



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ»



ΜΕΛΕΤΗ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ:

**«Αξιολόγηση της λειτουργικότητας των πολυεστιακών
φακών επαφής τελευταίας γενιάς»**

Ντζιλέπης Ν. Γεώργιος

Επιβλέπων Καθηγητής: Πλαΐνης Σωτήριος, PhD

Ηράκλειο 2010

ΜΕΛΕΤΗ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ:

**«Αξιολόγηση της λειτουργικότητας των πολυεστιακών φακών
επαφής τελευταίας γενιάς»**

Ντζιλέπης Ν. Γεώργιος

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού
διπλώματος ειδίκευσης του

Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Οπτική και Όραση»

και παρουσιάστηκε στις 30 Δεκεμβρίου 2010 στην τριμελή επιτροπή, η οποία αποτελείται από τους

1. Πλαΐνη Σωτήριο
2. Καλλίνικο Παναγιώτη
3. Παλλήκαρη Ιωάννη

Ηράκλειο 2010

Ευχαριστίες

Φτάνοντας στο τέλος μίας πορείας δύο ετών με την ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας, νιώθω την ανάγκη να ανατρέξω λίγο πίσω στο χρόνο και να ευχαριστήσω όλους εκείνους που με στήριξαν άμεσα ή έμμεσα στην οποιαδήποτε προσπάθειά μου.

Θεωρώ ιδιαίτερη τιμή που συνεργάστηκα με τον κύριο Σωτήρη Πλαϊνή, έναν ξεχωριστό άνθρωπο και επιστήμονα, ο οποίος τόσο με τις πλούσιες γνώσεις όσο και με τις ποικίλες ιδέες και ουσιώδεις παρατηρήσεις του, με καθοδήγησε με τον καλύτερο δυνατό τρόπο, ώστε να έρθει εις πέρας το παρόν πόνημα.

Ευχαριστώ θερμά τον κύριο Παναγιώτη Καλλίνικο, ο οποίος με τις βαθιές επιστημονικές του γνώσεις και την εξαιρετική μεταδιδκότητα που φέρει ως χαρακτηριστικό, συνέβαλε καθοριστικά στην έγκυρη ολοκλήρωση της παρούσας έρευνας.

Ευχαριστώ επίσης τον κύριο Ιωάννη Παλλήκαρη, με τον οποίο αν και δεν είχα άμεση συνεργασία για την εκπόνηση της εργασίας αυτής, θεωρώ ότι αποτελεί τον «ακρογωνιαίο λίθο» για τα δύο δημιουργικά χρόνια που έλαβα μέρος στο ΜΠΣ «Οπτική και Όραση».

Ευχαριστώ ιδιαιτέρως τον κύριο Γεώργιο Κονταδάκη για τη σημαντικότερη συμβολή του κατά τη διεξαγωγή των απαραίτητων μετρήσεων.

Θα πρέπει να ευχαριστήσω ακόμη την εταιρεία Ciba Vision για την συνεισφορά στα αναλώσιμα που απαιτήθηκαν.

Ευχαριστώ ακόμη τους συμφοιτητές μου για τη συμπαράστασή τους αλλά και για το ευχάριστο κλίμα συνεργασίας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στη δεσποινίδα Μητροπούλου Μαρία για την ενθάρρυνση και συμπαράστασή της κατά τη συγγραφή της παρούσας εργασίας.

Τέλος δεν θα μπορούσα να μην ευχαριστήσω εκ βαθέων την οικογένειά μου, η οποία ανέκαθεν στήριζε με οιοδήποτε τρόπο την κάθε επιλογή στη ζωή μου.

Περίληψη

Είναι γνωστό ότι ο «ασφαιρικός» πολυεστιακός σχεδιασμός, ενώ βελτιώνει το βάθος εστίασης συγκριτικά με το «γυμνό» οφθαλμό, έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της οπτικής οξύτητας, συγκριτικά με τη βέλτιστη όραση που παρέχεται με τη χρήση των γυαλιών οράσεως.

Σκοπός: Ο σκοπός της έρευνας είναι η αξιολόγηση της οπτικής συμπεριφοράς των πολυεστιακών φακών επαφής με τη μέτρηση της οπτικής οξύτητας, σε διαφορετικά επίπεδα θόλωσης (0 D – 3 D) με τη χρήση φακών επαφής και ο υπολογισμός του βάθους πεδίου σε συνθήκες διαφορετικής κόρης εισόδου (3 και 6mm) και κατά τη μονόφθαλμη/διόφθαλμη παρατήρηση.

Μεθοδολογία: Για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης συμμετείχαν 12 υγιείς, νεαροί (Μέση ηλικία: 27 έτη, Τ.Α: 5 έτη), εμμέτρωτες ή μύωπες. Το μέσο διαθλαστικό τους σφάλμα σε μορφή σφαιρικού ισοδύναμου στον κυρίαρχο οφθαλμό ήταν $-2.24 \text{ D} \pm 2.22 \text{ D}$. Η πρεσβυωπία προσομοιάστηκε με την εφαρμογή κυκλοπεντολάτης (CYCLOGYL 1%). Για την αποτίμηση της επίδρασης της ταυτόχρονης όρασης χρησιμοποιήθηκαν τρεις σχεδιασμοί των Aqua Multifocal Contact Lenses, καθένας εκ των οποίων παρουσιάζει διαφορετική κατανομή της διοπτρικής ισχύος, με αποτέλεσμα να παρέχεται διόρθωση για χαμηλή (LO ADD), μέση (MED ADD) και υψηλή απαίτηση (HI ADD) για κοντινή όραση, αντίστοιχα.

Οι εκτροπές υψηλής τάξης υπολογίστηκαν μέσω του εκτροπόμετρου-τοπογράφου i-Trace by TRACEY, με διάμετρο κόρης των 6mm χωρίς τη διόρθωση των φ.ε..

Η οπτική οξύτητα καταγράφηκε με τη βέλτιστη διόρθωση για τη μακρινή, διόφθαλμη (4m) και μονόφθαλμη, παρατήρηση, με τη χρήση γυαλιών οράσεως (όπου αυτή χρειάστηκε), κατά την προοδευτική αύξηση της αφεστίασης, χρησιμοποιώντας τα logMAR charts (Plainis et al., 2007). Χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικές τεχνητές κόρες των 3mm και 6mm.

Η διόφθαλμη υποκειμενική εξέταση του βάθους εστίασης για τη μακρινή και κοντινή απόσταση εκτιμήθηκε μέσω των ‘defocus curves’. Αυτό επιτυγχάνεται, με τη χρήση «αρνητικών» φ.ε. (0.00 D έως 3.00 D, με βήμα 0.50 D), που τοποθετήθηκαν σε δοκιμαστικό σκελετό. Ως κριτήριο της λειτουργικής όρασης τέθηκε για αυτό το σκοπό, η οπτική οξύτητα των 0.10 logMAR.

Αποτελέσματα: Το βάθος πεδίου φαίνεται να επεκτείνεται κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε όλες τις περιπτώσεις. Επίσης φαίνεται ότι το βάθος πεδίου είναι αυξημένο κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm σε σχέση με αυτή των 6mm. Η επεξεργασία των δεδομένων με μια ανάλυση διακύμανσης (ANOVA), κατέδειξε μία στατιστικά σημαντική ($p < 0.001$) επίδραση του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- διόφθαλμα) στην επέκταση του βάθους πεδίου. Επίσης στατιστικά

σημαντική ($p=0.002$) βρέθηκε η επίδραση του παράγοντα της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, καθώς και η επίδραση της οιασδήποτε διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη ($p=0.002$). Δεν προέκυψε κάποια στατιστικά σημαντική επίδραση του συνδυασμού όλων των παραπάνω παραγόντων ($p=0.881$).

Το μέσο (\pm Τ.Σ.) βάθος πεδίου του «γυμνού» οφθαλμού στα 3mm τεχνητής κόρης είναι $1.55 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$ και $1.76 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$, κατά τη μονόφθαλμη και τη διόφθαλμη παρατήρηση, αντίστοιχα. Ομοίως, το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του LO ADD φ.ε. είναι $1.60 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$ και $1.86 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$, αντίστοιχα. Το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του MED ADD φ.ε. είναι $2.03 \text{ D} \pm 0.25 \text{ D}$ και $2.40 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$, αντίστοιχα. Το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του HI ADD φ.ε. είναι $2.42 \text{ D} \pm 0.28 \text{ D}$ και $2.66 \text{ D} \pm 0.27 \text{ D}$, αντίστοιχα. Στα 6mm τεχνητής κόρης, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με το «γυμνό» οφθαλμό. είναι $1.30 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$, ενώ κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση είναι $1.60 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$. Το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του LO ADD φ.ε. είναι $1.41 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$ και $1.71 \text{ D} \pm 0.25 \text{ D}$, αντίστοιχα. Ομοίως το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του MED ADD φ.ε. είναι $1,71 \text{ D} \pm 0.28 \text{ D}$ και $2.39 \text{ D} \pm 0.26 \text{ D}$. Το μέσο βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή του HI ADD φ.ε. είναι $2.19 \text{ D} \pm 0.29 \text{ D}$ και $2.57 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$.

Το μέσο βάθος πεδίου που προκύπτει με τη χρήση «θετικής» διοπτρικής ισχύος, η οποία προκαλεί αφεστίαση στα 3mm τεχνητής κόρης, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση χωρίς την εφαρμογή φ.ε., είναι $0.96 \text{ D} \pm 0.14 \text{ D}$, ενώ κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση είναι $1.37 \text{ D} \pm 0.17 \text{ D}$. Το μέσο βάθος πεδίου στα 6mm τεχνητής κόρης, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση χωρίς την εφαρμογή φ.ε., είναι $0.76 \text{ D} \pm 0.43 \text{ D}$, ενώ κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση είναι $1.05 \text{ D} \pm 0.45 \text{ D}$.

Η μέση σφαιρική εκτροπή όπως υπολογίστηκε για τον κυρίαρχο οφθαλμό είναι ίση με $0.073 \pm 0.041 \mu\text{m}$, ενώ κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση (μ.ο. της σφαιρικής εκτροπής των δύο οφθαλμών) προέκυψε ότι ισούται με $0.072 \pm 0.038 \mu\text{m}$.

Συμπεράσματα: Κατά την παρούσα μελέτη παρατηρήθηκε ότι όσο αυξάνεται η αρνητική σφαιρική εκτροπή που εισάγει ο κάθε σχεδιασμός (LO, MED και HI), τόσο αυξάνεται το βάθος πεδίου. Η αύξηση του βάθους πεδίου είναι υψηλότερη στα 3 mm σε σχέση με τα 6 mm τεχνητής κόρης, όπως και κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση συγκριτικά με τη μονόφθαλμη. Οι οπτικές εκτροπές του κάθε οφθαλμού επηρεάζουν την απόδοση του εκάστοτε φ.ε..

Abstract

It is generally recognized that the «aspheric» multifocal design, although it improves depth-of-focus and the range of functional vision compared to uncorrected vision, often results to reduced, compared with best spectacle-correction, visual acuity (VA) for both near and distance.

Aim: The aim of this study is to evaluate the visual performance of multifocal CLs by measuring the visual acuity in different levels of defocus (0 D – 3 D), and estimate the depth of focus in different artificial pupils (3 and 6mm) with monocular/binocular observation.

Method: The protocol included 12 young and healthy (Average age: 27 years, S.D: 5 years) emmetropes or myopes with no history of any ophthalmological disorder or ocular surgery e.g. refractive surgery. The average refractive error in the form of spherical equivalent of the dominant eye was $-2.24 \text{ D} \pm 2.22 \text{ D}$. Presbyopia is simulated with the use of cycloplegic drops (CYCLOGYL 1%). In order to assess the effect of “simultaneous vision” on these tests, different levels of “multifocality” are applied. This was achieved by using the three designs of Aqua multifocal CLs, each having a different power distribution profile that provides correction for low (LO ADD), medium (MED ADD) and high (HI ADD) near demands, correspondingly.

High Order Aberrations were measured by using the topographer-aberrometer, i-Trace by TRACEY. The estimations refer to a 6mm pupil diameter without CL correction.

Distant binocular and monocular visual acuity (4m) was recorded with best-spectacle distance correction (if needed), during the progressive increase of the defocus by using logMAR charts (*Plainis et al., 2007*). Two different artificial pupils (of 3mm and 6mm) were used.

Binocular subjective depth-of-focus for near and distance testing was estimated by “defocus curves”. This was performed with the use of minus lenses (0.00 D- 3.00 D in 0.50 D steps), placed in front of the best-spectacle distance correction + CL. A criterion of functional vision has been set for this purpose (0.10 logMAR acuity).

Results: Depth of focus is greater through the binocular viewing in any case. It also appears that the depth of focus is increased by the use of the 3mm pupil compared to the 6mm pupil. An analysis of variance (ANOVA) on these data reveals a significant effect ($p < 0.001$) of viewing condition (monocular- binocular). Moreover, it is appeared a statistically significant effect ($p=0.002$) of the artificial pupil diameter and the refractive power of any contact lens that was used in this study ($p=0.002$). However, there was no statistically significant effect of the combination of all factors that has been mentioned earlier ($p = 0.881$).

The mean (\pm S.E.) depth of focus of the “naked” eye, created by using a 3mm artificial pupil was $1.55 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$ and $1.76 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$ through the monocular and binocular viewing, respectively. Similarly, the average depth of focus during the application of the LO ADD contact lens was $1.60 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$ and $1.86 \text{ D} \pm 0.22 \text{ D}$, respectively. The average depth of focus during the application of the MED ADD contact lens was $2.03 \text{ D} \pm 0.25 \text{ D}$ and $2.40 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$, respectively. The average depth of focus during the application of the HI ADD contact lens was $2.42 \text{ D} \pm 0.28 \text{ D}$ and $2.66 \text{ D} \pm 0.27 \text{ D}$ respectively. However, the average depth of focus of the “naked” eye by using a 6mm artificial pupil during monocular observation seemed to be $1.30 \text{ D} \pm 0.23 \text{ D}$, while binocular observation was $1.60 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$. The average depth of focus by using the LO ADD contact lens was $1.41 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$ and $1.71 \text{ D} \pm 0.25 \text{ D}$, respectively. Similarly, the average depth of focus during the application of the MED ADD contact lens was $1.71 \text{ D} \pm 0.28 \text{ D}$ and $2.39 \text{ D} \pm 0.26 \text{ D}$. The average depth of focus by applying the HI ADD contact lens was $2.19 \text{ D} \pm 0.29 \text{ D}$ and $2.57 \text{ D} \pm 0.24 \text{ D}$, respectively.

The average depth of focus created by using “positive” lenses and a 3mm artificial pupil, without the application of a contact lens was $0.96 \text{ D} \pm 0.14 \text{ D}$ and $1.37 \text{ D} \pm 0.17 \text{ D}$, through the monocular and binocular observation, respectively. Correspondingly, the average depth of focus, in 6mm artificial pupil, during monocular observation without the application of contact lens was $0.76 \text{ D} \pm 0.43 \text{ D}$, while the binocular observation was $1.05 \text{ D} \pm 0.45 \text{ D}$.

The mean spherical aberration calculated for the dominant eye, was equal to $0.073 \pm 0.041 \mu\text{m}$, while the binocular observation (mean spherical aberration of both eyes) resulted to $0.072 \pm 0.038 \mu\text{m}$.

Conclusions: In this study it was observed that both VA at near and depth-of-focus improve with MFCLs (LO, MED and HI ADD design) with the effect being more pronounced for small pupils and binocular compared to monocular vision. Coupling of ocular spherical aberration with the aberration profiles provided by MFCLs possibly contributes to their functionality.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : Η ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ

1.1.	Ο οφθαλμός	11
1.2.	Διακριτική ικανότητα του οφθαλμού	12
1.3.	Χωρική διακριτική ικανότητα του οφθαλμού	12
1.4.	Περιοριστικοί παράγοντες της διακριτικής ικανότητας του οφθαλμού	13
1.4.1.	Περίθλαση	14
1.5.	Οπτική οξύτητα	15
1.6.	Αξιολόγηση της οπτικής οξύτητας	16
1.6.1.	Πίνακες Snellen	16
1.6.2.	Πίνακες logMAR /ETDRS	17
1.6.3.	Συσχέτιση οπτικής οξύτητας με χωρική διακριτική ικανότητα	18
1.7.	Οπτική Οξύτητα- περιφερική όραση	19

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΟΦΘΑΛΜΙΚΕΣ ΕΚΤΡΟΠΕΣ

2.1.	Οι οφθαλμικές εκτροπές υψηλής τάξης	20
------	---	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Η ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ

3.1.	Προσαρμοστική ικανότητα του κρυσταλλοειδή φακού	23
3.2.	Κρυσταλλοειδής φακός	24
3.3.	Μηχανισμός της προσαρμογής	25
3.3.1.	Αλλαγές στις οπτικές δομές του φακού	26
3.4.	Εύρος προσαρμοστικής ικανότητας	26
3.5.	Ακρίβεια της προσαρμοστικής ικανότητας	27
3.6.	Προσαρμογή και γήρανση	27
3.7.	Μικρά σφάλματα εστίασης κατά την προσαρμογή	28

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 : ΤΟ ΒΑΘΟΣ ΠΕΔΙΟΥ

4.1.	Βάθος πεδίου	29
4.2.	Παράγοντες που επηρεάζουν το βάθος πεδίου	31
4.2.1.	Εσωτερικοί παράγοντες	31

4.2.2.	Εξωτερικοί παράγοντες	33
4.3.	Βάθος εστίας και προσαρμογή	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : Η ΠΡΕΣΒΥΩΠΙΑ

5.1.	Πρεσβυωπία	36
5.2.	Θεωρίες περί πρεσβυωπίας	37
5.2.1.	Φακικές θεωρίες	37
5.2.2.	Έξω- φακικές θεωρίες	39

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΦΑΚΟΙ ΕΠΑΦΗΣ

6.1.	Τρόποι διόρθωσης της πρεσβυωπίας	41
6.2.	Φακοί επαφής για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας	41
6.3.	Διαδικασία εφαρμογής φακών επαφής	42
6.4.	Monovision	43
6.5.1.	Φακοί επαφής ταυτόχρονης όρασης (Bifocal)	45
6.5.1.1.	Περιθλαστικός σχεδιασμός	46
6.5.1.2.	Σχεδιασμοί ομόκεντρων ζωνών	46
6.5.2.	Φακοί επαφής ταυτόχρονης όρασης (Multifocal)	47
6.5.2.1.	Διπλεστικός ομόκεντρων ζωνών σχεδιασμός	47
6.5.2.2.	«Ασφαιρικοί» σχεδιασμοί	47
6.6.1.	Φακοί επαφής alternating vision	49
6.6.1.1.	Segmented alternating design	49
6.6.1.2.	Concentric alternating design	50

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

7.1.	Ταυτότητα της έρευνας	51
7.2.	Κριτήρια επιλογής του δείγματος	51
7.3.	Καταγραφή προκαταρκτικών στοιχείων	52
7.4.	Διεξαγωγή των μετρήσεων	52
7.5.	Air Optix Aqua Multifocal Contact Lenses	56
7.6.	Το διαθλασίμετρο Canon RK-F1	58
7.7.	Το εκτροπόμετρο-τοπογράφος i- Trace	59
7.8.	Συνοπτική διεξαγωγή των μετρήσεων	60

7.9.	Στατιστική ανάλυση	61
------	--------------------------	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ-ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων	65
8.1.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της Οπτικής Οξύτητας με την εφαρμογή «θετικού» defocus χωρίς τη χρήση φ.ε.	65
8.2.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της Οπτικής Οξύτητας με την εφαρμογή «αρνητικού» defocus χωρίς τη χρήση φ.ε.	68
8.2.1.	Σύγκριση του βάθους πεδίου μεταξύ άνευ χρήσης φ.ε. κατά την εφαρμογή «αρνητικού» και «θετικού» defocus	71
8.3.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της Οπτικής Οξύτητας με την εφαρμογή του LO ADD φ.ε.	72
8.4.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της Οπτικής Οξύτητας με την εφαρμογή του MED ADD φ.ε.	74
8.5.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της Οπτικής Οξύτητας με την εφαρμογή του HI ADD φ.ε.	77
8.6.	Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας	79
8.6.1.	Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας in focus	82
8.6.2.	Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας με +3.00 D defocus	85
8.7.	Πολυπαραγοντική Σύγκριση του Βάθους Πεδίου	88
8.8.	Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων των εκτροπών.....	93

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΣΥΖΗΤΗΣΗ

9.1.	Κύρια Ευρήματα	98
9.2.	Συζήτηση Αποτελεσμάτων	98
9.3.	Περιοριστικοί παράγοντες και Βελτιώσεις της μελέτης	99
9.4.	Μελλοντική μελέτη	101

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

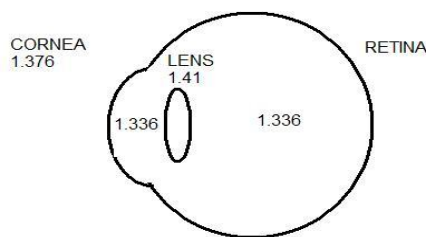
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1. Ο οφθαλμός

Όταν μία δέσμη ακτινών εισέρχεται στον οφθαλμό καταλήγει στον αμφιβληστροειδή διερχόμενη από τα διαθλαστικά μέσα αυτού, τα οποία είναι τα ακόλουθα:

1. Η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς.
2. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς.
3. Η πρόσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού.
4. Η οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού.



Εικόνα 1: Σχηματική αναπαράσταση των διαθλαστικών μέσων με τους αντίστοιχους δείκτες διάθλασης (cornea= κερατοειδής, lens= φακός, retina= αμφιβληστροειδής, με δ.δ. κρυσταλλοειδούς φακού: 1.41, δ.δ. υδατοειδούς υγρού: 1,336, δ.δ. υαλώδους σώματος : 1,336)

Όταν η φωτεινή ακτινοβολία διέλθει από τα παραπάνω διαθλαστικά μέσα θα υποστεί ουσιαστική διάθλαση μόνο από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς και τον κρυσταλλοειδή φακό. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς μπορεί να αγνοηθεί διότι διαχωρίζει 2 οπτικά μέσα, με παρεμφερή δείκτη διάθλασης.

Η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς αποτελεί το διαθλαστικότερο στοιχείο του οφθαλμού καθώς προσφέρει τα 2/3 της συνολικής διαθλαστικής του ισχύος. Η υψηλή διαθλαστική ισχύς του κερατοειδούς οφείλεται σε 2 λόγους:

1. Στην υψηλή κυρτότητα της κεντρικής του περιοχής.
2. Στο γεγονός ότι αυτή η επιφάνεια διαχωρίζει 2 οπτικά μέσα με υψηλή διαφορά στο δείκτη διάθλασης (αέρας – ίδια ουσία κερατοειδούς).

Ο κρυσταλλοειδής φακός εμφανίζει μικρότερη διαθλαστική ισχύ συγκριτικά με τον κερατοειδή, κυρίως λόγω της ύπαρξης του υδατοειδούς υγρού και του υαλώδους σώματος, των οποίων οι δείκτες διάθλασης δε διαφέρουν ουσιαστικά από τον αντίστοιχο του κρυσταλλοειδούς φακού όπως φαίνεται στην εικόνα 1.

Η συνολική διαθλαστική ισχύς ενός εμμετρικού οφθαλμού φέρεται να είναι περίπου +60 D.

1.2. Διακριτική ικανότητα του οφθαλμού

Η αίσθηση της όρασης αποτελεί ένα αμάλγαμα μιας ομάδας διαφορετικών ικανοτήτων, που λειτουργούν αυτόνομα και ενσωματώνονται σε μια ενοποιημένη αντίληψη του χώρου και των αντικειμένων. Ως αποτέλεσμα, η συνολική μας αντίληψη διαμορφώνεται μέσω επεξεργασίας του οπτικού σήματος σε διάφορα στάδια της οπτικής οδού, γεγονός που καθιστά δύσκολη την άμεση αξιολόγησή της.

1.3. Χωρική διακριτική ικανότητα του οφθαλμού

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη λειτουργία της ανθρώπινης όρασης είναι η δημιουργία ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Ως χωρική διακριτική ικανότητα ορίζεται η μικρότερη χωρική λεπτομέρεια (π.χ. η απόσταση μεταξύ δύο σημειακών πηγών ή ένα grating, βλ. παρακάτω) που μπορεί να ανιχνευθεί ή να αναγνωριστεί.

Το μέγεθος των ειδώλων που σχηματίζονται στον αμφιβληστροειδή εξαρτάται όχι μόνο από το μέγεθος των αντικειμένων (π.χ. των συμβόλων στα οπτότυπα) αλλά και από την απόστασή τους από τον οφθαλμό, αφού το σχετικό μέγεθος ενός αντικειμένου αυξάνεται όσο αυτό προσεγγίζει τη θέση του παρατηρητή.

Επομένως για τον υπολογισμό της διακριτικής ικανότητας είναι απαραίτητη η χρήση ενός σταθερού μεγέθους, όπως η γωνία όρασης, η οποία αποτελεί τη γωνία (angular subtense) που σχηματίζεται μεταξύ του αντικειμένου/ ειδώλου και των κομβικών σημείων του κρυσταλλοειδούς φακού.

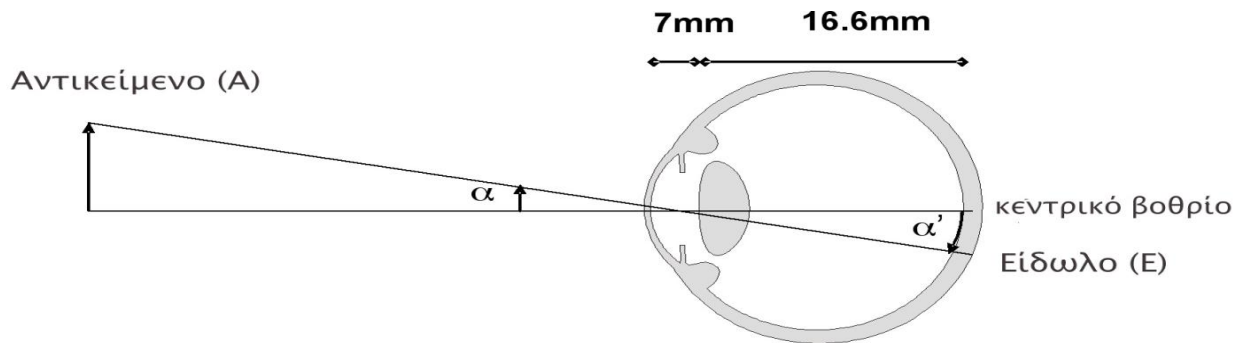
Η συσχέτιση της γωνίας όρασης (α) με το φυσικό μέγεθος του αντικειμένου (A) και του ειδώλου (A') προσδιορίζεται ως εξής:

$\epsilon\phi\alpha = A / \text{απόσταση κομβικού σημείου από το αντικείμενο}$

$\epsilon\phi\alpha = A' / \text{απόσταση κομβικού σημείου από το είδωλο}$ (η οποία στο 'απλό' μοντέλο του οφθαλμού ισούται με 16.6 mm)

Ως αποτέλεσμα η γωνία όρασης μίας μοίρας προκύπτει ότι είναι:

$$\epsilon\phi 1^\circ = A' / 16.6 \text{ mm} \rightarrow A' = 0.290 \text{ mm} \quad (1)$$



Εικόνα 2. Γωνία όρασης (α) είναι η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του αντικειμένου/ειδώλου και των κομβικών σημείων του φακού. Αντικείμενα με την ίδια γωνία όρασης έχουν το ίδιο μέγεθος στον αμφιβληστροειδή. Ως μονάδα μέτρησης χρησιμοποιείται η μοίρα ($^\circ$) με υποδιαιρέσεις τα λεπτά και τα δευτερόλεπτα του τόξου ($1 \text{ deg} = 60' \text{ arc} = 3600'' \text{ arc}$).

1.4. Περιοριστικοί παράγοντες της διακριτικής ικανότητας του οφθαλμού

Η διακριτική ικανότητα καθορίζεται από την ποιότητα του ειδώλου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή και εξαρτάται από επιμέρους ανατομικούς και φυσιολογικούς παράγοντες, όπως την πυκνότητα και το μέγεθος των φωτουποδοχέων στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδούς, τα φυσιολογικά χαρακτηριστικά των γαγγλιακών κυττάρων της οπτικής οδού και τη νευρωνική επεξεργασία σε ανώτερα στάδια της οπτικής οδού, η οποία ευθύνεται για την 'αποκωδικοποίηση' των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών των εικόνων, π.χ. φωτεινότητα, χρωματικότητα, περίγραμμα, προσανατολισμός.

Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τη διακριτική ικανότητα του οφθαλμού, αποτελούν η χρωματική εκτροπή, οι οφθαλμικές κινήσεις προσήλωσης και η σταθερότητα και ακρίβεια της προσαρμοστικής ικανότητας του φακού.

1.4.1. Περίθλαση

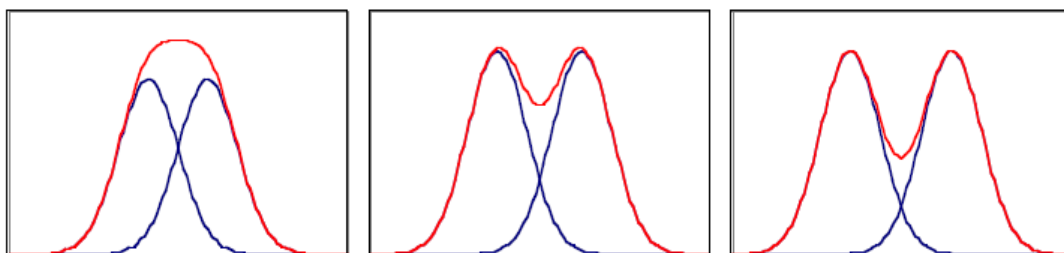
Σύμφωνα με την κυματική θεωρία, το είδωλο μίας μονοχρωματικής σημειακής πηγής, το οποίο προβάλλεται σε ένα οπτικό σύστημα χωρίς ατέλειες, δεν είναι ένα απλό σημείο αλλά κατανέμεται σε μία ‘κυκλική’ επιφάνεια λόγω της περίθλασης του φωτός στα όρια της κόρης. Αυτή η επιφάνεια παρουσιάζει ένα κεντρικό δακτύλιο μέγιστης φωτεινότητας (Airy disc), η οποία περιβάλλεται από αμυδρότερους δακτυλίους. Το μέγεθος της διαμέτρου του Airy disc σχετίζεται αντιστρόφως ανάλογα με την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Η γωνία όρασης του Airy disc που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή δίνεται από την παρακάτω εξίσωση:

$$\alpha = 2.44 \lambda / \Delta \text{ (rad)} \quad (2) \quad \text{όπου } \lambda \text{ το μήκος κύματος του φωτός} \\ \text{και } \Delta \text{ η διάμετρος της κόρης.}$$

Σύμφωνα με το κριτήριο του Rayleigh (Rayleigh, 1879), για να είναι η δυνατή η αντίληψη δύο παρακείμενων φωτεινών σημειακών πηγών πρέπει τα είδωλα αυτών να διαχωρίζονται από απόσταση ίση με την ημιδιάμετρο των δίσκων του Airy που σχηματίζονται στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή.

Όταν η απόσταση των δύο παρακείμενων σημείων είναι μεγαλύτερη της θ_{\min} , οι δύο φωτεινές πηγές είναι εύκολα διακριτές ως δύο ξεχωριστά σημεία. Επομένως, η ελάχιστη γωνία ευκρίνειας θ_{\min} , η οποία καθορίζει την διακριτική ικανότητα με βάση το κριτήριο του Rayleigh, υπολογίζεται από την ακόλουθη εξίσωση:

$$\theta_{\min} = 1.22 \lambda / \Delta \text{ (rad)} = 4.19 \times 10^{-3} \lambda / \Delta \text{ (arcmin)} \quad (3)$$

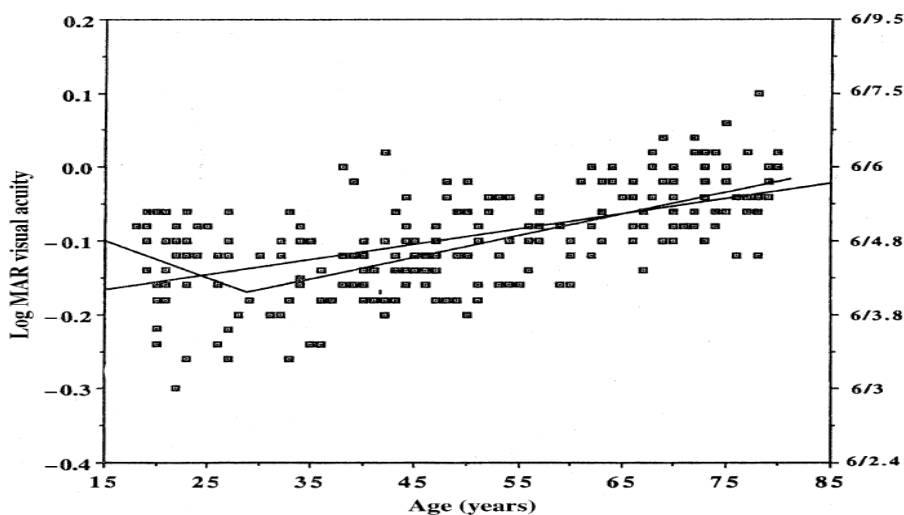


Εικόνα 3: Διακριτική ικανότητα, όπως ορίζεται από την περίθλαση. α) οι δίσκοι του Airy των δύο ειδώλων (μπλε καμπύλες) είναι τόσο κοντά μεταξύ τους (αλληλο-επικαλύπτονται), με αποτέλεσμα οι δύο φωτεινές σημειακές πηγές να μην είναι διακριτές, αλλά να σχηματίζουν ένα είδωλο (μία κηλίδα) μεγαλύτερης φωτεινότητας (κόκκινη καμπύλη), β) οι δίσκοι διαχωρίζονται από μια απόσταση ίση με το μισό της διαμέτρου τους (ελάχιστη γωνία ευκρίνειας - Rayleigh criterion), όριο διάκρισης των δύο σημειακών πηγών. γ) η απόσταση μεταξύ των δύο δίσκων του Airy είναι μεγαλύτερη από την ελάχιστη γωνία ευκρίνειας.

Είναι λοιπόν προφανές ότι απουσία άλλων περιοριστικών παραγόντων, όπως η ύπαρξη κάποιου διαθλαστικού σφάλματος ή κάποιων οπτικών εκτροπών, όσο μεγαλύτερη είναι η διάμετρος της κόρης, τόσο μικρότερη είναι η γωνία όρασης και κατ' επέκταση τόσο ευκρινέστερο το αμφιβληστροειδικό είδωλο ενός φυσιολογικού οφθαλμού.

1.5. Οπτική Οξύτητα

Ως οπτική οξύτητα ορίζεται η ικανότητα αναγνώρισης των προς παρατήρηση συμβόλων ενός πρότυπου πίνακα εξέτασης, με την καλύτερη διαθλαστική διόρθωση (αν αυτή απαιτείται) σε συγκεκριμένη απόσταση. Παρά το γεγονός ότι οπτική οξύτητα ίση με 10/10, θεωρείται ότι αποτελεί το μέσο όρο σε υγιείς οφθαλμούς, παρατηρείται ότι με σωστή σφαιρο-κυλινδρική διόρθωση, όπου αυτή είναι αναγκαία, οι περισσότεροι εκ των φυσιολογικών οφθαλμών παρουσιάζουν ευκρίνεια υψηλότερη των 10/10. Μάλιστα, ερευνητικά δεδομένα συμφωνούν με την παραπάνω παρατήρηση, προσδιορίζοντας τη μέση οπτική οξύτητα των υγιών (διορθωμένων) νεαρών οφθαλμών στα 15/10¹ και μόνο σε ηλικίες μεγαλύτερες των 60 ετών η οπτική οξύτητα μειώνεται σε επίπεδα μικρότερα των 10/10.



Εικόνα 4: Μέση μονόφθαλμη οπτική οξύτητα (σε κλίμακα logMAR στα αριστερά και Snellen στα δεξιά) σε 223 εξεταζόμενους με υγιείς και φυσιολογικούς οφθαλμούς και την χρήση της κατάλληλης διαθλαστικής διόρθωσης. Είναι χαρακτηριστικό ότι η μέση οπτική οξύτητα σε νεαρούς οφθαλμούς είναι περίπου 6/4 (15/10) ενώ σε ηλικίες > 50 ετών μειώνεται σε 6/6 (10/10).^{1,36}

1.6. Αξιολόγηση της οπτικής οξύτητας

Η οπτική οξύτητα (ΟΟ) αξιολογείται στην κλινική πράξη με τη χρήση πινάκων, οι οποίοι αποτελούνται από σειρές μαύρων συμβόλων (αριθμών ή γραμμάτων-που ονομάζονται οπτότυπα) που βαθμιαία ελαττώνονται σε μέγεθος.

Το μέγεθος των συμβόλων που χρησιμοποιούνται στα διάφορα οπτότυπα έχει οριστεί με γνώμονα τη θεώρηση ότι η διακριτική ικανότητα του οφθαλμού (η ελάχιστη γωνία ευκρίνειας- Minimum Angle of Resolution) προσεγγίζει το 1 λεπτό της μοίρας (1 arcmin). Κάθε οπτότυπο περικλείεται σε ένα τετραγωνικό «πλαίσιο», με το μήκος της κάθε πλευράς του να είναι πενταπλάσιο του πάχους των γραμμών (σκελών) που το αποτελούν. Το γράμμα των 10/10 έχει γωνία όρασης ίση με 5 λεπτά της μοίρας στην απόσταση εξέτασης. Αυτό συνεπάγεται ότι το σκέλος κάθε γράμματος φαίνεται υπό γωνία ενός λεπτού της μοίρας.

1.6.1. Πίνακες Snellen

Οι πρώτοι «βαθμονομημένοι» πίνακες για τη μέτρηση της οπτικής οξύτητας, κατασκευάστηκαν και δημοσιεύτηκαν το 1862 από τον Herman Snellen. Η βαθμονόμηση βασίστηκε στο κριτήριο του Rayleigh. Ο Snellen όρισε ως φυσιολογική οπτική οξύτητα, αυτήν που απαιτείται για να αναγνωριστεί ένα γράμμα, το οποίο αποτελείται από πέντε σκέλη και έχει γωνία όρασης ίση με πέντε λεπτά της μοίρας, στα 6 μέτρα.

Η οπτική οξύτητα ορίζεται από το πηλίκο της απόστασης του εξεταζόμενου από τον πίνακα μέτρησης προς την απόσταση στην οποία το οπτότυπο φαίνεται υπό γωνία πέντε λεπτών της μοίρας.

$ΟΟ = \text{απόσταση εξέτασης} / \text{απόσταση στην οποία το γράμμα φαίνεται υπό γωνία } 5 \text{ arcmin.}$

Οι πίνακες του Snellen αποτελούνταν από γράμματα ειδικά κατασκευασμένης γραμματοσειράς και έφεραν τέτοια κατανομή, ώστε το γράμμα που υπήρχε στη κορυφή του πίνακα να απαιτεί 10πλάσια οπτική οξύτητα (6/60) από τη φυσιολογική και να φαίνεται υπό γωνία πέντε λεπτών της μοίρας στα εξήντα μέτρα. Η μείωση του μεγέθους των γραμμάτων ακολουθούσε μία συγκεκριμένη γεωμετρική πρόοδο της τάξης του $\sqrt{2}$.

1.6.2. Πίνακες log MAR/ETDRS

Η μείωση του μεγέθους των γραμμάτων πραγματοποιείται με γεωμετρική πρόοδο, λόγω του τρόπου συμπεριφοράς των κύριων λειτουργικών χαρακτηριστικών της όρασης, όπως η ανίχνευση της φωτεινότητας και η ευαισθησία της αντίθεσης. Σε αυτήν τη διαπίστωση βασίστηκε ο Green, ο οποίος παρουσίασε στον Αμερικανικό Οφθαλμολογικό Σύλλογο το 1968 έναν πίνακα που αποτελούνταν από γράμματα χωρίς πατούρα, εν αντιθέσει με αυτόν του Snellen, με το μέγεθος των γραμμάτων και το διάστημα μεταξύ αυτών να μεταβάλλονται ακολουθώντας γεωμετρική πρόοδο.

Η επόμενη σημαντική αναφορά έγινε από τη Louise Sloan (1959). Η Sloan σχεδίασε ένα νέο πίνακα μίας ομάδας δέκα γραμμάτων χωρίς πατούρα, διατηρώντας το 5x5 πλέγμα του Snellen. Στο σχεδιασμό αυτό συνεκτιμήθηκε η διαφορετική αναγνωρισιμότητα μεταξύ των γραμμάτων. Επιπροσθέτως, εισήγαγε μία νέα σημειογραφία για την οπτική οξύτητα, τη μονάδα M, η οποία αντιπροσωπεύει την ικανότητα να αναγνωρίσουμε ένα πρότυπο μέγεθος γράμματος (5 arcmin) σε απόσταση ενός μέτρου. Με τον τρόπο αυτό δίνεται η δυνατότητα του άμεσου υπολογισμού της οπτικής οξύτητας χρησιμοποιώντας έναν πίνακα σε διαφορετικές αποστάσεις.

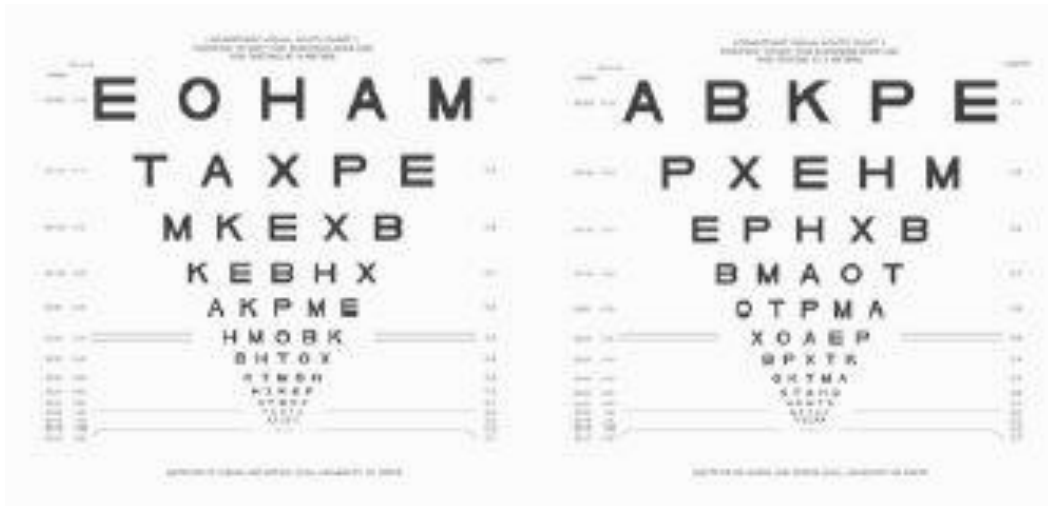
Αργότερα οι Bailey-Lovie (1976) δημοσίευσαν έναν καινούριο πίνακα, ο οποίος περιείχε τις προτάσεις του Green και στηριζόταν στην παράσταση logMAR, στο λογάριθμο της ελάχιστης γωνίας ευκρίνειας, εξασφαλίζοντας τη γεωμετρική αλλαγή στο μέγεθος των γραμμάτων. Επίσης χρησιμοποίησαν πέντε γράμματα σε κάθε σειρά. Οι μετατροπές της οπτικής οξύτητας στις δύο παραστάσεις (logMAR- δεκαδική) είναι εφικτές από τις παρακάτω εξισώσεις:

$$\text{Decimal} = \text{antilog}(-\log\text{MAR}) = 10^{-\log\text{MAR}} \quad \text{και} \quad \log\text{MAR} = -\log(\text{decimal acuity})$$

Όλες οι παραπάνω διαπιστώσεις, οδήγησαν το Εθνικό Ινστιτούτο Οφθαλμού των ΗΠΑ (Ferris, 1982), το οποίο είχε στόχο την εδραίωση μίας πρότυπης μεθόδου μέτρησης της οπτικής οξύτητας για τη μελέτη της πρόωρης θεραπείας της διαβητικής αμφιβληστροειδοπάθειας (Early Treatment of Diabetic Study), στην υιοθέτηση και χρήση του πίνακα Bailey-Lovie (Bailey, 1976) με κάποιες τροποποιήσεις.

Οι logMAR ETDRS πίνακες περιέχουν γράμματα της γραμματοσειράς Sloan (Sloan, 1952), παρουσιάζουν σταθερό αριθμό γραμμάτων (5) ανά σειρά και γεωμετρική πρόοδο στη μεταβολή του μεγέθους τους. Ο λόγος της μεταβολής αυτής είναι ίσος με 0.1 logMAR.

Η βαρύτητα του κάθε γράμματος είναι 0.02 logMAR, ενώ η μεταβολή του μεγέθους των γραμμάτων κυμαίνεται από 1.0 ως -0,3 log MAR.



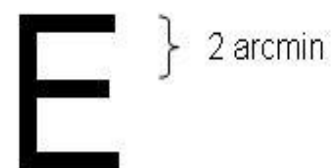
Εικόνα 5: Οι τροποποιημένοι ETDRS πίνακες οπτικής οξύτητας που αναπτύχθηκαν στο Πανεπιστήμιο Κρήτης. Ο πίνακας 1 (αριστερά) χρησιμοποιείται για τον έναν οφθαλμό και ο πίνακας 2 (δεξιά) για τον άλλο οφθαλμό.³⁶

Σε αυτό το σημείο χρίζει να διευκρινιστεί ότι με τη χρήση του πίνακα ETDRS υπολογίζεται ο ακριβής μέσος όρος που δίνει κατ' επέκταση τη δυνατότητα εκπόνησης ορθών στατιστικών υπολογισμών. Αυτός είναι ένας από τους λόγους για τον οποίο σε αρκετά επιστημονικά έντυπα προαπαιτούν τη χρήση logMAR οπτοτύπων.

1.6.3. Συσχέτιση οπτικής οξύτητας με χωρική διακριτική ικανότητα

Σε αυτό το σημείο κρίνεται απαραίτητο να επαναληφθεί ότι αν και το σκέλος του γράμματος των 10/10 αντιστοιχεί σε γωνία όρασης ένα arcmin, για να γίνει ένα αντικείμενο αντιληπτό είναι απαραίτητο να εστιαστεί τουλάχιστον σε δύο παρακείμενα κωνία. Έτσι λοιπόν το γράμμα Ε μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τρεις γραμμές και δύο διάκενα.

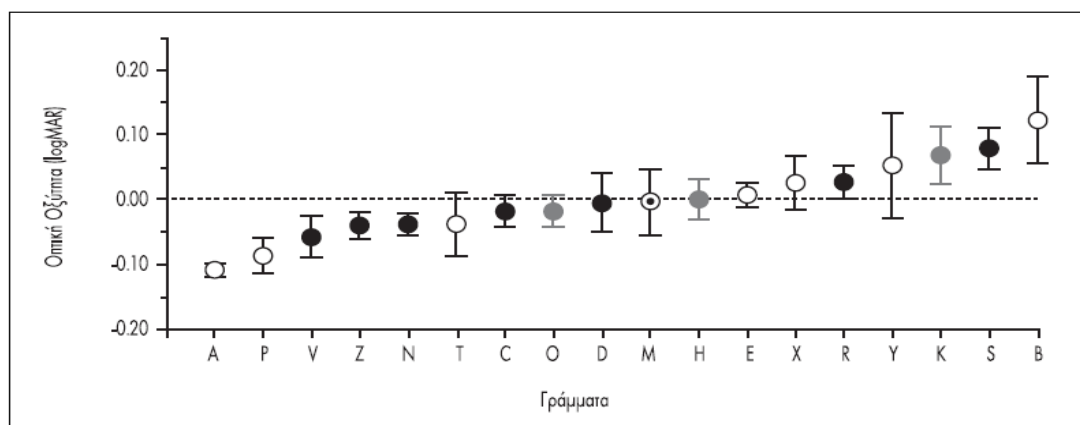
Επομένως, η ικανότητα διάκρισης του γράμματος ορίζεται από το συνδυασμό μίας μαύρης γραμμής και ενός διάκενου του γράμματος Ε, που αποτελούν έναν κύκλο ενός πλέγματος με φωτεινότητα, η οποία εναλλάσσεται με τετραγωνική διαμόρφωση και αντιστοιχεί σε δύο arcmin. Αν λοιπόν συσχετιστεί αυτό το σημείο με τη χωρική συχνότητα (σε κύκλους ανά μοίρα, είναι δυνατό να θεωρηθεί ότι μία μαύρη γραμμή και ένα διάκενο αποτελούν ένα κύκλο, κάτι που συνεπάγεται ότι το γράμμα των 10/10 αντιστοιχεί σε 30 c/deg.



Η αντίθεση φωτεινότητας (contrast) των συμβόλων που χρησιμοποιούνται σε πρότυπους πίνακες Οπτικής Οξύτητας πρέπει να είναι υψηλότερη από 90%. Είναι προφανές ότι τέτοιες υψηλές τιμές contrast σπάνια συναντώνται σε συνθήκες λειτουργικής όρασης, όπως κατά την οδήγηση, πλοήγηση κλπ. Επίσης πρέπει να σημειωθεί ότι το contrast του εστιασμένου ειδώλου είναι αρκετά μειωμένο σε σχέση με το αντικείμενο, όπως αποδεικνύεται από υπολογισμούς της συνάρτησης διαμόρφωσης διασποράς (Point Spread Function). Αυτό συμβαίνει λόγω της ύπαρξης εκτροπών και της σκέδασης του φωτός στις διαθλαστικές επιφάνειες του οφθαλμού. Μάλιστα, η μείωση του contrast του αμφιβληστροειδικού ειδώλου είναι σημαντικά αυξημένη σε παθολογικές περιπτώσεις, όπως στον καταρράκτη ή στην έκκεντρη διαθλαστική επέμβαση.

