφορετικές χώρες έχουν χωριστεί σε ποικίλα συστήματα αξιολόγησης του, τα οποία όμως έχουν σαν αρχή την δουλειά του Stiles και του Holladay. Οι μελέτες του Guth για το θάμβος όχλησης το 1950 στην Αμερική είχαν ως βάση την δουλειά του Holladay, με συνέπεια την πρόταση του Visual Comfort Probability απ' τον Guth το 1971, το οποίο υιοθετήθηκε επισημά στην Αμερική. Ο Hopkinson και ο Petherbridge το 1950 ανέπτυξαν το British Glare Index σύστημα, το οποίο βασίστηκε στην εργασία του Stile στα τέλη του 1920. Ακόμα, ο Sollner ανέπτυξε το German Glare Limiting σύστημα στην Γερμανία, το 1960. Την ίδια περίοδο έκαναν την εμφάνιση τους συστήματα απ' την Αυστραλία και την Νότιο Αφρική<sup>35</sup>.

Το 1979, προτάθηκε απ' τον Einhorn<sup>36</sup> το CIE Glare Index, το οποίο περιλάμβανε χαρακτηριστικά από ήδη υπάρχοντα συστήματα θάμβους, τα οποία είχαν συνδυαστεί σε μια απλή μέθοδο για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης απ' την CIE.

Τα συστήματα δείκτη θάμβους που προαναφέρθηκαν, εμφανίζουν εμπειρικές σχέσεις ανάμεσα στην υποκειμενική αξιολόγηση της αίσθησης του θάμβους όχλησης από έναν μέσο παρατηρητή και ποικίλων παραγόντων στο φωτεινό περιβάλλον. Οι προβλέψεις μεταγενέστερων μοντέλων δείχνουν μεγάλες διαφορές με τα μετρημένα πειραματικά δεδομένα<sup>37</sup>. Συνεπώς, τα παραπάνω μοντέλα δεν μπορούν να αποτυπώσουν πλήρως τις ιδιότητες των μηχανισμών που εμπλέκονται στην προέλευση του θάμβους όχλησης.

Ένα αντικειμενικό κριτήριο μπορεί να θεωρηθεί η δραστηριότητα των μυών γύρω απ' τον οφθαλμό με την παρουσία μιας φωτεινής πηγής, η οποία καταγράφεται μέσω της οφθαλμικής ηλεκτρομυογραφίας (EMG)<sup>26</sup>. Η ηλεκτρομυογραφία (EMG) είναι μια τεχνική καταγραφής του ηλεκτρικού δυναμικού του μυός και είναι ευρέως γνωστό πως μια αντανακλαστική κίνηση των μυών γύρω απ' το οφθαλμό λαμβάνει χώρα, όταν στο οπτικό πεδίο εμφανιστεί μια φωτεινή πηγή. Η μυϊκή δραστηριότητα γύρω απ' το μάτι δεν αποτελεί παράγοντα για την προέλευση της όχλησης, όμως το εύρος του σήματος του EMG που αυξάνεται με την παρουσία του θάμβους όχλησης, μπορεί να λειτουργήσει σαν μέσο για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης.

Μια φορητή συσκευή καταγραφής της δραστηριότητας των μυών γύρω απ' το μάτι κατασκευάστηκε το 2002 απ' τον Murray και τους συνεργάτες του<sup>38</sup>. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως το εύρος του καταγεγραμμένου σήματος είναι ανάλογο της φωτεινότητας στο επίπεδο του οφθαλμού και επίσης υπήρχε συμφωνία μεταξύ

των αποτελεσμάτων της υποκειμενικής με την αντικειμενική μέτρηση. Η κίνηση των μυών οφειλόταν στην προβολή ενός φωτεινού ερεθίσματος.

## 1.4 Μέθοδοι εκτίμησης του θάμβους όχλησης

Το 1963 στην Βόρεια Αμερική δημιουργείται ένα σύστημα για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης με ονομασία Visual Comfort Probability (VCP)<sup>39</sup>, δηλαδή Πιθανότητα Οπτικής Άνεσης. Το συγκεκριμένο σύστημα περιλάμβανε κάποιες μεταβλητές όπως το μέγεθος των φωτεινών πηγών, την φωτεινότητα και τον αριθμό τους, την θέση τους στο οπτικό πεδίο και την φωτεινότητα του φόντου στα οποία ήταν προσαρμοσμένοι οι παρατηρητές. Κριτήριο εκτίμησης αποτελούσε το σύνορο μεταξύ άνεσης και δυσφορίας<sup>40</sup>. Το VCP αξιολογεί ένα φωτεινό σύστημα και το τριγύρω περιβάλλον όσο αναφορά το ποσοστό των παρατηρητών που το θεωρούν άνετο στην παρακολούθηση. Εάν το VCP είναι μεγαλύτερο ή ίσο με τον αριθμό 70, τότε το σύστημα που αξιολογείται θεωρείται ως άνετο στην παρακολούθηση. Ένα ακόμα σύστημα για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης θεωρείται και το British Glare Index (BGI), το οποίο αναπτύχθηκε στην Βρετανία<sup>41</sup>. Το BGI περιλαμβάνει τις ίδιες μεταβλητές με το VCP και συγκεκριμένα την φωτεινότητα, το μέγεθος και την θέση της πηγής, όπως και την φωτεινότητα του φόντου. Ο Boyce διατύπωσε πως αυτοί οι παράγοντες μπορούν να συνυπάρξουν σε ένα γενικό τύπο, ο οποίος θα παρουσιάζει την σχέση μεταξύ των συγκεκριμένων παραγόντων και της αίσθησης του θάμβους<sup>42</sup>. Στην Γερμανία εμφανίζεται το 1966 ένα τρίτο σύστημα με ονομασία Luminance Curve Method και έγινε επίσης γνωστό ως European Glare Limiting Method. Παρόλο που έγιναν κάποιες τροποποιήσεις σε αυτό το σύστημα, συνέχιζε να παρουσιάζει μειωμένη απόδοση με την τρέχουσα τεχνολογία φωτισμού.

Επίσης, η Διεθνής Επιτροπή του Φωτισμού (International Commission on Illumination, CIE) πρότεινε 2 συστήματα εκτίμησης, το ένα είναι το CIE Glare Index (CGI)<sup>33</sup> και το άλλο είναι το Unified Glare Rating (UGR)<sup>43</sup>. Το UGR περιλαμβάνει τον δείκτη θέσης του Guth<sup>40</sup>, τον τύπο του Hopkinson και μερικά στοιχεία της εργασίας του Einhorn. Σύμφωνα με το UGR, το θάμβος όχλησης αυξάνεται με την φωτεινότητα της πηγής και με την μείωση της φωτεινότητας του φόντου. Εάν το UGR είναι μικρότερο απ' τον αριθμό 10, το θάμβος είναι αμελητέο, εάν όμως είναι μεγαλύτερο από 30, τότε το θάμβος είναι ενοχλητικό. Ο Einhorn<sup>36</sup> ενσωμάτωσε τους τύπους διαφορετικών χωρών για να δημιουργήσει ένα συνδυασμένο μαθηματικό σύστημα πρόβλεψης, το CGI. Αυτό το σύστημα όμως είναι πολύπλοκο και λιγότερο πρακτικό.

Υπήρχαν και μέθοδοι που βασίστηκαν στις εκφραστικές εκδηλώσεις της οπτικής δυσφορίας και μια απ' αυτές ήταν η καταγραφή των βλεφαρισμών κατά την διάρκεια

του διαβάσματος απ' τον Luckiesh και τον Moss, οι οποίοι κατέληξαν στο συμπέρασμα πως ο ρυθμός των βλεφαρισμών αυξανόταν με την παρουσία του θάμβους και άλλαζε με την αύξηση της έντασης της φωτεινής πηγής<sup>44</sup>. Μετέπειτα έρευνες επικεντρώθηκαν στην διακύμανση του μεγέθους της κόρης<sup>18,19,25</sup> και ισχυρίστηκαν πως η κόρη γίνεται ασταθής στην παρουσία του θάμβους όχλησης. Αργότερα βέβαια ο Howarth και οι συνεργάτες του, θα αποκαλύψουν ότι δεν υπάρχουν πολλά κοινά μεταξύ θάμβους όχλησης και διακύμανση της κόρης<sup>20</sup>. Επόμενες έρευνες, όπως αυτή του Bergman, ασχολήθηκαν με τον μυ που περιβάλλει το μάτι (orbicularis oculi) και είναι υπεύθυνος για το κλείσιμο οφθαλμού σε συνθήκες θάμβους όχλησης<sup>26</sup>. Ο Bergman χρησιμοποίησε τεχνικές ηλεκτρομυογραφίας (EMG), διότι τα αποτελέσματα της είναι πιο πασιφανή απ' ότι η παρατήρηση των εκφράσεων του προσώπου και συμπέρανε ότι η παρουσία του θάμβους όχλησης δημιουργούσε αύξηση στις αποκρίσεις της ηλεκτρομυογραφίας. Όμως, η έρευνα αυτή παρέμεινε σε επίπεδο εργαστηρίου, διότι η συσκευή που χρησιμοποιήθηκε δεν είχε την δυνατότητα να μετακινηθεί. Σε αντίθεση με την προηγούμενη συσκευή, το 2002 αναπτύχθηκε απ' τον Murray και τους συνεργάτες του μια φορητή συσκευή με ονομασία Ocular Stress Monitor (OSM), η οποία είχε την δυνατότητα να καταγράψει ηλεκτρική δραστηριότητα<sup>38</sup>. Το εύρος του παραγόμενου σήματος της συσκευής ήταν ανάλογο της φωτεινότητας που έφτανε στον οφθαλμό, για αυτό και θεωρήθηκε ως ένας αντικειμενικός δείκτης του θάμβους όχλησης.

## ***B. Πειραματικό Μέρος***

## Κεφάλαιο 2<sup>ο</sup>

### 2.1 Μελέτη

#### 2.1.1 Σκοπός Μελέτης

Υπάρχουν μελέτες οι οποίες έχουν ως περιεχόμενο την ανίχνευση του θάμβους όχλησης μέσω των μοιρών ανοίγματος του οφθαλμού<sup>45</sup>, την εκτίμηση του ρυθμού των βλεφαρισμών<sup>46</sup>, όπως και την εύρεση της απόστασης μεταξύ των βλεφάρων<sup>47</sup>. Το κοινό αυτών των μελετών είναι η παρακολούθηση του οφθαλμού από θέση ανφάς. Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν ο προσδιορισμός ενός αντικειμενικού δείκτη για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης με την χρήση κάμερας παρακολούθησης της οφθαλμικής περιοχής. Χαρακτηριστικό της είναι η τοποθέτηση της κάμερας στα πλάγια του οφθαλμού, χωρίς να παρεμβαίνει στο οπτικό πεδίο, ώστε να παρακολουθείται ο οφθαλμός από θέση προφίλ.

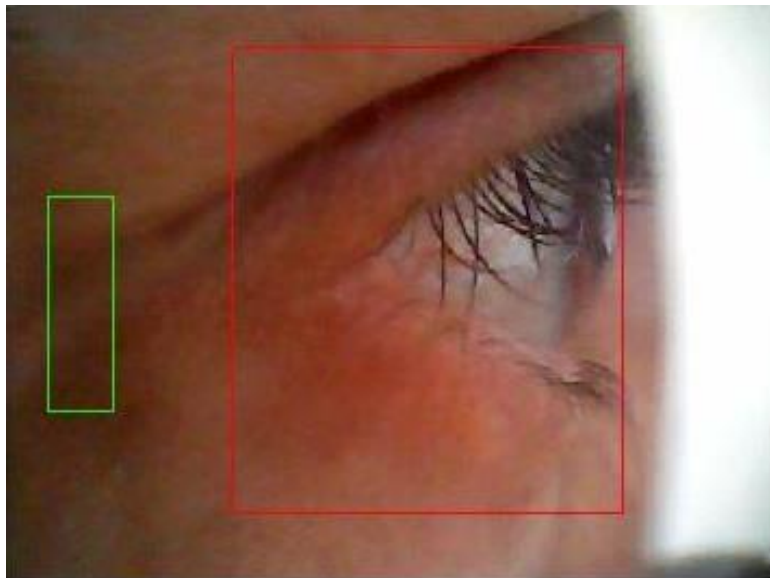
#### 2.1.2 Αρχικές Μετρήσεις

Οι πρώτες απόπειρες για την διεκπεραίωση της συγκεκριμένης μελέτης αφορούσαν την καταγραφή της δραστηριότητας του αριστερού οφθαλμού με μια USB κάμερα, η οποία ήταν ενσωματωμένη σε ένα σκελετό γυαλιών. Σε φωτισμό της αίθουσας του εργαστηρίου καταγράφηκαν τα βίντεο και στην συνέχεια αναλύθηκαν μέσω ενός αλγόριθμου που δημιουργήθηκε στο πρόγραμμα MATLAB. Ένα στιγμιότυπο από βίντεο που καταγράφηκε ακολουθεί παρακάτω.



**Εικόνα 12:** Στιγμιότυπο από καταγεγραμμένο βίντεο.

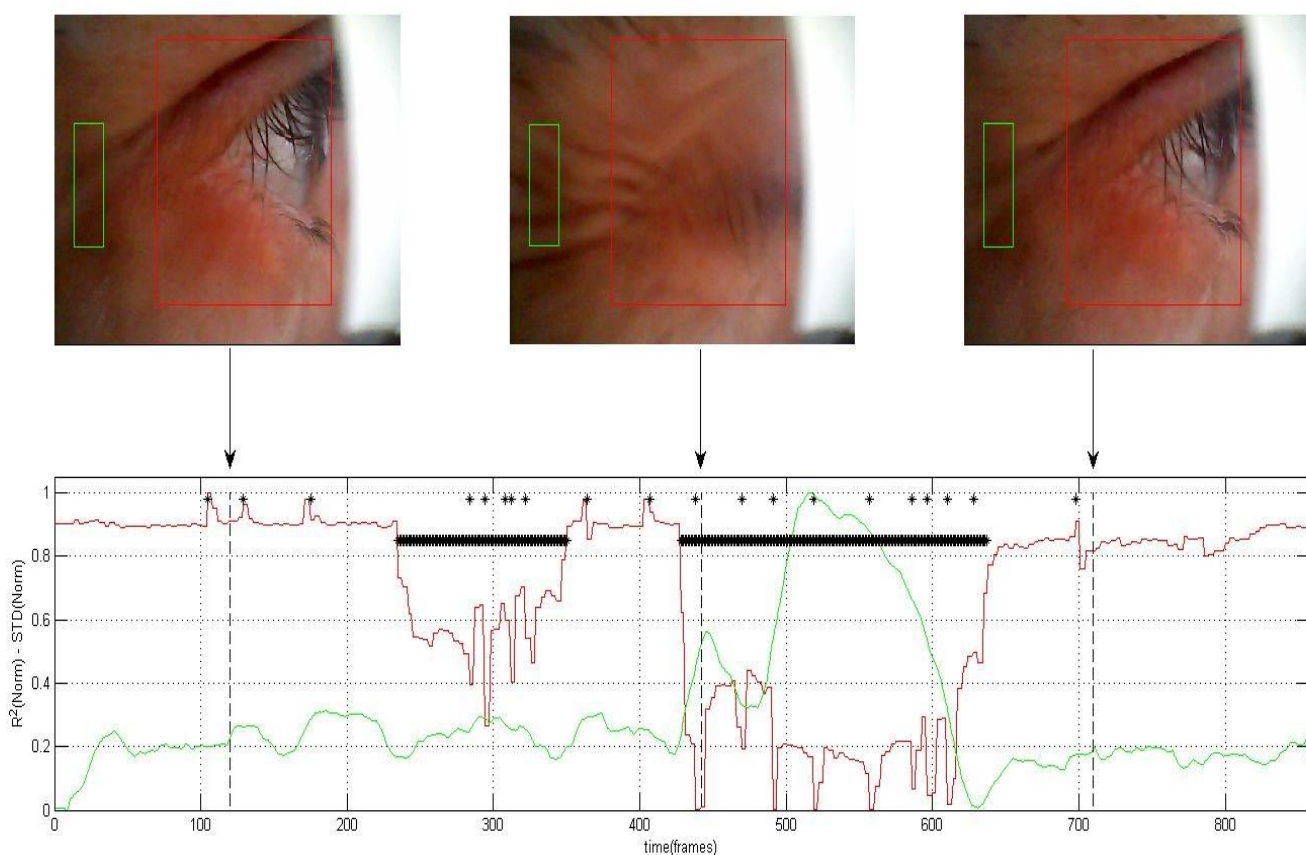
Η ανάλυση είχε ως περιεχόμενο την επιλογή των περιοχών που ενδιέφεραν τον χρήστη και την εξαγωγή δεδομένων απ' αυτές.



**Εικόνα 13:** Οι περιοχές ενδιαφέροντος του χρήστη.



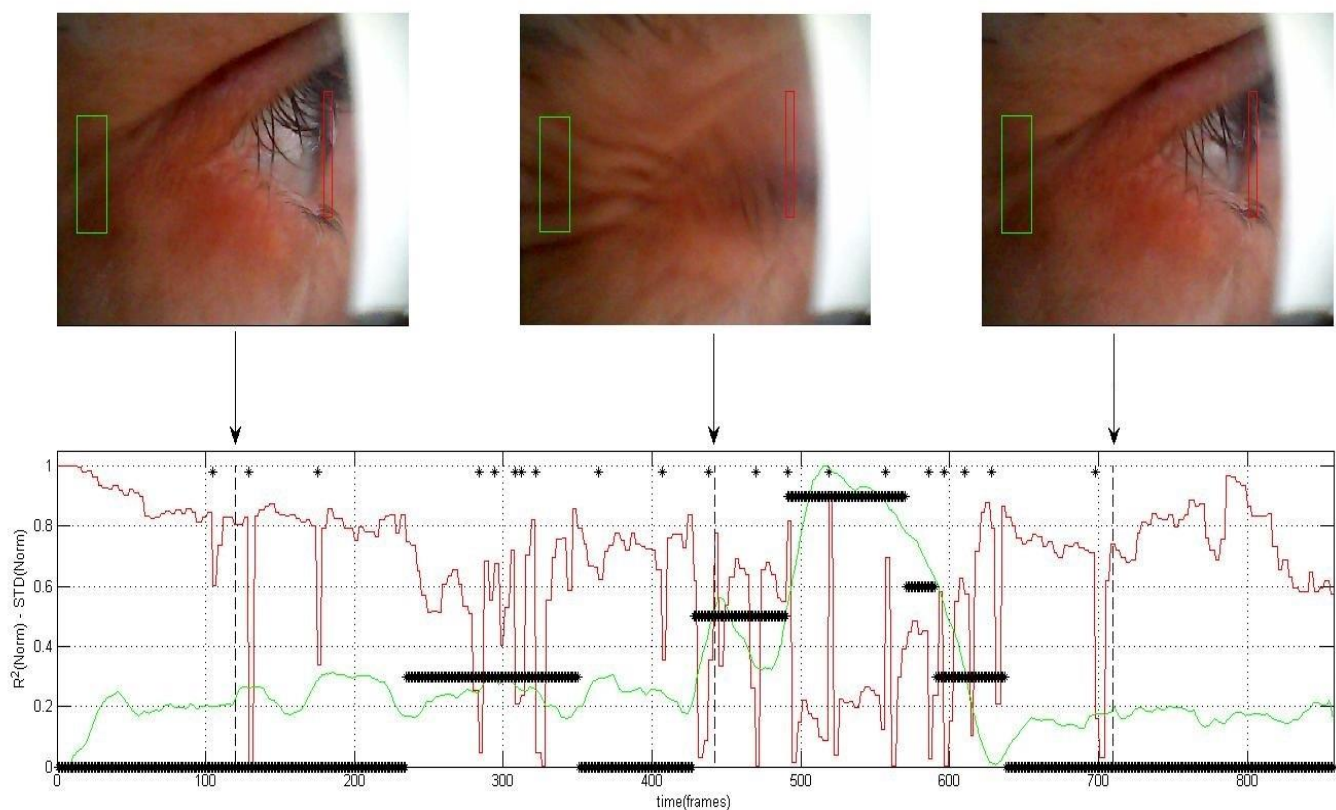
Η περιοχή με το κόκκινο πλαίσιο επιλέχθηκε, διότι περιλαμβάνει πληροφορία για τους βλεφαρισμούς και η περιοχή με το πράσινο πλαίσιο περιλαμβάνει πληροφορία για τις <<ρυτίδες>> που μπορεί να σχηματίζονται όταν το άτομο σφίγγει τα βλέφαρα στην προσπάθεια του να περιορίσει το φως που εισέρχεται στον οφθαλμό. Και για τις δυο περιοχές της κάθε εικόνας του βίντεο, πάρθηκε ο μέσος όρος της κάθε γραμμής απ' τις οποίες αποτελούνται και για τα τρία κανάλια (RGB). Στην συνέχεια, υπολογίστηκε για κάθε περιοχή και για κάθε κανάλι η τυπική απόκλιση (STD) και ο συντελεστής προσδιορισμού ( $R^2$ ). Απ' τα αποτελέσματα, για την περιγραφή της κόκκινης περιοχής επιλέχθηκε το κόκκινο κανάλι και ο συντελεστής προσδιορισμού και για την πράσινη περιοχή το πράσινο κανάλι και η τυπική απόκλιση, στην οποία είχαν εξομαλυνθεί οι κορυφές της (smoothing). Τα πρώτα αποτελέσματα παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα.



**Εικόνα 14:** Τρεις διαφορετικές φάσεις των βλεφάρων. Στην πρώτη εικόνα το άνοιγμα των βλεφάρων είναι το μέγιστο, στην δεύτερη είναι κλειστά τα βλέφαρα και στην τρίτη έχουν το φυσιολογικό τους άνοιγμα. Από κάτω βρίσκεται η γραφική παράσταση της δραστηριότητας των περιοχών που επιλέχθηκαν στην διάρκεια του βίντεο.

Στο παραπάνω γράφημα, με κόκκινο χρώμα είναι η γραφική παράσταση του συντελεστή προσδιορισμού σε κανονικοποιημένη μορφή για το κόκκινο κανάλι, με πράσινο χρώμα είναι η γραφική παράσταση της τυπικής απόκλισης σε κανονικοποιημένη μορφή για το πράσινο κανάλι, οι αστερίσκοι ( \* ) δείχνουν τα frame στα οποία έγιναν βλεφαρισμοί και τοποθετήθηκαν στην συγκεκριμένη περιοχή απ' τον χρήστη, μετά απ' την παρακολούθηση του βίντεο και οι μαύρες γραμμές δείχνουν το εύρος των frame στα οποία υπήρχε σφίξιμο των βλεφάρων. Ορισμένες κορυφές της κόκκινης γραφικής παράστασης ταιριάζουν με την παρουσία βλεφαρισμών ( \* ) και υπάρχει μείωση της τιμής της κατά την διάρκεια του σφίξιματος των βλεφάρων, ενώ για την πράσινη γραφική παράσταση φαίνεται ότι στο πρώτο σφίξιμο των βλεφάρων δεν υπάρχει κάποια διακύμανση, ενώ στην δεύτερο υπάρχει αύξηση της τιμής της.

