





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ**  
**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**"ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ"**



Μεταπτυχιακή Ερευνητική Εργασία

« Μέτρηση και αξιολόγηση της δυναμικής προσαρμογής του οφθαλμού πριν και μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις διόρθωσης μυωπίας με excimer laser »

**ΝΙΚΟΣ Ε. ΠΕΡΔΙΚΑΚΗΣ**

Ακαδημαϊκό Έτος 2007-2008

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών "Οπτική & Όραση" του Πανεπιστημίου Κρήτης και παρουσιάστηκε στις 17/3/08 στην Τριμελή Επιτροπή, αποτελούμενη από τους:

1. Παλλήκαρη Ιωάννη, Καθηγήτη Οφθαλμολογίας,  
Πρύτανη Πανεπιστημίου Κρήτης
2. Παναγοπούλου Σοφία, Φυσικό, Διδάκτορα Ιατρικής Σχολής  
Πανεπιστημίου Κρήτης
3. Πλαΐνη Σωτήριο, MSc, PhD, Επίτιμο Λέκτορα  
Πανεπιστημίου Μάντσεστερ

Αφιερώνεται στους γονείς μου

## **Ευχαριστίες**

Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω θερμά όλους όσους συνέβαλαν στην ολοκλήρωση της παρούσας μεταπτυχιακής ερευνητικής μελέτης.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την Δρ. Σοφία Παναγοπούλου για το σημαντικό και ενδιαφέρον θέμα που μου εμπιστεύθηκε, καθώς και για την όλη συνεργασία μας.

Επίσης ευχαριστώ τα υπόλοιπα μέλη της τριμελούς επιτροπής κ.κ. Παλλήκαρη Ιωάννη και Δρ. Πλαΐνη Σωτήρη για τη σημαντική βοήθεια τους.

Ευχαριστώ όλους αυτούς που υπεβλήθησαν σε οφθαλμολογικές εξετάσεις για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, για την υπομονή και τη συνεργασία τους, καθώς επίσης και τους εργαζόμενους στα εξεταστήρια του ΒΕΜΜΟ για την αμέριστη βοήθεια και κατανόηση.

Ευχαριστώ επίσης την κα. Ειρήνη Κοκολάκη και την κα. Ευγενία Σκουντάκη για τη συμβολή τους στην ολοκλήρωση της εργασίας αυτής.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, που με στήριξε για μια ακόμη φορά.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη .....	6
Abstract .....	9
<b>Εισαγωγή .....</b>	<b>12</b>

### Α. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

<b>Κεφάλαιο 1: Οπτικό σύστημα ανθρώπινου οφθαλμού .....</b>	<b>14</b>
1.1 Δομή του ανθρώπινου οφθαλμού .....	14
1.2 Ο οφθαλμός σαν οπτικό όργανο .....	15
1.3 Ο κερατοειδής .....	17
1.4 Ο κρυσταλλοειδής φακός .....	21
<b>Κεφάλαιο 2: Διαθλαστικές ανωμαλίες-Διορθώσεις .....</b>	<b>28</b>
2.1 Εμμετροπία - Αμετροπία .....	28
2.2 Διαθλαστικές Ανωμαλίες .....	28
2.3 Διαθλαστική Χειρουργική .....	31
2.4 Excimer Laser .....	37
2.5 Εκρηκτική φωτοαποδόμηση .....	39
<b>Κεφάλαιο 3: Διαδικασία προσαρμογής κρυσταλλοειδή φακού .....</b>	<b>42</b>
3.1 Μηχανισμός προσαρμογής .....	42
3.2 Εύρος, ακρίβεια και σταθερότητα της προσαρμοστικής ικανότητας .....	44
3.3 Πρεσβυωπία .....	49
<b>Κεφάλαιο 4: Οφθαλμικές εκτροπές-Εκτροπόμετρα .....</b>	<b>51</b>
4.1 Ποιότητα Όρασης .....	51
4.2 Εκτροπές .....	52
4.2.1 Μονοχρωματικές Εκτροπές .....	52
4.2.2 Χρωματικές Εκτροπές .....	57
4.3 Ανάλυση Μετώπου Κύματος (wavefront) .....	58
4.4 Μέθοδοι Μέτρησης Εκτροπών .....	60
4.5 Έκφραση και Αξιολόγηση των Εκτροπών .....	64

**B. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

<b>Κεφάλαιο 5: Σκοπός εργασίας-Μεθοδολογία-Πληθυσμός</b> .....	68
5.1 Σκοπός-Μεθοδολογία.....	68
5.2 Πληθυσμός .....	73
<b>Κεφάλαιο 6: Αποτελέσματα</b> .....	75
6.1 Διαθλαστική χειρουργική – Διαθλαστικό σφάλμα .....	75
6.2 Προσαρμοστική ικανότητα .....	80
6.3 Διάμετρος κόρης οφθαλμού .....	94
6.4 Εκτροπές Υψηλής Τάξης .....	99
<b>Κεφάλαιο 7: Συμπεράσματα</b> .....	121
Σύνοψη.....	139
<b>Βιβλιογραφία</b> .....	141
<b>Παράρτημα</b> .....	145

## **ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

### **Σκοπός:**

Σκοπός της παρούσας εργασίας αποτέλεσε η μέτρηση και η αξιολόγηση του εύρους και των αλλαγών της προσαρμογής του οφθαλμού πριν και μετά από επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής για διόρθωση μυωπίας με excimer laser.

### **Μεθοδολογία:**

Στη μελέτη συμπεριλήφθηκαν 14 άτομα νεαρής ηλικίας (6 άνδρες και 8 γυναίκες - μέση ηλικία  $26.3 \pm 5.6$  έτη), με προ-εγχειρητικό διαθλαστικό σφάλμα μέχρι 4,75D μυωπία και 1.5D αστιγματισμό, τα οποία υποβλήθηκαν σε διαθλαστική χειρουργική επέμβαση με excimer λέιζερ (PRK & LASIK). Η προεγχειρητική διάθλαση κυμάνθηκε από -1.0 μέχρι -4.75 D με μέση τιμή  $-3.29 \pm 1.06$  D και ο προεγχειρητικός αστιγματισμός από 0.0 μέχρι -1.5 D με μέση τιμή  $-0,64 \pm 0,58$  D. Σε όλες τις περιπτώσεις η επέμβαση πραγματοποιήθηκε με το Wavelight Eye - Q Excimer laser, με συχνότητα ακτινοβολήσης 400 Hz. Και στην PRK και στη LASIK η φωτοεκτομή εφαρμόστηκε σε μια οπτική ζώνη 6,5 mm, με μία ζώνη μετάβασης έως τα 9 mm.

Για τις ανάγκες της εργασίας αυτής χρησιμοποιήθηκε ένα πλήρες σύστημα ανάλυσης μετώπου κύματος (COAS –Wavefront Sciences Ltd), το οποίο βασίζεται στην αρχή Shack-Hartmann, για τη μέτρηση των εκτροπών του οφθαλμού. Ένα ειδικά κατασκευασμένο οπτόμετρο Badal, προσαρμοσμένο πάνω στον αισθητήρα COAS, προσέφερε τη δυνατότητα καταγραφής των οφθαλμικών εκτροπών για ένα εύρος απαιτούμενης προσαρμογής (από το οπτικό άπειρο μέχρι περίπου 8D). Η προσαρμογή ελέγχονταν από ένα γράμμα E υψηλής αντίθεσης ( $\geq 80\%$ ) με γωνία όρασης  $1.75^\circ$  που αντιστοιχεί σε 6/126 στην κλίμακα Snellen. Το συγκεκριμένο οπτόμετρο είχε το πλεονέκτημα ο στόχος δεν άλλαζε μέγεθος για τα διαφορετικά επίπεδα προσαρμογής. Οι 50 (διαδοχικές για τον κάθε στόχο) μετρήσεις έγιναν με σειρά αυξανόμενης προσαρμογής, από τον μακρύτερο στον κοντινότερο στόχο.

Η ανάλυση των δεδομένων περιγράφηκαν με βάση τους συντελεστές Zernike (μέχρι 4<sup>ης</sup> τάξης). Οι μετρήσεις έγιναν προεγχειρητικά με τους ασθενείς να φοράνε διορθωτικά γυαλιά και μετεγχειρητικά στον έναν και στους τρεις μήνες, χωρίς τη χρήση γυαλιών.

### **Αποτελέσματα:**

Παρατηρήθηκε ότι όλοι οι οφθαλμοί προσαρμόζουν περισσότερο (υπερπροσαρμογή-lead) για μακρινά αντικείμενα (πρώτοι στόχοι), ενώ η προσαρμογή είναι μικρότερη της απαιτούμενης για κοντινά αντικείμενα (υποπροσαρμογή lag) τόσο πριν όσο και μετά την επέμβαση.

