



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ  
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ  
<<ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ>>



**<< Αξιολόγηση ενός χαμηλού κόστους, ασύρματου  
συστήματος ηλεκτρομυογραφίας στη μέτρηση του  
θάμβους όχλησης >>**

**Μαρκάκης Γεώργιος**

**Επιβλέπων  
Σωτήρης Πλαΐνης**

**ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2017**



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ  
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ  
<<ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ>>



## **<< Αξιολόγηση ενός χαμηλού κόστους, ασύρματου συστήματος ηλεκτρομυογραφίας στη μέτρηση του θάμβους όχλησης >>**

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών << Οπτική και Όραση >>.

### **Τριμελής Επιτροπή Επίβλεψης**

Σωτήρης Πλαΐνης, PhD Οπτομέτρης  
Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης, Καθηγητής Οφθαλμολογίας  
Πέτρος Χατζάκης, MSc Φυσικός

### **Τριμελής Επιτροπή Αξιολόγησης**

Μιλτιάδης Τσιλιμπάρης, Καθηγητής Οφθαλμολογίας  
Δημήτρης Παπάζογλου, Επίκουρος Καθηγητής Επιστήμης και Τεχνολογίας Υλικών  
Χαράλαμπος Σιγανός, Αναπληρωτής Καθηγητής Οφθαλμολογίας

**ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2017**

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

### Σκοπός

Σε αντίθεση με την υποκειμενική κλίμακα De Boer η οποία χρησιμοποιείται ευρέως για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης που όμως δεν βαθμονομείται ενώ επηρεάζεται από διάφορες παραμέτρους κι έχει ένα βαθμό αβεβαιότητας, η ηλεκτρομυογραφία των μυών που βρίσκονται γύρω από τον οφθαλμό έχει προταθεί ως μία αντικειμενική μέθοδος μέτρησης του θάμβους όχλησης. Ένα βασικό μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι το υψηλό κόστος του εξοπλισμού και η αναγκαιότητα να χρησιμοποιείται σε περιβάλλον εργαστηρίου. Το Bitalino, ένα ασύρματο σύστημα ηλεκτρομυογραφίας, είναι σε θέση να ξεπεράσει αυτά τα προβλήματα, μιας κι έχει χαμηλό κόστος, είναι φορητό και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε οποιοδήποτε περιβάλλον. Ο σκοπός αυτής της μελέτης είναι να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα του Bitalino στη καταγραφή και μέτρηση των οφθαλμικών κινήσεων και κατά συνέπεια του θάμβους όχλησης.

### Μεθοδολογία

Στη μελέτη συμμετείχαν 11 ασθενείς χωρίς οφθαλμολογικά προβλήματα και με τη βέλτιστη διόρθωση. Η καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων πραγματοποιήθηκε με το Bitalino από τον ένα οφθαλμό και με τον σταθερό νευροφυσιολογικό ενισχυτή (CED 1902) από τον άλλο οφθαλμό. Μια φωτεινή πηγή (λάμπα αλογόνου 100W) ήταν τοποθετημένη μπροστά από τα υποκείμενα σε απόσταση 50 εκατοστών. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε πέντε συνθήκες φωτισμού: 0, 500, 2000, 3000 και 6000 lux κατακόρυφου φωτισμού στο επίπεδο του οφθαλμού. Η κάθε μέτρηση διαρκούσε 4 δευτερόλεπτα με ένα διάστημα 2 λεπτών για προσαρμογή στο σκοτάδι ανάμεσα στις μετρήσεις. Ο λόγος σήμα προς θόρυβο που χρησιμοποιείται σαν δείκτης του θάμβους όχλησης, εξήχθη από την περιοχή που βρίσκεται κάτω από τις συχνότητες 180-220 Hz στο πεδίο συχνοτήτων.

### Αποτελέσματα και συμπέρασμα

Ο δείκτης που υπολογίστηκε από τα 11 υποκείμενα στις πέντε συνθήκες φωτισμού από το Bitalino συσχετίστηκε με αυτά που μετρήθηκαν με το CED 1902 ( $r=0.75$ ,  $p<0.001$ ). Το Bitalino μπορεί να μην έχει την ανάλυση και την ευαισθησία ενός υψηλής τάξης νευροφυσιολογικού συστήματος αλλά ενδεχομένως να μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μια πρόχειρη αξιολόγηση, με τα πλεονεκτήματα της φορητότητας και του χαμηλού κόστους.

## Abstract

### Purpose

Contrary to the subjective De Boer rating scale that is widely used for the evaluation of discomfort glare and is non calibrated, influenced by various parameters and carries a degree of uncertainty, the electromyography (EMG) of the muscles surrounding the eye has been proposed as an objective method for measuring discomfort glare. A major disadvantage of this method is the high cost of the equipment and the necessity of being used in a laboratory environment. Bitalino, a biosignals toolkit, can surpass all these problems, as it is low cost, portable and can be used in any environment. The purpose of this study is to evaluate Bitalino's effectiveness on measuring ocular EMG signals and consequently discomfort glare.

### Methods

A group of 11 patients with no ophthalmic pathology and best corrected participated in the study. Ocular EMG signals were measured with the Bitalino toolkit at one eye and with a desktop neurophysiological amplifier (CED 1902) at the other eye. A glare source (100W halogen lamp) was placed in front of the subject at 50 cm distance. Measurements were made in five illumination conditions: 0, 500, 2000, 3000, 6000 lux of vertical illuminance at eye level. Each measurement lasted 4 seconds with 2 minutes dark adaptation time in between. The signal to noise ratio was extracted for the area under frequencies from 180-220 Hz, in the frequency domain, as an index for discomfort glare.

### Results and conclusion

The calculated discomfort glare index for 11 patients and the five lighting conditions as measured with the Bitalino toolkit was correlated with that measured with the CED 1902 amplifier ( $r=0.75$ ,  $p<0.001$ ). The Bitalino toolkit may not have the resolution and sensitivity of a high grade neurophysiological system, but can be potentially used for a rough evaluation of discomfort glare, with the advantages of portability and low cost.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

## A. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Εισαγωγή

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1 Κερατοειδής .....	6
1.1.1 Ανατομία .....	6
1.1.2 Φυσιολογία .....	8
1.2 Επεξεργασία οπτικής πληροφορίας .....	9
1.2.1 Αμφιβληστροειδής .....	9
1.2.2 Προσαρμογή και αποκρίσεις φωτοϋποδοχέων .....	11
1.3 Οπτικός φλοιός .....	12

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Αντίληψη του θάμβους στην ανθρώπινη όραση .....	14
2.1.1 Ιδιότητες και ταξινόμηση θάμβους .....	14
2.1.2 Μεταβλητές που σχετίζονται με το θάμβος όχλησης .....	15
2.2 Υποκειμενική και αντικειμενική μέτρηση του θάμβους όχλησης .....	16
2.2.1 Η διαχωριστική γραμμή μεταξύ ανακούφισης και όχλησης .....	16
2.2.2 Κλίμακα De Boer .....	16
2.2.3 Αντικειμενικός δείκτης θάμβους .....	17
2.2.4 Δραστηριότητα οφθαλμικών μυών στην οφθαλμική ηλεκτρομυογραφία .....	17
2.3 Μηχανισμοί θάμβους όχλησης .....	18
2.4 Αξιολόγηση θάμβους όχλησης .....	19

## B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

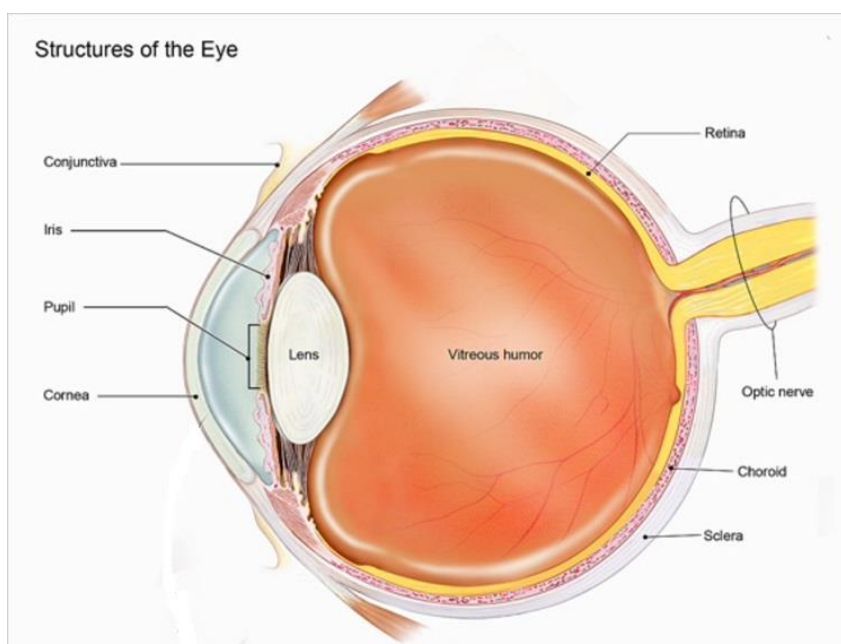
3.1 Εισαγωγή-Σκοπός .....	21
3.2 Ασθενείς και Μέθοδος .....	21
3.3 Αποτελέσματα και συμπέρασμα .....	29
3.4 Συζήτηση-Επόμενες έρευνες .....	42
Βιβλιογραφία	

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

## 1.1 Κερατοειδής

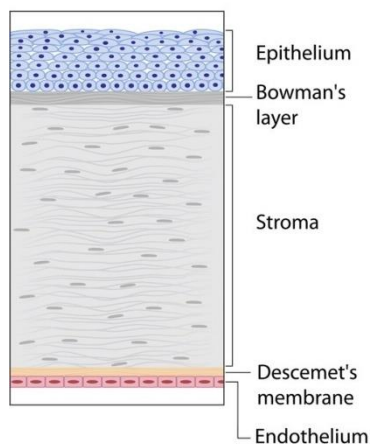
### 1.1.1 Ανατομία

Ο κερατοειδής είναι μια οπτικά διαφανής ανατομική δομή που αποτελεί το κυριότερο διαθλαστικό μέσο του ανθρώπινου οφθαλμού λόγω της ελαφρώς κυρτότερης καμπυλότητας του (ακτίνα καμπυλότητας περίπου 8 mm) από αυτήν του σκληρού (ακτίνα καμπυλότητας περίπου 12 mm) και της μεγάλης διαφοράς του δείκτη διάθλασης του ( $n=1.376$ ) σε σχέση με αυτόν του αέρα ( $n=1$ ). Η διαθλαστική του δύναμη ανέρχεται στις 42-45 διοπτρίες που ισοδυναμεί με τα 2/3 της διαθλαστικής δύναμης του ανθρώπινου οφθαλμού. Το υπόλοιπο 1/3 προέρχεται από τον φακό και λιγότερο από την κοιλότητα του υαλοειδούς και του υδατοειδούς. Αποτελείται από δύο επιφάνειες, μια υπόκυρτη με ακτίνα καμπυλότητας 7.8 mm και μια οπίσθια υπόκοιλη με ακτίνα καμπυλότητας 6.5 mm. Το πάχος του κερατοειδούς στο κέντρο είναι περίπου 540  $\mu\text{m}$  ενώ στην περιφέρεια κυμαίνεται από 700  $\mu\text{m}$  έως 1000  $\mu\text{m}$ .



**Εικόνα 1:** Ο κερατοειδής εντοπίζεται στην πρόσθια επιφάνεια του οφθαλμού.

Ο κερατοειδής αποτελείται από 5 στρώματα: το επιθήλιο, την στιβάδα του Bowman, το στρώμα, τη Δεσκεμέτσιο μεμβράνη και το ενδοθήλιο.



**Εικόνα 2:** Ιστολογική δομή κερατοειδούς.

### **Επιθήλιο**

Το επιθήλιο του κερατοειδούς είναι πολύστιβο και αποτελείται από 3 τύπους κυττάρων: τα επιφανειακά, τα ενδιάμεσα και τα βασικά. Αποτελεί το 5% του πάχους του κερατοειδούς με πάχος της βασικής στιβάδας περίπου 12 μm. Το επιθήλιο μαζί με τη δακρυϊκή στιβάδα εξασφαλίζουν την ομαλή κερατοειδική επιφάνεια και την προστασία από εξωτερικές βιολογικές και χημικές επιδράσεις. Το επιθήλιο αναγεννάται και η αναγέννηση πραγματοποιείται κάθε 5-7 ημέρες.

### **Μεμβράνη του Bowman**

Η μεμβράνη του Bowman είναι μια σκληρή στιβάδα του κερατοειδούς η οποία βρίσκεται κάτω από το επιθήλιο και ουσιαστικά είναι συνέχεια του στρώματος. Το πάχος της είναι 8-12 μm και συμμετέχει στη βιομηχανική σταθερότητα του κερατοειδούς.

### **Στρώμα**

Το στρώμα του κερατοειδούς αποτελεί το 90% του πάχους του. Βρίσκεται κάτω από τη μεμβράνη του Bowman και αποτελείται από ίνες κολλαγόνου, κύτταρα και θεμέλιο ουσία. Η διαφάνεια του κερατοειδή οφείλεται σε αυτή τη διάταξη. Τα

κύτταρα του στρώματος διακρίνονται σε μόνιμα (κερατοκύτταρα) και σε μεταναστευτικά (λεμφοκύτταρα, πολυμορφοπύρρηνα και μακροφάγα).

### **Δεσκεμέτειος μεμβράνη**

Η Δεσκεμέτειος μεμβράνη βρίσκεται κάτω από το στρώμα και αποτελεί τη βασική μεμβράνη του ενδοθηλίου το κερατοειδούς. Είναι μια διακριτή μεμβράνη με πάχος 10 μm και δυνατότητα αναγέννησης.

### **Ενδοθήλιο**

Το ενδοθήλιο αποτελείται από μια στιβάδα εξαγωνικών κυττάρων. Κύρια λειτουργία του ενδοθηλίου είναι η άντληση νερού από το στρώμα προς τον πρόσθιο θάλαμο διατηρώντας σταθερή την ενυδάτωσή του. Επίσης συνεισφέρει σημαντικά στη διατήρηση της διαφάνειάς του καθώς και στη θρέψη του κερατοειδούς. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα δεν αναγεννώνται όμως έχουν τη δυνατότητα να καλύψουν το χώρο σε περίπτωση τραυματισμού ή καταστροφής γειτονικών κυττάρων. Σε φυσιολογικά επίπεδα η πυκνότητα των κυττάρων υπολογίζεται στα 2.500 κύτταρα/mm<sup>2</sup>. Η πυκνότητα μειώνεται με την πάροδο του χρόνου. Σε πυκνότητα κυττάρων περίπου στα 500 κύτταρα/mm<sup>2</sup> εμφανίζεται οίδημα στον κερατοειδή με αποτέλεσμα τη μείωση της διαφάνειάς του.

## **1.1.2 Φυσιολογία**

Η διαφάνεια του κερατοειδούς οφείλεται τόσο στην ανατομική κατασκευή του όσο και στον μηχανισμό ρύθμισης της ενυδάτωσης που διατηρεί σταθερή την περιεκτικότητα του νερού στο στρώμα. Οι ανατομικές συνθήκες που εξασφαλίζουν τη διαφάνεια του κερατοειδούς είναι: η απουσία αιμοφόρων αγγείων, ο μικρός αριθμός κυττάρων στο στρώμα καθώς και η παράλληλη διάταξη των κολλαγόνων ινών.