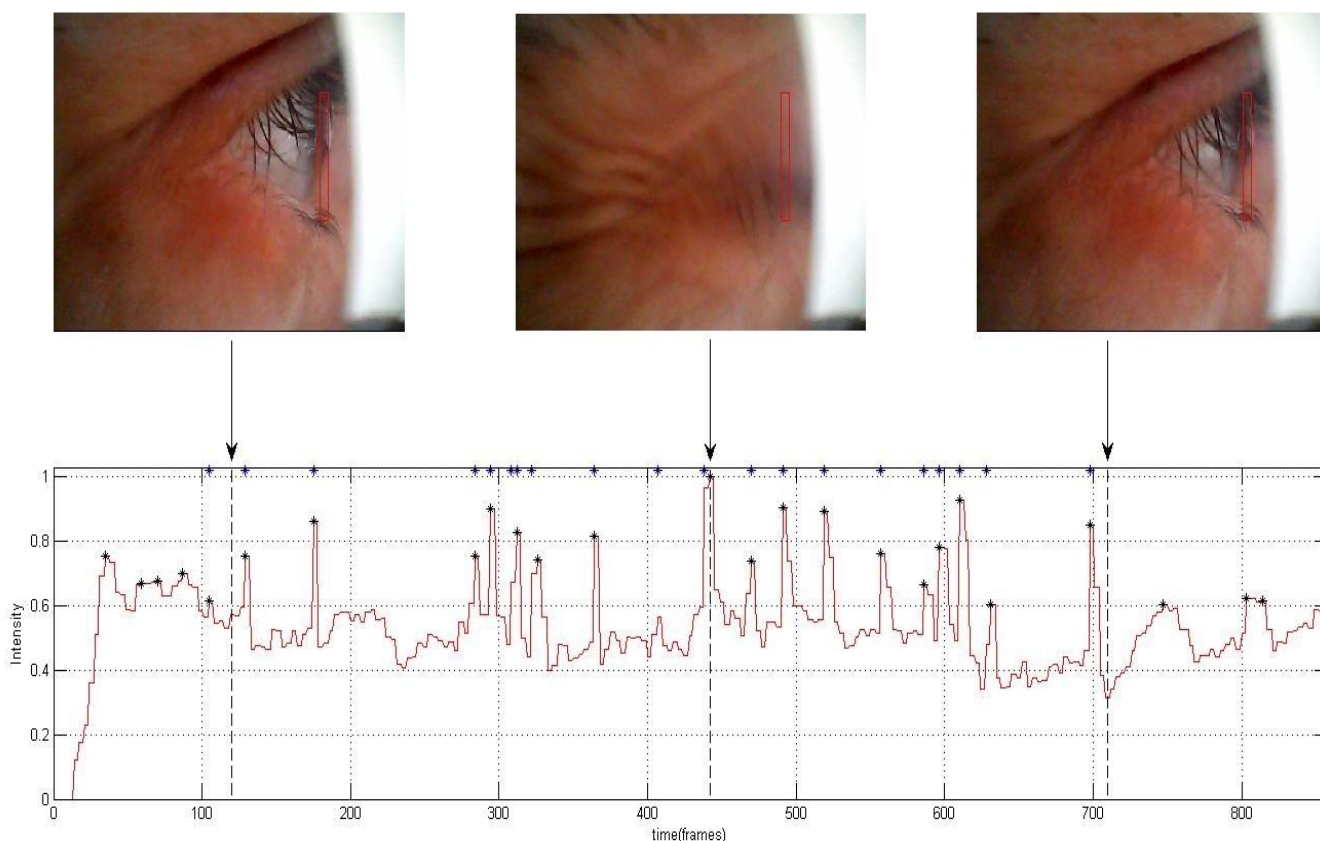
Επειδή τα αποτελέσματα δεν ήταν πολύ ικανοποιητικά, επιλέχθηκε μια μικρότερη κόκκινη περιοχή, η οποία καταλάμβανε την απόσταση του ανοίγματος των βλεφάρων, για να φανεί η διακύμανση των τιμών της συγκεκριμένης περιοχής.



**Εικόνα 15:** Τρεις διαφορετικές φάσεις των βλεφάρων για μικρότερη κόκκινη περιοχή.

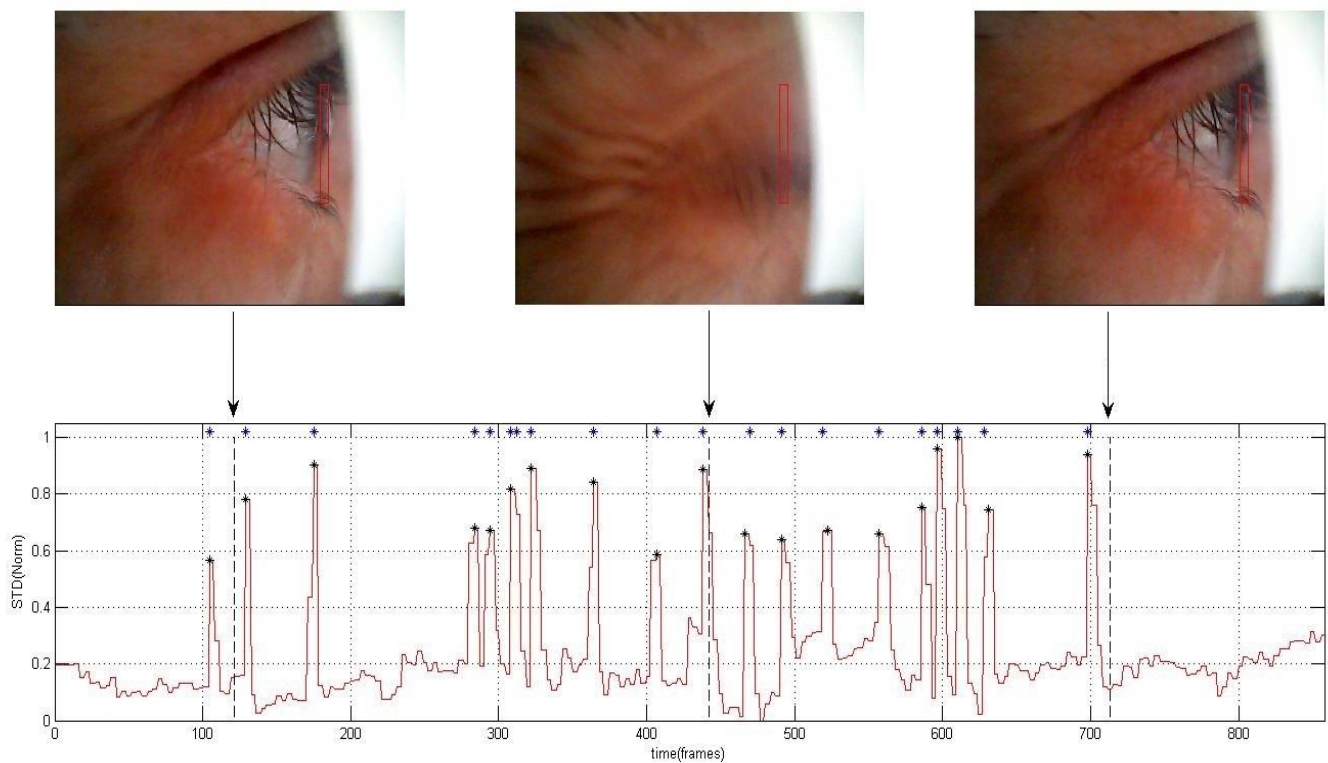
Στο παραπάνω διάγραμμα, οι μαύρες γραμμές έχουν τοποθετηθεί με βάση την υποκειμενική εκτίμηση του χρήστη για το ποσό δυνατά έσφιξε τα βλέφαρα του άτομο του οποίου παρακολουθούνταν ο οφθαλμός. Η πράσινη γραφική παράσταση έχει τα ίδια αποτελέσματα με την προηγούμενη και όσο αφορά την κόκκινη, δεν εξαγονται σαφή συμπεράσματα. Κάποιες κορυφές της συμπίπτουν με την παρουσία βλεφαρισμών ( \* ) και κάποιες άλλες όχι.

Λόγω του ότι η πράσινη περιοχή δεν παρέχει αρκετή πληροφορία για το θάμβος όχλησης, αποφασίστηκε να αφαιρεθεί και να παραμείνει μόνο η κόκκινη προς επεξεργασία. Έτσι, για την κόκκινη περιοχή υπολογίστηκε πρώτα η ένταση για το κόκκινο κανάλι του χώρου που καταλάμβανε και στην συνέχεια η τυπική απόκλιση για το ίδιο κανάλι. Σκοπός ήταν η εξαγωγή συμπερασμάτων για αυτά τα δυο δεδομένα.



**Εικόνα 16:** Η γραφική παράσταση της έντασης για τις τρεις διαφορετικές φάσεις των βλεφάρων.

Στο διάγραμμα που προηγήθηκε, με μπλε αστερίσκο ( \* ) παρουσιάζονται οι βλεφαρισμοί και με μαύρο αστερίσκο ( \* ) οι κορυφές που ανίχνευσε ο αλγόριθμος, δίνοντας του ένα κατώτατο όριο (threshold). Το συμπέρασμα ήταν πως ο αλγόριθμος ανίχνευε περιοχές που δεν αντιστοιχούσαν με βλεφαρισμούς.



**Εικόνα 17:** Η γραφική παράσταση της τυπικής απόκλισης για τις τρεις διαφορετικές φάσεις των βλεφάρων.

Απ' το παραπάνω διάγραμμα γίνεται ξεκάθαρο πως για ένα συγκεκριμένο threshold, της τάξεως του 0,5, ο αλγόριθμος ανιχνεύει τις περιοχές που αντιστοιχούν σε βλεφαρισμούς που εντοπίστηκαν κατά την διάρκεια παρακολούθησης του βίντεο.

Όμως, αυτό δεν συνέβαινε σε όλα τα βίντεο και επειδή χρειαζόνταν πιο αξιόπιστοι δείκτες για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης, η μελέτη κατέληξε να έχει τα χαρακτηριστικά που ακολουθούν.

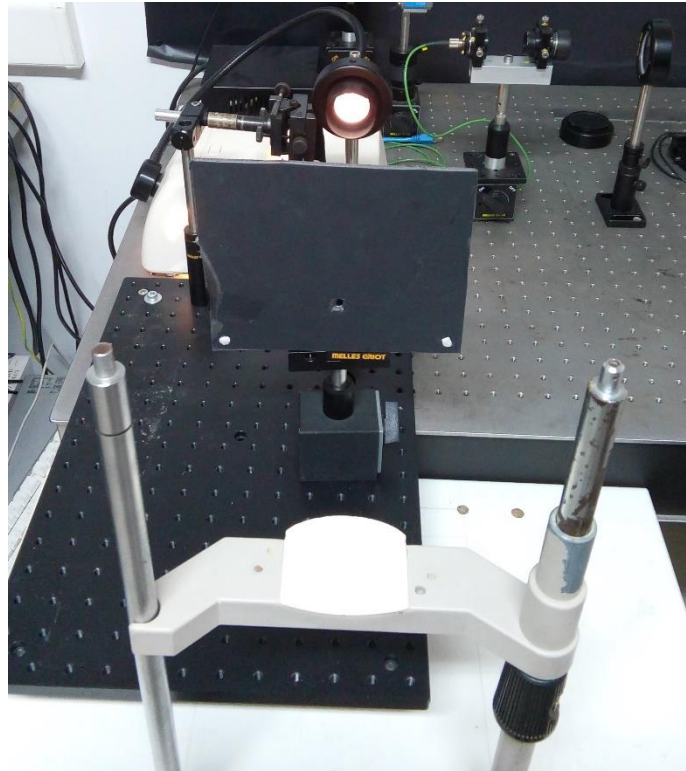


### 2.1.3 Τελική Διάταξη, Μέθοδος και Συμμετέχοντες

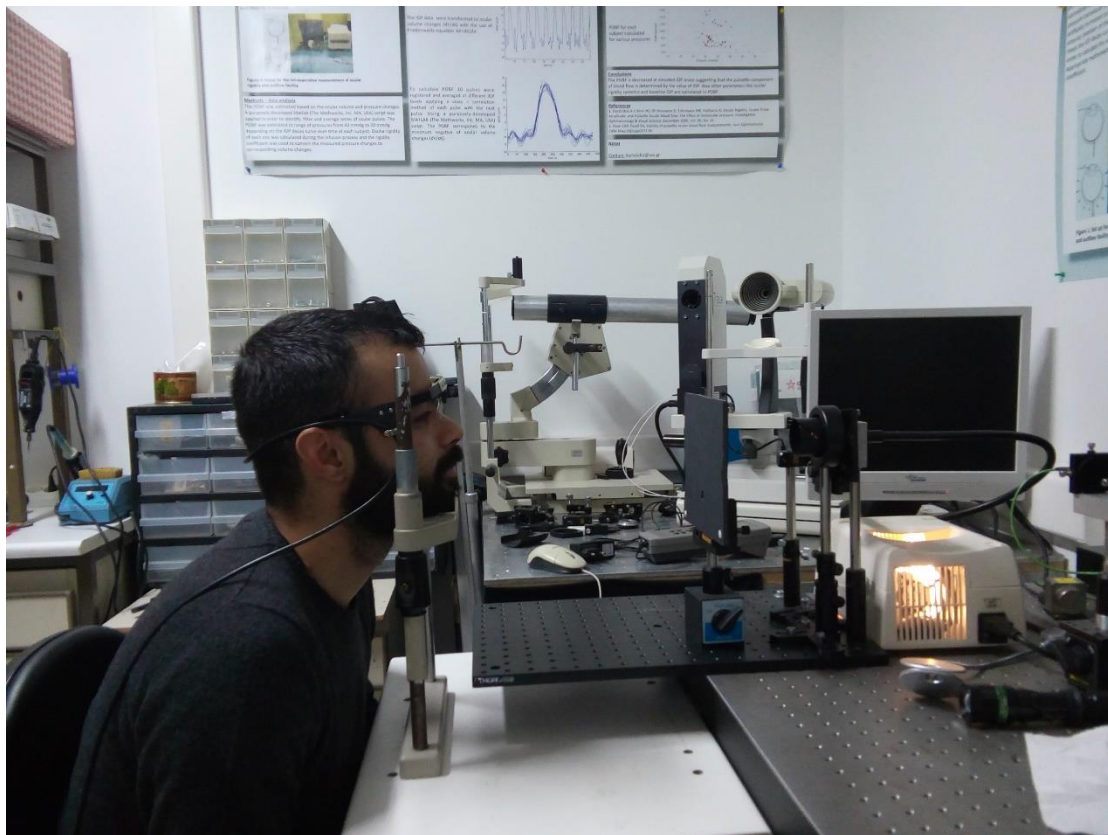
Στην τελική μελέτη έλαβαν μέρος 10 άτομα ηλικίας από 19 έως 39 χρόνων με καλή οπτική οξύτητα και χωρίς την χρήση γυαλιών. Οι συμμετέχοντες ήταν εθελοντές, οι οποίοι είχαν ενημερωθεί για την διαδικασία του πειράματος. Το πείραμα πραγματοποιήθηκε σε χώρο εργαστηρίου. Τα άτομα κατά την διάρκεια του πειράματος ήταν καθιστοί, με τοποθετημένο το πιγούνι τους στην σωστή θέση προκειμένου να διατηρείται σταθερό το κεφάλι, ήταν προσηλωμένα σε ένα σταθερό σημείο και φορούσαν ένα σκελετό γυαλιών, ο οποίος περιλάμβανε μία USB κάμερα ανάλυσης 640x480, με μέγιστο ρυθμό καρτέ 25 fps, που παρακολουθούσε και κατέγραφε κροταφικά την δραστηριότητα του αριστερού οφθαλμού. Η ανάλυση που χρησιμοποιήθηκε ήταν 320x240, για μεγαλύτερη ταχύτητα. Τα βλέφαρα ήταν βαμμένα με ειδικό μπλε χρώμα. Μπροστά τους ήταν τοποθετημένο ένα εμπόδιο, το οποίο απομακρυνόταν με την βοήθεια του εξεταστή κατά την εκκίνηση της κάθε μέτρησης και επανερχόταν με το πέρας της μέτρησης. Πίσω απ' το εμπόδιο και σε απόσταση 50 cm απ' τον εξεταζόμενο βρισκόταν η φωτεινή πηγή και πιο συγκεκριμένα μια λάμπα αλογόνου των 100 Watt, μπροστά απ' την οποία ήταν ένας συγκεντρωτικός φακός. Η όψη του σκελετού των γυαλιών, της φωτεινής πηγής και της διάταξης που προαναφέρθηκε ακολουθεί παρακάτω.



**Εικόνα 18:** Ο σκελετός των γυαλιών με την ενσωματωμένη κάμερα.

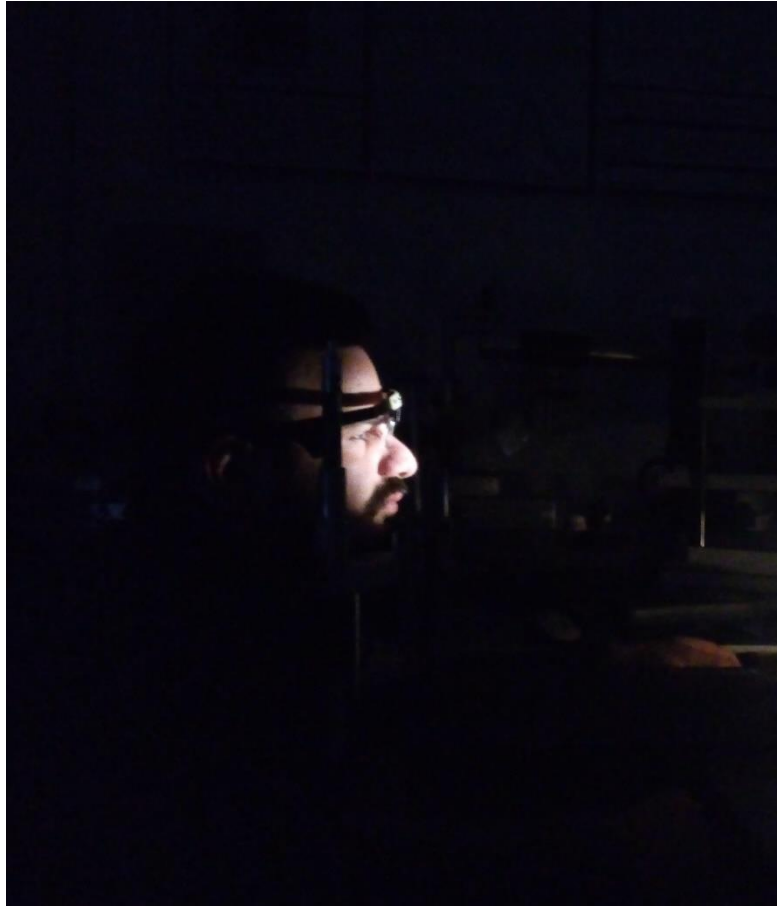


**Εικόνα 19:** Η φωτεινή πηγή και ο συγκεντρωτικός φακός.



**Εικόνα 20:** Η διάταξη του πειράματος.

Η μέγιστη ένταση του φωτός της πηγής ήταν συγκεντρωμένη στο επίπεδο των οφθαλμών των συμμετεχόντων, απ' τον φακό και ο έλεγχος της έντασης της γινόταν μέσω ενός φωτόμετρου.



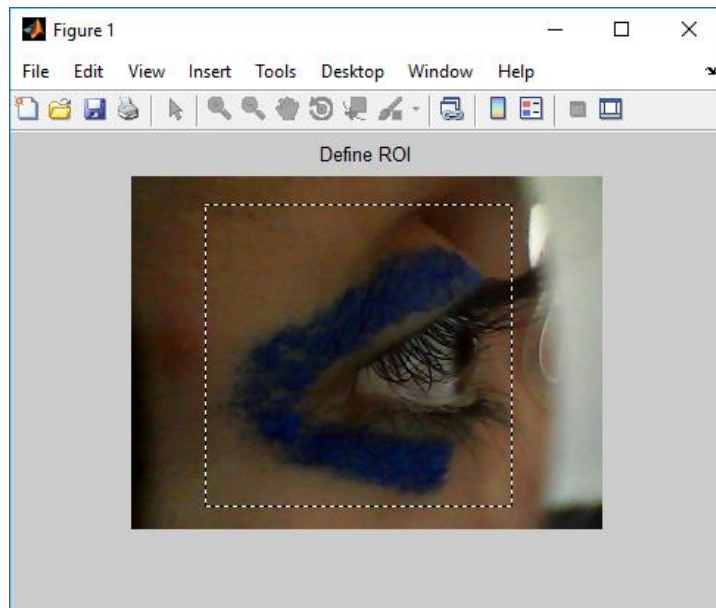
**Εικόνα 21:** Το φως της πηγής στο επίπεδο των οφθαλμών.



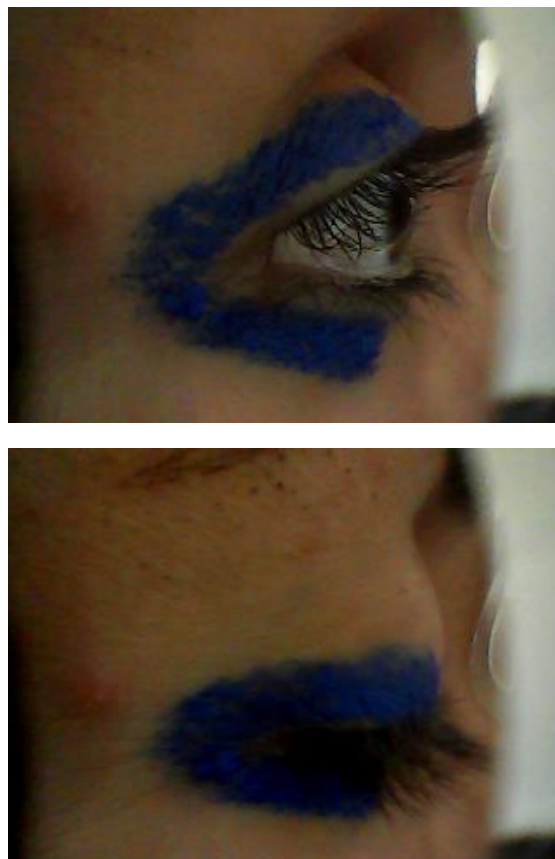


**Εικόνα 22:** Το φωτόμετρο.

Η κάμερα που προαναφέρθηκε ήταν συνδεδεμένη σε έναν φορητό υπολογιστή. Η καταγραφή και στην συνέχεια η ανάλυση των βίντεο έγινε από έναν αλγόριθμο που δημιουργήθηκε μέσω του προγράμματος MATLAB. Ο αλγόριθμος περιλαμβάνει κάποια συγκεκριμένα βήματα. Αρχικά, ο χρήστης καταχωρεί το όνομα του συμμετέχοντα και δημιουργείται ο φάκελος του. Έπειτα, επιλέγεται απ' τον χρήστη η περιοχή ενδιαφέροντος του, απ' την περιοχή του οφθαλμού που καταγράφεται. Όπως έγινε γνωστό και παραπάνω, τα βλέφαρα ήταν βαμμένα με μπλε χρώμα, διότι ο αλγόριθμος έχει εξειδίκευση στην ανίχνευση πληροφοριών του μπλε φάσματος και αυτό είχε ως συνέπεια την απομόνωση των βλεφάρων απ' το υπόλοιπο περιβάλλον. Στην συνέχεια, γίνεται το καλιμπράρισμα, δηλαδή ζητείται στον εξεταζόμενο να ανοίξει μέγιστα τα βλέφαρα του και αποθηκεύεται η συγκεκριμένη εικόνα, όπως επίσης να κλείσει τα βλέφαρα του και πάλι αποθηκεύεται. Αυτό συμβαίνει για να οριοθετηθεί η μέγιστη και η ελάχιστη απόσταση των βλεφάρων, ώστε να μην ληφθούν υπόψιν απ' τον αλγόριθμο περιοχές εκτός αυτών των ορίων. Αυτά πραγματοποιήθηκαν στον φωτισμό της αίθουσας του εργαστηρίου. Εφόσον έχουν συμβεί τα παραπάνω, το άτομο μένει για λίγα λεπτά στο σκοτάδι και ξεκινάει η καταγραφή των βίντεο.