1.7. Οπτική Οξύτητα- περιφερική όραση

Η οπτική οξύτητα μειώνεται απότομα στην περιφέρεια του αμφιβληστροειδή και αγγίζει τα 5/10 στην πρώτη μοίρα και το 1/10 στις είκοσι μοίρες. Αυτό συμβαίνει λόγω της πυκνότητας των κωνίων και κυρίως των γαγγλιακών κυττάρων, τα οποία είναι υπεύθυνα για την όραση υψηλής ευκρίνειας. Επιπλέον το οπτικό σύστημα του οφθαλμού παρουσιάζει αυξημένες εκτροπές στην περιφέρεια. Αυτό συνεπάγεται ότι για να αναγνωριστούν αντικείμενα στην περιφέρεια πρέπει να έχουν μεγαλύτερο μέγεθος ή/και υψηλότερο contrast. Το οπτότυπο ETDRS εξομοιώνει την αύξηση του μεγέθους των γραμμάτων στην περιφέρεια, διαδικασία που απαιτείται ώστε να παρουσιάζουν την ίδια αναγνωρισιμότητα με αυτά που προβάλλονται στο κέντρο.



Εικόνα 6: Δυσκολία αναγνωρισιμότητας γραμμάτων (γραμματοσειρά Sloan). Η διακεκομμένη γραμμή αποτελεί το μέσο όρο όλων των γραμμάτων. Αρνητικές τιμές αντιστοιχούν σε καλύτερη οπτική οξύτητα. Είναι εμφανές ότι γράμματα, όπως το B και το S παρουσιάζουν πολύ μεγαλύτερη δυσκολία από το A και το P.³⁵

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1. Οι οφθαλμικές εκτροπές υψηλής τάξης

Είναι γνωστό ότι ο οφθαλμός εκτός από τα απλά διαθλαστικά σφάλματα (μυωπία, υπερμετρωπία, αστιγματισμός), όπως κάθε άλλο οπτικό σύστημα παρουσιάζει μία σειρά από μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης, όπως σφαιρική εκτροπή, κόμα και καμπύλωση πεδίου². Ως αποτέλεσμα, ακόμα και στην περίπτωση όπου η πιθανή αμετρωπία έχει διορθωθεί, μέσω της χρήσης οφθαλμικών φακών, φακών επαφής ή και διαθλαστικής χειρουργικής, το είδωλο που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή, δεν είναι απόλυτα ευκρινές, αλλά παρουσιάζει κάποια θόλωση λόγω της ύπαρξης χρωματικών και μονοχρωματικών εκτροπών καθώς και λόγω του φαινομένου της περίθλασης^{3,4}. Για παράδειγμα, η παρουσία θετικής εκτροπής υποδηλώνει ότι οι ακτίνες που διαδίδονται από την περιφέρεια υπόκεινται σε ισχυρότερη διάθλαση από τις κεντρικές ακτίνες. Ως αποτέλεσμα, η απλή σφαιρο-κυλινδρική διόρθωση, ιδιαίτερα στις περιπτώσεις που η διάμετρος της κόρης είναι μεγάλη, δεν επαρκεί ώστε το είδωλο να εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή με τη μέγιστη ευκρίνεια. Επίσης πρέπει να σημειωθεί ότι οι οφθαλμικές εκτροπές αυξάνονται αισθητά με την ηλικία^{5,6}.

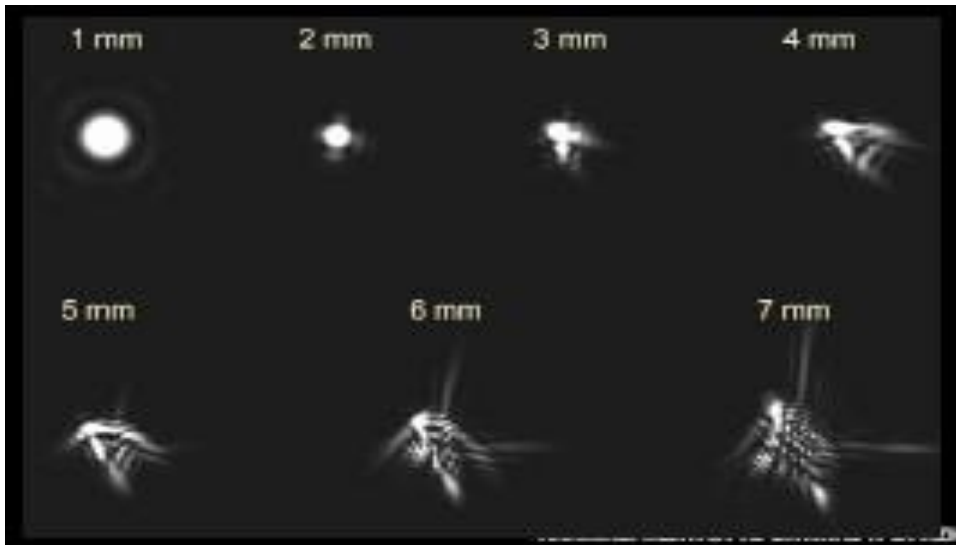
Οι εκτροπές, ιδιαίτερα των υψηλότερων τάξεων, αυξάνονται, όσο αυξάνεται η διάμετρος της κόρης, διότι μεγαλύτερη έκταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού, συμμετέχει στη διαμόρφωση του οπτικού πεδίου, οπότε το φως υφίσταται μεγαλύτερη παραμόρφωση, με αποτέλεσμα τη θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Αντίθετα, σε μικρής διαμέτρου κόρες, οι εκτροπές υψηλής τάξης περιορίζονται στο ελάχιστο και το φαινόμενο της περίθλασης, είναι αυτό που περιορίζει την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Έτσι λοιπόν, οι εκτροπές είναι μικρές, για διάμετρο κόρης 3 mm και αυξάνονται, όσο αυξάνεται η διάμετρος. Το βέλτιστο μέγεθος της κόρης είναι 3 mm. Είναι αξιοσημείωτο ότι η ανώτατη διακριτική ικανότητα παρουσιάζεται με διάμετρο κόρης 3.5 mm περίπου. Ωστόσο, περιορίζεται από την πυκνότητα των κωνίων στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδούς.

Η ύπαρξη των εκτροπών υψηλής τάξης, οδηγεί στον περιορισμό της διακριτικής ικανότητας σε κατώτερα επίπεδα από αυτά που ορίζονται από τη πυκνότητα των φωτοϋποδοχέων.

Αξιοσημείωτο είναι ότι παρουσιάζεται μεγάλη απόκλιση μεταξύ φυσιολογικών οφθαλμών όσον αφορά στο μέγεθος των οφθαλμικών εκτροπών, με αποτέλεσμα να υπάρχει σημαντική διακύμανση στην επίδραση τους στην όραση⁴.

Είναι εμφανές, ότι η ιδανική διάμετρος της κόρης, όσον αφορά στη συνάρτηση διασποράς σημείου, είναι μεταξύ 2 και 3 mm, κατά την οποία η περίθλαση είναι ο βασικός παράγοντας που επηρεάζει τη

διακριτική ικανότητα του οφθαλμού. Για μεγάλες διαμέτρους της κόρης (μεταξύ 4-7 mm), οι εκτροπές είναι αυτές που καθορίζουν τη διακριτική ικανότητα και την ποιότητα της εικόνας.



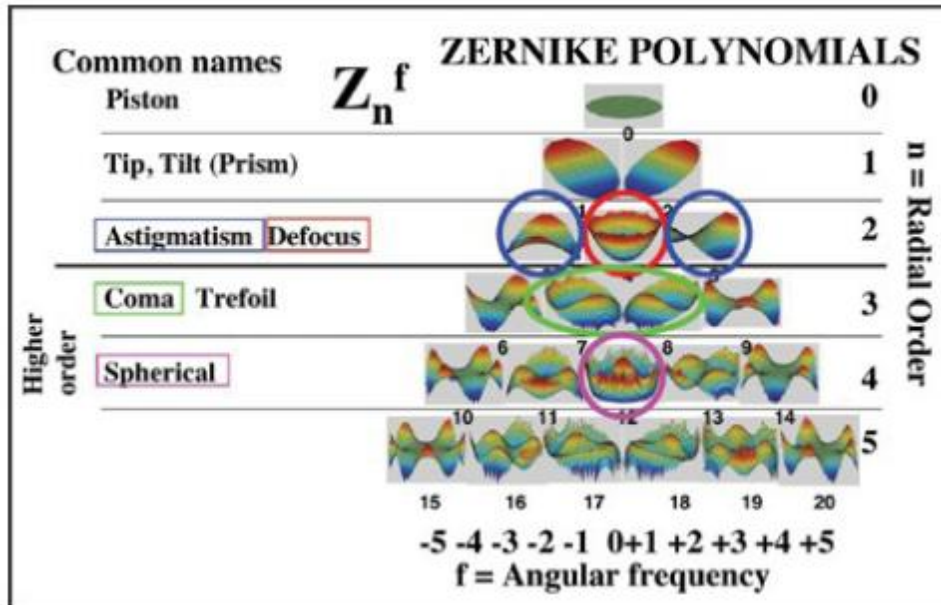
Εικόνα 7. Συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) για διαφορετικές διαμέτρους της κόρης του οφθαλμού. Για μικρές διαμέτρους της κόρης (<2mm) η περίθλαση είναι ο βασικός παράγοντας που επηρεάζει τη διακριτική ικανότητα του οφθαλμού. Για μεγάλες διαμέτρους της κόρης, (4-7mm) οι εκτροπές είναι αυτές που καθορίζουν τη διακριτική ικανότητα και την ποιότητα της εικόνας.

Οι εκτροπές στο οπτικό σύστημα υπολογίζονται με τη μέθοδο της εκτροπομετρίας.

Ένας τρόπος ανάλυσης και παρουσίασης των οφθαλμικών εκτροπών είναι μέσω ενός γραμμικού αθροίσματος πολυωνύμων, γνωστών ως Zernike πολυωνύμων.

$$\text{Για το } Z_2^0: \quad Z_2^0 = \frac{-C_2^0 4\sqrt{3}}{r^2} \rightarrow \text{περίπτωση σφαιρώματος (μυωπία ή υπερμετρωπία)}$$

$$\text{Για το } Z_4^0: \quad Z_4^0 = \frac{-C_2^0 4\sqrt{3} + C_4^0 12\sqrt{5}}{r^2} \rightarrow \text{περίπτωση σφαιρικής εκτροπής.}$$



Εικόνα 8: Πολυώνυμα Zernike

Για τη σύγκριση των εκτροπών διαφορετικών οφθαλμών και καταστάσεων, χρησιμοποιείται συχνά η τιμή του Root Mean Square of Wavefront Error (RMS).

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_n^m (C_n^m)^2} \quad , \text{όπου } C: \text{ οι συντελεστές των πολυωνύμων Zernike.}$$

υτερέων δείκτης (εκφράζει το βαθμό της του πολυωνύμου από τη γωνία θ).

ριος ή ακτινικός δείκτης (εκφράζει την του πολυώνυμου).

Το RMS είναι η τετραγωνική ρίζα της μέσης τιμής των τετραγώνων της διαφοράς των εκτροπών ενός σημείου και της μέσης τιμής των εκτροπών, κατά μήκος της κόρης ή απλούστερα, η τυπική απόκλιση των σφαλμάτων του μετώπου κύματος. Η τιμή του RMS αποτελεί ένα μέτρο, του πόσο ατελές είναι ένα οπτικό σύστημα. Ένα ιδανικό οπτικό σύστημα περιορισμένο μόνο από το φαινόμενο της περίθλασης, έχει τιμή RMS ίση με το μηδέν.

Οι κυρίαρχες οφθαλμικές εκτροπές, περίπου 93% επί του συνόλου⁷, είναι οι 2^{ης} τάξης σφαιροκυλινδρικές εκτροπές. Από τις εκτροπές υψηλότερης τάξης, ιδιαίτερη σημασία έχει η σφαιρική εκτροπή 4^{ης} τάξης, η οποία επηρεάζει περισσότερο από τις άλλες, την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3.1 Προσαρμοστική ικανότητα του κρυσταλλοειδούς φακού

Κατά την παρατήρηση ενός μακρινού αντικειμένου, το είδωλο του στόχου εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή. Για να είναι δυνατή η ευκρινής διάκριση των αντικειμένων, τα οποία εντοπίζονται σε κοντινή απόσταση (π.χ. κατά το διάβασμα), ο οφθαλμός χρίζει να τροποποιήσει το σημείο εστίασης, αυξάνοντας τη διαθλαστική του ισχύ. Η ικανότητα αυτή ονομάζεται προσαρμογή.

Η προσαρμογή επιτυγχάνεται με αύξηση της κυρτότητας (μείωση της ακτίνας καμπυλότητας) της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας του κρυσταλλοειδούς φακού, η οποία προκύπτει μέσω της σύσπασης του ακτινωτού μυός και την χαλάρωση της Ζιννείου ζώνης με ένα μηχανισμό που έχει περιγραφεί από τον Helmholtz. Το κύριο ερέθισμα για την ενεργοποίηση του μηχανισμού της προσαρμογής είναι η διατήρηση της ευκρίνειας του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Επομένως, ο μηχανισμός προσαρμογής, που προκαλεί μια σειρά αλλαγών σε φυσιολογικά χαρακτηριστικά του οφθαλμού, έχει ως κύριο σκοπό τα είδωλα των αντικειμένων να εστιάζονται στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδή, περιοχή που εμφανίζει τη μέγιστη ευκρίνεια.

Είναι προφανές ότι, στη δίοφθαλμη όραση, τα κοντινά αντικείμενα απαιτούν αλλαγή τόσο στην προσήλωση όσο και στην σύγκλιση των αξόνων των δύο οφθαλμών, για αυτό δεν αποτελεί έκπληξη η διαπίστωση ότι οι μηχανισμοί της προσαρμογής και της σύγκλισης, αλλά επίσης και ο μηχανισμός που ελέγχει τη διάμετρο της κόρης του οφθαλμού, αλληλοσυνδέονται και διαμορφώνουν την «τριάδα της κοντινής όρασης». Κατά την αλλαγή της προσήλωσης σε ένα κοντινό αντικείμενο, η προσαρμογή και η σύγκλιση αυξάνονται ενώ η διάμετρος της κόρης μειώνεται (μύση). Οι παραπάνω μηχανισμοί ελέγχονται από τα ανώτερα φλοιώδη κέντρα και την παρασυμπαθητική οδό. Το κεντρομόλο μέρος της διαβίβασης των πληροφοριών αποτελεί το οπτικό νεύρο μέσω του οποίου πραγματοποιείται η επεξεργασία τους στην προ-φλοιώσα οπτική οδό αλλά και σε ανώτερα φλοιώδη επίπεδα. Η συστολή του ακτινωτού μυός επέρχεται από τη δραστηριότητα των παρασυμπαθητικών ινών με προέλευση τους πυρήνες Edinger-Westphal (στο μεσεγκέφαλο).

Η προσαρμογή δεν είναι ένα αμιγές αντανακλαστικό: μπορεί να υπάρξει ένα ισχυρό εθελοντικό στοιχείο στον έλεγχο της. Ο προσδιορισμός των ερεθισμάτων που «οδηγούν» την προσαρμογή έχει αποτελέσει μία από τις πρωταρχικές περιοχές έρευνας. Αν και είναι γνωστό ότι η ενεργοποίηση της προσαρμογής μπορεί να προκληθεί από μη-οπτικούς παράγοντες, όπως η εγγύτητα του στόχου, οι αλλαγές στο μέγεθος των ερεθισμάτων που βρίσκονται σε μια σταθερή απόσταση, που συχνά ερμηνεύονται ως αλλαγές στην απόσταση, το πρωταρχικό ερέθισμα ωστόσο για την προσαρμογή, αποτελεί η θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Έχει επίσης προταθεί ότι οι οπτικές εκτροπές

υψηλής τάξης (π.χ. η σφαιρική εκτροπή), οι οποίες μειώνουν την ποιότητα του εστιασμένου ειδώλου, παρέχουν ισχυρά κατευθυντικά ερεθίσματα για την προσαρμογή. Για παράδειγμα έχει αποδειχθεί ότι η προσαρμογή είναι σταθερότερη σε πολυχρωματικούς από ότι σε μονοχρωματικούς στόχους και ότι η παρουσία της χρωματικής εκτροπής επηρεάζει ευμενώς το εύρος και την ακρίβεια προσαρμογής.

3.2. Κρυσταλλοειδής φακός

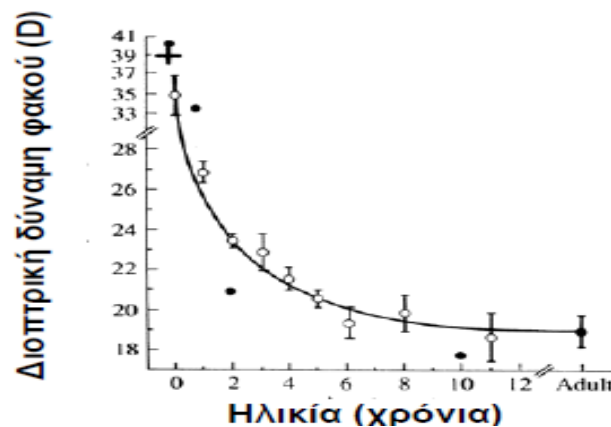
Η ελαστική και ινώδης δομή του φακού περικλείεται μέσα στο ελαστικό περιφάκιο. Η θέση του φακού στο οπτικό σύστημα του οφθαλμού εξασφαλίζεται από την υποστήριξη που παρέχουν στον ισημερινό οι ίνες της Ζιννείου ζώνης μέσω των συνδέσεών τους στο περιφάκιο καθώς επίσης και από την ίριδα (στο πρόσθιο μέρος) και το υαλώδες σώμα (στο οπίσθιο μέρος). Στην πραγματικότητα το περιφάκιο και οι ίνες της Ζιννείου ζώνης αποτελούν το σύνδεσμο μεταξύ του φακού και του ακτινωτού μυός και για αυτό παίζουν σημαντικό ρόλο στη «μετάδοση» της δύναμης που προκαλείται από τη σύσπαση του ακτινωτού μυός για την αλλαγή του σχήματος του φακού.

Κατά την παρατήρηση ενός μακρινού αντικειμένου, το ακτινωτό σώμα είναι «εν ηρεμία». Η μεγάλη διάμετρος της ακτινωτής απόφυσης διατηρεί τις ίνες της Ζιννείου ζώνης σε διάταση. Αν και δεν έχει διευκρινισθεί με ποιον τρόπο η συστολή του ακτινωτού μυός επηρεάζει την πίεση που ασκούν οι ίνες στον φακό, είναι γνωστό ότι αυτές επισυνάπτονται στον ισημερινό, στο πρόσθιο και στο οπίσθιο μέρος του περιφακίου. Το αποτέλεσμα των δυνάμεων τάνυσης που ασκούν οι ίνες στο ελαστικό περιφάκιο είναι η μείωση στην καμπυλότητα (αύξηση ακτίνας καμπυλότητας) των επιφανειών και του πάχους του φακού, και την αύξηση της διαμέτρου του (απόσταση μεταξύ των δύο ισημερινών) (σε σύγκριση με την *in vitro* φυσιολογική μορφή του).

Η διοπτρική δύναμη του φακού εξαρτάται από τις ακτίνες καμπυλότητας της πρόσθιας, r_1 , και της οπίσθιας, r_2 , επιφάνειας (η ακτίνα καμπυλότητας είναι αντίστροφη της καμπυλότητας, R) το δείκτη διάθλασης και το πάχος του φακού. Η διοπτρική δύναμη, η οποία δεν μπορεί να υπολογιστεί με μεγάλη ακρίβεια διότι ο δείκτης διάθλασης του φακού (n_L) δεν είναι σταθερός, καθώς παρουσιάζει μια βαθμιαία κατανομή τόσο κατά μήκος της διαμέτρου όσο και του αξονικού πάχους (πχ., ελαττώνεται από 1.406 στον πυρήνα σε 1.386 στο φλοιό, σύμφωνα με τον Gullstrand, 1909), δίνεται από την παρακάτω εξίσωση:

$$F = F_1 + F_2 - \frac{t}{n} F_1 F_2 \quad (4)$$

Όπου οι δυνάμεις $F_1 = n_L - 1.333 / r_1$, $F_2 = 1.333 - n_L / r_2$ και t το πάχος του φακού (1.333 είναι ο δείκτης διάθλασης του νερού – υδατοειδούς υγρού, υαλώδους σώματος). Είναι αξιοσημείωτο ότι αν και οι δομές του φακού αλλάζουν συνεχώς με την ηλικία (βλ. παρακάτω) η διοπτρική του δύναμη σταθεροποιείται στις 19 D μετά την ηλικία των 12 ετών (Σχ. 9)



Εικόνα 9: Απεικονίζονται οι μεταβολές στη δύναμη του κρυσταλλοειδούς φακού κατά την παιδική ηλικία.

3.3. Μηχανισμός της προσαρμογής

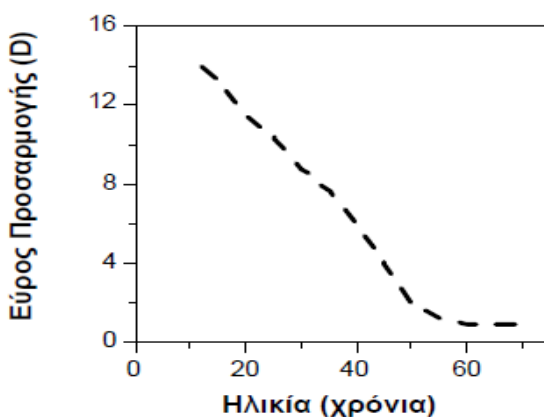
Η γνώση που υπάρχει σήμερα σχετικά με τον μηχανισμό προσαρμογής στηρίζεται στη θεωρία του Helmholtz⁸. Κατά την προσαρμογή ο ακτινωτός μυς συσπάται, μειώνοντας τη διάμετρο της ακτινωτής απόφυσης (κατά περίπου 1.6 mm), με αποτέλεσμα να υποχωρεί η πίεση στις ίνες της Ζιννείου ζώνης, οι οποίες χαλαρώνουν. Έτσι, το ελαστικό περιφάκιο και ο φακός ανακτούν τη φυσιολογική τους, πιο κυρτή μορφή, δηλαδή, αυξάνεται η κυρτότητα της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας (μείωση ακτίνας καμπυλότητας), αυξάνεται το πάχος του φακού ενώ η πρόσθια επιφάνεια μετατοπίζεται προς τα εμπρός, πλησιάζοντας τον κερατοειδή (η οπίσθια επιφάνεια παραμένει σχεδόν στην ίδια θέση). Το συνολικό αποτέλεσμα είναι η αύξηση της διοπτρικής ισχύος του φακού, η οποία είναι απαραίτητη για την εστίαση κοντινών αντικειμένων. Όταν ο ακτινωτός μυς χαλαρώνει, αφότου παύει η προσαρμοστική λειτουργία, η ένταση στις ίνες της Ζιννείου ζώνης στον ισημερινό του φακού αυξάνεται και πάλι.

3.3.1. Αλλαγές στις οπτικές δομές του φακού

Οι επιφάνειες φακών εμφανίζονται πιο κυρτές κατά την προσαρμογή, αλλά η πρόσθια επιφάνεια αυξάνει σε καμπυλότητα πάντα περισσότερο από την οπίσθια. Εντούτοις, οι αλλαγές της κυρτότητας δεν είναι αρκετές για να δικαιολογήσουν πλήρως την αλλαγή στην διοπτρική δύναμη του φακού. Επίσης, η αύξηση του πάχους του φακού οδηγεί σε μια μείωση στη συνολική διοπτρική ισχύ. Πιστεύεται ότι η επιπλέον ισχύς που απαιτείται προέρχεται από την πρόσθια μετακίνηση του φακού κατά περίπου 0,2 mm, μειώνοντας ταυτόχρονα και το βάθος του προσθίου θαλάμου (προφανώς η όποια οπίσθια μετακίνηση εμποδίζεται από το υαλώδες σώμα). Η μείωση της απόστασης μεταξύ του κερατοειδούς χιτώνα και του φακού οδηγεί στην αύξηση της διοπτρικής ισχύος που προκύπτει από τον συνδυασμό κερατοειδούς-φακού. Επιπλέον, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, είναι πιθανόν η κατανομή του δείκτη διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού να συνεισφέρει στην αύξηση της συνολικής ισχύος του φακού κατά την προσαρμογή.

3.4. Εύρος προσαρμοστικής ικανότητας

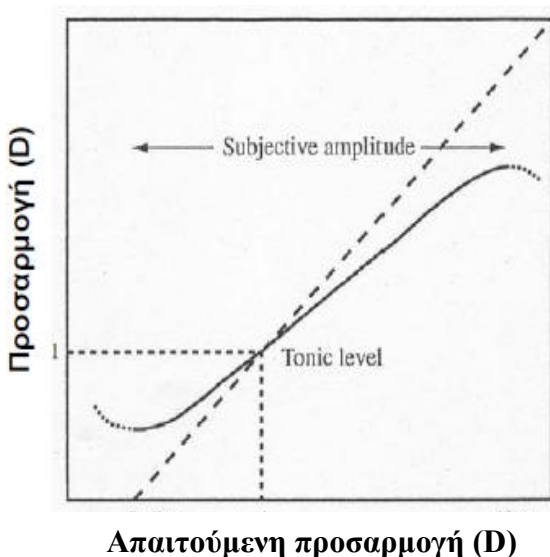
Το μέγιστο ποσό της προσαρμογής (σε D) που είναι δυνατό ένας οφθαλμός να επιτύχει ονομάζεται εύρος προσαρμογής. Για έναν εμμέτρωπα, το εύρος εκτείνεται θεωρητικά από το «οπτικό άπειρο» μέχρι την πιο κοντινή απόσταση που μπορεί να διακρίνει καθαρά ένα γράμμα (π.χ., αν το κοντινό σημείο είναι στα 25 cm, το εύρος προσαρμογής είναι 4 D, δηλαδή το αντίστροφο της απόστασης σε μέτρα). Τα όρια μεταξύ των οποίων εκτείνεται η προσαρμογή ονομάζονται απώτερο και εγγύς σημείο προσαρμογής και καθορίζονται από τη διάθλαση του οφθαλμού. Για ένα μύωπα το απώτερο σημείο δεν είναι στο οπτικό άπειρο, αλλά πιο κοντά (π.χ., για ένα μύωπα 2D το απώτερο σημείο είναι 0.5m, αλλά και το εγγύς σημείο θα είναι κατά 2D πιο κοντά), το εύρος προσαρμογής όμως δεν επηρεάζεται.



Εικόνα 10: Αλλαγές στο εύρος της προσαρμογής με την ηλικία. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση ενός ειδικά κατασκευασμένου χάρακα (RAF ruler). Το εύρος προσαρμογής αρχίζει να μειώνεται σταθερά από τις αρχές της εφηβικής ηλικίας με ένα ρυθμό περίπου 0,4 D/χρόνο. Η προσαρμογή 1D που εμφανίζεται σε άτομα ηλικίας >50 ετών είναι πλασματική και οφείλεται στο αυξημένο βάθος εστίασης λόγω της πιθανής ύπαρξης αστιγματισμού (που οδηγεί σε πολυεστιακότητα) και της μικρής διαμέτρου της κόρης των ηλικιωμένων ατόμων.

3.5. Ακρίβεια της προσαρμοστικής ικανότητας

Η ακρίβεια της προσαρμογής περιγράφεται από την καμπύλη συσχετισμού της απόκρισης προσαρμογής (την αλλαγή της διαθλαστικής κατάστασης του οφθαλμού) με την απαιτούμενη προσαρμογή (Εικόνα 11). Όπως είναι εμφανές, η αντιστοιχία δεν είναι ένα προς ένα, αλλά διαπιστώνεται μία υπερ-προσαρμογή για τα μακρινά ερεθίσματα (π.χ. ένα γράμμα), και μία υπο-προσαρμογή για τα κοντινά ερεθίσματα. Η υπο-προσαρμογή αυξάνεται όσο το ερέθισμα πλησιάζει στο εγγύς σημείο της προσαρμογής. Η κεντρική περιοχή της καμπύλης απόκρισης/ερεθίσματος είναι σχεδόν γραμμική, ενώ η κλίση είναι λιγότερο από την μονάδα. Η κλίση της καμπύλης μεταβάλλεται με τον φωτισμό, την ηλικία, την διάμετρο της κόρης (μικρές κόρες «οδηγούν» σε μεγαλύτερη υπο-προσαρμογή και υπερ-προσαρμογή, λόγω του αυξημένου βάθους εστίασης) και τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του ερεθίσματος (π.χ. μέγεθος, contrast, φωτεινότητα, χρωματικότητα).



Εικόνα 11: Τυπική μορφή καμπύλης (αριστερά) συσχετισμού της απόκρισης προσαρμογής με την απαιτούμενη προσαρμογή. Είναι προφανές ότι η αντιστοιχία δεν είναι ένα προς ένα (η αντιστοιχία 1:1 περιγράφεται από την διακεκομμένη γραμμή). Μια σειρά από τέτοιες καμπύλες (για άτομα ηλικίας 24-33 ετών) όπως μετρήθηκαν με το εκτροπόμετρο COAS (ένα οπτόμετρο Badal χρησιμοποιήθηκε για την προβολή ενός γράμματος σε διαφορετικές αποστάσεις-vergence). Να τονιστεί ότι τα «σφάλματα» στην προσαρμογή είναι μικρότερα κατά την διόφθαλμη όραση.

3.6. Προσαρμογή και γήρανση

Αν και το εύρος της προσαρμογής μειώνεται αισθητά με την ηλικία, οι αποκρίσεις σε κοντινά ερεθίσματα των ηλικιωμένων, όταν βρίσκονται μέσα στα όρια του εύρους προσαρμογής δεν διαφέρουν σημαντικά από αυτές των νέων.

3.7. Μικρά σφάλματα εστίασης κατά την προσαρμογή

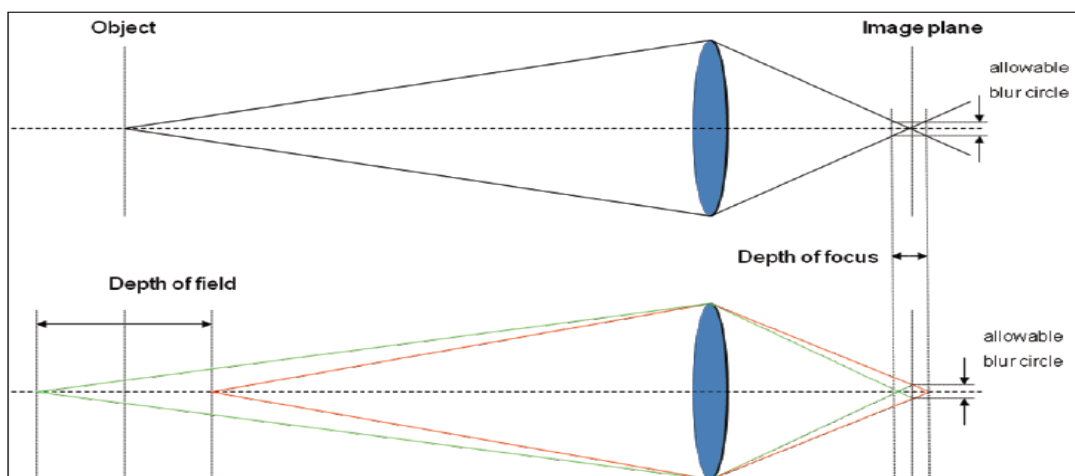
Ο οφθαλμός έχει την ικανότητα να αυξάνει τη διαθλαστική του ισχύ, μέσω της αύξησης της καμπυλότητας των επιφανειών του φακού, ώστε να μπορεί εστιάσει αντικείμενα που βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις. Αν και το κύριο ερέθισμα για την ενεργοποίηση του μηχανισμού της προσαρμογής είναι η διατήρηση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου σε υψηλή ευκρίνεια³, έχει αποδειχθεί ότι κατά την προσαρμογή παρουσιάζονται τόσο σφάλματα εστίασης (υπό- προσαρμογή για κοντινά αντικείμενα) όσο και μικρές διακυμάνσεις, της τάξης του 0.25 D, στην απόκριση της προσαρμογής⁹ και στις εκτροπές υψηλής τάξης¹⁰, οι οποίες μεταβάλλονται κατά την προσαρμογή. Είναι πιθανόν αυτές οι διακυμάνσεις να επηρεάζουν την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

Επίσης, οι εκτροπές μεταβάλλονται για τα διάφορα επίπεδα προσαρμογής, με πιο σημαντική τη μεταβολή της σφαιρικής εκτροπής από θετική σε αρνητική τιμή^{11,12}, κυρίως λόγω της μεταβολής στην καμπυλότητα των επιφανειών του φακού¹³. Έχει μάλιστα αποδειχθεί ότι οι μονοχρωματικές εκτροπές βοηθούν το σύστημα προσαρμογής και συμβάλλουν στον καθορισμό της κατεύθυνσης εστίασης¹⁴.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4.1. Βάθος πεδίου

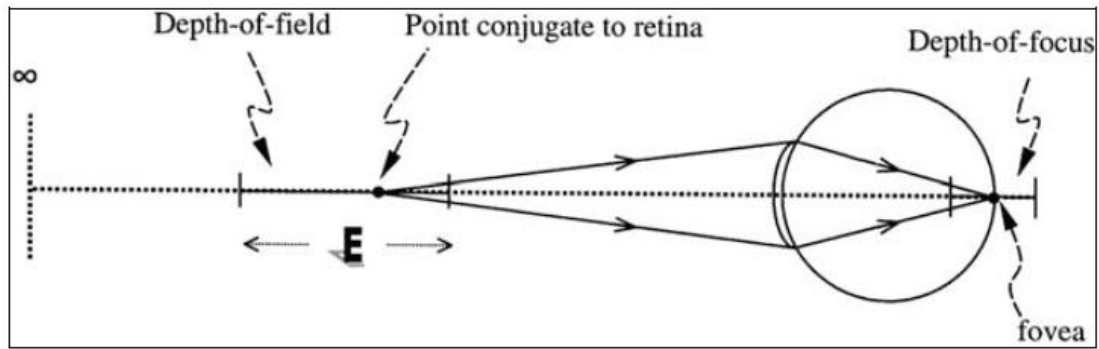
Βάθος εστίας καλείται η απόσταση που ορίζεται από το πρόσθιο και οπίσθιο εστιακό επίπεδο του αμφιβληστροειδούς, κατά το οποίο το είδωλο εμφανίζεται ευκρινές. Το μέγεθος της ευκρίνειας καθορίζεται από τον κύκλο της ελάχιστης σύγχυσης (βλ. Εικόνα 12). Το βάθος εστίας στην περιοχή όπου εμφανίζεται το είδωλο είναι κατ' ουσία συνώνυμο με το βάθος πεδίου στην περιοχή του αντικειμένου. Η αναλογία, μεταξύ των δύο, καθορίζεται από την εστιακή απόσταση του φακού και την απόσταση του αντικειμένου παρατήρησης.



Εικόνα 12: Το βάθος πεδίου και το βάθος εστίας.

Πιο συγκεκριμένα στον οφθαλμό παρουσιάζεται μία παρόμοια λειτουργία με αυτή της φωτογραφικής μηχανής, ο φακός της οποίας είναι εστιασμένος σε ένα αντικείμενο παρατήρησης. Καθώς μεταβάλλεται η απόσταση του παρατηρούμενου αντικειμένου, μεταβάλλεται και το επίπεδο σχηματισμού του ειδώλου προς αντίστοιχη κατεύθυνση, μέσω της διαδικασίας της προσαρμογής.

Στο σημείο αυτό χρίζει να τονιστεί ότι το εύρος της προσαρμογής δε σχετίζεται, με κανένα τρόπο, με το βάθος εστίας. Το βάθος εστίας προσδιορίζεται όταν ο οφθαλμός δεν «προσαρμόζει». Ο κύκλος της ελάχιστης σύγχυσης στον οφθαλμό καθορίζεται από την ανοχή αυτού στη θόλωση. Το όριο ανοχής στη θόλωση και κατ' επέκταση το βάθος πεδίου, φαίνεται ότι είναι πολύ διαφορετικό σε κάθε οφθαλμό.

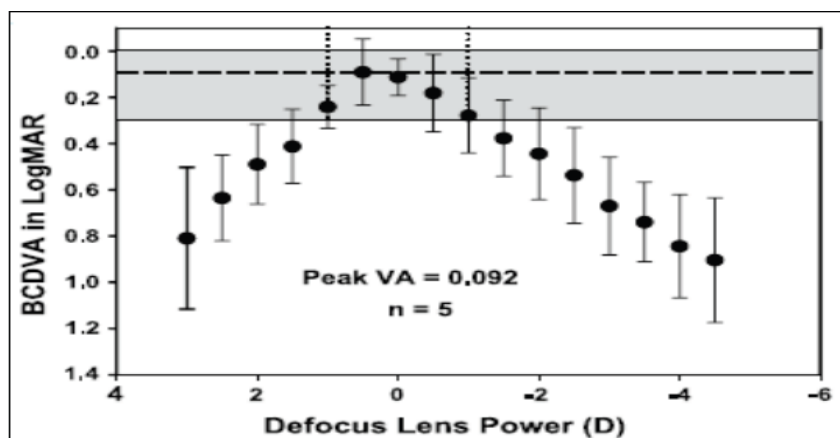


Εικόνα 13: Το βάθος εστίας στον οφθαλμό¹⁵.

Το βάθος πεδίου μετράται ξεχωριστά σε κάθε οφθαλμό. Υπάρχουν δύο μέθοδοι υπολογισμού αυτού. Σημαντική προϋπόθεση σε κάθε τεχνική είναι το μέγεθος του αντικειμένου να μη μεταβάλλεται αισθητά κατά τη διάρκεια της μέτρησης.

Η πιο κοινή μέθοδος είναι η υποκειμενική, κατά την οποία εφαρμόζεται κυκλοπληγία και εκτιμάται η αντίληψη της θόλωσης. Ωστόσο, μπορεί η παραπάνω μέθοδος να διακριθεί σε λειτουργικές και διαισθητικές (intuitive) μετρήσεις.

Οι λειτουργικές μετρήσεις εκτιμούν το βάθος εστίας σε σχέση με κάποια οπτική λειτουργία όπως την οπτική οξύτητα. Αυτό σημαίνει ότι το είδωλο θολώνει με τη χρήση επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος έως ότου η οπτική οξύτητα μειωθεί και φτάσει ένα ορισμένο σημείο. Χαρακτηριστικό παράδειγμα λειτουργικής υποκειμενικής μέτρησης είναι η έρευνα των Win-Hall and Glasser (*JCRS Vol. 35/2009*), κατά την οποία μετρήθηκε η οπτική οξύτητα ψευδοφακικών οφθαλμών με διαφορετικό defocus. Το κριτήριο που τέθηκε ήταν οπτική οξύτητα ίση με 20/40 (0.3 log MAR). Το αποτέλεσμα ήταν βάθος εστίας ίσο με ± 1.0 D.



Εικόνα 14: Οπτική Οξύτητα (VA) σε σχέση με το defocus που εφαρμόστηκε σε ψευδοφακικούς οφθαλμούς (Win-Hall, Glasser/ *JCRS Vol. 35/2009*)

Εκτός από την τιμή του βάθους εστίας είναι χρήσιμο να παρατηρηθεί η διαφορετική κλίση για τις αρνητικές και θετικές τιμές του defocus.

Οι διαισθητικές (intuitive) μετρήσεις χρησιμοποιούν την αντίληψη του υποκειμένου κατά τη θόλωση. Η εικόνα θολώνεται με τον ίδιο τρόπο, αλλά το κριτήριο αυτή τη φορά είναι η υποκειμενική αντίληψη της θόλωσης. Είναι δυνατό να υπάρχουν και διαφορετικά επίπεδα αντίληψης της θόλωσης εκτός από το επίπεδο του αντιληπτού και του μη ευκρινούς. Έχει αποδειχθεί ότι μία προσεκτική εκπαίδευση, όπως η επανάληψη του ελέγχου, είναι δυνατό να τροποποιήσει τα παραπάνω είδη μέτρησης.

Η άλλη μέθοδος υπολογισμού του βάθους εστίας περιλαμβάνει τις αντικειμενικές τεχνικές και εφαρμόζεται σε φυσιολογικούς οφθαλμούς που έχουν την ικανότητα να ενεργοποιήσουν την διαδικασία της προσαρμογής. Η βασική αρχή είναι πάλι η θόλωση του ειδώλου της προς παρατήρηση εικόνας με μόνη διαφορά ότι τα όρια δεν αφορούν την αντίληψη της θόλωσης αλλά καθορίζονται από την απόκριση της διαδικασίας της προσαρμογής. Η παραπάνω μέτρηση προϋποθέτει την παρουσία ενός οργάνου, το οποίο είναι ικανό να ανιχνεύσει τις αποκρίσεις της προσαρμογής.

Οι περισσότερες έρευνες κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι με τη χρήση των αντικειμενικών μετρήσεων του βάθους εστίας, προκύπτουν μικρότερες τιμές σε σύγκριση με τις τιμές των υποκειμενικών μετρήσεων. Μία ικανή αιτία ίσως να είναι η φλοιώδης εγκεφαλική επεξεργασία, η οποία ανιχνεύει νωρίτερα τα ερεθίσματα και πυροδοτεί τις αποκρίσεις της προσαρμογής πριν ο εγκέφαλος προλάβει να τα αντιληφθεί. Μία άλλη αιτία ίσως να είναι, ότι ο εγκέφαλος προσαρμόζεται στη θολή εικόνα και χρησιμοποιεί αυτή σαν αναφορά.

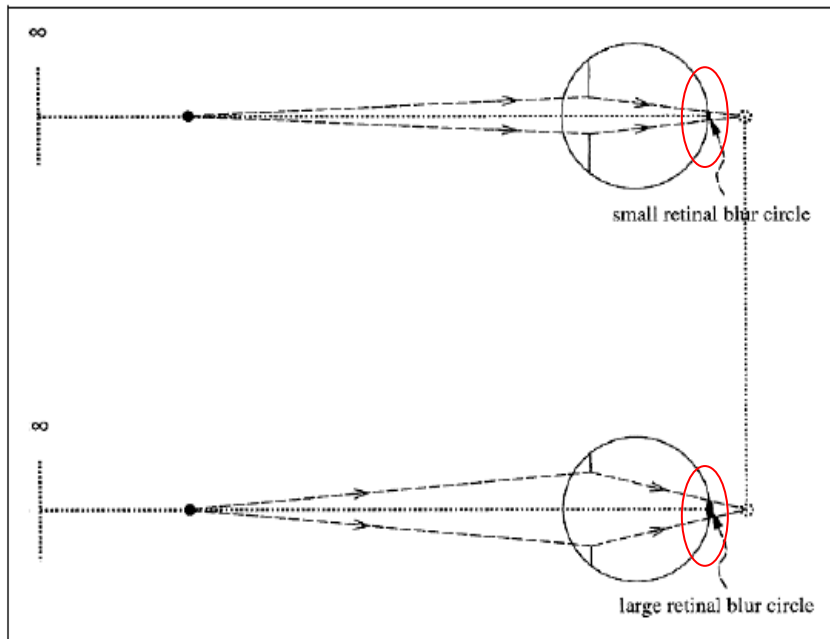
Ωστόσο, για κάθε μία από τις παραπάνω μεθόδους παρουσιάζονται αρκετοί παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν το βάθος εστίας και χρίζει να λαμβάνονται υπόψη κατά τη διεξαγωγή των μετρήσεων.

4.2. Παράγοντες που επηρεάζουν το βάθος πεδίου

4.2.1. Εσωτερικοί παράγοντες

Τη μεγαλύτερη βαρύτητα στη διαμόρφωση του βάθους εστίας, παρουσιάζει η μεταβολή της διαμέτρου της κόρης. Η ακόλουθη εικόνα απεικονίζει το αποτέλεσμα της μεταβολής της διαμέτρου της κόρης και την επίδραση αυτής στον κύκλο της ελάχιστης σύγχυσης. Η μείωση της διαμέτρου της

κόρης έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του βάθους εστίας, λόγω της περίθλασης. Για διάμετρο κόρης άνω των 4mm το αποτέλεσμα οφείλεται στην επίδραση των εκτροπών.



Εικόνα 15: Η διάμετρος της κόρης και ο κύκλος της ελάχιστης σύγχυσης¹⁵.

Λόγω της υψηλής βαρύτητας αυτού του παράγοντα, οι μετρήσεις του βάθους εστίας θα πρέπει να πραγματοποιούνται με σταθερή διάμετρο κόρης.

Ως γενικευμένος κανόνας είναι δυνατό να αναφερθεί το ακόλουθο, το βάθος εστίας μειώνεται όσο αυξάνεται η ποιότητα του ειδώλου στο επίπεδο που ορίζει ο αμφιβληστροειδής και αντίστροφα.

Ένας ακόμη παράγοντας είναι οι χαμηλής και υψηλής τάξης εκτροπές του οφθαλμού¹⁶. Οι χαμηλής τάξης εκτροπές, όπως το defocus και ο αστιγματισμός, καθώς και οι υψηλής τάξης εκτροπές (ειδικά η σφαιρική εκτροπή) αυξάνουν το βάθος εστίας.

	0.00 D	-0.50 D	-1.00 D	-1.50 D	-2.00 D
<i>without</i> spherical aberration @ 7 mm	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A
<i>with</i> spherical aberration @ 7 mm	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A	N H O R Z K S N C V S H R O C C N V H S V O D R K K D R V O R A C E I N A C I A

Εικόνα 16: Προσομοίωση της όρασης παρουσία defocus και απουσίας της σφαιρικής εκτροπής (άνω). Προσομοίωση της όρασης παρουσία defocus και της σφαιρικής εκτροπής (κάτω).

Άλλοι εσωτερικοί παράγοντες οι οποίοι αυξάνουν το βάθος εστίας είναι η εκκεντρότητα του αμφιβληστροειδούς και η ηλικία. Αν το είδωλο προβάλλεται έκκεντρα του αμφιβληστροειδούς, η αντίληψη αυτού μειώνεται, λόγω της αύξησης των εκτροπών και της ταυτόχρονης μείωσης του πληθυσμού των κωνίων. Η ηλικία, η οποία σχετίζεται με την επιδείνωση της ποιότητας του ειδώλου σε συνδυασμό με τη μείωση της διαμέτρου της κόρης, οδηγεί στην αύξηση του βάθους εστίας όσον αφορά τους ενήλικους¹⁷.

4.2.2. Εξωτερικοί παράγοντες

Κατά τη μέτρηση του βάθους εστίας είναι σημαντική η γνώση των χαρακτηριστικών του στόχου/ αντικειμένου. Η φωτεινότητα, η φωτεινή αντίθεση και η χωρική συχνότητα σχετίζονται άμεσα με το όριο ανοχής της θόλωσης.

Το μονοχρωματικό φως προκαλεί μικρότερο βάθος εστίας από το λευκό φως. Το κύριο αίτιο της αύξησης του βάθους εστίας είναι η χρωματική εκτροπή του λευκού φωτός. Το ελάχιστο βάθος εστίας για το μονοχρωματικό φως κυμαίνεται περίπου στα 580 nm (*Campbell F.W 1957*). Αυτό μπορεί να παρατηρείται, λόγω της εμφάνισης υψηλής φασματικής ευαισθησίας των οφθαλμών σε αυτό το μήκος κύματος.

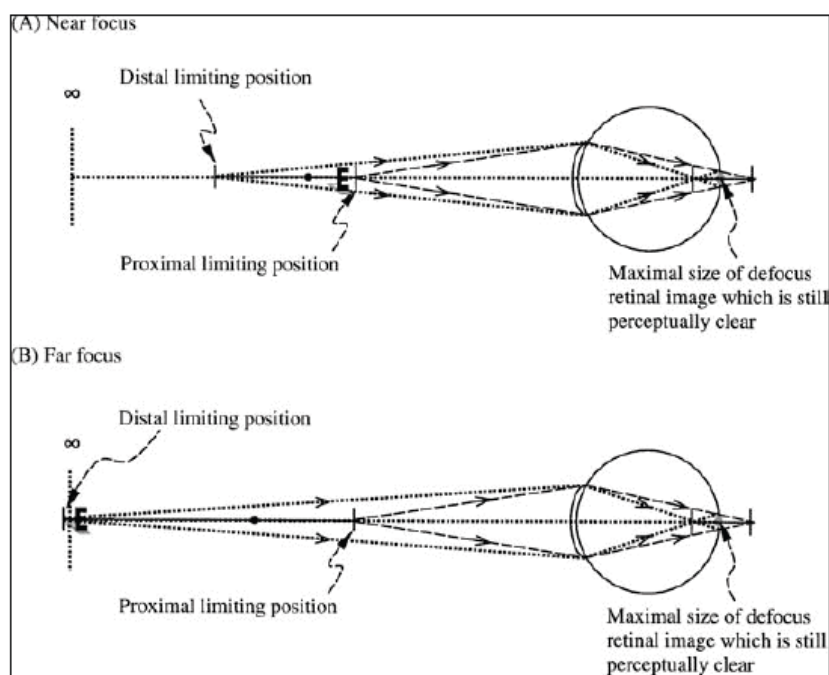
Ένα μεγάλο εύρος του βάθους εστίας καταγράφηκε σε διάφορες δημοσιεύσεις από το 1952 έως το 2005. Το εύρος αυτό κυμαίνεται από ± 0.01 D έως ± 1.76 D¹⁵ και είναι δυνατό να εξηγηθεί από την επίδραση των προαναφερόμενων παραγόντων. Σημαντικό ρόλο σε αυτή τη διακύμανση των τιμών του βάθους εστίας, διαδραμάτισαν και οι διαφορές στη μεθοδολογία κυρίως όσον αφορά στα κριτήρια αποκλεισμού, τη διάμετρο της κόρης και τα χαρακτηριστικά του στόχου. Ωστόσο, στις περισσότερες εξ αυτών, τα αποτελέσματα κυμαίνονται από ± 0.10 D έως ± 0.60 D.