Δεν διαπιστώνεται κάποια αξιόλογη μεταβολή στην κλίση  $a_1$  απόκρισης-ερεθίσματος μετά τη διαθλαστική επέμβαση. Το εύρος του προσαρμοστικού σφάλματος, παρουσιάζει μια σχετικά μικρή αύξηση (περίπου 0,5D) στον ένα μήνα μετά την επέμβαση, επανερχόμενο σε κανονικά επίπεδα 3 μήνες μετεγχειρητικά.

Η διάμετρος της κόρης κατά την προσαρμογή ελατώνεται προοδευτικά με ρυθμό 0,2 mm/D περίπου και παραμένει σχεδόν ανεπηρέαστος μετά την επέμβαση διαθλαστικής χειρουργικής.

Κατά τη διάρκεια της προσαρμογής, η σφαιρική εκτροπή  $C_4^0$  μετακινείται προς αρνητικές τιμές. Μετά τη διαθλαστική επέμβαση δεν διαπιστώνεται κάποια αξιόλογη μεταβολή στην κλίση  $a_1$  των αντίστοιχων γραμμών τάσης (Σφαιρική εκτροπή – Προσαρμογή). Η αλλαγή της τιμής της σφαιρικής εκτροπής προς αρνητικότερες τιμές είναι περίπου 0,02μm για κάθε 1D προσαρμογής (για διάμετρο κόρης : 4mm). Όμως μετεγχειρητικά παρατηρείται μία σημαντική αύξηση στη θετική σφαιρική εκτροπή. Αυτό συμβαίνει γιατί μετά την επέμβαση η κεντρική οπτική ζώνη του κερατοειδή γίνεται πιο επίπεδη, ενώ δεν μεταβάλλεται στην περιφέρεια.

Επίσης, στον 1 μήνα μετεγχειρητικά διαπιστώνεται μια σχετική αύξηση του RMS high order για μακρινούς στόχους η οποία ελαφρώς μειώνεται στον 3<sup>ο</sup> μήνα. Η μεταβολή του RMS higher order με την προσαρμογή αλλάζει πριν σε σχέση μετά από την προσαρμογή. Οι αυξημένες εκτροπές στον ένα μήνα οφείλονται στη διαδικασία επούλωσης και επιθηλιοποίησης του κερατοειδή, η



οποια να σημειωθεί ότι παρουσιάζει μεγαλύτερη καθυστέρηση με επέμβαση PRK. Επίσης λόγω της διαθλαστικής επέμβασης PRK (στην οποία ανήκουν τα περισσότερα περιστατικά του δείγματος), οι εκτροπές είναι πιο αυξημένες στον ένα μήνα από ότι στους τρεις μήνες.

Στη μεταβολή της τρίτης τάξης κόμης φαίνεται να υπάρχει μεγάλος βαθμός μεταβλητότητας. Γενικά φαίνεται η οριζόντια κόμη να μην αλλάζει με την προσαρμογή ούτε πριν ούτε μετά την επέμβαση. Η κάθετη κόμη μεταβάλλεται περισσότερο με την προσαρμογή από ότι η οριζόντια (υπάρχει μια ελαφρώς αυξητική τάση). Μετεγχειρητικά φαίνεται να υπάρχει όμως μεγαλύτερο εύρος στην κατανομή των τιμών της οριζόντιας και κάθετης κόμης.

### **Συμπεράσματα:**

Η προσαρμοστική ικανότητα δεν επηρεάζεται τρεις μήνες μετά από διαθλαστική χειρουργική.

Μετεγχειρητικά η σφαιρική εκτροπή «αυξάνεται» προς θετικές τιμές, αλλά η κλίση σε σχέση με την προσαρμογή μένει ανεπηρέαστη. Πολύ μικρές αλλαγές παρατηρούνται στο καθετο και οριζόντιο κόμα. Η ποιότητα όρασης (όπως αυτή εκφράζεται από τη μετρική RMS) επηρεάζεται ως προς τη σχέση της με την προσαρμογή, ακολουθώντας τις μεταβολές της σφαιρικής εκτροπής.

Η αύξηση της σφαιρικής εκτροπής και η αλλαγή του RMS μετά την επέμβαση δεν φαίνεται να επηρεάζει την προσαρμοστική ικανότητα, αλλά μπορεί να έχει επίδραση στο σφάλμα προσαρμογής, ιδιαίτερα τον 1<sup>ο</sup> μήνα μετεγχειρητικά.

Είναι πιθανόν η όραση των ασθενών να προσαρμόζεται στην αυξημένη σφαιρική εκτροπή μετεγχειρητικά, αλλάζοντας τα κριτήρια σχετικά με τις εκτροπές υψηλής τάξης, που χρησιμοποιούμε κατά την προσαρμογή.

## **ABSTRACT**

### **Purpose:**

The purpose of this study is the evaluation of accommodative response and the concurrent changes in higher order aberrations before and after refractive surgery for myopic refractive correction using PRK or LASIK.

### **Method:**

The data were collected from 14 participants of young age (6 men and 8 women, mean age  $26,3 \pm 5,6$  years). Their pre-operative refractive error was at maximum 4,75D myopic sphere (mean:  $-3,29 \pm 1,06D$ ) and 1,5D myopic astigmatism (mean  $-0,64 \pm 0,58D$ ). All operations were done using the Wavelight Eye-Q Excimer Laser, with 400Hz irradiation frequency. Both PRK & LASIK photo excision was done in a zone of 6,5mm and a transition zone up to 9mm.

A wavefront analysis system (COAS-Wavefront Sciences Ltd), based in Shack-Hartmann principle, was used for measuring the wavefront aberrations of the eye. With the use of a purpose-developed Badal optometer coupled in COAS sensor the aberrations of the accommodating eye were recorded for a range of accommodative vergences (from optical infinity to approximately 8D). The accommodation was stimulated using a high contrast ( $\geq 80\%$ ) letter E as a target, with an optical angle of  $1,75^{\circ}$  (equivalent to 6/126 in Snellen scale). Fifty continuous measurements were taken.

Accommodative response was evaluated pre-operatively and 1 and 3 months post-operatively. Accommodation was corrected pre-operatively for effectivity (for these measurements the subjects were wearing lenses with their sphero-cylindrical correction). Wavefront data were analysed using the Zernike coefficients (up to 4<sup>th</sup> order).

### **Results:**

A lead of accommodation is observed for all eyes for distant objects, while the accommodation is less than the required (lag of accommodation) for closer objects. This was evident before and after the operation.

No difference was observed in the response-stimulus slope of accommodative response following refractive surgery. However, the error of accommodation for the highest vergence is higher (approx. 0,5D) one month post-operatively, with the effect being modest 3 months after the operation.

The pupil diameter during the accommodation is decreased smoothly having a rate of 0,2mm/D on average. This was not affected after the refractive surgery.

Upon accommodation, spherical aberration  $C_4^0$  is moving to more negative values, following a linear correlation. After the refractive surgery no significant change in the slope of the corresponding regression lines (spherical aberration vs. accommodation) is observed. Spherical aberration changes by approximately 0,02  $\mu\text{m}$  for every 1D of accommodation (for a pupil diameter: 4mm). However, as expected, a significant increase (a change to more positive values) in spherical aberration is found one month and three months post-operatively. That happens because after the operation, the central optic zone of the cornea becomes flatter, while corneal curvature remains unchanged in the periphery.

An increase in the RMS for higher order aberrations when accommodating to distant targets is found, which is slightly decreasing at 3<sup>rd</sup> months post-op. For near targets the high order RMS is found better for some subjects and worse for others, depending on their spherical aberration for distant targets.

The third order aberrations, eg vertical and horizontal coma show large variety in change. The horizontal coma does not change with the accommodation before or after the operation. The vertical coma changes more than the horizontal with the accommodation (there is a slightly increasing trend). Following refractive surgery, a wider distribution is observed between subjects compared to pre-operative values

### **Conclusions:**

It is evident that accommodative response following refractive surgery remains unaffected, although an increase in higher order aberrations, and specifically spherical aberration is observed. One month post-operatively, an increase error in accommodative response is found which decreases to pre-

operative values three months post-operatively. The errors at one month maybe due to the delay in post-op healing folloeing PRK.

It is possible that the participants adapt to the changes in aberrations structure caused by refractive surgery, particularly following a period of three months. Moreover, it is possible that after refractive surgery a different set of aberrations is used as an accommodating cue with the resulting accommodative response being unaffected. Important information will derive from studies evaluating the magnitude of accommodating fluctuations following refractive surgery.