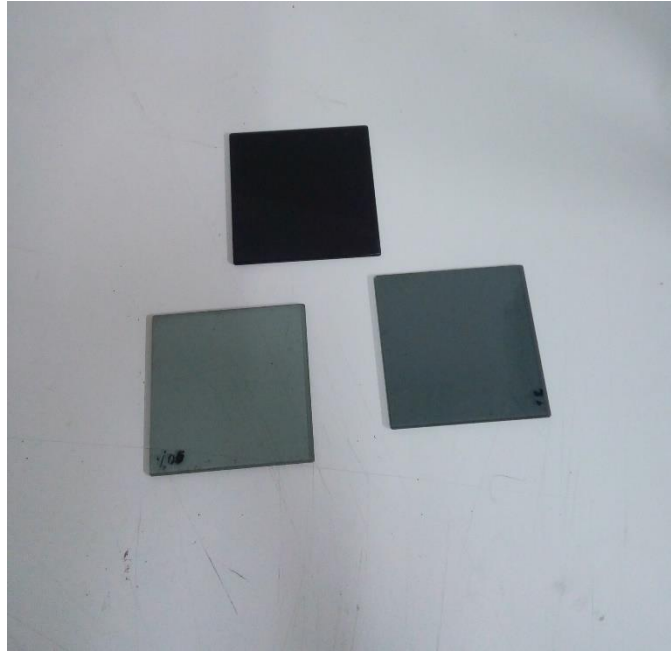


**Εικόνα 23:** Η επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος.



**Εικόνα 24:** Η μέγιστη και η ελάχιστη απόσταση των βλεφάρων.

Έγιναν συνολικά πέντε μετρήσεις σε κάθε εξεταζόμενο, αρά καταγράφηκαν και πέντε βίντεο, με διάρκεια ενός λεπτού και ανάμεσα στις μετρήσεις υπήρχε ένα λεπτό στο σκοτάδι. Οι μετρήσεις ήταν στα 250, 500, 2000, 3000 και 6000 lux. Η αλλαγή της έντασης της φωτεινότητας της πηγής γινόταν μέσω ειδικών φίλτρων.

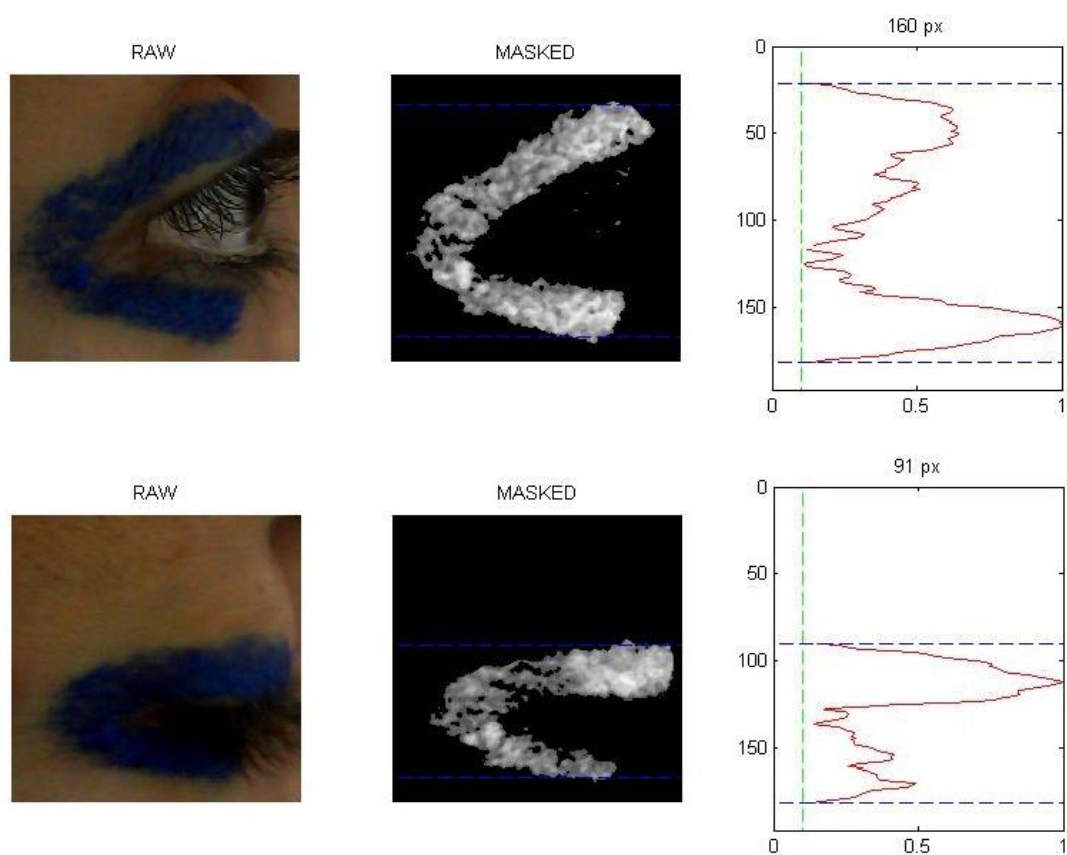


**Εικόνα 25:** Τα φίλτρα.

Με το πέρας της κάθε μέτρησης, ο χρήστης ζητάει απ' τον εξεταζόμενο να κάνει μια υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης που δέχτηκε απ' την φωτεινή πηγή, με κλίμακα απ' το 0 μέχρι το 10, όπου το 0 αντιστοιχεί στην μη ενόχληση και το 10 στην μέγιστη ενόχληση και καταγραφεί την απάντησή του. Ο εξεταζόμενος έχει πληροφορηθεί εκ των προτέρων ποια είναι η μέγιστη και η ελάχιστη ένταση της πηγής.

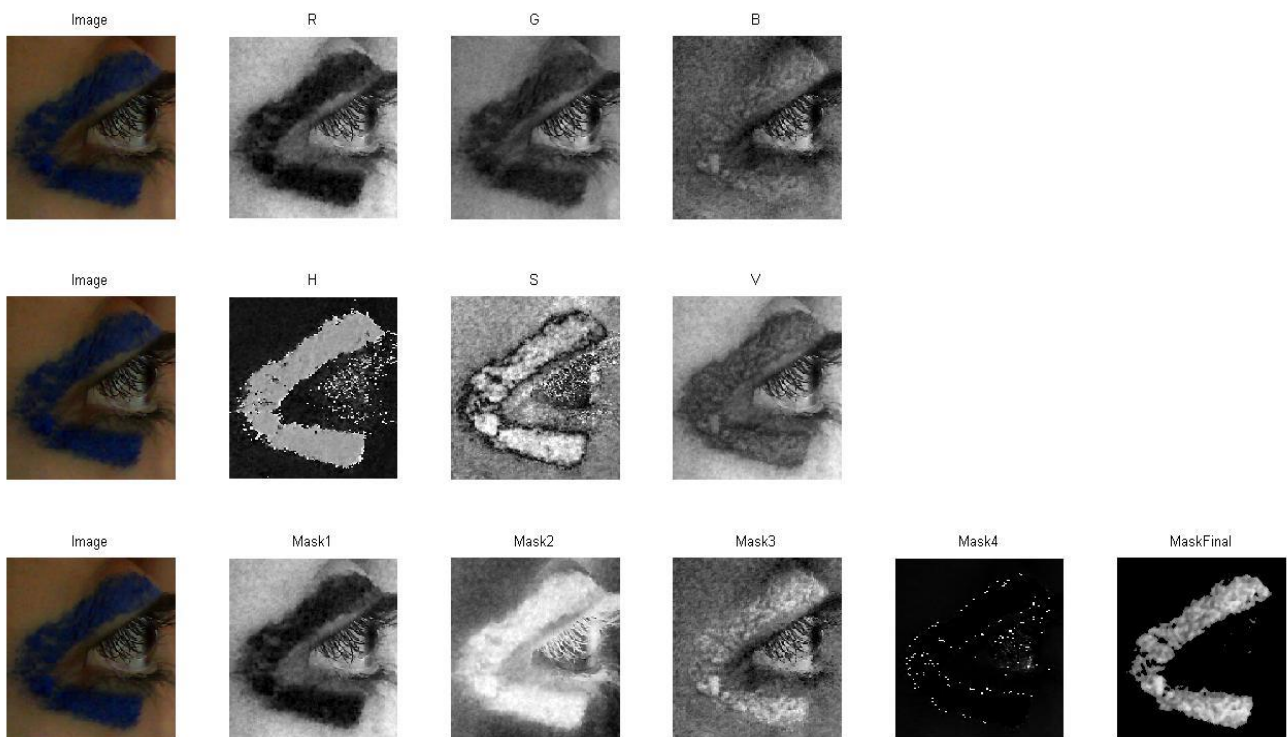
## 2.1.4 Μέθοδος Ανάλυσης

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η ανάλυση των καταγράφων γίνεται απ' τον αλγόριθμο του προγράμματος MATLAB. Μετά το τέλος των μετρήσεων, δημιουργείται ένα αρχείο με όνομα Calib.mat, το οποίο περιλαμβάνει πληροφορίες για τον εξεταζόμενο, όπως το όνομα του, το μέγιστο και το ελάχιστο άνοιγμα των βλεφάρων και άλλες λεπτομέρειες. Ο αλγόριθμος παρέχει την δυνατότητα να αλλάξει η περιοχή ενδιαφέροντος που έχει επιλεγεί απ' τον χρήστη και μετά το τέλος των μετρήσεων, απλά επιλέγοντας το αρχείο που έχει δημιουργηθεί. Το επόμενο βήμα του αλγόριθμου είναι η επιβεβαίωση του καλιμπραρίσματος. Στο βήμα αυτό, γίνεται η διόρθωση, εάν χρειάζεται, λεπτομερειών των εικόνων που αφορούν τη μέγιστη και ελάχιστη απόσταση των βλεφάρων, επιλέγοντας και πάλι το αρχείο και θέτοντας και ένα κατώτατο όριο (threshold) για την απαλοιφή άχρηστων πληροφοριών.

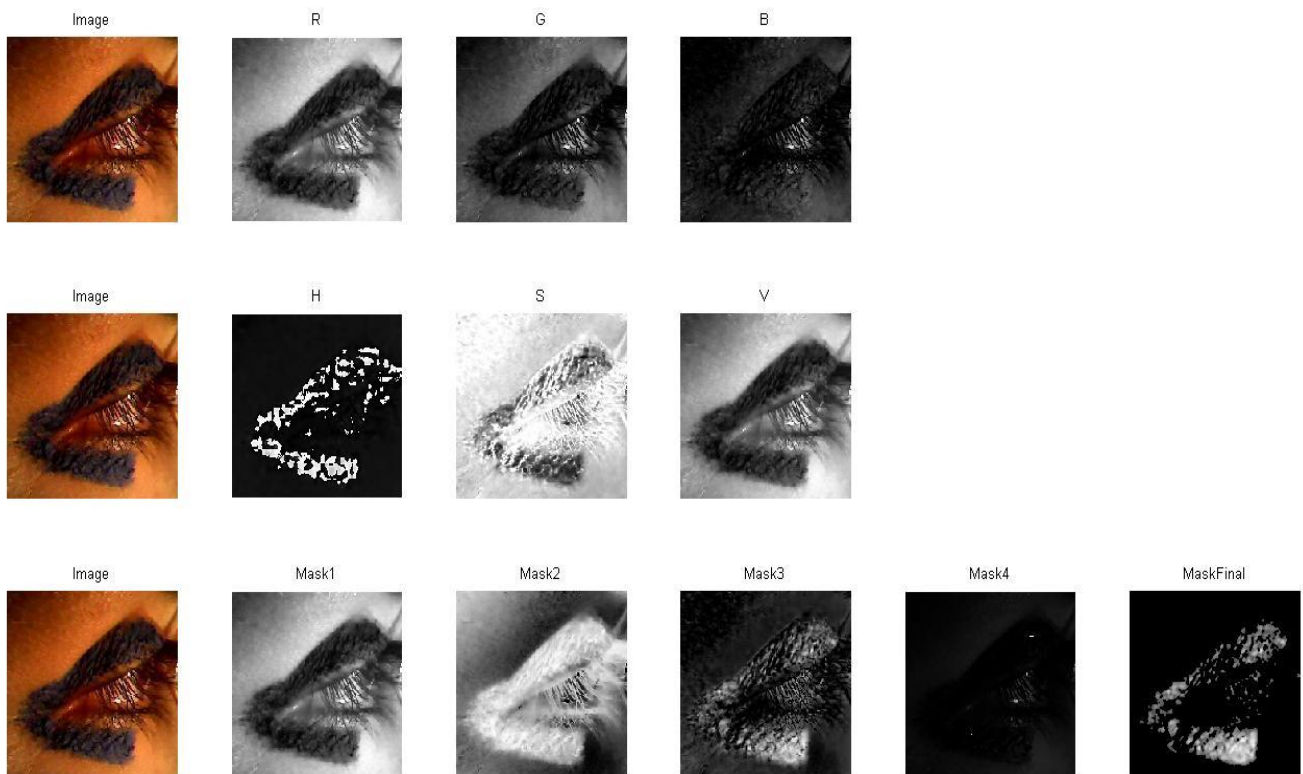


**Εικόνα 26:** Τα δεδομένα που εξάγονται για την επιβεβαίωση του καλιμπραρίσματος. Στην πρώτη στήλη φαίνεται η μέγιστη και ελάχιστη απόσταση των βλεφάρων, στην δεύτερη στήλη το φιλτράρισμα των εικόνων της πρώτης στήλης και στην τρίτη φαίνεται ο μέσος όρος της κάθε γραμμής των φιλτραρισμένων εικόνων. Η πράσινη διακεκομμένη γραμμή δείχνει το threshold που έχει δοθεί απ' τον χρήστη.

Η παραπάνω εικόνα αποτελείται από τρεις στήλες. Η πρώτη στήλη περιλαμβάνει τις εικόνες που πληροφορούν για τη μέγιστη και ελάχιστη απόσταση των βλεφάρων της περιοχής που έχει επιλεγεί. Η δεύτερη στήλη αποτελείται απ' το φιλτράρισμα των προηγούμενων εικόνων. Οι φιλτραρισμένες εικόνες προέκυψαν ώστε να απομονωθούν οι περιοχές που βάφτηκαν, δηλαδή τα βλέφαρα. Έγιναν αρκετές δοκιμές σε όλες τις φωτεινότητες για την εύρεση της κατάλληλης φιλτραρισμένης εικόνας. Οι εικόνες που ακολουθούν θα το επιβεβαιώσουν.

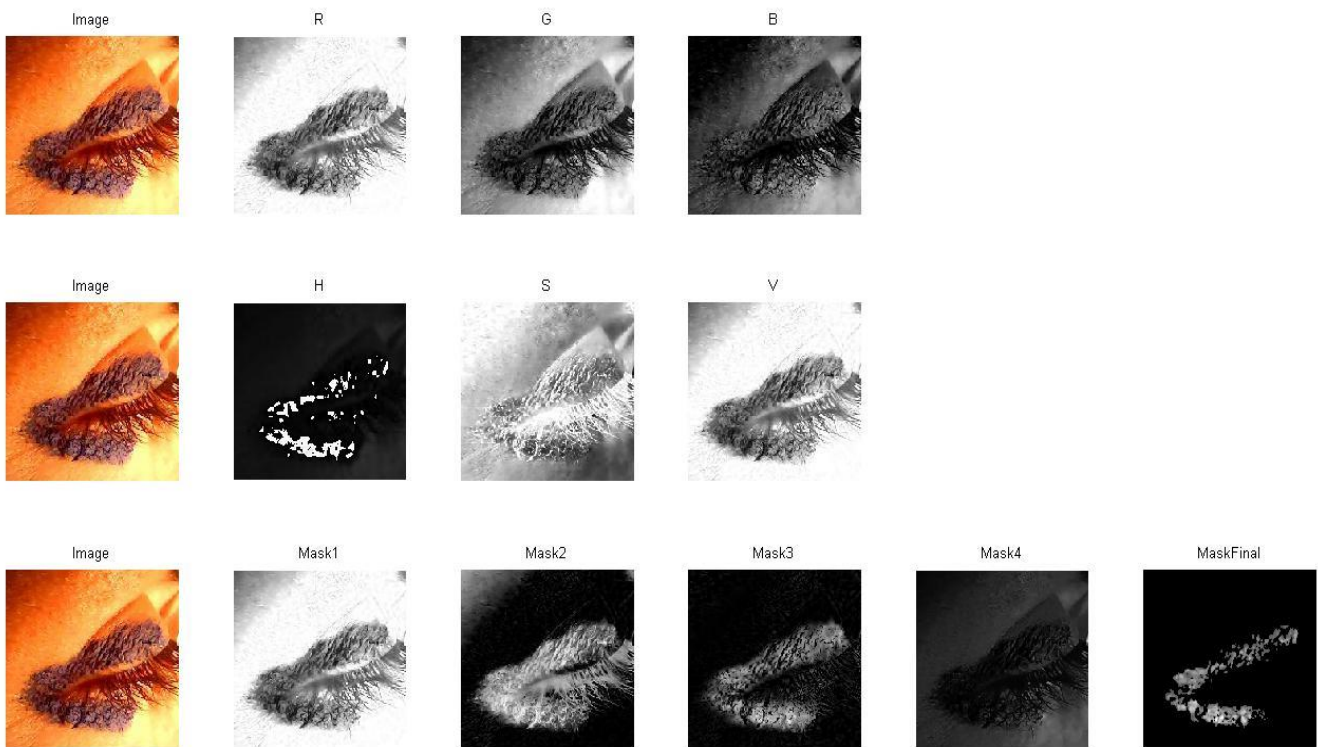


**Εικόνα 27:** Τα διαφορετικά φιλτραρίσματα της εικόνας στον φωτισμό της αίθουσας του εργαστηρίου.



**Εικόνα 28:** Τα διαφορετικά φιλτραρίσματα της εικόνας στα 250 lux.



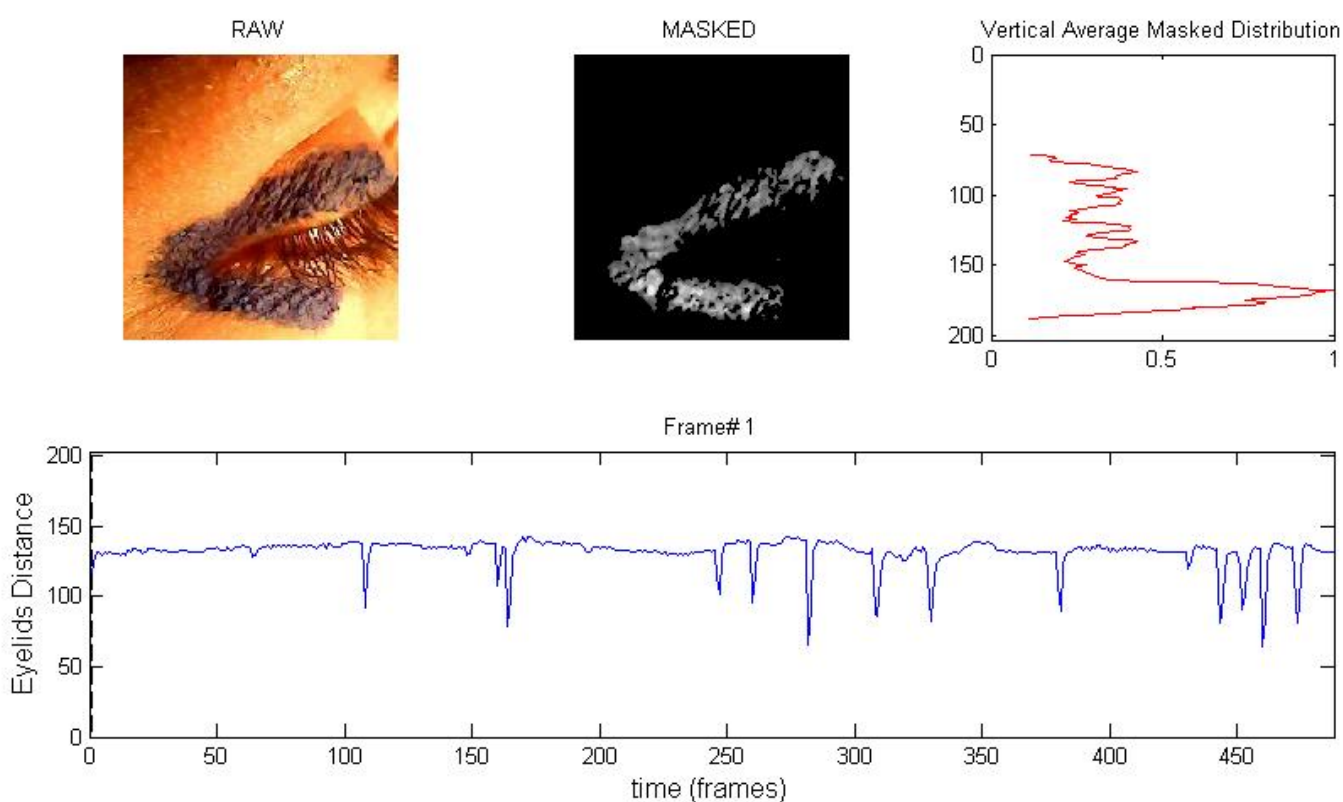


**Εικόνα 29:** Τα διαφορετικά φιλτραρίσματα της εικόνας στα 6000 lux.

Το RGB, δηλαδή τα αρχικά των Red, Green και Blue είναι ένα μοντέλο στο οποίο κάθε χρώμα μπορεί να παρασταθεί με μια τριάδα αριθμών και τιμές από 0 έως 255. Απ' την άλλη, το HSV περιγράφει τα χρώματα με τρόπο παρόμοιο με εκείνον που τα αντιλαμβάνεται ο ανθρώπινος οφθαλμός. Το όνομα του προέκυψε απ' τα αρχικά των Hue, Saturation και Value, δηλαδή απόχρωση, κορεσμός και αξία. Όλα τα Masks, αποτελούν επεξεργασία των εικόνων των RGB και HSV, μέσω του αλγορίθμου. Συγκεκριμένα, μόνο το Mask1 είναι ίδιο με την εικόνα R (Red). Το Mask2 είναι το αποτέλεσμα της αφαίρεσης του  $255-R$ . Το 255 είναι η τιμή χρώματος της εικόνας. Ο αριθμός που προέκυψε απ' την αφαίρεση πολλαπλασιάζεται με το B (Blue) και προκύπτει το Mask3. Η εικόνα Mask4 ισούται με  $(1/S) \cdot R^2$ , όπου S είναι η εικόνα με όνομα S και R είναι η εικόνα R. Για την εξαγωγή του MaskFinal πάρθηκε ο μέσος όρος του μέσου όρου της R εικόνας, πολλαπλασιαζόμενος με τον μέσο όρο του μέσου όρου της B εικόνας και όλο αυτό υψωμένο στο τετράγωνο. Το αποτέλεσμα πολλαπλασιάζεται με το  $(255-R) \cdot B$ , δηλαδή με το Mask3. Απ' αυτό που προκύπτει απ' την παραπάνω διαδικασία αφαιρείται η ποσότητα  $(1/S) \cdot R^2$ . Τέλος, με την χρήση εντολής φιλτραρίσματος στην MATLAB, προκύπτει το MaskFinal. Απ' όλα τα