4.3. Βάθος εστίας και προσαρμογή

Η προσαρμοστική ικανότητα του οφθαλμού επηρεάζεται ισχυρά από το βάθος εστίας, καθώς παρατηρούνται αντικείμενα σε διαφορετικές αποστάσεις.

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, θα ήταν αναμενόμενο ότι μέσω της διαδικασίας της προσαρμογής, το είδωλο του αντικειμένου θα τοποθετηθεί στο αντίστοιχο εστιακό επίπεδο με αυτό του αντικειμένου. Ωστόσο, μερικές έρευνες κατέδειξαν ότι η παραπάνω θεώρηση δεν αποτελεί τον κανόνα². Διαπιστώνεται μία υπερ-προσαρμογή για τα μακρινά ερεθίσματα και μία υπο-προσαρμογή για τα κοντινά, όπως έχει ήδη αναφερθεί.

Το γεγονός αυτό μπορεί να εξηγηθεί με τη λειτουργία του βάθους εστίας. Καθώς στον οφθαλμό προβάλλεται ένα είδωλο ικανοποιητικής ευκρίνειας, ενός αντικειμένου το οποίο εντοπίζεται σε μακρινή απόσταση (βάθος πεδίου), το είδωλο δε φέρει την απαραίτητη φωτεινότητα για την πλήρη ενεργοποίηση της απόκρισης της προσαρμογής. Τα κοντινά αντικείμενα εντοπίζονται πάντα στο εγγύτατο όριο του βάθους πεδίου, με αποτέλεσμα η κατάσταση της προσαρμογής να αφορά αντικείμενα που βρίσκονται σε μεγαλύτερη απόσταση από τον παρατηρητή. Το αντίστροφο συμβαίνει κατά την παρατήρηση των αντικειμένων που βρίσκονται σε κοντινή απόσταση από τον παρατηρητή. Αυτά εντοπίζονται στο βραχύτερο όριο του βάθους πεδίου και η απόκριση της προσαρμογής αφορά αντικείμενα που βρίσκονται σε μικρότερη απόσταση από τον παρατηρητή.

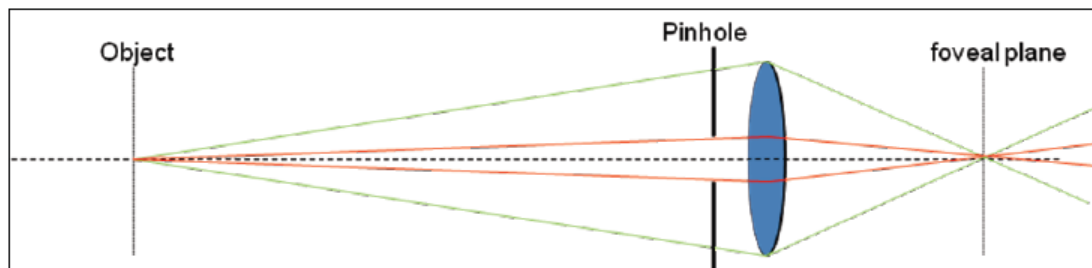


Εικόνα 17: Η κατάσταση της προσαρμογής για αντικείμενα που εντοπίζονται σε μακρινή και σε κοντινή απόσταση από τη θέση του παρατηρητή.

Είναι προφανές ότι το βάθος εστίας εμφανίζει σημαντική βαρύτητα κατά τη διόρθωση κάποιου διαθλαστικού σφάλματος που παρουσιάζεται σε έναν οφθαλμό. Ωστόσο, υπάρχουν ορισμένες επιπλοκές όσον αφορά στο βάθος πεδίου κατά τη μέτρηση της διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού. Μία εξ αυτών είναι η δραματική αύξηση του βάθους πεδίου κατά τη χρήση του στενοπικού δίσκου (pinhole)(βλ. εικόνα 17). Το pinhole μειώνει σημαντικά το δίσκο, στον οποίο εντοπίζεται η θόλωση, με αποτέλεσμα το βάθος εστίας να προσεγγίζει ουσιαστικά το άπειρο. Με αυτόν τον τρόπο το διαθλαστικό σφάλμα (και η πλειονότητα των εκτροπών) εξισορροπείται και το είδωλο του

αντικειμένου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή εμφανίζεται ευκρινές, ανεξάρτητα από το μέγεθος του διαθλαστικού σφάλματος και την απόσταση του παρατηρούμενου αντικειμένου.

Η χρήση του pinhole χρησιμοποιείται συνήθως για τον έλεγχο της όρασης του ασθενούς, η οποία είναι πια, απαλλαγμένη από τις οπτικές εκτροπές. Κατ' αυτόν τον τρόπο επιβεβαιώνεται η οπτική διαθλαστική διόρθωση. Είναι χρήσιμο να αναφερθεί ότι με τη χρήση του pinhole δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί η μέγιστη οπτική οξύτητα, λόγω του φαινομένου της περίθλασης και της μείωσης της φωτεινότητας.



Εικόνα 18: Μεταβολή της γεωμετρίας με τη χρήση ενός pinhole

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5.1. Πρεσβυωπία

Η λέξη πρεσβυωπία ετυμολογικά σημαίνει «γηραία όραση». Ορίζουμε ως πρεσβυωπία, τη μείωση της προσαρμοστικής ικανότητας του οφθαλμού, η οποία επέρχεται με τη γήρανση του ατόμου. Σαν αποτέλεσμα, παρατηρείται η αδυναμία εστίασης των κοντινών αντικειμένων από τον οφθαλμό, με κύριο παράδειγμα την αδυναμία ανάγνωσης και γραφής.

Υπεύθυνο για την προσαρμογή του οφθαλμού σε κοντινές αποστάσεις, είναι το σύστημα ακτινωτός μυς, ίνες της Ζιννείου ζώνης και κρυσταλλοειδής φακός.

Όπως προαναφέρθηκε, την αιτία της πρεσβυωπίας, αποτελεί η μείωση της ελαστικότητας του κρυσταλλοειδούς φακού και του περιφακίου, δηλαδή οι μεταβολές στο σχήμα και τη γεωμετρία αυτού, όπως και οι μεταβολές στην γεωμετρία των ινών της Ζιννείου ζώνης και στο ακτινωτό σώμα.

Με την πάροδο των ετών, η προσαρμογή παύει να λειτουργεί (περίπου στα 52 έτη).

Θεωρητικά με κάθε έτος που περνά, η προσαρμογή μειώνεται κατά 0,25D, δηλαδή, γεννάται η ανάγκη για μία επιπρόσθετη διοπτρική ισχύ (addition), η οποία είναι αναγκαία για να επιτευχθεί η κοντινή εστίαση (40cm).

Ηλικία σε έτη	Πρεσβυωπική διόρθωση
40-45	+1,00 έως +1,50 D
50	+1,50 έως +2,00 D
55	+2,00 έως +2,50 D
60	+2,50 έως +3,00 D

Ο πρεσβύωπας, ιδίως στα αρχικά στάδια και συγκεκριμένα όταν δε χρησιμοποιεί την κατάλληλη διόρθωση κατά την ανάγνωση, απομακρύνει το κείμενο από τους οφθαλμούς του, ενώ επιλέγει η ανάγνωση αυτή να πραγματοποιείται υπό ισχυρό φωτισμό. Επιπλέον, η συνεχής σύσπαση του κυκλικού σώματος, στην προσπάθεια να προκαλέσει την αναγκαία προσαρμογή, προκαλεί και συμπτώματα κοπιωπίας, όπως ελαφρές κεφαλαλγίες, στιγμιαίες θολώσεις της όρασης, όταν απομακρυνθεί το βλέμμα από το κείμενο και αίσθημα κόπωσης κατά την ανάγνωση του κειμένου.

Η κλινική εφαρμογή, έχει δείξει ότι οι υπερμέτρωτες εμφανίζουν νωρίτερα πρεσβυωπία, συγκριτικά με τους μύωπες και τους εμμέτρωτες¹⁸.

5.2. Θεωρίες πρεσβυωπίας

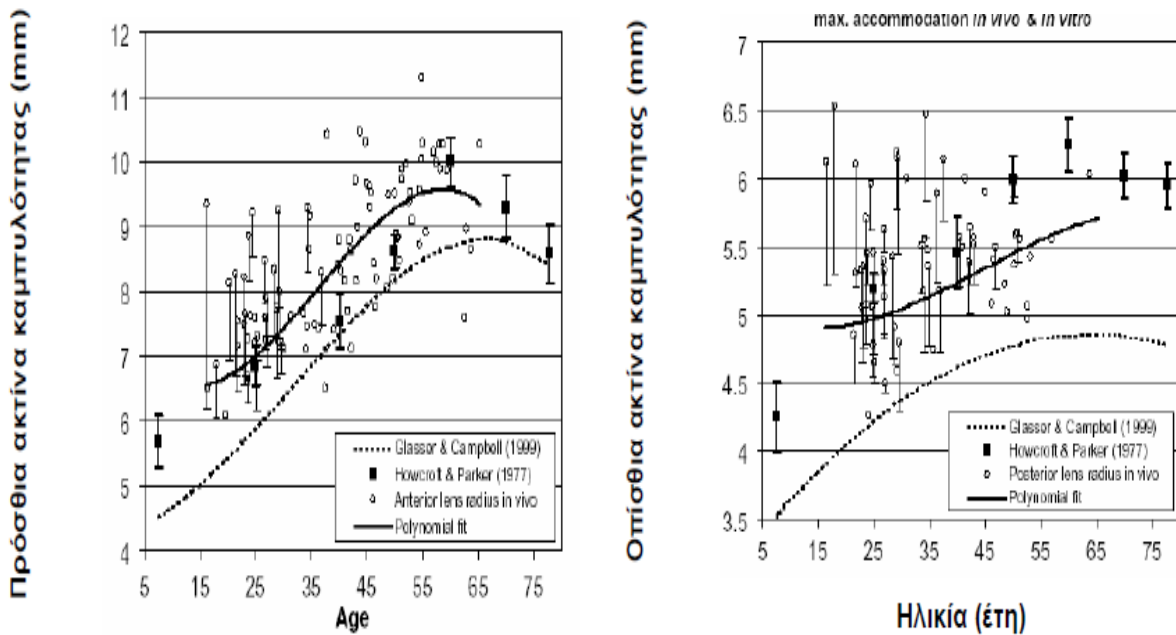
Οι θεωρίες σχετικά με τους παράγοντες που συμμετέχουν στους μηχανισμούς της προσαρμογής και της πρεσβυωπίας ξεκινούν τον 17^ο αιώνα. Αν και η θεωρία του Helmholtz σχετικά με τον μηχανισμό της προσαρμογής απέκτησε καθολική υποστήριξη, δε συνέβη το ίδιο με τη θεωρία του για τους αιτιολογικούς παράγοντες που οδηγούν στην απώλεια της προσαρμογής, με την οποία απέδωσε αποκλειστικά την αιτία αυτής στην σκλήρυνση του φακού.

Άλλες θεωρίες απέδωσαν τα αίτια της πρεσβυωπίας στην ανικανότητα του ακτινωτού σώματος να συσπαστεί. Στην πραγματικότητα, είναι σήμερα αποδεκτό, ότι τα αίτια της πρεσβυωπίας είναι πολυπαραγοντικά, δηλαδή μια σειρά από ηλικιακές αλλαγές, λαμβάνουν χώρα σχεδόν σε όλες τις δομές που συμμετέχουν στο μηχανισμό της προσαρμογής. Ως αποτέλεσμα, οι θεωρίες που έχουν επικρατήσει σήμερα, ταξινομούνται σε δύο κατηγορίες: τις «φακικές», που βασίζονται στην υπόθεση ότι η πρεσβυωπία προκαλείται από τις ηλικιακές αλλαγές στη γεωμετρία ή/και τις μηχανικές ιδιότητες του φακού και του περιφακίου και τις «εξω-φακικές», στις οποίες η πρεσβυωπία αποδίδεται σε μηχανικές ή/και γεωμετρικές αλλαγές στις ίνες της Ζιννείου ζώνης, το ακτινωτό σώμα και άλλες δομές που περιβάλλουν το φακό.

5.2.1. Φακικές θεωρίες

Όπως αναφέρθηκε ανωτέρω, λόγω της ελαστικότητας του περιφακίου, όταν οι ίνες της Ζιννείου ζώνης χαλαρώνουν, ο φακός μεταβάλλει το σχήμα του και «προσαρμόζει». Όπως πρώτος ο Fincham (1937) παρατήρησε, το σχήμα των ηλικιωμένων φακών άλλαξε ελάχιστα (σε σχέση με των νεότερων) όταν αφαιρούνταν από το περιφάκιο (*in vitro*). Αυτό κυρίως προέρχεται από το γεγονός ότι ο φακός «σκληραίνει» με την ηλικία, με συνέπεια οι ελαστικές δυνάμεις που ασκούνται από το περιφάκιο, να μην είναι ικανές να αλλάζουν τις επιφάνειες του φακού κατά την προσαρμογή.

Αυτό που έχει προταθεί, είναι μια αυξανόμενη συγκόλληση μεταξύ των φακικών ινών στον πυρήνα, γεγονός που καθιστά τον φακό λιγότερο ελαστικό. Είναι γεγονός ότι από τα πρώτα χρόνια της ζωής, νέες ίνες προστίθενται συνεχώς στο φακό, με αποτέλεσμα να αυξάνεται το πάχος και ο όγκος του φακού με την ηλικία, ενώ παράλληλα ο φακός αποκτά μία πιο καμπυλωτή μορφή. Η αύξηση του πάχους του φακού είναι πιθανόν να συμβάλλει στη δυσκαμψία του φακού, με αποτέλεσμα οι δυνάμεις τάνυσης που ασκούνται από τις ίνες της Ζιννείου ζώνης να μην επαρκούν για την μεταβολή της καμπυλότητας των επιφανειών του φακού.



Εικόνα 19: Ηλικιακές αλλαγές στην ακτίνα καμπυλότητας της πρόσθιας (αριστερά) και οπίσθιας (δεξιά) επιφάνειας του φακού (σε κατάσταση πλήρους προσαρμογής). Οι κύκλοι αποτελούν *in-vivo* μετρήσεις με *Scheimpflug* απεικόνιση (Dubbelman et al., 2005), ενώ τα τετράγωνα (Howcroft and Parker, 1977) και η διακεκομμένη γραμμή (Glasser and Campbell, 1999) *in-vitro* μετρήσεις (από Dubbelman et al., 2005).

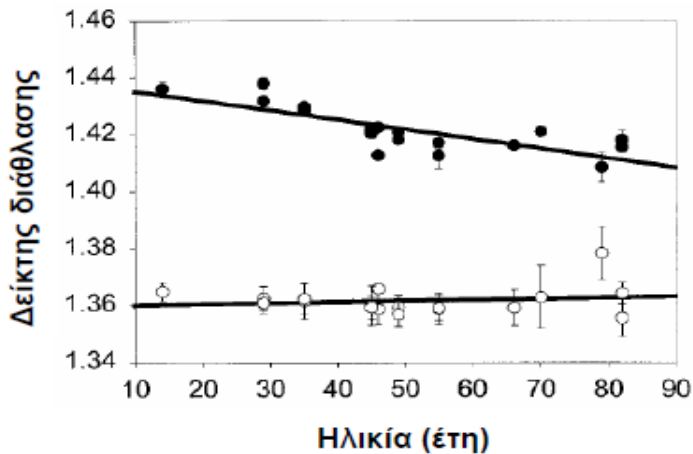
Το 1937 ο Fisher σε μια σειρά *in vitro* πειραμάτων που πραγματοποίησε, απέδειξε ότι οι κρυσταλλοειδείς φακοί ατόμων μεγάλης ηλικίας όταν απομονώνονταν από το περιφάκίό τους, ανακτούσαν την «φυσιολογική» μορφή τους, χωρίς να αλλάζουν σχήμα, λόγω της σημαντικής δυσκαμψίας, ενώ το περιφάκιο διατηρούσε την ελαστικότητά του. Αργότερα οι Glasser and Campbell (2000) επανέλαβαν με νέες τεχνικές τις ίδιες μετρήσεις και περιέγραψαν σημαντική μείωση συγκρίνοντας την ηλικία σε σχέση με την ικανότητα του κρυσταλλοειδούς φακού να υφίσταται μηχανικές αλλαγές στο σχήμα του, είτε με την αφαίρεση του περιφακίου είτε μέσω μηχανικής τάνυσης που προσομοιάζει την προσαρμογή. Μάλιστα, μετά την ηλικία των 60 ετών καμιά αλλαγή στην ισχύ του κρυσταλλοειδούς φακού δεν παρατηρείται. Τα παραπάνω αποτελέσματα συμφωνούν τόσο με την προτεινόμενη μείωση στην ελαστικότητα του φακού, όσο και με τη μείωση του εύρους προσαρμογής.

Αυτή η παρατήρηση οδηγεί στο συμπέρασμα ότι το μεγαλύτερο ποσοστό της μείωσης της προσαρμοστικής ικανότητας οφείλεται σε μεταβολές στην ελαστικότητα του κρυσταλλοειδούς φακού και του περιφακίου.

5.2.2. Εξω-φακικές θεωρίες

Μια άλλη θεωρία της πρεσβυωπίας που έχει προταθεί, βασίζεται στην ηλικιακή αλλαγή στη γεωμετρία της σύνδεσης των ινών της Ζιννείου ζώνης που συγκρατούν τον κρυσταλλοειδή φακό στη θέση του (γνωστή ως γεωμετρική θεωρία). Σύμφωνα με αυτήν τη θεωρία, λόγω της αύξησης του όγκου (κυρίως του πάχους) του κρυσταλλοειδούς φακού και της πρόσθιας και προς τα έσω μετατόπισης του ακτινωτού μυός με την ηλικία, μειώνεται το διάστημα μεταξύ τους. Ως αποτέλεσμα, αλλάζει η γωνία προσκόλλησης των ινών στον ισημερινό του κρυσταλλοειδούς φακού (εφόσον μετατοπίζονται προς το πρόσθιο μέρος του φακού) με συνέπεια να μειώνεται η ικανότητα των ινών να ασκούν δυνάμεις τάνυσης σε αυτόν. Η μείωση των δυνάμεων τάνυσης οδηγούν στην αυξανόμενη καμπυλότητα του κρυσταλλοειδούς φακού και στον περιορισμό της προσαρμογής. Η ίδια θεωρία προτείνει ως κύριο αιτιολογικό παράγοντα της πρεσβυωπίας την αύξηση του μεγέθους του κρυσταλλοειδούς φακού χαρακτηρίζοντας τις φακικές αλλαγές, ως το αποτέλεσμα παρά την αιτία της πρεσβυωπίας. Στην πραγματικότητα δεν υπάρχουν πειραματικά αποτελέσματα που να υποστηρίζουν τη γεωμετρική θεωρία.

Μια άλλη εξω-φακική θεωρία προτάθηκε από τον Bito και τους συνεργάτες του (Bito et al, 1987) και βασίζεται στην πιθανή απώλεια της ελαστικότητας του χοριοειδή με τη γήρανση, η οποία αποτρέπει την επιστροφή του ακτινωτού μυός στην κατάσταση χαλάρωσης. Ως αποτέλεσμα ο κρυσταλλοειδής φακός αποκτά με τον καιρό πιο «προσαρμοστική μορφή» και κατά τα τελευταία στάδια της πρεσβυωπίας βρίσκεται μόνιμα σε κατάσταση «πλήρους προσαρμογής». Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η πρεσβυωπία οφείλεται στην απώλεια της ικανότητας αποπροσαρμογής και όχι της ικανότητας προσαρμογής. Στήριξη αυτής της θεωρίας παρέχεται από την παρατήρηση ότι με την ηλικία αυξάνεται η καμπυλότητα και των δύο επιφανειών του κρυσταλλοειδούς φακού, με αποτέλεσμα αυτός να αποκτά θεωρητικά, μεγαλύτερη διαθλαστική ισχύ, κάτι που θα καθιστούσε τον οφθαλμό μυωπικό. Αυτό βέβαια δεν συμβαίνει στην πραγματικότητα και για αυτό αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως «παράδοξο του φακού» (“lens paradox”). Η λύση αυτού του παραδόξου οφείλεται στο γεγονός ότι η κατανομή στο δείκτη διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού, ο οποίος είναι βαθμωτός, ελαττώνεται από 1,435 στον πυρήνα σε 1.36 στο φλοιό. Πιο συγκεκριμένα μειώνεται ο δείκτης διάθλασης στον πυρήνα ενώ παραμένει σταθερός στο φλοιό, με αποτέλεσμα την αντιστάθμιση της αύξησης της διαθλαστικής ισχύος που προέρχεται από τις αλλαγές στις καμπυλότητες του φακού και την διατήρηση της σταθερής διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού.



Εικόνα 20: Μεταβολή του δείκτη διάθλασης στον πυρήνα (●) και στον φλοιό (○) του φακού με την ηλικία. Διαπιστώνεται μία σημαντική μείωση στον δείκτη διάθλασης στο κέντρο του φακού ($n_0 = 1.440 - 0.00034 * \text{Ηλικία}$), ενώ ο δείκτης διάθλασης στην περιφέρεια του φακού παραμένει σταθερός ($n_e = 1.365 - 0.00003 * \text{Ηλικία}$) (από Moffat et al., 2002)

Ένας περιοριστικός παράγοντας που έχει οδηγήσει στην αντιπαράθεση και τη σύγχυση σχετικά με τους μηχανισμούς της προσαρμογής και της πρεσβυωπίας, έγκειται στο γεγονός ότι δεν είναι εφικτή η in-vivo απεικόνιση των ανατομικών δομών του ανθρώπινου οφθαλμού που συμμετέχουν στην προσαρμογή. Για παράδειγμα, η θέση της ίριδας εμποδίζει την άμεση απεικόνιση του ακτινωτού μυός και της περιφέρειας του κρυσταλλοειδούς φακού, ενώ η διαθλαστική ισχύς του κερατοειδούς οδηγεί σε κάποια παραμόρφωση της απεικόνισης του κρυσταλλοειδούς φακού κατά τη χρήση νέων απεικονιστικών τεχνικών (όπως η Scheimpflug απεικόνιση και η μαγνητική τομογραφία).

Τέλος, δεν πρέπει να ξεχνάμε ότι η πρεσβυωπία δεν είναι η μόνη επίπτωση που επέρχεται με την αύξηση της ηλικίας στην όραση. Όλα τα διαθλαστικά μέσα χάνουν σταδιακά τη διαφάνειά τους, ο αμφιβληστροειδής χάνει την ευαισθησία του και η δακρυϊκή στιβάδα υποβαθμίζεται ποιοτικά και ποσοτικά, λόγω εκφυλισμού του δακρυϊκού συστήματος και των μείβομιανών αδένων. Τα βλέφαρα χαλαρώνουν, το άνω βλέφαρο πέφτει και καταλήγει ως το ύψος του κερατοειδή, ίσως και της κόρης, ενώ το κάτω βλέφαρο μπορεί να χαλαρώσει τόσο, που ο βλεφαρισμός να μην καλύπτει ολόκληρη την οφθαλμική επιφάνεια.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

6.1. Τρόποι διόρθωσης της πρεσβυωπίας

Σήμερα, πολλές επιλογές είναι διαθέσιμες για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας. Όλες βασίζονται στη χρήση συγκλίνοντων φακών. Αυτές συνοψίζονται σε 4 μεγάλες κατηγορίες:

1) Γυαλιά οράσεως

- τα οποία δίνουν έμφαση στη μακρινή όραση παρέχοντας διόφθαλμη διόρθωση για τη μακρινή και την κοντινή παρατήρηση,
- τα οποία δίνουν έμφαση στην κοντινή όραση, παρέχοντας διόφθαλμη διόρθωση για τη μέση και την κοντινή παρατήρηση,
- τα οποία παρέχουν ευκρινή όραση στη μακρινή, την κοντινή και τις ενδιάμεσες αποστάσεις (πολυεστιακά).

2) Φακοί επαφής

3) Γυαλιά οράσεως και φακοί επαφής

Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτού του τρόπου διόρθωσης της πρεσβυωπίας είναι η χρήση φακών επαφής για τη μακρινή παρατήρηση και γυαλιά οράσεως για την κοντινή παρατήρηση.

4) Διαθλαστική χειρουργική και ενδοφακοί

Σε αυτήν την ενότητα, θα ασχοληθούμε, κυρίως, με τους φακούς επαφής, που χρησιμοποιούνται για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας.

6.2. Φακοί επαφής για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας

Θεωρητικά, οι φακοί επαφής μπορούν να χορηγηθούν σε όλες τις διαθλαστικές ανωμαλίες, διότι εξαλείφουν τα πρισματικά σφάλματα των κοινών φακών οράσεως, δίνουν μεγαλύτερο οπτικό πεδίο στο άτομο και ελαχιστοποιούν τη μεγέθυνση ή τη σμίκρυνση των ειδώλων των αντικειμένων επί του αμφιβληστροειδούς, κυρίως στις υψηλές αμετροπίες¹⁸.

Για την επιλογή της οπτικής διόρθωσης και του τύπου της εφαρμογής οι επιλογές σήμερα είναι οι εξής:

- 1) **Μονοόραση (monovision)**, για κοντινή όραση από τον ένα οφθαλμό.

2) **Πολυεστιακοί**, οι οποίοι διακρίνονται σε δύο επιμέρους κατηγορίες :

- Ταυτόχρονης όρασης διπλεστιακοί / πολυεστιακοί φακοί επαφής.
- Εναλλασσόμενης όρασης διπλεστιακοί / πολυεστιακοί φακοί επαφής

3) **Τροποποιημένες μέθοδοι**, οι οποίες προκύπτουν από το συνδυασμό των δύο παραπάνω κατηγοριών (1) και (2), π.χ. χρήση monovision φακού επαφής. για κοντά στον έναν οφθαλμό και πολυεστιακού φακού επαφής στον άλλον οφθαλμό¹⁹.

6.3. Διαδικασία εφαρμογής φακών επαφής

Η επιλογή του τύπου φακών επαφής για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας γίνεται με πρώτο κριτήριο τις βασικές αρχές εφαρμογής. Η ομαλή φυσιολογία του κερατοειδούς και του επιπεφυκότα, η δομή και η ποιότητα της δακρυϊκής στιβάδας και η τάση των βλεφάρων, πρέπει να πληρούν όλες τις προϋποθέσεις για την εφαρμογή. Ταυτόχρονα, δεν πρέπει να γίνονται συμβιβασμοί στην αντιμετώπιση των φακών από το χρήστη σε ό,τι αφορά στην προσωπική υγιεινή, την τήρηση του προγράμματος αντικατάστασης και τη συνέπεια του καθαρισμού και της απολύμανσης²⁰.

Πιο συγκεκριμένα, για την εφαρμογή ενός οποιουδήποτε φακού επαφής, πρέπει να ακολουθηθεί μία συγκεκριμένη διαδικασία, η οποία αποτελείται από τα παρακάτω επιμέρους στάδια.

1. Λήψη ιστορικού
2. Υπολογισμός δακρυϊκής στιβάδας
3. Ανατομικές μετρήσεις
4. Διάθλαση
5. Καμπυλότητα κερατοειδούς

Ιστορικό: Πρέπει να είναι αναλυτικό. Λαμβάνονται πληροφορίες για τυχούσα διαθλαστική ή κοσμητική χειρουργική και για λήψη φαρμάκων, ή για οποιοσδήποτε άλλον παράγοντα, ο οποίος συντελεί στη μείωση της παραγωγής των δακρύων. Τέτοια φάρμακα είναι τα:

- Οιστρογόνα
- Αντικαταθλιπτικά
- Αντιαλλεργικά
- Αντιυπερτασικά

- Αντιισταμινικά

Υπολογισμός δακρυϊκής στιβάδας: Σε έναν υγιή οφθαλμό, χρειάζονται 10sec για το «σπάσιμο» του δακρυϊκού φιλμ. Βάσει αυτού, μπορεί να γίνει χρήση all day φακού επαφής. Ωστόσο, για οποιαδήποτε άλλη τιμή, η οποία είναι μικρότερη από τα 10 sec, αντενδείκνυται η χρήση all day φακών επαφής.

Ανατομικά χαρακτηριστικά: Υπολογίζεται η οριζόντια και κάθετη διάμετρο της κόρης, σε φωτοπικές και μη συνθήκες. Το σκληροκερατοειδικό όριο, πρέπει να ληφθεί υπόψη και μάλιστα το κατώτερο όριο αυτού, βάσει του οποίου γίνεται η διαβάθμιση του φακού κατά την κατασκευή του.

Καμπυλότητα κερατοειδούς: Απαραίτητη για ημίσκληρους. Η τοπογραφία κερατοειδούς δεν είναι απαραίτητη, αλλά πληροφορεί για την εκκεντρότητα του κερατοειδούς, που σχετίζεται με παραμέτρους κατασκευής του εκάστοτε φακού επαφής. Ωστόσο, είναι σημαντική σε όλα τα είδη των φακών επαφής για τον προσδιορισμό της κατάλληλης καμπυλότητας του φακού επαφής, όσον αφορά τον εκάστοτε οφθαλμό.

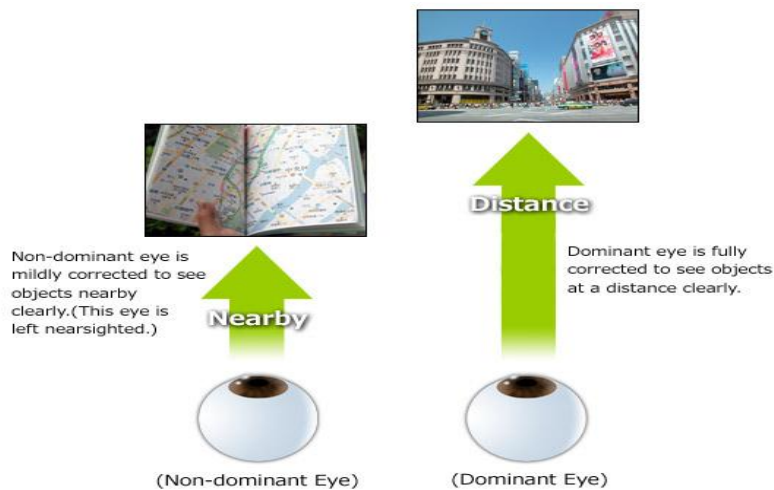
Τα παραπάνω, θέτουν την βάση για μία επιτυχημένη εφαρμογή.

6.4. Monovision

Η αρχή λειτουργίας της μεθόδου monovision, βασίζεται στην ικανότητα του εγκεφάλου, να απορρίπτει την θολή εικόνα που λαμβάνει.

Εφαρμόζεται ένας φακός επαφής στον έναν οφθαλμό, για την παρατήρηση των μακρινών αντικειμένων και ένας φακός επαφής στον άλλον οφθαλμό, για παρατήρηση των κοντινών αντικειμένων²¹.

Συνήθως, επιλέγεται ο κυρίαρχος οφθαλμός για τη μακρινή όραση (σε ποσοστό 95% των περιπτώσεων)⁴⁸. Ο κυρίαρχος οφθαλμός παρέχει το πιο ευκρινές είδωλο εκ των δύο οφθαλμών, κι εκεί στηρίζεται ο προσανατολισμός ως προς τον περιβάλλοντα χώρο (Ogle,1962).



Εικόνα 21: Η μέθοδος της μονοόρασης. Ο κυρίαρχος οφθαλμός είναι διορθωμένος ούτως ώστε να επιτυγχάνεται η ευκρινής όραση των αντικειμένων, τα οποία εντοπίζονται σε μακρινή απόσταση. Ωστόσο, η παρατήρηση των πλησιέστερων αντικειμένων δεν είναι εφικτή. Ο μη κυρίαρχος οφθαλμός είναι διορθωμένος για την επίτευξη της ευκρινούς όρασης για τα αντικείμενα που εντοπίζονται σε κοντινή απόσταση. Ωστόσο, η παρατήρηση των εγγύτατων αντικειμένων δεν είναι δυνατή.

Στόχος του εφαρμοστή, είναι να καθορίσει τη βέλτιστη διορθωτική ισορροπία.

Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να είναι αναγκαίο να επιλεγεί ο έτερος οφθαλμός, ο οποίος θα είναι «υπεύθυνος» για τη μακρινή εστίαση ή να χρησιμοποιηθεί κάποιος διπλεστικός ή πολυεστιακός φ.ε.. Τέτοιες περιπτώσεις είναι η θολή όραση, οι πονοκέφαλοι κ.τ.λ..

Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι η εύκολη εφαρμογή, το χαμηλό κόστος, η αδιάκοπη όραση από τον κάθε οφθαλμό ξεχωριστά και η αποφυγή προβλημάτων, που οφείλονται στην αλλαγή της διαμέτρου της κόρης^{23,24}.

Ωστόσο, τα μειονεκτήματα της παραπάνω μεθόδου είναι:

- η μείωση της στερεοσκοπικής όρασης, όχι λόγω της συνεχούς θολής όρασης σε μία απόσταση στον κάθε οφθαλμό, αλλά λόγω της ανισοεικονίας ή ανισομετροπίας¹⁹ που παρατηρείται και
- η μείωση της ευαισθησίας της αντίθεσης, που οδηγεί στη μείωση της οπτικής οξύτητας²¹.

Η ηλικία και κατ' επέκταση το addition του ασθενούς, επηρεάζουν το ποσοστό της επιτυχίας. Με την αύξηση της ηλικίας, παρατηρείται σταδιακή μείωση της επιτυχίας της μεθόδου monovision²⁴.

Έτσι λοιπόν, στους αρχόμενους πρεσβύωπες (+1,00 D), η διαδικασία είναι πολύ επιτυχημένη με ποσοστό 70-76% σύμφωνα με την Αμερικάνικη Ακαδημία Οπτομετρίας²³, σε άτομα αισιόδοξα αλλά κυρίως στις γυναίκες, λόγω του συμβιβασμού τους με το τελικό αποτέλεσμα²⁴.

Είναι χρήσιμη για ειδικότητες, που δεν ασχολούνται κατά κύριο λόγο με εργασία σε κοντινή απόσταση, όπως δάσκαλοι, καλλιτέχνες, πωλητές κ.τ.λ.

Ωστόσο, η μέθοδος του monovision, αντενδείκνυται για ανθρώπους που:

- Χρειάζονται την λειτουργία του βάθους πεδίου (π.χ. μηχανικοί).
- Παρουσιάζουν αμβλυωπία, εσωφορία και μειωμένη στερέωση.
- Οδηγούν (ειδικά κατά την νύχτα) ή κάνουν επικίνδυνες εργασίες.
- Χρησιμοποιούν Η/Υ για παρατεταμένες περιόδους (πάνω από το 35% της ημέρας)²³.

Γενικά στη μέθοδο monovision και σε κάθε είδους εφαρμογή φακού επαφής, χρίζει:

- να γίνεται προσομοίωση του αποτελέσματος.
- να δίνεται ολόκληρη η διόρθωση που χρειάζεται ο εκάστοτε οφθαλμός.
- να συνυπολογίζεται η ανάγκη της όρασης και η κοινωνική ζωή του ασθενούς²³.

6.5.1. Φακοί επαφής ταυτόχρονης όρασης (Bifocal)

Η αρχή λειτουργίας των φακών επαφής ταυτόχρονης όρασης, βασίζεται στο ότι οι εισερχόμενες ακτίνες εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή από τις διάφορες αποστάσεις παρατήρησης. Κάθε οφθαλμός λαμβάνει ταυτόχρονα, εστιασμένες και μη ακτίνες, για μακρινή και κοντινή απόσταση. Έτσι λοιπόν, ο οφθαλμός απορρίπτει τα πιο θολά είδωλα που δεν ανταποκρίνονται στο στόχο ενδιαφέροντος²⁴.

Διπλεστικά ονομάζονται οι φ.ε., οι οποίοι παρέχουν ευκρινές είδωλο μόνο σε δύο αποστάσεις.

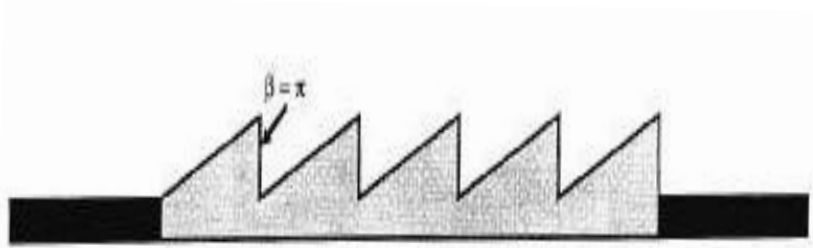
Υπάρχουν δύο είδη σχεδιασμών:

- οι περιθλαστικοί και
- οι ομόκεντροι ή δακτυλιοειδείς

6.5.1.1 Περιθλαστικός σχεδιασμός

Ο περιθλαστικός σχεδιασμός είναι ο μόνος πραγματικός τρόπος ίσης διαθλαστικής ισχύος, μεταξύ της κοντινής και μακρινής περιοχής παρατήρησης.

Οι περιθλαστικοί φακοί επαφής εμφανίζουν οδοντωτό προφίλ, το οποίο καθορίζεται από το πλάτος και το ύψος της κάθε ζώνης. Αυτές οι δύο παράμετροι, καθορίζουν το addition και την ένταση της διασποράς του φωτός²⁵.

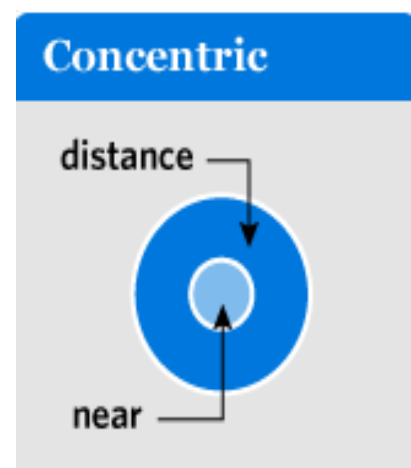


Εικόνα 23: Ο περιθλαστικός σχεδιασμός²⁷

Οι περιθλαστικοί, ταυτόχρονης όρασης, σχεδιασμοί εμφανίζουν ιδιαίτερη ανοχή στην αλλαγή της διαμέτρου της κόρης. Ωστόσο, παρουσιάζουν μία ουσιαστική μείωση της αντίθεσης του ειδώλου²⁶.

6.5.1.2. Σχεδιασμοί ομόκεντρων ζωνών

Η δομή αυτών αποτελείται από μία μικρή, κεντρική, δακτυλιοειδή ζώνη, η οποία παρέχει κοντινή όραση, ενώ η μακρινή όραση παρέχεται από την δακτυλιοειδή ζώνη που περιβάλλει την κεντρική, ή αντίστροφα. Πιο συγκεκριμένα, η αρχή αυτού του σχεδιασμού βασίζεται στο γεγονός ότι ο χρήστης βλέπει από την κεντρική περιοχή του φακού όταν προσηλώνει σε κοντινή απόσταση. Αυτό συμβαίνει λόγω της μύσης της κόρης όταν ενεργοποιείται ο μηχανισμός της προσαρμογής. Κατά τη μακρινή όραση, ο μηχανισμός της προσαρμογής δεν είναι ενεργός, οπότε η κόρη μεγαλώνει και ο χρήστης χρησιμοποιεί και την



Εικόνα 24: Σχεδιασμός με ομόκεντρες ζώνες

περιφερική μακρινή οπτική ζώνη του φακού για να δει σε μακρινή απόσταση²⁰.

Ο παραπάνω σχεδιασμός είναι ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος, διότι η κεντρική κοντινή ζώνη εγγυάται αποδεκτή κοντινή όραση, αν και μερικές φορές μειώνει ιδιαίτερα την απόδοση της

μακρινής. Η επιτυχία του σχεδιασμού των ομόκεντρων ζωνών, εξαρτάται από το μέγεθος της κόρης, η οποία και αυτή με την σειρά της, εξαρτάται από τις περιβαλλοντικές συνθήκες (φωτοπικές, μεσοπικές ή σκοτοπικές)²⁸.

6.5.2 Φακοί επαφής ταυτόχρονης όρασης (multifocal)

Οι φακοί επαφής ταυτόχρονης όρασης, κατά βάση, ακολουθούν την ίδια φιλοσοφία με τους διπλεστικούς φακούς επαφής, με κύρια διαφορά ότι παρέχουν ευκρινή όραση σε περισσότερες από δύο αποστάσεις παρατήρησης. Αυτό σημαίνει ότι ανάλογα με το σχεδιασμό, στην οπτική ζώνη συνυπάρχει η μακρινή, η κοντινή, και η ενδιάμεση διόρθωση.

Η κατηγορία αυτή φακών επαφής περιλαμβάνει τους ακόλουθους σχεδιασμούς:

- Διπλεστικοί ομόκεντροι, με την πρόσθια επιφάνειά τους, να χωρίζεται σε 2 ή περισσότερες ζώνες, με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται πιο ομαλή μετάβαση της ισχύος.
- Οι «ασφαιρικοί»
- Οι ‘varifocal’ φακοί επαφής, οι οποίοι βασίζονται σε ασφαιρικές επιφάνειες και οι
- «Πολυασφαιρικοί» ή «Πολυσφαιρικοί» οπίσθιας επιφάνειας²⁹.

6.5.2.1 Διπλεστικός ομόκεντρων ζωνών σχεδιασμός

Ο σχεδιασμός του διπλεστικού ομόκεντρων ζωνών φακού επαφής, παρουσιάζει ασφαιρικότητα στην πρόσθια επιφάνεια του φακού, με αποτέλεσμα το σχήμα αυτής να εμφανίζεται ως μία προμήκης έλλειψη, δηλαδή ο φακός φέρει τη μέγιστη καμπυλότητα στο κέντρο και σταδιακά επιπεδώνεται προς την περιφέρεια της οπτικής ζώνης. Είναι δικαμπυλωτής σχεδίασης, με την κεντρική οπτική ζώνη να περικλείει την πολυεστιακή επιφάνεια²⁰.

Οι φακοί αυτής της κατηγορίας, λόγω της ασφαιρικότητας της πολυεστιακής επιφάνειας, δεν έχουν μία μακρινή και μία κοντινή ζώνη, αλλά μια ομαλή μετάβαση από τη μία ζώνη στην άλλη.

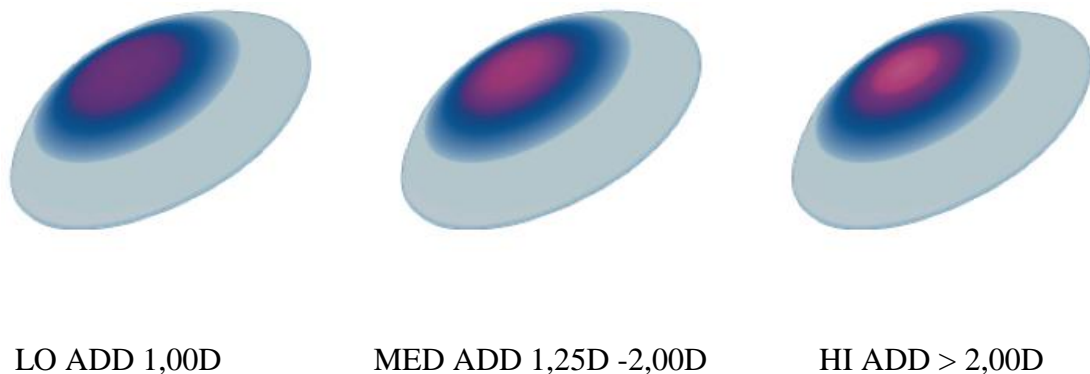
6.5.2.2 «Ασφαιρικός» σχεδιασμός

Στον «ασφαιρικό σχεδιασμό», η καμπυλότητα μίας επιφάνειας ως προς μία διεύθυνση είναι μεγαλύτερη, με αποτέλεσμα την αύξηση της θετικής ισχύος στην περιφέρεια.

Ωστόσο, υπάρχουν και «ασφαιρικοί» φακοί επαφής, με το σχεδιασμό τους να περιλαμβάνει κεντρικά την περιοχή κοντινής εστίασης και την επιπρόσθετη θετική ισχύ, ενώ περιφερικά, παρουσιάζει προοδευτική μείωση²⁴.

Στην πραγματικότητα, οι φακοί αυτοί παρουσιάζουν αρνητική σφαιρική εκτροπή, με αποτέλεσμα η κεντρική τους περιοχή να παρουσιάζει λιγότερο μυωπική (ή περισσότερο υπερμετροπική) διόρθωση σε σχέση με την περιφέρεια.

Με τον τρόπο αυτό, αυξάνεται το εύρος των αποστάσεων μέσω των οποίων μπορεί να επιτευχθεί η εστίαση των κοντινών αντικειμένων, σε βάρος της ποιότητας του μακρινού ειδώλου.



Εικόνα 25: Οι τρεις διαφορετικοί σχεδιασμοί της CIBA VISION στους πολυεστιακούς φακούς επαφής.

Αναφορές έδειξαν 75% επιτυχίας της εφαρμογής ασφαιρικού διπλεστιακού ή πολυεστιακού φακού επαφής²⁴.

Ιδανικοί χρήστες είναι άτομα με ανάγκη για υψηλής ποιότητας όραση, σε μέση απόσταση, όπως λογιστές, ηλεκτρολόγοι και γενικά άτομα, που αφιερώνουν πάνω από το 35 % των ωρών της ημέρας στον Η/Υ.

Πιθανά προβλήματα που μπορεί να εμφανιστούν, είναι η απομάκρυνση του κέντρου του φακού επαφής από τον άξονα της όρασης και η χαμηλή όραση για μακριά.

6.6.1. Φακοί επαφής εναλλασσόμενης όρασης (alternating vision)

Ο alternating vision σχεδιασμός αφορά το φακό επαφής, του οποίου η διαθλαστική ισχύς κλιμακώνεται προοδευτικά, από πάνω προς τα κάτω. Αυτός ο σχεδιασμός, βασίζεται ουσιαστικά σε ένα πρίσμα, που λειτουργεί ως βαρίδι του φακού. Πιο συγκεκριμένα, το πρίσμα στρέφει το φακό επαφής σε συγκεκριμένη διεύθυνση σε σχέση με τον οφθαλμό. Είναι ιδιαίτερα σημαντική η λειτουργία του σε σφαιρο-κυλινδρικές συνταγές, όπου ο κύλινδρος πρέπει να τοποθετείται σε συγκεκριμένο άξονα σε σχέση με τον οφθαλμό.

Η αποτελεσματικότητα των alternating vision φακών επαφής περιορίζεται από την μέτρια κινητικότητα του φακού επαφής στον οφθαλμό.

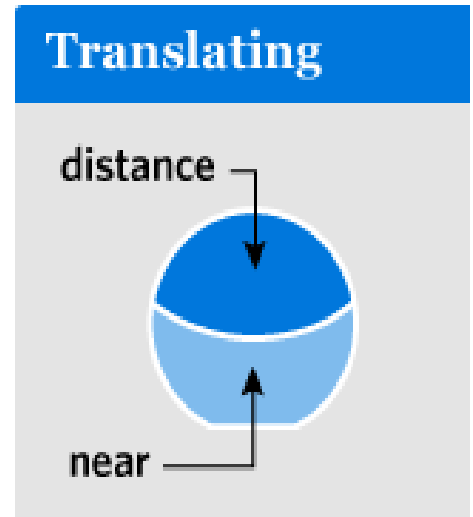
Σε αυτή την κατηγορία, ανήκουν:

- Οι segmented alternating design και
- Οι concentric alternating design

6.6.1.1. Segmented alternating design

Αυτοί οι φακοί επαφής εμφανίζουν κεντρικά μία περιοχή που αντιστοιχεί στην ενδιάμεση απόσταση παρατήρησης, με αποτέλεσμα τη μείωση του φαινομένου της οπτικής αναπήδησης εν συγκρίσει με τους αντίστοιχους οφθαλμικούς φακούς οράσεως²⁴.

Ωστόσο, η αρχή λειτουργίας είναι παρόμοια με την αρχή λειτουργίας των διπλεσσιακών γυαλιών όρασης, δηλαδή κατά τη μακρινή όραση ο οφθαλμός χρησιμοποιεί το άνω μέρος του φακού, που εμπεριέχει τη διόρθωση για μακριά, ενώ κατά την κοντινή το κάτω μέρος, το οποίο εμπεριέχει και το addition. Όταν ο χρήστης κοιτάζει προς τα κάτω, ο φακός ανεβαίνει προς τα επάνω και το τμήμα της κοντινής ισχύος έρχεται μπροστά από την κόρη²⁴.

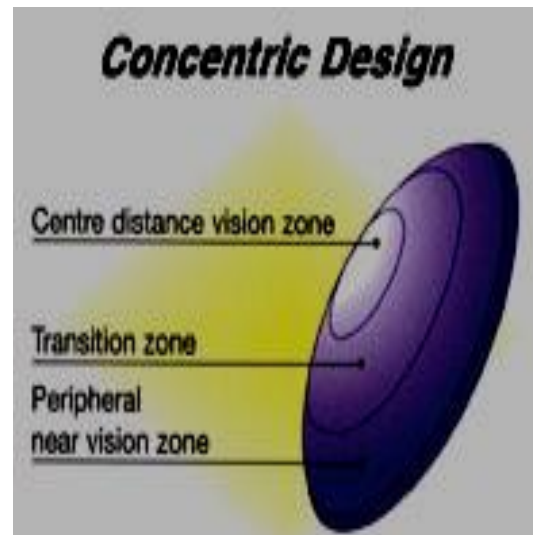


Εικόνα 26: Segmented alternating σχεδιασμός

6.6.1.2. Concentric alternating design

Ο παραπάνω σχεδιασμός περιλαμβάνει:

- Μία κεντρική ζώνη, μέσω της οποίας επιτυγχάνεται η μακρινή όραση
- Μία περιφερική ζώνη, υπεύθυνη για την κοντινή όραση
- Ένα πρίσμα



Εικόνα 27: Concentric alternating σχεδιασμός

Η αρχή των εναλλασσόμενων συμμετρικών κυκλικών ζωνών μακρινής και κοντινής διόρθωσης βασίζεται στην προσπάθεια να μην επηρεάζονται η μακρινή και η κοντινή όραση από το μέγεθος της κόρης. Βάσει της αρχής σχεδιασμού, ο χρήστης σε οποιοσδήποτε συνθήκες (φωτοπικές, σκοτοπικές, μέσω της χρήσης της προσαρμογής) έχει το 50% της περιοχής της οπτικής ζώνης με τη μακρινή διόρθωση και το υπόλοιπο 50% με την κοντινή, και συνεπώς, το αποτέλεσμα δεν εξαρτάται από το μέγεθος της κόρης.