Ο κερατοειδής είναι ανάγγειος και η θρέψη του γίνεται μέσω της διάχυσης από τα αγγεία του σκληροκερατοειδικού ορίου, από το υδατοειδές υγρό και τη δακρυϊκή στιβάδα. Ο μεταβολισμός του κερατοειδούς επιτυγχάνεται μέσω του οξυγόνου που παρέχουν τα δάκρυα στο επιθήλιο, από τη γλυκόζη που τροφοδοτεί το ενδοθήλιο, καθώς και από ουσίες που υπάρχουν στο υδατοειδές υγρό. Σε φυσιολογικές συνθήκες κερατοειδής περιέχει 75% νερό. Σε περίπτωση αύξησης της ποσότητας του νερού δημιουργείται οίδημα του στρώματος με αποτέλεσμα την απώλεια της διαφάνειάς του. Η ποσότητα του νερού μένει σταθερή λόγω του μηχανισμού ρύθμισης της ενυδάτωσης που βρίσκεται στη στιβάδα του ενδοθηλίου.

## **1.2 Επεξεργασία οπτικής πληροφορίας**

Η μετατροπή της φωτεινής ενέργειας σε ηλεκτρικό σήμα είναι μια από τις πιο σημαντικές λειτουργίες στο ανθρώπινο οπτικό σύστημα έτσι ώστε να επεξεργαστεί η οπτική πληροφορία που συλλέγεται από το περιβάλλον. Η διαδικασία αυτή

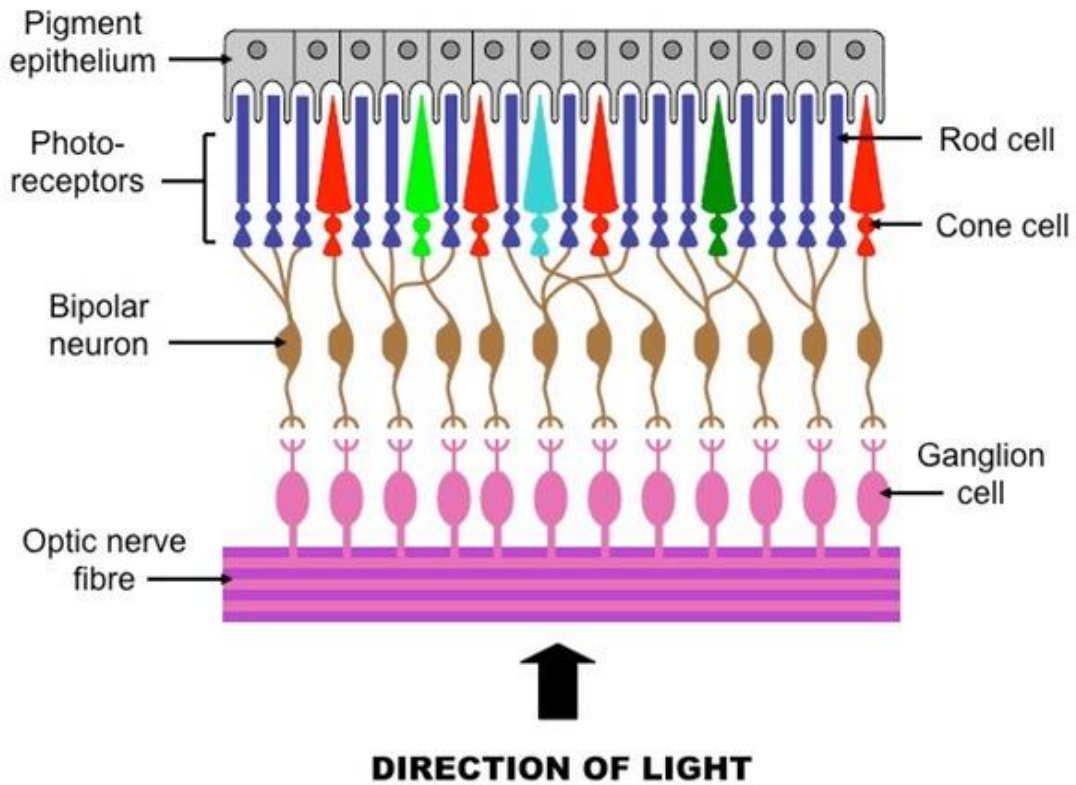


γίνεται στα εξωτερικά στρώματα του αμφιβληστροειδή και στη συνέχεια το ηλεκτρικό σήμα μεταβιβάζεται μέσω του οπτικού νεύρου σε ανώτερα κέντρα του εγκεφάλου για περαιτέρω επεξεργασία. Η μελέτη του αμφιβληστροειδή και των οπτικών μονοπατιών είναι χρήσιμη για να κατανοήσουμε πως το φώς μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και πως μεταφέρεται στον εγκέφαλο.

### **1.2.1 Αμφιβληστροειδής**

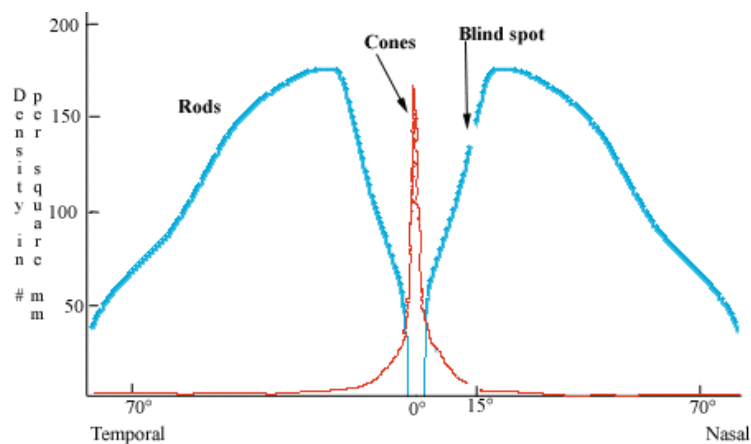
Ο αμφιβληστροειδής βρίσκεται οπίσθιο πόλο του οφθαλμού και είναι το στρώμα όπου συγκεντρώνονται οι ακτίνες φωτός και γίνεται η μετατροπή του φωτός σε ηλεκτρικό σήμα. Η διαδικασία αυτή γίνεται μέσω των φωτοϋποδοχέων που υπάρχουν στον αμφιβληστροειδή. Υπάρχουν διάφοροι τύποι νευρώνων στον αμφιβληστροειδή όπως τα οριζόντια, τα δίπολα, τα αμακρϋινά και τα γαγγλιακά κύτταρα. Οι φωτοϋποδοχείς συνάπτονται στα δίπολα κύτταρα τα οποία συνεχίζουν στα γαγγλιακά κύτταρα. Οι μακρείς άξονες των γαγγλιακών κυττάρων αφήνουν το μάτι και συνάπτονται στον έξω γονατώδη πυρήνα. Αυτή η διάταξη δείχνει πως είναι οργανωμένος ο αμφιβληστροειδής. Επίσης, υπάρχουν κι άλλες πλευρικές διασυνδέσεις οι οποίες είναι υπεύθυνες για την οριζόντια μεταβίβαση των αμφιβληστροειδικών πληροφοριών. Κάποιες από αυτές είναι τα προγαγγλιακά κύτταρα συμπεριλαμβανομένων των οριζόντιων και των αμακρϋινών κυττάρων.

Σε αντίθεση με τους προηγούμενους τύπους διάδοσης των πληροφοριών, υπάρχει κι ένα άλλο μονοπάτι στο οποίο η αμφιβληστροειδική πληροφορία μεταβιβάζεται από τα γαγγλιακά κύτταρα προς τα πίσω μέσω των φωτοϋποδοχέων. Ορισμένη ποσότητα φωτός που περνά από την κόρη απορροφάται από ενδοφθάλμιες δομές όπως τους φακούς, από το υαλώδες και από αιμοφόρα αγγεία. Εναπομένει φως που περνάει τους φωτοϋποδοχείς απορροφάται από το μελάγχρουν επιθήλιο, ελαχιστοποιώντας τη διασπορά. Παρά όλα αυτά το περισσότερο φως απορροφάται από τους φωτοϋποδοχείς στον αμφιβληστροειδή. Οι φωτοϋποδοχείς περιέχουν μια πρωτεΐνη, την οψίνη, η οποία παίζει σημαντικό ρόλο στην μετατροπή της ενέργειας των απορροφούμενων φωτονίων σε ηλεκτρικά σήματα. Αξίζει να σημειωθεί ότι το προσπίπτων φως ταξιδεύει από την εσωτερική προς την εξωτερική πλευρά του αμφιβληστροειδή ενώ το ηλεκτρικό σήμα ταξιδεύει προς την αντίθετη κατεύθυνση. Αυτό σημαίνει ότι το φως βρίσκει πρώτα τα γαγγλιοκύτταρα και στη συνέχεια κατευθύνεται προς τα εξωτερικά τμήματα των φωτοϋποδοχέων.



Εικόνα 3: Δομή αμφιβληστροειδούς.

Υπάρχουν δύο τύποι φωτοϋποδοχέων. Τα κωνία και τα ραβδία. Τα κωνία είναι υπεύθυνα για την όραση κατά τη διάρκεια της ημέρας και την επεξεργασία του χρώματος ενώ τα ραβδία για τη νυχτερινή όραση. Τα κωνία δεν είναι τόσο ευαίσθητα στο φως όσο τα ραβδία αλλά γενικά αντιδρούν γρηγορότερα στο φως. Επίσης, τα κωνία παρέχουν καλύτερη ανάλυση και υψηλότερη ακρίβεια από ότι τα ραβδία. Τα ραβδία είναι περισσότερα (120.000.000) από ότι τα κωνία (6.000.000) στον ανθρώπινο οφθαλμό, όμως τα ραβδία απουσιάζουν από το κεντρικό βοθρίο.

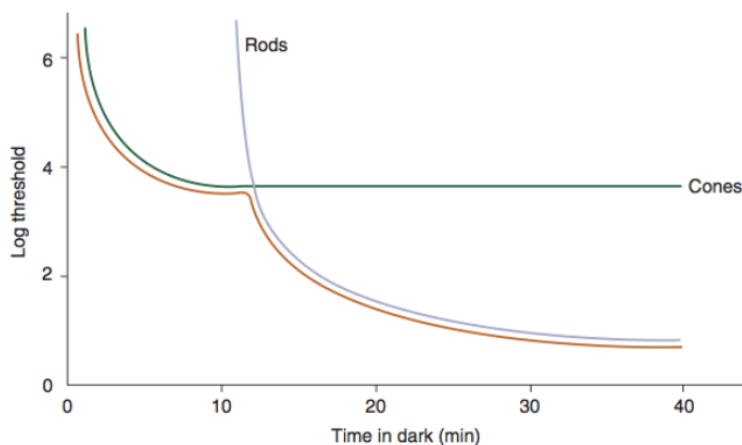


Εικόνα 4: Πυκνότητα κωνίων και ραβδίων στον αμφιβληστροειδή.

Στα κωνία και στα ραβδία υπάρχουν τέσσερα λειτουργικά στρώματα: το εξωτερικό, το εσωτερικό, η εξωτερική περιοριστική μεμβράνη και το εξωτερικό πυρηνικό στρώμα. Οι οπτικές χρωστικές μεταφέρονται στο στρώμα των εξωτερικών στρωμάτων με τη μορφή μιας στοίβας δισκίων μεμβράνης. Το φως μετατρέπεται σε ηλεκτροχημική ενέργεια από αυτές τις οπτικές χρωστικές. Αυτή η διαδικασία είναι γνωστή ως οπτική φωτομετατροπή.

### 1.2.2 Προσαρμογή και αποκρίσεις φωτοϋποδοχέων

Όταν το φως φτάνει στον αμφιβληστροειδή, το μάτι προσαρμόζεται στο συγκεκριμένο επίπεδο φωτισμού και αυτό συχνά περιγράφεται ως προσαρμογή. Γενικά, ο όρος "οπτική προσαρμογή" χρησιμοποιείται για να περιγράψει τόσο την προσαρμογή σε υψηλότερα επίπεδα φωτός μετά από έκθεση σε αμυδρό φωτισμό, όσο και την προσαρμογή σε χαμηλότερα επίπεδα φωτός μετά από έκθεση σε φωτεινότερο ερέθισμα. Το μεγαλύτερο κατόρθωμα της προσαρμογής του οπτικού συστήματος είναι ότι το ανθρώπινο μάτι μπορεί να προσαρμοστεί σε ένα ευρύ φάσμα επιπέδων φωτισμού. Αυτή η ικανότητα του ανθρώπινου οπτικού συστήματος να λειτουργεί πάνω από ένα ευρύ φάσμα προσαρμοστικών επιπέδων είναι γνωστό ως προσαρμογή, με τη μεσολάβηση των φωτοϋποδοχέων στον αμφιβληστροειδή. Πρέπει να τονιστεί ότι η προσαρμογή των κωνίων και η προσαρμογή των ραβδίων έχουν διαφορετικό χρόνο ολοκλήρωσης στο σκοτάδι.



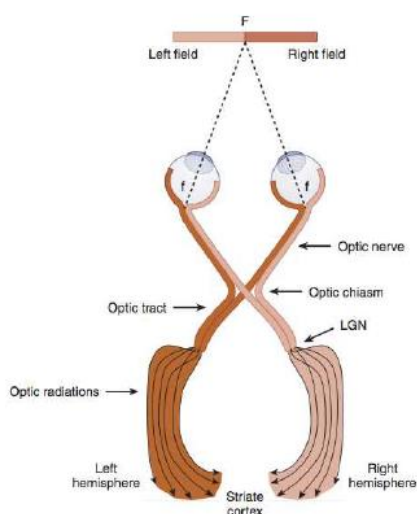
**Εικόνα 5:** Διάρκεια ολοκλήρωσης της προσαρμογής των ραβδίων και κωνίων στο σκοτάδι.

Μέρος του βασικού μηχανισμού που είναι υπεύθυνος για τον έλεγχο της προσαρμογής στο σκοτάδι είναι η εναλλαγή των ραβδίων και των κωνίων. Η προσαρμογή των κωνίων έχει ολοκληρωθεί ουσιαστικά μέσα σε 10 λεπτά, σημείο

όπου ξεκινά η προσαρμογή των ραβδίων. Όπως φαίνεται (Εικόνα 5), τα κωνία επανέρχονται πιο γρήγορα στις φυσιολογικές τους λειτουργίες από ότι τα ραβδία. Οι φωτοϋποδοχείς μπορούν να προσαρμοστούν και να λειτουργήσουν σε ένα μεγάλο φάσμα φωτεινών επιπέδων. Ωστόσο, το εύρος της προσαρμογής είναι περιορισμένο μιας και όλες οι χρωστικές ατονούν σε αρκετά υψηλά επίπεδα φωτισμού. Είναι γενικώς αποδεκτό ότι η απόκριση των φωτοϋποδοχέων στον αμφιβληστροειδή αυξάνεται όσο αυξάνεται η ένταση του φωτός.