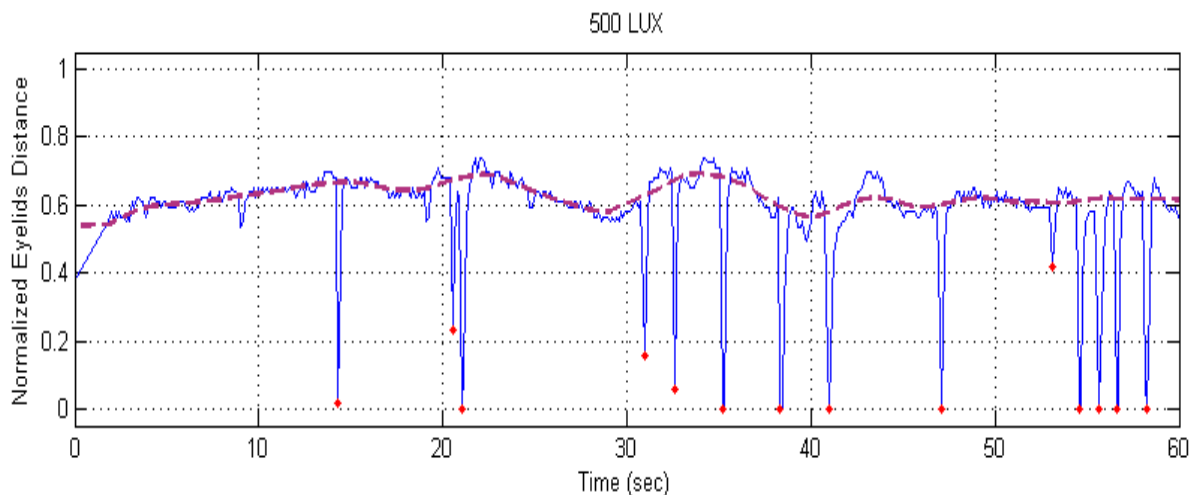
παραπάνω εξάγεται το συμπέρασμα πως το MaskFinal είναι η κατάλληλα φιλτραρισμένη εικόνα ώστε να απεικονιστούν τα βλέφαρα, διότι σε όλες τις φωτεινότητες και απ' όλες τις άλλες εικόνες, είναι η μοναδική που παρέχει μονάχα πληροφορία για τα βλέφαρα. Η τρίτη στήλη της εικόνας που εξάγεται απ' το καλιμπράρισμα περιλαμβάνει την γραφική παράσταση της φιλτραρισμένης εικόνας, η οποία προέκυψε παίρνοντας τον μέσο όρο από κάθε γραμμή απ' την οποία αποτελείται η εικόνα. Οι τιμές του κάθετου άξονα αφορούν τα pixels της εικόνας. Η πράσινη διακεκομμένη γραμμή εκφράζει το κατώτατο όριο που έχει δοθεί. Οι μπλε γραμμές εκφράζουν τα όρια του πάνω και του κάτω βλεφαρού. Οι τιμές πάνω απ' τις εικόνες προέκυψαν απ' την αφαίρεση της μπλε γραμμής με την μικρότερη τιμή απ' αυτήν με την μεγαλύτερη και τα αποτελέσματα είναι σε pixels. Με αυτήν την διαδικασία θα προκύψουν οι γραφικές παραστάσεις για τις μετρήσεις που έγιναν.

Σειρά τώρα έχει η εξαγωγή των γραφικών παραστάσεων των μετρήσεων. Αρχικά, ο χρήστης επιλέγει το βίντεο που θέλει να αναλύσει. Αφού θέσει το threshold της αρεσκείας του και αποφασίσει εάν θέλει να παρακολουθήσει την διαδικασία σχεδιασμού της γραφικής παράστασής ή να εμφανιστούν αμέσως τα αποτελέσματα, προκύπτουν δυο δεδομένα. Ένα παράδειγμα απ' τα δεδομένα που προκύπτουν ακολουθεί παρακάτω.



**Εικόνα 30:** Τα δεδομένα ενός εξεταζόμενου και η γραφική παράσταση για την μέτρηση στα 500 lux.





**Εικόνα 31:** Η κανονικοποιημένη γραφική παράσταση για την μέτρηση στα 500 lux.

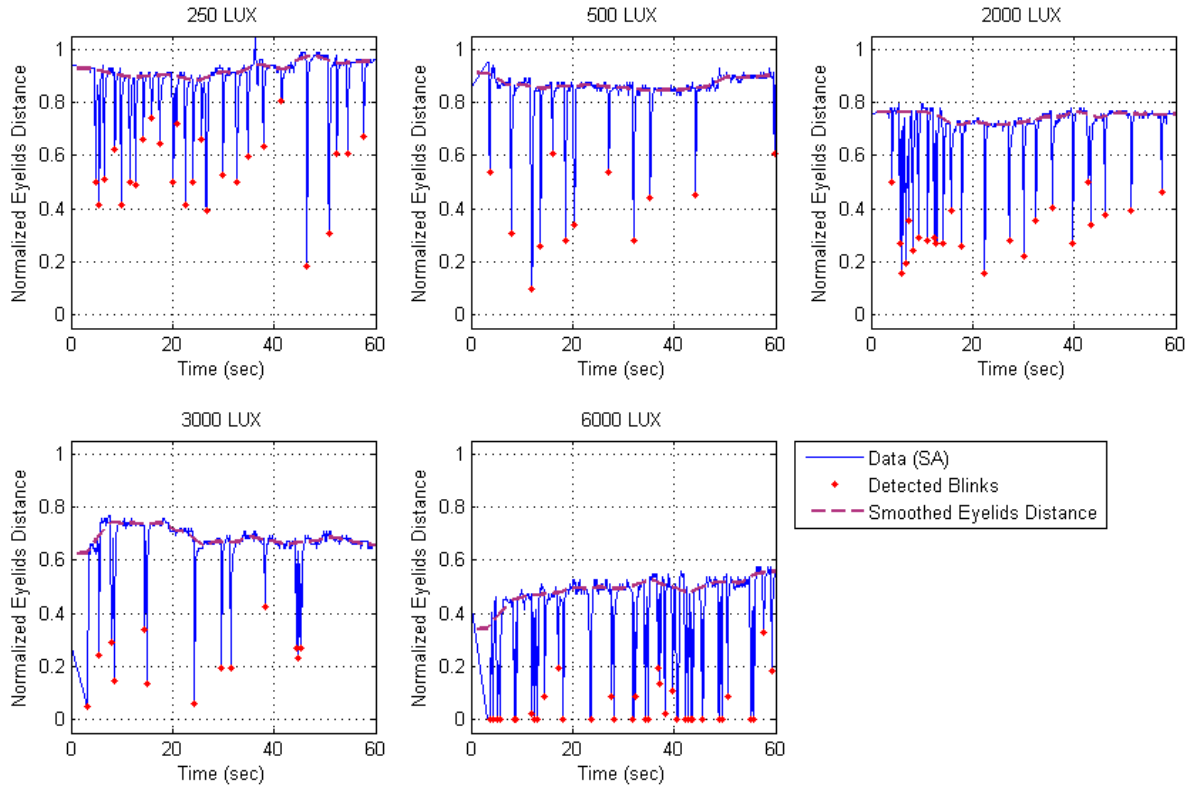
Η γραφική παράσταση της εικόνας 30 παρουσιάζει την απόσταση των βλεφάρων κατά την διάρκεια της καταγραφής. Ο κάθετος άξονας είναι σε pixel και ο οριζόντιος σε frame. Η εικόνα 31 προέκυψε κανονικοποιώντας την γραφική παράσταση της εικόνας 30 ως προς το μέγιστο και το ελάχιστο άνοιγμα των βλεφάρων. Ο κάθετος άξονας περιλαμβάνει τιμές απ' το 0 έως το 1 και ο οριζόντιος άξονας αναφέρετε στο ένα λεπτό που ήταν ο χρόνος καταγραφής του βίντεο. Οι κόκκινες κουκίδες ( . ) συμβολίζουν τα ελάχιστα της γραφικής παράστασης που ανίχνευσε ο αλγόριθμος, δηλαδή τα σημεία όπου ήταν κλειστά τα βλέφαρα, δεδομένου του threshold που έθεσε ο χρήστης. Η μωβ διακεκομμένη γραμμή αποτελεί μια ομαλοποίηση (smoothing) της γραφικής παράστασης και συμβολίζει την απόσταση μεταξύ των βλεφάρων, έχοντας αφαιρέσει δηλαδή τα μέγιστα και τα ελάχιστα του γραφήματος.

Μόλις γίνει η συλλογή όλων των γραφικών παραστάσεων του εξεταζόμενου και για τις πέντε μετρήσεις, ακολουθεί η ομαδική παρουσίαση τους, μαζί με άλλα τρία γραφήματα, τα οποία περιλαμβάνουν τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που ανίχνευσε ο αλγόριθμος, την κανονικοποιημένη απόσταση μεταξύ των βλεφάρων και την υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης του εξεταζόμενου, σε σχέση με την φωτεινότητα σε λογαριθμική κλίμακα στο επίπεδο του κερατοειδή. Έγινε χρήση της λογαριθμικής κλίμακας, διότι παρατηρήθηκε πως τα αποτελέσματα μεταβάλλονται γραμμικά με τον λογάριθμο της φωτεινότητας του ερεθίσματος, όπως έχει αποδειχθεί και σε ερευνά του Murray το 1998<sup>48</sup>.

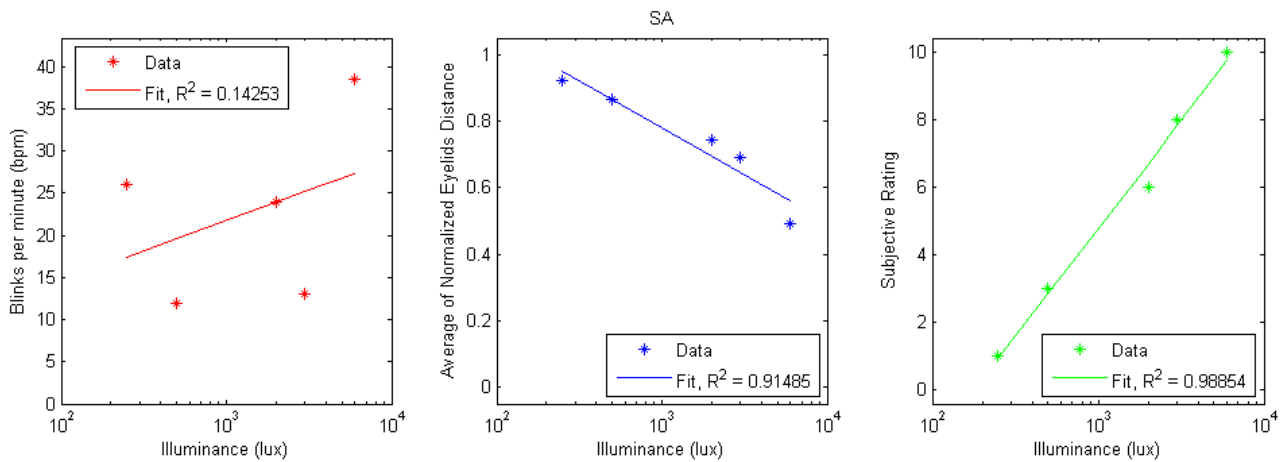
Τα αποτελέσματα και των δέκα συμμετεχόντων παρουσιάζονται στην συνέχεια.

## 2.1.5 Αποτελέσματα

### 1<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



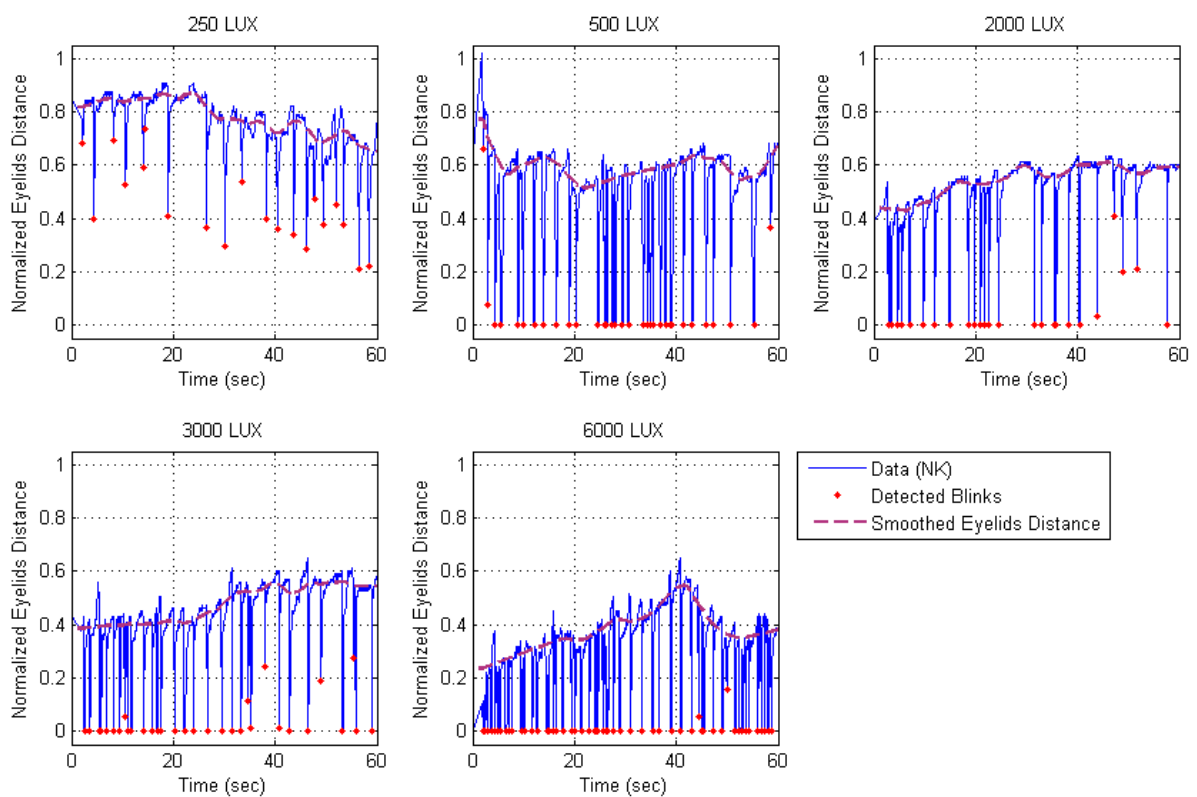
Εικόνα 32: Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



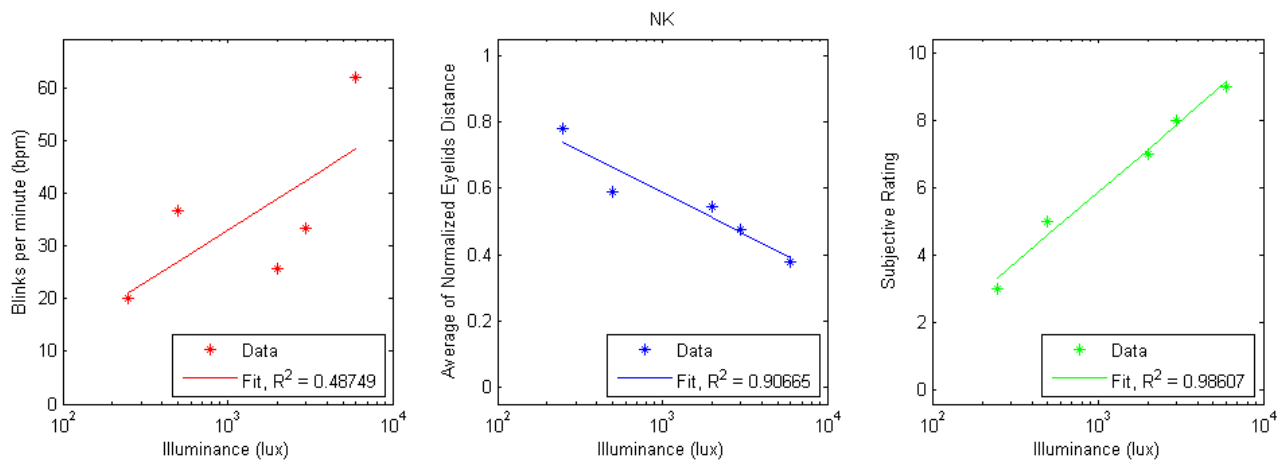
Εικόνα 33: α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Απ' τα αποτελέσματα του πρώτου εξεταζόμενου προκύπτει ότι η τιμή της γραφικής παράστασης που αναφέρεται στην απόσταση των βλεφάρων μειώνεται με την αύξηση της φωτεινότητας. Επίσης, παρατηρείται αύξηση του πλήθους των βλεφαρισμών στην μέτρηση των 6000 lux. Στα υπόλοιπα γραφήματα, ο συντελεστής προσδιορισμού ( $R^2$ ) λαμβάνει αρκετά ικανοποιητικές τιμές, άρα καλή προσαρμογή της ευθείας στα σημεία, εκτός απ' την περίπτωση των βλεφαρισμών ανά λεπτό.

## 2<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



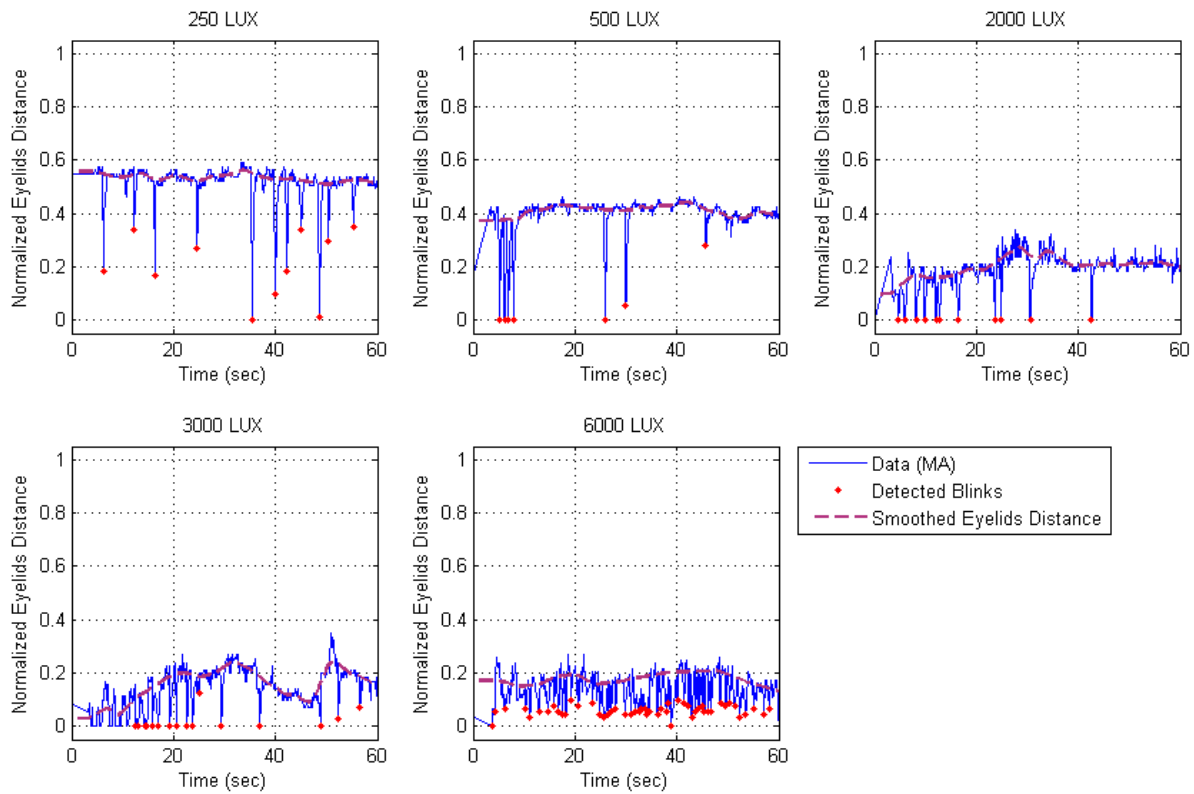
**Εικόνα 34:** Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



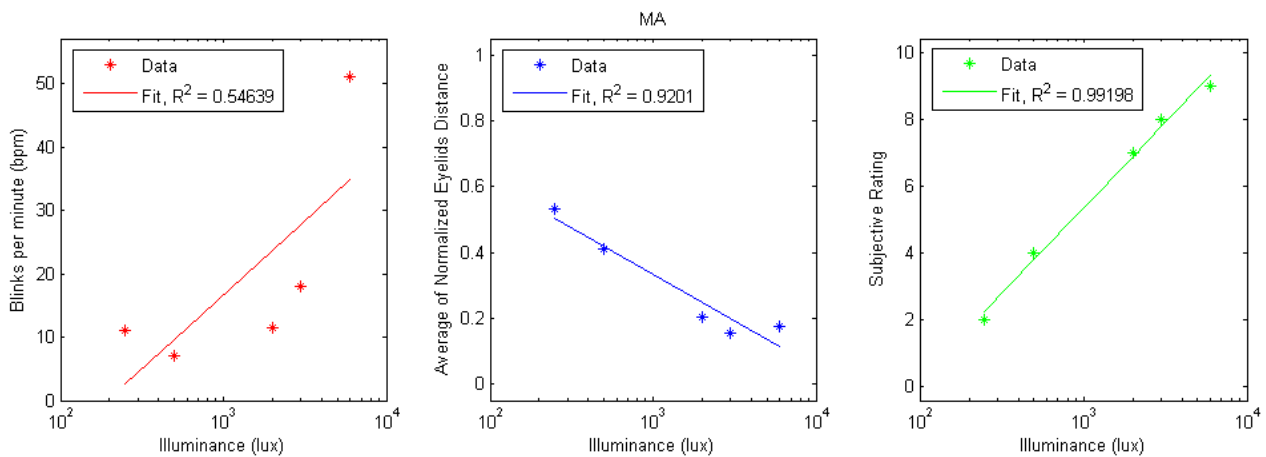
**Εικόνα 35:** α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Παρόμοια αποτελέσματα και στον δεύτερο εξεταζόμενο. Αρχικά, μείωση της τιμής της γραφικής παράστασης όσο αυξάνεται η φωτεινότητα, με αύξηση των βλεφαρισμών στα 6000 lux και στην συνέχεια, υψηλή τιμή του  $R^2$ , εκτός απ' το γράφημα των βλεφαρισμών.