Η πραγματικότητα βέβαια στο σύστημα οφθαλμού – φακού επαφής είναι πιο πολύπλοκη, μιας και υπάρχει πάντοτε ένα ποσό σφαιρικής εκτροπής στο οπτικό σύστημα, που εξαρτάται κυρίως από το σχήμα του κερατοειδούς και το μέγεθος της κόρης, το οποίο επηρεάζει την απόδοση του τελικού αποτελέσματος²⁰.

Τα μειονεκτήματα του concentric alternating design είναι τα ακόλουθα:

- Η υπερβολική στροφή του φακού, ίσως κατά το χρονικό διάστημα που ακολουθεί μετά από την τοποθέτηση του φ.ε στον οφθαλμό ως την στιγμή που ο φακός βρεθεί στο σωστό σημείο σύμφωνα με τον οφθαλμό.
- Η υπερβολική ανύψωση του φακού, κατά την διαδικασία όπου ο οφθαλμός στρέφεται προς τα κάτω, ενώ το κάτω βλέφαρο πιέζει και ανυψώνει το φακό για την παρατήρηση ενός κοντινού αντικειμένου.
- Η μειωμένη μεσαία όραση
- Η σχετική δυσανεξία, ίσως λόγω της υφής της επιφάνειας του φακού επαφής στην περιοχή του πρίσματος²⁴.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

7.1. Ταυτότητα της έρευνας

Η έρευνα που εκπονήθηκε, περιέλαβε δώδεκα νεαρούς συμμετέχοντες (Μέση Ηλικία= 27.17 έτη, ΤΑ= 4.67 έτη) εκ των οποίων οι δέκα εξ' αυτών ήταν γυναίκες και δύο άντρες, χωρίς ιστορικό κάποιας οφθαλμολογικής διαταραχής (π.χ. αμβλυωπία, πάθηση του αμφιβληστροειδούς) ή οφθαλμικής χειρουργικής (π.χ. διαθλαστική χειρουργική).

Το μέσο διαθλαστικό τους σφάλμα σε μορφή σφαιρικού ισοδύναμου (sphere+ cylinder /2) στον κυρίαρχο οφθαλμό ήταν -2.24 D με Τ.Α: 2.22 D. Η μέγιστη τιμή αυτού ήταν -5.38 D και η μικρότερη τιμή 0.75 D.

Η διαδικασία της εξέτασης περιέλαβε έναν αριθμό από αντικειμενικές και υποκειμενικές εξετάσεις. Για την αποτίμηση της επίδρασης της ταυτόχρονης όρασης, εφαρμόστηκαν διαφορετικά επίπεδα πολυεστιακότητας. Τούτο επετεύχθη χρησιμοποιώντας τους τρεις σχεδιασμούς των Aqua Multifocal Contact Lenses της CIBA VISION, καθένας εκ των οποίων παρουσιάζει διαφορετική κατανομή της διοπτρικής ισχύος, με αποτέλεσμα να παρέχεται διόρθωση για χαμηλή, μέση και υψηλή απαίτηση για κοντινή όραση, αντίστοιχα.

Το χρονικό διάστημα διεξαγωγής των μετρήσεων ήταν από τον Μάιο του 2010 έως το Σεπτέμβριο του ίδιου έτους.

7.2. Κριτήρια επιλογής του δείγματος

1. Η ύπαρξη μυωπίας έως 6.00 D και αστιγματισμού έως 1.00 D.
2. Η απουσία ιστορικού κάποιας διαθλαστικής ή οφθαλμικής επέμβασης.
3. Η απουσία κερατόκωνου ή ανώμαλου αστιγματισμού.
4. Η απουσία κάποιας οφθαλμικής πάθησης, όπως γλαύκωμα, καταρράκτης κτλ
5. Η απουσία κάποιας πάθησης που είναι ικανή να επηρεάσει τη διαθλαστική κατάσταση του εξεταζομένου, όπως διαβήτης ή σκλήρυνση κατά πλάκα.
6. Η απουσία αμβλυωπίας ή ανισομετρωπίας.

Στη συγκεκριμένη έρευνα αποκλείστηκαν οι υψηλοί και οι μέσοι υπερμέτρωτες, διότι τα αποτελέσματα που θα παρείχαν, θα ήταν παραπλανητικά και θα οδηγούσαν σε εσφαλμένα συμπεράσματα. Ο κύριος λόγος είναι η παρουσία της διαδικασίας της προσαρμογής, καθώς δεν είναι δυνατή η ολική παράλυση αυτής³⁰, ειδικά, στην περίπτωση των υπερμετρώπων.

Στο σημείο αυτό πρέπει να τονιστεί ότι αμέτρωτες των οποίων το διαθλαστικό σφάλμα κυμαίνονταν ως 0.75 D, θεωρήθηκαν ως εμμέτρωτες.

Για λόγους ευκολίας της διεξαγωγής της πειραματικής διαδικασίας η πλειονότητα των υποκειμένων που επιλέχθηκαν, ήταν κατά το τρέχον διάστημα ή κάποια στιγμή ζώη τους χρήστες φακών επαφής.

7.3. Καταγραφή των προκαταρκτικών στοιχείων

Αρχικά πραγματοποιήθηκε η καταγραφή του ονοματεπώνυμου των συμμετεχόντων, τους έτους γέννησής τους καθώς και ενός ιστορικού, το οποίο αφορούσε την ύπαρξη πιθανών παλαιότερων παθήσεων ή την τυχούσα λήψη φαρμάκων κατά την τρέχουσα περίοδο.

Έπειτα από την καταγραφή των παραπάνω στοιχείων της έρευνας, οι συμμετέχοντες υποβάλλονταν στη διαδικασία εξακρίβωσης του κυρίαρχου οφθαλμού τους. Για το σκοπό αυτό, τέθηκε σε κάθε έναν συμμετέχοντα ένας μακρινός στόχος στον οποίο προσήλωνε αρχικά διόφθαλμα μέσα από μία μικρή οπή (3mm). Στη συνέχεια γίνονταν η επικάλυψη του δεξιού και έπειτα του αριστερού οφθαλμού. Θεωρείται κατά τον τρόπο αυτό κυρίαρχος, ο οφθαλμός για τον οποίο χάνονταν η θέαση του μακρινού στόχου μετά την επικάλυψή του.

7.4. Διεξαγωγή των μετρήσεων

Οι μετρήσεις των εξεταζομένων περιελάμβαναν : α) αυτοματοποιημένη διαθλασιμετρία, β) μέτρηση της οπτικής οξύτητας και προσδιορισμό της καλύτερης οφθαλμικής διόρθωσης, γ) καταγραφή του μετώπου κύματος του κερατοειδούς, δ) μέτρηση της οπτικής οξύτητας κατόπιν της τοποθέτησης επιπρόσθετων διοπτριών στη καλύτερη διόρθωση του συμμετέχοντος.

Τα βήματα (γ) και (δ) επαναλήφθηκαν για κάθε έναν από τους τρεις σχεδιασμούς των πολυεστιακών, ασφαιρικής κατασκευής, φακών επαφής Aqua Multifocal Contact Lenses.

Η πρώτη μέτρηση στην οποία υποβλήθηκαν οι συμμετέχοντες πραγματοποιήθηκε με το Canon RK-F1 αυτόματοποιημένο διαθλασίμετρο, ώστε να εκτιμηθεί προσεγγιστικά το εκάστοτε διαθλαστικό σφάλμα των οφθαλμών τους (βλέπε ενότητα 7.6).

Για τη μέτρηση της οπτικής οξύτητας και τον προσδιορισμό της καλύτερης οφθαλμικής διόρθωσης χρησιμοποιήθηκε ο διαφοροποιημένος πίνακας ETDRS (Plainis et al., 2007) σε απόσταση τεσσάρων μέτρων.

Οι αντικειμενικές εξετάσεις περιέλαβαν τις μετρήσεις από τις τοπογραφίες των κερατοειδών, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν μέσω του i-Trace by TRACEY, μετά την πάροδο 20 λεπτών της ώρας από την εφαρμογή της κυκλοπληγίας. Πιο συγκεκριμένα, υπολογίστηκαν στο επίπεδο του κερατοειδούς και στο σύνολό τους, οι χαμηλής και υψηλής τάξης οπτικές εκτροπές, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στο μέγεθος της σφαιρικής εκτροπής, σε διαφορετικές διαμέτρους της κόρης (3 και 6 mm) και σε δύο διαφορετικές καταστάσεις: με και χωρίς τη διόρθωση των φακών επαφής, χρησιμοποιώντας, όπως προαναφέρθηκε, το i-Trace by TRACEY, ένα εκτροπόμετρο, το οποίο βασίζεται στην αρχή του Ray- Tracing (βλέπε ενότητα 7.7)

Για τη μέτρηση της οπτικής οξύτητας με την επιπρόσθετη διοπτρική ισχύ (defocus) χρησιμοποιήθηκε ο διαφοροποιημένος πίνακας ETDRS, σε απόσταση τεσσάρων μέτρων. Ο πίνακας αυτός εμφάνιζε 90% contrast και φωτεινότητα 95 cd/m^2 , η οποία κατεγράφη με τη χρήση του φωτομέτρου SpectraScan PR-650. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε σκοτοπικές συνθήκες φωτισμού, ενώ χρησιμοποιήθηκαν τεχνητές κόρες διαμέτρου 3 mm και 6 mm.

Η επιπρόσθετη διοπτρική ισχύς κυμαινόταν από 0.00 D έως -3.00 D με βήμα 0.50 D, ενώ μόνο στην περίπτωση του «γυμνού» οφθαλμού χρησιμοποιήθηκαν και «θετικοί» φακοί οράσεως των οποίων η διοπτρική ισχύς κυμαινόταν από 0.00 D ως +3.00 D με βήμα 0.50 D (κατόπιν εφαρμογής φαινυλεφρίνης). Σε κάθε βήμα πραγματοποιούταν η καταγραφή της οπτικής οξύτητας με τη χρήση των δύο διαφορετικών τεχνητών κορών (3 mm και 6 mm αντίστοιχα).

Η παραπάνω μέτρηση της οπτικής οξύτητας (με τεχνητή κόρη 3mm και 6 mm) εφαρμόστηκε συνολικά τέσσερις φορές στον κάθε εξεταζόμενο. Πιο συγκεκριμένα, εφαρμόστηκε α) με γυμνό οφθαλμό, β) με πολυεστιακό φακό επαφής με addition 1.00 D, το οποίο εντοπίζεται στην κεντρική περιοχή (2.2 mm), ενώ στην περιφέρεια φέρει μηδενική ισχύ, γ) με πολυεστιακό φακό επαφής με addition 2,00 D με όμοιο σχεδιασμό και τέλος δ) με πολυεστιακό φακό επαφής με addition 2,50 D με όμοιο σχεδιασμό.

Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν κατόπιν εφαρμογής κυκλοπληγίας με τη χρήση κυκλοπεντολάτης 1% (CYCLOGYL από την εταιρεία ALCON), ενός μυδριατικού/ κυκλοπληγικού φαρμάκου.

Ενσταλλάχθηκε μία σταγόνα τετρακαΐνης και δύο σταγόνες CYCLOGYL. Η μέγιστη δράση του, σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, εντοπίζεται στα τριάντα λεπτά της ώρας. Ωστόσο, παρατηρήθηκε κάποια καθυστέρηση σε κάποιους εξεταζόμενους.

Κατά την εφαρμογή του εκάστοτε φ.ε. δόθηκε ένα χρονικό διάστημα, της τάξης των 5 λεπτών της ώρας, για την προσαρμογή αυτού στον οφθαλμό του κάθε εξεταζόμενου.

Όλες οι μετρήσεις του κάθε εξεταζόμενου πραγματοποιήθηκαν την ίδια σχεδόν χρονική περίοδο της ημέρας (με ακρίβεια ώρας). Επίσης δόθηκε προσοχή στην καθημερινότητα του εξεταζόμενου, ούτως ώστε να μην υφίσταται σημαντικές αλλαγές μεταξύ των ημερών που χρειάστηκαν για να ληφθούν οι απαραίτητες μετρήσεις. Μία τέτοια αλλαγή θα μπορούσε να επέλθει από αυξημένο φόρτο εργασίας, ο οποίος είναι δυνατόν να οδηγήσει σε κοπιωπία και σε πιθανή τροποποίηση των αποτελεσμάτων.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν για κάθε οφθαλμό κατεγράφησαν σε κλίμακα log MAR. Για λόγους σαφήνειας, χρίζει να τονιστεί ότι οι συμμετέχοντες κατά την μέτρηση τούτη, έφεραν τη βέλτιστη διαθλαστική διόρθωση.

Κατά τη διεξαγωγή των απαραίτητων μετρήσεων ζητήθηκε από τους εξεταζόμενους να παραμένουν ακίνητοι, όσο αυτό ήταν εφικτό, αποφεύγοντας να πραγματοποιήσουν κάποια κίνηση μέσω της οποίας το είδωλο του παρατηρούμενου γράμματος να εμφανίζεται πιο ευκρινές. Ακόμη, ζητήθηκε από τους εξεταζόμενους να αποκρίνονται μόνο στα γράμματα τα οποία αντιλαμβάνονταν με βεβαιότητα.

Στην προσπάθεια να μειωθεί το αποτέλεσμα της εκμάθησης (learning effect) των γραμμάτων του πίνακα από τον κάθε εξεταζόμενο, ζητήθηκε σε τακτά χρονικά διαστήματα (ανά μία σειρά), η ανάγνωση των γραμμάτων του πίνακα με αντίστροφη φορά. Η παραπάνω διαδικασία ακολουθήθηκε σε όλους τους εξεταζόμενους και στους δύο οφθαλμούς αυτών.

Τέλος, κατά την διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας, η λήψη της οπτικής οξύτητας με και χωρίς τη χρήση των φακών επαφής, με και χωρίς την επιπρόσθετη διοπτρική ισχύ, πραγματοποιήθηκε με διαφορετικό πίνακα ETDRS για κάθε οφθαλμό και διαφορετική σειρά (άλλοτε καταγράφηκε πρώτα η οπτική οξύτητα του δεξιού οφθαλμού, ακολούθως του αριστερού οφθαλμού και αντιστρόφως). Ωστόσο, όπως έχει ήδη αναφερθεί, οι δύο πίνακες έφεραν σχεδόν ίσης βαρύτητας αναγνωρισιμότητα.

Πρέπει να σημειωθεί ότι ελήφθη υπόψη και ο τρόπος διεξαγωγής της πειραματικής μελέτης χρησιμοποιώντας την απλή «περιορισμένη» τυχαιοποίηση (single block randomization). Έτσι λοιπόν, δημιουργήθηκαν τέσσερις ομάδες εξεταζομένων, κάθε μία εκ των οποίων εμφάνιζε διαφορετικό «ζεύγος» παραμέτρων, διάμετρο τεχνητής κόρης (3 και 6 mm) και τρόπο παρατήρησης (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).

Πιο συγκεκριμένα, σε τρεις εξεταζόμενους κατεγράφη η οπτική οξύτητα αρχικά κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm και ακολούθως κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης, ενώ στη συνέχεια κατεγράφη η οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm και ακολούθως, κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης.

Ομοίως σε τρεις άλλους εξεταζόμενους. κατεγράφη η οπτική οξύτητα αρχικά κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm και ακολούθως κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης, ενώ στη συνέχεια κατεγράφη η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm και ακολούθως, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης

Σε μία άλλη τριάδα εξεταζομένων, κατεγράφη η οπτική οξύτητα αρχικά κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm και ακολούθως κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης, ενώ στη συνέχεια κατεγράφη η οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm και ακολούθως, κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης.

Τέλος, σε τρεις εξεταζόμενους κατεγράφη η οπτική οξύτητα αρχικά κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm και ακολούθως κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης, ενώ στη συνέχεια κατεγράφη η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm και ακολούθως, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση της ίδιας διαμέτρου τεχνητής κόρης.

Ο λόγος αυτής της διαδικασίας είναι η μείωση της πιθανότητας της επίδρασης του εκάστοτε παράγοντα στα αποτελέσματα που προκύπτουν.

Στον ακόλουθο πίνακα απεικονίζεται με μεγαλύτερη λεπτομέρεια ο τρόπος που χρησιμοποιήθηκε για να επιτευχθεί τούτη η τυχαιοποίηση.

ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΙ	ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ	ΔΙΑΜΕΤΡΟΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΚΟΡΗΣ (mm)
1	όφθαλμη	3
2	Μονόφθαλμη	3
3	Μονόφθαλμη	3
4	Μονόφθαλμη	6
5	Μονόφθαλμη	6
6	Μονόφθαλμη	6
7	φθαλμη	3
8	Διόφθαλμη	3
9	Διόφθαλμη	3
10	Διόφθαλμη	6
11	Διόφθαλμη	6
12	Διόφθαλμη	6

7.5. Air Optix Aqua Multifocal Contact Lenses

Οι Air Optix Aqua multifocal Contact Lenses της CIBA Vision κατασκευάζονται από το υλικό Iotrafilcon B. Είναι ένας φακός σιλικόνης-υδρογέλης με αεροδιαπερατότητα (Dk) 110 και μεταβιβαστικότητα (Dk/t) 138, που ισοδυναμεί με πέντε φορές περισσότερο οξυγόνο από τους παραδοσιακούς μαλακούς πολυεστιακούς φακούς επαφής, ενώ εμφανίζει 33% περιεκτικότητα σε νερό. Φέρουν διάμετρο ίση με 14.2 mm και ακτίνα καμπυλότητας 8.60 mm.

Διατίθενται σε ποικιλία διοπτρικών ισχύων (D) από +6.00 D έως -10.00 D με βήμα 0.25 D για την παρατήρηση των μακρινών αντικειμένων, ενώ για την παρατήρηση των κοντινών αντικειμένων υπάρχουν τρεις διαφορετικοί σχεδιασμοί επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (addition) τον LO σχεδιασμό που αντιστοιχεί σε +1,00 ADD και προορίζεται για αρχόμενους πρεσβύωτες, τον MED σχεδιασμό που αντιστοιχεί σε +2.00 ADD και τον HI σχεδιασμό που αντιστοιχεί σε +2.50 ADD.

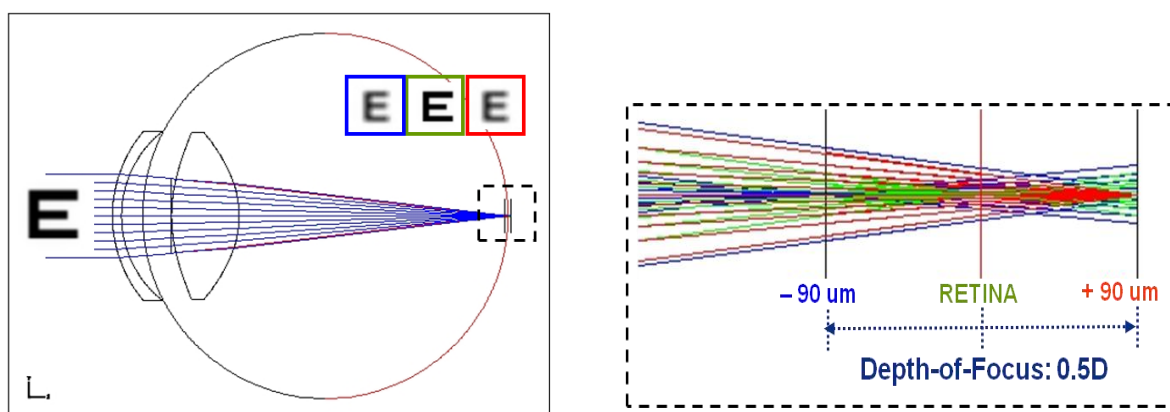
Το κεντρικό τους πάχος είναι 0.08 mm (σε -3.00 D φακό επαφής). Παρουσιάζουν ελαφρώς κυανή απόχρωση για τη διευκόλυνση της αναγνώρισής του. Συνιστανται για καθημερινή χρήση έως και τέσσερις εβδομάδες.

Οι Air Optix Aqua multifocal Contact Lenses εμφανίζουν ασφαιρικό σχεδιασμό ο οποίος εντοπίζεται στην οπίσθια επιφάνεια του φακού, προσδίδοντας καλύτερη εφαρμογή. Ο σχεδιασμός τους εξισορροπεί την απώλεια της προσαρμογής με τη διεύρυνση του βάθους πεδίου. Και οι τρεις σχεδιασμοί (LO, MED και HI) προσφέρουν μία ομαλή μετάβαση από την κεντρική «κοντινή» περιοχή, στην «ενδιάμεση» και τέλος στη «μακρινή», η οποία εντοπίζεται στην περιφέρεια του φακού.

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την άνετη και ευκρινή όραση σε όλες τις αποστάσεις παρατήρησης.

Πιο συγκεκριμένα, ο σχεδιασμός LO ADD παρέχει μία ομαλή μετάβαση, κατάλληλη για τους αρχόμενους πρεσβύωπες, μειώνοντας την ενδεχόμενη κοπιωπία που μπορεί να προκαλείται κατά την επιτέλεση των καθημερινών αναγκών τους. Ο έλεγχος των εκτροπών εξισορροπεί την απώλεια της προσαρμογής επεκτείνοντας το βάθος πεδίου (εικόνα 28).

Οι σχεδιασμοί MED και HI δημιουργήθηκαν για να καλύψουν τις ανάγκες των «ώριμων» πρεσβύωπων. Παρέχουν μία ομαλή μετάβαση από τον LO σχεδιασμό στον MED και έπειτα από τον MED στον HI. Σημαντικός παράγοντας είναι και η άνεση που εμφανίζουν κατά τη χρήση τους, ενώ η βέλτιστη όραση για την παρατήρηση των κοντινών και ενδιάμεσων αντικειμένων επιτυγχάνεται με τον ελάχιστο δυνατό περιορισμό της «μακρινής» παρατήρησης.



Εικόνα 28: Καινοτομία του παραπάνω σχεδιασμού. Παρουσιάζεται το βάθος πεδίου στο επίπεδο του αμφιβληστροειδή. Το παραπάνω σχηματικό μοντέλο οφθαλμού φέρεται να «προσαρμόζει» κατά 1D και έχει διάμετρο κόρης 5 mm.(CIBA VISION, 2008)

Ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί και στην ποιότητα των δακρύων των ατόμων που εμφανίζουν πρεσβυωπία. Όπως είναι γνωστό η χημική σύσταση των δακρύων τροποποιείται με την πάροδο των ετών. (Nichols K.. 1999). Παρατηρείται μείωση της παραγωγής και κατ' επέκταση της ποσότητας

των δακρύων. Αυτές οι αλλαγές μπορούν να οδηγήσουν στην εμφάνιση συμπτωμάτων ξηροφθαλμίας και δυσανεξίας κατά τη χρήση των φακών επαφής.

Έτσι λοιπόν, οι Air Optix Aqua Multifocal φακοί επαφής χρησιμοποίησαν ένα σύστημα εφύγρανσης του φακού, αντάξιο των αναγκών των ατόμων που εμφανίζουν πρεσβυωπία. Το σύστημα αυτό περιλαμβάνει ένα ενυδατικό παράγοντα, ο οποίος εντοπίζεται στην πρόσθια επιφάνεια του φακού, και δημιουργεί ένα στιλπνό επίστρωμα, το οποίο συμβάλλει στην ευκολία του βλεφάρου να κινείται πάνω στον φακό, παρέχοντας άνεση κατά την επαφή. Επίσης το παραπάνω σύστημα περιλαμβάνει ένα παράγοντα συγκράτησης των υγρών στοιχείων στον φακό (από πατενταρισμένο υλικό), μειώνοντας το βαθμό της αφυδάτωσης του φακού και παρέχοντας άνεση κατά τη διάρκεια της ημέρας. Τέλος περιλαμβάνει μία ομαλή επιφάνεια, η οποία παρέχει ανώτερη ικανότητα διαβροχής και ανοχή στις πρωτεϊνικές εναποθέσεις, προσφέροντας άνεση κάθε μέρα.

Συνοψίζοντας, ανάλογα με τις ανάγκες του χρήστη, τις ιδιαιτερότητες του οπτικού συστήματος του οφθαλμού, και το εύρος των αυξομειώσεων της διαμέτρου της κόρης, η ιδανική λύση εμπεριέχει το συνδυασμό των παραπάνω σχεδιασμών. Οι ανάγκες του χρήστη σε συνδυασμό με τις διαθέσιμες επιλογές φακών για τη διόρθωση της πρεσβυωπίας είναι η βασική αρχή. Εφόσον πληρούνται οι βασικές προϋποθέσεις χρήσης φακών, κανένας αμέτροπας δεν πρέπει να αποκλείεται από τη χρήση τους. Οι ιδιαιτερότητες του οπτικού συστήματος περιλαμβάνουν τη λεπτομερή καταγραφή της μακρινής διόρθωσης, συμπεριλαμβανομένου και του οποιουδήποτε αστιγματισμού. Η καταγραφή του μεγέθους της κόρης σε κανονικές συνθήκες φωτισμού και κατά τη διάρκεια κοντινής εστίασης έχει σημασία στην επιλογή της πολυεστιακής διόρθωσης.

Θεωρητικά η αρχή λειτουργίας βασίζεται στη σφαιρική εκτροπή τέταρτης τάξης στα πολυώνυμα Zernike

7.6. Το διαθλασίμετρο Canon RK-F1

Το συγκεκριμένο διαθλασίμετρο είναι κλειστού πεδίου και χρησιμοποιείται ευρέως από τους οπτομέτρους διότι είναι πολύ εύκολο στη χρήση και παρέχει γρήγορες και αρκετά αξιόπιστες μετρήσεις.

Ο εξεταζόμενος τοποθετεί το πηγούνι και το μέτωπό του στα αντίστοιχα στηρίγματα. Ζητείται από τον ίδιο να κοιτάξει την εικόνα μέσα στο διαθλασίμετρο. Μόλις η κόρη του εξεταζομένου εμφανιστεί στην οθόνη, ο εξεταστής απλά πατάει το πλήκτρο start

και το διαθλασίμετρο κάνει αυτόματα την ευθυγράμμιση και την μέτρηση πρώτα στον δεξιό οφθαλμό και ακολούθως στον αριστερό οφθαλμό. Η διαδικασία είναι απόλυτα αυτοματοποιημένη.

Το μηχάνημα παίρνει 3 μετρήσεις για το κάθε μάτι και χρησιμοποιεί το μέσο όρο τους.



Εικόνα 29: Το Canon RK-F1.

7.7. Το εκτροπόμετρο- τοπογράφος i-Trace

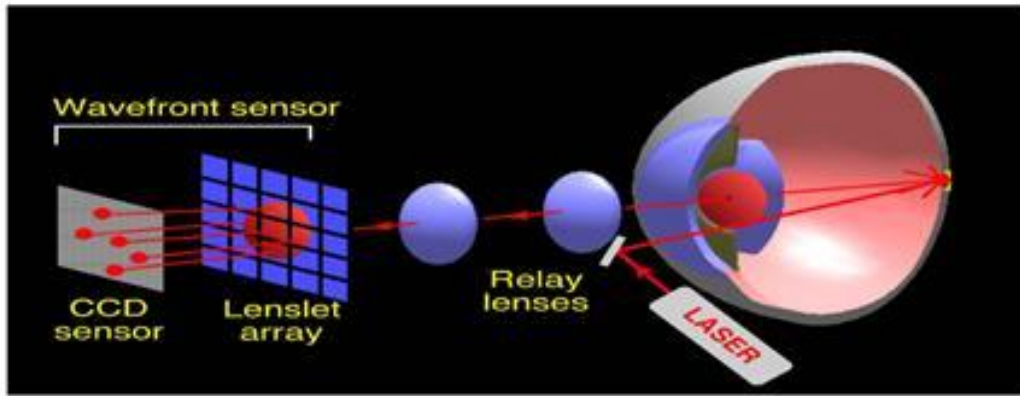
Το εκτροπόμετρο, ανιχνεύει και υπολογίζει τις εκτροπές υψηλής τάξης. Το i-Trace παρέχει τη δυνατότητα ανάλυσης του ποσού και της θέσης των εκτροπών και διακρίνει την προέλευση αυτών από το οπτικό σύστημα του οφθαλμού.

Το i-Trace ακολουθεί την αρχή του Ray Tracing απεικονίζοντας 256 λεπτές, διαδοχικές, παράλληλες φωτεινές δέσμες laser δια μέσου της κόρης του οφθαλμού σε χιλιοστά του δευτερολέπτου. Εντοπίζει την ακριβή θέση της σημειακής προβολής της κάθε δέσμης στον αμφιβληστροειδή και τις χαρτογραφεί για να την αντικειμενική καταγραφή της συνολικής διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού και τη συνολική οπτική συμπεριφορά αυτού.



Εικόνα 30: Το εκτροπόμετρο i-Trace.

Το i-Trace καταγράφει της χαμηλής και υψηλής τάξης οφθαλμικές εκτροπές στο επίπεδο του κερατοειδούς και στο σύνολο του οφθαλμού, επιτυγχάνοντας ένα υψηλό επίπεδο ακρίβειας, ταχύτητας και δυναμικού εύρους.



Εικόνα 31: Η αρχή του Ray Tracing στην οποία στηρίζεται το εκτροπόμετρο i-Trace.

Παρέχει γραφικές εκθέσεις των δεδομένων για την ολοκληρωμένη ανάλυση της οπτικής λειτουργίας του ασθενούς.

Στην παρούσα μελέτη υπολογίστηκαν μέσω του i-Trace οι χαμηλής και υψηλής τάξης οπτικές εκτροπές σε διάμετρο κόρης ίσης με 6mm χωρίς τη διόρθωση των φακών επαφής. Οι μετρήσεις των οπτικών εκτροπών χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση της οπτικής ποιότητας και την αντικειμενική εκτίμηση του βάθους εστίασης.

7.8. Συνοπτική Διαδικασία Μετρήσεων

1. Αντικειμενική εκτίμηση της σφαιροκυλινδρικής διόρθωσης του κάθε εξεταζόμενου.
2. Υποκειμενική αξιολόγηση της σφαιροκυλινδρικής διόρθωσης του κάθε εξεταζόμενου.
3. Οπτική οξύτητα του κάθε εξεταζόμενου με βέλτιστη διόρθωση (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).
4. Εφαρμογή κυκλοπληγίας
5. Καταγραφή του μετώπου κύματος (i-Trace by TRACEY).
6. Οπτική οξύτητα παρουσία προοδευτικής θόλωσης με «αρνητικούς» και «θετικούς» φακούς οράσεως διοπτρικής ισχύος 0.00D έως 3.00 D, με βήμα 0.50 D, με τη χρήση τεχνητών κορών των 3 και 6 mm χωρίς φ.ε (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).

7. Οπτική οξύτητα παρουσία προοδευτικής θόλωσης με «αρνητικούς» φακούς οράσεως διοπτρικής ισχύος ίσης με 0.00D έως 3.00 D, με βήμα 0.50 D, με τη χρήση τεχνητών κορών των 3 και 6 mm έπειτα από την εφαρμογή ενός +1.00 ADD φ.ε. (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).

8. Οπτική οξύτητα παρουσία προοδευτικής θόλωσης με «αρνητικούς» φακούς οράσεως διοπτρικής ισχύος ίσης με 0.00D έως 3.00 D, με βήμα 0.50 D, με τη χρήση τεχνητών κορών των 3 και 6 mm, έπειτα από την εφαρμογή ενός +2.00 ADD φ.ε. (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).

9. Οπτική οξύτητα παρουσία προοδευτικής θόλωσης με «αρνητικούς» φακούς οράσεως διοπτρικής ισχύος ίσης με 0.00D έως 3.00 D, με βήμα 0.50 D, με τη χρήση τεχνητών κορών των 3 και 6 mm, έπειτα από την εφαρμογή ενός +2.50 ADD φ.ε. (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).

7.9. Στατιστική Ανάλυση

Η καταγραφή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε στο Microsoft Excel 2007, ενώ η επεξεργασία και η ανάλυση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν έπειτα από την περάτωση της παραπάνω διαδικασίας, πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του στατιστικού πακέτου SPSS 17. Αναλυτικά παρατίθενται οι στατιστικές μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν:

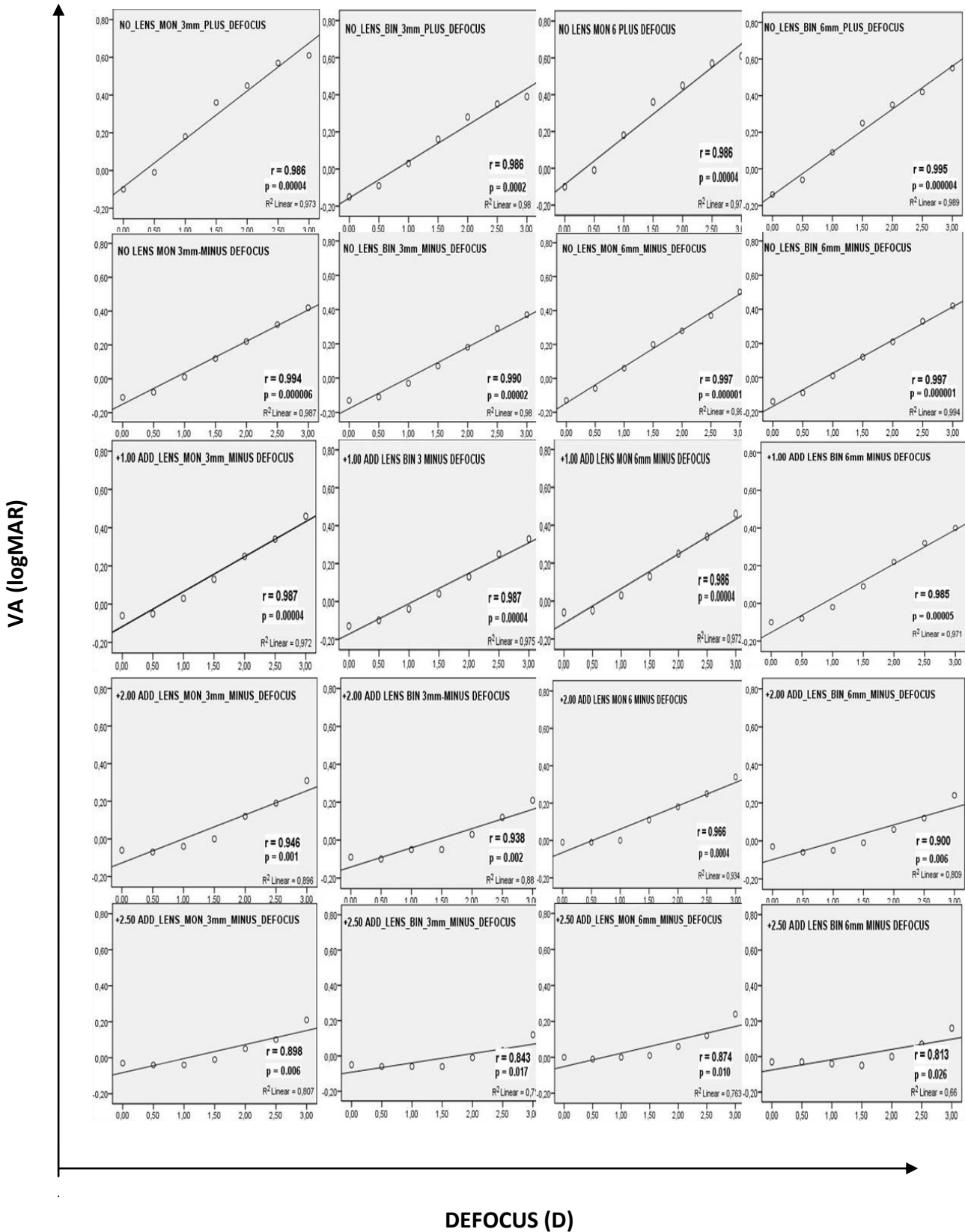
- Δίπλευρος έλεγχος Kolmogorov-Smirnoff (Kolmogorov-Smirnoff test), κατά τον οποίο εξετάζεται αν οι δοθείσες κατανομές δεν παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική διαφορά από μία πρότυπη κατανομή. Αυτός ο έλεγχος πραγματοποιήθηκε για τη σύγκριση της οπτικής οξύτητας κάθε εξεταζομένου, κατά τη μονόφθαλμη και δίοφθαλμη παρατήρηση και κατά την εφαρμογή της επιπρόσθετης αρνητικής και θετικής διοπτρικής ισχύος, στην περίπτωση της μη χρήσης φακού επαφής και κατά τη χρήση του εκάστοτε φακού επαφής (LO ADD, MED ADD και HI ADD σχεδιασμό). Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση της οπτικής οξύτητας στα 3mm και 6mm τεχνητής κόρης σε όλες τις περιπτώσεις.
- Συντελεστής συσχέτισης 'r' του Pearson, ο οποίος περιγράφει την ένταση της σχέσης μεταξύ δύο μεταβλητών.
- Διάγραμμα διασποράς (scatter plot).
- Repeated Measures 3- way ANOVA, συγκρίνοντας την οπτική οξύτητα στις τέσσερις περιπτώσεις (NO lens, LO ADD design, MED ADD design και HI ADD design) στα 3 και 6 mm τεχνητής κόρης και στις δύο περιπτώσεις παρατήρησης (μονόφθαλμα - δίοφθαλμα).

- Repeated Measures 3- way ANOVA, συγκρίνοντας το βάθος πεδίου στις τέσσερις περιπτώσεις (NO lens, LO ADD design, MED ADD design και HI ADD design) στα 3 και 6 mm τεχνητής κόρης και στις δύο περιπτώσεις παρατήρησης (μονόφθαλμα - δίοφθαλμα).
- Repeated Measures 3- way ANOVA, συγκρίνοντας την οπτική οξύτητα με την εφαρμογή επιπρόσθετης «θετικής» διοπτρικής ισχύος και την εφαρμογή επιπρόσθετης «αρνητικής» διοπτρικής ισχύος, με 3mm και 6 mm τεχνητής κόρης και στις δύο περιπτώσεις παρατήρησης (μονόφθαλμα - δίοφθαλμα).
- Repeated Measures 3- way ANOVA, συγκρίνοντας το βάθος πεδίου με την εφαρμογή επιπρόσθετης «θετικής» διοπτρικής ισχύος και την εφαρμογή επιπρόσθετης «αρνητικής» διοπτρικής ισχύος, με 3mm και 6 mm τεχνητής κόρης και στις δύο περιπτώσεις παρατήρησης (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα).
- Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε σε $\alpha= 5\%$.

Πρέπει να τονιστεί, ότι η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε για το κριτήριο ικανοποιητικής όρασης των 0.10 logMAR (8/10) οπτικής οξύτητας. Η απόρριψη του κριτηρίου ικανοποιητικής όρασης των 0.00 logMAR (10/10) οπτικής οξύτητας οφείλεται στη μη πλήρωση του κριτηρίου αυτού από αρκετούς εξεταζόμενους σε κάθε περίπτωση, γεγονός που μειώνει την όποια ισχύ της στατιστικής μελέτης. Αντιθέτως το κριτήριο των 0.10 logMAR οπτικής οξύτητας πληρείται από όλους τους εξεταζόμενους σε όλες τις διαφορετικές περιπτώσεις.

Μέσω λοιπόν της εφαρμογής του στατιστικού ελέγχου Kolmogorov-Smirnoff, προέκυψε ότι η κατανομή όλων των τιμών της οπτικής οξύτητας σε σχέση με την προοδευτική διοπτρική αύξηση (defocus) είναι κανονική. Ο ισχυρισμός αυτός ενισχύεται από τα Q-Q Plots, κατά τα οποία φαίνεται και σχηματικά ότι οι τιμές των μετρήσεων βρίσκονται πολύ κοντά στην εκάστοτε γραμμή τάσης.

Σημαντική είναι και η γνώση της σχέσης μεταξύ των μεταβλητών, μέσω του συντελεστή του Pearson, όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα:



Εικόνα 44: Απεικονίζεται η συσχέτιση της οπτικής οξύτητας (κάθετος άξονας) και του defocus (οριζόντιος άξονας) σε κάθε περίπτωση.

Η παραπάνω διαδικασία ακολουθήθηκε όσον αφορά στην οπτική οξύτητα του συνόλου των εξεταζομένων χωρίς θόλωση (in focus), όπως και με την εφαρμογή ± 3.00 D θόλωσης (defocus), για 3 και 6 mm τεχνητής κόρης, κατά τη μονόφθαλμη και δίοφθαλμη παρατήρηση, καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι η κατανομή των παραπάνω μεταβλητών στην εκάστοτε κατάσταση (χωρίς φακό επαφής, με LO ADD σχεδιασμό, με MED ADD σχεδιασμό και με HI ADD σχεδιασμό) είναι κανονική.

Τέλος, η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε όσον αφορά στο βάθος πεδίου του συνόλου των εξεταζομένων χωρίς θόλωση (in focus), όπως και με την εφαρμογή ± 3.00 D θόλωσης (defocus), για 3 και 6 mm τεχνητής κόρης, κατά τη μονόφθαλμη και δίοφθαλμη παρατήρηση, καταλήγοντας και σε αυτή την περίπτωση, στο συμπέρασμα ότι η κατανομή των παραπάνω μεταβλητών στην εκάστοτε περίπτωση είναι κανονική.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων

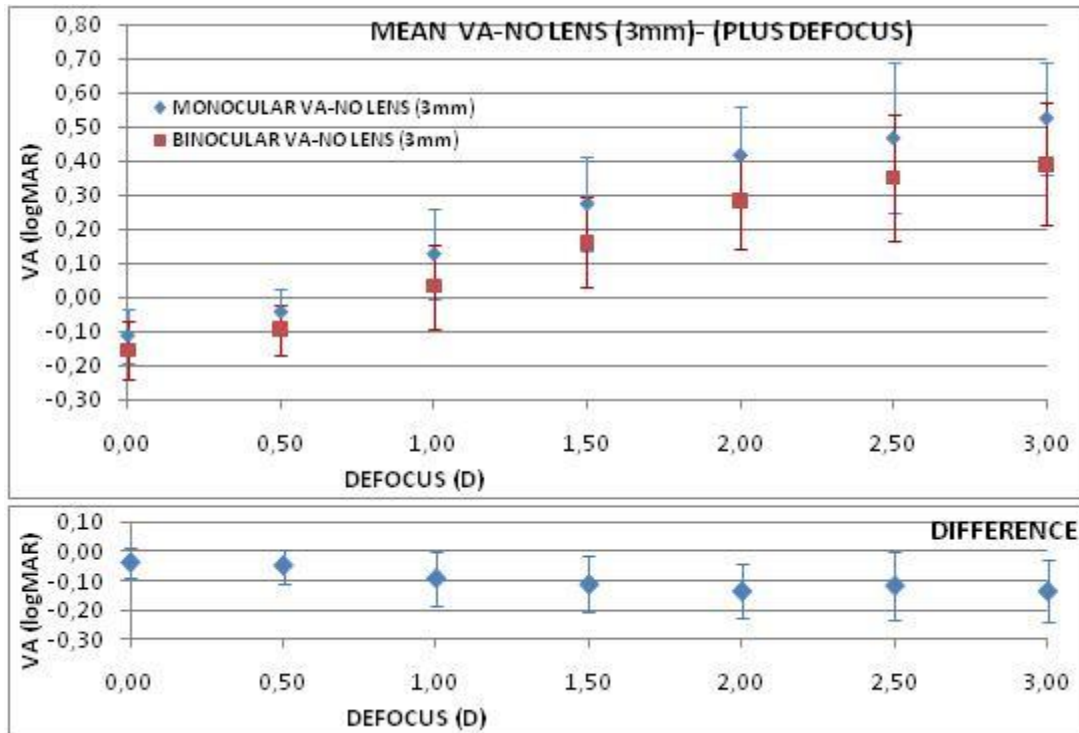
Η παράθεση των αποτελεσμάτων που θα ακολουθήσει, αφορά αρχικά την οπτική οξύτητα, η οποία καταγράφηκε κατά τη χρήση και μη, τριών διαφορετικών σχεδιασμών φακών επαφής (LO ADD, MED ADD και HI ADD φ.ε.) κατά την προοδευτική κλιμάκωση της επιπρόσθετης «αρνητικής» διοπτρικής ισχύος (minus defocus). Επιπλέον, παρουσιάζεται η οπτική οξύτητα, η οποία καταγράφηκε κατά τη μη χρήση κάποιου φακού επαφής κατά την προοδευτική κλιμάκωση της επιπρόσθετης «θετικής» διοπτρικής ισχύος (plus defocus). Βάσει αυτών των αποτελεσμάτων προκύπτει και ο υπολογισμός του μέσου όρου του βάθους πεδίου (ο τρόπος αυτού περιγράφεται παρακάτω) στην εκάστοτε περίπτωση.

Ακολούθως θα παρουσιαστούν ενδεικτικά και τα αποτελέσματα που περιγράφουν την οπτική οξύτητα, η οποία καταγράφηκε κατά τη χρήση των παραπάνω σχεδιασμών φακών επαφής κατά την προοδευτική αύξηση της επιπρόσθετης «θετικής» διοπτρικής ισχύος.

Τέλος, θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα που αφορούν στις εκτροπές υψηλής τάξης των εξεταζομένων που έλαβαν μέρος στην παρούσα μελέτη, δίνοντας μεγαλύτερη έμφαση στη σφαιρική εκτροπή.

8.1. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της οπτικής οξύτητας με την εφαρμογή «θετικού» defocus, χωρίς τη χρήση φακού επαφής

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά τη προοδευτική αύξηση του **«θετικού» defocus** στο σύνολο των εξεταζομένων, για 3 mm τεχνητής κόρης, **χωρίς** την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 32: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «θετικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Μέσω των γραφημάτων που απεικονίζουν την οπτική οξύτητα του κάθε εξεταζόμενου, με την εφαρμογή μίας πολυωνυμικής συνάρτησης 2^{as} τάξης σε κάθε ένα από αυτά και ανάλογα με το κριτήριο της ικανοποιητικής όρασης που ορίζεται, είναι δυνατός ο υπολογισμός του βάθους πεδίου σε κάθε περίπτωση μέτρησης.

Πιο συγκεκριμένα, στην περίπτωση της **μονόφθαλμης παρατήρησης με τα 3 mm τεχνητής κόρης, αν θεωρήσουμε ότι η ικανοποιητική όραση αντιστοιχεί σε 0.00 logMAR (10/10)** οπτικής οξύτητας, λύνοντας τις πολυωνυμικές εξισώσεις που περιγράφουν τη βέλτιστη εφαρμογή της εκάστοτε καμπύλης για $y = 0.00 \text{ logMAR}$, προκύπτει ότι ο μέσος όρος του **βάθους πεδίου ισούται με $0.54 \text{ D} \pm 0.09 \text{ D}$** . Ομοίως, θέτοντας ως κριτήριο ικανοποιητικής όρασης **τα 0.10 logMAR (8/10)** οπτικής οξύτητας, **το μέσο βάθος πεδίου που προκύπτει ισούται με $0.96 \text{ D} \pm 0.14 \text{ D}$** .

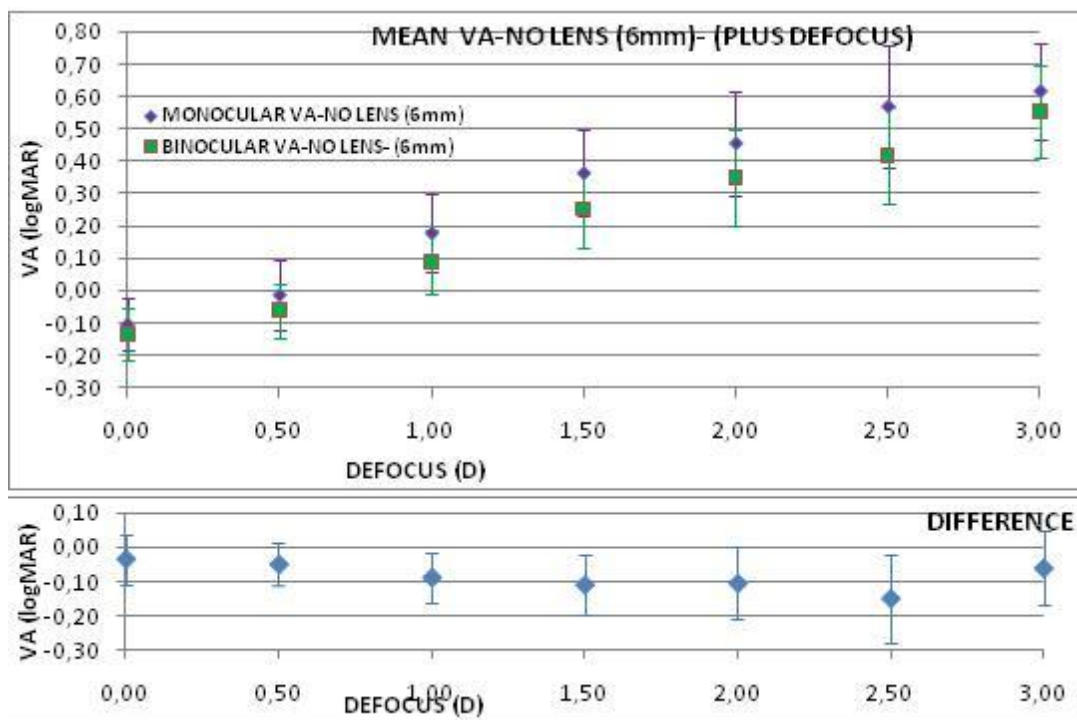
Με όμοιο τρόπο υπολογίζεται το μέγεθος του μέσου βάθους πεδίου **κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm**. Έτσι λοιπόν με κριτήριο ικανοποιητικής

όρασης 0.00 logMAR, το βάθος πεδίου φαίνεται ότι ισούται με $0.87\text{ D} \pm 0.17\text{ D}$, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR, το βάθος πεδίου επεκτείνεται και αγγίζει τις $1.37\text{ D} \pm 0.17\text{ D}$.