### 1.3 Οπτικός φλοιός

Οι περιοχές στον οπτικό φλοιό είναι υπεύθυνες την επεξεργασία των πληροφοριών που λαμβάνονται από τον αμφιβληστροειδή. Ο εγκεφαλικός φλοιός αποτελείται από σύνολο περιοχών οι οποίες διπλώνονται σε μικρό όγκο. Αυτό συμβαίνει έτσι ώστε να διασφαλιστεί η αποτελεσματική ταξινόμηση στο ανθρώπινο κρανίο. Το μέγεθος του ανθρώπινου εγκεφάλου είναι σαν δύο γροθιές. Παρόλα αυτά, αν ο εγκεφαλικός φλοιός δεν ήταν διπλωμένος το μέγεθος του εγκεφάλου θα ήταν όσο μια μπάλα του μπάσκετ. Επίσης, ο εγκεφαλικός φλοιός είναι χωρισμένος σε δύο ημισφαίρια τα οποία είναι παρόμοια μεταξύ τους αλλά ίσως διαφέρουν στους λειτουργικούς ρόλους. Ο οπτικός φλοιός βρίσκεται στον ινιακό λοβό, έναν από τους τέσσερις λοβούς του εγκεφαλικού φλοιού που βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου. Ο πρωτογενής οπτικός φλοιός, γνωστός ως V1, είναι μέρος του ινιακού λοβού. Οι νευρώνες του έξω γονατώδη πυρήνα μεταβιβάζουν την πληροφορία στον πρωτογενή οπτικό φλοιό όπου πραγματοποιούνται τα πρώτα βήματα της επεξεργασίας στον φλοιό. Σε κάθε ημισφαίριο του εγκεφάλου υπάρχει ένας οπτικός φλοιός. Η οπτική είσοδος στον πρωτογενή οπτικό φλοιό μεταδίδεται με διασταύρωση. Το αριστερό ημισφαίριο λαμβάνει σήματα από το δεξί οπτικό πεδίο ενώ το δεξιό ημισφαίριο από το αριστερό οπτικό πεδί



**Εικόνα 6:** Η οπτική πληροφορία από το δεξιό οπτικό πεδίο επεξεργάζεται στο αριστερό ημισφαίριο, ενώ στο δεξιό ημισφαίριο επεξεργάζονται οι πληροφορίες που προέρχονται από το αριστερό οπτικό πεδίο.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

### 2.1 Αντίληψη του θάμβους στην ανθρώπινη όραση

Η λέξη 'θάμβος' συνήθως περιγράφει την αίσθηση που νιώθουμε όταν στο οπτικό μας πεδίο εμφανίζονται πολύ λαμπερά αντικείμενα ή φωτεινές πηγές. Για να κατανοήσουμε καλύτερα τι σημαίνει θάμβος, θα πρέπει να γνωρίζουμε τους μηχανισμούς που ευθύνονται γι' αυτό. Ο Holladay υποστήριξε ότι οι αρνητικές επιπτώσεις του θάμβους μπορούν να αποδοθούν σε βλάβη της όρασης λόγω του σκεδαζόμενου φωτός. Αν και το σκεδαζόμενο φως μπορεί να συμβάλλει σημαντικά στην συνολική ενόχληση δεν υπολογίζεται σαν το μοναδικό αίτιο που προκαλεί το φαινόμενο του θάμβους.

#### 2.1.1 Ιδιότητες και ταξινόμηση θάμβους

Το θάμβος διακρίνεται σε δύο ξεχωριστές κατηγορίες. Το θάμβος όχλησης το οποίο προκαλεί δυσφορία και απόσπαση της προσοχής. Η άλλη κατηγορία είναι το θάμβος που προκαλεί μείωση της όρασης (disability glare), το οποίο επηρεάζει την ανθρώπινη όραση μειώνοντας την αντίθεση της αμφιβληστροειδικής εικόνας κυρίως λόγω του σκεδαζόμενου φωτός. Η διαφορά του θάμβους όχλησης με το disability glare είναι ότι το disability glare είναι αποτέλεσμα σκεδαζόμενου φωτός και έχει σημαντική επίδραση στην αμφιβληστροειδική εικόνα ενώ το θάμβος όχλησης δεν μπορεί να αποδωθεί μόνο στη σκέδαση του φωτός. Από τη φύση του το disability glare είναι πιο απλό να οριστεί και να μελετηθεί σε αντίθεση με το θάμβος όχλησης.

Είναι γενικά αποδεκτό ότι ένας από τους μηχανισμούς του disability glare είναι η σκέδαση εντός του οφθαλμού που δρά ως μια φωτεινή λάμψη μειώνοντας την αντίθεση της αμφιβληστροειδικής εικόνας συνέπεια να μειώνεται και η οπτική απόδοση. Όταν κάποιος κοιτάζει μια φωτεινή πηγή ένα ποσοστό από το φως διασκορπίζεται από τα οπτικά του οφθαλμού, όμως μια ποσότητα φωτός θα παραμείνει στη θέση της φωτεινής πηγής. Όπως προαναφέρθηκε, ως αποτέλεσμα του διασκορπιζόμενου φωτός στο μάτι η αντίθεση της εικόνας του αμφιβληστροειδούς μειώνεται ακόμα και αν δεν υπάρχει κάποια εξωτερική πηγή φωτισμού. Όταν υπάρχει η εξωτερική πηγή τότε κάποιος μπορεί να αισθανθεί είτε το disability glare είτε το θάμβος όχλησης.

Για να προκληθεί θάμβος όχλησης η φωτεινότητα της πηγής πρέπει να είναι αρκετά μεγαλύτερη από την φωτεινότητα του φόντου γύρω από αυτήν. Όταν η πηγή είναι αρκετά φωτεινή ώστε να προκαλέσει θάμβος όχλησης το υποκείμενο αντιδρά ενστικτωδώς απομακρύνοντας το βλέμμα του από την φωτεινή πηγή. Το πότε θα γίνει αντιληπτό το θάμβος όχλησης διαφέρει από το ένα άτομο στο άλλο και αυτό μας δείχνει ότι το θάμβος όχλησης εξαρτάται από ορισμένους παράγοντες. Το θάμβος όχλησης είναι συνηθισμένο στην καθημερινή ζωή. Θα μπορούσε να είναι ο φωτισμός του δρόμου ή τα φώτα των αυτοκινήτων. Επίσης, θα μπορούσε να είναι ο

φωτισμός στο περιβάλλον εργασίας που θα κούραζε ή ενοχλούσε τους εργαζόμενους.

### **2.1.2 Μεταβλητές που σχετίζονται με το θάμβος όχλησης**

Προηγούμενες μελέτες σχετικά με το θάμβος όχλησης έχουν επικεντρωθεί στις επιπτώσεις που έχουν οι διαφορετικές ιδιότητες της φωτεινής πηγής όσο αναφορά την όχληση. Εν συντομία οι παράγοντες που είναι υπεύθυνοι για την πρόκληση όχλησης μπορούν να συνοψιστούν ως εξής:

- Ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες που επηρεάζουν το επίπεδο της όχλησης είναι η φωτεινότητα της φωτεινής πηγής. Η αίσθηση του θάμβους είναι εντονότερη όσο αυξάνεται η φωτεινότητα της πηγής.
- Επίσης σημαντικό ρόλο στο θάμβος όχλησης έχει και το μέγεθος της φωτεινής πηγής. Γενικά για σταθερή φωτεινότητα η αίσθηση του θάμβους αυξάνεται όσο αυξάνεται και το μέγεθος της πηγής. Η ίδια έρευνα δείχνει ότι για φωτεινή πηγή σταθερής έντασης το υποκείμενο νιώθει πιο άνετα όταν το φως διαχέεται παρά όταν είναι συγκεντρωμένο.
- Η θέση της φωτεινής πηγής στο οπτικό πεδίο είναι ένας επιπλέον παράγοντας. Μελέτες έδειξαν ότι όσο μεγαλώνει η γωνία της φωτεινής πηγής από τη γραμμή της όρασης τόσο μειώνεται η αίσθηση της όχλησης.
- Η διάταξη πολλαπλών φωτεινών πηγών μπορεί επίσης να επηρεάσει το επίπεδο όχλησης. Αν οι φωτεινές πηγές είναι διατεταγμένες κατά μήκος της γραμμής όρασης, προκαλείται λιγότερο θάμβος σε σχέση με πηγές που είναι διατεταγμένες εγκάρσια.
- Έχει παρατηρηθεί ότι το θάμβος όχλησης μπορεί να μειωθεί όσο αυξάνεται η φωτεινότητα του φόντου. Αυτό ίσως εξηγεί γιατί οι οδηγοί αισθάνονται μικρότερη όχληση κατά τη διάρκεια της ημέρας παρά όταν οδηγούν τη νύχτα ακόμα κι όταν υπάρχουν οι ίδιες φωτεινές πηγές και στις δύο περιπτώσεις.
- Ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει την ευαισθησία στο θάμβος είναι η οπτική πυκνότητα τη ωχράς κηλίδας. Σύμφωνα με τα ευρήματα αυτής της μελέτης, αύξηση της πυκνότητας της ωχράς κηλίδας μειώνει την οπτική ενόχληση.

Συγκεντρωτικά, οι παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν το θάμβος όχλησης είναι η φωτεινότητα της πηγής, τα μέγεθος και η εκκεντρότητά της καθώς και ο φωτισμός του φόντου.

### **2.2 Υποκειμενική και αντικειμενική μέτρηση του θάμβους όχλησης**

Προκειμένου να διερευνηθούν οι μηχανισμοί για το θάμβος όχλησης έχουν προταθεί αρκετές μετρήσεις. Ορισμένες από αυτές τις δοκιμές βασίζονται στη μέτρηση του αντιλαμβανόμενου θάμβους χρησιμοποιώντας οπτικές ψυχοφυσικές μεθόδους ενώ άλλες βασίζονται στη μέτρηση διάφορων παραμέτρων (αριθμό

βλεφαρισμών ή καταγραφή των κινήσεων των οφθαλμικών μυών) που πιστεύεται ότι σχετίζονται με το επίπεδο του θάμβους όχλησης.

### 2.2.1 Η διαχωριστική γραμμή μεταξύ ανακούφισης και όχλησης

Οι πρώτες έρευνες επικεντρώθηκαν στη διαχωριστική γραμμή μεταξύ της ανακούφισης και του θάμβους όχλησης. Η διαχωριστική αυτή γραμμή χρησιμοποιείται ως μια υποκειμενική μέθοδος όπου ζητείται από τα άτομα να προσδιορίσουν την εκάστοτε ένταση μιας φωτεινής πηγής. Μέσω αυτής της μεθόδου καθορίζεται το επίπεδο της όχλησης και οι σχέσεις μεταξύ της φωτεινότητας και των ιδιοτήτων της πηγής που προκαλεί το θάμβος. Η μέθοδος αυτή όμως αποτυγχάνει να περιγράψει τον πολύπλευρο χαρακτήρα του θάμβους όχλησης. Υπάρχουν μερικά πιθανά προβλήματα με τη χρήση της διαχωριστικής γραμμής μεταξύ ανακούφισης και όχλησης. Προκειμένου να βελτιωθεί η αξιολόγηση του θάμβους όχλησης ο de Boer χρησιμοποίησε μια κλίμα γνωστή ως σύστημα βαθμολόγησης θάμβους.

### 2.2.2 Κλίμακα De Boer

Οι μετρήσεις για την ενόχληση πραγματοποιούνται χρησιμοποιώντας την κλίμακα de Boer, μια βαθμονομημένη κλίμακα 9 σημείων. Αν και παρατηρήθηκε ότι αυτή η υποκειμενική κλίμακα βαθμονόμησης είναι λιγότερο αποτελεσματική, είναι μια σημαντική αναφορά για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης. Με τη κλίμακα βαθμολόγησης θάμβους του de Boer το θάμβος όχλησης αξιολογείται χρησιμοποιώντας μια κλίμακα που περιλαμβάνει 9 αριθμημένα σημεία με 5 λεκτικές περιγραφές. Η κλίμακα είναι βαθμονομημένη με τέτοιο τρόπο ώστε το μικρότερο νούμερο να αντιπροσωπεύει το μεγαλύτερο βαθμό ενόχλησης που γίνεται αντιληπτό ενώ το μεγαλύτερο νούμερο εκφράζει την ελάχιστη δυσφορία που αντιλαμβάνονται τα άτομα. Με την ευρεία χρήση της κλίμακας de Boer ακολούθησαν και άλλες κλίμακες βασισόμενες σε αυτήν οι οποίες απλά άλλαζαν τις λεκτικές περιγραφές.

9	Just noticeable
8	
7	Satisfactory
6	
5	Just acceptable
4	
3	Disturbing
2	
1	Unbearable

Πίνακας 1: Κλίμακα de Boer

### 2.2.3 Αντικειμενικός δείκτης θάμβους

Πέρα από την κλίμακα de Boer η οποία μας δίνει μια σχετική αντίληψη για την ενόχληση που αισθάνεται το άτομο λόγω θάμβους, χρειαζόμαστε κι ένα αντικειμενικό δείκτη ο οποίος θα επιχειρήσει να ποσοτικοποιήσει το επίπεδο της ενόχλησης για συγκεκριμένο φωτισμό.

Ο δείκτης που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή την έρευνα και θα περιγραφεί αναλυτικότερα στη συνέχεια είναι ο λόγος  $\frac{\text{σήμα}}{\text{θόρυβος}}$  ο οποίος προκύπτει από τις μετρήσεις που έγιναν κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, όπου σήμα είναι τα δεδομένα που έχουμε όταν υπάρχει φωτεινή πηγή ενώ θόρυβος όταν δεν υπάρχει φωτισμός.

### 2.2.4 Δραστηριότητα οφθαλμικών μυών στην οφθαλμική ηλεκτρομυογραφία

Ηλεκτρομυογραφία (EMG) είναι η μελέτη της λειτουργίας των μυών μέσω των ηλεκτρικών σημάτων που παράγονται από τους μύες. Η διαδικασία του EMG είναι ευρέως διαδεδομένη σε πολλούς τομείς της εργονομίας. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την οπτική αντίληψη του θάμβους όχλησης. Είναι γνωστό ότι η ενόχληση από μια φωτεινή πηγή συνοδεύεται από αντανακλαστική κίνηση των μυών που περιβάλλουν τον οφθαλμό. Αυτοί οι μύες παράγουν την ηλεκτρική δραστηριότητα που είναι χρήσιμη για το EMG. Η δραστηριότητα των μυών γύρω από το μάτι που καταγράφεται μέσω του EMG μπορεί να αποτελέσει ένα αντικειμενικό δείκτη για στη μέτρηση του θάμβους όχλησης. Γενικά έχει αποδειχθεί ότι όταν αυξάνεται το θάμβος όχλησης μεγαλώνει και το εύρος του σήματος του EMG. Παρόλο που η δραστηριότητα των μυών του προσώπου δεν είναι η προέλευση της ενόχλησης, φαίνεται ότι το σήμα από το EMG μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παρέχει αντικειμενικές μετρήσεις όσο αναφορά την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης.

Μια αντικειμενική μέτρηση του θάμβους όχλησης χρησιμοποιώντας EMG παρουσιάστηκε από τους Myrgray *et al.* Ανέπτυξαν μια φορητή συσκευή για τη μέτρηση της παραγόμενης μυϊκής δραστηριότητας από τους μύες συστολής γύρω από τον οφθαλμό. Ο σπασμός των μυών δημιουργήθηκε με την προβολή ενός φωτεινού ερεθίσματος. Τα ευρήματα αυτά υποδεικνύουν ότι το μέγεθος του σήματος είναι ανάλογο με το επίπεδο φωτεινότητας στο μάτι. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα από αυτή την αντικειμενική μέτρηση με την υποκειμενική αξιολόγηση του θάμβους όχλησης φαίνεται ότι υπάρχει μεγάλη ομοιότητα ανάμεσά τους.