### 3<sup>ος</sup> Εξαζόμενος



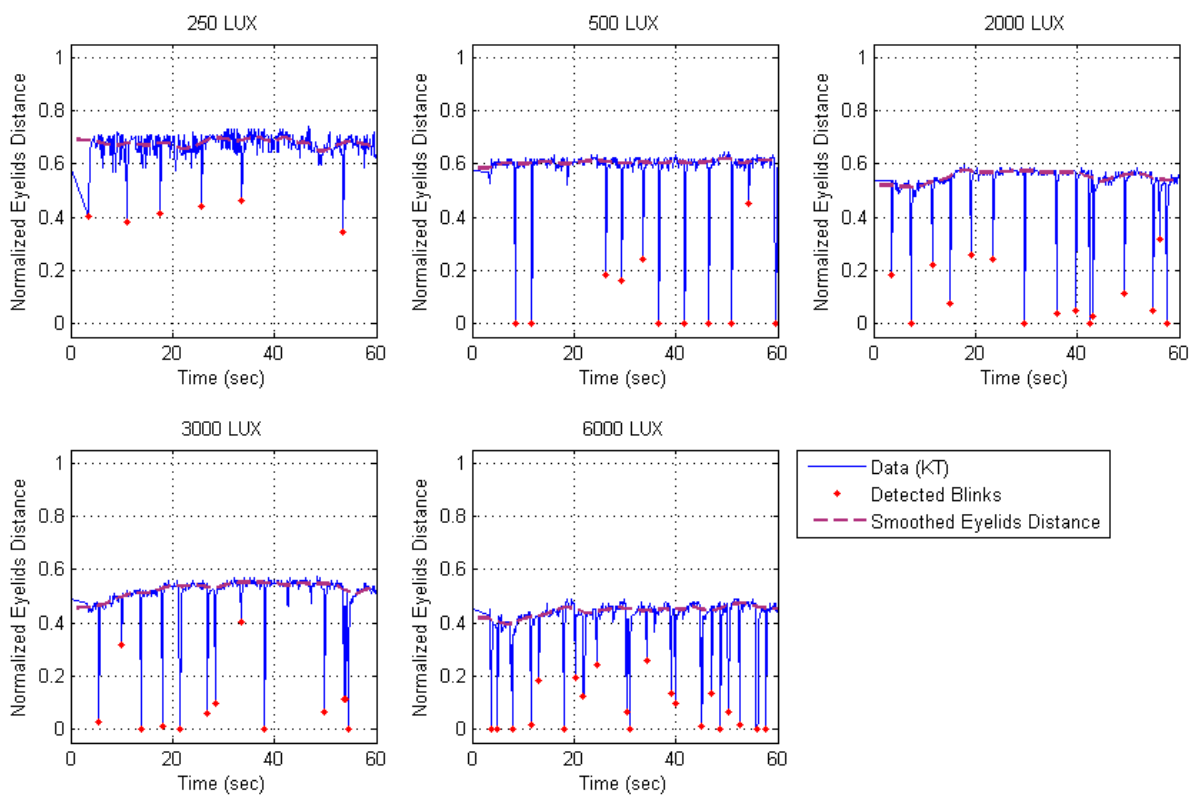
Εικόνα 36: Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



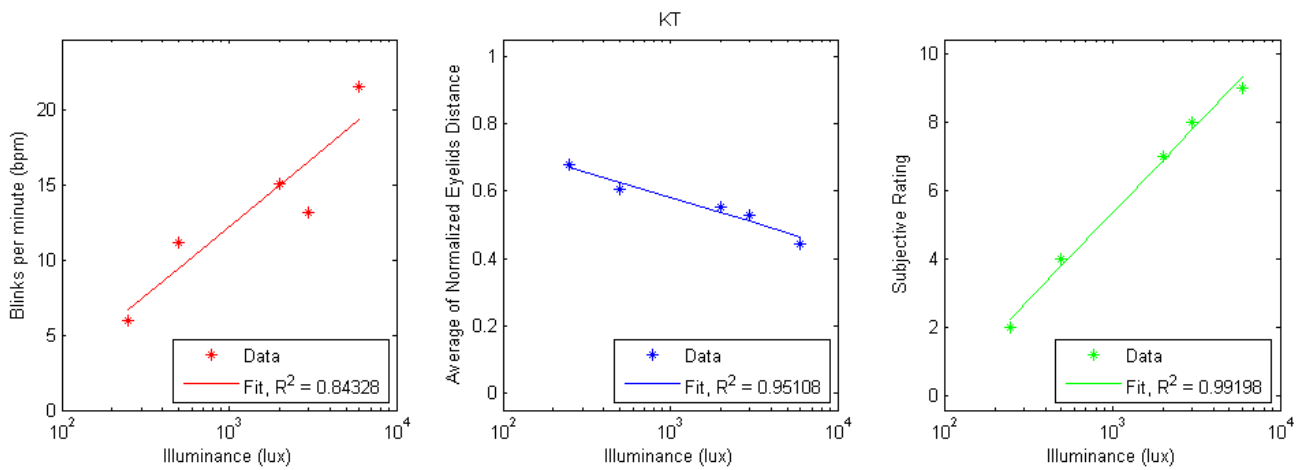
Εικόνα 37: α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Μείωση της τιμής της απόστασης των βλεφάρων παρατηρείται και σε αυτή την περίπτωση, με αύξηση του αριθμού των βλεφαρισμών στις υψηλές φωτεινότητες. Ενθαρρυντικά τα μηνύματα για τον συντελεστή προσδιορισμού.

#### 4<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



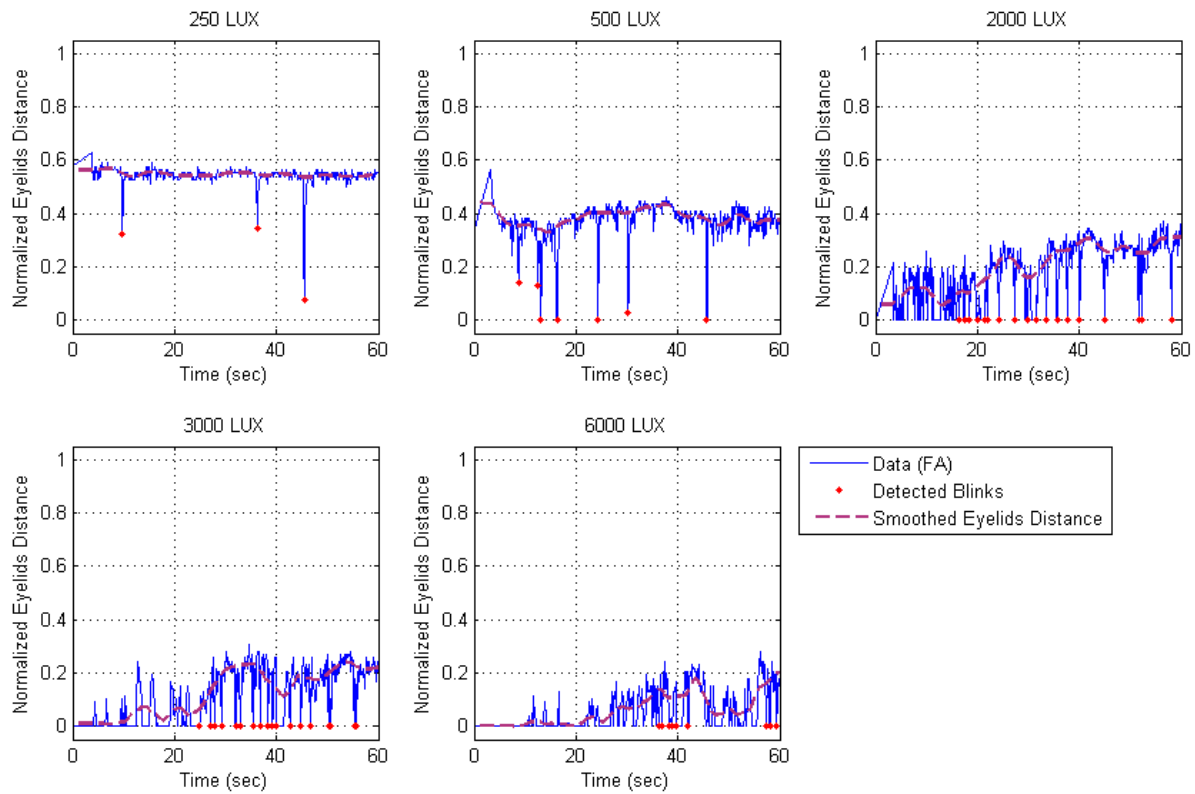
**Εικόνα 38:** Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



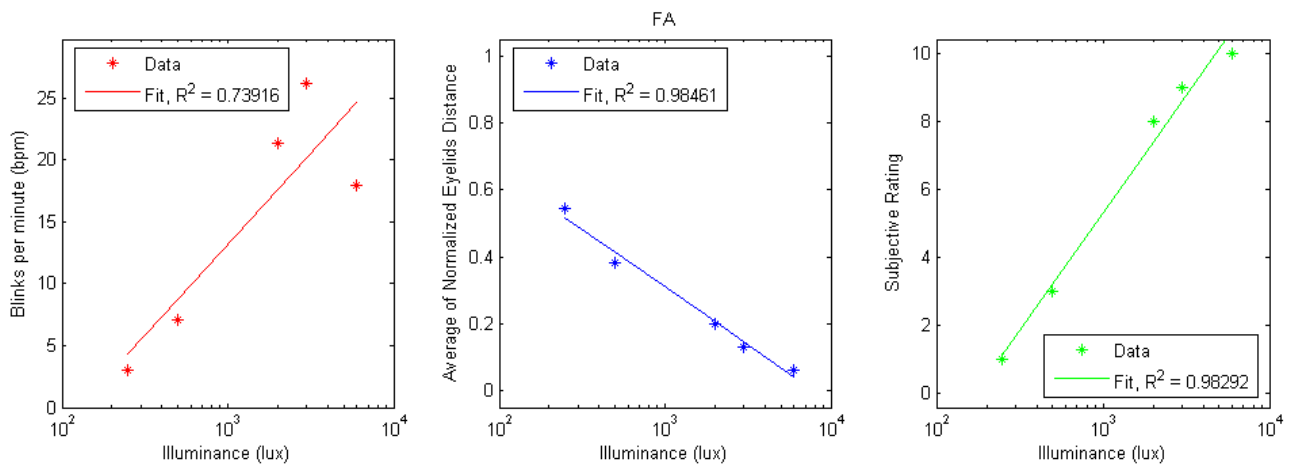
**Εικόνα 39:** α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Ξεκάθαρα αποτελέσματα προέκυψαν απ’ τον συγκεκριμένο συμμετέχοντα. Είναι εμφανής η μείωση του ανοίγματος μεταξύ των βλεφάρων και είναι ευδιάκριτα τα ελάχιστα των γραφικών παραστάσεων που προέκυψαν απ’ την ανάλυση. Πολύ ικανοποιητικά τα αποτελέσματα για τους συντελεστές προσδιορισμού και για τις τρεις περιπτώσεις.

## 5<sup>ος</sup> Εξαζόμενος



Εικόνα 40: Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.

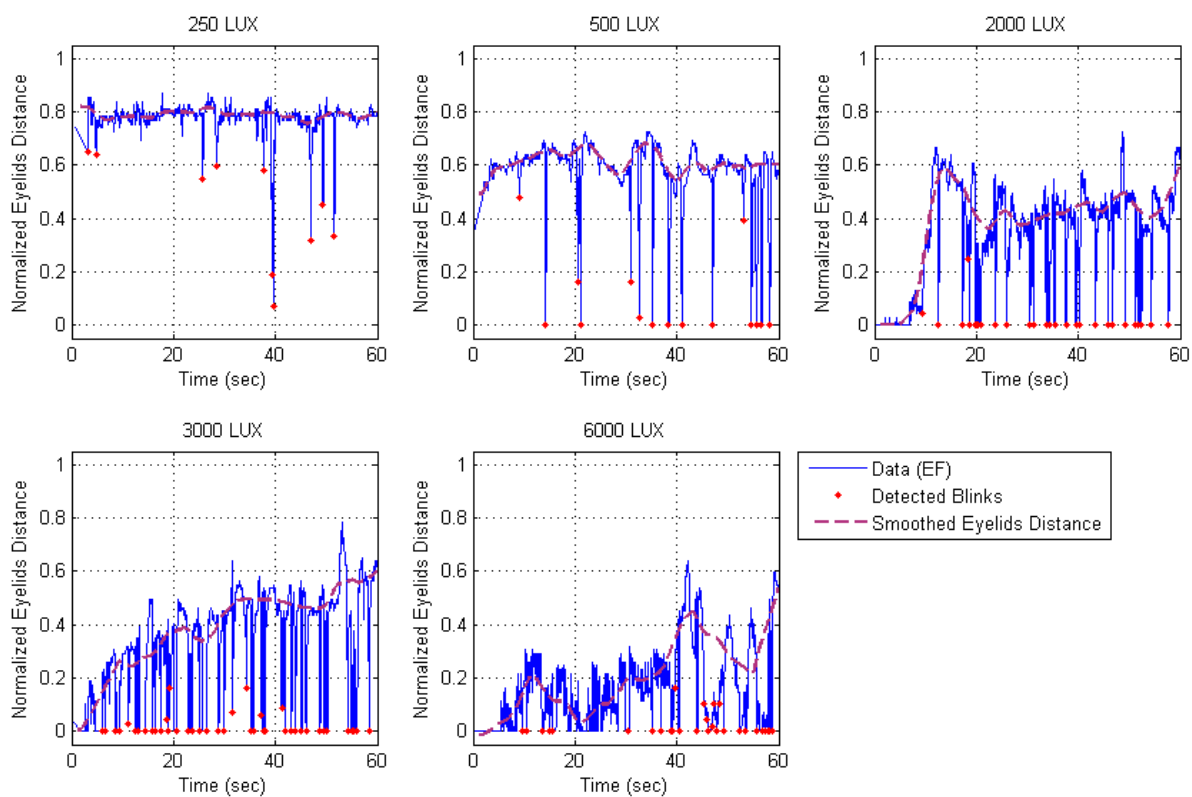


Εικόνα 41: α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

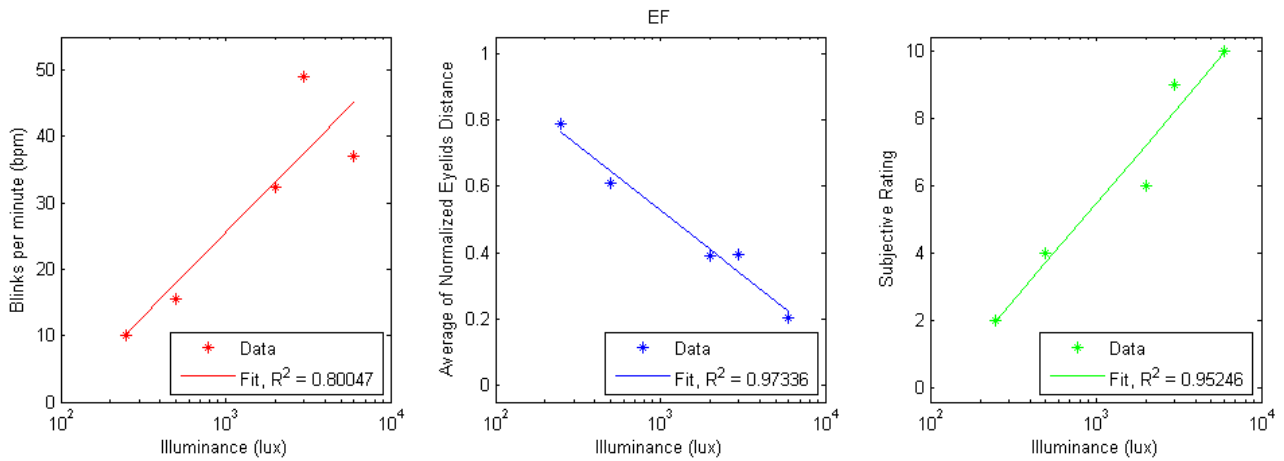


Χαρακτηριστικό του γραφήματος 18 είναι ότι στις υψηλές φωτεινότητες και στα πρώτα είκοσι δευτερόλεπτα, οι τιμές των γραφικών παραστάσεων είναι αρκετά χαμηλές, με αποτέλεσμα να μηδενίζονται, λόγω της ελάχιστης απόστασης των βλεφάρων που έχει υπολογιστεί. Είναι ξεκάθαρη και στην συγκεκριμένη περίπτωση η πτώση στην τιμή της παράστασης. Το  $R^2$  κυμαίνεται σε ικανοποιητικά επίπεδα.

## 6<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



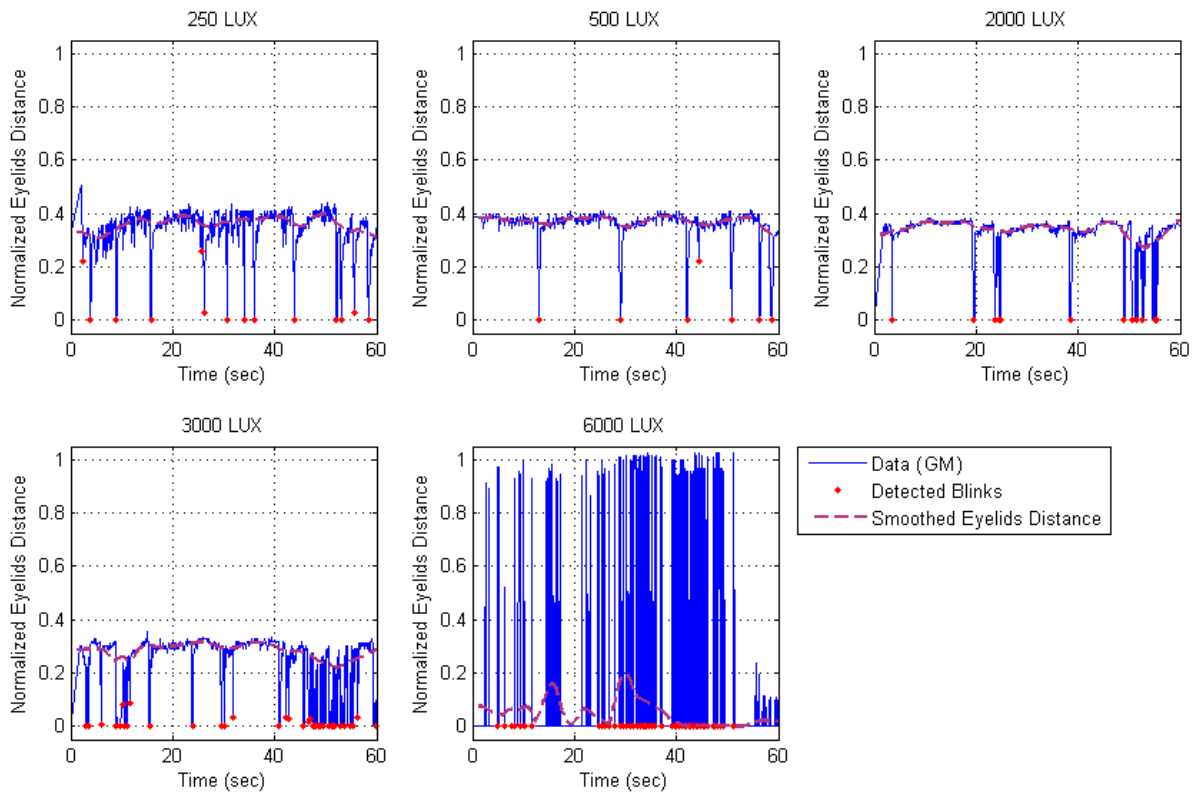
**Εικόνα 42:** Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



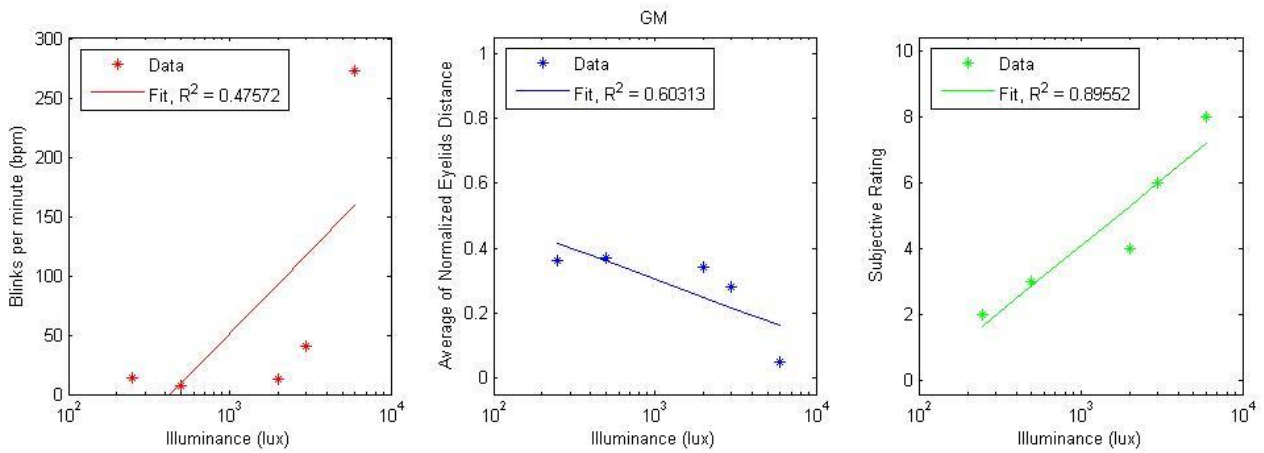
**Εικόνα 43:** α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Μείωση στην απόσταση μεταξύ των βλεφάρων διαπιστώνεται και στον έκτο συμμετέχοντα με την αύξηση της έντασης της φωτεινότητας, με κάποιες περιοχές στα 6000 lux να μηδενίζονται. Επίσης, η ευθεία στα γραφήματα 23, 24 και 25 φαίνεται να έχει καλή προσαρμογή στα σημεία.