Όπως είναι αναμενόμενο, παρατηρείται σημαντική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη παρατήρηση, όπως φαίνεται στο σχήμα 32 (πάνω).

Το μέγεθος αυτής της διαφοράς, της δίοφθαλμης έναντι της μονόφθαλμης παρατήρησης, περιγράφεται στο σχήμα 32 (κάτω). Είναι εμφανές ότι με την προοδευτική αύξηση του defocus, αυξάνεται η μεταξύ τους διαφορά.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά τη προοδευτική αύξηση του «θετικού» defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 6 mm τεχνητής κόρης, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 33: Η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «θετικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Με τη χρήση τεχνητής κόρης, η οποία φέρει διάμετρο ίση με 6mm, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση και με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR, το μέσο βάθος πεδίου ισούται με 0.42 D ±0.11 D, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR ισούται με 0.76 D ±0.13 D.

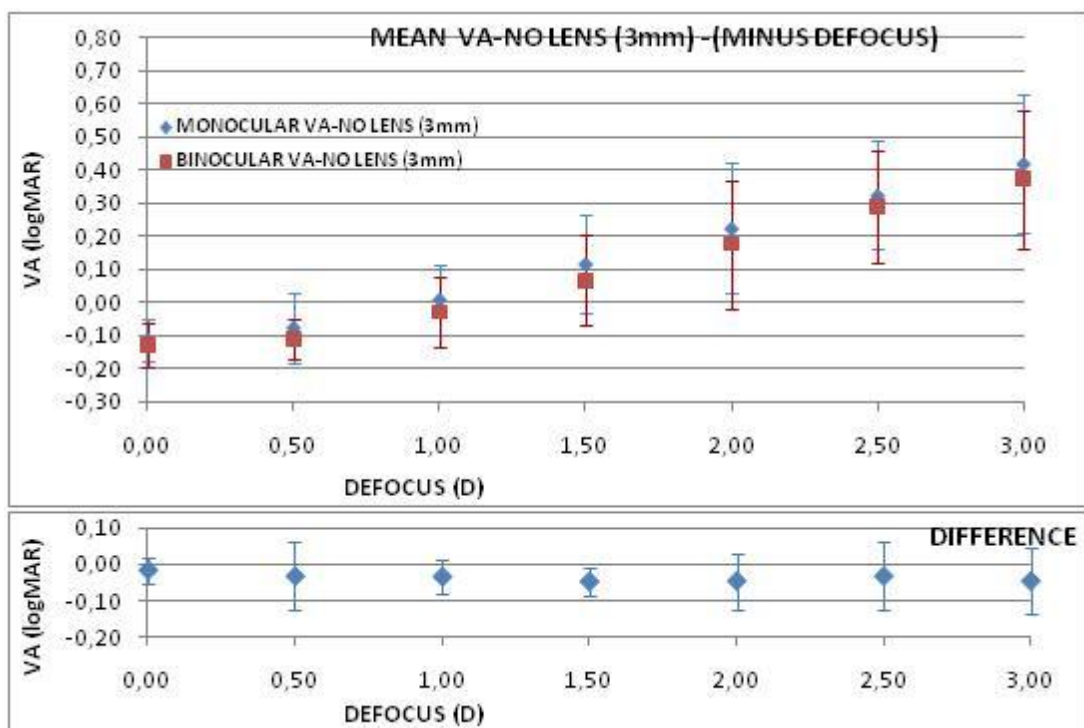
Κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση ο μέσος όρος του βάθους πεδίου φαίνεται να αυξάνεται συγκριτικά με τη μονόφθαλμη παρατήρηση, καθώς αυτό ισούται με 0.63 D ±0.12 D για οπτική οξύτητα ίση με 0.00 logMAR και 1.05 D ±0.13 D για οπτική οξύτητα ίση με 0.10 log MAR.

Από τα παραπάνω δύο γραφήματα (σχήμα 32, 33), παρατηρείται η βελτίωση της οπτικής οξύτητας (μονόφθαλμα και διόφθαλμα) κατά την εφαρμογή των 3mm τεχνητής κόρης, συγκριτικά με την οπτική οξύτητα κατά την εφαρμογή των 6mm τεχνητής κόρης, στις αντίστοιχες περιπτώσεις.

Επίσης, παρατηρείται σημαντική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη, όπως φαίνεται στο σχήμα 33 (πάνω). Το μέγεθος αυτής της βελτίωσης είναι αυξημένο σε σχέση με αυτήν που παρατηρείται κατά τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, όπως φαίνεται στο σχήμα 33 (κάτω).

8.2. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της οπτικής οξύτητας με την εφαρμογή «αρνητικού» defocus, χωρίς τη γρήση φακού επαφής.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά τη προοδευτική αύξηση του «αρνητικού» defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 3mm τεχνητής κόρης, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



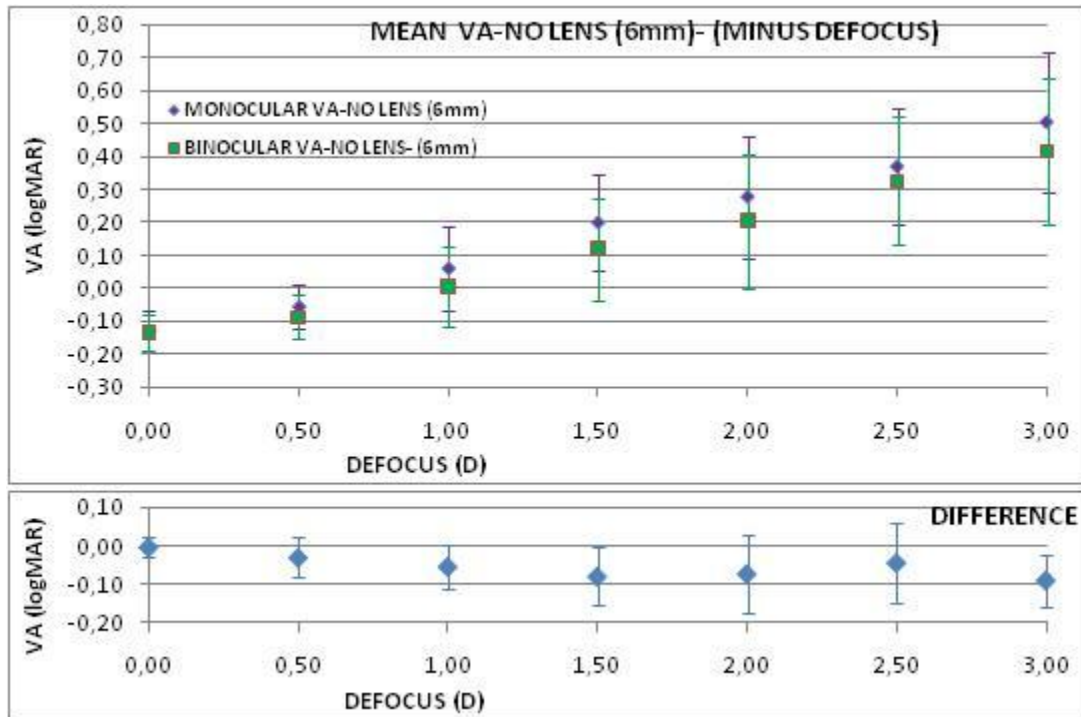
Εικόνα 34: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Μέσω των γραφημάτων που απεικονίζουν την οπτική οξύτητα, παρατηρούμε ότι στην περίπτωση της **μονόφθαλμης παρατήρησης με τα 3 mm τεχνητής κόρης**, αν θεωρήσουμε ότι η ικανοποιητική όραση αντιστοιχεί σε **0.00 logMAR** (10/10) οπτικής οξύτητας, προκύπτει ότι ο μέσος όρος του **βάθους πεδίου ισούται με 1.04 D ±0.21 D**. Ομοίως, θέτοντας ως κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα **0.10 logMAR** (8/10) οπτικής οξύτητας, το μέσο βάθος πεδίου που προκύπτει ισούται με **1.55 D ±0.22 D**.

Με όμοιο τρόπο υπολογίζεται το μέγεθος του βάθους πεδίου κατά τη **διόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm**. Έτσι λοιπόν με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης **0.00 logMAR**, το μέσο βάθος πεδίου φαίνεται ότι ισούται με **1.24 D ±0.21 D**, ενώ με κριτήριο τα **0.10 logMAR**, το μέσο βάθος πεδίου επεκτείνεται και αγγίζει τις **1.76 D ±0.22 D**.

Έτσι λοιπόν, δεν παρατηρείται σημαντική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη, όπως φαίνεται στο σχήμα 34 (κάτω).

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά την προοδευτική αύξηση του **«αρνητικού» defocus** στο σύνολο των εξεταζομένων, για 6 mm τεχνητής κόρης, **χωρίς** την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 35: Η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φακού επαφής (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Με τη χρήση τεχνητής κόρης η οποία φέρει διάμετρο ίση με 6mm, κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση και με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR, το μέσο βάθος πεδίου ισούται με 0.87 D ±0.19 D, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR ισούται με 1.30 D ±0.23 D.

Κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, το μέσο βάθος πεδίου φαίνεται να αυξάνεται συγκριτικά με τη μονόφθαλμη παρατήρηση, καθώς αυτό ισούται με 1.15 D ±0.23 D για οπτική οξύτητα ίση με 0.00 logMAR και 1.60 D ± 0.24 D για οπτική οξύτητα ίση με 0.10 log MAR.

Από τα παραπάνω δύο γραφήματα (σχήμα 34, 35), παρατηρείται και στην παρούσα μέτρηση, η σχετική βελτίωση της οπτικής οξύτητας (μονόφθαλμα και δίοφθαλμα) κατά την εφαρμογή των 3mm τεχνητής κόρης συγκριτικά με την οπτική οξύτητα κατά την εφαρμογή των 6mm τεχνητής κόρης.

Επιπλέον, παρατηρείται σχετική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη, η οποία είναι πιο εμφανής στις υψηλότερες ποσότητες defocus (3 D), όπως φαίνεται στο σχήμα 35 (κάτω).

8.2.1. Σύγκριση του Βάθους Πεδίου μεταξύ άνευ χρήσης φακού επαφής με την εφαρμογή «αρνητικού» και «θετικού» defocus

Πραγματοποιήθηκε η στατιστική σύγκριση του βάθους πεδίου στην περίπτωση της μη εφαρμογής φακού επαφής κατόπιν της εφαρμογής του «αρνητικού» defocus με τη χρήση κυκλοπληγίας (CYCLOGYL) και του «θετικού» defocus κατόπιν της εφαρμογής μυδρίασης (phenylephrine), θέτοντας ως κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.10 logMAR (8/10) οπτικής οξύτητας, συνυπολογίζοντας την επίδραση της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης.

Με τη χρήση της μεθόδου Repeated Measures 3- way ANOVA παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του βάθους πεδίου και

- της διαμέτρου της τεχνητής κόρης (3 και 6 mm), με $F(1,11) = 8.184$ και $p < 0.05$ ($p = 0.015$).
- του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα), με $F(1,11) = 84.452$ και $p < 0.05$ ($p = 2 \times 10^{-7}$).
- Της επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος («αρνητική» - «θετική») που χρησιμοποιήθηκε κατά την παρούσα μελέτη, με $F(1,11) = 46.186$ και $p < 0.05$ ($p = 3 \times 10^{-5}$).

Κατά τη σύγκριση του βάθους πεδίου με δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(1,11) = 0.910$ και $p > 0.05$ ($p = 0.361$).

Σε μία δεύτερη σύγκριση του βάθους πεδίου με άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(1,11) = 0.012$ και $p > 0.05$ ($p = 0.916$).

Σε μία τρίτη σύγκριση του βάθους πεδίου με άλλον ένα συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, του τρόπου παρατήρησης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(1,11) = 0.010$ και $p > 0.05$ ($p = 0.923$).

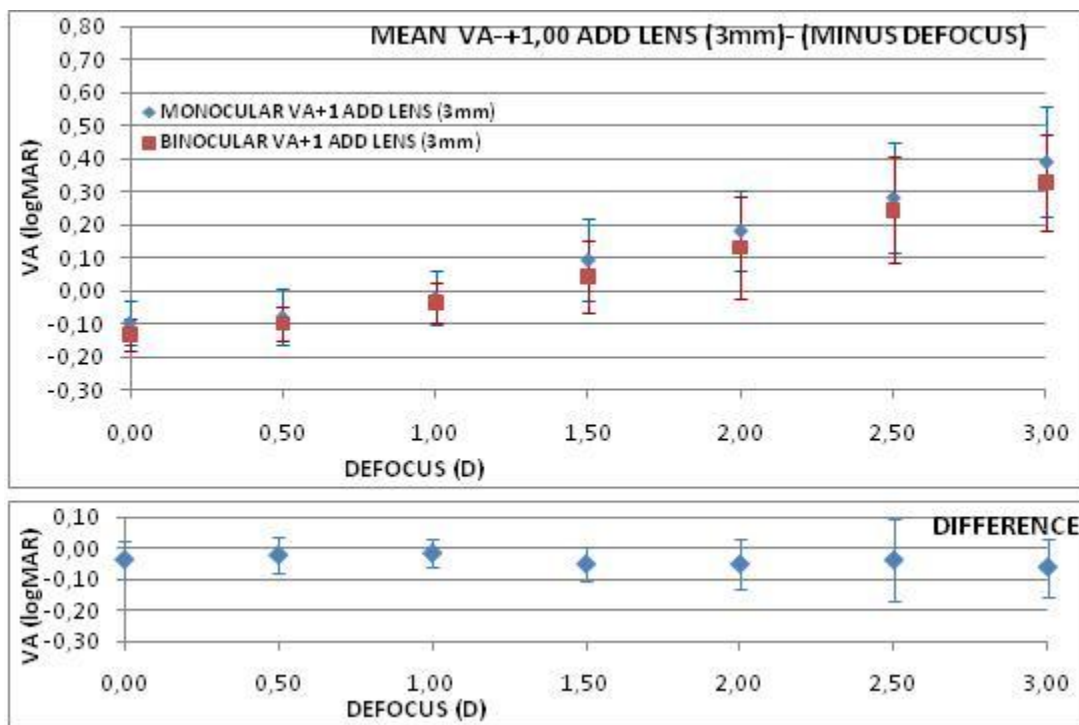
Ομοίως σε μία τέταρτη σύγκριση του βάθους πεδίου με το συνδυασμό όλων των παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, του τρόπου παρατήρησης και της διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(1,11) = 4.559$ και $p > 0.05$ ($p = 0.056$).

Με την εφαρμογή του «αρνητικού» defocus, παρατηρείται ακόμη μικρότερη μείωση της οπτικής οξύτητας σε σχέση με την περίπτωση της εφαρμογής του «θετικού» defocus, η οποία οδηγεί σε

ακόμη μεγαλύτερη επέκταση του βάθους πεδίου κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση των 3 και 6 mm τεχνητής κόρης.

8.3. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της οπτικής οξύτητας με την εφαρμογή του LO ADD φακού επαφής.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά την προοδευτική αύξηση του «αρνητικό» defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 3mm τεχνητής κόρης, κατά την εφαρμογή του LO ADD σχεδιασμού (+1.00 D addition), συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 36: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, με την εφαρμογή του LO σχεδιασμού (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

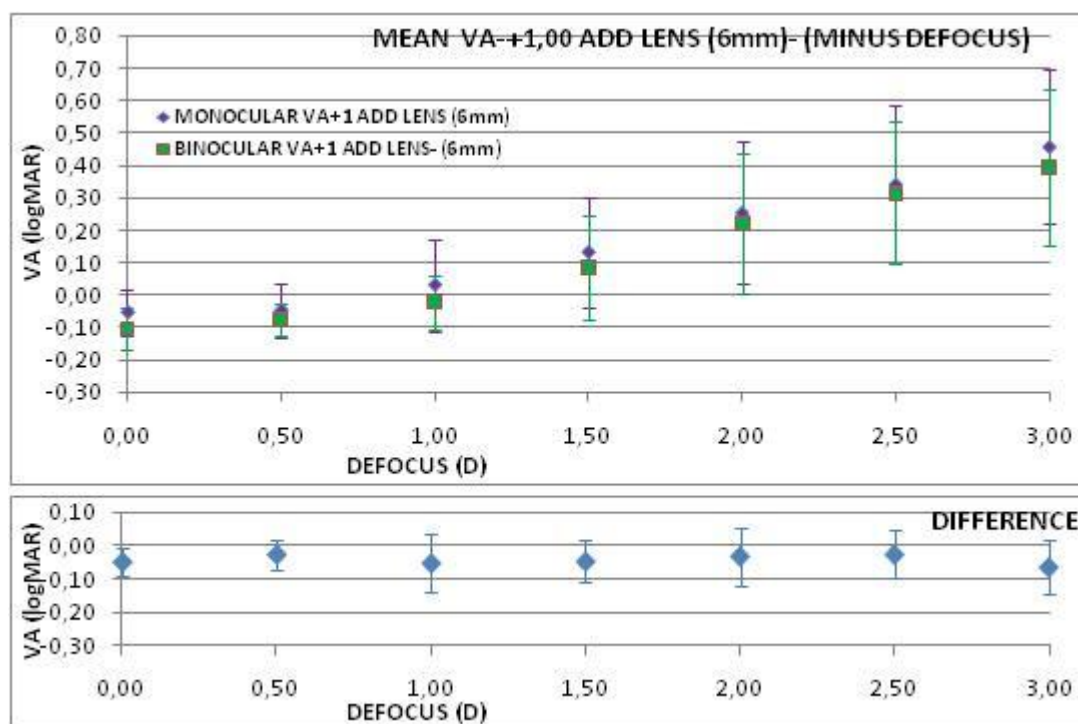
Το μέσο βάθος πεδίου όσον αφορά το LO ADD σχεδιασμό (+1.00 D ADD) κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3 mm φαίνεται ότι ισούται με 1.06 D ±0.19 D με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR φαίνεται ότι ισούται με 1.60 D ±0.23 D.

Κατά τη **διόφθαλμη παρατήρηση** με τη χρήση της τεχνητής κόρης των **3 mm**, ο μέσος όρος του **βάθους πεδίου** όσον αφορά στο **LO ADD σχεδιασμό**, φαίνεται ότι αυξάνεται, καθώς ισούται με **1.32 D ±0.23 D** με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα **0.00 logMAR** οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα **0.10 logMAR** φαίνεται ότι ισούται με **1.86 D ±0.22 D**.

Αναμενόμενη είναι και σε αυτήν την περίπτωση η βελτίωση που παρατηρείται στην οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη (σχήμα 36 κάτω).

Το μέγεθος αυτής της βελτίωσης (μονόφθαλμα - διόφθαλμα) είναι αυξημένο σε σχέση με τη βελτίωση που παρατηρείται με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm στην περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά τη προοδευτική αύξηση του **«αρνητικού» defocus** στο σύνολο των εξεταζομένων, για 6 mm τεχνητής κόρης, κατόπιν της εφαρμογής του LO ADD φακού επαφής, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 37: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, με την εφαρμογή του LO σχεδιασμού. Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Με τη χρήση τεχνητής κόρης, η οποία φέρει διάμετρο ίση με **6mm**, κατά τη **μονόφθαλμη παρατήρηση** και με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα **0.00 logMAR**, το μέσο βάθος πεδίου ισούται με **0.91 D ±0.23 D**, ενώ με κριτήριο τα **0.10 logMAR** ισούται με **1.41 D ±0.24 D**.

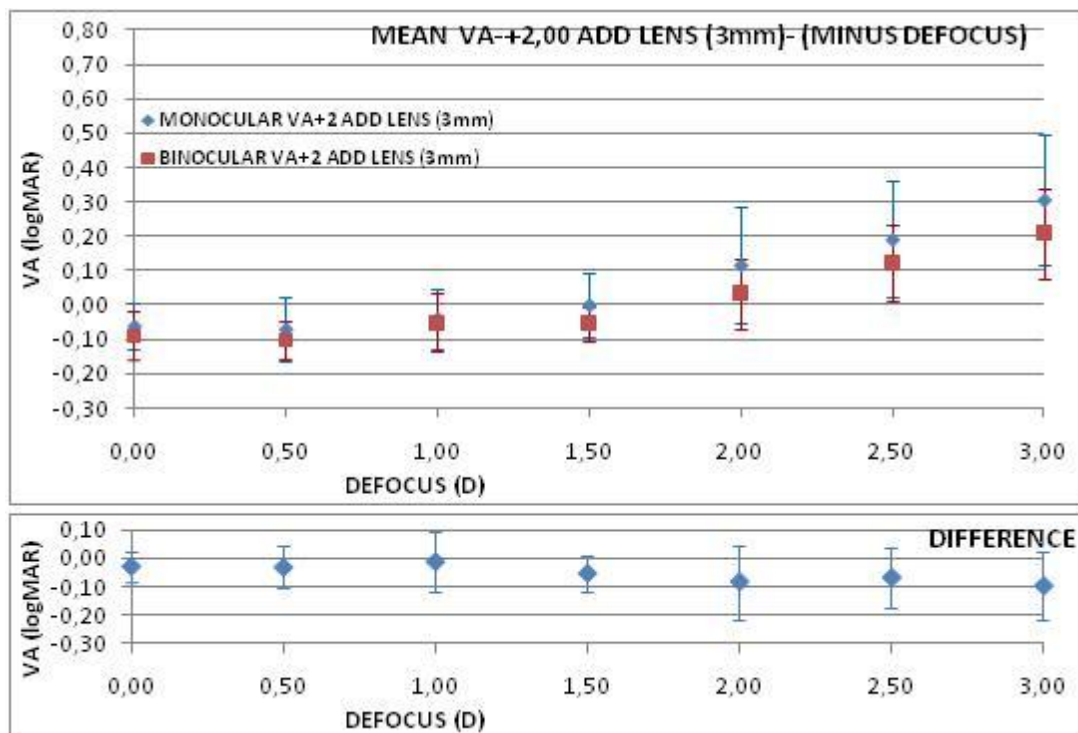
Κατά τη **διόφθαλμη παρατήρηση** το μέσο βάθος πεδίου φαίνεται να αυξάνεται συγκριτικά με τη **μονόφθαλμη παρατήρηση**, καθώς αυτό ισούται με **1.21 D ±0.26 D** για οπτική οξύτητα ίση με **0.00 logMAR** και **1.71 D ±0.25 D** για οπτική οξύτητα ίση με **0.10 log MAR**.

Είναι εμφανής μία σχετική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη παρατήρηση όπως φαίνεται στο σχήμα 37 (κάτω). Ωστόσο, το μέγεθος αυτής της βελτίωσης είναι μειωμένο σε σχέση με τη βελτίωση που παρατηρείται με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm.

Επιπλέον, από τα παραπάνω δύο γραφήματα (σχήμα 36, 37), παρατηρείται η βελτίωση της οπτικής οξύτητας (μονόφθαλμα και διόφθαλμα) κατά την εφαρμογή των 3mm τεχνητής κόρης συγκριτικά με την οπτική οξύτητα κατά την εφαρμογή των 6mm τεχνητής κόρης, στις αντίστοιχες περιπτώσεις.

8.4. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της οπτικής οξύτητας με την εφαρμογή του MED ADD φακού επαφής.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά την προοδευτική αύξηση του «αρνητικού» defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 3mm τεχνητής κόρης, κατά την εφαρμογή του MED ADD (+2.00 D addition) σχεδιασμού, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



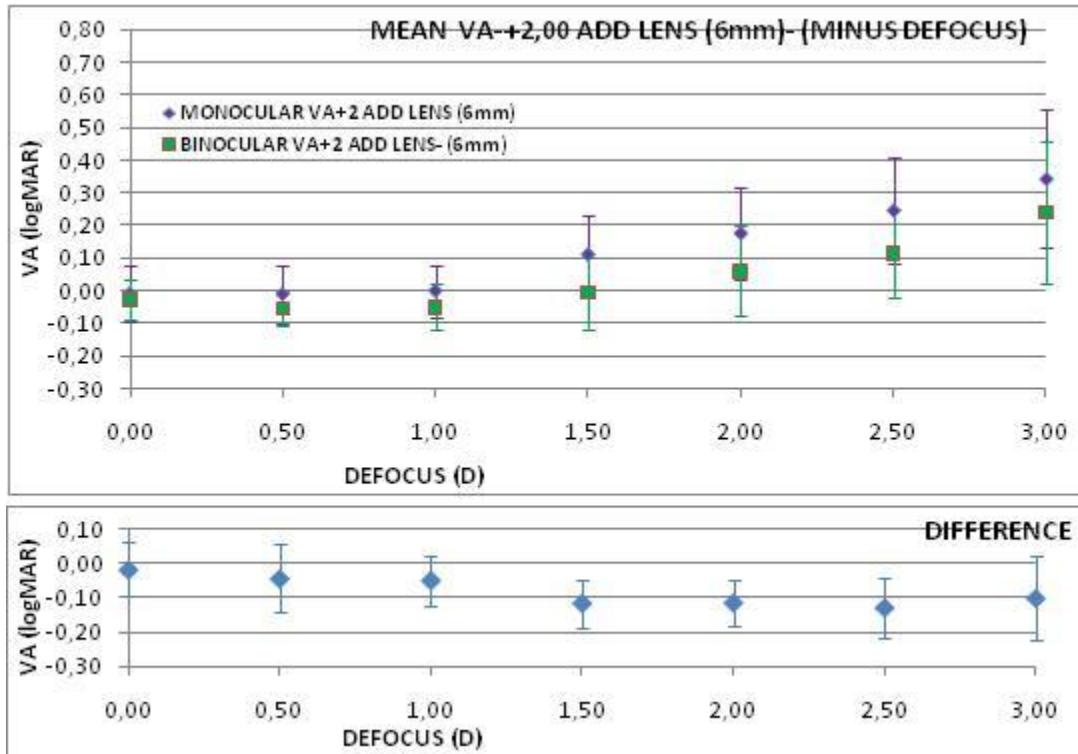
Εικόνα 38: Η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, με την εφαρμογή του MED σχεδιασμού (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Το μέσο βάθος πεδίου κατά την εφαρμογή του MED ADD σχεδιασμού (+2.00 D ADD) κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3 mm φαίνεται ότι ισούται με 1.43 D \pm 0.27 D με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR φαίνεται ότι ισούται με 2.03 D \pm 0.25 D.

Κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3 mm, ο μέσος όρος του βάθους πεδίου φαίνεται ότι αυξάνεται καθώς ισούται με 1.82 D \pm 0.22 D με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR φαίνεται ότι ισούται με 2.40 D \pm 0.23 D.

Παρατηρείται μία σχετική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη παρατήρηση, κυρίως κατά την προοδευτική αύξηση της αφεστίασης (2-3 D), όπως φαίνεται στο σχήμα 38 (κάτω).

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά τη προοδευτική αύξηση του «αρνητικού» defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 6mm τεχνητής κόρης, κατά την εφαρμογή του MED ADD (+2.00 D addition) σχεδιασμού, συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 39: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, με την εφαρμογή του MED σχεδιασμού (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Το μέσο βάθος πεδίου κατά την εφαρμογή του MED ADD σχεδιασμού κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6 mm φαίνεται ότι ισούται με $0.83 \text{ D} \pm 0.25 \text{ D}$ με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR φαίνεται ότι ισούται με $1.71 \text{ D} \pm 0.28 \text{ D}$.

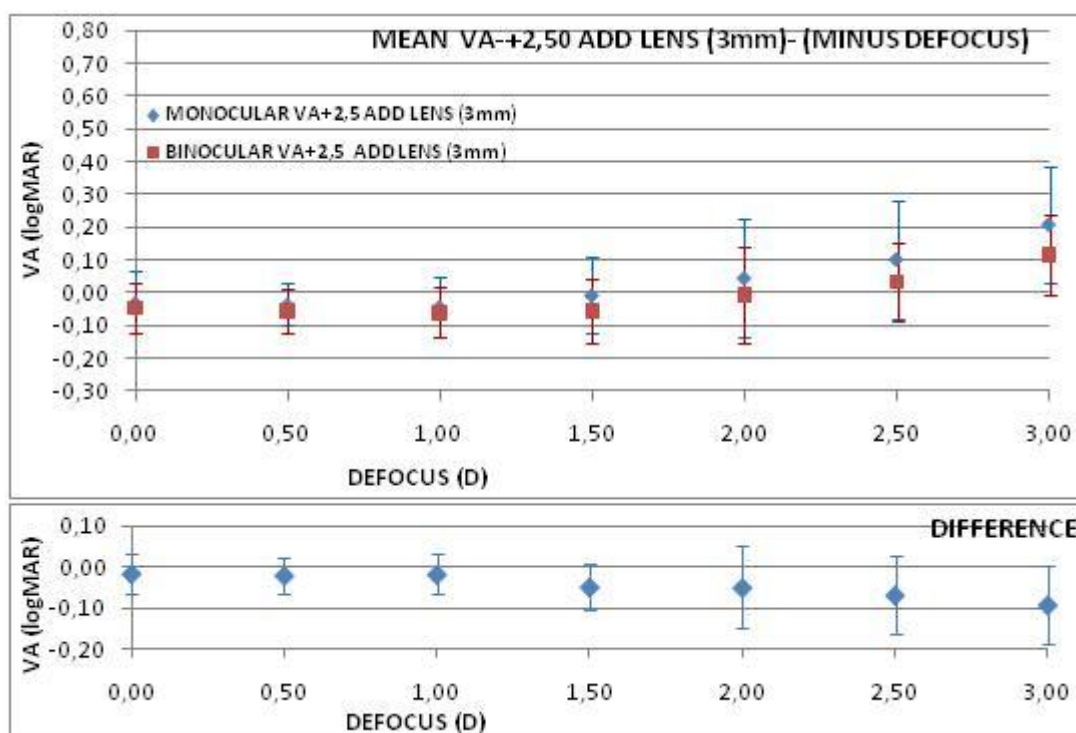
Κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6 mm, το μέσο βάθος πεδίου φαίνεται ότι αυξάνεται καθώς ισούται με $1.43 \text{ D} \pm 0.29 \text{ D}$ με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα 0.10 logMAR φαίνεται ότι ισούται με $2.39 \text{ D} \pm 0.26 \text{ D}$.

Ομοίως και σε αυτήν την περίπτωση, από τα παραπάνω δύο γραφήματα (σχήμα 38, 39), παρατηρείται μία μικρή βελτίωση της οπτικής οξύτητας (μονόφθαλμα και δίοφθαλμα), κατά την εφαρμογή των 3mm τεχνητής κόρης συγκριτικά με την οπτική οξύτητα κατά την εφαρμογή των 6mm τεχνητής κόρης, στις αντίστοιχες περιπτώσεις.

Το μέγεθος αυτής της διαφοράς, της δίοφθαλμης έναντι της μονόφθαλμης παρατήρησης, είναι παρεμφερές και περιγράφεται στα σχήματα 38, 39 (κάτω).

8.5. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων της οπτικής οξύτητας με την εφαρμογή του HI ADD φακού επαφής.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά την προοδευτική αύξηση του defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 3mm τεχνητής κόρης, κατά την εφαρμογή του HI ADD σχεδιασμού (+2.50 D addition), συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



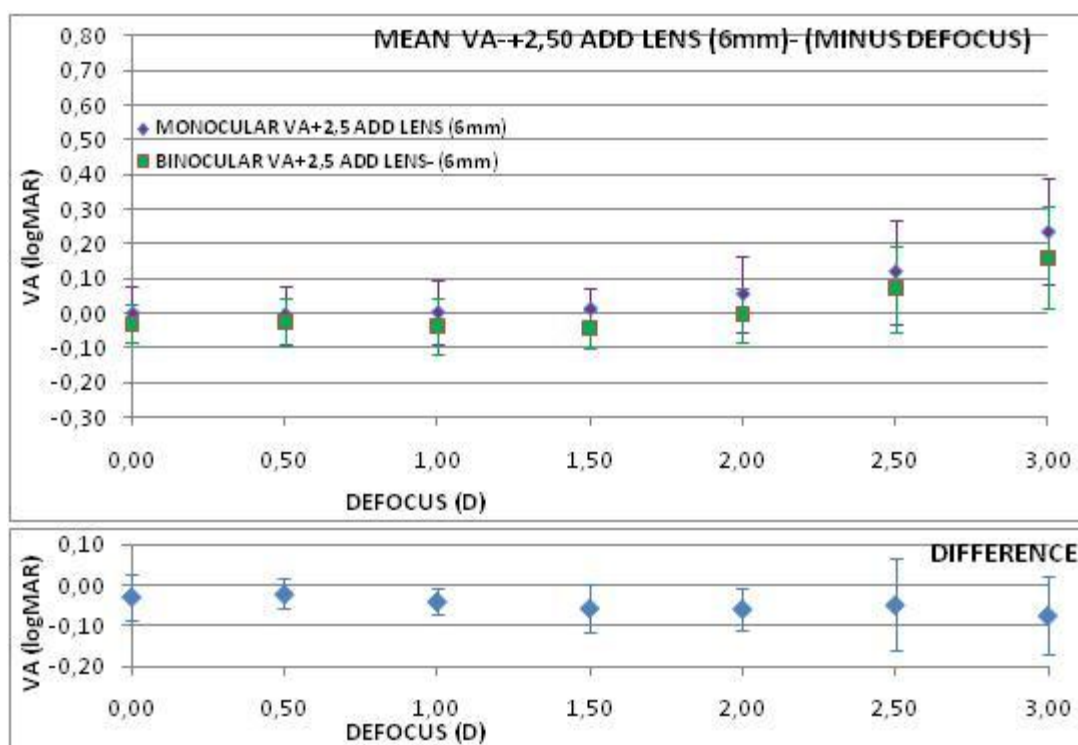
Εικόνα 40: Η οπτική οξύτητα κατά τη δίοφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm, με την εφαρμογή του HI σχεδιασμού (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω).

Το μέσο βάθος πεδίου κατά την εφαρμογή του **HI ADD** σχεδιασμού (+2.50 D ADD) κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των **3 mm** φαίνεται ότι **ισούται με 1.61 D \pm 0.30 D** με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα **0.00 logMAR** οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα **0.10 logMAR** φαίνεται ότι **ισούται με 2.42 D \pm 0.28 D**.

Κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των **3 mm**, ο μέσος όρος του βάθους πεδίου φαίνεται ότι **αυξάνεται καθώς ισούται με 1.98 D \pm 0.30 D** με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα **0.00 logMAR** οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα **0.10 logMAR** φαίνεται ότι **ισούται με 2.66 D \pm 0.27 D**.

Στο σχήμα 40 απεικονίζεται μία σημαντική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη.

Οι μετρήσεις της οπτικής οξύτητας κατά την προοδευτική αύξηση του defocus στο σύνολο των εξεταζομένων, για 6mm τεχνητής κόρης, κατά την εφαρμογή του **HI ADD** σχεδιασμού (+2.50 D addition), συγκεντρώνονται στο ακόλουθο γράφημα.



Εικόνα 41: Η οπτική οξύτητα κατά τη διόφθαλμη και μονόφθαλμη παρατήρηση με χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, με την εφαρμογή του HI σχεδιασμού . (πάνω). Η διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση με την οπτική οξύτητα κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (κάτω). Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με την εφαρμογή «αρνητικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Το βάθος πεδίου κατά την εφαρμογή του **HI ADD** σχεδιασμού κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των **6 mm** φαίνεται ότι **ισούται με $1.29 D \pm 0.25 D$ με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα $0.00 \log\text{MAR}$ οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα $0.10 \log\text{MAR}$ φαίνεται ότι ισούται με $2.19 D \pm 0.29 D$.**

Κατά τη **διόφθαλμη παρατήρηση** με τη χρήση της τεχνητής κόρης των **6 mm**, ο μέσος όρος του **βάθους πεδίου** φαίνεται ότι αυξάνεται καθώς **ισούται με $1.58 D \pm 0.30 D$ με κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα $0.00 \log\text{MAR}$ οπτικής οξύτητας, ενώ με κριτήριο τα $0.10 \log\text{MAR}$ φαίνεται ότι ισούται με $2.57 D \pm 0.24 D$.**

Στο σχήμα 41 απεικονίζεται μία σημαντική βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη, ιδίως στις υψηλότερες διοπτρίες του defocus.

Στα παραπάνω δύο γραφήματα (σχήμα 40, 41), απεικονίζεται η βελτίωση της οπτικής οξύτητας (μονόφθαλμα και διόφθαλμα) κατά την εφαρμογή των 3mm τεχνητής κόρης συγκριτικά με την οπτική οξύτητα κατά την εφαρμογή των 6mm τεχνητής κόρης, στις αντίστοιχες περιπτώσεις.

8.6. Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζεται η στατιστική σύγκριση της οπτικής οξύτητας στη περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής, του LO ADD φ.ε., του MED ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., κατά την προοδευτική αύξηση της επιρόσθητης διοπτρικής ισχύος, συνυπολογίζοντας την επίδραση της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης.

Έτσι λοιπόν, με τη χρήση της μεθόδου Repeated Measures 3- way ANOVA παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας και

- της διαμέτρου της τεχνητής κόρης (3 και 6 mm), με **$F(1,6)=117.485$ και $p<0.05$ ($p=5 \times 10^{-5}$).**
- του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- διόφθαλμα), με **$F(1,6)= 40.189$ και $p<0.05$ ($p=0.001$).**
- της οποιασδήποτε διαθλαστικής ισχύος (χωρίς φ.ε., LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) που χρησιμοποιήθηκε κατά την παρούσα μελέτη, με **$F(3,18)= 3.942$ και $p<0.05$ ($p=0.093$).**

Κατά τη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης, προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά, με **F (1,6)=11.997 και p<0.05 (p=0.013)**.

Σε μία δεύτερη σύγκριση της οπτικής οξύτητας, με άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, προέκυψε στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,18)= 1.857 και p>0.05 (p=0.173)**.

Σε μία τρίτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με έναν άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, του τρόπου παρατήρησης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, προέκυψε ένα στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,18)= 5.342 και p<0.05 (p=0.008)**.

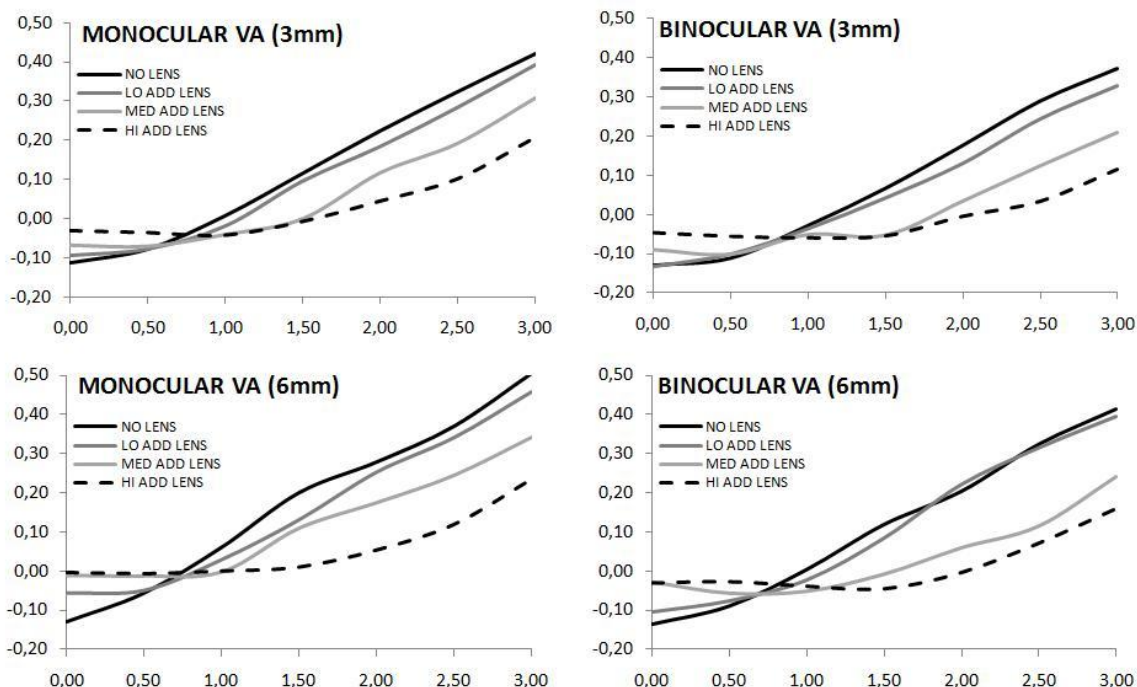
Ομοίως σε μία τέταρτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με το συνδυασμό όλων των παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, του τρόπου παρατήρησης και της διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,18)= 2.951 και p>0.05 (p=0.06)**.

Κατά την μέθοδο Repeated Measures 3 way ANOVA παρέχεται ένα είδος Post-hoc, κατά το οποίο συγκρίνονται οι επιμέρους μεταβλητές, λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση των παραγόντων που έχουν τεθεί. Έτσι λοιπόν στη συγκεκριμένη μελέτη, η σύγκριση αφορούσε τις τέσσερις περιπτώσεις διαφοροποίησης της διαθλαστικής ισχύος (χωρίς την εφαρμογή φ.ε., με +1.00 ADD φ.ε., με +2.00 ADD φ.ε. και +2.50 ADD φ.ε.).

Ωστόσο δεν προέκυψε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στην οπτική οξύτητα μεταξύ:

- της μη χρήσης φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με **F(1,6)= 3.941 και p>0.05 (p = 0.094)**.
- της μη χρήσης φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με **F(1,6)= 4.059 και p>0.05 (p = 0.091)**.
- της μη χρήσης φ.ε. και του LO ADD φ.ε., με **F(1,6)= 3.089 και p>0.05 (p=0.129)**.
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με **F (1,6)= 3.919 και p>0.05 (p=0.095)**.
- της χρήσης του HI ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με **F(1,6)= 3.432 και p>0.05 (p=0.113)**.
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με **F (1,6)= 4.194 και p<0.05 (p=0.086)**.

Έτσι λοιπόν, η οπτική οξύτητα του «γυμνού» οφθαλμού που έφερε τη βέλτιστη διόρθωση είναι μικρότερη σε σχέση με αυτή που προκύπτει από τον κάθε φ.ε. ξεχωριστά, σε οποιαδήποτε περίπτωση (3 ή 6mm, μονόφθαλμα ή διόφθαλμα).



Εικόνα 42: Στο παραπάνω γράφημα απεικονίζεται ο μέσος όρος της οπτικής οξύτητας κατά τη μονόφθαλμη (αριστερά) και διόφθαλμη παρατήρηση (δεξιά), με χρήση τεχνητής κόρης των 3mm (πάνω) και τεχνητής κόρης των 6mm (κάτω) κατά τη προοδευτική αύξηση του defocus.

Με μία πιο προσεκτική παρατήρηση στο παραπάνω γράφημα, στις 3 D defocus είναι εμφανές ότι ο φακός LO παρέχει μικρότερη οπτική οξύτητα από τον MED και HI σχεδιασμό. Όσον αφορά στο MED και HI σχεδιασμό, η οπτική οξύτητα του HI ADD φ.ε. φαίνεται να είναι υψηλότερη από το MED ADD, κάτι ωστόσο που δεν επιβεβαιώνεται από τη στατιστική σύγκριση, ίσως λόγω του μικρού δείγματος.

Κατά τη μη εφαρμογή κάποιας επιπρόσθετης ισχύος, η διάταξη των καμπύλων που περιγράφουν τον εκάστοτε φακό επαφής, φαίνεται να αντιστρέφεται. Έτσι λοιπόν, εμφανίζεται υψηλότερη οπτική οξύτητα κατά τη μη χρήση φ.ε., ακολουθεί ο LO ADD σχεδιασμός, ο MED ADD και τέλος ο HI ADD σχεδιασμός.

Με τη χρήση του LO ADD σχεδιασμού, παρατηρείται μία σχετική βελτίωση της οπτικής οξύτητας σε σχέση με την περίπτωση του «γυμνού» οφθαλμού, η οποία φαίνεται ότι οδηγεί σε μία διεύρυνση

του βάθους πεδίου κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση των 3 και 6 mm τεχνητής κόρης.

Με τη χρήση του MED ADD σχεδιασμού, παρατηρείται μειωμένη οπτική οξύτητα σε σχέση με την περίπτωση του «γυμνού» οφθαλμού. κατά την εφαρμογή μικρών ποσοτήτων αφεστίασης (defocus)(έως 1.50 D), ένα φαινόμενο το οποίο αναστρέφεται κατά την εφαρμογή υψηλότερων διοπτριών.

Ωστόσο, σαν συνολική εικόνα της εφαρμογής του MED ADD σχεδιασμού, παρατηρείται η βελτίωση της οπτικής οξύτητας σε σχέση με την περίπτωση της μη εφαρμογής φ.ε., η οποία οδηγεί σε ακόμη μεγαλύτερη επέκταση του βάθους πεδίου κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση των 3 και 6 mm τεχνητής κόρης.

Με τη χρήση του HI ADD σχεδιασμού, παρατηρείται μειωμένη οπτική οξύτητα σε σχέση με την περίπτωση του «γυμνού» οφθαλμού, του LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., κατά την εφαρμογή μικρών ποσοτήτων αφεστίασης (defocus)(1.00 D), ένα φαινόμενο το οποίο αναστρέφεται και εντείνεται κατά την προοδευτική αύξηση των υψηλότερων διοπτριών.

Από την ανωτέρω σύγκριση παρατηρείται, σε γενικές γραμμές, η βελτίωση της οπτικής οξύτητας κατά την εφαρμογή του HI ADD φ.ε. φαίνεται να οδηγεί στη σημαντική επέκταση του βάθους πεδίου κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση, με τη χρήση των 3 και 6 mm τεχνητής κόρης.

8.6.1. Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας in focus

Παρουσιάζεται η στατιστική σύγκριση της οπτικής οξύτητας στη περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής, του LO ADD φ.ε., του MED ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., **χωρίς** την εφαρμογή κάποιας επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (in focus), συνυπολογίζοντας την επίδραση της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης.

Έτσι λοιπόν, με τη χρήση της μεθόδου Repeated Measures 3- way ANOVA παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας και

- της διαμέτρου της τεχνητής κόρης (3 και 6 mm), με **F (1,11)= 6.090 και p<0.05 (p=0.031)**.

- του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα), με **F (1,11)= 34.183 και p<0.05 (p=1x10⁻⁴)**.
- της οποιασδήποτε διαθλαστικής ισχύος (χωρίς φ.ε., LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) που χρησιμοποιήθηκε κατά την παρούσα μελέτη, με **F (3,33)= 12.289 και p<0.05 (p=3x10⁻⁴)**.

Κατά τη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (1,11)=0.011 και p>0.05 (p=0.918)**.

Σε μία δεύτερη σύγκριση της οπτικής οξύτητας, με άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, προέκυψε στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,33)= 4.718 και p<0.05 (p=0.022)**.

Σε μία τρίτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με έναν άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, του τρόπου παρατήρησης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,33)= 1.411 και p>0.05 (p=0.257)**.

Ομοίως σε μία τέταρτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με το συνδυασμό όλων των παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, του τρόπου παρατήρησης και της διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,33)= 0.103 και p>0.05 (p=0.958)**.

Κατά την μέθοδο Repeated Measures 3 way ANOVA παρέχεται ένα είδος Post-hoc, κατά το οποίο συγκρίνονται οι επιμέρους μεταβλητές, λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση των παραγόντων που έχουν τεθεί. Έτσι λοιπόν στη συγκεκριμένη μελέτη, η σύγκριση αφορούσε τις τέσσερις περιπτώσεις διαφοροποίησης της διαθλαστικής ισχύος (χωρίς την εφαρμογή φ.ε., με +1.00 ADD φ.ε., με +2.00 ADD φ.ε. και +2.50 ADD φ.ε.).

Κατά τη σύγκριση αυτή, προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στην οπτική οξύτητα μεταξύ:

- της μη χρήσης φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με **F(1,11)= 19.973 και p<0.05 (p = 0.001)**.
- της μη χρήσης φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με **F(1,11)= 37.842 και p<0.05 (p = 7 x 10⁻⁵)**.
- της μη χρήσης φ.ε. και του LO ADD φ.ε., με **F(1,11)= 6.532 και p<0.05 (p=0.027)**.
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με **F (1,11)= 9.531 και p<0.05 (p=0.010)**.

Ωστόσο δεν προέκυψε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στην οπτική οξύτητα μεταξύ:

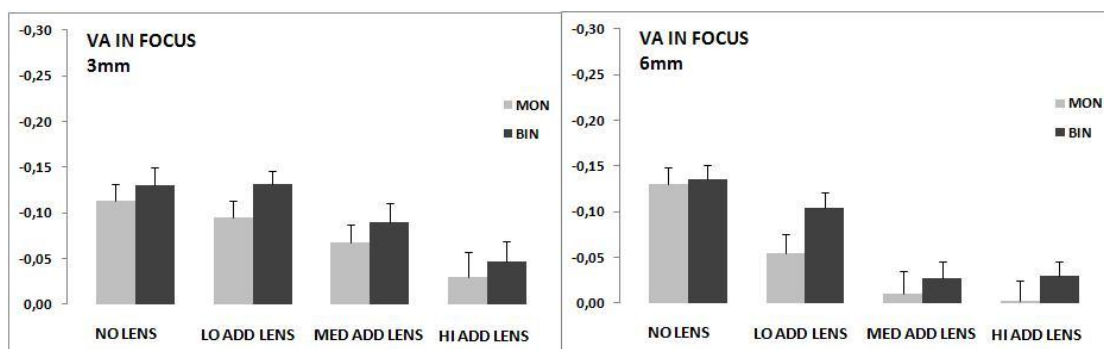
- της χρήσης του HI ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11)= 1.468$ και $p>0.05$ ($p=0.251$).
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11)= 4.522$ και $p<0.05$ ($p=0.057$).