## 2.3 Μηχανισμοί θάμβους όχλησης

Για να βρεθούν αποτελεσματικοί τρόποι να αντιμετωπιστούν οι παρενέργειες του θάμβους όχλησης, πρέπει να βρεθούν και να ερευνηθούν οι βάσεις του θάμβους όχλησης. Κάποιες μελέτες θεωρούν ότι η δραστηριότητα της κόρης παίζει ρόλο στον



προσδιορισμό της φυσιολογικής προέλευσης της ενόχλησης. Ο Fry και ο King σκέφτηκαν ότι μπορεί να σχετίζεται με τις ακούσιες κινήσεις της κόρης όταν δέχεται σταθερό φως. Όμως ο Howard απέκλεισε αυτό το ενδεχόμενο δείχνοντας ότι δεν υπάρχει καμιά διαφοροποίηση στο μέγεθος της κόρης είτε υπάρχει θάμβος είτε όχι. Επίσης, πιο πρόσφατες μελέτες έδειξαν ότι η δραστηριότητα των μυών του προσώπου μπορεί να μας παρέχει πληροφορίες για το θάμβος όχλησης. Παρόλο που η μέτρηση αυτής της δραστηριότητας μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ένας αντικειμενικός δείκτης στην αξιολόγηση του θάμβους όχλησης, δεν θεωρείται η προέλευση της ενόχλησης η οποία ακόμα δεν έχει προσδιορισθεί. Η δραστηριότητα των μυών του προσώπου μπορεί να σχετίζεται περισσότερο με τον πόνο παρά την οπτική δυσφορία. Τα αποτελέσματα τα οποία εξάγονται από τις μετρήσεις υπό συνθήκες θάμβους όχλησης δεν αντικατοπτρίζουν απαραίτητα τις ιδιότητες του μηχανισμού που προκαλεί το θάμβος όχλησης.

Έρευνες που έγιναν σχετικά με τη σύνδεση της λειτουργίας της κόρης και στην απόκριση της στο θάμβος όχλησης, προσπαθούν να παρέχουν πληροφορίες και αποτελέσματα για να στηρίξουν την υπόθεση ότι υπάρχει σύνδεση μεταξύ του θάμβους όχλησης και της λειτουργίας της κόρης εξετάζοντας την φασματική ευαισθησία της συστολής της κόρης όταν υπάρχουν συνθήκες θάμβους. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η φασματική απόκριση της συστολής της κόρης όσο αναφορά το θάμβος όχλησης μοιάζει περισσότερο με τη συνάρτηση  $V'(\lambda)$  της σκοτοπικής φασματικής ευαισθησίας όπου η συστολή της κόρης είναι περισσότερη στο μπλέ τμήμα του ορατού φάσματος. Αυτά τα ευρήματα χρησιμοποιήθηκαν για να προτείνουν ότι τα ραβδία παίζουν σημαντικό ρόλο στην απόκριση όταν υπάρχει θάμβος όχλησης ακόμα και κατά τη διάρκεια της ημέρας.

Άλλες μελέτες έδειξαν ότι υπάρχει ένα μακροχρόνιο παράδοξο όσον αφορά τον μηχανισμό του θάμβους όχλησης. Οι μελέτες υποστηρίζουν ότι υπάρχει σχέση μεταξύ της οπτικής απόσπασης της προσοχής και της ανιχνευσιμότητας της φωτεινής πηγής. Όμως δεν είναι ακόμα σαφές αν υπάρχει κοινή αιτία μεταξύ θάμβους και απόσπασης της προσοχής.

## 2.4 Αξιολόγηση θάμβους όχλησης

Το ανθρώπινο μάτι και ο εγκέφαλος αποτελούν ένα σύνθετο σύστημα όσο αναφορά την ανίχνευση και την επεξεργασία του φωτός. Ο ανθρώπινος οφθαλμός προσαρμόζεται σε διαφορετικές καταστάσεις φωτισμού, δεδομένου ότι μπορεί να επεξεργαστεί οπτικές πληροφορίες για περιβαλλοντικό φως που αλλάζει ανάλογα τις συνθήκες. Παρόλα αυτά το ανθρώπινο οπτικό σύστημα έχει και περιορισμούς. Ορισμένα επίπεδα φωτισμού έχουν δυσμενή επίδραση και σχετίζονται με οπτική δυσφορία. Μια τέτοια επίδραση έχει και το θάμβος, το οποίο ορίζεται ως η αίσθηση που προκαλείται από φωτεινές πηγές οι οποίες έχουν σκοτεινό φόντο μέσα στο οπτικό πεδίο.

Όπως αναφέρεται και παραπάνω υπάρχουν δύο κύρια είδη θάμβους: το θάμβος όχλησης και το disability glare. Από αυτά τα δύο το θάμβος όχλησης έχει μεγαλύτερο ενδιαφέρον μιας και μπορεί να προκαλέσει απόσπαση, ενόχληση και ερεθισμό. Παρά τις εκτεταμένες μελέτες και των δύο τύπων θάμβους, οι μηχανισμοί

στους οποίους βασίζεται το disability glare έχουν περιγραφεί ικανοποιητικά ενώ για το θάμβος όχλησης είναι λιγότερο κατανοητοί. Έχουν πραγματοποιηθεί σημαντικές προσπάθειες για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης.

Ένα σύστημα πρόβλεψης που καθιερώθηκε στη Β.Αμερική ονομάζεται σύστημα Πιθανότητα Οπτικής Ανακούφισης (ΠΟΑ). Ορισμένες μεταβλητές που λήφθηκαν υπόψιν για την αξιολόγηση του θάμβους όχλησης είναι τα μεγέθη, οι φωτεινότητες και ο αριθμός των φωτεινών πηγών, η θέση τους στο οπτικό πεδίο και ο φωτισμός του φόντου στο οποίο προσάρμοζαν οι παρατηρητές. Το κριτήριο αξιολόγησης που χρησιμοποιείται σε αυτό το σύστημα είναι ένα κατώτατο όριο το οποίο ονομάζεται διαχωριστική γραμμή μεταξύ ανακούφισης και ενόχλησης το οποίο περιγράφηκε παραπάνω. Περίπου την ίδια εποχή στην Βρετανία καθιερώθηκε ένα άλλο σύστημα αξιολόγησης, ο Βρετανικός Δείκτης Θάμβους. Αυτό το σύστημα εξετάζει τις ίδιες μεταβλητές με εκείνες στην αξιολόγηση του θάμβους με το ΠΟΑ. Οι βασικότεροι παράγοντες που σχετίζονται στα συστήματα εμπειρικής πρόβλεψης είναι η φωτεινότητα της φωτεινής πηγής, η φωτεινότητα του φόντου, το μέγεθος και η θέση της πηγής. Αυτοί οι βασικοί παράγοντες συνδυάζονται για να αποκαλυφθεί η σχέση μεταξύ αυτών των παραγόντων και της αίσθησης του θάμβους.

Από την άλλη πλευρά, το θάμβος όχλησης θα μπορούσε να μετρηθεί και να προβλεφθεί σε ένα βαθμό και με αντικειμενικές μεθόδους. Αυτές οι μελέτες επικεντρώθηκαν στις εκφραστικές κινήσεις του θάμβους όχλησης σε μια προσπάθεια να εξερευνηθούν οι φυσιολογικοί μηχανισμοί του θάμβους όχλησης. Ο Luckiesh και ο Moss παρακολούθησαν τον αριθμό των βλεφαρισμών κατά τη διάρκεια του διαβάσματος και συμπέραναν ότι αυξάνεται σημαντικά με την παρουσία του θάμβους. Επιπλέον, αύξηση στην ένταση της πηγής θάμβους αλλάζει τον ρυθμό των βλεφαρισμών.

Άλλες έρευνες επικεντρώθηκαν στη λειτουργία της κόρης, όμως αποδείχθηκε ότι υπάρχει μικρή συσχέτιση μεταξύ της λειτουργίας της κόρης και του θάμβους όχλησης.

Πιο πρόσφατες έρευνες εξέτασαν τη δραστηριότητα του σφιγκτήρα μύ των βλεφάρων ο οποίος περιβάλλει το μάτι και είναι υπεύθυνος και είναι υπεύθυνος για το κλείσιμο του ματιού κάτω από συνθήκες ενόχλησης λόγω θάμβους. Ο Berman το 1994 εισήγαγε τις τεχνικές EMG μιας και η EMG απόκριση των μυών του προσώπου είναι πιο προφανής από τις εκφράσεις του προσώπου που παρατηρούνται. Τα αποτελέσματα υποδηλώνουν ότι η EMG μέτρηση της δραστηριότητας των μυών του προσώπου θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως μια αντικειμενική μέτρηση του θάμβους όχλησης. Όταν το υποκείμενο βρέθηκε σε κατάσταση θάμβους όχλησης υπήρχε αυξημένη δραστηριότητα EMG. Ωστόσο λόγω του ότι η συσκευή στη μελέτη του Berman ήταν μη-φορητή, η καταγραφή της EMG δραστηριότητας των μυών του προσώπου περιορίστηκε σε περιβάλλον εργαστηρίου.

Ακολούθως αναπτύχθηκε μια φορητή συσκευή η οποία θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας. Η νέα συσκευή ονομάζεται Ocular Stress Monitor (OSM) και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν αντικειμενικός δείκτης του θάμβους όχλησης αφού το παραγόμενο εύρος σήματος είναι ανάλογο με τον φωτισμό στο μάτι. Η ανίχνευση ή ο χαρακτηρισμός του θάμβους όχλησης μπορεί να επιτευχθεί μέσω των προαναφερθέντων αντικειμενικών μετρήσεων του θάμβους όχλησης.

## **B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3**

#### **3.1 Εισαγωγή-Σκοπός**

Ο πιο διαδεδομένος τρόπος για την εκτίμηση του θάμβους όχλησης ήταν η κλίμακα de Boer, η οποία όμως είναι μια υποκειμενική μέθοδος και για αυτό το λόγο είναι δύσκολο να χρησιμοποιηθεί σε έρευνες καθώς δεν μπορεί να βαθμονομηθεί με αντικειμενικά κριτήρια και εμπεριέχει ένα βαθμό αβεβαιότητας. Στη συνέχεια, προτάθηκε μια λύση πιο αντικειμενική. Αυτή της καταγραφής της λειτουργίας των μυών που βρίσκονται γύρω από τον οφθαλμό μέσω της ηλεκτρομυογραφίας. Υπάρχουν όμως μειονεκτήματα σε αυτή την περίπτωση όπως το υψηλό κόστος του εξοπλισμού αλλά και ότι οι μετρήσεις περιορίζονται στο εργαστήριο αφού ο εξοπλισμός δεν είναι φορητός. Έγινε μια προσπάθεια από τον Murray, ο οποίος χρησιμοποίησε μια φορητή συσκευή όμως και αυτές οι μετρήσεις έγιναν σε περιβάλλον εργαστηρίου. Το Bitalino, ένα ασύρματο σύστημα ηλεκτρομυογραφίας, το οποίο διαθέτει 3 ηλεκτρόδια και ανιχνευτή φωτός, είναι σε θέση να ξεπεράσει αυτά τα προβλήματα, μιας κι έχει χαμηλό κόστος, είναι φορητό και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε οποιοδήποτε περιβάλλον. Ο σκοπός αυτής της μελέτης είναι να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα του Bitalino στη καταγραφή και μέτρηση των οφθαλμικών κινήσεων και κατά συνέπεια του θάμβους όχλησης.

#### **3.2 Ασθενείς και Μέθοδος**

Στην έρευνα χρησιμοποιήθηκαν 11 άτομα ηλικίας από 23-35 χρονών χωρίς οφθαλμολογικά προβλήματα και με τη βέλτιστη διόρθωση. Τα άτομα καθόντουσαν στην καρέκλα και μπροστά τους σε απόσταση 50 εκατοστών ήταν τοποθετημένη μια λάμπα αλογόνου 100W που χρησιμοποιήθηκε ως φωτεινή πηγή. Στη συνέχεια ρυθμιζόταν το ύψος της θέσης του εξεταζόμενου σε σχέση με τη λάμπα και με οινόπνευμα καθαριζόταν η περιοχή γύρω από τους οφθαλμούς όπου θα τοποθετούταν τα ηλεκτρόδια.



*Εικόνα 7:* Η λάμπα αλογόνου ως φωτεινή πηγή.

Για τις μετρήσεις ήταν απαραίτητο πέρα από το κατάλληλο ύψος της θέσης του ατόμου, να έχουμε όσο το δυνατόν καλύτερα συγκεντρωμένο το φως της πηγής που φθάνει στα μάτια των εξεταζόμενων. Έτσι χρησιμοποιήθηκε ένα φωτόμετρο το οποίο βοήθησε έτσι ώστε να βρεθεί η κατάλληλη θέση της λάμπας.

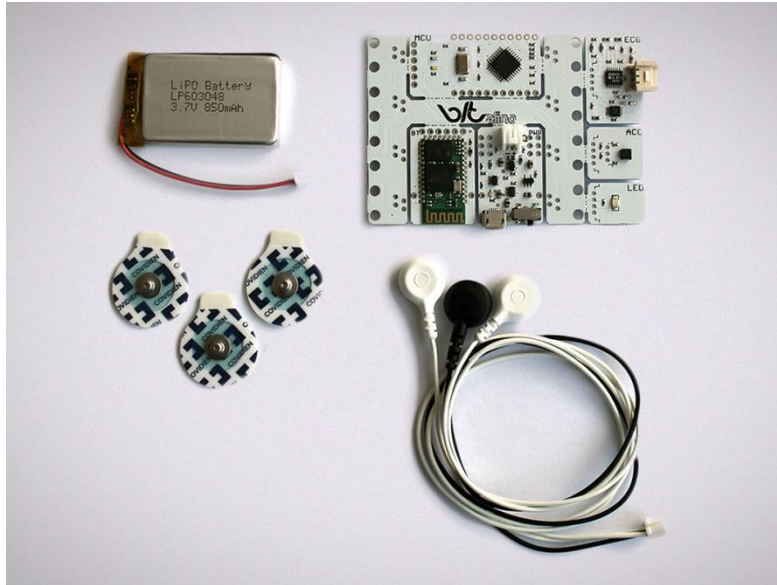


**Εικόνα 8:** Το φωτόμετρο που χρησιμοποιήθηκε στις μετρήσεις.

Το επόμενο βήμα ήταν να βρεθούν οι θέσεις όπου θα τοποθετούταν τα ηλεκτρόδια γύρω από τους οφθαλμούς για την καταγραφή των οφθαλμικών κινήσεων. Στο ένα μάτι θα έμπαιναν τα ηλεκτρόδια του σταθερού νευροφυσιολογικού ενισχυτή (CED 1902) και στο άλλο τα ηλεκτρόδια του Bitalino. Το Bitalino επιλέχθηκε γιατί πέρα από το χαμηλό κόστος και τη δυνατότητα πραγματοποίησης μετρήσεων σε εξωτερικό χώρο (μιας και είναι φορητό), έχει τον ίδιο ρυθμό δειγματοληψίας με τον CED 1902 άρα οι μετρήσεις που καταγράφουν τα δύο μηχανήματα μπορούν να συγκριθούν. Ο ρυθμός δειγματοληψίας των δύο μηχανημάτων είναι 1000 Hz.