## 7<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



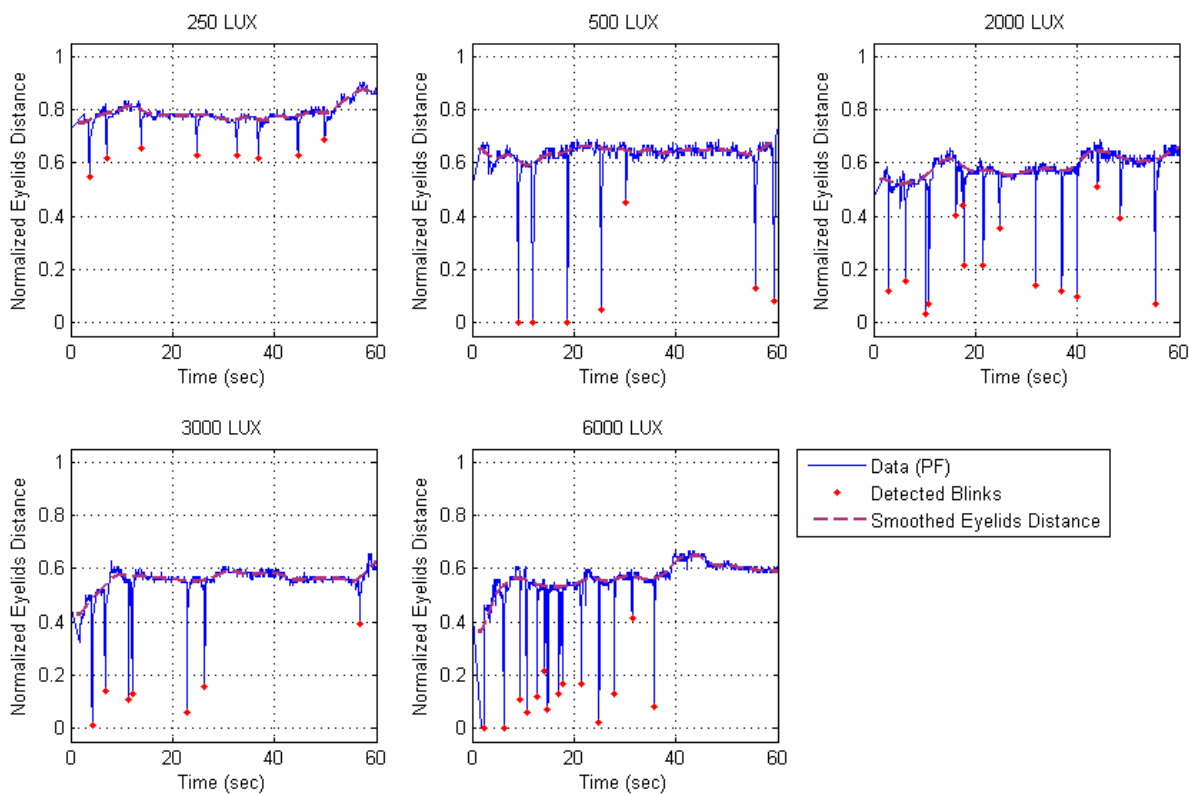
Εικόνα 44: Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



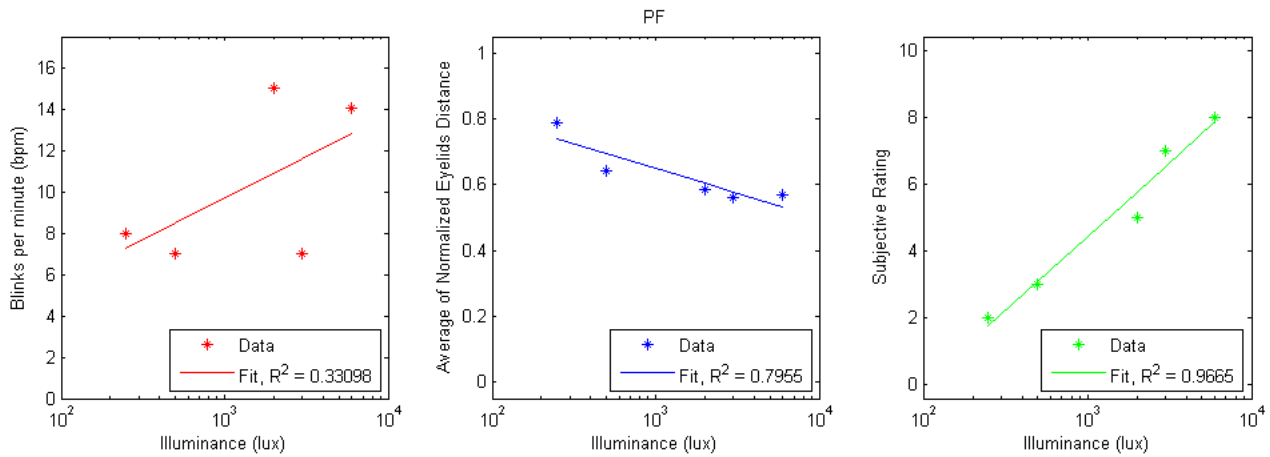
Εικόνα 45: α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Φαίνεται απ' τα αποτελέσματα, πως το συγκεκριμένο άτομο είχε σε μικρό άνοιγμα τα βλέφαρα του κατά την διάρκεια όλων των μετρήσεων. Άξιο σχολιασμού είναι η τελευταία μέτρηση. Σε αυτήν την μέτρηση, γίνεται αντιληπτός ο <<θόρυβος>>, δηλαδή μη λογικές και αναμενόμενες τιμές, οι οποίες μπορεί να οφείλονται είτε σε απότομες κινήσεις του ατόμου για αποφυγή του θάμβους όχλησης, είτε στην δυσκολία ανίχνευσης του μπλε χρώματος απ' την κάμερα, λόγω της υψηλής φωτεινότητας, η οποία πιθανόν να αλλάζει την απόχρωση της βαμμένης περιοχής. Οι τιμές του συντελεστή προσδιορισμού δεν είναι οι επιθυμητές, εκτός απ' την περίπτωση του Subjective Rating.

### 8<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



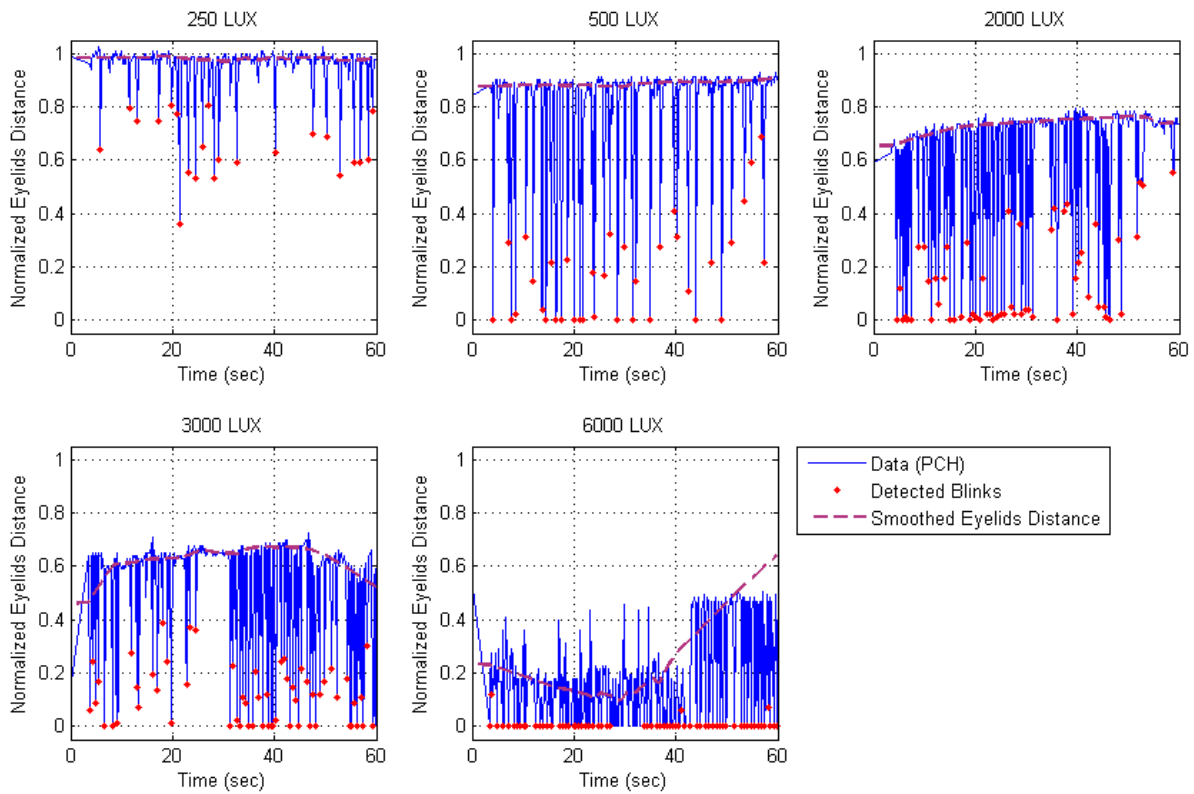
**Εικόνα 46:** Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



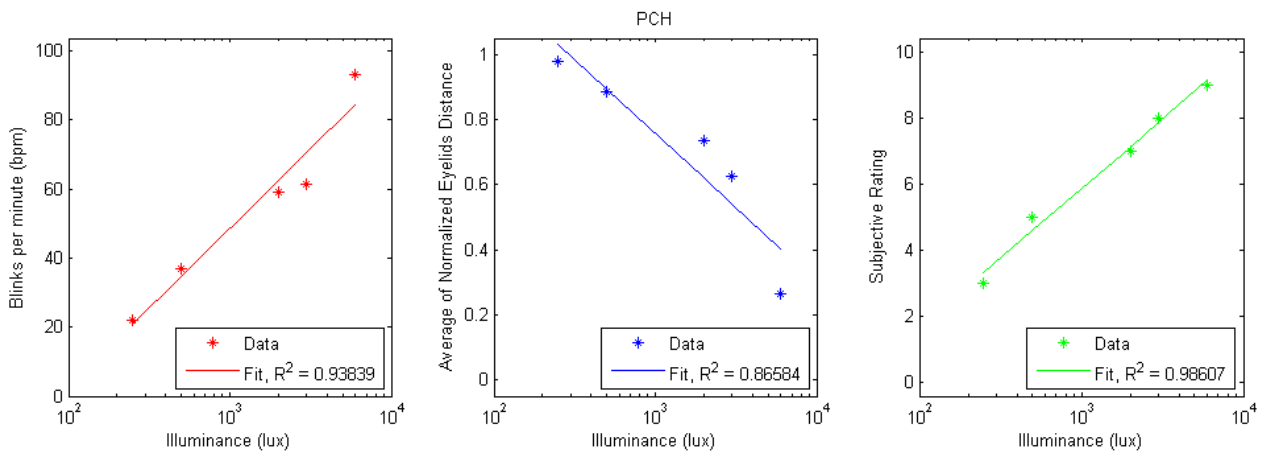
**Εικόνα 47:** α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Το αποτέλεσμα και για τον συγκεκριμένο εξεταζόμενο είναι το αναμενόμενο, δηλαδή η μείωση της απόστασης μεταξύ των βλεφάρων με την αύξηση της φωτεινότητας. Η ευθεία στο γράφημα των βλεφαρισμών σε σχέση με την φωτεινότητα δεν έχει καλή προσαρμογή στα σημεία, εν αντιθέσει με τα υπόλοιπα δυο.

## 9<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



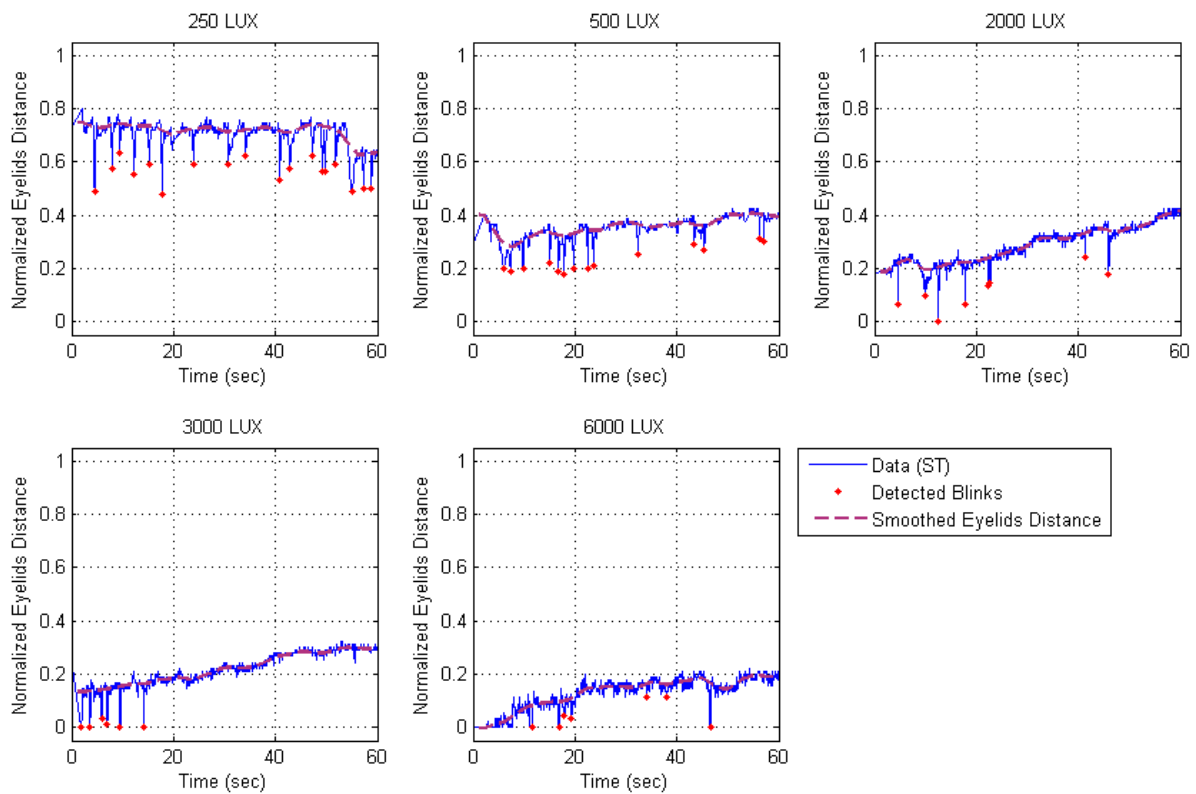
Εικόνα 48: Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



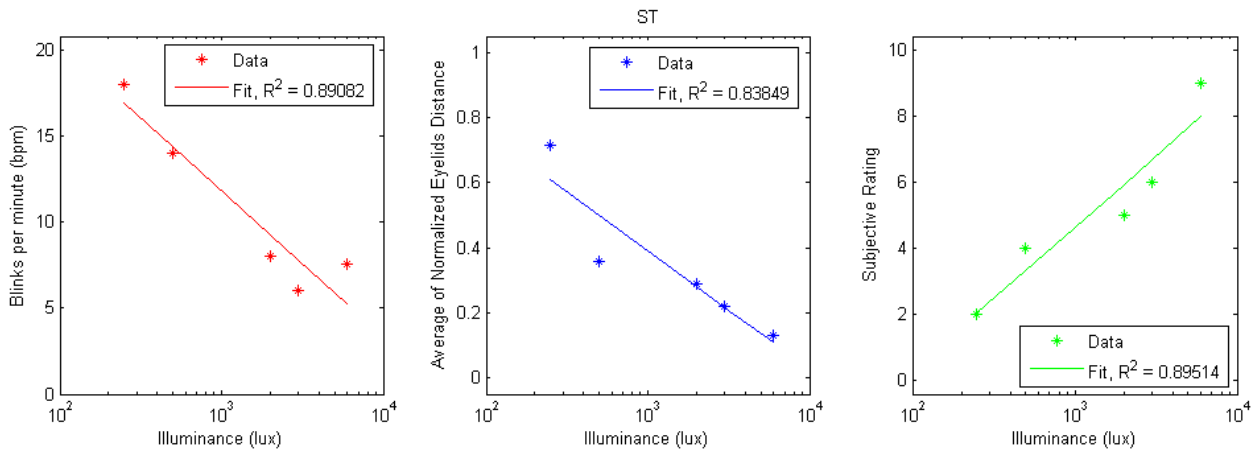
Εικόνα 49: α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Άκρως ικανοποιητικά και τα παραπάνω αποτελέσματα, τόσο όσο αναφορά την μεσοβλεφάρια σχισμή και την στένωση της με την αύξηση της φωτεινότητας, όσο και των τιμών που λαμβάνει το  $R^2$ .

### 10<sup>ος</sup> Εξεταζόμενος



**Εικόνα 50:** Οι γραφικές παραστάσεις για όλες τις μετρήσεις.



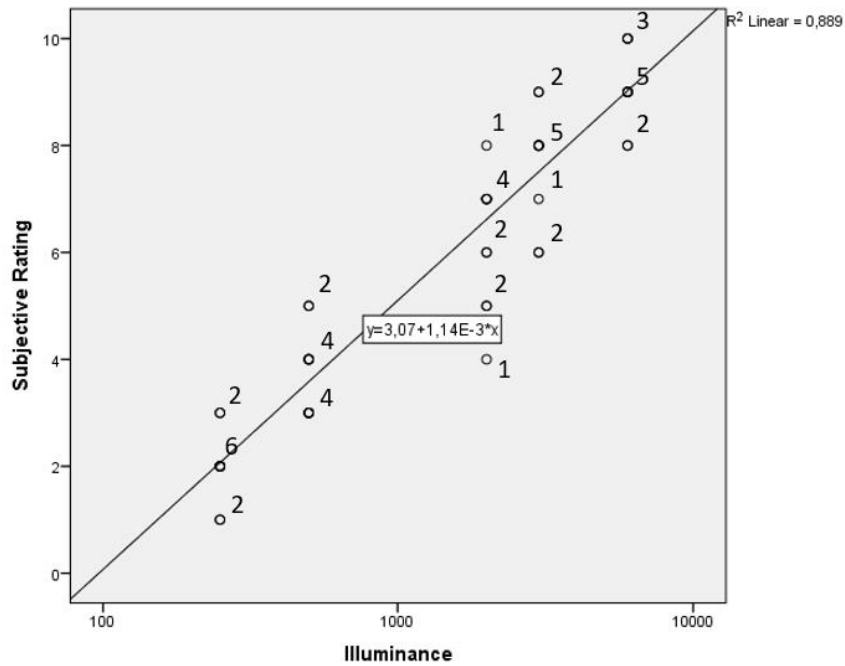
**Εικόνα 51:** α) Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό, β) η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων και γ) η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης, ως προς την φωτεινότητα.

Στον δέκατο εξεταζόμενο, τα ελάχιστα των γραφικών παραστάσεων φαίνεται να έχουν μικρό πλάτος και να μειώνεται το πλήθος τους όσο αυξάνεται η φωτεινότητα. Αυτό επιβεβαιώνεται απ' την εικόνα 51 και συγκεκριμένα απ' το γράφημα των βλεφαρισμών. Η μεσοβλεφάρια απόσταση και σε αυτή την περίπτωση μειώνεται όσο υπάρχει αύξηση της φωτεινότητας.

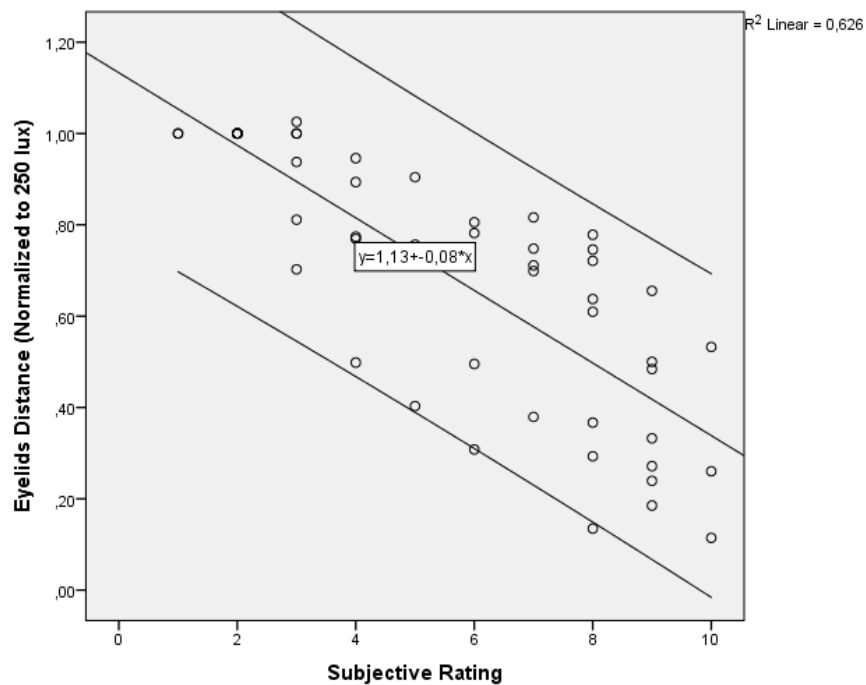
Τα δεδομένα που προέκυψαν απ' την ανάλυση των βίντεο, τοποθετήθηκαν στο πρόγραμμα SPSS για να γίνει η στατιστική ανάλυσή τους. Να σημειωθεί ότι απ' τα αποτελέσματα αφαιρέθηκαν δυο ακραία σημεία (outliers) ενός συμμετέχοντα, τα οποία αποτελούσαν <<θόρυβο>>. Τα αποτελέσματα εμφανίζονται παρακάτω.

Αρχικά, εξετάστηκε η σχέση μεταξύ της υποκειμενικής εκτίμησης της ενόχλησης με την φωτεινότητα. Απ' το παρακάτω γράφημα προκύπτει ότι όσο αυξάνεται η ενόχληση, τόσο υπάρχει αύξηση και στην ένταση της φωτεινότητας της πηγής. Επίσης, ελέγχθηκε το πως συμπεριφέρεται η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων ως προς την απόσταση που είχαν τα βλέφαρα στην μικρότερη ένταση φωτεινότητας, ώστε να υπάρχει ένας κοινός παρονομαστής και για τους 10 εξεταζόμενους, σε σχέση με την υποκειμενική εκτίμηση τους. Η εικόνα 53 δείχνει πως με την αύξηση της υπάρχει μείωση της απόστασης μεταξύ των βλεφάρων. Στα γραφήματα εμφανίζεται και ο συντελεστής προσδιορισμού.