Από τη στατιστική ανάλυση, προέκυψε ότι η διάμετρος της τεχνητής κόρης και ο τρόπος παρατήρησης επηρεάζουν σημαντικά την οπτική οξύτητα κατά τη χρήση ή μη των τριών διαφορετικών σχεδιασμών, κατά τη μη εφαρμογή κάποιας επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (in focus state).

Παρατηρήθηκε ότι όσο αυξάνεται η διάμετρος της τεχνητής κόρης, τόσο μειώνεται η οπτική οξύτητα του μέσου εξεταζόμενου. Επιπλέον, κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση φαίνεται ότι η οπτική οξύτητα είναι υψηλότερη συγκριτικά με αυτή που προκύπτει κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση είτε κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm είτε κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm.

Από την παραπάνω σύγκριση προέκυψε ότι η οπτική οξύτητα επηρεάζεται και από τη διαθλαστική ισχύ του εκάστοτε φακού επαφής που χρησιμοποιήθηκε κατά την εκπόνηση αυτής της μελέτης. Έτσι λοιπόν, φαίνεται ότι όσο αυξάνεται η επιπρόσθετη διαθλαστική ισχύς του φακού επαφής (addition) τόσο φθίνει η οπτική οξύτητα του μέσου εξεταζόμενου (Εικόνα 34-41).

Πιο συγκεκριμένα παρέχονται οι ακριβείς τιμές της οπτικής οξύτητας μαζί με το τυπικό σφάλμα της κάθε καταγραφής, για τις δύο διαμέτρους κόρης (3 και 6mm) κατά τη μη εφαρμογή κάποιας επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (in focus state).



Εικόνα 43: Απεικονίζεται η οπτική οξύτητα κατά τη χρήση, ή μη, των τριών διαφορετικών σχεδιασμών που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, χωρίς την εφαρμογή κάποιου φ.ε. και κάποιας επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος, επί της βέλτιστης διόρθωσης.

Παρατηρείται ότι κατά τη μονόφθαλμη και δίοφθαλμη παρατήρηση η οπτική οξύτητα, χωρίς τη χρήση φακού επαφής με διάμετρο τεχνητής κόρης των 3mm, είναι μικρότερη σε σχέση με την αντίστοιχη περίπτωση στα 6mm τεχνητής κόρης.

Στην περίπτωση του LO ADD φ.ε. (μονόφθαλμα – δίοφθαλμα) η παραπάνω αντιστοιχία αντιστρέφεται, καθώς η οπτική οξύτητα φαίνεται να είναι υψηλότερη με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm σε σχέση με αυτήν η οποία καταγράφεται κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm.

Το ίδιο φαινόμενο φαίνεται να ισχύει και στην περίπτωση του MED ADD φ.ε., πολύ περισσότερο δε στην περίπτωση του HI ADD φ.ε.

8.6.2. Πολυπαραγοντική Σύγκριση της Οπτικής Οξύτητας με +3.00 D defocus

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζεται η στατιστική σύγκριση της οπτικής οξύτητας στην περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής, του LO ADD φ.ε., του MED ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε. με την εφαρμογή τριών επιπρόσθετων διοπτριών στη βέλτιστη οφθαλμική διόρθωση του κάθε εξεταζομένου (3D defocus), συνυπολογίζοντας την επίδραση της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης.

Έτσι λοιπόν, με τη χρήση της μεθόδου Repeated Measures 3- way ANOVA παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ της οπτικής οξύτητας και

- της διαμέτρου της τεχνητής κόρης (3 και 6 mm), με **F (1,11)= 11.839 και p<0.05 (p=0.006)**.
- του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- δίοφθαλμα), με **F (1,11)= 32.750 και p<0.05 (p=1x10⁻⁴)**.
- της οποιασδήποτε διαθλαστικής ισχύος (χωρίς φ.ε., LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) που χρησιμοποιήθηκε κατά την παρούσα μελέτη, με **F (3,33)= 16.822 και p<0.05 (p=8x10⁻⁸)**.

Κατά τη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (1,11)=0.204 και p>0.05 (p=0.660)**.

Σε μία δεύτερη σύγκριση της οπτικής οξύτητας, με άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με **F (3,33)= 0.443 και p>0.05 (p=0.724)**.

Σε μία τρίτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας, με έναν άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, του τρόπου παρατήρησης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(3,33) = 2.388$ και $p > 0.05$ ($p = 0.087$).

Ομοίως σε μία τέταρτη σύγκριση της οπτικής οξύτητας με το συνδυασμό όλων των παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, του τρόπου παρατήρησης και της διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(3,33) = 2.388$ και $p > 0.05$ ($p = 0.087$).

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, κατά τη μέθοδο Repeated Measures 3 way ANOVA παρέχεται ένα είδος Post-hoc, κατά το οποίο συγκρίνονται οι επιμέρους μεταβλητές, λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση των παραγόντων που έχουν τεθεί.

Κατά τη σύγκριση αυτή προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στην οπτική οξύτητα μεταξύ:

- της μη χρήσης φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με $F(1,11) = 25.559$ και $p < 0.05$ ($p = 4 \times 10^{-4}$).
- της μη χρήσης φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 16.832$ και $p < 0.05$ ($p = 0.002$).
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με $F(1,11) = 23.157$ και $p < 0.05$ ($p = 0.001$).
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 14.589$ και $p < 0.05$ ($p = 0.003$).
- της χρήσης του HI ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 5.879$ και $p < 0.05$ ($p = 0.034$).

Ωστόσο δεν προέκυψε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στην οπτική οξύτητα μεταξύ της μη χρήσης φ.ε. και του LO ADD φ.ε., με $F(1,11) = 1.420$ και $p > 0.05$ ($p = 0.259$).

Από τη στατιστική ανάλυση αυτού του παράγοντα προέκυψε ότι η διάμετρος της τεχνητής κόρης και ο τρόπος παρατήρησης επηρεάζουν σημαντικά την οπτική οξύτητα κατά τη χρήση ή μη των τριών διαφορετικών σχεδιασμών, κατά τη μη εφαρμογή κάποιας επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

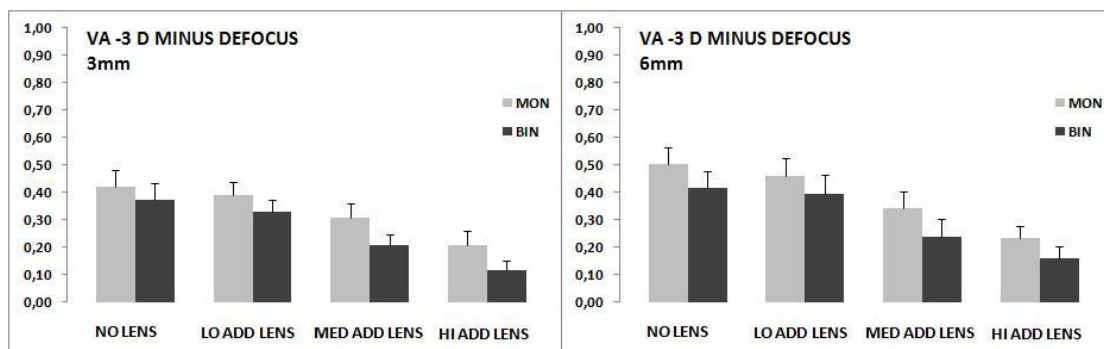
Παρατηρήθηκε ότι όσο αυξάνεται η διάμετρος της τεχνητής κόρης, τόσο μειώνεται η οπτική οξύτητα του μέσου εξεταζόμενου, πολύ περισσότερο μάλιστα συγκριτικά με την περίπτωση της in focus οπτικής οξύτητας.

Επιπλέον, κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση φαίνεται ότι η οπτική οξύτητα είναι αρκετά υψηλότερη συγκριτικά με αυτή που προκύπτει κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση.

Από την παραπάνω σύγκριση προέκυψε ότι η οπτική οξύτητα επηρεάζεται και από τη διαθλαστική ισχύ του εκάστοτε φακού επαφής που χρησιμοποιήθηκε. Έτσι λοιπόν, φαίνεται ότι όσο αυξάνεται η επιπρόσθετη διαθλαστική ισχύς του φακού επαφής (addition) τόσο βελτιώνεται η οπτική οξύτητα του μέσου εξεταζόμενου (Εικόνα 34-41).

Όσον αφορά στις επιμέρους περιπτώσεις της διόρθωσης ή μη, με τους τρεις διαφορετικούς σχεδιασμούς (LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) παρατηρήθηκε ότι η οπτική οξύτητα, που καταγράφηκε, ήταν διαφοροποιημένη κατά την εφαρμογή του κάθε φακού επαφής με εξαίρεση την περίπτωση του LO ADD φ.ε. εν συγκρίσει με την περίπτωση της μη χρήση φακού επαφής. Μέσω των αποτελεσμάτων είναι εμφανής η βελτίωση της οπτικής οξύτητας με τη χρήση του LO ADD φ.ε. σε σχέση με την περίπτωση του «γυμνού» οφθαλμού (μονόφθαλμα – δίοφθαλμα, με 3 και 6mm κόρης), ωστόσο οι διαφορές είναι μικρές, γεγονός που μπορεί να οφείλεται στο μικρό αριθμό των συμμετεχόντων ή αποτελεί μία ένδειξη με πραγματική βαρύτητα.

Στο ακόλουθο γράφημα απεικονίζεται η οπτική οξύτητα που προκύπτει, κατά τις πειραματικές μετρήσεις, με την εφαρμογή τριών επιπρόσθετων διοπτριών κατά τη χρήση ή μη, των προς μελέτη φακών επαφής.



Εικόνα 44: Απεικονίζεται η οπτική οξύτητα κατά τη χρήση, ή μη, των τριών διαφορετικών σχεδιασμών που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη χωρίς την εφαρμογή κάποιου φ.ε, με τη χρήση τριών επιπρόσθετων διοπτριών επί της βέλτιστης διόρθωσης.

Παρατηρείται ότι και με την εφαρμογή των 3 D defocus, κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση η οπτική οξύτητα, χωρίς τη χρήση φακού επαφής με διάμετρο τεχνητής κόρης των 3mm, είναι μικρότερη σε σχέση με την αντίστοιχη περίπτωση στα 6mm τεχνητής κόρης.

Στην περίπτωση του LO ADD φ.ε. (μονόφθαλμα – διόφθαλμα) η παραπάνω αντιστοιχία αντιστρέφεται, καθώς η οπτική οξύτητα φαίνεται να είναι υψηλότερη (κυρίως κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση) με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm σε σχέση με αυτήν η οποία καταγράφεται κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm.

Το ίδιο φαινόμενο φαίνεται να ισχύει και στην περίπτωση του MED ADD φ.ε., πολύ περισσότερο δε, στην περίπτωση του HI ADD φ.ε. .

Οι παραπάνω παρατηρήσεις συνάδουν απόλυτα με τη βιβλιογραφία, καθώς οι φακοί αυτοί παρέχουν ευκρινέστερη όραση για αντικείμενα, που εντοπίζονται στην κοντινή προς τον παρατηρητή περιοχή, σε βάρος της αντίστοιχης μακρινής παρατήρησης (περίπου 2-3 γράμματα).

8.7. Πολυπαραγοντική Σύγκριση του Βάθους Πεδίου

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζεται η στατιστική σύγκριση του βάθους πεδίου στην περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής, της εφαρμογής του LO ADD φ.ε., του MED ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., θέτοντας ως κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.10 logMAR (8/10) οπτικής οξύτητας, συνυπολογίζοντας την επίδραση της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης.

Έτσι λοιπόν, με τη χρήση της μεθόδου Repeated Measures 3- way ANOVA παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του βάθους πεδίου και

- της διαμέτρου της τεχνητής κόρης (3 και 6 mm), με **F (1,11)= 16.415 και p<0.05 (p=0.002)**.
- του τρόπου παρατήρησης (μονόφθαλμα- διόφθαλμα), με **F (1,11)= 33.153 και p<0.05 (p=1x10⁻⁴)**.
- της οποιασδήποτε διαθλαστικής ισχύος (χωρίς φ.ε., LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) που χρησιμοποιήθηκε κατά την παρούσα μελέτη, με **F (3,33)= 9.382 και p<0.05 (p=0.002)**.

Κατά τη σύγκριση του βάθους πεδίου με δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και του τρόπου παρατήρησης, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(1,11) = 0.364$ και $p > 0.05$ ($p = 0.558$).

Σε μία δεύτερη σύγκριση του βάθους πεδίου με άλλο συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(3,33) = 0.292$ και $p > 0.05$ ($p = 0.831$).

Σε μία τρίτη σύγκριση του βάθους πεδίου με άλλον ένα συνδυασμό δύο εκ των παραπάνω παραγόντων, του τρόπου παρατήρησης και της όποιας διαθλαστικής ισχύος, δεν προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(3,33) = 1.377$ και $p > 0.05$ ($p = 0.273$).

Ομοίως σε μία τέταρτη σύγκριση του βάθους πεδίου με το συνδυασμό όλων των παραγόντων, της διαμέτρου της τεχνητής κόρης, του τρόπου παρατήρησης και της διαθλαστικής ισχύος που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, δε προέκυψε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα, με $F(3,33) = 0.221$ και $p > 0.05$ ($p = 0.881$).

Κατά τη μέθοδο Repeated Measures 3 way ANOVA παρέχεται ένα είδος Post-hoc, κατά το οποίο συγκρίνονται οι επιμέρους μεταβλητές λαμβάνοντας υπόψη την επίδραση των παραγόντων που έχουν τεθεί. Έτσι λοιπόν στη συγκεκριμένη μελέτη, η σύγκριση αφορούσε τις τέσσερις περιπτώσεις διαφοροποίησης της διαθλαστικής ισχύος (χωρίς την εφαρμογή φ.ε., με +1.00 ADD φ.ε., με +2.00 ADD φ.ε. και +2.50 ADD φ.ε.).

Κατά τη σύγκριση αυτή προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στο βάθος πεδίου μεταξύ:

- της μη χρήσης φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με $F(1,11) = 14.233$ και $p < 0.05$ ($p = 0.003$).
- της μη χρήσης φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 17.657$ και $p < 0.05$ ($p = 0.001$).
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του HI ADD φ.ε., με $F(1,11) = 7.756$ και $p < 0.05$ ($p = 0.018$).
- της χρήσης του LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 26.500$ και $p < 0.05$ ($p = 3 \times 10^{-4}$).

Ωστόσο δεν προέκυψε κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά στο βάθος πεδίου μεταξύ:

- της μη χρήσης φ.ε. και του LO ADD φ.ε., με $F(1,11) = 2.401$ και $p > 0.05$ ($p = 0.150$).
- της χρήσης του HI ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε., με $F(1,11) = 1.601$ και $p > 0.05$ ($p = 0.232$).

Από τη στατιστική ανάλυση προέκυψε ότι ο τρόπος παρατήρησης (μονόφθαλμα – διόφθαλμα) επηρεάζει σημαντικά το βάθος πεδίου, κατά την εφαρμογή, ή μη, των τριών διαφορετικών σχεδιασμών, κατά την προοδευτική αύξηση της επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος.

Παρατηρήθηκε ότι όσο αυξάνεται η διάμετρος της τεχνητής κόρης, τόσο φθίνει το βάθος πεδίου του μέσου εξεταζόμενου, είτε επιλεγεί ως κριτήριο ικανοποιητικής όρασης τα 0.00 logMAR οπτικής οξύτητας είτε επιλεγεί το κριτήριο των 0.10 logMAR. .

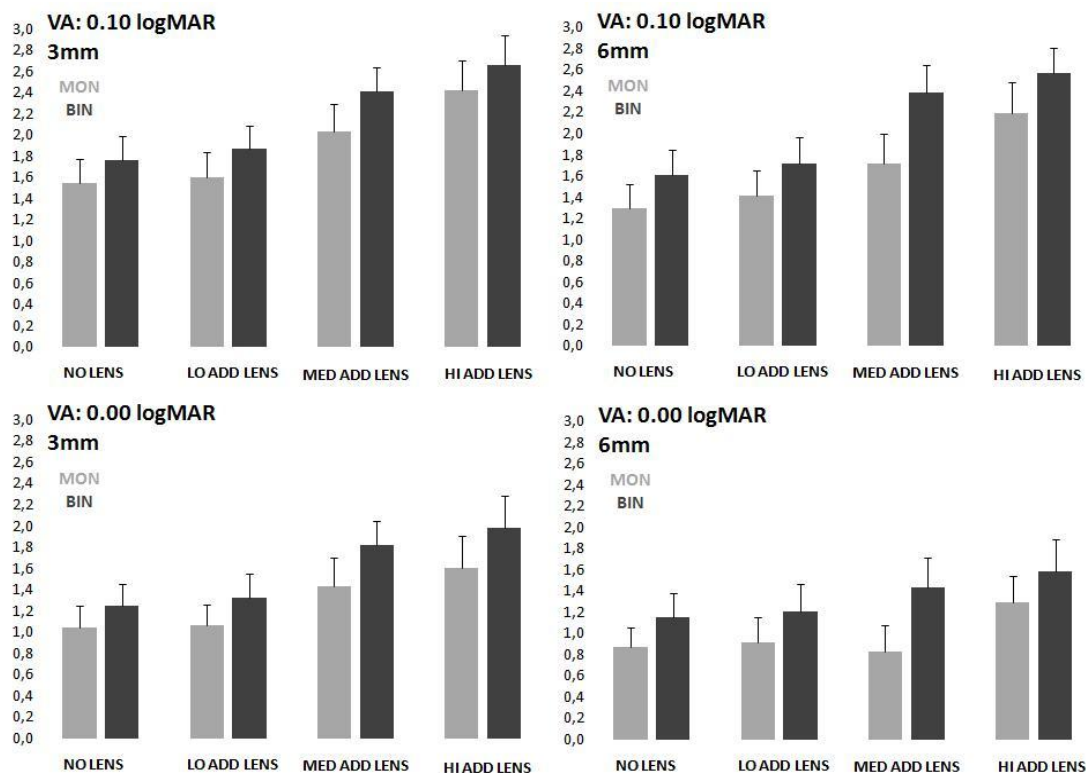
Επιπλέον, κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση φαίνεται ότι το βάθος πεδίου βελτιώνεται αισθητά συγκριτικά με αυτό που προκύπτει κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση είτε κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm είτε κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm.

Από την παραπάνω σύγκριση προέκυψε ότι το βάθος πεδίου επηρεάζεται και από τη διαθλαστική ισχύ του εκάστοτε φακού επαφής που χρησιμοποιήθηκε. Έτσι λοιπόν, φαίνεται ότι όσο αυξάνεται η επιπρόσθετη διαθλαστική ισχύς του φακού επαφής (addition) τόσο βελτιώνεται το βάθος πεδίου του μέσου εξεταζόμενου.

Όσον αφορά στις επιμέρους περιπτώσεις της διόρθωσης, ή μη, με τους τρεις διαφορετικούς σχεδιασμούς (LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.), παρατηρήθηκε ότι το βάθος πεδίου, το οποίο εκτιμήθηκε, ήταν διαφοροποιημένο κατά την εφαρμογή, ή μη, του κάθε φακού επαφής, με εξαίρεση την περίπτωση της μη χρήσης φ.ε. εν συγκρίσει με τον LO ADD φ.ε. και του MED ADD φ.ε. σε σχέση με τον HI ADD φ.ε., γεγονός που μπορεί να οφείλεται σε λόγους που ήδη έχουν αναφερθεί.

Από τα παραπάνω παρατηρήθηκε ότι σχεδόν σε όλες τις επιμέρους συγκρίσεις δεν υπήρξε κάποιο στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα κατά τη σύγκριση των περιπτώσεων της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής σε σχέση με τον LO ADD σχεδιασμό, του LO ADD σχεδιασμού με τον MED ADD σχεδιασμό και του MED ADD σχεδιασμό με τον HI ADD σχεδιασμό.

Στο ακόλουθο γράφημα απεικονίζεται το βάθος πεδίου που προκύπτει μέσω της προοδευτικής αύξησης της επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (defocus), η οποία εφαρμόζεται κατά τη χρήση, ή μη, των προς μελέτη φακών επαφής.



Εικόνα 45: Στο παραπάνω γράφημα απεικονίζεται ο μέσος όρος του βάθους πεδίου με χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm (αριστερά) και της τεχνητής κόρης των 6mm (δεξιά), σύμφωνα με το κριτήριο ικανοποιητικής όρασης των 0.10 logMAR (πάνω) και το κριτήριο των 0.00 logMAR.

Έτσι λοιπόν, το βάθος πεδίου του «γυμνού» οφθαλμού που έφερε τη βέλτιστη διόρθωση, εμφανίζεται μικρότερο σε σχέση με αυτό που προκύπτει από τη χρήση του κάθε φακού ξεχωριστά, σε οποιαδήποτε περίπτωση (3 ή 6mm, μονόφθαλμα ή διόφθαλμα).

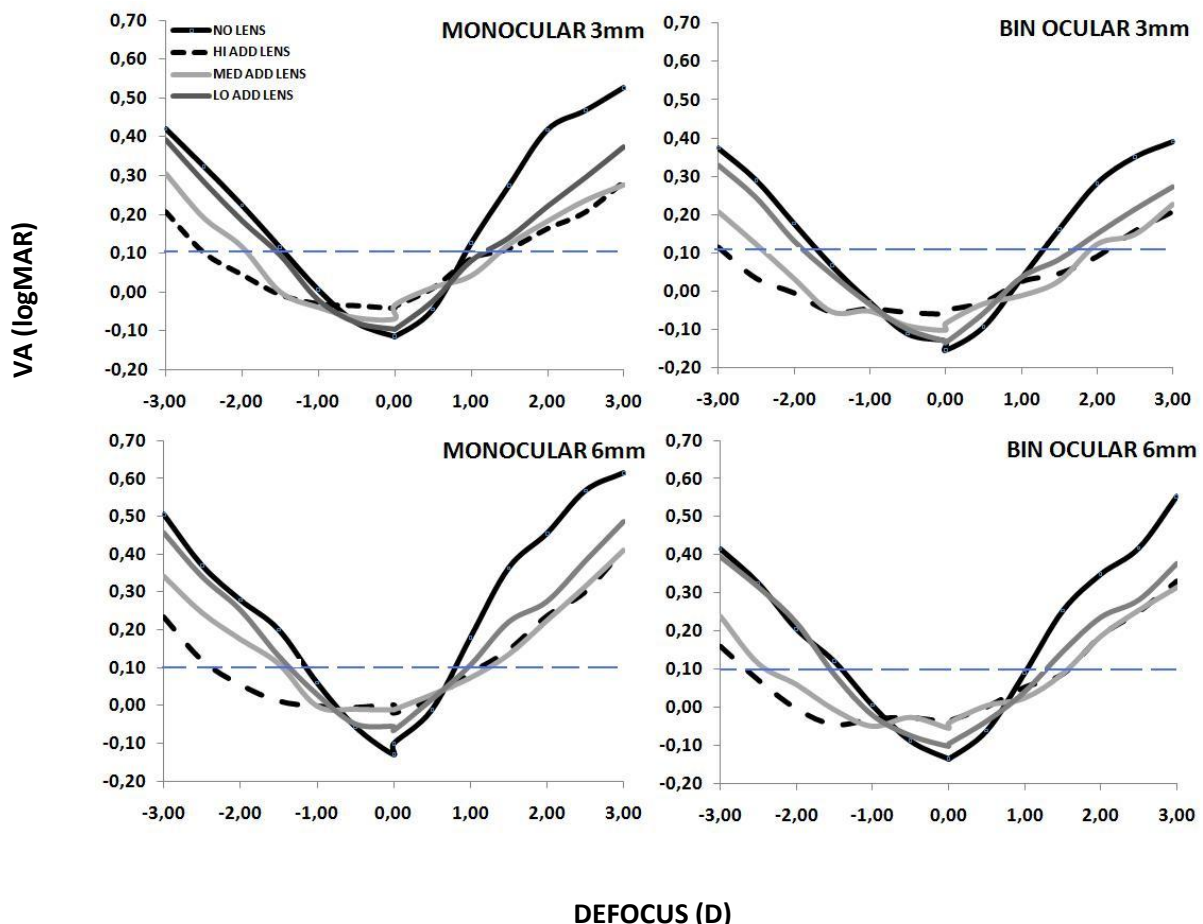
Επιπλέον, σε όλες τις περιπτώσεις κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση, το βάθος πεδίου παρουσιάζεται αυξημένο συγκριτικά με τη μονόφθαλμη.

Ακόμη, παρατηρείται ότι το βάθος πεδίου κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm, είναι πολύ υψηλότερο σε όλες τις περιπτώσεις, σε σχέση με αυτό που προκύπτει κατά τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm. Αυτό οφείλεται στην αύξηση της σφαιρικής εκτροπής, η επίδραση της οποίας επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα της όρασης. Οι παρατηρήσεις αυτές αφορούν το κριτήριο ικανοποιητικής όρασης των 8/10 οπτικής οξύτητας. Ωστόσο, ισχύουν και για το κριτήριο των 10/10 οπτικής οξύτητας με μικρότερη ένταση των διαφορών.

Τελικά, ίσως η πιο σημαντική παρατήρηση είναι, **ότι το βάθος πεδίου φαίνεται να αυξάνεται/επεκτείνεται με την προοδευτική αύξηση του addition.**

Με αφορμή μία θεώρηση κατά την οποία το μέγεθος του βάθους πεδίου φέρεται να είναι μεγαλύτερο κατά την εφαρμογή επιπρόσθετης «αρνητικής» διοπτρικής ισχύος σε σχέση με την εφαρμογή της επιπρόσθετης «θετικής» διοπτρικής ισχύος, επιχειρήθηκε να επικυρωθεί ή όχι ο παραπάνω ισχυρισμός μέσω της καταγραφής της οπτικής οξύτητας κατά τη χρήση των τριών διαφορετικών σχεδιασμών.

Ως αποτέλεσμα αυτού, προέκυψε το παρακάτω γράφημα.



Εικόνα 42: Η οπτική οξύτητα των τριών διαφορετικών σχεδιασμών (LO ADD φ.ε., MED ADD φ.ε. και HI ADD φ.ε.) όπως προκύπτει από τις σχετικές μετρήσεις κατά τη μονόφθαλμη παρατήρηση (αριστερά) και κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση (δεξιά), με τη χρήση τεχνητής κόρης των 3mm (πάνω) και 6mm (κάτω).

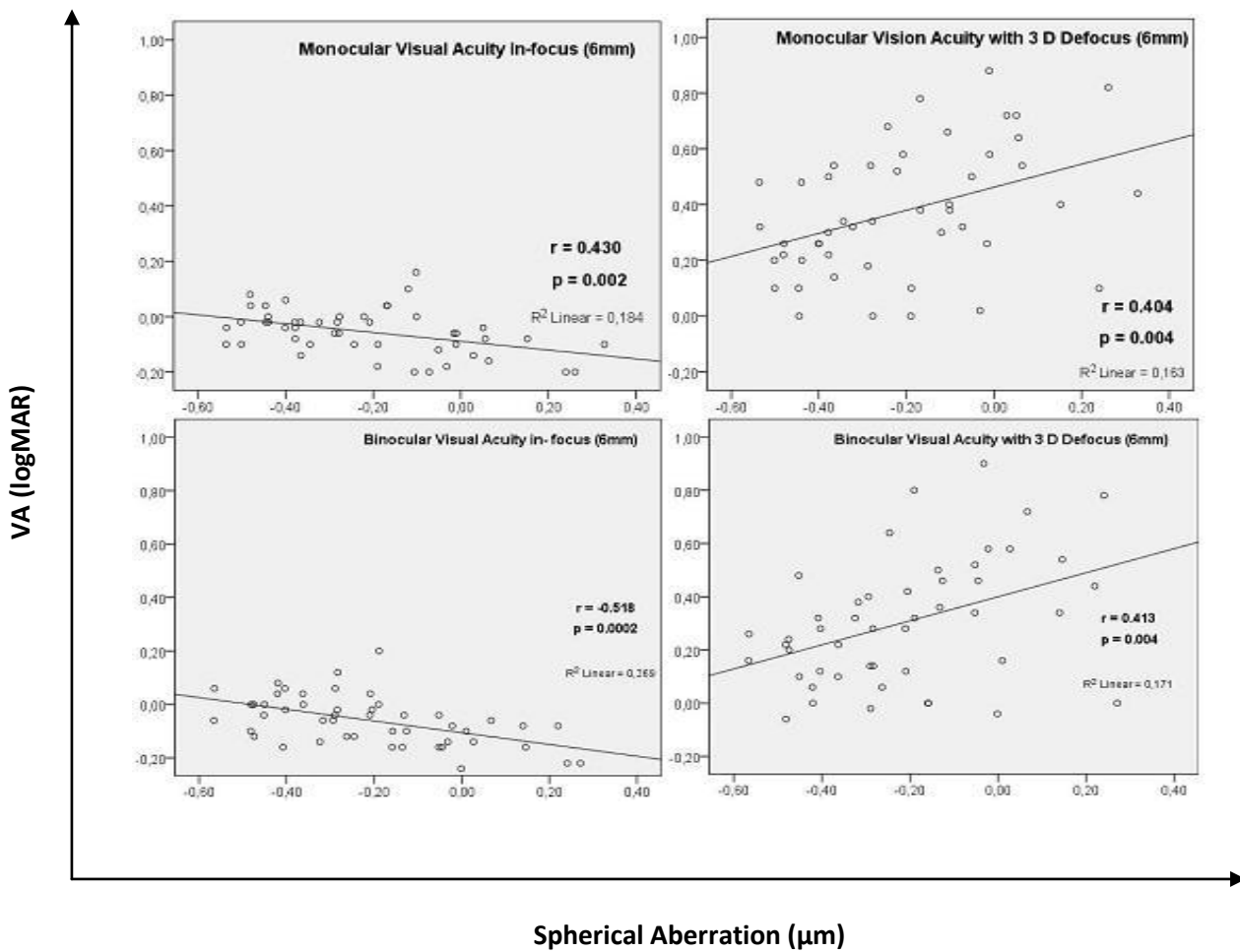
Είναι λοιπόν εμφανές ότι σε κάθε περίπτωση, η οπτική οξύτητα φθίνει ταχύτερα κατά την εφαρμογή «θετικής» επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος (plus defocus) συγκριτικά με την οπτική οξύτητα που προκύπτει κατά την εφαρμογή «αρνητικής» διοπτρικής ισχύος (minus defocus). Μέσω αυτού μπορούμε να ανάγουμε την παρατήρηση αυτή και στο βάθος πεδίου, υποστηρίζοντας ότι αυτό είναι

μεγαλύτερο με την αύξηση του minus defocus συγκριτικά με αυτό που προκύπτει κατά την αύξηση του plus defocus.

8.8. Παρουσίαση των αποτελεσμάτων των πειραματικών μετρήσεων των εκτροπών

Όπως έχει ήδη λεχθεί, μέσω του αυτόματου εκτροπόμετρου- τοπογράφου i- Trace by TRACEY πραγματοποιήθηκε η καταγραφή των χαμηλής και υψηλής τάξης εκτροπών στην περίπτωση της μη εφαρμογής κάποιου φακού επαφής (μετά την πάροδο των είκοσι λεπτών από την εφαρμογή κυκλοπληγίας) δίνοντας ωστόσο έμφαση στις εκτροπές υψηλής τάξης και ιδιαίτερα στη σφαιρική εκτροπή.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τις παραπάνω μετρήσεις είναι τα ακόλουθα.



Εικόνα 43: Απεικονίζεται η οπτική οξύτητα (κάθετος άξονας) σε σχέση με τη σφαιρική εκτροπή (οριζόντιος άξονας) όσον αφορά στη μονόφθαλμη (πάνω) και στη δίοφθαλμη (κάτω) παρατήρηση κατά την χρήση τεχνητής κόρης των 6mm.

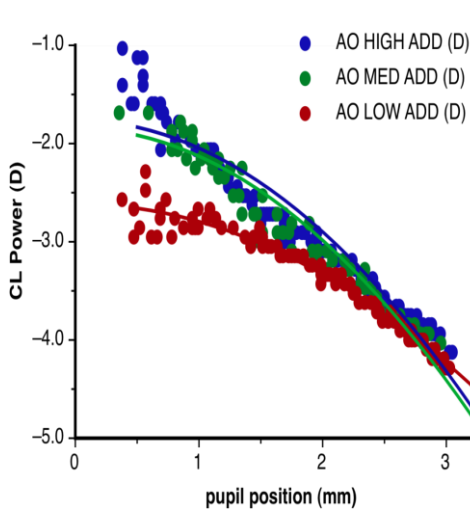
Η μέση σφαιρική εκτροπή όπως υπολογίστηκε για τον κυρίαρχο οφθαλμό είναι ίση με $0.073 \pm 0.041 \mu\text{m}$ (Spherical Aberration \pm SE), ενώ κατά τη δίοφθαλμη παρατήρηση (μέσος όρος της σφαιρικής εκτροπής των δύο οφθαλμών) προέκυψε ότι ισούται με $0.072 \pm 0.038 \mu\text{m}$.

Η ανωτέρω σύγκριση της οπτικής οξύτητας με τη σφαιρική εκτροπή, μόνο με την χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm πραγματοποιείται λόγω του γεγονότος ότι οι εκτροπές, ιδιαίτερα των υψηλότερων τάξεων, αυξάνονται, όσο αυξάνεται η διάμετρος της κόρης, με αποτέλεσμα τον περιορισμό της διακριτικής ικανότητας σε κατώτερα επίπεδα από αυτά που ορίζονται από την πυκνότητα των φωτοϋποδοχέων (βλέπε σελίδα 20).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9

Ο σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν η αξιολόγηση της οπτικής συμπεριφοράς των ασφαιρικής σχεδίασης πολυεστιακών φακών επαφής, μέσω της καταγραφής της οπτικής οξύτητας, σε διαφορετικά επίπεδα θόλωσης, η οποία οδήγησε στην εκτίμηση του βάθους πεδίου.

Πραγματοποιήθηκε μία αντίστοιχη μελέτη (Vogt *et al.* 2010) όσον αφορά την *in vitro* οπτική συμπεριφορά των Air Optix Aqua της CIBA VISION. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης συνοψίζονται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Εικόνα 44: Κατανομή της δύναμης των CIBA Air Optix Aqua. (Vogt *et al.* 2010)

Στο συγκεκριμένο διάγραμμα απεικονίζεται η ισχύς των 3 φακών επαφής όσον αφορά τη διάμετρο της κόρης. Παρατηρείται λοιπόν ότι μέσω του τύπου

$$\text{Spherical Equivalent} = \text{const} + 12\sqrt{5}C_4^0/r_{\text{max}}^2$$

όπου C_4^0 , η σφαιρική εκτροπή και r , η ακτίνα της κόρης (Charman, 2005)

καταλήγουμε στο γεγονός ότι όσο μειώνεται η διάμετρος της κόρης τόσο λιγότερο 'μυωπικός' γίνεται ο φακός.

Πρέπει να σημειώσουμε ότι οι μετρήσεις αυτές πραγματοποιήθηκαν *in vitro*, οπότε ίσως ενέχουν κάποιο σφάλμα αφού δεν έχουν εξετάσει μία πιθανή αλληλεπίδραση με τον οφθαλμό.

Χρησιμοποιώντας τον παραπάνω τύπο, κατόπιν της χρήσης του Galilei Scheimpflug, προέκυψε ότι οι φακοί που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη μελέτη παρουσιάζουν αρνητική σφαιρική εκτροπή, με αποτέλεσμα η κεντρική τους περιοχή να παρουσιάζει λιγότερο μυωπική (ή περισσότερο υπερμετρωπική) διόρθωση σε σχέση με την περιφέρεια.

Η αύξηση της αρνητικής σφαιρικής εκτροπής έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση του addition και την ευκρινέστερη όραση των κοντινών αντικειμένων.

Η καταγραφή της οπτικής οξύτητας πραγματοποιήθηκε με τη βέλτιστη διαθλαστική διόρθωση (στα 4m) σε συνθήκες «προσομοιωμένης» πρεσβυωπίας, μέσω της εφαρμογής κυκλοπληγικού φαρμάκου,

και τη χρήση τεχνητών κορών διαμέτρου 3 και 6mm, κατά την προοδευτική αύξηση της διοπτρικής ισχύος.

Σαν κυκλοπληγικό φάρμακο επιλέχθηκε το Cyclogyl 1% , αφού η διάρκεια της κυκλοπληγικής του δράσης, επέτρεψε την διεκπεραίωση των διάφορων μετρήσεων έως ότου επανέλθει ένα σημαντικό ποσοστό προσαρμοστικής ικανότητας. Η επιλογή των τεχνητών κορών διαμέτρου 3 και 6mm στηρίχτηκε στην προσπάθεια αξιολόγησης της οπτικής συμπεριφοράς των φακών επαφής, που χρησιμοποιήθηκαν κατά τις διαφορετικές συνθήκες φωτισμού (στο έντονο φως παρατηρείται μύση, σε χαμηλό φωτισμό παρατηρείται μυδρίαση).

Σε συνθήκες μέγιστης εστίασης (in focus state) παρατηρήθηκε μικρή μείωση στην οπτική οξύτητα κατά τη χρήση του LO ADD σχεδιασμού (κυρίως με τη χρήση τεχνητής κόρης των 6mm, συνεχίζοντας τη φθίνουσα πορεία της κατά τη χρήση του MED ADD και του HI ADD σχεδιασμού.

Στον παρακάτω πίνακα απεικονίζεται η διαφορά της οπτικής οξύτητας που καταγράφηκε με το «γυμνό» οφθαλμό σε σχέση με αυτή κατά τη χρήση του εκάστοτε φ.ε..

DIFFERENCE (D)	MONOCULAR 3mm	BINOCULAR 3mm	MONOCULAR 6mm	BINOCULAR 6mm
LO ADD	0.5 γράμματα	0.0 γράμματα	3.5 γράμματα	2.0 γράμματα
MED ADD	2.5 γράμματα	2.0 γράμματα	6.0 γράμματα	5.5 γράμματα
HI ADD	4.0 γράμματα	4.0 γράμματα	6.5 γράμματα	5.5 γράμματα

Σε συνθήκες 3 D θόλωσης (που αν αναχθεί σε απόσταση αντιστοιχεί στην κοντινή όραση) είναι εμφανές ότι HI ADD σχεδιασμό σε σχέση με τον MED ADD και τον LO ADD σχεδιασμό.

Στον ακόλουθο πίνακα απεικονίζεται η διαφορά της οπτικής οξύτητας που καταγράφηκε με τη χρήση του εκάστοτε φ.ε. σε σχέση με αυτή του «γυμνού» οφθαλμού.

DIFFERENCE (D)	MONOCULAR 3mm	BINOCULAR 3mm	MONOCULAR 6mm	BINOCULAR 6mm
LO ADD	1.5 γράμματα	2.0 γράμματα	2.5 γράμματα	1.0 γράμματα
MED ADD	5.5 γράμματα	8.0 γράμματα	8.5 γράμματα	9.0 γράμματα
HI ADD	10.5 γράμματα	12.5 γράμματα	13.5 γράμματα	13.0 γράμματα

Παρατηρείται ότι κατά τη μονόφθαλμη και διόφθαλμη παρατήρηση, η οπτική οξύτητα χωρίς τη χρήση φακού επαφής με διάμετρο τεχνητής κόρης των 3mm, είναι μικρότερη σε σχέση με την αντίστοιχη περίπτωση στα 6mm τεχνητής κόρης. Κατά την εφαρμογή των 3 D defocus, η οπτική οξύτητα χωρίς τη χρήση φακού επαφής με διάμετρο τεχνητής κόρης των 3mm, είναι υψηλότερη σε σχέση με την αντίστοιχη περίπτωση στα 6mm τεχνητής κόρης.

Οι παραπάνω παρατηρήσεις συνάδουν απόλυτα με τη βιβλιογραφία, καθώς οι φακοί αυτοί παρέχουν ευκρινέστερη όραση στην κοντινή περιοχή.

Έτσι λοιπόν, το βάθος πεδίου του «γυμνού» οφθαλμού που έφερε τη βέλτιστη διόρθωση, εμφανίζεται μικρότερο σε σχέση με αυτό που προκύπτει από τη χρήση του κάθε φακού ξεχωριστά, σε οποιαδήποτε περίπτωση (3 ή 6mm, μονόφθαλμα ή διόφθαλμα).

Επιπλέον, σε όλες τις περιπτώσεις κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση, το βάθος πεδίου παρουσιάζεται αυξημένο συγκριτικά με τη μονόφθαλμη. Στον πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζεται το μέγεθος αυτού του πλεονεκτήματος.

DOF (D)	BINOCULAR-MONOCULAR (3mm)	BINOCULAR-MONOCULAR (6mm)
NO LENS	0.23	0.23
LO ADD	0.22	0.27
MED ADD	0.42	1.06
HI ADD	0.65	0.66

Όλες οι παραπάνω παρατηρήσεις αφορούν το κριτήριο ικανοποιητικής όρασης των 8/10 οπτικής οξύτητας. Ωστόσο, ισχύουν και για το κριτήριο των 10/10 οπτικής οξύτητας με μικρότερη ένταση των διαφορών.

Τελικά, ίσως η πιο σημαντική παρατήρηση είναι, **ότι το βάθος πεδίου φαίνεται να αυξάνεται/επεκτείνεται με την προοδευτική αύξηση του addition, γεγονός που όπως έχει αναφερθεί, οφείλεται στην αύξηση της αρνητικής σφαιρικής εκτροπής.**

Σχετικά με τις εκτροπές οι οποίες εκτιμήθηκαν για τα άτομα που έλαβαν μέρος στην παρούσα μελέτη, παρατηρήθηκε ότι ο μέσος όρος της σφαιρικής εκτροπής του οφθαλμού έχει θετικό πρόσημο, αλλά είναι ως μέγεθος μικρότερη, συγκριτικά με αυτήν που έχει καταγραφεί σε άλλη

μελέτη (Porter et al., 2001). Αυτό είναι πιθανό να οφείλεται στην υπολειπόμενη προσαρμογή, η οποία υπάρχει, παρά την εφαρμογή της κυκλοπεντολάτης.

Όσο αυξάνεται η διάμετρος της κόρης, η αρνητική σφαιρική εκτροπή γίνεται πιο αρνητική, ενώ η θετική σφαιρική εκτροπή γίνεται πιο θετική. Έτσι λοιπόν, **η αύξηση της αρνητικής σφαιρικής εκτροπής, που προκαλείται κατά την εφαρμογή των παραπάνω φακών επαφής, δεν είναι απαραίτητο να βελτιώνει την ποιότητα της κοντινής όρασης, αλλά μάλλον σημαντικό ρόλο παίζει και το πρόσημο της υπάρχουσας στον οφθαλμό σφαιρικής εκτροπής.**

9.1. Κύρια Ευρήματα

Συνοψίζοντας τα ευρήματα της παρούσας μελέτης, τα πιο σημαντικά αυτών είναι τα ακόλουθα:

- ✓ Όσο αυξάνεται η αρνητική σφαιρική εκτροπή που εισάγει ο κάθε σχεδιασμός (LO, MED και HI) σε σχέση με τη θετική σφαιρική εκτροπή την οποία εμφανίζει ο οφθαλμός, τόσο αυξάνεται το βάθος πεδίου, πολύ περισσότερο μάλιστα, στα 3 mm σε σχέση με τα 6 mm τεχνητής κόρης.
- ✓ Το βάθος πεδίου φαίνεται ότι είναι πάντα μεγαλύτερο:
 - στα 3 mm σε σχέση με τα 6 mm τεχνητής κόρης
 - κατά τη διόφθαλμη παρατήρηση σε σχέση με τη μονόφθαλμη.
- ✓ Η ποιότητα της οπτικής οξύτητας είναι χαμηλότερη (ωστόσο ικανοποιητική) στο 0.00 D defocus με το MED και HI ADD σχεδιασμό συγκριτικά με το LO ADD σχεδιασμό και την περίπτωση της μη χρήσης φακού επαφής («γυμνός οφθαλμός»).
- ✓ Η ποιότητα της οπτικής οξύτητας είναι υψηλότερη στις 3.00 D defocus με το MED και HI ADD σχεδιασμό συγκριτικά με το LO ADD σχεδιασμό και την περίπτωση της μη χρήσης φακού επαφής («γυμνός οφθαλμός»).

9.2. Συζήτηση Αποτελεσμάτων

Η μείωση της οπτικής οξύτητας με την προοδευτική αύξηση της επιπρόσθετης διοπτρικής ισχύος, (defocus) ήταν αναμενόμενη στην παρούσα μελέτη και λόγω της παράλυσης της προσαρμοστικής

ικανότητας των εξεταζομένων με τη χρήση κυκλοπληγικού φαρμάκου. Ωστόσο, η μείωση της οπτικής οξύτητας σε «πραγματικούς» πρεσβύωπες, πιθανόν να είναι αρκετά μεγαλύτερη, εξαιτίας άλλων παραγόντων που σχετίζονται με την ηλικία και υποβαθμίζουν την οπτική οξύτητα. Τέτοιοι παράγοντες είναι οι διάφορες νευρωνικές εκφυλίσεις και η αυξημένη σκέδαση στον οφθαλμό.

Επίσης χρίζει να αναφερθεί, η μεγαλύτερη ανοχή που, ίσως, παρουσίασαν οι μύωπες στην προοδευτική θόλωση εν συγκρίσει με τους εμμέτρωπες, στην παρούσα μελέτη, γεγονός που περιγράφεται από άλλες μελέτες που έχουν διενεργηθεί στο παρελθόν. Έχει λοιπόν παρατηρηθεί ότι η μείωση της ευαισθησίας στην φωτεινή αντίθεση (contrast sensitivity) υπό την επίδραση αρνητικού defocus, είναι μικρότερη στους μύωπες από ότι στους εμμέτρωπες, ειδικά σε χαμηλές χωρικές συχότητες (Radhakrishnan, 2004).

Πραγματοποιήθηκαν επιμέρους υπολογισμοί που αφορούν στην αύξηση του πλεονεκτήματος της διόφθαλμης παρατήρησης έναντι της μονόφθαλμης (summation ratio).

$$\text{Summation ratio} = \frac{\text{διόφθαλμη παρατήρηση}}{\text{μονόφθαλμη παρατήρηση}}$$

Παρατηρήθηκε ότι το summation ratio, σε συνθήκες βέλτιστης διόρθωσης με 3mm διάμετρο τεχνητής κόρης, παραμένει σχεδόν σταθερή κατά την αύξηση του addition, ενώ με 6mm διάμετρο τεχνητής κόρης αυξάνεται πολύ περισσότερο κατά την αύξηση του addition. Όσο αυξάνεται το ποσό της θόλωσης, τόσο βελτιώνεται το summation ratio, με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 3mm πολύ περισσότερο σε σχέση με τη χρήση της τεχνητής κόρης των 6mm.

9.3. Περιοριστικοί παράγοντες και Βελτιώσεις της μελέτης

Το μικρό μέγεθος του δείγματος αποτέλεσε έναν από τους περιοριστικούς παράγοντες της παρούσας μελέτης όσον αφορά στη βαρύτητα που φέρουν τα στατιστικά αποτελέσματα που προέκυψαν.

Κατά τη διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων δεν ήταν δυνατόν να ελεγχθεί ο τρόπος παρατήρησης του στόχου (οπτότυπο) από τον κάθε εξεταζόμενο, ωστόσο επισημάνθηκε, προφορικά, πριν και κατά τη διάρκεια της εκάστοτε μέτρησης ότι δεν επιτρέπεται στους εξεταζόμενους να στενεύουν τη βλεφαρική τους σχισμή δημιουργώντας στην πράξη μία στενοπική σχισμή.

Χρήσιμη θα ήταν η χρήση ενός οργάνου το οποίο θα διατηρούσε την κεφαλή του εκάστοτε εξεταζόμενου σε σταθερή θέση σε σχέση με το οπτότυπο, ούτως ώστε να αποφευχθεί η όποια

τροποποίηση της απόστασης παρατηρητή και στόχου (οπτότυπο), όπως και του τρόπου παρατήρησης του εξεταζόμενου.

Χρήσιμη θα ήταν ίσως, η τοποθέτηση της τεχνητής κόρης των 3mm σε πλήρη ευθυγράμμιση με τον άξονα της όρασης. Η πρόταση αυτή γίνεται για να ελεγχθούν οι ακτίνες που προσπίπτουν στον αμφιβληστροειδή και να εξαλειφθεί η πιθανότητα εμφάνισης άλλων φαινομένων, που αποδεδειγμένα επηρεάζουν την οπτική οξύτητα, όπως η περίθλαση.

Επιπλέον λόγω του μεγάλου αριθμού των επιμέρους μετρήσεων στον εκάστοτε εξεταζόμενο, ήταν αναπόφευκτο το φαινόμενο του “learning effect”, της εκμάθησης δηλαδή της σειράς των γραμμάτων με αποτέλεσμα ο εξεταζόμενος να «αναγνώσκει» γράμματα από μνήμης. Ωστόσο επιχειρήθηκε η μείωση αυτού του φαινομένου, ζητώντας σε τακτά χρονικά διαστήματα από τον εξεταζόμενο να αναγνώσει με αντίστροφη φορά, όπως σαφώς και με την συνεχή εναλλαγή των πινάκων. Ακόμη, πραγματοποιήθηκε μία απλή «περιορισμένη» τυχαιοποίηση (single block randomization). Παρ’ όλα αυτά η ακριβής επίδραση του “learning effect” στην παρούσα μελέτη δεν είναι δυνατόν να εκτιμηθεί.