**Εικόνα 9:** Ο σταθερός νευροφυσιολογικός ενισχυτής CED 1902.



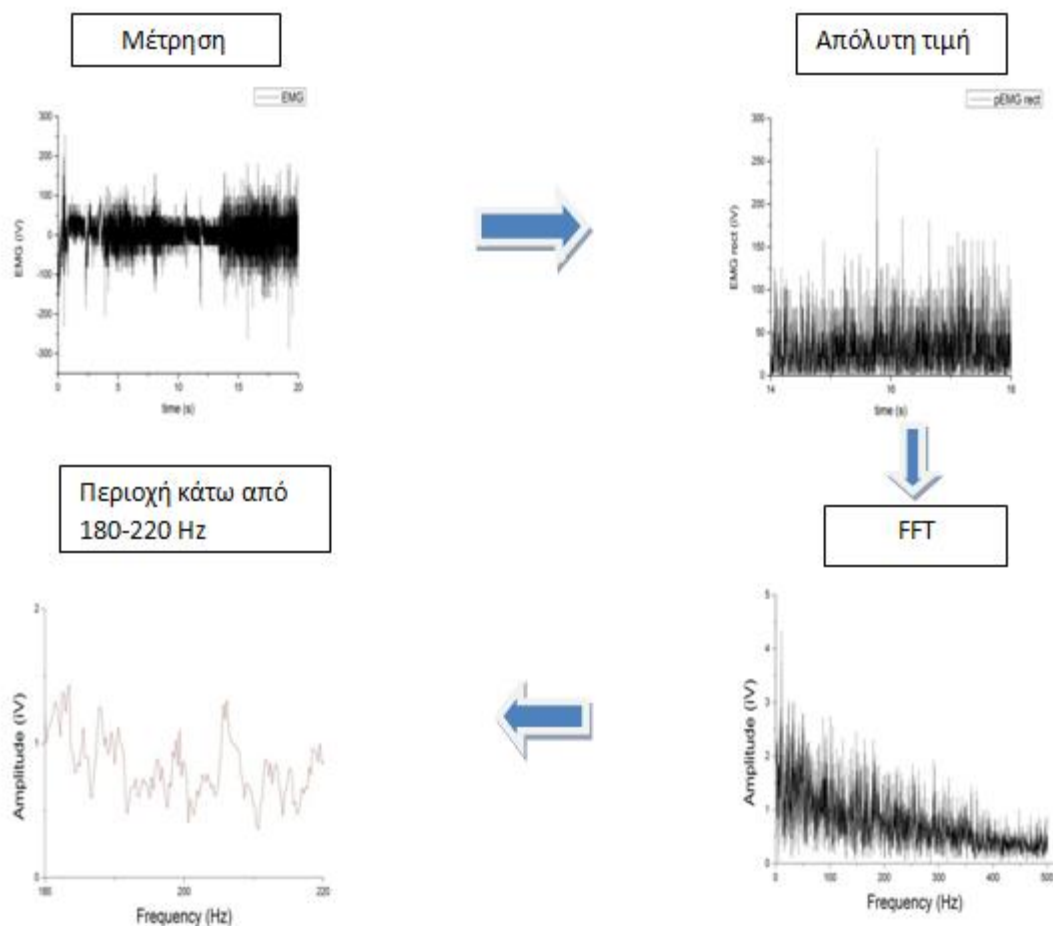
**Εικόνα 10:** Ο φορητός ηλεκτρομυογράφος (Bitalino).

Η θέση των ηλεκτροδίων του CED 1902 ήταν γνωστή αφού επιλέχθηκε η θέση που χρησιμοποίησε ο Murray στη δική του έρευνα. Για το Bitalino δοκιμάστηκαν διάφοροι συνδυασμοί.



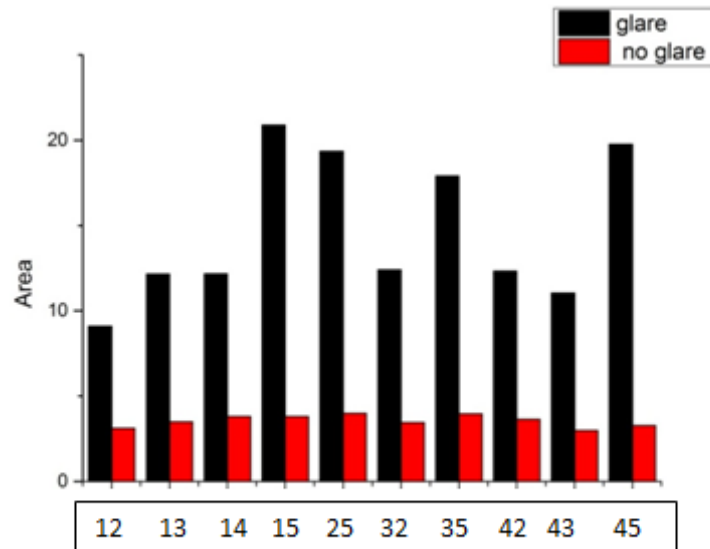
**Εικόνα 11:** Οι 5 θέσεις γύρω από το μάτι όπου τοποθετήθηκαν τα ηλεκτρόδια και προέκυψαν 10 συνδυασμοί ώστε να βρεθεί η κατάλληλη θέση που θα τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια.

Έγιναν μετρήσεις όπου σε κάθε μία από αυτές κατέγραφαν δύο διαφορετικά ηλεκτρόδια ανάλογα με τον συνδυασμό (μαζί με τη γείωση η οποία τοποθετήθηκε πίσω από το αυτί). Οι μετρήσεις περιλάμβαναν δύο συνθήκες. Η πρώτη στην οποία δεν υπήρχε θάμβος και το άτομο ήταν σε ηρεμία και η δεύτερη στην οποία υπήρχε θάμβος και κατ'επέκταση ενόχληση. Τα δεδομένα που κατέγραψε το Bitalino αποθηκεύθηκαν μέσω Bluetooth στο OpenSignals και στη συνέχεια μεταφέρθηκαν στο OriginPro για την απαιτούμενη ανάλυση. Από τις μετρήσεις που λήφθηκαν, κρατήθηκαν με απόλυτη τιμή μόνο οι θετικές τιμές. Στη συνέχεια με μετασχηματισμό Fourier (FFT) μετατρέπεται η χρονική διάρκεια σε πεδίο συχνοτήτων για να επιλεγεί η περιοχή κάτω από τα 180-220 Hz (σε αυτές τις συχνότητες εξαλείφονται οι βλεφαρισμοί και θεωρείται ότι ο λόγος  $\frac{\text{σήμα}}{\text{θόρυβο}}$  ο οποίος χρησιμοποιείται ως αντικειμενικός δείκτης της εκτίμησης του θάμβους όχλησης παίρνει τη βέλτιστη τιμή του). Τέλος, η περιοχή κάτω από την γραφική παράσταση θα μας δώσει το μέγεθος της ενόχλησης και αυτές οι τιμές είναι που θα χρησιμοποιηθούν για να αντικαταστήσουμε το *σήμα* και το *θόρυβο* ώστε να πάρουμε τον δείκτη που χρειάζεται.

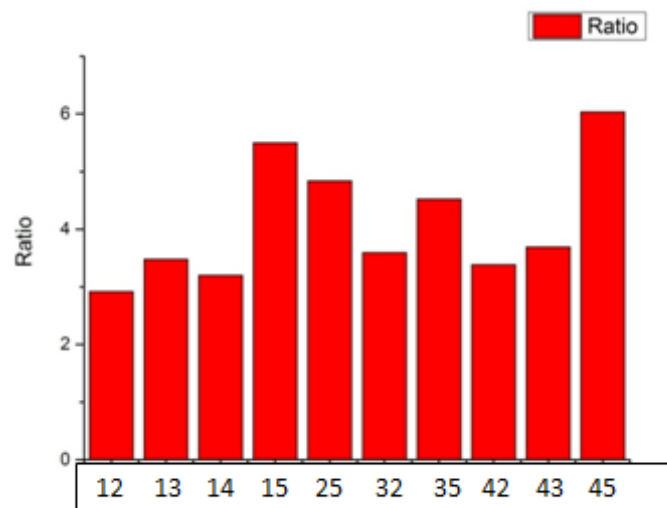


**Εικόνα 12:** Σχηματική απεικόνιση ανάλυσης των μετρήσεων που καταγράφουν τα ηλεκτρόδια.

Αφού καταγράφηκαν οι μετρήσεις που έγιναν για τους συνδυασμούς στις διαφορετικές θέσεις των ηλεκτροδίων και ακολούθως έγινε και η ανάλυση, βγήκε το συμπέρασμα για τις κατάλληλες θέσεις που θα πρέπει να τοποθετηθούν τα ηλεκτρόδια του Bitalino.



**Γράφημα 1:** Η περιοχή κάτω από τα 180-220 Hz για συνθήκες θάμβους και ηρεμίας αντίστοιχα



**Γράφημα 2:** Ο δείκτης εκτίμησης του θάμβους όχλησης για κάθε συνδυασμό θέσεων

Με βάση τα αποτελέσματα και με γνώμονα μελλοντικά σχέδια (κατασκευή σκελετού γυαλιών) που θα παρουσιαστούν παρακάτω, αποφασίστηκε ότι οι κατάλληλες θέσεις για τα ηλεκτρόδια του Bitalino είναι οι 13 και 15.

Οι 2 θέσεις φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



**Εικόνα 13:** Θέση 13



**Εικόνα 14:** Θέση 15

Παραπάνω αναφέρθηκε η θέση του ατόμου και της λάμπας και πλέον η θέση των ηλεκτροδίων. Στη συνέχεια ακολουθεί η διαδικασία των πειραμάτων. Αφού έχει καθαριστεί με οινόπνευμα η περιοχή γύρω από τους οφθαλμούς συνδέονται γύρω από το ένα μάτι τα ηλεκτρόδια του CED 1902 και από το άλλο τα ηλεκτρόδια του Bitalino. Το άτομο μένει για 2 λεπτά στο σκοτάδι ώστε να προσαρμοστεί και μετά δέχεται το φωτεινό ερέθισμα για 4 δευτερόλεπτα. Ακολουθούν άλλα 2 λεπτά στο σκοτάδι και μετά πάλι το φωτεινό ερέθισμα. Τα επίπεδα φωτεινότητας ρυθμίζονταν με φίλτρα ουδέτερης πυκνότητας τα οποία μειώνουν ή τροποποιούν την ένταση του φωτός. Έτσι, έγιναν μετρήσεις για 0,500,2000,3000 και 6000 lux. Τα 0 lux χρησιμεύουν για να διαπιστωθεί αν υπάρχει θόρυβος για αυτό το λόγο έγιναν 3 μετρήσεις στην αρχή των πειραμάτων, και από μία στη μέση και το τέλος. Για τα άλλα επίπεδα φωτισμού είχαμε από 3 μετρήσεις στο κάθε ένα. Η διαδικασία αυτή γινόταν δύο φορές αφού την πρώτη εξεταζόταν η θέση 15 ενώ τη δεύτερη η θέση 13 ενώ τα ηλεκτρόδια του CED 1902 παρέμεναν σταθερά. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω τα δεδομένα που κατέγραφε το Bitalino μεταφέρονταν μέσω bluetooth στο πρόγραμμα OpenSignals όπου και αποθηκεύονταν. Αντίστοιχα για το CED 1902 υπήρχε το πρόγραμμα Signal.

Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται τοποθετημένα τα ηλεκτρόδια τόσο του CED 1902 όσο και του Bitalino και για τις 2 θέσεις καθώς και η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια των πειραμάτων.





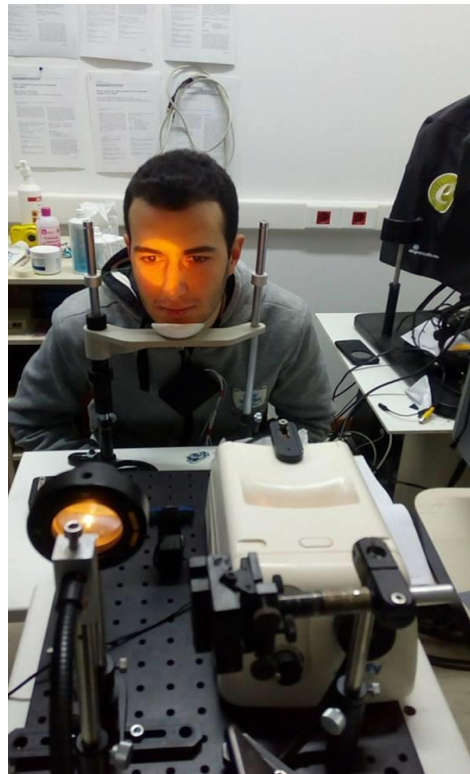
**Εικόνα 15:** Στο δεξιό οφθαλμό τα ηλεκτρόδια του CED 1902 και στον αριστερό του Bitalino για τη θέση 15.



**Εικόνα 16:** Στον αριστερό οφθαλμό τα ηλεκτρόδια του CED 1902 και στον αριστερό του Bitalino για τη θέση 13



**Εικόνα 17:** Ρυθμίζεται η θέση του ατόμου.



**Εικόνα 18:** Ρυθμίζεται η θέση της φωτεινής πηγής και στη συνέχεια τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια.

### 3.3 Αποτελέσματα και συμπέρασμα

Μετά το τέλος των πειραμάτων συλλέχθηκαν τα δεδομένα και των 11 ατόμων που συμμετείχαν στις μετρήσεις. Μέσω ενός κώδικα στη Matlab έγινε η ανάλυση όλων των δεδομένων που καταγράφηκαν. Τόσο από το CED 1902 όσο και από το Bitalino. Με την ανάλυση των δεδομένων ο στόχος ήταν να φανεί τι συσχέτιση υπάρχει μεταξύ του Bitalino και του CED 1902 έτσι ώστε να έχουμε μια πρώτη αίσθηση αν μπορεί το Bitalino να λειτουργήσει σαν ένα σύστημα οφθαλμικής ηλεκτρομυογραφίας.

Ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε δείχνει το εύρος της ενόχλησης που αισθάνεται το αντικείμενο κατά τη διάρκεια του πειράματος και μας δίνει την περιοχή κάτω από τα 180-220 Hz έτσι ώστε να βρεθεί ο αντικειμενικός δείκτης για το θάμβος όχλησης. Παρακάτω φαίνεται ο κώδικας.

```
%% -----Get Files -----
-----
% % Select
[BITName,BITPath] = uigetfile('*.txt','Select the BITALINO Data');
[EMGName,EMGPath] = uigetfile('*.txt','Select the EMG Data');

[~,BITName_,~] = fileparts(BITName); % Name without extension
[~,EMGName_,~] = fileparts(EMGName); % Name without extension

%% ----- LOAD DATA -----
-----
dataBIT=dlmread([BITPath, BITName], '\t', 3, 0);
dataEMG=dlmread([EMGPath, EMGName], '\t', 0, 0);
length=size(dataEMG,1);

t = dataEMG(:,1); % time
IEMG = dataEMG(:,2)*100; % EMG signal in
(uV)
tBIT = dataBIT(:,1); % time

lux= dataBIT(:,7); % lux
lux= 100*lux/(2^6); % lux in (%)

%plot (tBIT, lux,'g-');
% BITstart = input('Start of EMG = ');
%close all;
BITstart=1;

IBIT = dataBIT(BITstart:BITstart+length-1,6);
IBIT = ((IBIT/(2^10))-1/2)*3.3*1000; % EMG signal in (uV)

%% ----- Analysis-----
-----
% INPUT Parameters--
Fs = 1000; % Sampling frequency
FrequencyStart=180;
FrequencyEnd=220;
```

```

Irect=abs (IBIT);
IEMGrect=abs (IEMG);

% FFT
L=size(t,1);
nfft = 2^nextpow2(L);           % Next power of 2 from length of t
f = (0:nfft/2-1)*Fs/nfft;      % frequency vector

Ifft = fft (IBIT,nfft)/L;       % take FFT
Ifft = Ifft(1:nfft/2);         % FFT is symmetric, throw away
second half
Ifft = abs(Ifft);              % take real
Ifft_EMG = fft (IEMG,nfft)/L;  % take FFT
Ifft_EMG = Ifft_EMG(1:nfft/2); % FFT is symmetric, throw away
second half
Ifft_EMG = abs(Ifft_EMG);      % take magnitude

% Take FFT Area
Fs_start=FrequencyStart*nfft/Fs;
Fs_end=FrequencyEnd*nfft/Fs;

Area_BIT=trapz(Ifft(Fs_start:Fs_end));
Area_BIT=Area_BIT*Fs/nfft;     % multiply by spacing
increment to get it right

Area_EMG=trapz(Ifft_EMG(Fs_start:Fs_end));
Area_EMG=Area_EMG*Fs/nfft;     % multiply by spacing
increment to get it right

%% ----- Plot Data-----
-

% figure parameters
figure(1); clf
set(gcf,'paperpositionmode','auto','position',[100 100 1200 400])

% % ***** SUBplot1 *****
% % ***** DATA *****
subplot(1,3,1:2)

plot(t,Irect,'b-');hold on
plot(t,IEMGrect,'r-');hold off
title('Rectified Data');
% Legends
legend('Bitalino', 'EMG');
% axis & labels
xlabel('Time (s)'); ylabel('Amplitude (µV)');
axis([min(t) round(max(t)) 0 200]);

% % ***** SUBplot2 *****
% % ***** FFT *****
subplot(1,3,3);

plot(f,Ifft,'b-');
hold on
plot(f,Ifft_EMG,'r-');
line([FrequencyStart FrequencyStart], [0 2], 'Color','k',
'LineStyle', '-.');
```

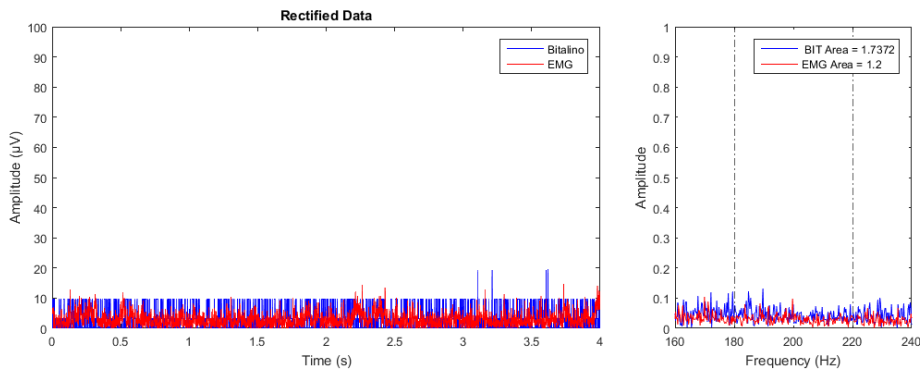
```

line([FrequencyEnd FrequencyEnd], [0 2], 'Color','k', 'LineStyle', '-
. ');
hold off

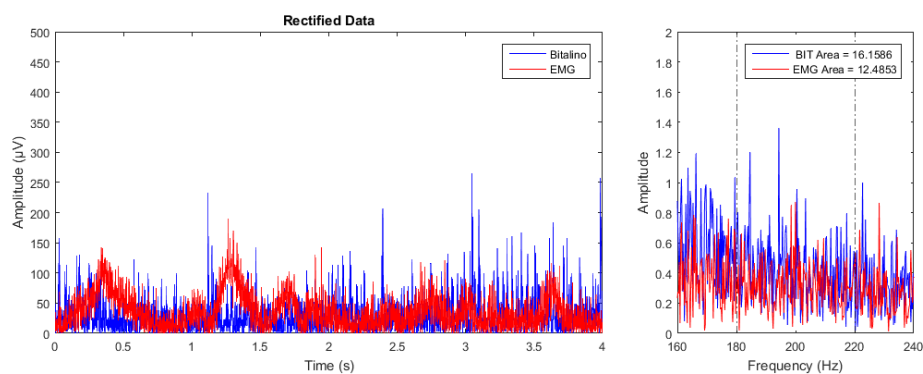
%title('FFT of DATA ');
%Legends
legend([' BIT Area = ', num2str(Area_BIT)], ['EMG Area = ',
num2str(Area_EMG)]);
% axis & labels
xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Amplitude');
axis([FrequencyStart-20 FrequencyEnd+20 0 1]);

```

Ο κώδικας μετά το τέλος της ανάλυσης για κάθε μέτρηση δίνει 2 γραφήματα τα οποία μας βοηθούν να βρούμε τον αντικειμενικό δείκτη εκτίμησης του θάμβους όχλησης έτσι ώστε να γίνουν οι συγκρίσεις μεταξύ του Bitalino και του CED 1902. Παρακάτω φαίνονται ενδεικτικά 2 γραφήματα για να γίνουν κατανοητά η μορφή και οι πληροφορίες που παρέχουν/

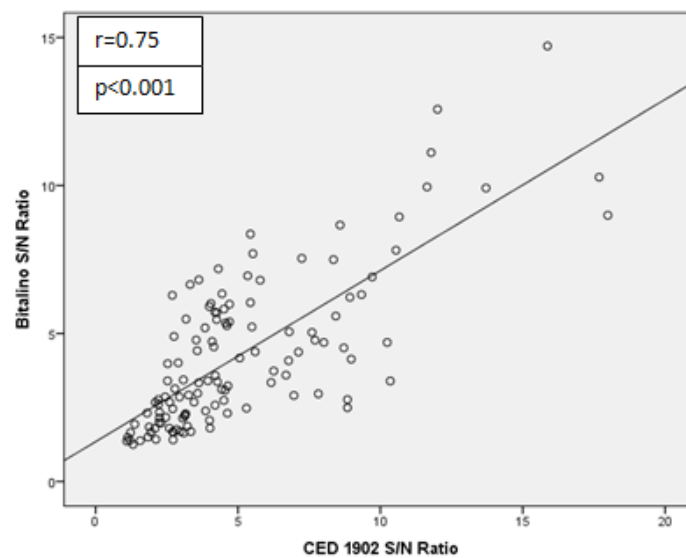


**Γράφημα 3:** Μέτρηση στα 0 lux (αναφορά). Αριστερά οι κυματομορφές για τα δύο μηχανήματα αντίστοιχα και δεξιά η περιοχή κάτω από τα 180-220 Hz.



**Γράφημα 4:** Αντίστοιχα αποτελέσματα για μέτρηση στα 6000 lux.

Όλα τα δεδομένα ταξινομήθηκαν στο SPSS για να γίνει η τελική ανάλυση. Πρώτα εξετάστηκε η συσχέτιση των αποτελεσμάτων του CED 1902 και με τις θέσεις που δοκιμάστηκαν για το Bitalino. Αυτό έγινε αφενός για να δούμε αν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των δύο μηχανημάτων αφετέρου για να επιλεχθεί στη συνέχεια η τελική θέση των ηλεκτροδίων του Bitalino. Μετά από τις αναλύσεις βγήκε το συμπέρασμα ότι τα δύο μηχανήματα έχουν μια σχετικά καλή συσχέτιση για τη θέση 15 αφού ο συντελεστής γραμμικής συσχέτισης  $r$  είναι  $r=0.75$  και  $p<0.001$  άρα υπάρχει στατιστικά σημαντική σχέση μεταξύ των αποτελεσμάτων των δύο μηχανημάτων. Για τη θέση 13 τα αποτελέσματα ήταν αποθαρρυντικά αφού  $r=0.35$  και  $p<0.001$ . Άρα φαίνεται ότι δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των αποτελεσμάτων. Έτσι, μελετώντας τα αποτελέσματα επιλέχθηκε η θέση 15 ως η τελική θέση των ηλεκτροδίων του Bitalino και παράλληλα αποδείχθηκε ότι μπορεί να λειτουργήσει σαν σύστημα ηλεκτρομυογραφίας, τουλάχιστον σε συνθήκες εργαστηρίου για αρχή.

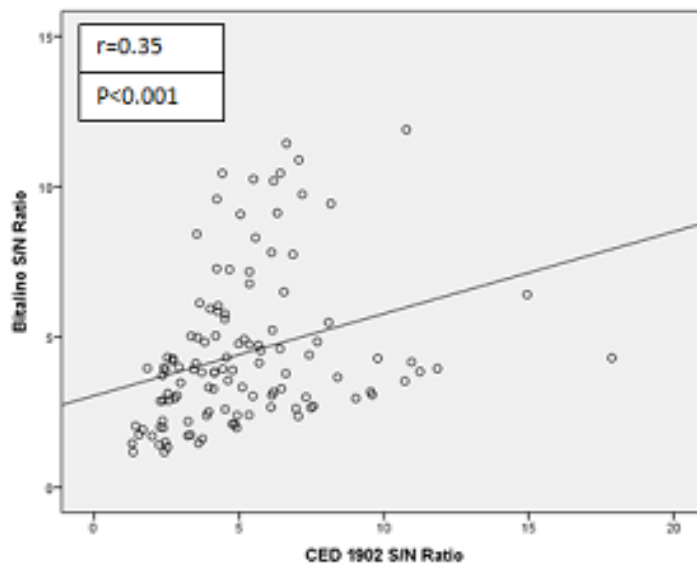


**Γράφημα 5:** Οι μετρήσεις των 11 ατόμων και με τα δύο μηχανήματα για τη θέση 15

		Bitalino S/N Ratio	CED 1902 S/N Ratio
Bitalino S/N Ratio	Pearson Correlation	1	.751 <sup>**</sup>
	Sig. (2-tailed)		.000
	N	123	123
CED 1902 S/N Ratio	Pearson Correlation	.751 <sup>**</sup>	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	123	123

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

**Πίνακας 2:** Πρόεκυψε ύστερα από την ανάλυση των δεδομένων στο SPSS και δείχνει την συσχέτιση ανάμεσα στο Bitalino και το CED 1902 για τη θέση 15. Αναγράφεται ο συντελεστής συσχέτισης (0.75) και το p-value(<0.001).



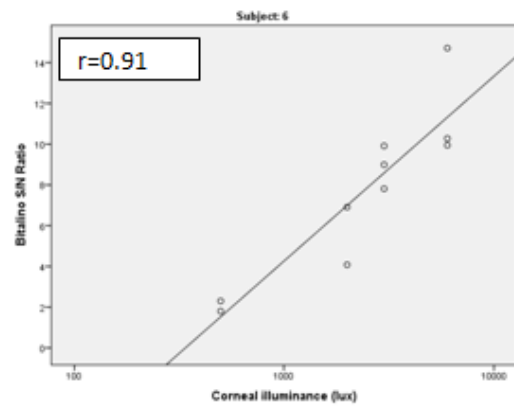
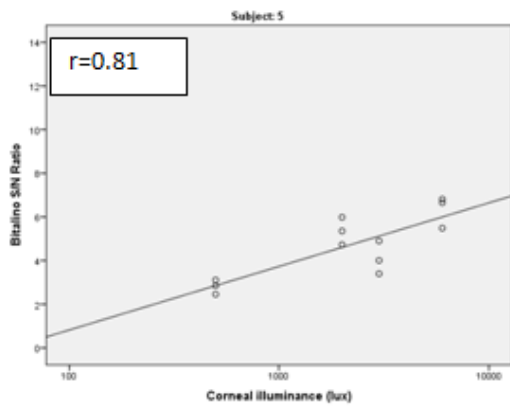
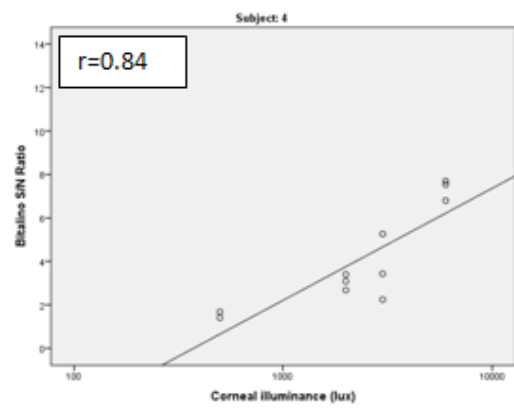
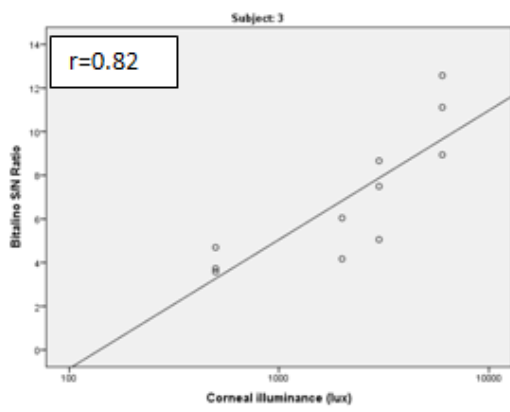
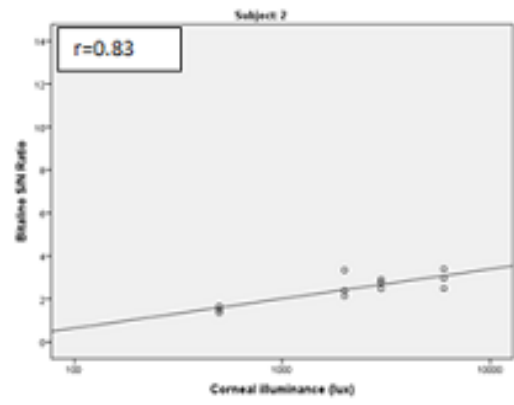
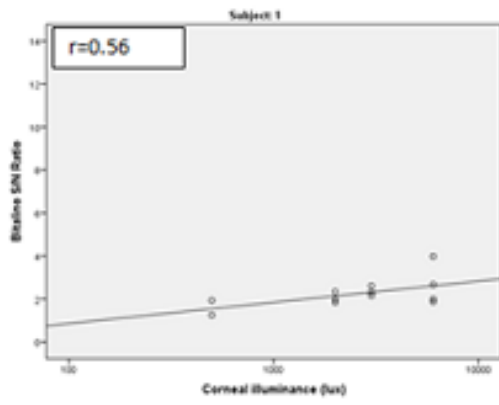
**Γράφημα 6:** Οι μετρήσεις των 11 ατόμων και με τα δύο μηχανήματα για τη θέση 13