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

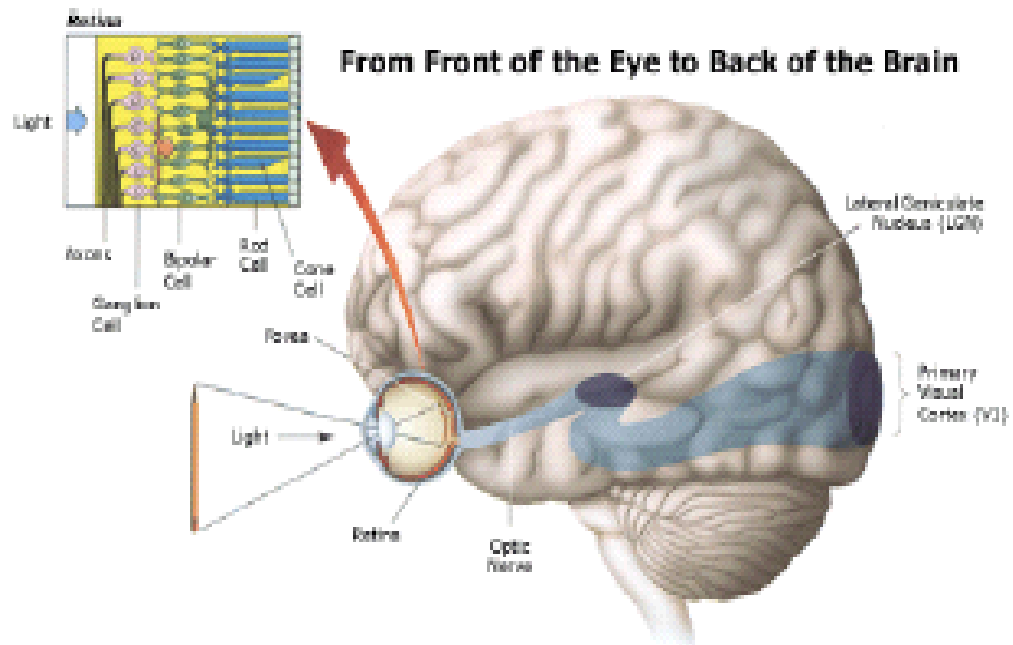
Η όραση είναι η κυρίαρχη αίσθηση στον άνθρωπο. Έχει υπολογιστεί ότι το 80% των πληροφοριών που δεχόμαστε καθημερινά λαμβάνονται από το οπτικό σύστημα. Είναι μια δυναμική διαδικασία που μας επιτρέπει να συλλέγουμε και να επεξεργαζόμαστε πληροφορίες από το περιβάλλον που ζούμε και στη συνέχεια να προγραμματίζουμε και να εκτελούμε τις κινήσεις μας (αντίδραση) μέσα σε αυτό.

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη λειτουργία της ανθρώπινης όρασης είναι η δημιουργία ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή (ανθρώπινο φιλμ). Το ρόλο της δημιουργίας του ειδώλου στον αμφιβληστροειδή αναλαμβάνει το οπτικό σύστημα του οφθαλμού.

Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού, όπως και κάθε οπτικό σύστημα απεικόνισης, δεν είναι τέλειο. Εισάγει εκτροπές και η ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου περιορίζεται από το φαινόμενο της περίθλασης.

Είναι γνωστό ότι δε μεταφέρονται μικρές εικόνες του κόσμου από τον οφθαλμό στον εγκέφαλο. Οι αντιλήψεις μας κατασκευάζονται από ένα πλήθος τεμαχισμένων πληροφοριών, κάποιες από τις οποίες είναι χωρικά οργανωμένες (π.χ. μια άμεση αποτύπωση από θέσεις στο περιβάλλον, σε θέσεις στον εγκέφαλο) και κάποιες από τις οποίες οργανώνονται σύμφωνα με άλλες ιδιότητες των ερεθισμάτων (π.χ. χρώμα, προσανατολισμός, υφή, κίνηση, κ.λ.π.). Η όραση είναι ένα πολύπλοκο σύστημα παράλληλης επεξεργασίας, στο οποίο εκατοντάδες εκατομμύρια από αισθητήρια κύτταρα αντιδρούν στο εισαγόμενο, μέσα από τους φακούς των οφθαλμών, φως.

Μέσα από πολλαπλές διασυνδέσεις, αυτές οι αντιδράσεις προκαλούν διαδοχικές αντιδράσεις μεταξύ των δεκάδων δισεκατομμυρίων εγκεφαλικών κυττάρων που λειτουργούν για την όραση. Και οι ψυχοφυσικές και οι νευροφυσιολογικές έρευνες δείχνουν ότι γίνεται αρκετή ασυνείδητη επεξεργασία των σημάτων μεταξύ της αρχικής εισόδου του φωτός στην κόρη του ματιού και της τελικής αντιληπτικής εμπειρίας που αποκτιέται.

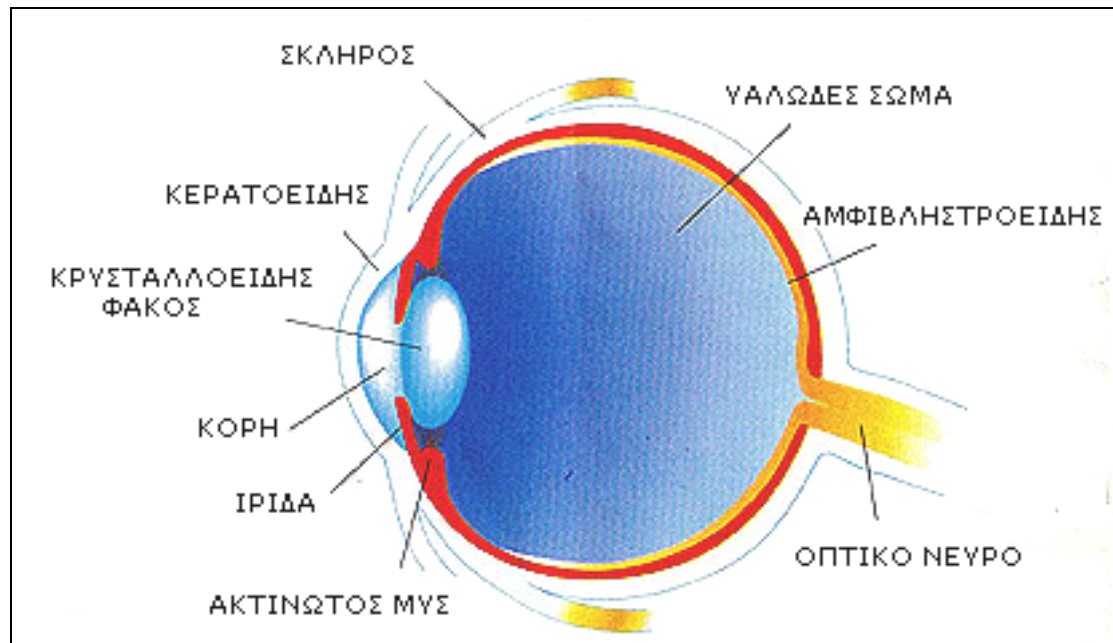


Σχήμα 1: Το οπτικό μονοπάτι

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : ΟΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

### 1.1 Δομή του ανθρώπινου οφθαλμού

Ο ανθρώπινος οφθαλμός αποτελεί κλειστό όργανο και μοιάζει με κοίλη σφαίρα που έχει κατά μέσο όρο διάμετρο 24 mm (κυμαίνεται μεταξύ 21 και 26 mm). Η ανατομία του οφθαλμού διαφαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



Εικόνα 1.1 Δομή του οφθαλμού

**ΣΚΛΗΡΟΣ**: Είναι αδιαφανής χιτώνας και λευκός. Βοηθά το μάτι να διατηρεί το σχήμα του και προστατεύει τα ευαίσθητα αιμοφόρα αγγεία και νεύρα στο εσωτερικό του ματιού. Είναι λεπτότερος στις καταφύσεις των ορθών μυών (0,3 mm) και αυξάνει περίπου σε 1 mm προς τα πίσω.

**ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΗΣ**: Διάφανος χιτώνας χωρίς αιμοφόρα αγγεία, που καλύπτει την ίριδα και το φακό. Αποτελεί την πρώτη διαθλαστική επιφάνεια την οποία συναντούν οι εισερχόμενες στον οφθαλμό ακτίνες. Η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή έχει σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς <sup>[1]</sup>. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή έχει σχήμα κατά προσέγγιση σφαιρικό. Το πάχος του κερατοειδή είναι περίπου 550μm και ο δείκτης διάθλασής του είναι 1,376.

Πίσω του, υπάρχει ο πρόσθιος θάλαμος ο οποίος περιέχει υδατοειδές υγρό ( $n=1,336$ ) και έχει αξονικό μήκος περίπου 3 mm.

ΙΡΙΔΑ: Το χρωματιστό μέρος του ματιού. Η ίριδα αποτελεί το διάφραγμα του οπτικού συστήματος, το οποίο ρυθμίζει την ποσότητα του φωτός που φτάνει στον αμφιβληστροειδή.