Έτσι λοιπόν, η καταγραφή της οπτικής οξύτητας, χρήσιμο θα ήταν, να πραγματοποιηθεί με τη χρήση περισσότερων πινάκων, ίσης αναγνωσιμότητας μεταξύ τους, οι οποίοι θα περιελάμβαναν γράμματα με διαφορετική σειρά.

Επιπροσθέτως, κατά την εφαρμογή των φακών επαφής, οι υποψήφιοι είχαν ένα χρόνο προσαρμογής, με τον εκάστοτε φ.ε., της τάξης των 5 λεπτών της ώρας, με αποτέλεσμα σε κάποιες περιπτώσεις ο εξεταζόμενος να νιώθει κάποια μικρή δυσανεξία, η οποία συνοδεύονταν από την αίσθηση ξένου σώματος στον οφθαλμό.

Για τη μείωση των φαινομένων αυτής της όποιας δυσανεξίας ή ενόχλησης, ο χρόνος προσαρμογής του κάθε εξεταζόμενου, με τον φ.ε., θα μπορούσε να είναι τουλάχιστον 4 ημέρες, χρησιμοποιώντας όμως φακούς επαφής που θα έφεραν τη βέλτιστη διόρθωσή του.

Τέλος, λόγω της μη ακριβούς εφαρμογής ($R^2 = 31-99\%$) της πολυωνυμικής συνάρτησης στην εκάστοτε περίπτωση στον εκάστοτε εξεταζόμενο, ο υπολογισμός του βάθους πεδίου ενέχει μία ποσότητα σφάλματος.

9.4. Μελλοντική μελέτη

Σε μία μελλοντική μελέτη χρήσιμο θα ήταν να παρατηρηθεί η οπτική οξύτητα του κάθε εξεταζόμενου με και χωρίς τη χρήση φακών επαφής, κατόπιν κυκλοπληγίας, σε σχέση με τις εκτροπές υψηλής τάξης (κυρίως τη σφαιρική εκτροπή) ούτως ώστε να εκτιμηθεί, *in vivo*, το ποσό της σφαιρικής εκτροπής, και όχι μόνο, που υπεισέρχεται με την εφαρμογή του εκάστοτε από τους τρεις σχεδιασμούς στον οφθαλμό.

Σημαντική θα ήταν και η εκτίμηση της υπολειπόμενης, ή μη, προσαρμογής κατόπιν της εφαρμογής κυκλοπληγίας, ούτως ώστε να πραγματοποιηθεί η ακριβής εκτίμηση της αρνητικής σφαιρικής εκτροπής του εκάστοτε εκ των τριών σχεδιασμών.

Επιπλέον, μια ενδεχόμενη σύγκριση της οπτικής οξύτητας και κατ' επέκταση και του βάθους πεδίου που προκύπτει, κατά την εφαρμογή των παραπάνω σχεδιασμών με τη χρήση επιπρόσθετης «αρνητικής» και «θετικής» διοπτρικής ισχύος, σε συνδυασμό με τις υψηλής τάξης εκτροπές, θα ήταν πολύ ενδιαφέρουσα.

Ίσως να ήταν χρήσιμη η «χαρτογράφηση» της μορφολογίας (profile) των παραπάνω φακών επαφής, με σκοπό την επικύρωση/επιβεβαίωση της αποτελεσματικότητας των παραπάνω φακών επαφής, όσον αφορά στην αύξηση της αρνητικής σφαιρικής εκτροπής, όπως και το ακριβές ποσό αυτής.

Ενδιαφέρον θα παρουσίαζε η διενέργεια των παραπάνω, κατά τη χρήση οπτοτύπων χαμηλής αντίθεσης, εν αντιθέσει με την παρούσα μελέτη, στην οποία χρησιμοποιήθηκαν οπτότυπα υψηλής αντίθεσης.

Μία τελευταία πρόταση είναι η πραγματοποίηση όλων των παραπάνω σε πραγματικούς πρεσβύωπες, ούτως ώστε να ελεγχθεί σε πραγματικές συνθήκες, η αποτελεσματικότητα των φακών επαφής αυτού του τύπου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Elliot et al. (1995). Visual Acuity Changes through Adulthood in Normal, Healthy Eyes: Seeing Beyond 6/6. *Optometry and Vision Science*.
2. Charman W.N. (1991). Wavefront Aberration of the Eye: A Review.
3. Charman W.N. (1983). The retinal image in the human eye.
4. Thibos et al. (2002) Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes.
5. McLellan James S. et al. (2001). Age Related Changes in Monochromatic Wave Aberrations of the Human. *I.O.V.S. Volume 42. Pages 1390-1395*.
6. Brunette I. et al. (2003) Monochromatic Aberrations as a Function of Age, from Childhood to Advanced Age. *IOVS. Volume 44. Pages 5438-5446*.
7. Charman W.N. (2005). Optics of the Human Eye: Progress and Problems. *Optometry and Vision Science*.
8. Helmholtz HV (1856). Volume 1 of the Handbuch der Physiologischen Optik.
9. Charman W.N. and Heron G. (1988) Fluctuations in accommodation: a review. *Ophthalm.Physiol.Opt. 8, 153-164*.
10. Hofer et al. (2001). Dynamics of the eye's wave aberration. *J. Opt. Soc. Am. A. Volume 18*.
11. Lopez- Gil et al. (1998). Retinal image quality in the human as a function of the accommodation. *Vision Research. Volume 38. Issue 19. Pages 2897-2907*.
12. He J.C. et al. (2000). Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Research. Volume 40. Pages 41-48*.
13. Atchison DA (1995). Accommodation and presbyopia. *Ophthalm. Physiol. Opt. Volume 15. Pages 255- 272*.
14. Wilson et al. (2002). Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. *J. Opt. Soc. Am. Volume 19*
15. Wang .B. Ciuffreda K.J. (2006). Depth of focus of the Human Eye: Theory and Clinical Implications. *Survey of Ophthalmology. Vol. 51. Issue 1. Pages 75- 85*.
16. Rocha et al (2009). Expanding depth of focus by modifying higher- order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. *J.C.R.S. Vol.35. Issue 11. Pages 1885- 1892*.
17. Mordi J.A. Ciuffreda K.J. (1998). Static aspects of accommodation: age and presbyopia. *Vision Research. Vol. 38. Pages 1643- 1653*.

18. Ψυλλάς Κωνσταντίνος. (2005). Εισαγωγή στην Οφθαλμολογία και στη Νευροοφθαλμολογία. *Εκδόσεις University Studio Press.*
19. Paul Erickson & Clifton Schor (1990). Visual Function with Presbyopic Contact Lens Correction. *Optometry and Vision Science.*
20. Κατσούλος Κωνσταντίνος, Μακρυγιώτη Δήμητρα (2010). Φακοί επαφής επιστήμη και κλινική πρακτική. *Εκδόσεις Σύγχρονη Γνώση.*
21. Navneet Gupta, Shehzad A. Naroo and James S. Wolffsohn (2009). Visual Comparison of Multifocal Contact Lens to Monovision. *Optometry and Vision Science.*
22. Bruce J. W. Evans (2007). Monovision: a review. *Ophthal. Physiol. Opt.*
23. American Academy of Optometry Section on Cornea (2008). Contact Lenses and Refractive Technologies Position Paper on Monovision for Eye Care Practitioners and the Public.
24. Edward S Bennett (2008). Contact lens correction of Presbyopia. *Clin Exp Optom.*
25. Allen Louis Cohen. (1993). Diffractive Bifocal Lens Designs. *Optometry and Vision Science.*
26. M.H. Freeman, W.N. Charman (2007). An exploration of modified monovision with diffractive bifocal contact lenses. *Contact Lens & Anterior Eye. Volume 30. Pages 189–196.*
27. Stanley A. Klein (1993). Understanding the Diffractive Bifocal Contact Lens. *Optometry and Vision Science.*
28. Arthur Bradley et al. (1993). Effects of Target Distance and Pupil Size on Letter Contrast Sensitivity with Simultaneous Vision Bifocal Contact Lenses. *Optometry and Vision Science.*
29. J. Pujol, J. Gispets and M. Arjona (2003). Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs. *Ophthal. Physiol. Opt.*
30. Bagheri A. et al. (2007). Optimal dosage of cyclopentolate 1% for complete cycloplegia: a randomized clinical trial. *Eur. J. Ophthalmol. Volume 17. Pages 294- 300.*
31. Radhakrishnan H. et al. (2004). Effect of positive and negative defocus on contrast sensitivity in myopes and non-myopes. *Optom. Vis. Sci. Volume 44. Pages 1869-1878.*
32. Shneck M.E et al. (2010). Monocular vs. Binocular Measurement of Spatial Vision in Elders. *Optometry and Vision Science. Volume 87.*
33. Porter J. et al. (2001). Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J. Opt. Soc. Am. Volume 18. Pages 1793-1803*
34. Manny R.E. et al. (1993). 1% Cyclopentolate Hydrochloride: Another Look at the Time Course of Cycloplegia Using an Objective Measure of the Accommodative Response. *Optometry and Vision. Volume 70. Pages 651-665.*
35. Plainis S. et al. (2007). A modified ETDRS Visual Acuity chart for European- wide use. *Optometry and Vision Science 2007. Volume 84. Pages 647-653*

36. Πλαΐνης Σ., Γιαννακοπούλου Γ., Τσιλιμπάρης Μ., Παλλήκαρης Ι.(2009). Οπτική Οξύτητα: είναι ακριβής ο τρόπος αξιολόγησής της στην κλινική πράξη;. *Οφθαλμολογικά Χρονικά. Volume 2. Pages 143-145*
37. Radhakrishnan H. et al. (2004). Unequal Reduction in Visual Acuity with Positive and Negative Defocusing Lenses in Myopes. *Optom. Vis. Sci. Volume 81. Pages 14-17.*
38. Campbell, F.W. (1954). The minimum quantity of light required to elicit the accommodation reflex in man. *J. Physiol. (London). Volume 123. Pages 357-366.*
39. Duane, A. (1922) Studies in monocular and binocular accommodation with their clinical applications. *Am. Ophthalmol. Volume 5, Pages 865-877.*
40. Fincham E.F. (1925). The changes in the form of the crystalline lens in accommodation. *Transaction of the Optical Society. Volume 26. Pages 239-269.*
41. Glasser A. and Kaufman, P.L. (1999). The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology. Volume 106. Pages 863-872.*
42. Glasser A. and Campbell, M.C.W. (1999). Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. *Vision Research. Volume 39. Pages 1991-2015.*
43. Heron G Charman WN, Schor CM (2001). Age changes in the interactions between the accommodation and vergence systems. *Optom. Vis. Sci. Volume 78. Pages 754- 762.*
44. Koretz J.F. and Handelman G.H. (1988). How the human eye focuses. *Scientific American. Pages 64-71.*
45. Leibowitz H.W. and Owens D.A. (1978). New evidence for the intermediate position of relaxed accommodation. *Doc.Ophthalmol. Volume 46. Pages 133-147.*
46. Moffat BA, Atchison DA, Pope JM (2002). Explanation of the lens paradox. *Optom. Vis. Sci. Volume 79. Pages 148-50.*
47. Vogt A. et al. (2010). Distribution of power. [http://www. Opricianonline.net](http://www.Opticianonline.net).
48. Σημειώσεις του κυρίου Πλαΐνη Σωτήρη με τίτλο «Προσαρμοστική ικανότητα του κρυσταλλοειδή φακού» για το Μεταπτυχιακό Διατμηματικό Πρόγραμμα Σπουδών «Οπτική και Όραση».

ΠΙΝΑΚΕΣ

Ο μέσος όρος των αποτελεσμάτων.

	3mm		6mm		DIFFERENCE		DIFFERENCE	DIFFERENCE	STD 3mm		STD 6mm		SUMMATION PERCENTAGE (DECIMAL)	
	NO LENS		NO LENS		NO LENS		NO LENS		NO LENS		NO LENS		NO LENS	
	MON	BIN	MON	BIN	MON	BIN	BIN-MON (3mm)	BIN-MON (6mm)	MON	BIN	MON	BIN	BIN/MON (3mm)	BIN/MON (6mm)
DEFOCUS (D)	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA
0,00	-0,11	-0,13	-0,13	-0,14	-0,02	0,00	-0,02	-0,01	0,06	0,07	0,06	0,05	1,04	1,01
0,50	-0,08	-0,11	-0,06	-0,09	0,02	0,02	-0,03	-0,03	0,11	0,06	0,07	0,07	1,11	1,08
1,00	0,01	-0,03	0,06	0,01	0,05	0,03	-0,04	-0,06	0,10	0,11	0,13	0,12	1,09	1,14
1,50	0,12	0,07	0,20	0,12	0,09	0,05	-0,05	-0,08	0,15	0,14	0,15	0,15	1,12	1,22
2,00	0,22	0,18	0,28	0,21	0,05	0,03	-0,05	-0,07	0,20	0,19	0,18	0,20	1,13	1,20
2,50	0,32	0,29	0,37	0,33	0,05	0,04	-0,03	-0,05	0,16	0,17	0,17	0,19	1,10	1,13
3,00	0,42	0,37	0,51	0,42	0,09	0,04	-0,05	-0,09	0,21	0,21	0,21	0,22	1,13	1,25
	+1,00 D CL'		+1,00 D CL'		+1,00 D CL'		+1,00 D CL'		+1,00 D CL'		+1,00 D CL'		+1,00 D CL'	
DEFOCUS (D)	MON	BIN	MON	BIN	MON	BIN	BIN-MON (3mm)	BIN-MON (6mm)	MON	BIN	MON	BIN	BIN/MON (3mm)	BIN/MON (6mm)
DEFOCUS (D)	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA
0,00	-0,10	-0,13	-0,06	-0,10	0,04	0,03	-0,04	-0,05	0,07	0,05	0,07	0,06	1,10	1,12
0,50	-0,08	-0,10	-0,05	-0,08	0,03	0,03	-0,02	-0,03	0,09	0,05	0,08	0,05	1,06	1,07
1,00	-0,02	-0,04	0,03	-0,02	0,05	0,01	-0,02	-0,05	0,08	0,06	0,14	0,08	1,04	1,15
1,50	0,10	0,04	0,13	0,09	0,04	0,04	-0,05	-0,05	0,12	0,11	0,17	0,16	1,13	1,12
2,00	0,18	0,13	0,25	0,22	0,07	0,09	-0,05	-0,03	0,12	0,16	0,22	0,22	1,14	1,10
2,50	0,28	0,25	0,34	0,32	0,06	0,07	-0,04	-0,03	0,17	0,16	0,24	0,22	1,15	1,08
3,00	0,39	0,33	0,46	0,40	0,07	0,07	-0,06	-0,06	0,16	0,14	0,24	0,24	1,18	1,17
	+2,00 D CL'		+2,00 D CL'		+2,00 D CL'		+2,00 D CL'		+2,00 D CL'		+2,00 D CL'		+2,00 D CL'	
DEFOCUS (D)	MON	BIN	MON	BIN	MON	BIN	BIN-MON (3mm)	BIN-MON (6mm)	MON	BIN	MON	BIN	BIN/MON (3mm)	BIN/MON (6mm)
DEFOCUS (D)	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA
0,00	-0,06	-0,09	-0,01	-0,03	-0,05	0,06	-0,03	-0,02	0,07	0,07	0,09	0,06	0,99	0,97
0,50	-0,07	-0,10	-0,01	-0,06	-0,05	0,05	-0,03	-0,04	0,09	0,05	0,09	0,05	1,01	1,05
1,00	-0,04	-0,05	0,00	-0,05	-0,02	0,00	-0,01	-0,05	0,09	0,09	0,08	0,07	0,97	1,05
1,50	0,00	-0,05	0,11	-0,01	0,05	0,05	-0,05	-0,12	0,09	0,05	0,12	0,11	1,05	1,24
2,00	0,12	0,03	0,18	0,06	0,17	0,03	-0,08	-0,12	0,17	0,10	0,14	0,14	1,16	1,23
2,50	0,19	0,12	0,25	0,12	0,26	-0,01	-0,07	-0,13	0,17	0,11	0,16	0,14	1,09	1,29
3,00	0,31	0,21	0,34	0,24	0,40	0,03	-0,10	-0,10	0,19	0,13	0,21	0,22	1,22	1,23
	+2,50 D CL'		+2,50 D CL'		+2,50 D CL'		+2,50 D CL'		+2,50 D CL'		+2,50 D CL'		+2,50 D CL'	
DEFOCUS (D)	MON	BIN	MON	BIN	MON	BIN	BIN-MON (3mm)	BIN-MON (6mm)	MON	BIN	MON	BIN	BIN/MON (3mm)	BIN/MON (6mm)
DEFOCUS (D)	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA	VA
0,00	-0,03	-0,05	0,00	-0,03	0,03	0,02	-0,02	-0,03	0,09	0,07	0,08	0,05	1,05	1,08
0,50	-0,04	-0,06	-0,01	-0,03	0,03	0,03	-0,02	-0,02	0,06	0,07	0,09	0,07	1,05	1,06
1,00	-0,04	-0,06	0,00	-0,04	0,04	0,02	-0,02	-0,04	0,09	0,08	0,09	0,08	1,05	1,10
1,50	-0,01	-0,06	0,01	-0,05	0,02	0,01	-0,05	-0,06	0,11	0,10	0,06	0,06	1,13	1,14
2,00	0,05	-0,01	0,06	0,00	0,01	0,00	-0,05	-0,06	0,18	0,15	0,11	0,08	1,15	1,15
2,50	0,10	0,03	0,12	0,07	0,02	0,04	-0,07	-0,05	0,18	0,12	0,15	0,12	1,20	1,14
3,00	0,21	0,12	0,24	0,16	0,03	0,05	-0,09	-0,08	0,18	0,12	0,15	0,15	1,26	1,20

Πίνακας 1: Τα αποτελέσματα που προέκυψαν για την εκάστοτε περίπτωση καταγραφής της οπτικής οξύτητας.

DOM. EYE	Z2-2	Z20	Z22	Z3-3	Z3-1	Z31	Z33	Z4-4	Z4-2	Z40	Z42	Z44	RMS HO
SUB. 1	-0,460	2,484	-0,429	-0,051	-0,060	-0,150	0,179	0,036	-0,052	-0,072	-0,020	0,010	0,265
SUB. 2	-0,276	4,182	0,887	0,106	-0,213	-0,059	-0,116	0,080	-0,021	0,240	0,011	0,071	0,378
SUB. 3	0,084	-1,482	-0,027	-0,060	0,034	0,165	-0,188	-0,040	-0,047	0,029	0,006	0,074	0,278
SUB. 4	0,008	3,093	-0,270	0,065	-0,201	0,228	-0,030	-0,077	-0,035	0,261	0,022	-0,026	0,417
SUB. 5	-0,035	5,695	0,881	-0,125	0,013	0,091	0,083	-0,018	0,035	-0,075	-0,016	0,009	0,196
SUB. 6	0,224	-0,539	-0,261	-0,035	0,178	0,051	-0,089	0,037	-0,084	-0,106	-0,019	-0,001	0,252
SUB. 7	-0,077	1,998	0,319	-0,122	-0,042	0,102	0,059	0,052	-0,033	-0,051	0,069	-0,034	0,207
SUB. 8	-0,062	6,106	-0,051	0,102	0,094	-0,118	0,078	0,032	0,007	0,051	0,028	-0,064	0,219
SUB. 9	-0,489	6,865	-1,031	-0,423	0,443	0,102	-0,192	0,037	-0,001	0,152	0,009	-0,146	0,684
SUB. 10	0,204	-1,044	-0,567	0,038	0,018	0,086	-0,068	-0,097	-0,028	0,064	0,052	-0,017	0,176
SUB. 11	-0,041	2,060	-0,132	-0,039	-0,077	-0,104	0,036	0,025	0,036	-0,010	0,053	0,036	0,160
SUB. 12	-0,152	4,543	0,021	-0,098	-0,064	0,012	0,142	0,089	-0,003	0,328	-0,045	0,039	0,391

NON DOM. EYE	Z2-2	Z20	Z22	Z3-3	Z3-1	Z31	Z33	Z4-4	Z4-2	Z40	Z42	Z44	RMS HO
SUB. 1	0,230	2,328	-0,811	-0,128	-0,037	0,031	-0,150	-0,050	0,002	-0,032	-0,024	0,015	0,213
SUB. 2	0,318	4,300	0,856	0,047	0,066	0,089	-0,009	-0,056	0,007	0,302	-0,104	0,059	0,351
SUB. 3	0,361	-1,569	-0,431	-0,106	-0,090	-0,053	0,219	0,086	-0,004	0,024	0,089	0,051	0,298
SUB. 4	-0,110	3,586	-0,497	0,053	-0,397	-0,033	0,027	0,073	0,019	0,220	-0,029	-0,080	0,473
SUB. 5	0,118	6,413	0,451	-0,047	0,111	-0,134	0,130	0,128	-0,016	0,035	0,017	-0,050	0,265
SUB. 6	-0,032	-0,485	-0,054	-0,215	0,108	-0,023	0,031	-0,062	0,027	-0,165	-0,015	-0,006	0,302
SUB. 7	-0,148	1,812	0,404	-0,057	-0,066	0,024	-0,004	0,055	-0,013	-0,039	0,069	-0,029	0,136
SUB. 8	-0,062	6,127	-0,051	0,022	0,093	-0,058	0,236	0,010	0,033	0,084	0,003	-0,065	0,284
SUB. 9	-0,020	6,727	-0,927	-0,197	0,219	0,063	0,028	-0,002	0,030	0,128	-0,011	-0,075	0,338
SUB. 10	0,267	-0,842	-0,448	-0,028	0,154	0,152	0,041	0,066	-0,091	0,152	0,090	-0,070	0,313
SUB. 11	-0,005	2,863	-0,199	-0,121	-0,008	0,023	-0,026	-0,060	0,034	-0,034	-0,011	0,077	0,167
SUB. 12	-0,072	4,877	0,043	-0,181	0,047	0,045	-0,034	-0,030	0,028	0,220	0,015	-0,065	0,304

Πίνακας 2: Η σύνοψη των μετρήσεων των εκτροπών για τον κάθε εξεταζόμενο.

	MEAN DOM EYE (μm)	MEAN BIN EYE (μm)	S.E. DOM. EYE(μm)	SE BIN. EYE(μm)
SPHERICAL ABERRATION (μm)	0,073	0,072	0,041	0,038
COMA (μm)	0,025	0,027	0,033	0,034
RMS HO ABERRATIONS (μm)	0,302	0,295	0,043	0,030

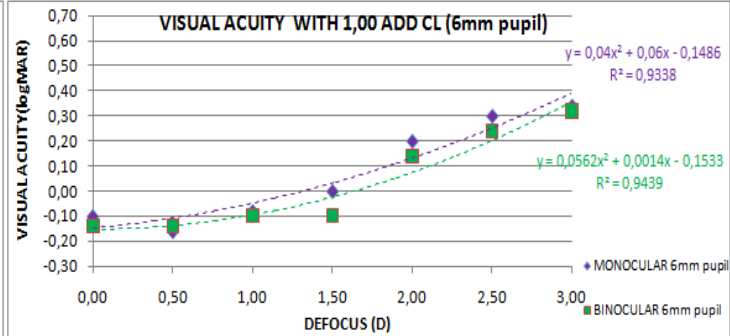
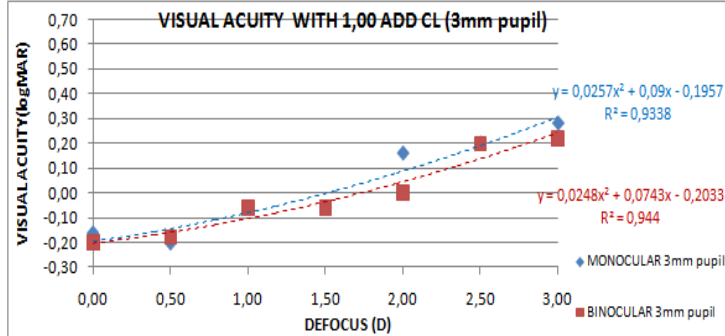
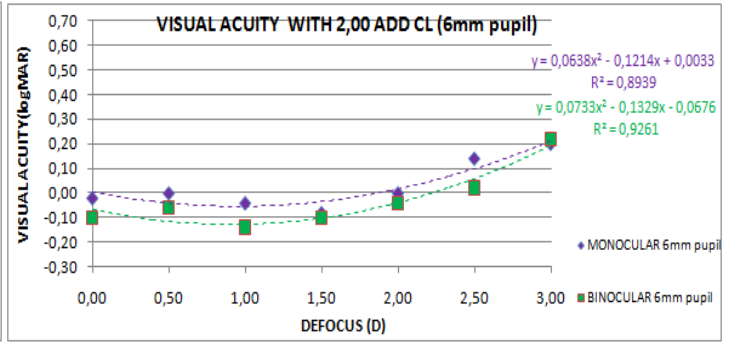
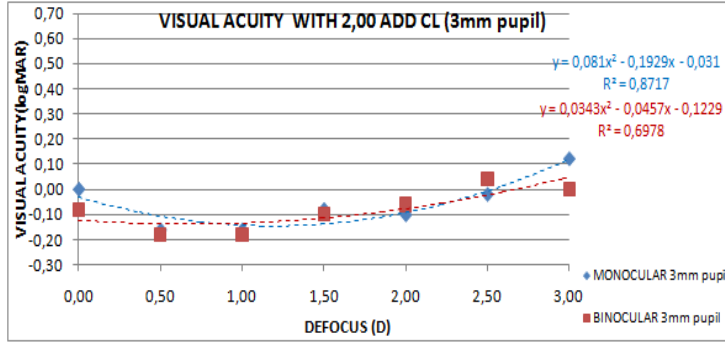
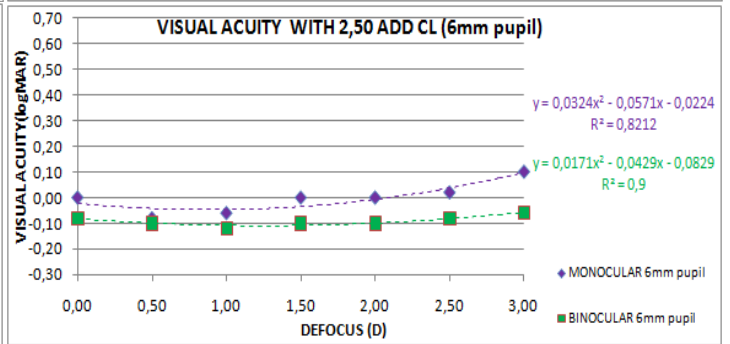
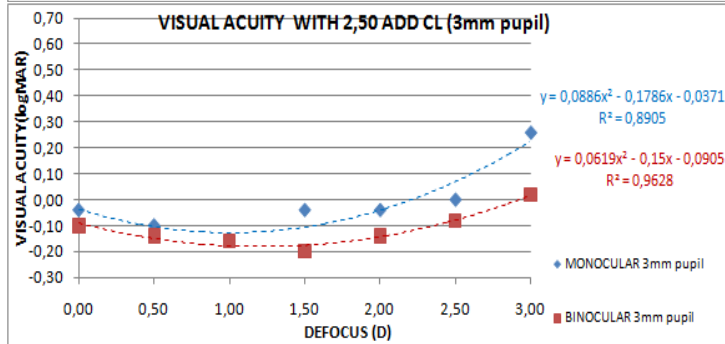
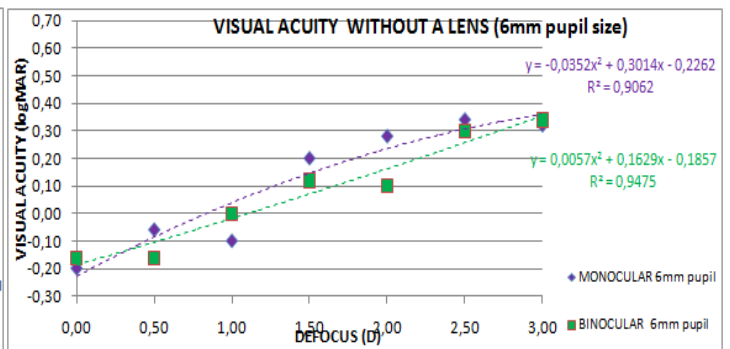
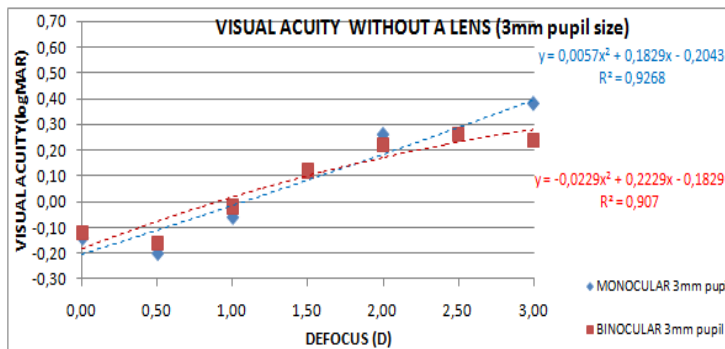
Πίνακας 3: Η σύνοψη των μετρήσεων των εκτροπών για το σύνολο των εξεταζομένων.

DOM EYE: κυρίαρχος οφθαλμός, NON DOM EYE: μη κυρίαρχος οφθαλμός

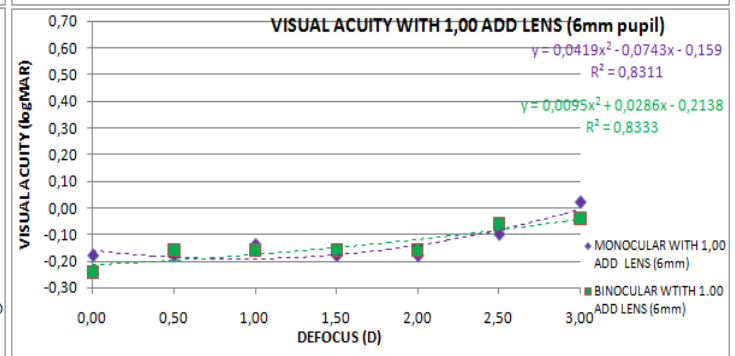
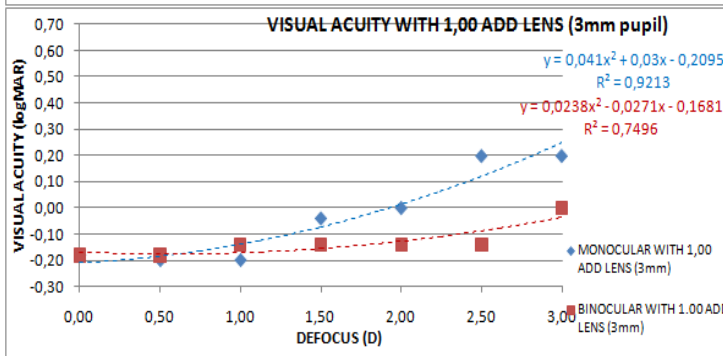
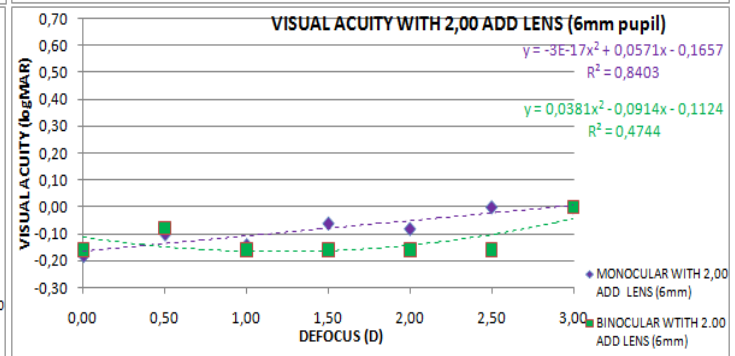
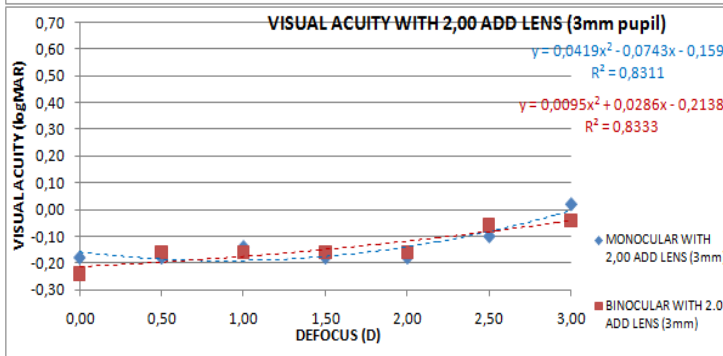
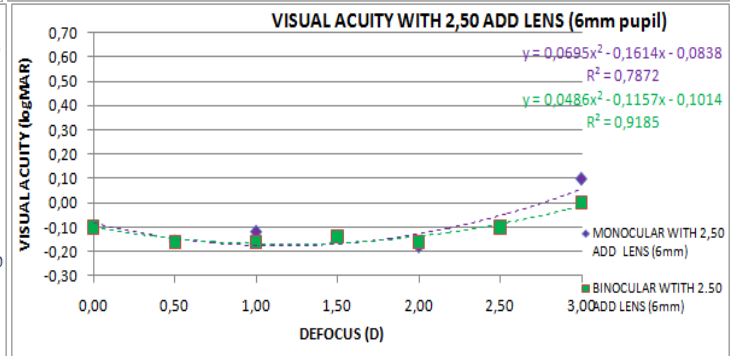
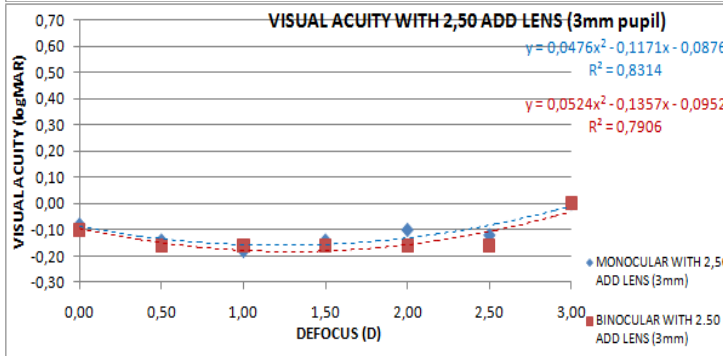
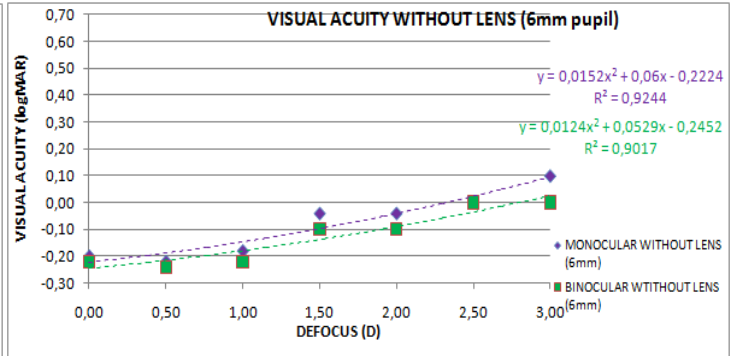
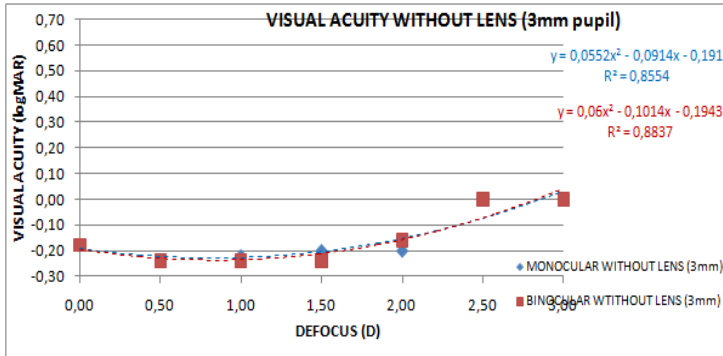
MEAN: μέσος όρος, S.E.: τυπικό σφάλμα

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ : Τα αποτελέσματα του κάθε εξεταζόμενου που έλαβε μέρος είναι τα ακόλουθα:

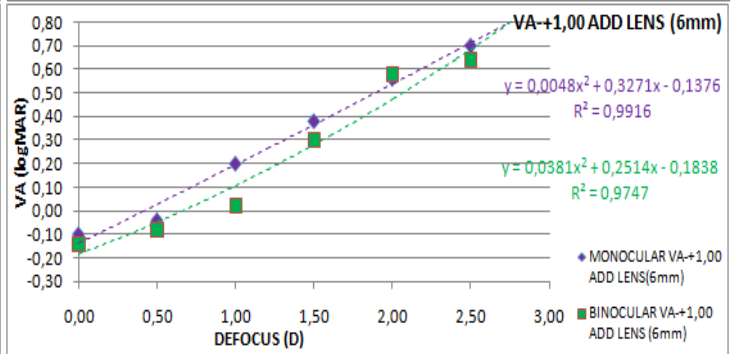
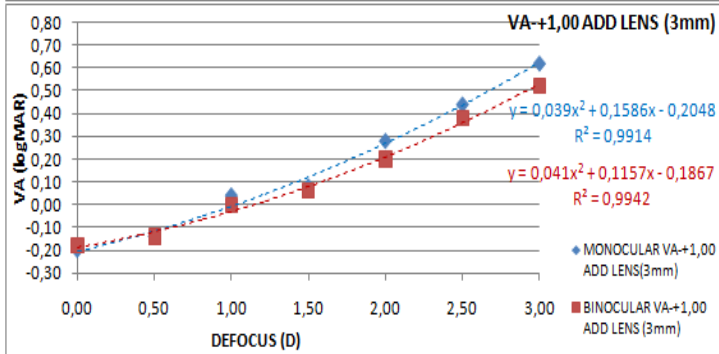
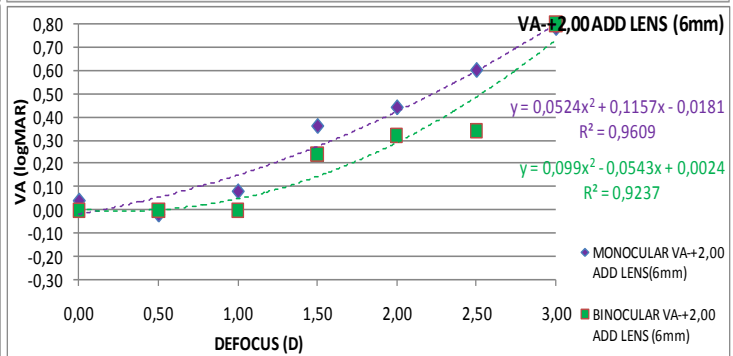
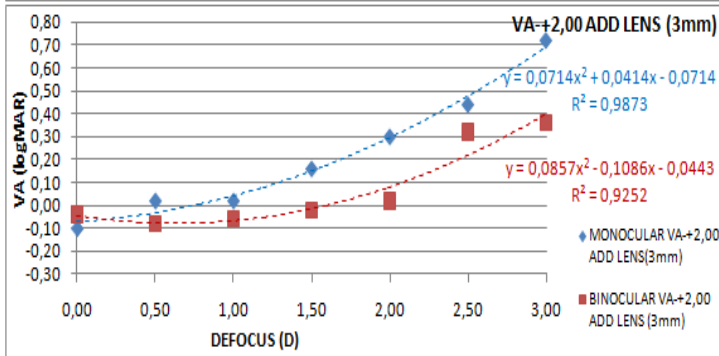
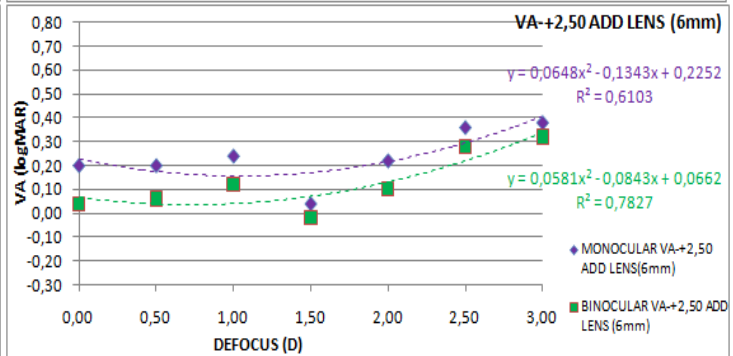
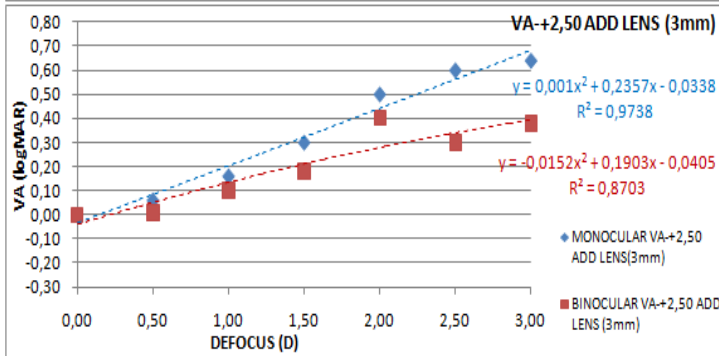
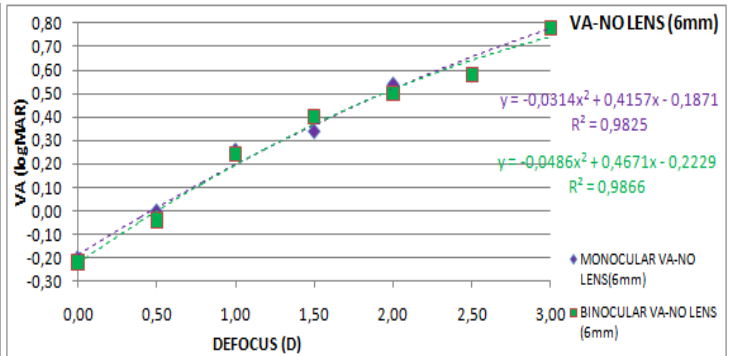
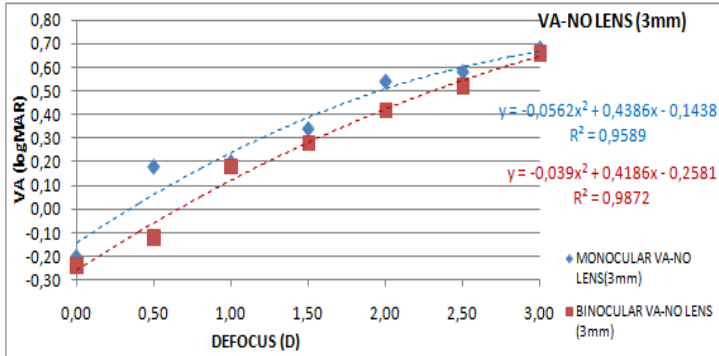
SUBJECT 1	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE (DOM)	-2,00D/-0,50 Dx180	12,5/10-2
LEFT EYE	-1,75D/-0,50 Dx170	12,5/10
DOM (sph +cyl)/2	-2,25	
PD (mm)	60	
AGE	26	
ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΗ 1 ΜΕ 1.30 μμ		



SUBJECT 2	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE (DOM)	-2,50D/-0,75 Dx90	12/10
LEFT EYE	-2,25D/-0,75 Dx95	12/10
DOM (sph +cyl)/2	-2,88	
PD (mm)	61	
AGE	25	
ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 5 μμ		

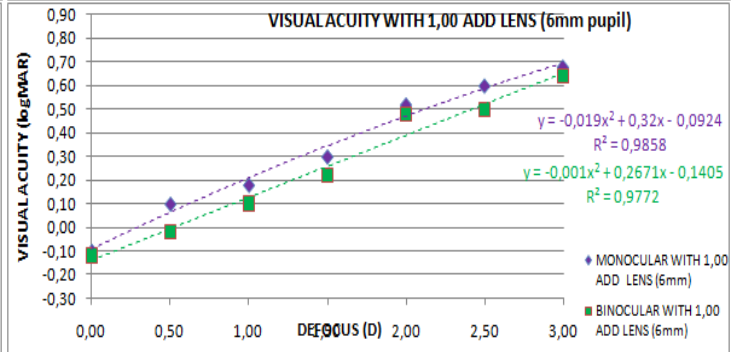
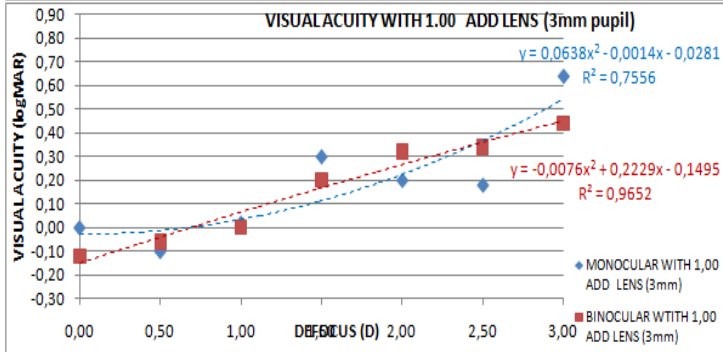
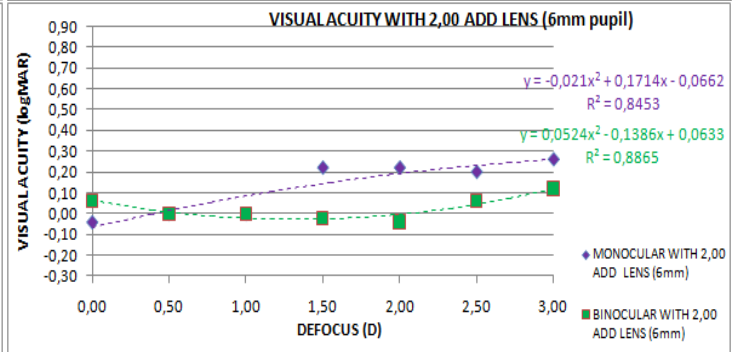
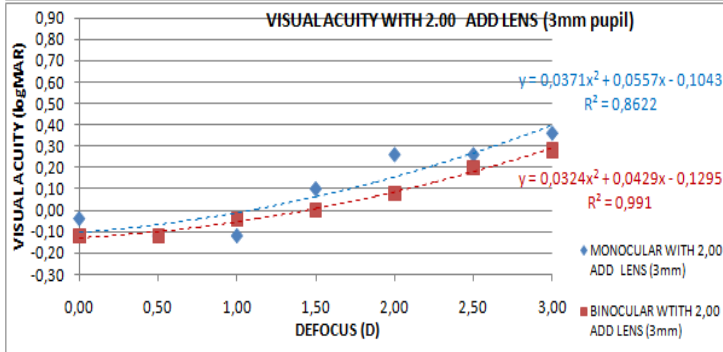
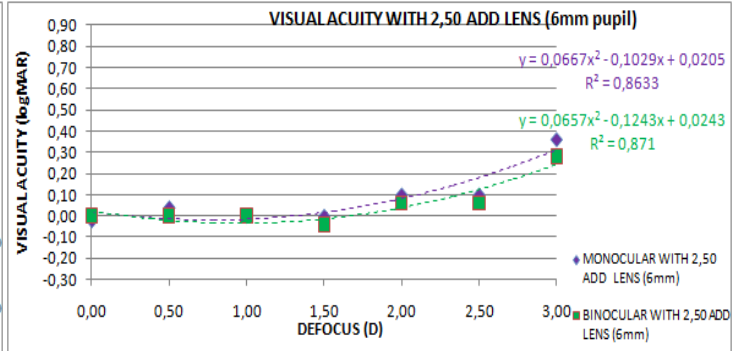
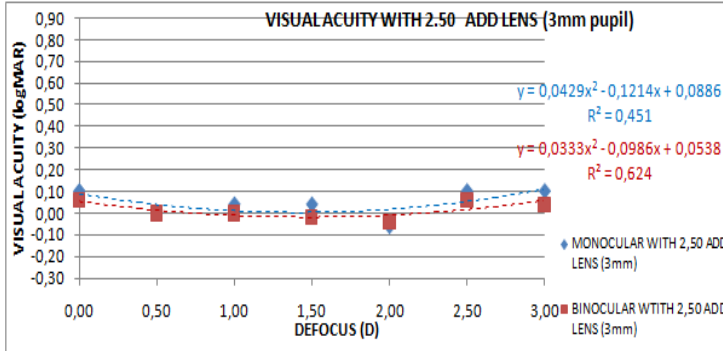
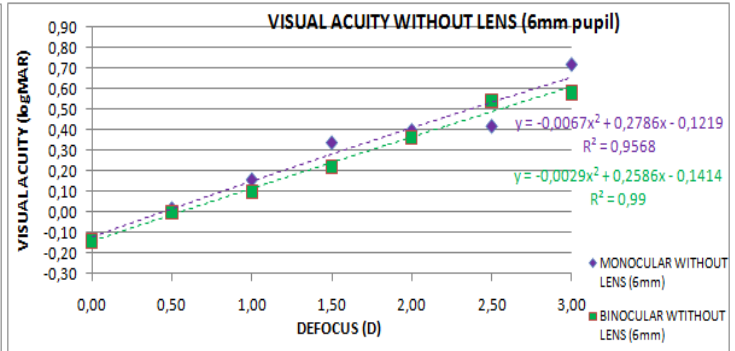
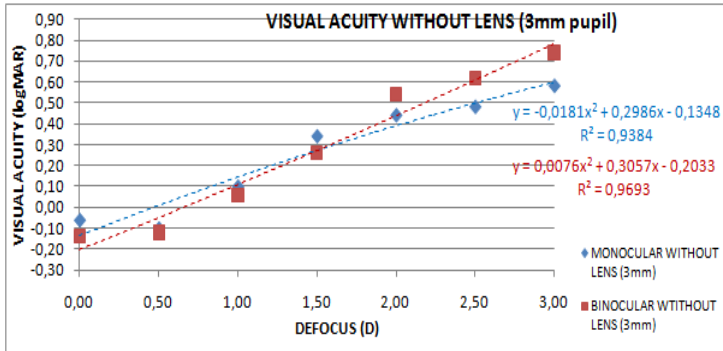