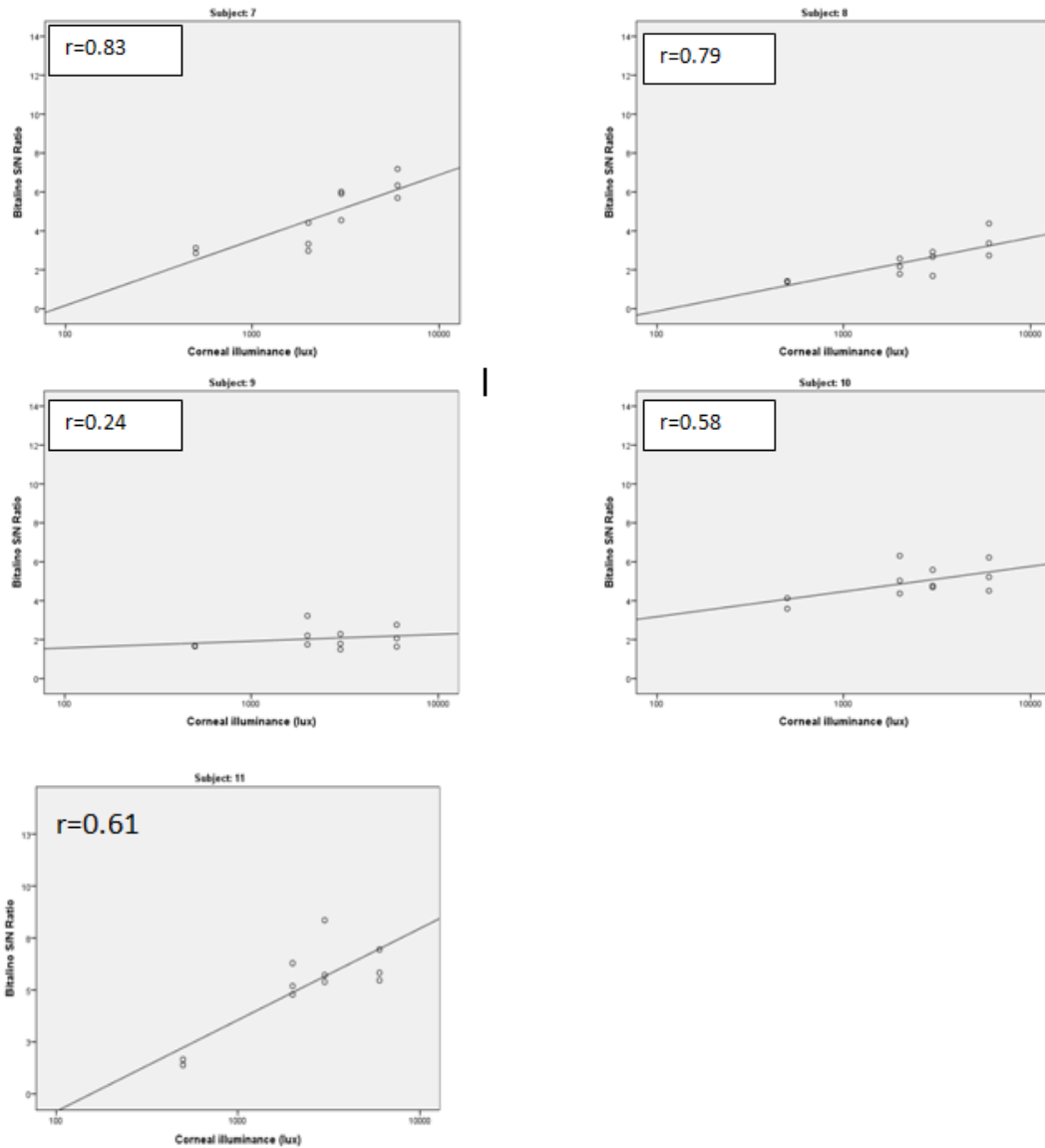
		Bitalino S/N Ratio	CED 1902 S/N Ratio
Bitalino S/N Ratio	Pearson Correlation	1	.351 <sup>**</sup>
	Sig. (2-tailed)		.000
	N	120	120
CED 1902 S/N Ratio	Pearson Correlation	.351 <sup>**</sup>	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	120	120

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

**Πίνακας 3:** Πρόεκυψε ύστερα από την ανάλυση των δεδομένων στο SPSS και δείχνει την συσχέτιση ανάμεσα στο Bitalino και το CED 1902 για τη θέση 13. Αναγράφεται ο συντελεστής συσχέτισης (0.35) και το p-value(<0.001).

Στη συνέχεια και αφού έχει επιλεγθεί η θέση 15 για τελική θέση των ηλεκτροδίων του Bitalino έγινε ανάλυση των δεδομένων για να φανεί η σχέση που υπάρχει μεταξύ του φωτισμού και των μετρήσεων που καταγράφει το Bitalino. Στην ουσία να αποδειχθεί ότι όσο αυξάνεται ο φωτισμός τόσο θα αυξάνεται και η ενόχληση και αυτό να είναι αποτυπωμένο στις μετρήσεις που έχουμε από το Bitalino. Όπως φάνηκε μετά την ανάλυση υπάρχει καλή συσχέτιση αφού όσο αυξάνεται ο φωτισμός τόσο μεγαλώνει και ο δείκτης που δείχνει την ενόχληση ενώ και ο συντελεστής συσχέτισης είναι ικανοποιητικός. Υπάρχουν λίγες εξαιρέσεις που όμως οφείλονται στο άτομο που συμμετείχε στο πείραμα. Παρακάτω παρουσιάζονται τα γραφήματα όπου φαίνεται η καλή συσχέτιση μεταξύ φωτισμού και δείκτη ενόχλησης, τόσο γραφικά όσο με τον συντελεστή συσχέτισης.





**Γράφημα 7 -17:** Οι μετρήσεις και για τα 11 άτομα που δείχνουν την συσχέτιση μεταξύ της ενόχλησης που αισθάνεται το άτομο σε σχέση με τον φωτισμό που υπάρχει σε κάθε μέτρηση.

Μετά από τη διαδικασία σύγκρισης των δύο μηχανημάτων και τα ικανοποιητικά αποτελέσματα που προκύπτουν από την σχέση φωτισμού-δείκτη ενόχλησης, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το Bitolino μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν σύστημα οφθαλμικής ηλεκτρομυογραφίας τουλάχιστον σε περιβάλλον εργαστηρίου.

Μένει να ελεγχθεί αν μπορεί να χρησιμοποιηθεί κι εκτός εργαστηρίου, σε πραγματικές συνθήκες. Το Bitolino όπως έχει αναφερθεί είναι φορητό ενώ και λόγω του μικρού μεγέθους και βάρους του καθιστά εύκολη τη μετακίνησή του. Επίσης, τα



δεδομένα που καταγράφει αποθηκεύονται στο OpenSignals με Bluetooth, άρα μπορούν να γίνουν μετρήσεις σε εξωτερικό χώρο και να αποθηκεύονται σε ένα μικρό φορητό υπολογιστή ή ακόμα καλύτερα σε ένα κινητό.

Στα επόμενα πειράματα χρησιμοποιήθηκε το Bitalino σε χώρο του πανεπιστημίου και τα δεδομένα αποθηκεύονταν σε ένα κινητό. Επίσης, γράφτηκε ένας καινούριος κώδικας στη Matlab ώστε να γίνει η ανάλυση των δεδομένων. Παρακάτω φαίνεται ο εν λόγω κώδικας.

```

%% -----Get Files -----
-----
% % Select

[BITName,BITPath] = uigetfile('*.txt','Select the BITALINO Data');
[~,BITName_,~] = fileparts(BITName); % Name without extension

%% ----- LOAD DATA -----
-----
dataBIT=dlmread([BITPath, BITName], '\t', 3, 0);
lux= dataBIT(:,7); % lux
lux= 100*lux/(2^10); % lux in (%)
IBIT = dataBIT(:,6);
IBIT = ((IBIT/(2^10))-1/2)*3.3*1000; % EMG signal in (uV)

t= 1:size(dataBIT,1);
t=t'/1000;

length=size(dataBIT,1);
maxsize=floor(length/1000);

%% ----- Analysis-----
-----
% INPUT Parameters--
Fs = 1000; % Sampling frequency
FrequencyStart=180;
FrequencyEnd=220;
Irect=abs(IBIT);

lag=1; % time lag in secs
% %
for k= 1 : maxsize;
BITstart=k-1; % start point for FFT in seconds
BITend=k-1+lag;

Ilocal=Irect (BITstart*1000+1:BITend*1000);
tlocal=t (BITstart*1000+1:BITend*1000);

% FFT
L=size(tlocal,1);
nfft = 2^nextpow2(L); % Next power of 2 from length of t

```

```

f = (0:nfft/2-1)*Fs/nfft;    % frequency vector

Ifft = fft(Ilocal,nfft)/L;           % take FFT
Ifft = Ifft(1:nfft/2);             % FFT is symmetric, throw away
second half
Ifft = abs(Ifft);

% Take FFT Area
Fs_start=FrequencyStart*nfft/Fs;
Fs_end=FrequencyEnd*nfft/Fs;

Area_BIT=trapz(Ifft(Fs_start:F_s_end));
Area_BIT=Area_BIT*Fs/nfft;           % multiply by spacing
increment to get it right
Area_BIT_intime(k)=Area_BIT;
t_intime(k)=k;
k=k+1;
end
% %

%% ----- Plot Data-----
-

% figure parameters
figure(1); clf
set(gcf, 'paperpositionmode', 'auto', 'position', [600 70 600 600])

% % ***** SUBplot1 *****
% % ***** DATA *****
subplot(2,1,1)

plot(t,lux, 'b-');

%title('Rectified Data');
%legend('Bitalino');
% axis & labels
xlabel('Time (s)'); ylabel('illuminance (lux)');
axis([min(t) round(max(t)) 0 100]);

% % ***** SUBplot2 *****
% % ***** FFT *****
subplot(2,1,2);

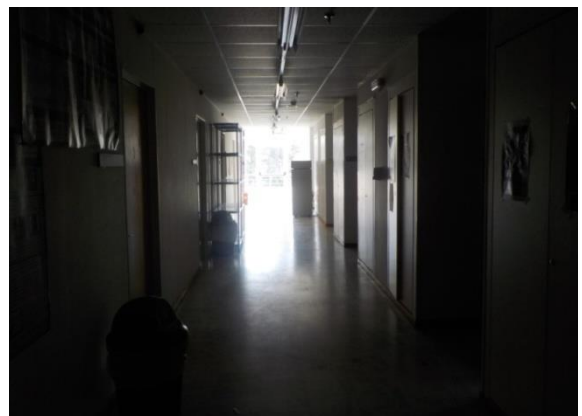
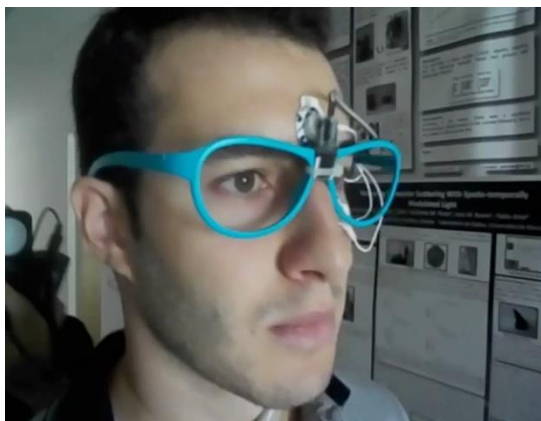
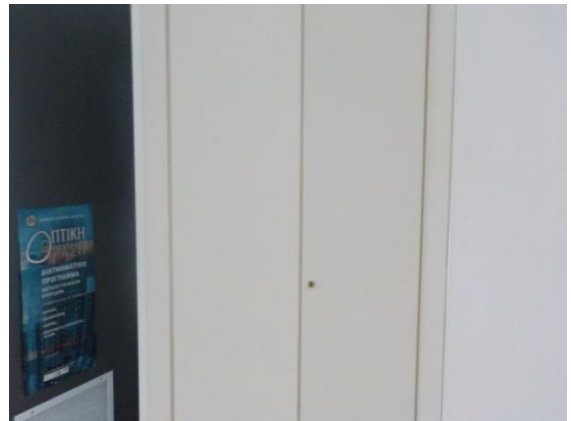
plot(t_intime,Area_BIT_intime, 'r-*');

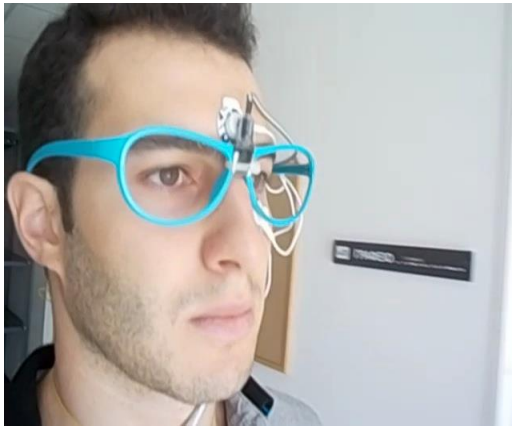
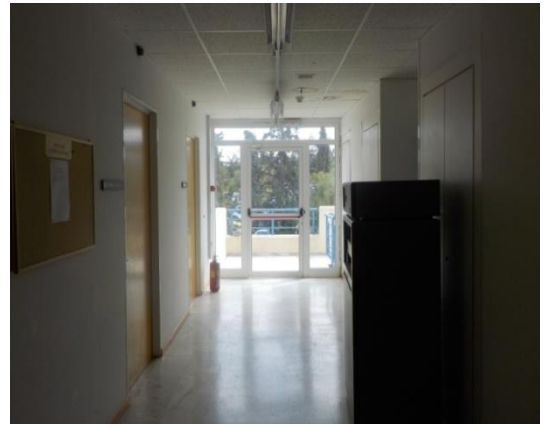
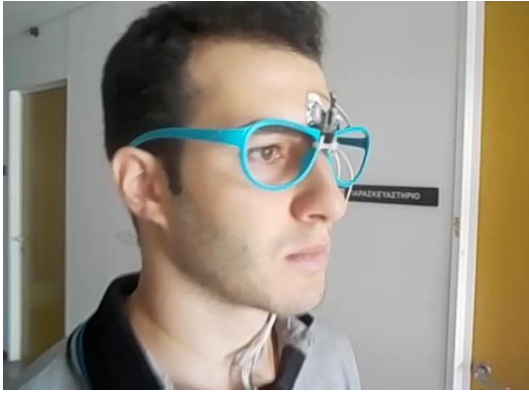
%title('FFT of DATA ');
%legend([' BIT Area = ', num2str(Area_BIT)]);
% axis & labels
xlabel('Time (sec)'); ylabel('BitArea');

```

Στο πείραμα συμμετείχε ένα άτομο και χρησιμοποιήθηκε ένας σκελετός γυαλιών ώστε να μπορεί να στηριχθεί πάνω του ο ανιχνευτής φωτός του Bitalino ενώ το Bitalino είχε δεθεί γύρω από το λαιμό του ατόμου. Τα ηλεκτρόδια του Bitalino

τοποθετήθηκαν στη θέση 15. Το άτομο ξεκινούσε από το διάδρομο στο κτίριο του πανεπιστημίου, περπατούσε κάποια μέτρα και στη συνέχεια έβγαινε έξω από το κτίριο όπου παρέμενε για λίγη ώρα κοιτάζοντας και τον ήλιο και στη συνέχεια επέστρεφε στην αρχική του θέση. Η διαδικασία αυτή έγινε δύο φορές. Σε όλη τη διάρκεια του πειράματος ήταν γνωστή η τιμή του φωτισμού που υπήρχε στο χώρο αφού χρησιμοποιήθηκε φωτόμετρο.