ΚΟΡΗ: Το μαύρο μέρος του ματιού ανάμεσα στον κερατοειδή και στο φακό. Από αυτήν το φως εισέρχεται στο μάτι.

ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΕΙΔΗΣ ΦΑΚΟΣ: Βρίσκεται πίσω από την ίριδα. Η βασική οπτική λειτουργία του είναι η ρύθμιση της συνολικής διοπτρικής ισχύος του οφθαλμού, προκειμένου να καθίσταται δυνατή η ευκρινής απεικόνιση τόσο των μακρινών όσο και των κοντινών αντικειμένων <sup>[2]</sup> (λειτουργία της προσαρμογής).

Ο δείκτης διάθλασης ( $n=1,41$ ) και το σχήμα του κρυσταλλοειδούς φακού είναι τέτοια ώστε να αντισταθμίζεται σε κάποιο βαθμό η σφαιρική εκτροπή που εισάγεται από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή <sup>[3]</sup>.

ΑΚΤΙΝΩΤΟΣ ΜΥΣ: Είναι ένα δακτυλίδι από μύες γύρω από το φακό, που επιτρέπει στο φακό να αλλάζει σχήμα.

ΥΑΛΩΔΕΣ ΣΩΜΑ: Είναι το ζελατινώδες υγρό που λόγω της πίεσεως που ασκεί, διατηρεί το μάτι στο σωστό του σχήμα. Καταλαμβάνει το χώρο πίσω από τον κρυσταλλοειδή φακό ( $n=1,337$ ).

ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΗΣ: Είναι μια στιβάδα από ευαίσθητα κύτταρα (φωτοϋποδοχείς) και ινώδη νεύρα συνδεδεμένα στην εσωτερική πίσω πλευρά της σφαίρας του ματιού. Έχει σχήμα κατά προσέγγιση σφαιρικό με ακτίνα καμπυλότητας 12mm.

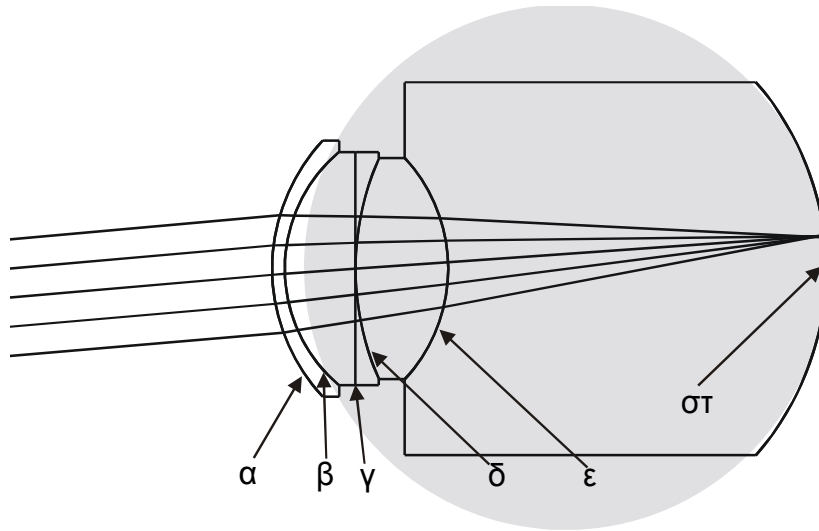
ΟΠΤΙΚΟ ΝΕΥΡΟ: Το νεύρο που μεταφέρει τις πληροφορίες που περνάνε από το μάτι και φθάνουν στο εγκέφαλο.

## 1.2 Ο οφθαλμός σαν οπτικό όργανο

Τα οπτικά μέσα του οφθαλμού είναι οργανωμένα σε μικροσκοπικό επίπεδο ώστε να επιτρέπουν τη διάδοση του ορατού φωτός με πολύ χαμηλά επίπεδα σκέδασης <sup>[4,5]</sup>. Η γεωμετρία των οπτικών μέσων είναι τέτοια, ώστε να επιτρέπει το σχηματισμό ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή <sup>[6,7]</sup>.



Μια σχηματική αναπαράσταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού σε εγκάρσια τομή είναι η παρακάτω:



Εικόνα 1.2 α,β: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή, γ: ίριδα,  
 δ,ε: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού  
 στ: αμφιβληστροειδής

Μια δέσμη φωτεινών ακτίνων που εισέρχεται στον οφθαλμό, φθάνει στον αμφιβληστροειδή περνώντας από τα διάφορα διαθλαστικά μέσα που αυτό διαθέτει.

Τα διαθλαστικά μέσα του ματιού είναι ο κερατοειδής, το υδατοειδές υγρό, ο φακός και το υαλοειδές σώμα.

Στην ολική διάθλαση του ματιού, τα  $\frac{3}{4}$  ανήκουν στον κερατοειδή και το  $\frac{1}{4}$  στο φακό. Αυτό ισχύει για την κατάσταση ηρεμίας του οφθαλμού, επειδή όταν ο φακός προσαρμόζει με τη δράση του κυκλικού μυός η σχέση αυτή ανατρέπεται.

Η φωτεινή ακτινοβολία υφίσταται ουσιαστική διάθλαση στην πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή και στον κρυσταλλοειδή φακό. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή μπορεί να αγνοηθεί γιατί χωρίζει δυο οπτικά μέσα με σχεδόν ίδιο δείκτη διάθλασης.

Η μεγάλη διαθλαστική δύναμη του κερατοειδούς οφείλεται σε δυο λόγους:

- i) στη μεγάλη κυρτότητα της κεντρικής του περιοχής

ii) στο γεγονός ότι η επιφάνεια αυτή χωρίζει δυο μέσα με μεγάλη διαφορά στο δείκτη διάθλασης.

Ο κρυσταλλοειδής φακός έχει μικρότερη διαθλαστική δύναμη από τον κερατοειδή γιατί περιβάλλεται από το υδατοειδές υγρό και το υαλοειδές σώμα, των οποίων ο δείκτης διάθλασης δεν διαφέρει πολύ από αυτόν της ουσίας του φακού. Ωστόσο η διαθλαστική δύναμη του φακού είναι μεγαλύτερη από την αναμενόμενη, σύμφωνα με τις ακτίνες καμπυλότητας των επιφανειών του και το δείκτη διάθλασης της ουσίας του.

Αυτό οφείλεται σε δυο λόγους:

α) ο φακός αποτελείται από πολλές ομόκεντρες στιβάδες, των οποίων η διαθλαστική δύναμη αυξάνεται από τις περιφερικότερες προς τις κεντρικότερες. Η προοδευτική αυτή αύξηση της οπτικής πυκνότητας αυξάνει σημαντικά τη διαθλαστική δύναμη του.

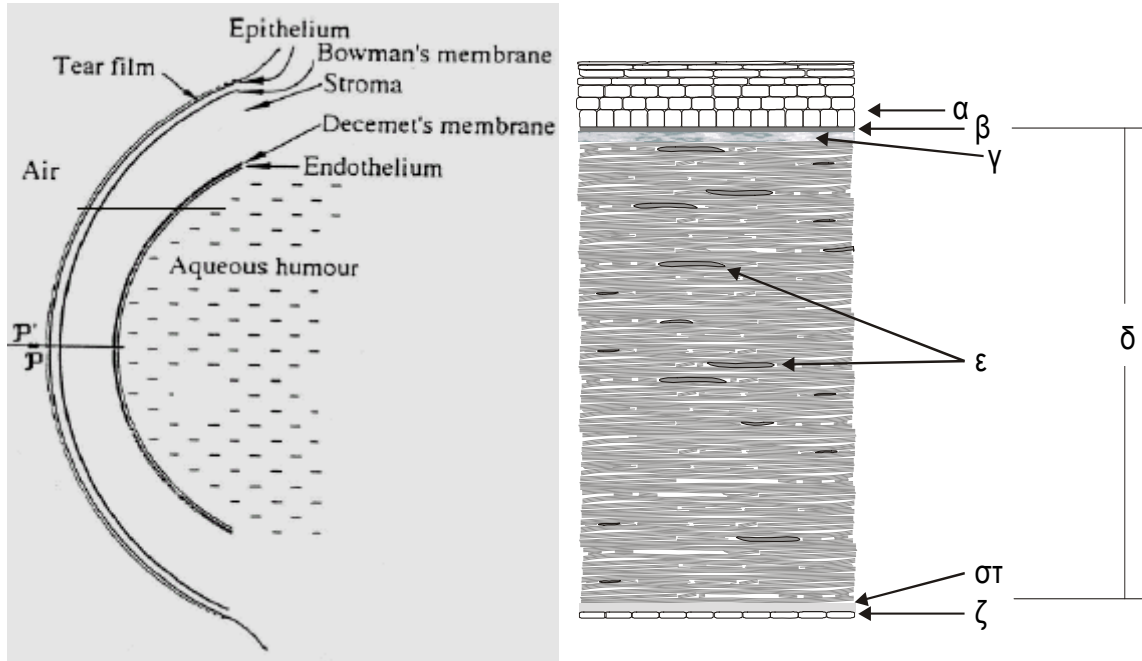
β) Οι αλληλοδιάδοχες στιβάδες του φακού δεν είναι ακριβώς παράλληλες μεταξύ τους. Η κυρτότητα των περιφερικών είναι μικρότερη από των κεντρικών με αποτέλεσμα ο κεντρικός πυρήνας να είναι σχεδόν σφαιρικός. Έτσι, κατά κάποιο τρόπο, μέσα στο φακό είναι ενσωματωμένος ένας άλλος φακός σφαιρικότερος και με μεγάλο δείκτη διάθλασης.