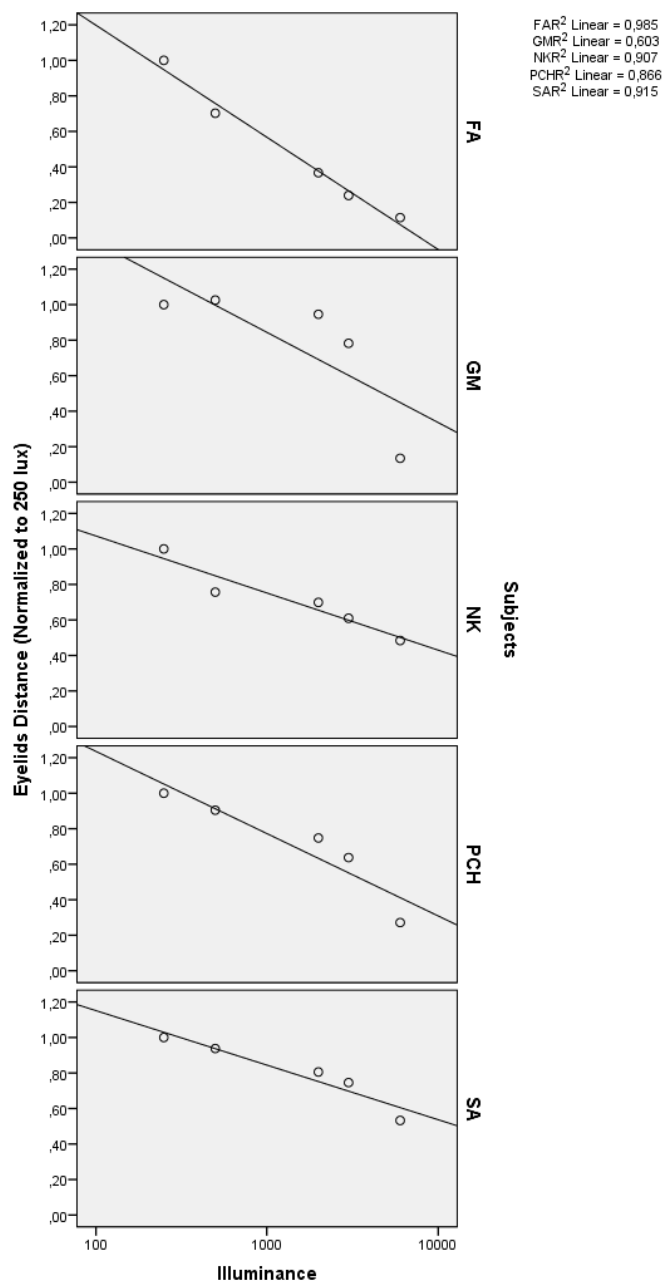


**Εικόνα 52:** Η υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης και των 10 ατόμων σε σχέση με την φωτεινότητα. Τα νούμερα δίπλα στα σημεία δείχνουν το πλήθος των ατόμων που απάντησαν τον συγκεκριμένο αριθμό στην κλίμακα της υποκειμενικής εκτίμησης.

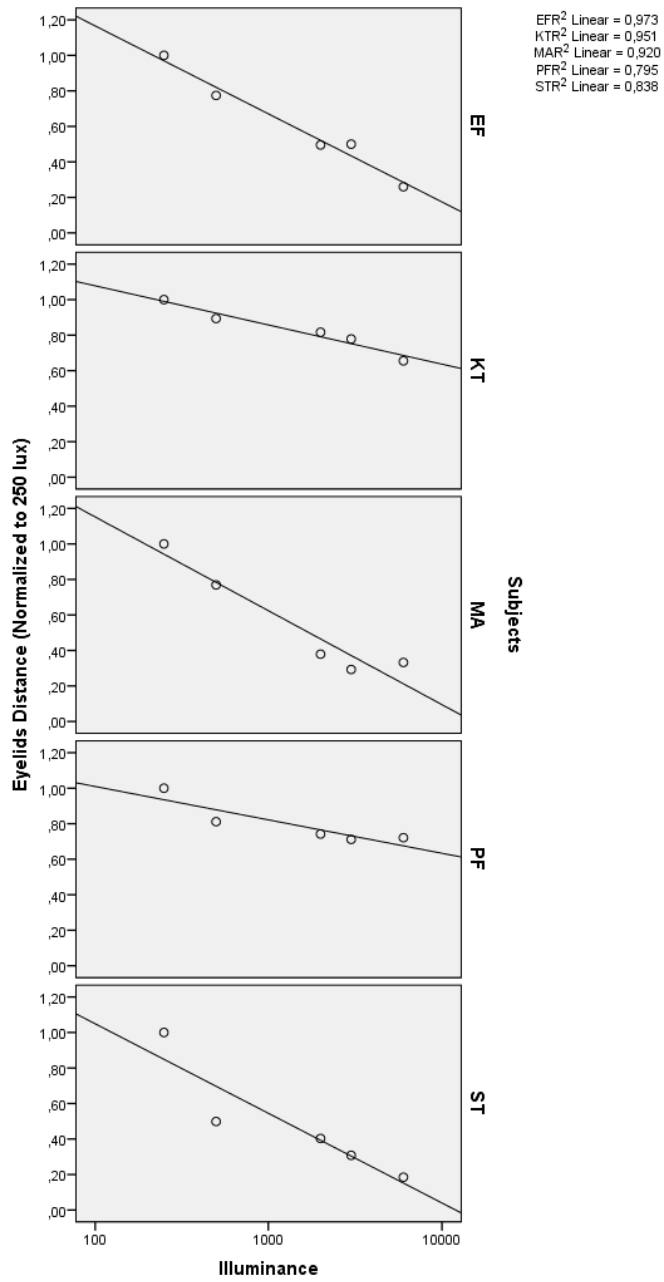


**Εικόνα 53:** Η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων σε σχέση με την υποκειμενική εκτίμηση της ενόχλησης. Παρουσιάζεται και το διάστημα εμπιστοσύνης (95%).

Στην συνέχεια, πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση της κανονικοποιημένης απόστασης των βλεφάρων, ως προς την απόσταση των βλεφάρων στην μικρότερη φωτεινότητά (250 lux), σε σχέση με την φωτεινότητα, η οποία ήταν σε λογαριθμική κλίμακα. Τα συγκεκριμένα διαγράμματα έχουν εξαχθεί και μέσω του αλγορίθμου, απλώς παρακάτω παρουσιάζονται συγκεντρωμένα. Παρατηρείται και εδώ η μείωση της μεσοβλεφάριας σχισμής όσο αυξάνεται η φωτεινότητα. Απ' τις υψηλές τιμές του  $R^2$  φαίνεται και η καλή προσαρμογή της ευθείας στα σημεία.

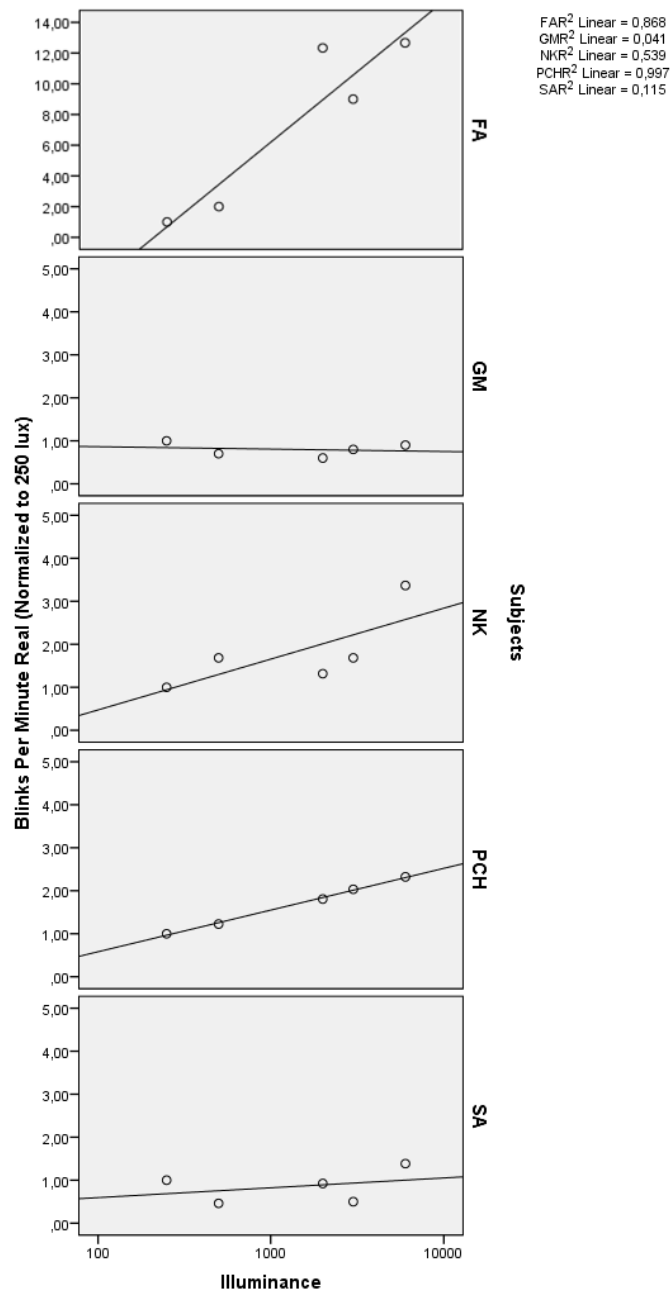


**Εικόνα 54:** Η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων σε σχέση με την φωτεινότητα για πέντε εξεταζόμενους.

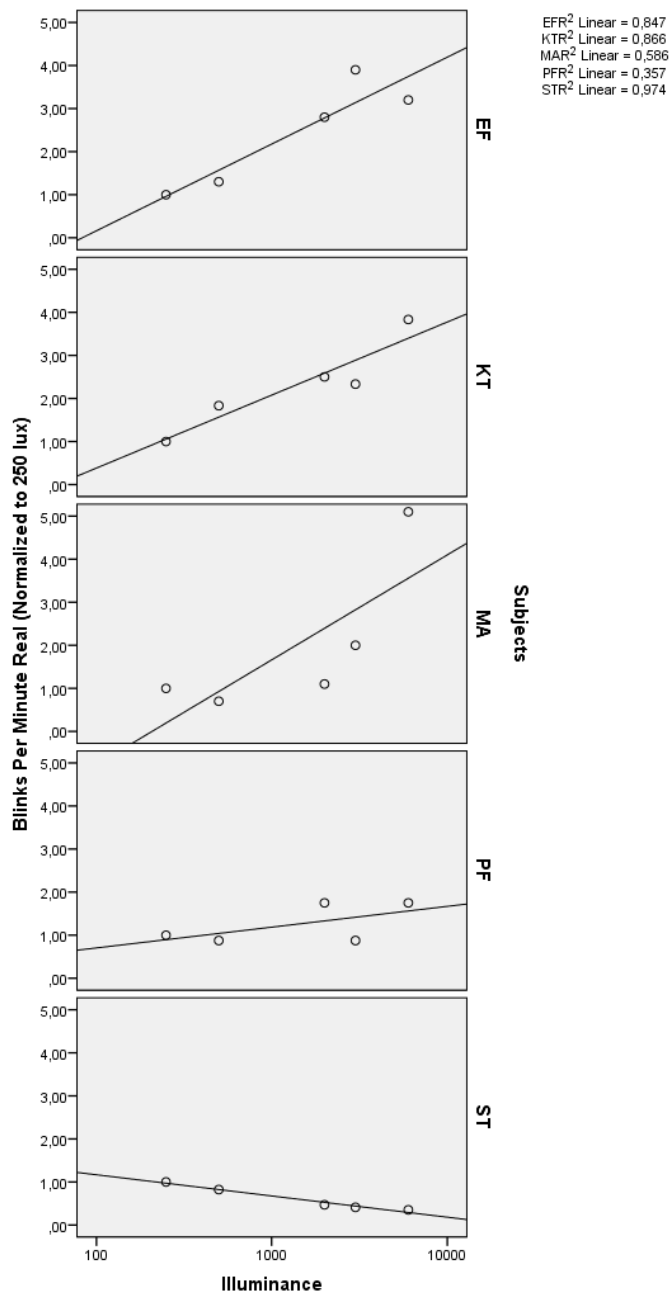


**Εικόνα 55:** Η κανονικοποιημένη απόσταση των βλεφάρων σε σχέση με την φωτεινότητα για πέντε εξεταζόμενους.

Τα επόμενα γραφήματα αναφέρονται στους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που έκανε πραγματικά ο κάθε εξεταζόμενος, οι οποίοι καταγράφηκαν απ' τον χρήστη, μέσω της παρακολούθησης των βίντεο και όχι που ανίχνευσε ο αλγόριθμος, σε κανονικοποιημένη μορφή ως προς τους βλεφαρισμούς στην μικρότερη φωτεινότητα (250 lux), σε σχέση με την φωτεινότητα.



**Εικόνα 56:** Οι κανονικοποιημένοι βλεφαρισμοί ανά λεπτό που έγιναν πραγματικά σε σχέση με την φωτεινότητα για πέντε εξεταζόμενους.

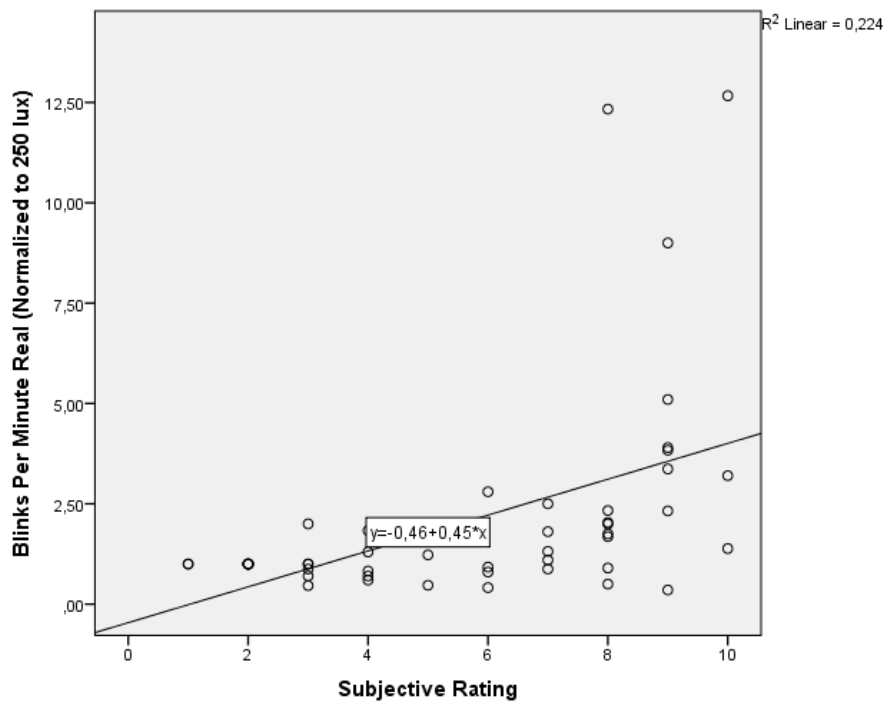


**Εικόνα 57:** Οι κανονικοποιημένοι βλεφαρισμοί ανά λεπτό που έγιναν πραγματικά σε σχέση με την φωτεινότητα για πέντε εξεταζόμενους.

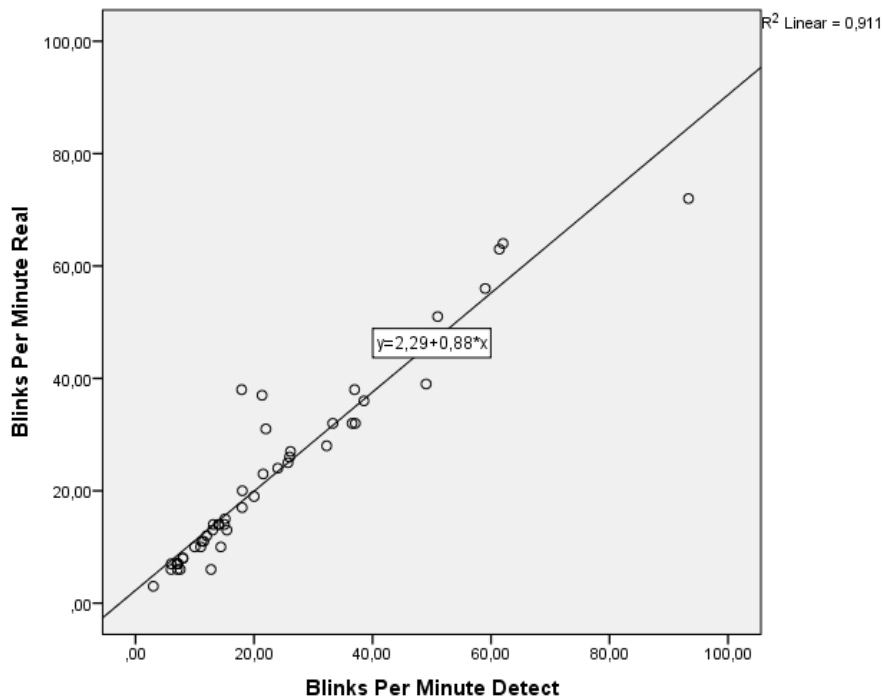
Από τα αποτελέσματα που προηγήθηκαν προκύπτει ότι ο αριθμός των βλεφαρισμών ποικίλει ανά εξεταζόμενο και ανά φωτεινότητα. Χαρακτηριστικό είναι ότι στις περισσότερες των περιπτώσεων υπάρχει αύξηση του αριθμού των βλεφαρισμών, όσο αυξάνεται η ένταση της φωτεινότητας. Επιπλέον, ο συντελεστής προσδιορισμού

λαμβάνει τιμές από 0,041 έως και 0,997, με συνέπεια κάποιες ευθείες να έχουν καλή προσαρμογή και άλλες όχι.

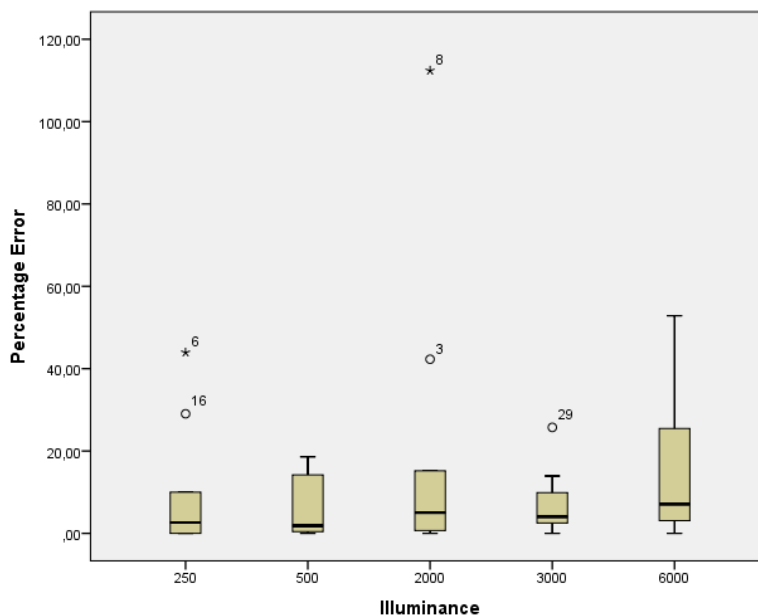
Τρεις αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν ακόμα στο SPSS και προέκυψαν τα αντίστοιχα γραφήματα. Η πρώτη αφορά τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που έγιναν πραγματικά σε κανονικοποιημένη μορφή συναρτήσε της υποκειμενικής εκτίμησης των ατόμων, η δεύτερη τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που προαναφέρθηκαν ως προς τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που ανίχνευσε ο αλγόριθμος και η τρίτη το επί τοις εκατό σφάλμα αναμεσα στους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που έγιναν στην πραγματικότητα ως προς τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που ανιχνευθήκαν μέσω του αλγορίθμου.



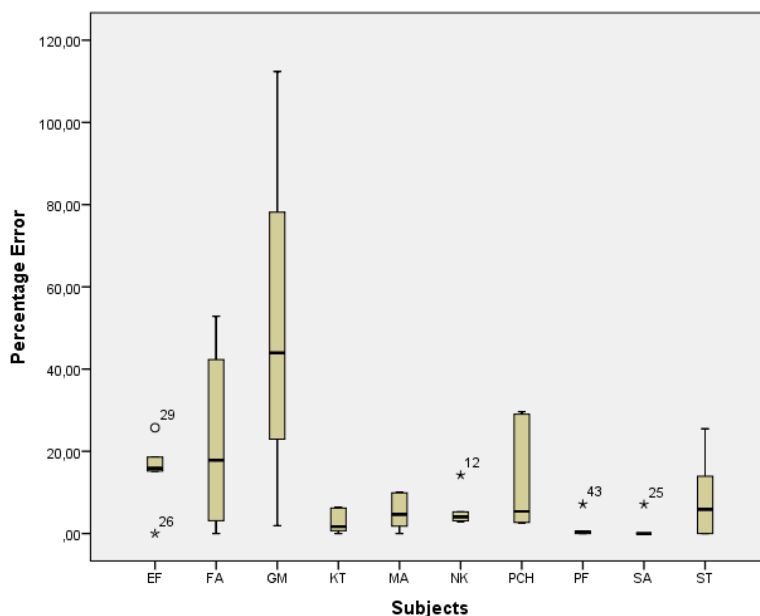
**Εικόνα 58:** Οι κανονικοποιημένοι βλεφαρισμοί ανά λεπτό σε σχέση με την υποκειμενική εκτίμηση.



**Εικόνα 59:** Οι βλεφαρισμοί ανά λεπτό που έγιναν πραγματικά σε σχέση με τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που ανίχνευσε ο αλγόριθμος.



**Εικόνα 60:** Το επί τοις εκατό σφάλμα αναμεσα στους βλεφαρισμούς ανά λεπτό που έγιναν πραγματικά και τους βλεφαρισμούς που ανίχνευσε ο αλγόριθμος σε σχέση με την φωτεινότητα.



**Εικόνα 61:** Το επί τοις εκατό σφάλμα για κάθε εξεταζόμενο.

Δεν προκύπτει απ' την εικόνα 58 εξάρτηση μεταξύ των βλεφαρισμών και της υποκειμενικής εκτίμησης, μιας και το  $R^2$  είναι αρκετά μικρό. Παρατηρείται μόνο μια μικρή αύξηση των βλεφαρισμών με την αύξηση των τιμών της υποκειμενικής εκτίμησης. Από την άλλη, παρουσιάζεται μεγάλη εξάρτηση μεταξύ των πραγματικών βλεφαρισμών και των βλεφαρισμών που ανιχνευθήκαν, με το  $R^2$  να ισούται με 0,911. Απ' το Boxplot της εικόνας 60 προκύπτει ότι κυρίως στην μέτρηση των 6000 lux υπάρχει το μεγαλύτερο εύρος για το επί τοις εκατό σφάλμα μεταξύ των δυο κατηγοριών βλεφαρισμών και στο Boxplot της εικόνας 61 φαίνεται το επί τοις εκατό σφάλμα για κάθε εξεταζόμενο και άρα ποιοι επηρεάζουν τα αποτελέσματα. Ο τύπος για το επί τοις εκατό σφάλμα είναι  $\text{Percentage Error} = (|\text{Blinks Per Minute Detect} - \text{Blinks Per Minute Real}|) / |\text{Blinks Per Minute Real}| \cdot 100\%$ . Επίσης, εμφανίζονται και μερικά ακραία σημεία (outliers).