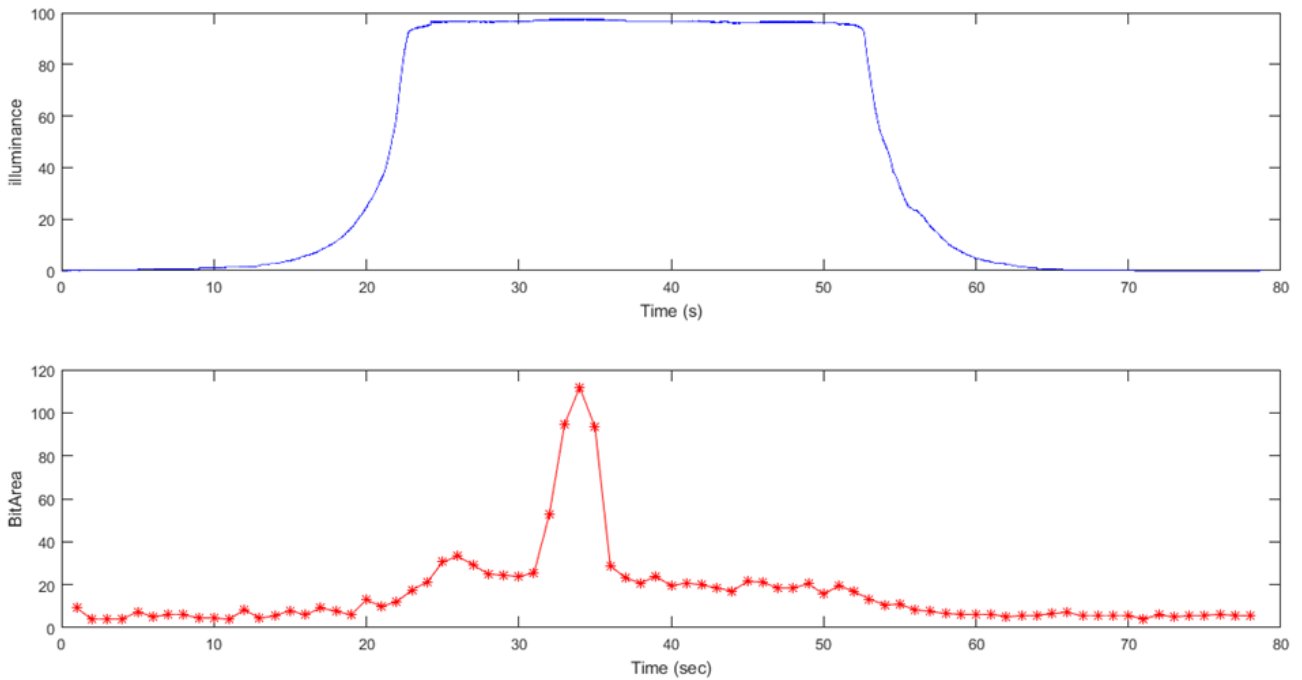


**Εικόνες 19-32:** Φαίνεται το άτομο μαζί με τη διάταξη και ο χώρος στον οποίο βρίσκεται κάθε φορά

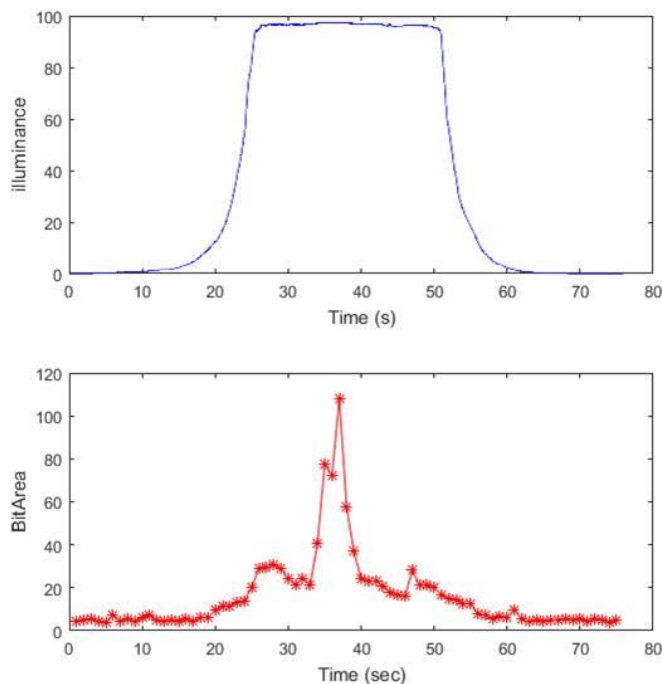
Στο σημείο εκκίνησης είχαμε φωτισμό 7 lux και καθώς το άτομο κινούνταν προς τα έξω ο φωτισμός σε διάφορα σημεία ήταν 150, 450, 2000, 6500 lux. Όταν βγήκε έξω ήταν 9.000 lux ενώ όταν κοίταξε τον ήλιο ήταν 30.000 lux. Κατά τη διάρκεια της επιστροφής είχαμε στα αντίστοιχα σημεία 1000, 480, 275, 53, 30 lux ενώ και στο τελικό σημείο πάλι 7 lux.

Μετά την ανάλυση των δεδομένων φάνηκε ότι το Bitalino ανταποκρίνεται και σε συνθήκες περιβάλλοντος αφού όσο αυξάνεται ο φωτισμός (ειδικά την στιγμή που κοιτάζει τον ήλιο) τόσο μεγαλώνει και ο δείκτης εκτίμησης της ενόχλησης που προκύπτει από τα δεδομένα που καταγράφει το Bitalino. Βέβαια, το δείγμα είναι πολύ μικρό αφού οι μετρήσεις έγιναν σε ένα άτομο αλλά υπάρχει μια πρώτη εικόνα για τις δυνατότητες του Bitalino.

Παρακάτω παρουσιάζονται τα δύο γραφήματα των μετρήσεων που προέκυψαν από τον κώδικα Matlab που παρουσιάζεται παραπάνω.



**Γράφημα 18,19:** Παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πρώτης μέτρησης. Ο αισθητήρας φωτός δεν μετράει σε lux αλλά σε επί τις 100 αύξηση του φωτισμού. Έτσι στο πρώτο γράφημα φαίνεται η σταδιακή αύξηση του φωτός όσο πλησιάζει το άτομο προς την έξοδο και όταν κοιτάζει τον ήλιο και αντίστοιχα τη μείωση όταν πλησιάζει προς το σημείο τερματισμού που βρίσκεται σε χώρο χωρίς υψηλό φωτισμό. Στο δεύτερο γράφημα φαίνεται η ενόχληση που νιώθει το άτομο και είναι εμφανές ότι στα σημεία που έχουμε υψηλότερο φωτισμό έχουμε και μεγαλύτερη ενόχληση.

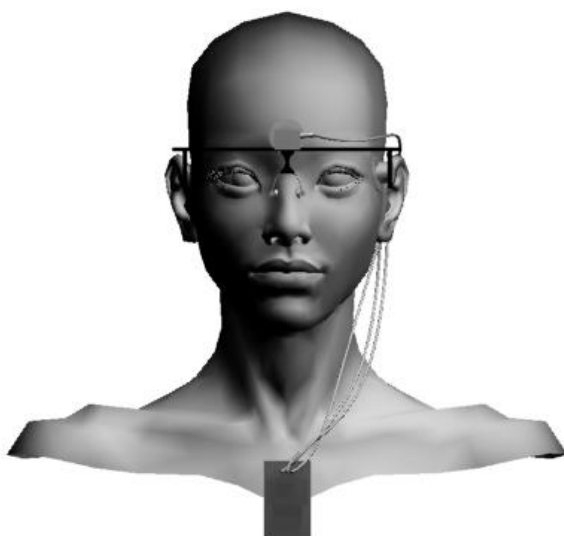


**Γράφημα 20,21:** Αντίστοιχα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τη δεύτερη μέτρηση που δείχνουν ότι υπάρχει συμφωνία με τα αποτελέσματα της πρώτης.

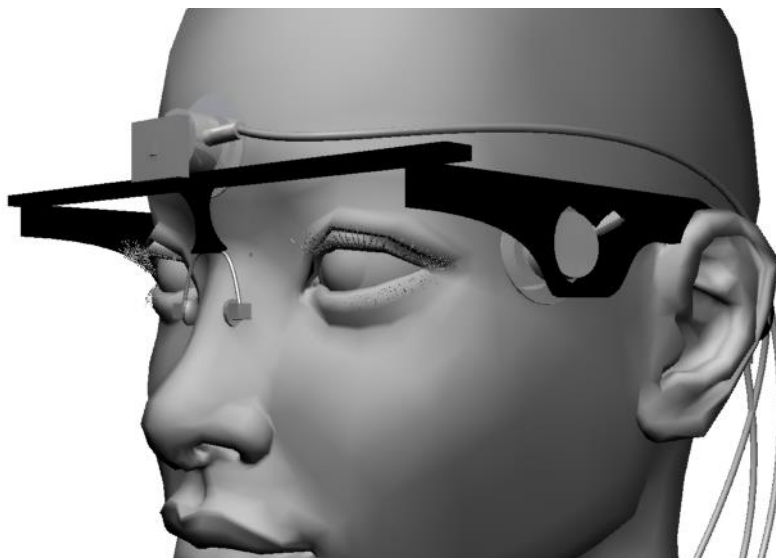
### 3.4 Συζήτηση-Επόμενες έρευνες

Όπως φάνηκε και από τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τις μετρήσεις που έγιναν το Bitalino μπορεί να λειτουργήσει σαν σύστημα οφθαλμικής ηλεκτρομυογραφίας. Σίγουρα σε περιβάλλον εργαστηρίου. Ένα από τα μεγάλα πλεονεκτήματά του είναι πως είναι φορητό. Αυτή είναι μια ιδιότητα που πρέπει να ληφθεί υπόψιν ώστε να πραγματοποιηθούν πειράματα σε εξωτερικό χώρο που θα βοηθήσουν σε μελέτες. Μια πρώτη εικόνα για το τι μπορεί να κάνει και σε εξωτερικό χώρο φάνηκε παραπάνω. Σίγουρα δεν αρκεί αφού πρέπει να δοκιμαστούν σε περισσότερα άτομα και σε διάφορες συνθήκες.

Μία πρόταση είναι να κατασκευαστεί ένας καλύτερος σκελετός ο οποίος δεν θα εμποδίζει το φως να εισέλθει στο μάτι, θα είναι πιο σταθερός και θα έχει πάνω του τον αισθητήρα φωτός του Bitalino σε θέση όπου θα μετράει όσο το δυνατόν με μεγαλύτερη ακρίβεια το φως που φτάνει στον κερατοειδή.



**Εικόνα 33:** Φαίνεται το Bitalino δεμένο γύρω από το λαιμό, τα ηλεκτρόδια στη θέση 15 (η γείωση πίσω από το αυτί) και ο αισθητήρας φωτός τοποθετημένος στο κέντρο του σκελετού.



**Εικόνα 34:** Αντίστοιχα μια πιο κοντινή άποψη για το πώς θα είναι τοποθετημένα τα ηλεκτρόδια και ο αισθητήρας φωτός.

Επόμενα πειράματα που μπορούν να γίνουν είναι η οδήγηση κατά τη διάρκεια της νύχτας και να καταγράφεται η ενόχληση που αισθάνεται ο οδηγός όταν αντικρίζει το φως από τα απέναντι αυτοκίνητα ή από τους φωτεινούς στύλους στα πλάγια των δρόμων. Τα αποτελέσματα από αυτές τις μετρήσεις θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν από αυτοκινητοβιομηχανίες.

Επίσης, θα μπορούσε να προσαρμοστεί ο αισθητήρας φωτός του Bitalino σε γυαλιά ηλίου και να καταγράφεται η αντίδραση του ατόμου όταν τα βγάζει ή όταν τα βάζει αντίστοιχα έτσι ώστε τα αποτελέσματα να μελετηθούν και να αξιολογηθούν από εταιρείες που κατασκευάζουν γυαλιά ηλίου.



## Βιβλιογραφία

1. Κωνσταντίνος Ψύλλας, Εισαγωγή στην Οφθαλμολογία και Νευροφθαλμολογία, Θεσσαλονίκη 2002
2. Jay H. Krachmer, MD, Mark J. Mannis, MD, FACS and Edward J. Holland, MD *Cornea*, Third Edition, Elsevier Saunders
3. Γεώργιος Θεοδοσιάδης, Επίτομη οφθαλμολογία, Ιατρικές εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα 1996.
4. LINBERG, K. A. & FISHER, S. K. 1986. An ultrastructural study of interplexiform cell synapses in the human retina. *Journal of Comparative Neurology*
5. BINDER, S. C. 2003. *Evaluation of Discomfort Glare and Pavement Marking Material Visibility for Eleven Headlamp Configurations*. Virginia Polytechnic Institute and State University.
6. BARBUR, J. L. & STOCKMAN, A. 2010. Photopic, Mesopic and Scotopic Vision and Changes in Visual Performance. *Encyclopedia of Eye*
7. SCHWARTZ, S. H. 2010. *Visual perception: A clinical orientation*, The McGraw-Hill Companies, Inc
8. REA, M. S. 2000. The IESNA lighting handbook: reference & application.
9. STILES, W. S. 1929b. The nature and effects of glare
10. VAN DEN BERG, T. J. T. P., FRANSSSEN, L., KRUIJT, B. & COPPENS, J. E. 2013. History of ocular straylight measurement: a review. *Zeitschrift für Medizinische Physik*
11. VOS, J. J. 2003a. On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation. *Clinical and Experimental Optometry*
12. MAINSTER, M. A. & TURNER, P. L. 2012. Glare's causes, consequences, and clinical challenges after a century of ophthalmic study. *American journal of ophthalmology*
13. VAN DEN BERG, T. J. T. P., FRANSSSEN, L. & COPPENS, J. E. 2010. Ocular media clarity and straylight. *Encyclopedia of Eye*
14. HOPKINSON, R. G. 1957. Evaluation of glare. *Illum Eng*
15. CLEAR, R. D. 2013. Discomfort glare: What do we actually know? *Lighting Research and Technology*
16. FRY, G. & KING, V. 1975. The pupillary response and discomfort glare. *Journal of the Illuminating Engineering Society*
17. DE BOER, J. B. 1967. Visual perception in road traffic and the field of vision of the motorist. *Public lighting*
18. BERMAN, S. M., BULLIMORE, M. A., JACOBS, R. J., BAILEY, I. L. & GANDHI, N. 1994. An Objective Measure of Discomfort Glare. *J Illum Eng Soc*
19. MURRAY, I. J., PLAINIS, S. & CARDEN, D. 2002. The ocular stress monitor: a new device for measuring discomfort glare. *Lighting Research and Technology*
20. BERMAN, S. M., BULLIMORE, M. A., BAILEY, I. L. & JACOBS, R. J. 1996. The influence of spectral composition on discomfort glare for large-size sources. *Journal of the Illuminating Engineering Society*

21. ADRIAN, W. 2003. Spectral sensitivity of the pupillary system. *Clinical and Experimental Optometry*
22. GUTH, S. K. 1963. A method for the evaluation of discomfort glare. *Illum Eng*
23. LUCKIESH, M. & HOLLADAY, L. L. 1925. Glare and visibility. *Transactions of the Illuminating engineering Society*
24. HOPKINSON, R. G. 1963. *Architectural physics: lighting*, H. M. Stationery Off.