Η συνολική διαθλαστική ισχύς του ανθρώπινου οφθαλμού είναι περίπου +60D (διοπτρίες).

### 1.3 Ο κερατοειδής

Η βασική διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού είναι η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή, αφού αποτελεί τη διεπιφάνεια με τη μέγιστη διαφορά δεικτών διάθλασης εκατέρωθέν της. Επομένως η συμμετρία της επιφάνειας του κερατοειδή είναι ιδιαίτερης σημασίας για την ποιότητα του σχηματιζόμενου ειδώλου.

Στην εικόνα 1.3 φαίνεται σχηματικά η εγκάρσια τομή του κερατοειδή όπου απεικονίζονται οι διάφορες στοιβάδες που τον αποτελούν.



Εικόνα 1.3 Σχηματική αναπαράσταση των στοιβάδων του κερατοειδή  
 α: επιθήλιο του κερατοειδή, β: βασική μεμβράνη, γ: στοιβάδα του Bowman,  
 δ: στρώμα, ε: κερατοκύτταρα, στ: δεσκεμέτειος μεμβράνη, ζ: ενδοθήλιο.

Στην εξωτερική πλευρά υπάρχει το επιθήλιο που αποτελείται από 5-7 στρώσεις επιθηλιακών κυττάρων. Τα επιθηλιακά κύτταρα στη βάση του επιθηλίου έχουν κυλινδρικό σχήμα ενώ τα επιφανειακά είναι πεπλατυσμένα. Το σύνολο των κυττάρων του επιθηλίου αναγεννάται περίπου κάθε επτά ημέρες. Ο πολλαπλασιασμός των επιθηλιακών κυττάρων πραγματοποιείται κυρίως στην περιφέρεια του κερατοειδή. Η πορεία των επιθηλιακών κυττάρων από τη μίτωση ως την απόπτωση, συνοδεύεται από μετακίνηση από την περιφέρεια προς το κέντρο και από τη βάση του επιθηλίου προς την επιφάνεια.

Πάνω στο επιθήλιο βρίσκεται η δακρυϊκή στοιβάδα, η οποία είναι η εξώτατη διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού. Μέσω της επιφανειακής τάσης λαμβάνει λείο σχήμα, το οποίο απαιτείται για διάθλαση του φωτός χωρίς σημαντική σκέδαση.

Το επιθήλιο βρίσκεται πάνω στη βασική μεμβράνη η οποία αποτελείται από ίνες κολλαγόνου τύπου IV και προσφύεται σε αυτήν με ημι-δεσμοσώματα.

Κάτω από τη βασική μεμβράνη υπάρχει η στοιβάδα του Bowman, η οποία αποτελεί ένα από τα δομικά χαρακτηριστικά του κερατοειδή προσδίδοντας μηχανική σταθερότητα.

Το στρώμα του κερατοειδή αποτελεί περίπου το 90% του συνολικού πάχους του κερατοειδή. Αποτελείται από ίνες κολλαγόνου διατεταγμένες σε στρώσεις με διαφορετική κατεύθυνση η κάθε μία. Έτσι επιτυγχάνεται η μηχανική ισοτροπία στις κάθετες στον οπτικό άξονα κατευθύνσεις και εξασφαλίζεται ότι η μέση απόσταση μεταξύ των δομικών στοιχείων του στρώματος είναι πολύ μικρότερη από το μήκος κύματος του ορατού φωτός του οποίου καλείται να υποστηρίξει τη διάδοση.

Ανάμεσα στις ίνες κολλαγόνου υπάρχει η εξωκυττάρια ουσία που αποτελείται κυρίως από γλυκοσαμινογλυκάνες στις οποίες δεσμεύεται νερό μέσω δεσμών υδρογόνου. Η συνολική περιεκτικότητα του στρώματος του κερατοειδή σε νερό είναι περίπου 80% κ.β. Το στρώμα του κερατοειδή είναι η στοιβάδα εκείνη στην οποία πρέπει να πραγματοποιηθούν γεωμετρικές αλλαγές στην περίπτωση που είναι επιθυμητό να αλλάξει η διαθλαστική ισχύς του οπτικού συστήματος του οφθαλμού. Στο στρώμα του κερατοειδή βρίσκονται διάσπαρτα κερατοκύτταρα.

Στην εσωτερική πλευρά του κερατοειδή υπάρχει η δεσκεμέτειος μεμβράνη η οποία είναι η βασική μεμβράνη του ενδοθηλίου του κερατοειδή.

Το ενδοθήλιο αποτελείται από μία μονοκυτταρική στρώση εξαγωνικών κυττάρων τα οποία δεν αναγεννώνται και παίζουν ζωτικό ρόλο στη διατήρηση της διαύγειας του κερατοειδή μέσω της άντλησης νερού από τον κερατοειδή προς τον πρόσθιο θάλαμο. Αυτή η αντλία εξασφαλίζει την πυκνή διάταξη των ινών κολλαγόνου του στρώματος σε διαδοχικές στρώσεις. Σε περίπτωση ανεπάρκειας του ενδοθηλίου να επιτελέσει αυτή τη λειτουργία η μέση απόσταση μεταξύ των ινών του κολλαγόνου αυξάνει (οίδημα), με αποτέλεσμα τη σκέδαση και την απώλεια της διαύγειας του κερατοειδή.

Η ασφαιρικότητα της εξωτερικής επιφάνειας του κερατοειδή (σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς) μειώνει τη σφαιρική εκτροπή που εισάγεται στο οπτικό σύστημα του οφθαλμού, σε επίπεδα που να μπορεί να αντισταθμιστεί σε μεγάλο βαθμό από την αρνητική σφαιρική εκτροπή που εισάγει ο κρυσταλλοειδής φακός. Οι συντεταγμένες  $y$ ,  $z$  του σημείου  $\alpha$  (εικόνα 1.4) περιγράφονται από την ακόλουθη εξίσωση:

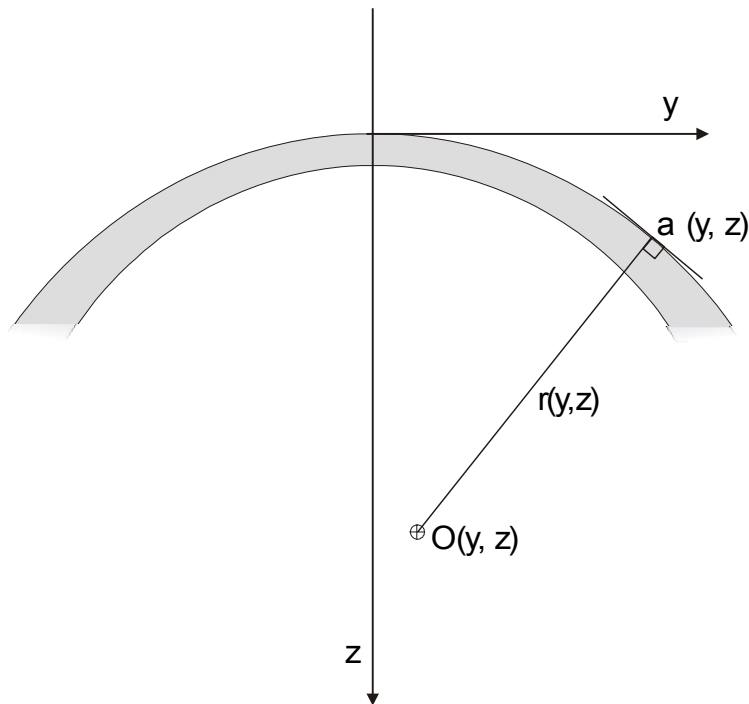
$$z = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2 y^2}}$$

όπου  $c$  και  $k$  η βασική ακτίνα καμπυλότητας και η κωνική σταθερά αντίστοιχα. Οι τιμές που προκύπτουν για τις παραμέτρους  $c$  και  $k$  του ανθρώπινου κερατοειδή με βάση μέσες τιμές μετρήσεων σε φυσιολογικό πληθυσμό<sup>[8]</sup> είναι  $1/c = 7,72\text{mm}$  και  $k = -0,26$  αντίστοιχα.