Ακολουθούν δυο πίνακες που προέκυψαν μέσω του προγράμματος SPSS και παρουσιάζουν την συσχέτιση και την στατιστική σημαντικότητα μεταξύ των δεδομένων που σχολιάστηκαν παραπάνω.



**Correlations**

		Illuminance (log)	Blinks Per Minute Real (Normalized to 250 lux)	Eyelids Distance (Normalized to 250 lux)	Subjective Rating
Illuminance (log)	Pearson Correlation	1	,350*	-,777**	,943**
	Sig. (2-tailed)		,013	,000	,000
	N	50	50	50	50
Blinks Per Minute Real (Normalized to 250 lux)	Pearson Correlation	,350*	1	-,490**	,474**
	Sig. (2-tailed)	,013		,000	,001
	N	50	50	50	50
Eyelids Distance (Normalized to 250 lux)	Pearson Correlation	-,777**	-,490**	1	-,791**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000		,000
	N	50	50	50	50
Subjective Rating	Pearson Correlation	,943**	,474**	-,791**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	,001	,000	
	N	50	50	50	50

\*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

\*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

**Πίνακας 2:** Η συσχέτιση και η στατιστική σημαντικότητα μεταξύ των τεσσάρων δεδομένων.

**Correlations**

		Blinks Per Minute Detect	Blinks Per Minute Real
Blinks Per Minute Detect	Pearson Correlation	1	,955**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	48	48
Blinks Per Minute Real	Pearson Correlation	,955**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	
	N	48	50

\*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

**Πίνακας 3:** Η συσχέτιση και η στατιστική σημαντικότητα μεταξύ των βλεφαρισμών που ανίχνευσε ο αλγόριθμος και των βλεφαρισμών που έγιναν στην πραγματικότητα.

Άξιο σχολιασμού απ' τον πρώτο πίνακα είναι η πολύ ισχυρή γραμμική συσχέτιση μεταξύ της φωτεινότητας σε λογαριθμική κλίμακα και της υποκειμενικής εκτίμησης της όχλησης, αφού ο συντελεστής συσχέτισης ( $r$ ) ισούται με 0,943. Επίσης, είναι και στατιστικά σημαντική η σχέση τους ( $p < 0,001$ ). Ακόμα, υπάρχει ισχυρή γραμμική συσχέτιση με αρνητικό πρόσημο μεταξύ της κανονικοποιημένης απόστασης των βλεφάρων με την φωτεινότητα ( $r = -0,777$ ) και την υποκειμενική εκτίμηση ( $r = -0,791$ ). Το  $p$ -value και στις δυο περιπτώσεις είναι μικρότερο από 0,001, συνεπώς υφίσταται στατιστική σημαντικότητα. Όσο αναφορά τους βλεφαρισμούς, υπάρχει ασθενής γραμμική συσχέτιση με την φωτεινότητα ( $r = 0,35$ ) και την υποκειμενική εκτίμηση ( $r = 0,474$ ) και ασθενής γραμμική συσχέτιση με αρνητικό πρόσημο με την απόσταση των βλεφάρων ( $r = -0,49$ ). Και στις τρεις περιπτώσεις υπάρχει στατιστική σημαντικότητα, αφού  $p < 0,05$ ,  $p < 0,01$  και  $p < 0,001$  αντίστοιχα.

Στον δεύτερο πίνακα είναι εμφανής η πολύ ισχυρή γραμμική συσχέτιση μεταξύ των δυο κατηγοριών βλεφαρισμών ( $r = 0,955$ ) και η στατιστική σημαντικότητα της σχέσης τους ( $p < 0,001$ ).

### 2.1.6 Συμπεράσματα

Σε αυτήν την μελέτη έγινε η προσπάθεια προσδιορισμού ενός αντικειμενικού δείκτη για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης μέσω της χρήσης κάμερας παρακολούθησης της οφθαλμικής περιοχής. Στην προσπάθεια αυτή, εξετάστηκαν 10 άτομα με καλή οπτική οξύτητα, χωρίς την χρήση γυαλιών και οι οποίοι ήταν ενήμεροι για τα διαδικαστικά των μετρήσεων.

Απ' τα αποτελέσματα που προηγήθηκαν, εξάγονται αρκετά συμπεράσματα. Αρχικά, η τιμή της απόστασης μεταξύ των βλεφάρων παρατηρείται να μειώνεται με την αύξηση της έντασης του φωτισμού και την αύξηση των τιμών της υποκειμενικής εκτίμησης της ενόχλησης των συμμετεχόντων. Στα διαγράμματα που προέκυψαν απ' την ανάλυση των βίντεο μέσω του αλγορίθμου της MATLAB, φαίνεται ότι μετά από κάποια δευτερόλεπτα, υπάρχει εξοικείωση του εξεταζόμενου με τον φωτισμό και αυτό έχει ως συνέπεια την αύξηση σε μικρό βαθμό της απόστασης μεταξύ των βλεφάρων. Η στατιστική ανάλυση που πραγματοποιήθηκε, απέδειξε πως υπάρχει ισχυρή γραμμική συσχέτιση με αρνητικό πρόσημο μεταξύ της μεσοβλεφάριας απόστασης με την φωτεινότητα και την υποκειμενική εκτίμηση, με τον συντελεστή συσχέτισης να ισούται με  $r = -0,777$  για την πρώτη περίπτωση και  $r = -0,791$  για την δεύτερη. Ακόμα, η σχέση τους φαίνεται να είναι στατιστικά σημαντική, αφού το  $p$ -value  $< 0,001$ . Ασθενής γραμμική συσχέτιση με αρνητικό πρόσημο προκύπτει απ' την

στατιστική ανάλυση της απόστασης των βλεφάρων με τους βλεφαρισμούς ανά λεπτό ( $r=-0,49$ ). Ωστόσο, η σχέση τους είναι στατιστικά σημαντική ( $p<0,001$ ).

Για τους βλεφαρισμούς δεν προκύπτουν ασφαλή και ξεκάθαρα συμπεράσματα, αφού τόσο ο αριθμός, όσο και ρυθμός τους ποικίλει ανά εξεταζόμενο και ανά φωτεινότητα. Όμως, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, υπήρχε αύξηση των βλεφαρισμών με την αύξηση της έντασης της φωτεινής πηγής. Ασθενής (θετική) γραμμική συσχέτιση των βλεφαρισμών με την φωτεινότητα ( $r=0,35$ ) και των βλεφαρισμών με την υποκειμενική εκτίμηση ( $r=0,474$ ) έδειξαν τα αποτελέσματα του SPSS. Παρ' όλα αυτά, υπάρχει στατιστική σημαντικότητα και στις δύο περιπτώσεις με  $p<0,05$  και  $p<0,01$  αντίστοιχα.

Θετικό πρόσημο για την μελέτη αποτελεί και το αποτέλεσμα της στατιστικής ανάλυσης, ότι υπάρχει πολύ ισχυρή (θετική) γραμμική συσχέτιση ( $r=0,955$ ) με στατιστική σημαντικότητα ( $p<0,001$ ) μεταξύ των βλεφαρισμών που ανιχνεύθηκαν απ' τον αλγόριθμο και τον βλεφαρισμών που έγιναν στην πραγματικότητα. Αυτό επιβεβαιώνεται και απ' τα μικρά ποσοστά σφάλματος που εμφανίζονται στο Boxplot της εικόνας 60.

Τέλος, πολύ ισχυρή (θετική) γραμμική συσχέτιση ( $r=0,943$ ) παρουσιάστηκε μεταξύ της υποκειμενικής εκτίμησης της όχλησης και της φωτεινότητας. Επίσης, είναι και στατιστικά σημαντική η σχέση τους ( $p<0,001$ ). Φάνηκε και απ' τα αποτελέσματα πως με την αύξηση της φωτεινότητας, υπήρχε και αύξηση της τιμής στην κλίμακα της υποκειμενικής εκτίμησης του εξεταζόμενου.

### **2.1.7 Συζήτηση – Επόμενες Έρευνες**

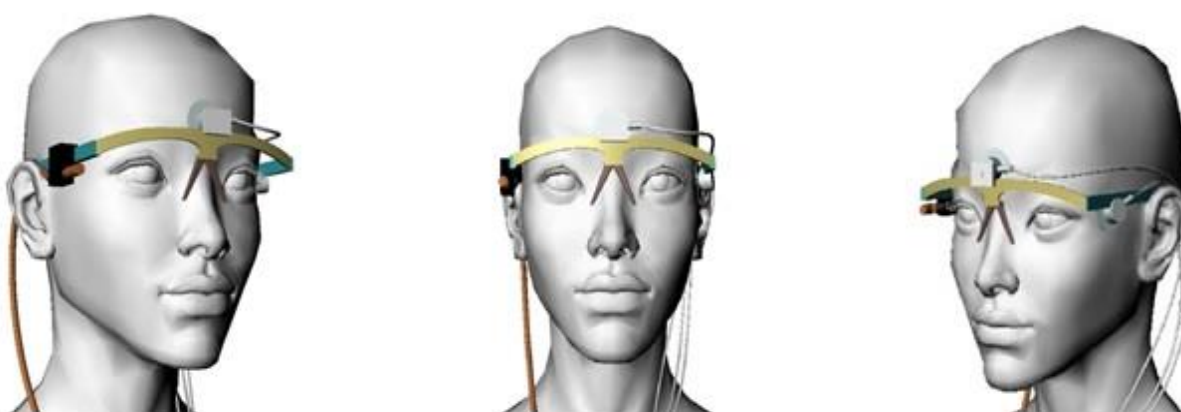
Η απόσταση μεταξύ των βλέφαρων αποδείχτηκε μέσω των αποτελεσμάτων ότι μειώνεται με την αύξηση της έντασης του φωτισμού, οπότε θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σαν ένας αντικειμενικός δείκτης για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης.

Ορισμένα απ' τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης μελέτης έχουν παρατηρηθεί και σε άλλες μελέτες και έρευνες, όπως ότι μια αύξηση στην φωτεινότητα της πηγής συνεπάγεται υψηλότερες τιμές στην κλίμακα της υποκειμενική εκτίμησης του θάμβους όχλησης<sup>49</sup>. Ακόμα, για τους περισσότερους συμμετέχοντες στην παρούσα μελέτη φάνηκε να υπάρχει αύξηση των βλεφαρισμών τους με την παρουσία υψηλής έντασης φωτεινότητας, το οποίο συμπίπτει και με άλλες δύο έρευνες. Η μία αφορούσε όμως την κόπωση των οφθαλμών (Eye strain-Asthenopia)<sup>50</sup> και η άλλη τον ρυθμό των βλεφαρισμών κατά την διάρκεια του διαβάσματος<sup>44</sup>. Αξίζει να σημειωθεί

ότι η χρήση της λογαριθμικής κλίμακας για την φωτεινότητα που εμφανίζεται σε αρκετά γραφήματα στην παρούσα εργασία, έχει χρησιμοποιηθεί και σε προηγούμενη έρευνα<sup>38</sup>.

Η μελέτη που παρουσιάστηκε σε αυτήν την εργασία, έχει περιθώρια βελτίωσης και αυτό που θα είχε πολύ ενδιαφέρον σε μελλοντικές έρευνες είναι η ανάλυση των δεδομένων να πραγματοποιείται κατά την διάρκεια της καταγραφής και όχι μετά, ώστε να μειώνεται και ο χρόνος εξαγωγής των αποτελεσμάτων. Ακόμα, η καταγραφή της οφθαλμικής περιοχής κατά την διάρκεια της ανάγνωσης με την παρουσία θάμβους θα είχε αρκετό ενδιαφέρον, ώστε να επιβεβαιωθεί και η αύξηση του ρυθμού των βλεφαρισμών. Επίσης, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί υπέρυθρος φωτισμός, ώστε η κάμερα να λαμβάνει πληροφορία για την περιοχή του παρακολουθείται, χωρίς να χρειάζεται η παρουσία σταθερής φωτεινής πηγής. Η εγκατάσταση φίλτρου πάνω στην κάμερα που θα την εμποδίζει να παίρνει πληροφορίες απ' το ορατό φάσμα θα ήταν απαραίτητη.

Άλλη μια σημαντική προσθήκη σε αυτήν την μελέτη θα ήταν να γίνεται και ταυτόχρονα ηλεκτρομυογραφία στον οφθαλμό που δεν καταγράφεται απ' την κάμερα, ώστε να συμπληρώνει η μια διαδικασία την άλλη και να συγκρίνονται τα αποτελέσματα τους στο τέλος. Άρα, θα μπορούσε να κατασκευαστεί ένας σκελετός γυαλιών, ο οποίος θα έχει την δυνατότητα να φέρει υποδοχείς και για τοποθέτηση κάμερας, αλλά και ηλεκτροδίων. Μια τέτοια κατασκευή, έστω και σε ψηφιακή μορφή, ακολουθεί παρακάτω.



**Εικόνα 62:** Η όψη του σκελετού των γυαλιών. Με πορτοκαλί χρώμα φαίνεται η κάμερα που παρακολουθεί τον έναν οφθαλμό και με λευκό χρώμα φαίνονται τα ηλεκτρόδια του ηλεκτρομυογράφου που είναι τοποθετημένα κοντά στον άλλον οφθαλμό.

Επιπλέον, η διαδικασία παρακολούθησης της οφθαλμικής περιοχής θα είχε μεγαλύτερη ευελιξία, εάν η κάμερα ήταν ασύρματη και συνδεόταν μέσω Bluetooth με ένα laptop ή ένα κινητό. Έτσι, θα μπορούσαν να γίνουν καταγραφές και σε εξωτερικούς χώρους, σε αντίθεση με την κάμερα της παρούσας μελέτης που είναι ενσύρματη και αρά περιορισμένη σε περιβάλλον εργαστήριου. Τέλος, με την ασύρματη κάμερα θα υπήρχε η δυνατότητα να γίνουν έρευνες την ώρα της οδήγησης και ειδικά κατά την διάρκεια της νύχτα, ώστε να καταγράφουν και να αναλυθούν οι ενοχλήσεις του οδηγού απ' τα φώτα των αυτοκινήτων του αντίθετου ρεύματος κυκλοφορίας, απ' τα φώτα των δρόμων και ακόμα θα μπορούσε να ανιχνευτεί και η υπνηλία του οδηγού απ' τον ρυθμό των βλεφαρισμών. Τα αποτελέσματα θα ήταν χρήσιμα τόσο για τις βιομηχανίες αυτοκινήτων, όσο και για τους υπεύθυνους φωταγώγησης των δρόμων.

## Βιβλιογραφία

1. Πλαΐνης, Σ. Νευροφυσιολογία των Οπτικών Οδών. (Optics & Vision, University of Crete).
2. Krachmer, J. H., Mannis, M. J. & Holland, E. J. *Cornea*. (Mosby/Elsevier, 2011).
3. Ψύλλας, Κ. *Εισαγωγή στην Οφθαλμολογία και Νευροοφθαλμολογία*. (2005).
4. Facts About the Cornea and Corneal Disease. Available at: <https://nei.nih.gov/health/cornealdisease>.
5. Levin, L. A., Nilsson, S. F. E., Hoeve, V. J. & Wu, S. M. Adler ' S Physiology of the Eye. 795 (2011).
6. Ruskell, G. *The Human Eye, Structure and Function Clyde W. Oyster; Sinauer Associates, Sunderland, MA, 1999, 766 pages, hardback, ISBN 0-87893-645-9, \$49.95. Ophthalmic and Physiological Optics - OPHTHALMIC PHYSL OPT 20*, (2000).
7. Jaeger, E. A. & Tasman, W. *Duane's Ophthalmology 2013*. (Lippincott Williams & Wilkins, 2012).
8. Macular Degeneration. Available at: <http://www.iowacityeye.com/macular-degeneration/>.
9. Kandel, E., Schwartz, J. & Jessell, T. The Neurobiology of Behavior. *Curr. Opin. Neurobiol.* **3**, 1414 (2000).
10. Μπλαζάκη, Σ. Eye Blink Activity. (Optics & Vision, University of Crete).
11. Schreuder, D. *Outdoor Lighting: Physics, Vision and Perception. Outdoor Lighting: Physics, Vision and Perception, by Duco Schreuder. Berlin: Springer, 2008. ISBN: 978-1-4020-8601-4* (2008). doi:10.1007/978-1-4020-8602-1\_11
12. J Vos, J. *Reflections on glare. Lighting Research & Technology - LIGHTING RES TECHNOL 35*, (2003).
13. Mainster, M. A. & Turner, P. L. Glare's causes, consequences, and clinical challenges after a century of ophthalmic study. *Am. J. Ophthalmol.* **153**, 587–593 (2012).
14. Jia, Y. A study of mechanisms for discomfort glare. (University of London, 2014).
15. Guth, S. K. Discomfort glare. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* **38**, 247–59 (1961).
16. Rubiño, M., Cruz, A., Garcia, J. A. & Hita, E. Discomfort glare indices: a comparative study. *Appl. Opt.* **33**, 8001–8008 (1994).
17. Stringham, J. M., Garcia, P. V, Smith, P. A., McLin, L. N. & Foutch, B. K. Macular pigment and visual performance in glare: benefits for photostress recovery,

- disability glare, and visual discomfort. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **52**, 7406–7415 (2011).
18. Hopkinson, R. G. Glare Discomfort and Pupil Diameter. *J. Opt. Soc. Am.* **46**, 649–656 (1956).
  19. Fry, G. A. & King, V. M. The Pupillary Response and Discomfort Glare. *J. Illum. Eng. Soc.* **4**, 307–324 (1975).
  20. Howarth, P. A., Heron, G., Greenhouse, D. S., Bailey, I. L. & Berman, S. M. Discomfort from glare: The role of pupillary hippus†. *Int. J. Light. Res. Technol.* **25**, 37–42 (1993).
  21. Raynham, P., Osterhaus, W. & Davies, M. Mapping of Brain Functions and Spatial Luminance Distributions as Innovative Tools for Assessing Discomfort Glare in the Built Environment. *Eng. A J. Archit. Res. Vol 4, No 1* (2007).
  22. Roy, C. S. & Sherrington, C. S. On the Regulation of the Blood-supply of the Brain. *J. Physiol.* **11**, 85–158.17 (1890).
  23. Ogawa, S., Lee, T. M., Kay, A. R. & Tank, D. W. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* **87**, 9868–9872 (1990).
  24. Goodyear, B. G. & Menon, R. S. Effect of luminance contrast on BOLD fMRI response in human primary visual areas. *J. Neurophysiol.* **79**, 2204–2207 (1998).
  25. Fugate, J. M., Fry, G. A. & Society, I. E. *Relation of Changes in Pupil Size to Visual Discomfort*, by Jack M. Fugate and Glenn A. Fry. (1956).
  26. Berman, S. M., Bullimore, M. A., Jacobs, R. J., Bailey, I. L. & Gandhi, N. An Objective Measure of Discomfort Glare. *J. Illum. Eng. Soc.* **23**, 40–49 (1994).
  27. Berman, S. M., Bullimore, M. A., Bailey, I. L. & Jacobs, R. J. The Influence of Spectral Composition on Discomfort Glare for Large-Size Sources. *J. Illum. Eng. Soc.* **25**, 34–41 (1996).
  28. Kooi, F. L. Yellow lessens discomfort glare : physiological mechanism ( s ). *October* **44**, 0–10 (2004).
  29. Adrian, W. Spectral sensitivity of the pupillary system. *Clin. Exp. Optom.* **86**, 235–238 (2003).
  30. GUTH, S. K. Subjective appraisal of comfortable brightness relationships. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* **28**, 468–483 (1951).
  31. De Boer, J. B. Visual perception in road traffic and the field of vision of the motorist. *Public Light.* 11–96 (1967).
  32. Gellatly, A. & Weintraub, D. User reconfigurations of the de Boer rating scale for discomfort glare. The University of Michigan Transportation Research Institute. 1–21 (1990).

33. Illumination, I. C. on. *Discomfort Glare in the Interior Working Environment*. (CIE, 1983).
34. Illumination, I. C. on. *Glare Evaluation System for Use Within Outdoor Sports and Area Lighting*. (CIE, 1994).
35. Einhorn, H. D. A new method for the assessment of discomfort glare. *Light. Res. Technol.* **1**, 235–247 (1969).
36. Einhorn, H. D. Discomfort glare: a formula to bridge differences. *Light. Res. Technol.* **11**, 90–94 (1979).
37. Clear, R. D. Discomfort glare: What do we actually know? *Light. Res. Technol.* **45**, 141–158 (2012).
38. Murray, I. J., Plainis, S. & Carden, D. The ocular stress monitor: A new device for measuring discomfort glare. *Light. Res. Technol.* **34**, 231–239 (2002).
39. GUTH, S. K. A method for the evaluation of discomfort glare. *Illum Eng* **58**, 351–364 (1963).
40. LUCKIESH, M. & GUTH, S. K. Brightnesses in visual field at borderline between comfort and discomfort. *Illum. Eng.* **44**, 650–670 (1949).
41. Britain), B. R. S. (Great & Hopkinson, R. G. *Architectural physics: lighting*. (1963).
42. Boyce, P. R. *Human Factors in Lighting*. (Taylor & Francis, 2003).
43. Illumination., I. C. on. *Discomfort glare in interior lighting*. (Commission internationale de l'éclairage, 1995).
44. Luckiesh, M. & Moss, F. K. Intrinsic Brightness as a Factor in Discomfort from Glare. *J. Opt. Soc. Am.* **32**, 6–7 (1942).
45. Yamin Garretón, J. A., Rodriguez, R. G., Ruiz, A. & Pattini, A. E. Degree of eye opening: A new discomfort glare indicator. *Build. Environ.* **88**, 142–150 (2015).
46. Mohammadi, G., Shanbehzadeh, J. & Sarrafzadeh, A. A Fast and Adaptive Video-Based Method for Eye Blink Rate Estimation. *Int. J. Adv. Comput. Res.* **5**, 105–114 (2015).
47. Fathi, A. H., Mohammadi, F. A. & Manzuri, M. T. The eyelids distance detection in gray scale images. *2006 Int. Symp. Commun. Inf. Technol. Isc.* 937–940 (2006). doi:10.1109/ISCIT.2006.339914
48. IJ, M., T, Z. & Carden, D. Objective assessment of discomfort glare. *ILE Proc.* (1998).
49. Tyukhova, Y. I. Discomfort Glare From Small , High Luminance Light Sources in. 280 (2015).
50. Conditions, A., Gowrisankaran, S., Sheedy, J. E. & Hayes, J. R. Eyelid Squint Response to Asthenopia-Inducing Conditions. **84**, 611–619 (2007).