SUBJECT 3	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE	-2.00D/-0.25Dx30	12,5/10
LEFT EYE (DOM)	-1.75D/-0.25Dx145	12,5/10
DOM (sph +cyl)/2	-1,87	
PD (mm)	66	
AGE	40	
ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3 mm ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 3 μμ		



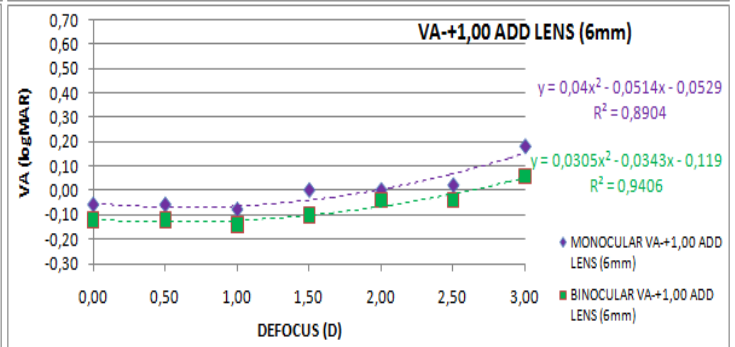
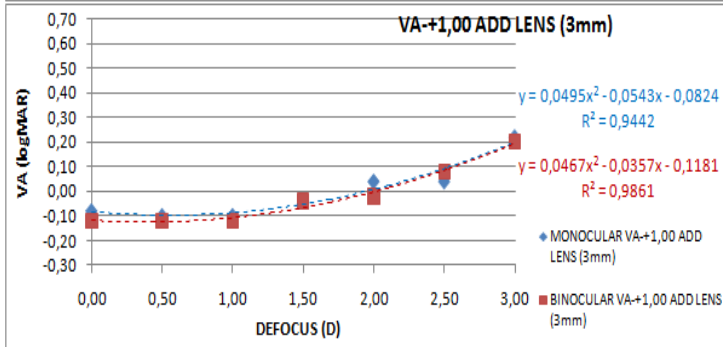
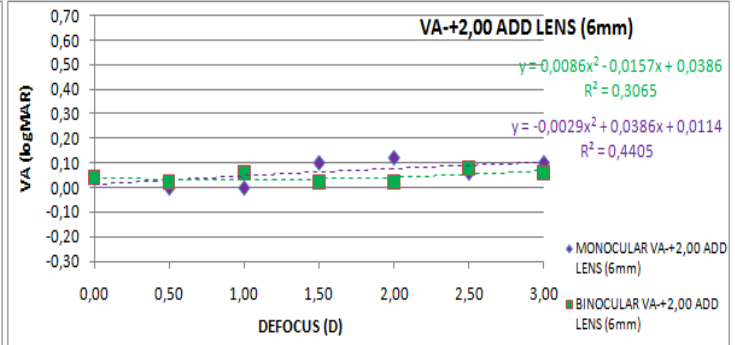
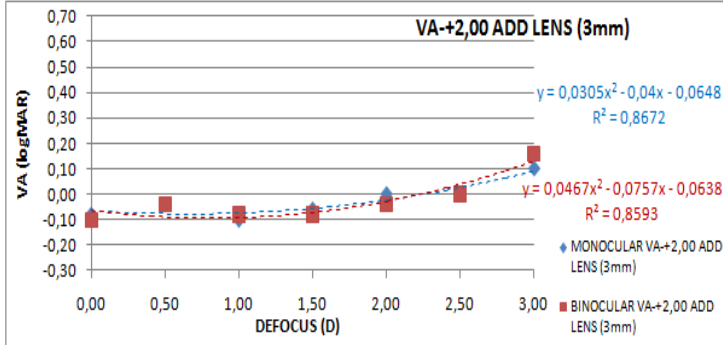
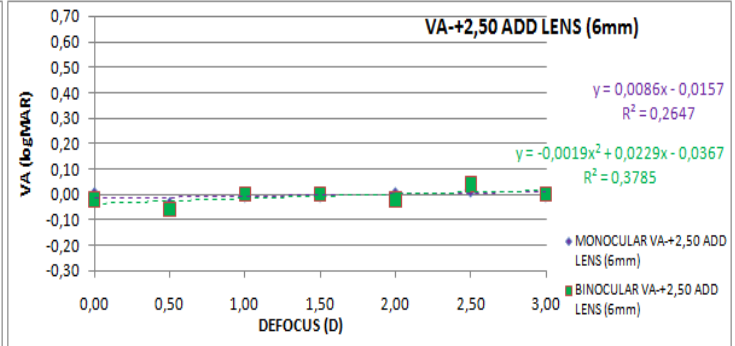
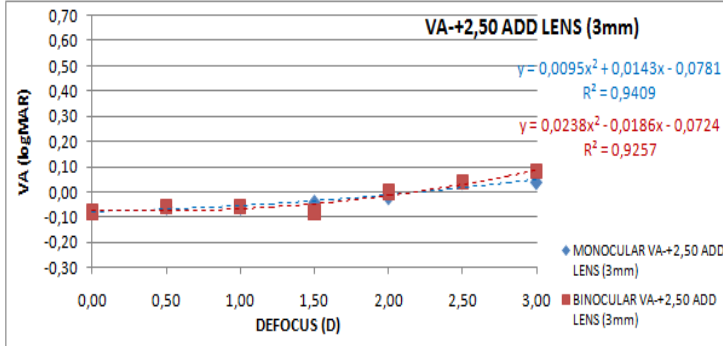
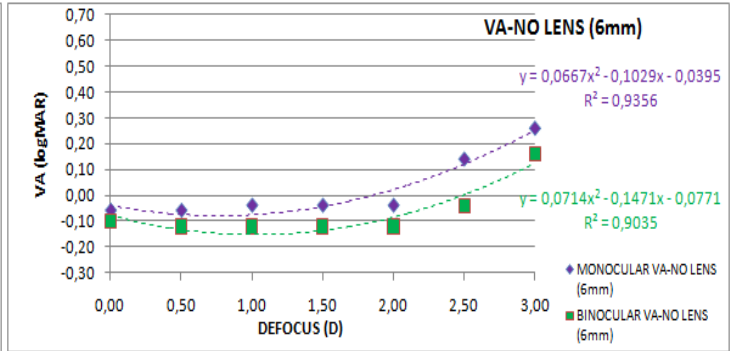
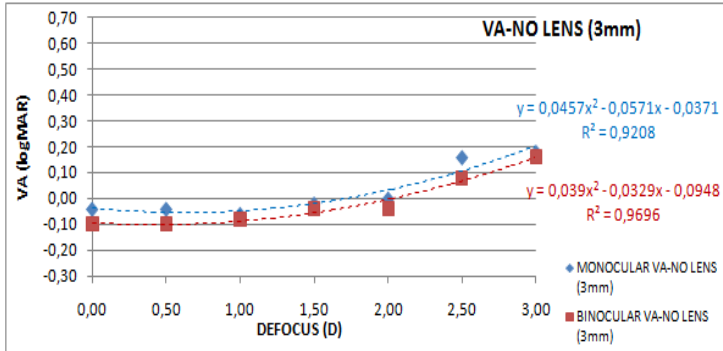
SUBJECT 4	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE	0,50 D	10/10
LEFT EYE (DOM)	0,50 D	10/10
DOM (sph +cyl)/2	0,75 D	
PD (mm)	55	
AGE	27	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ
 ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm
 ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 4.30 μμ

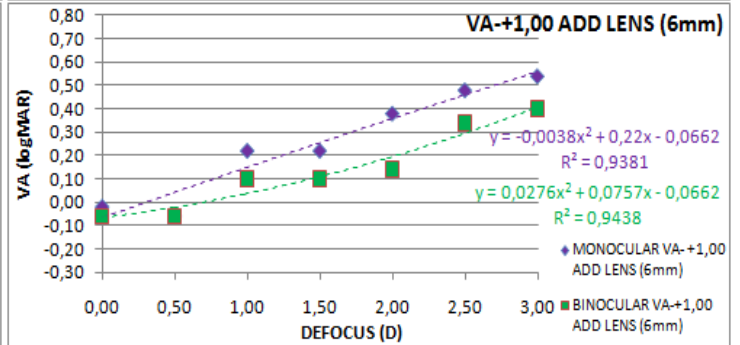
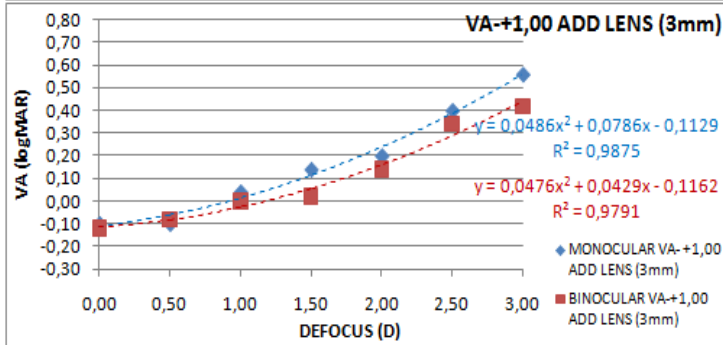
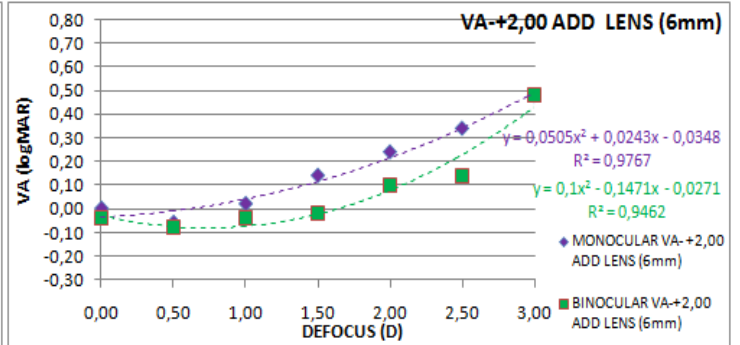
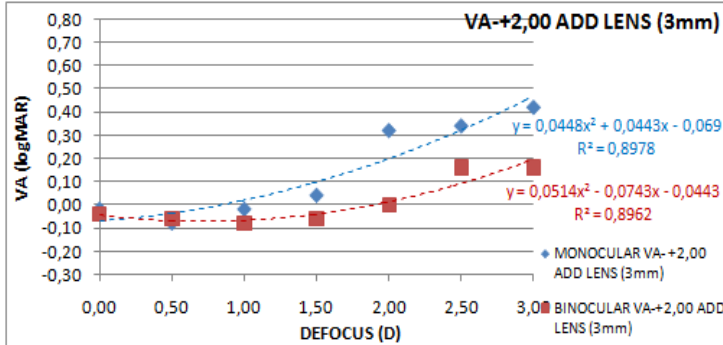
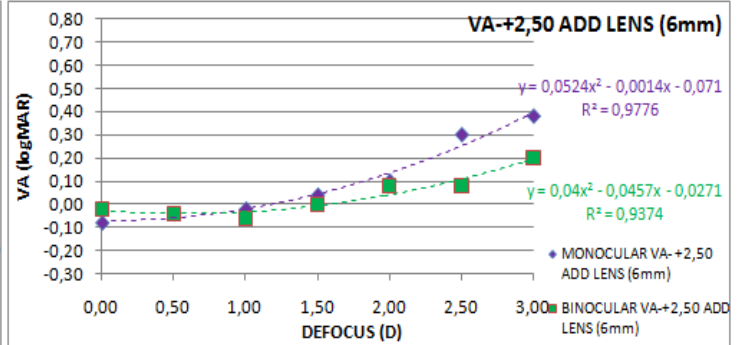
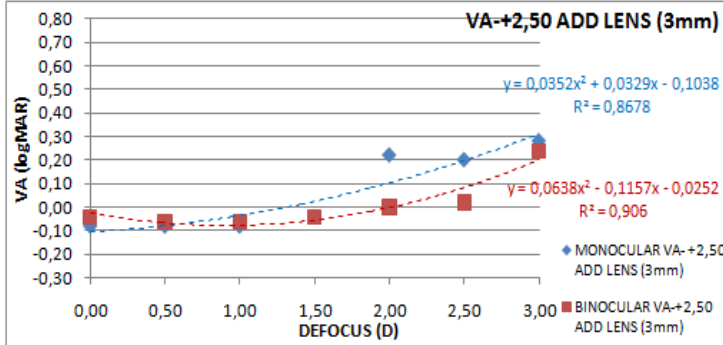
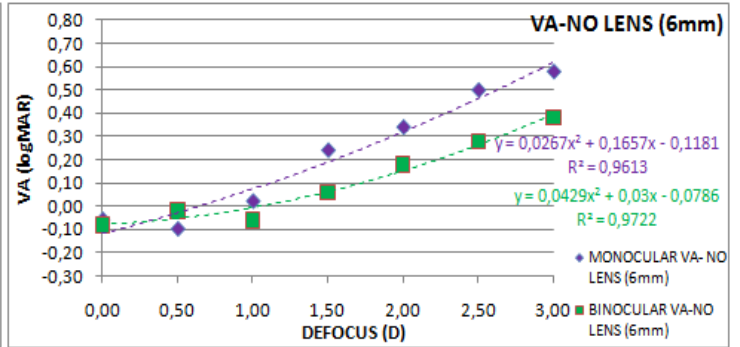
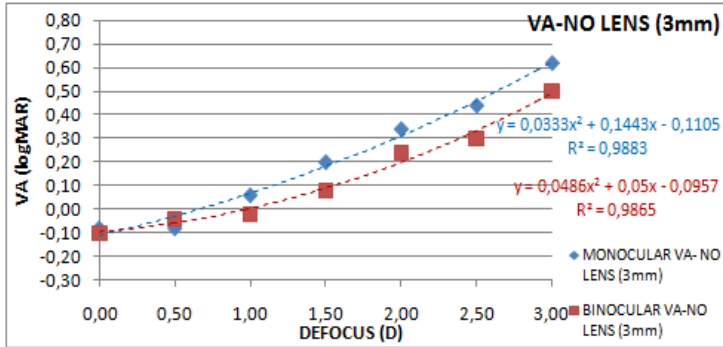


SUBJECT 5	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE(DOM)	-4.50 D/-0.75 Dx85	12/10
LEFT EYE	-5.50 D/ -0.25 Dx35	12/10-1
DOM (sph +cyl)/2	-4,88	
PD (mm)	60	
AGE	24	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ
ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3 mm
ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ 2 μμ

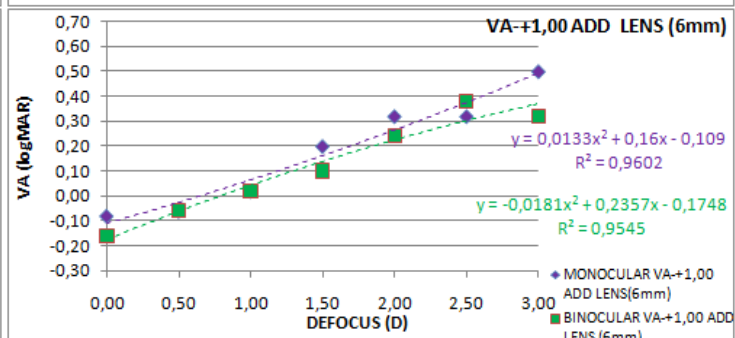
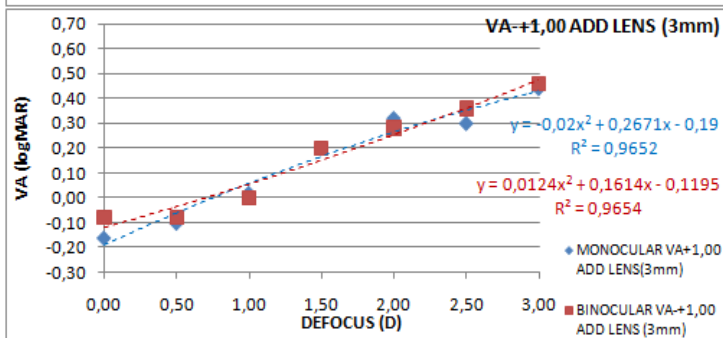
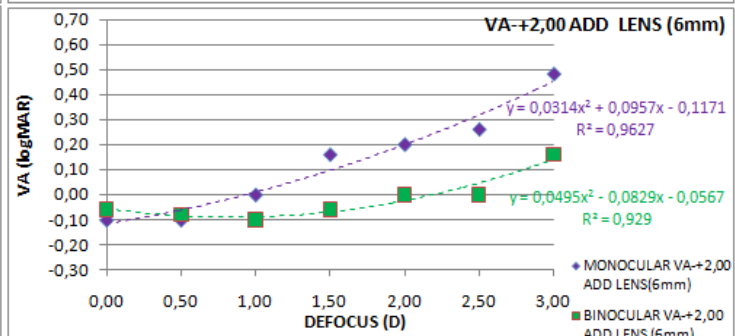
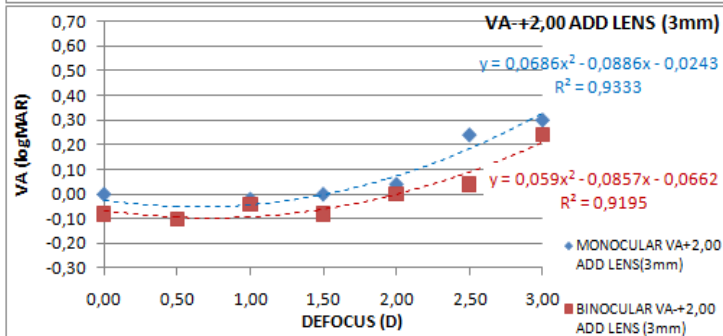
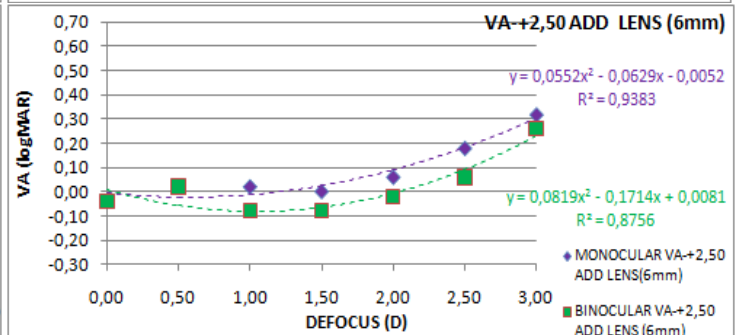
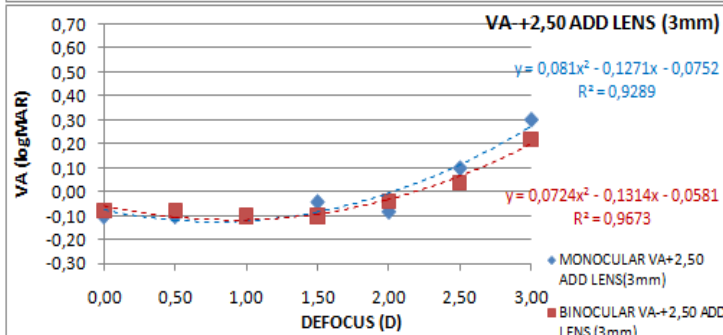
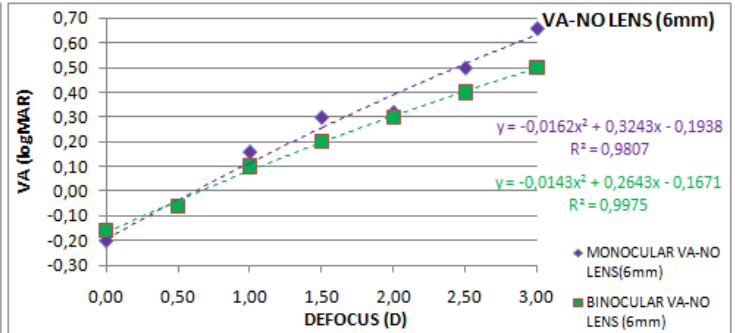
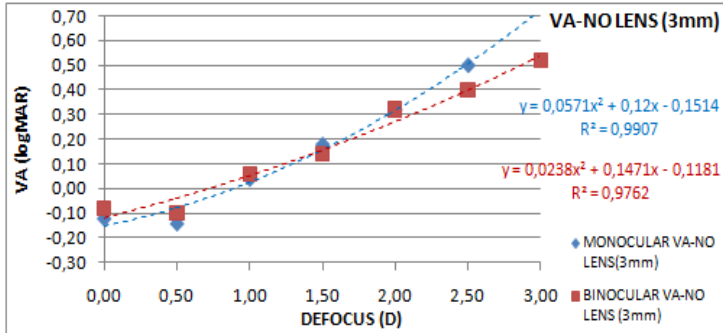


SUBJECT 6	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE(DOM)	-1.50 D/-0.25 Dx20	10/10
LEFT EYE	-1.75 D/-0.25 Dx20	10/10
DOM (sph +cyl)/2	-1,63	
PD (mm)	60	
AGE	24	
ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 2 μμ		



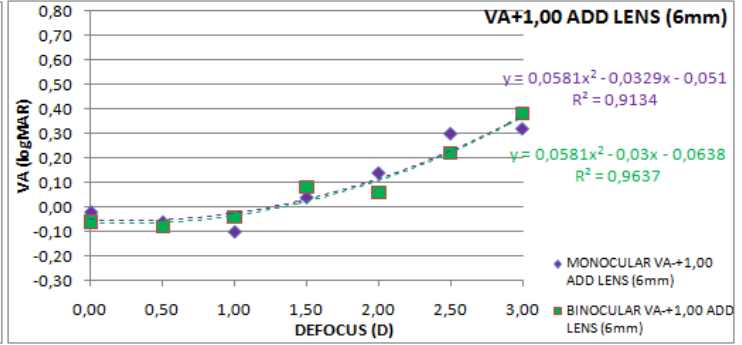
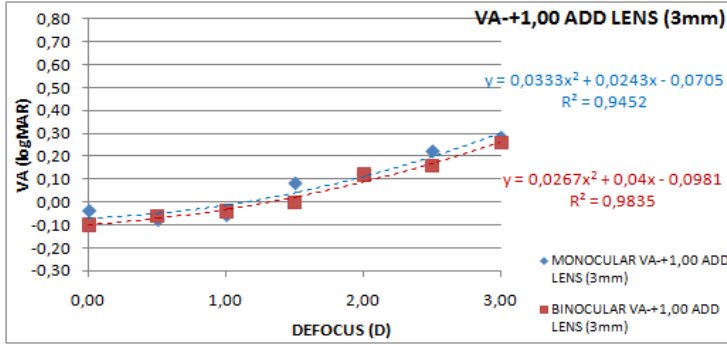
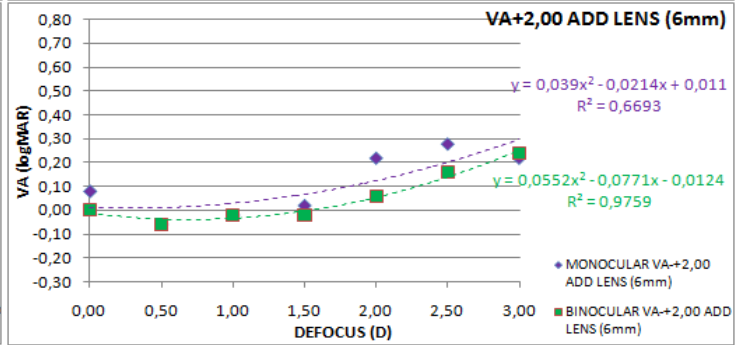
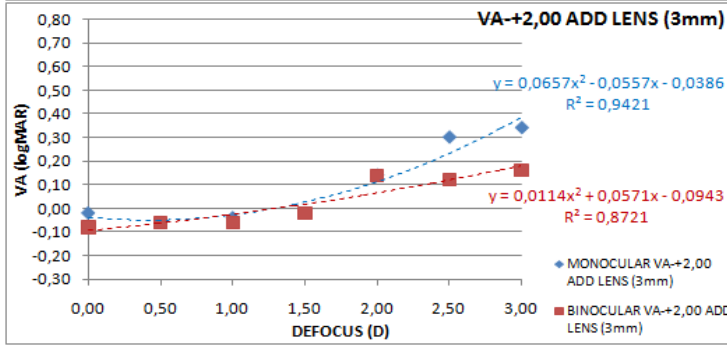
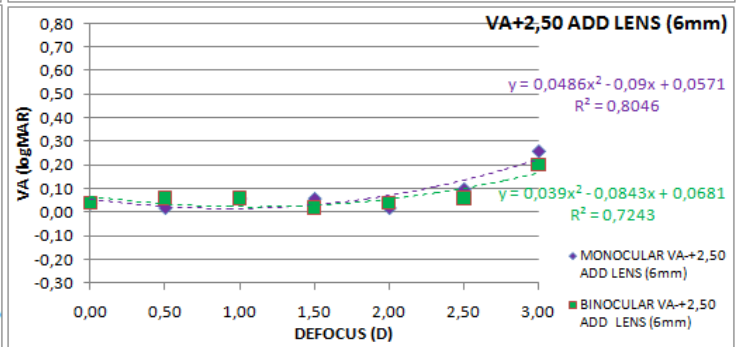
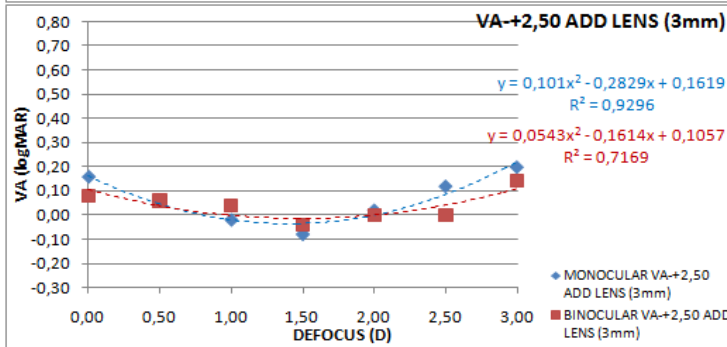
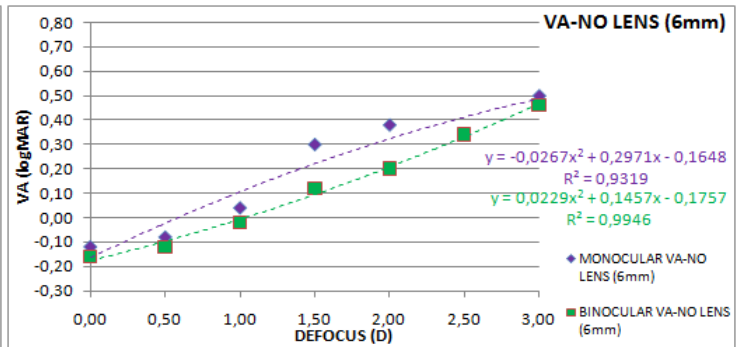
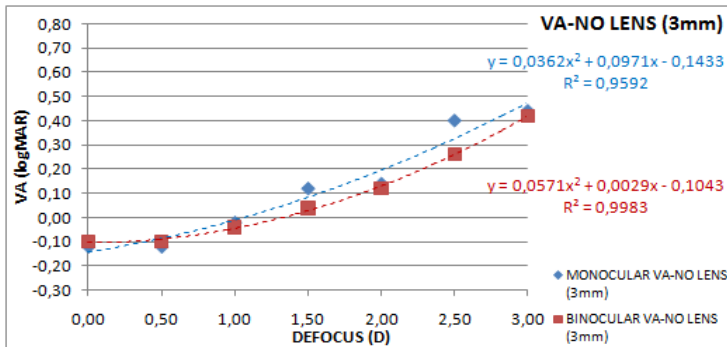
SUBJECT 7	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE(DOM)	+0.25 D/-0.25 Dx170	12/10
LEFT EYE	+0.75 D/-0.25 Dx180	12/10
DOM (sph +cyl)/2	0,63 D	
PD (mm)	61	
AGE	27	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ
ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm
ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 5 μμ



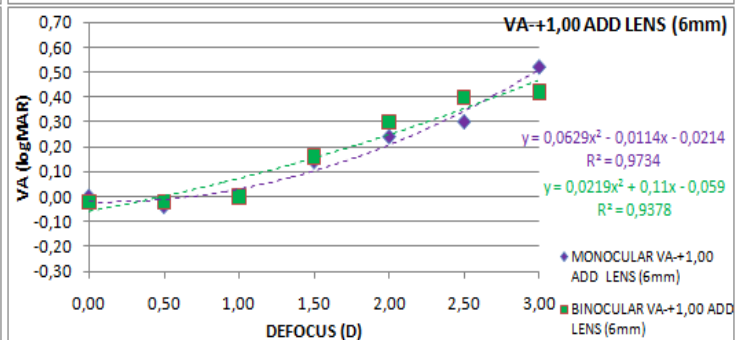
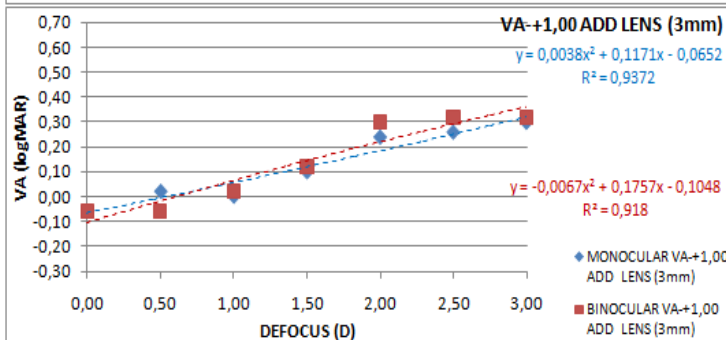
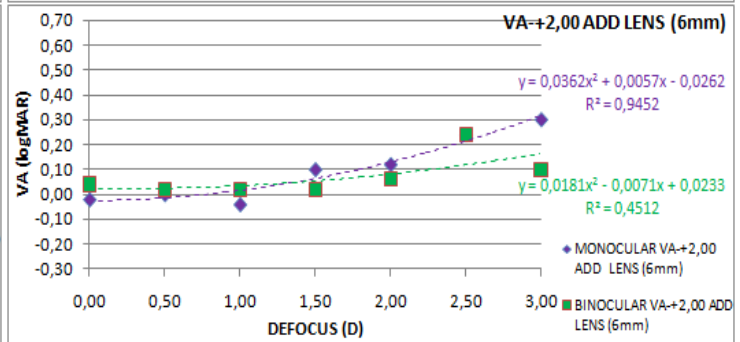
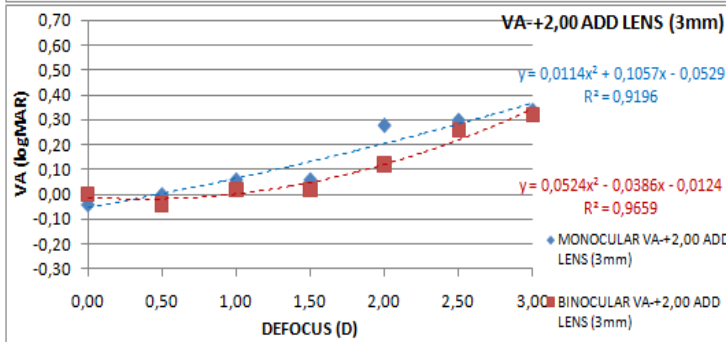
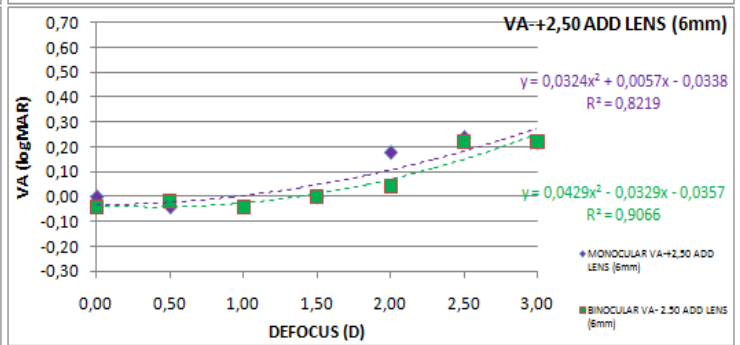
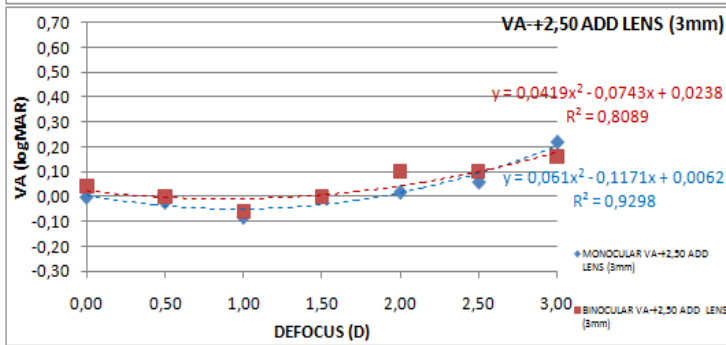
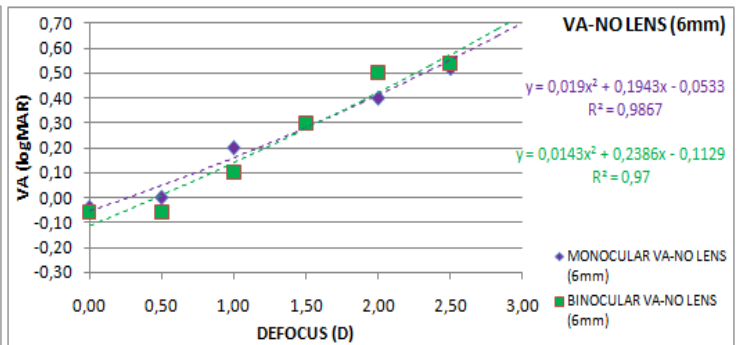
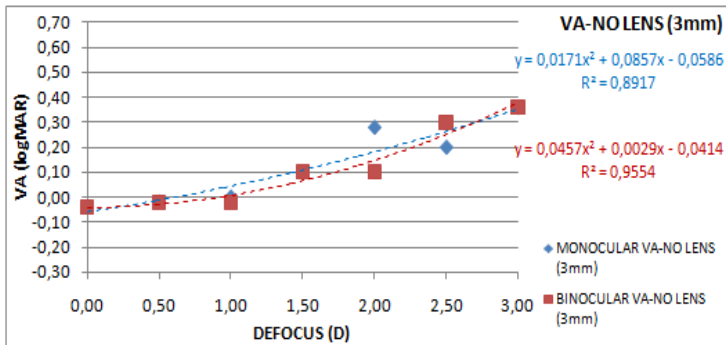
SUBJECT 8	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE	-0.50 D/-0.25 Dx60	12/10-2
LEFT EYE (DOM)	-0.25 D	12/10-2
DOM (sph +cyl)/2	-0.25 D	
PD (mm)	64	
AGE	30	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ
 ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3 mm
 ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 2 μμ



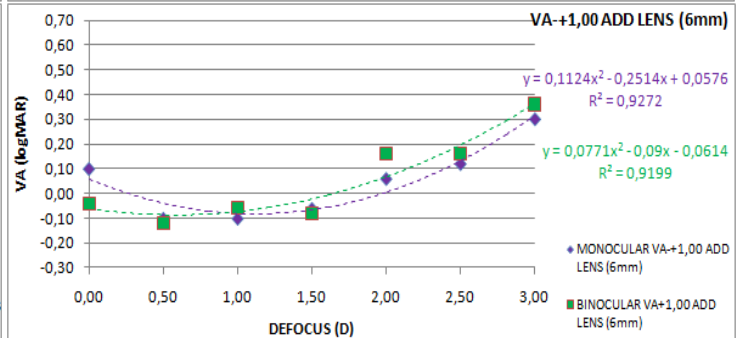
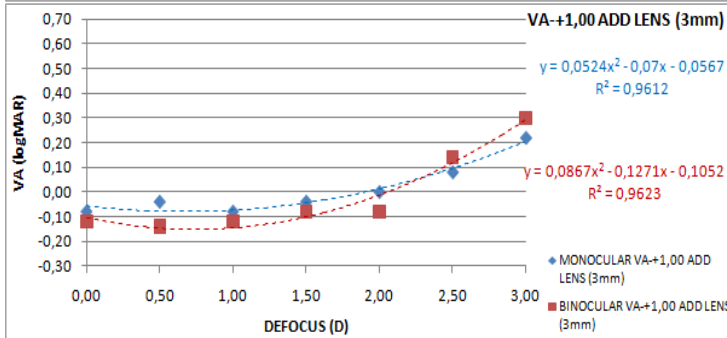
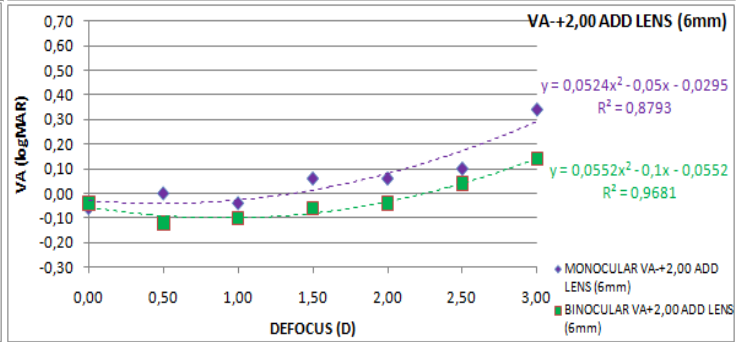
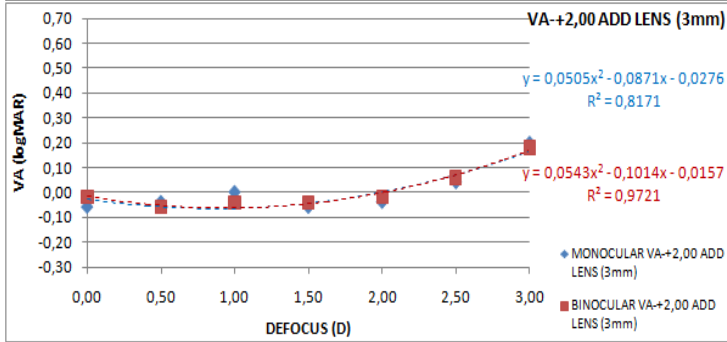
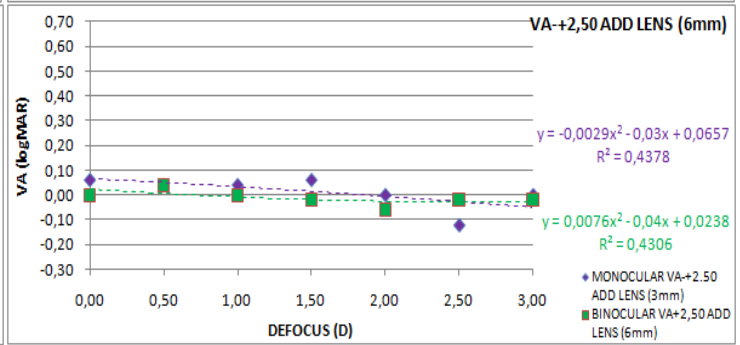
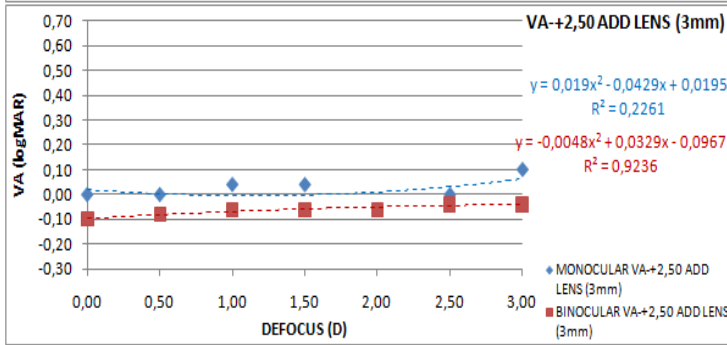
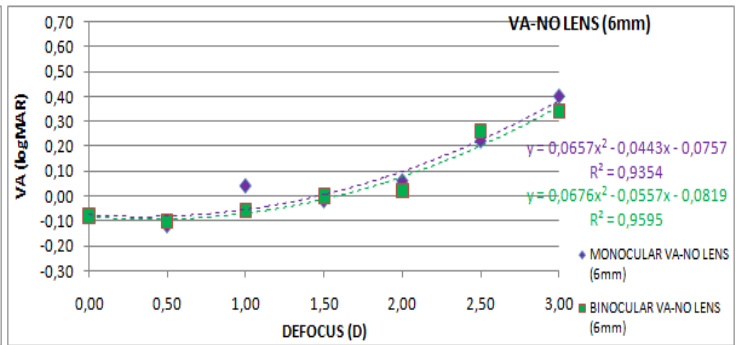
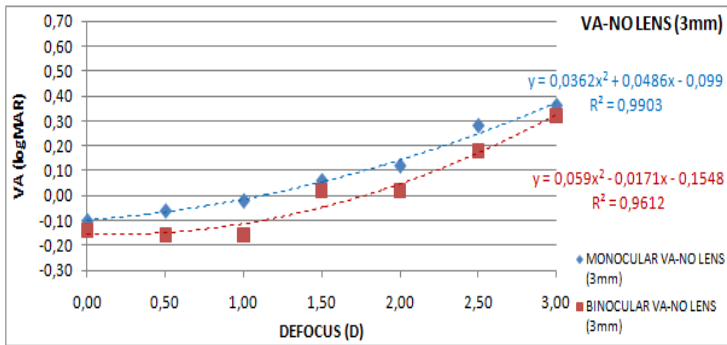
SUBJECT 9	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE(DOM)	-4,50D/-0,25Dx70	10/10
LEFT EYE	-4,75D/-0,25Dx85	10/10
DOM (sph +cyl)/2	-4.62 D	
PD (mm)	59	
AGE	25	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΜΟΝΟΦΘΑΛΜΑ
ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3 mm
ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 3 μm



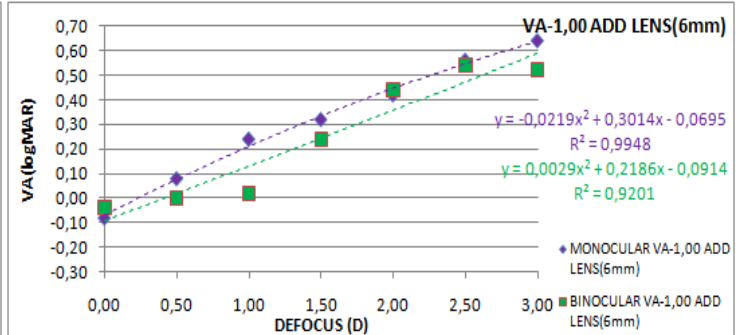
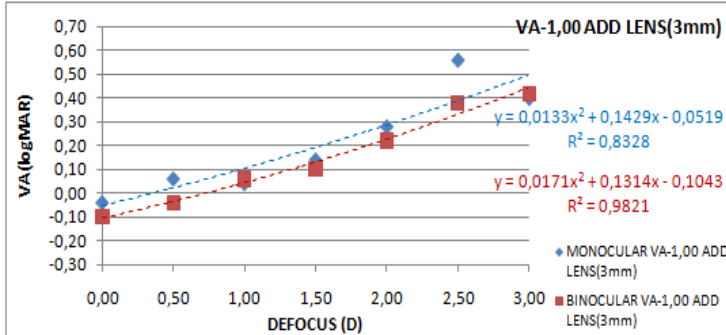
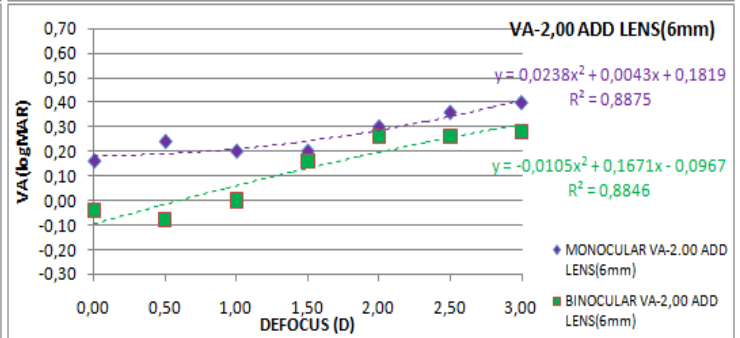
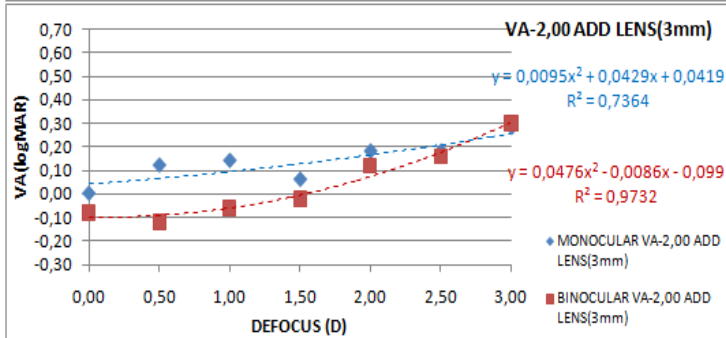
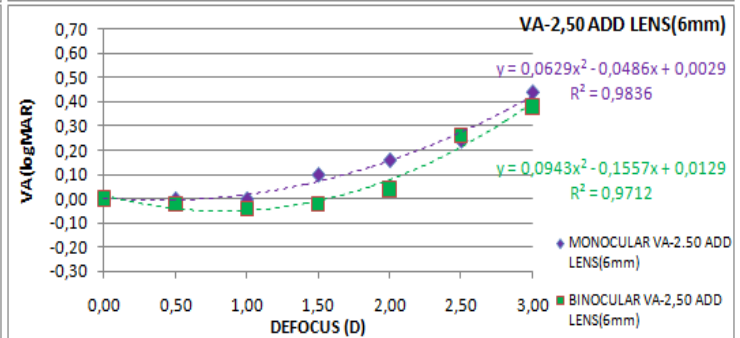
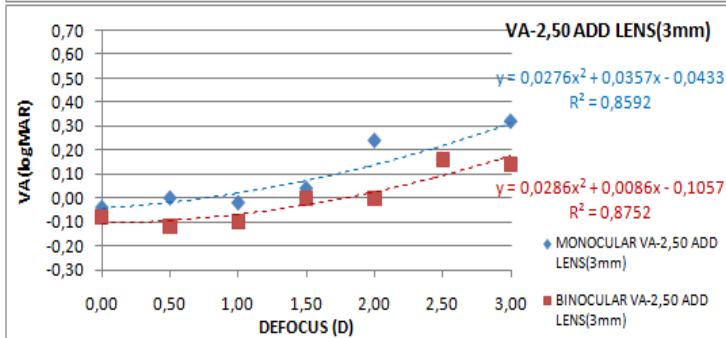
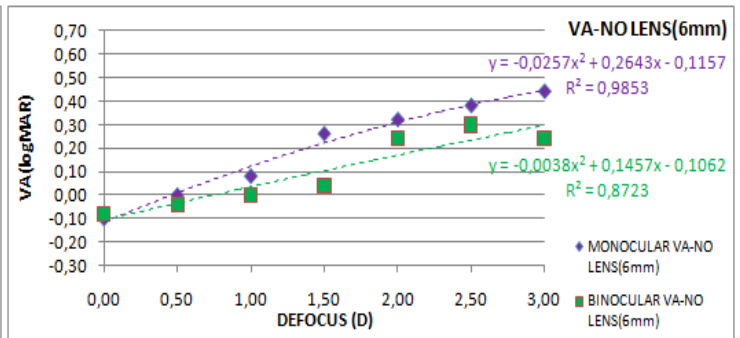
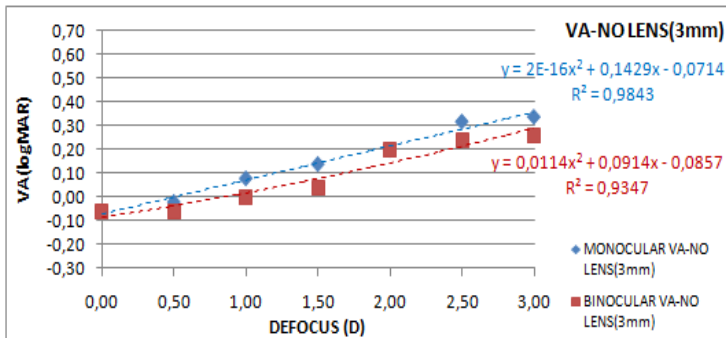
SUBJECT 10	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE(DOM)	-4,75D/-1,25Dx10	12/10+2
LEFT EYE	-4,50D/-1,00Dx5	12/10
DOM (sph +cyl)/2	-5.38 D	
PD (mm)	63	
AGE	26	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ
 ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3 mm
 ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 3 μμ



SUBJECT 11	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE	-3,75/-0,50x150	10/10+2
LEFT EYE (DOM)	-3,50	10/10+3
DOM (sph +cyl)/2	-3,50	
PD (mm)	58	
AGE	22	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ
ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 3 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 6 mm
ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 12 μμ



SUBJECT 12	REFRACTION BEST CORRECTED	VISUAL ACUITY
RIGHT EYE	+0.75 D	10/10
LEFT EYE (DOM)	+0.75 D	10/10
DOM (sph +cyl)/2	+0.75 D	
PD (mm)	60	
AGE	30	

ΠΡΩΤΑ ΛΑΜΒΑΝΟΥΜΕ ΟΠΤΙΚΗ ΟΞΥΤΗΤΑ ΔΙΟΦΘΑΛΜΑ
ΠΡΩΤΑ ΓΙΑ 6 ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΓΙΑ 3mm
ΟΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΕΓΙΝΑΝ ΣΤΙΣ 6.30 μμ