Όπως μπορεί να γίνει εύκολα αντιληπτό, ο κερατοειδής κάθε ανθρώπου διαφέρει από τον προαναφερθέντα μέσο όρο. Μεγάλη διακύμανση μεταξύ των φυσιολογικών οφθαλμών παρουσιάζει τόσο η βασική ακτίνα καμπυλότητας όσο και η κωνική σταθερά  $k$  (η οποία συχνά στη βιβλιογραφία αναφέρεται και ως ασφαιρικότητα (asphericity) και συμβολίζεται με  $Q$ ).

Στη γενική περίπτωση το σχήμα της εξωτερικής επιφάνειας του κερατοειδή δεν είναι εκ περιστροφής συμμετρικό με αποτέλεσμα το οπτικό σύστημα να πάσχει από ασύμμετρες εκτροπές (π.χ. αστιγματισμό).

Η διαθλαστική ισχύς του σημείου  $a$  (εκφρασμένη σε διοπτρίες) υπολογίζεται σαν συνάρτηση της τοπικής ακτίνας καμπυλότητας ( $r$ ) και του δείκτη διάθλασης του κερατοειδή ( $n$ ), από την εξίσωση:  $D = \frac{n - 1}{r}$



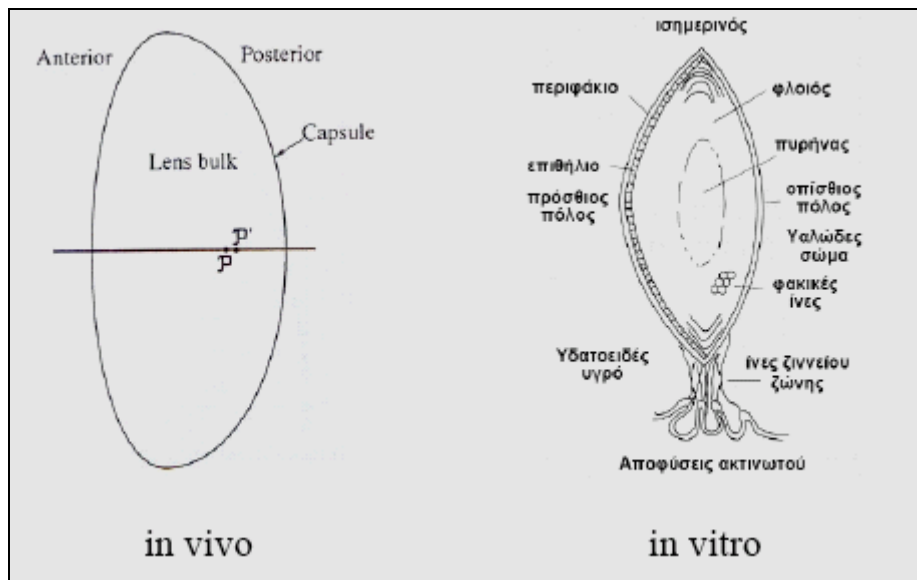
Εικόνα 1.4 Ο κερατοειδής σαν οπτικό στοιχείο.

## 1.4 Ο κρυσταλλοειδής φακός

Ο φακός του οφθαλμού έχει σχήμα αμφίκυρτο και βρίσκεται μεταξύ της πίσω επιφάνειας της ίριδας και της μπροστά επιφάνειας του υαλοειδούς σώματος.

Περιγράφεται από δύο επιφάνειες (την πρόσθια και την οπίσθια), τον ισημερινό και τους δύο πόλους (εικόνα 1.5). Το κέντρο της πρόσθιας επιφάνειας λέγεται πρόσθιος πόλος του φακού και το κέντρο της οπίσθιας, οπίσθιος πόλος του φακού. Η νοητή γραμμή που συνδέει τους δύο πόλους λέγεται προσθοπίσθιος άξονας του φακού και αντιστοιχεί στο πάχος του.

In vivo, η πρόσθια επιφάνεια είναι λιγότερο κυρτή από την οπίσθια, ενώ in vitro (όταν αφαιρεθεί από τον οφθαλμό), λόγω της ελαστικότητάς του και απουσία των δυνάμεων των ινών της Ζιννείου ζώνης, οι επιφάνειές του (ιδιαίτερα η πρόσθια) ανακτούν την πιο κυρτή φυσιολογική μορφή τους.

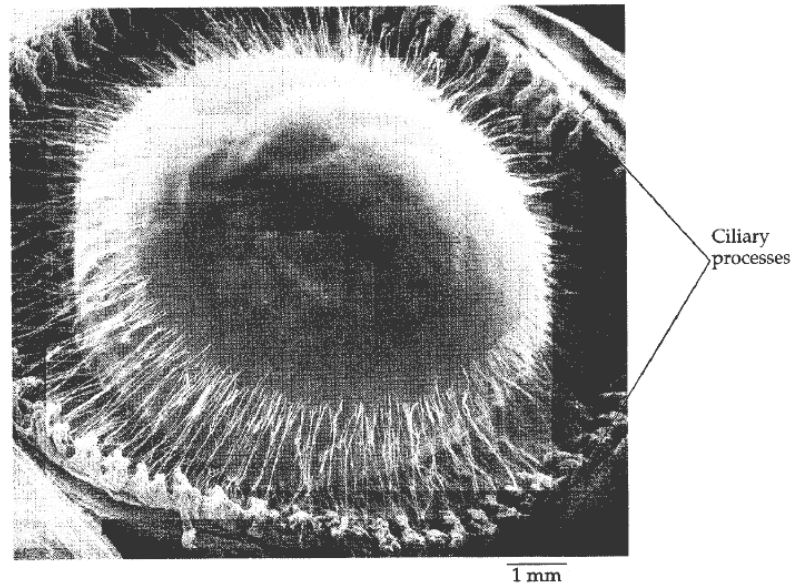


Εικόνα 1.5 Οβελιαία τομή κρυσταλλοειδή φακού (σχέση πρόσθιας-οπίσθιας καμπυλότητας)

Η πρόσθια επιφάνεια εφάπτεται στο κορικό χείλος και την οπίσθια επιφάνεια της ίριδας. Η οπίσθια επιφάνεια, έρχεται σε επαφή με την κοιλότητα που σχηματίζει η πρόσθια υαλοειδική μεμβράνη.

Ο φακός είναι διαφανής και ελαστικός, στερείται αγγείων και νεύρων, ενώ τρέφεται από τα υγρά που τον περιβάλλουν.

Συγκρατείται στην θέση του από το κυκλικό σώμα με την ζώνη του Zinn (ζίννειος ζώνη). Η ζώνη αυτή αποτελείται από ένα σύνολο λεπτών, ακτινοειδώς διατεταγμένων, διαφοροποιημένων κολλαγόνων ινών, που ξεκινούν από το επιθήλιο των ακτινοειδών προβολών και καταλήγουν στο περιφάκιο, σε απόσταση κατά μέσο όρο 0,5 mm εκατέρωθεν του ισημερινού του φακού.



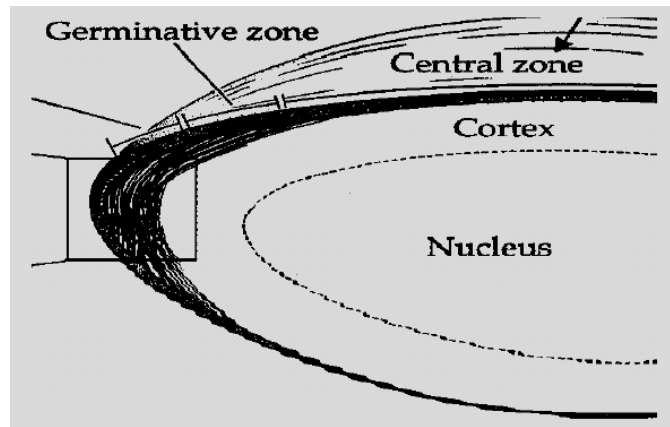
Εικόνα 1.6 Στήριξη του κρυσταλλοειδούς φακού από τις ίνες της Ζιννείου ζώνης

Ανατομικά ο φακός αποτελείται από τρία μέρη:

- α. Το περιφάκιο: μια ελαστική, παχιά, διάφανη κάψα που περιβάλλει τον φακό. Αποτελεί την παχύτερη βασική μεμβράνη του ανθρώπινου σώματος. Διακρίνεται στο πρόσθιο και οπίσθιο περιφάκιο.
- β. Το επιθήλιο του φακού: το οποίο υπαλείφει την οπίσθια επιφάνεια του προσθίου περιφακίου. Συνδέεται στερεά με το περιφάκιο και από αυτό γεννώνται οι ίνες του κρυσταλλοειδούς φακού. Το οπίσθιο περιφάκιο στερείται επιθηλίου.
- γ. Η ιδίως ουσία του φακού: που αποτελείται από το σύνολο των φακικών ινών.

Τα κύτταρα του επιθηλίου επιμηκυνόμενα με την πάροδο της ηλικίας σχηματίζουν τις φακαίες ίνες, που συνιστούν την ουσία του φακού. Αυτή

μπορεί να διακριθεί: α) στον κεντρικό πυρήνα και β) στον περιφερικό φλοιό που περιβάλλει τον πυρήνα.



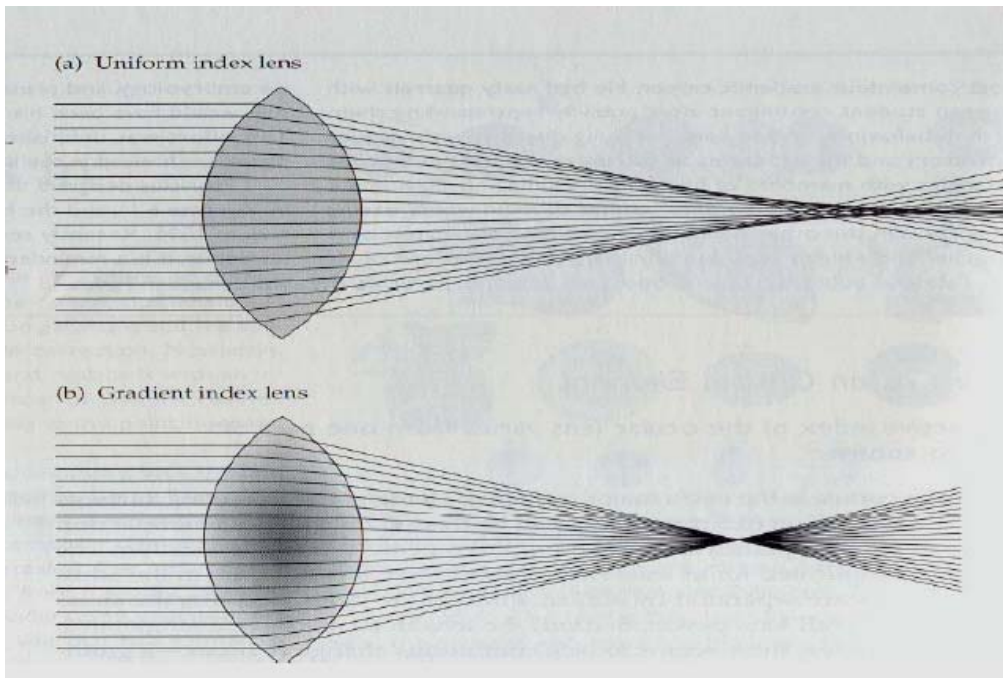
Εικόνα 1.7 Ανατομία του κρυσταλλοειδούς φακού

Ο φακός συνεχώς μεγαλώνει καθώς σχηματίζονται επιθηλιακά κύτταρα στον ισημερινό του φακού. Αυτά τα κύτταρα μετατρέπονται σε φακαίες μάζες που εναποτίθεται γύρω από την περιφέρεια του φακού. Γι' αυτό οι διαστάσεις του φακού σχετίζονται άμεσα με την ηλικία του ατόμου. Ο φακός του εμβρύου είναι σφαιρικός και αποπλατύνεται προοδευτικά για να πάρει τη τελική μορφή στον ενήλικο.

Οι καμπυλότητες και το πάχος του κρυσταλλοειδή φακού σχετίζονται με την διαδικασία προσαρμογής και με την ηλικία του ατόμου. Το πάχος του κρυσταλλοειδούς φακού είναι περίπου 3,6mm σε κατάσταση μη προσαρμογής (relaxed state).

Ο δείκτης διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού δεν είναι ομοιογενής σε όλο το φακό. Είναι μεγαλύτερος στο κέντρο του φακού και μειώνεται στην περιφέρεια. Αυτή η διαφοροποίηση στο δείκτη διάθλασης του φακού έχει σαν αποτέλεσμα την σταδιακή και συνεχή διάθλαση των εισερχόμενων ακτινών στον οφθαλμό, μειώνοντας τις σφαιρικές εκτροπές, ώστε να συμβάλλει στην βελτίωση της ποιότητας των αντιλαμβανόμενων εικόνων από τον οφθαλμό.





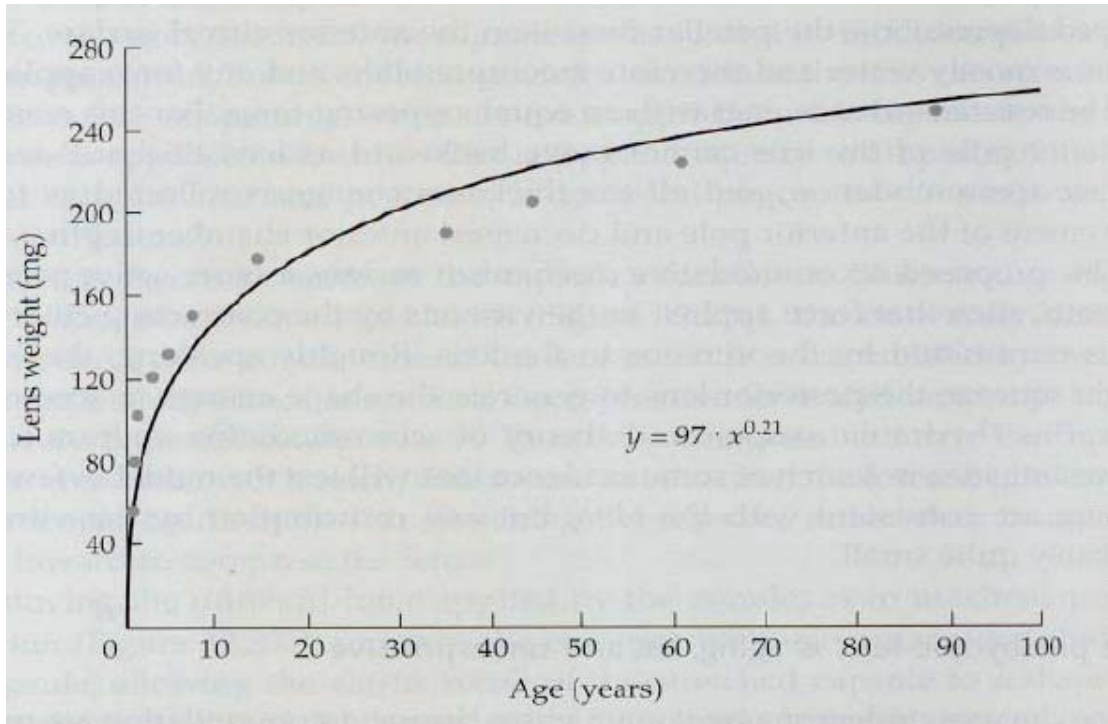
Εικόνα 1.8 Η μείωση του δείκτη διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού από το κεντρικό προς το περιφερικό τμήμα οδηγεί στην μείωση των σφαιρικών εκτροπών

Ο Gullstrand <sup>[9]</sup> υπολόγισε την κατανομή του δείκτη διάθλασης μέσα στον κρυσταλλοειδή φακό: ο μέγιστος δείκτης διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού βρίσκεται στο εικονικό κέντρο του φακού και είναι 1,406, ενώ στα άκρα του φακού είναι 1,386.

Η διοπτρική ισχύς του φακού φθάνει στις 19 διοπτρίες σε ηρεμία, αυξανόμενη κατά την προσαρμογή.

Ο κρυσταλλοειδής φακός αυξάνεται σε περιεχόμενο και όγκο κατά την διάρκεια της ζωής. Αυτό οφείλονται κυρίως στην αύξηση του αξονικού μήκους (πάχους) του φλοιού. Έχει βρεθεί ότι ο κρυσταλλοειδής φακός αυξάνεται κατά 13μm σε αξονικό μήκος κάθε χρόνο ενώ ο πρόσθιος θάλαμος μειώνεται κατά την διάρκεια της ζωής με το ίδιο ρυθμό. Μία θεωρητική προσέγγιση για το πάχος του κρυσταλλοειδούς φακού δίνεται από την εξίσωση:

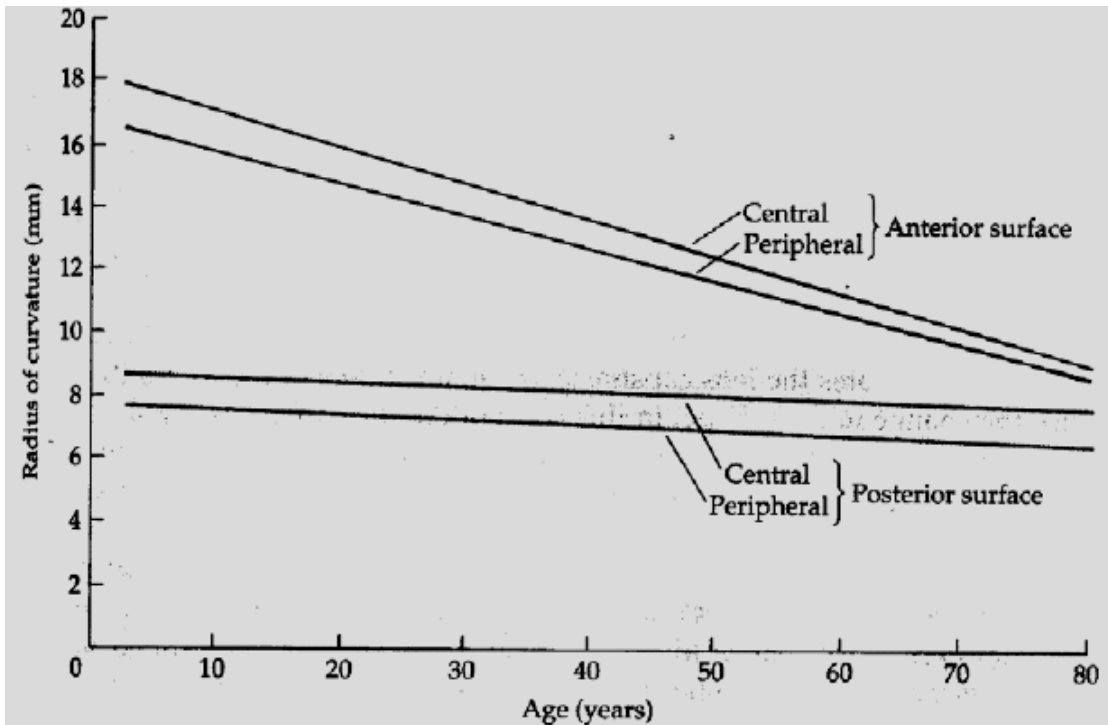
$$\text{πάχος φακού (mm)} = 3,46 + 0,013 \cdot \text{ηλικία}$$



Εικόνα 1.9 Ηλικιακές μεταβολές του βάρους του κρυσταλλοειδούς φακού

Όσον αφορά τις ηλικιακές μεταβολές του κρυσταλλοειδή φακού σε σχέση με το σχήμα του, έχει βρεθεί ότι υπάρχει γραμμική συσχέτιση (μείωση) στην κεντρική πρόσθια ακτίνα καμπυλότητας (σε εμμετρικούς οφθαλμούς). Έτσι η πρόσθια ακτίνα καμπυλότητας αλλάζει από 16 mm στα 8 έτη, σε 8,3mm στα 82 έτη.

Οι αλλαγές στην οπίσθια επιφάνεια με την πάροδο της ηλικίας είναι λιγότερο εμφανείς. Έτσι η ακτίνα καμπυλότητας της οπίσθιας επιφάνειας του κρυσταλλοειδούς φακού από 8,6mm που είναι στην ηλικία των 8 ετών, αλλάζει σε 7,5mm στην ηλικία των 82 ετών.



Εικόνα 1.10 Ηλικιακές μεταβολές της ακτίνας καμπυλότητας του κρυσταλλοειδούς φακού

Καθώς αυξάνει η ηλικία οι μέγιστες δυνατές αλλαγές στο σχήμα του κρυσταλλοειδούς φακού μειώνονται, έχοντας σαν αποτέλεσμα την μείωση του εύρους προσαρμογής με την πάροδο της ηλικίας. Η διάμετρος των δύο ισημερινών του κρυσταλλοειδούς φακού σε φάση χαλάρωσης (μη προσαρμογή) αυξάνει από 8,5mm στην ηλικία των 15 ετών σε 9,6mm στην ηλικία των 85 ετών.

Εξαιτίας του αυξανόμενου πάχους και της αύξησης των ακτίνων καμπυλότητας του κρυσταλλοειδή φακού με την πάροδο της ηλικίας, θα περίμενε κανείς ότι ο οφθαλμός θα είχε την τάση, αυξανόμενης της ηλικίας, να γίνεται πιο μυωπικός. Παρόλα αυτά έχει βρεθεί ότι υπάρχει η τάση, αυξανόμενης της ηλικίας, να έχουμε μια μετατόπιση προς την υπερμετρωπία (περίπου 2D μεταξύ της ηλικίας των 30 και 60 ετών). Αυτό το παράδοξο φαινόμενο (lens paradox) δεν έχει μέχρι σήμερα εξηγηθεί. Έχει προταθεί η θεωρία ότι με την πάροδο της ηλικίας υπάρχει η τάση για μείωση του αξονικού μήκους του ματιού, ενώ μια άλλη εξήγηση είναι η ηλικιακή μεταβολή της κατανομής του δείκτη διάθλασης του κρυσταλλοειδούς φακού <sup>[10]</sup>.

Ο δείκτης διάθλασης του φακού, οι καμπυλότητες του φακού όπως και το πάχος αυτού μεταβάλλεται με την πάροδο της ηλικίας (πίνακας 1.1).

<b>Πίνακας 1.1</b>	<b>Ηλικιακές μεταβολές στις δομές του κρυσταλλοειδή φακού</b>		
<b>Ηλικία (έτη):</b>	<b>20</b>	<b>40</b>	<b>60</b>
Βάθος προσθίου θαλάμου (mm):	3,38	3,12	2,86
Καμπυλότητα πρόσθιας επιφάνειας φακού (mm):	14,735	12,655	10,575
Καμπυλότητα οπίσθιας επιφάνειας φακού (mm):	-8,419	-8,119	-7,819
Διάμετρος φακού (πάχος) (mm):	3,72	3,98	4,24
Δείκτης διάθλασης του φακού:	1,4506	1,4398	1,4280

Ο φυσιολογικός φακός του ενήλικα περιέχει 65% νερό. Βρίσκεται δηλαδή σε μια κατάσταση αφυδάτωσης συγκρινόμενος με τους ιστούς που τον περιβάλλουν, έτσι ώστε να έχει ένα δείκτη διάθλασης διαφορετικό από αυτόν του υδατοειδούς υγρού και του υαλοειδούς. Το γεγονός αυτό επιτρέπει στον φακό να λειτουργεί σαν ένα οπτικό διαθλαστικό όργανο. Η περιεκτικότητα του φακού σε νερό μειώνεται ακόμα περισσότερο με την ηλικία και αυτό εξηγεί μερικώς την ανελαστικότητα του κατά την πρεσβυωπία.

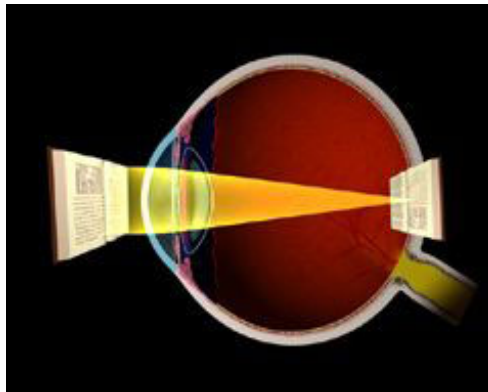
Το υπόλοιπο 34% του κρυσταλλοειδούς φακού συνίσταται από στερεά συστατικά, με τις πρωτεΐνες (κρυσταλίνες και λευκωματινοειδή) να αποτελούν το μεγαλύτερο μέρος αυτών. Στα εναπομείναντα 1% των στερεών συστατικών περιλαμβάνονται λιπίδια, ανόργανα ιόντα (Na, K, Cl, και P), υδαάνθρακες (γλυκόζη) και διάφορα άλλα συστατικά (ασκορβικό οξύ, γλουταθειόνη, αμινοξέα και νουκλεϊνικά οξέα).

Η διαφάνεια του φακού οφείλεται στην διάταξη και διαφάνεια των φακικών ινών και στο κατάλληλο ισοζύγιο αλάτων και νερού μεταξύ του πρωτοπλάσματος των φακικών ινών και του εξωκυττάριου χώρου.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΕΣ ΑΝΩΜΑΛΙΕΣ - ΔΙΟΡΘΩΣΕΙΣ

### 2.1 Εμμετρωπία - Αμετρωπία

Η διάθλαση των φωτεινών ακτινών είναι το φυσικό φαινόμενο πάνω στο οποίο στηρίζεται η κατασκευή του οφθαλμού με σκοπό το σχηματισμό του ειδώλου των ορατών αντικειμένων πάνω στον αμφιβληστροειδή και την επίτευξη ευκρινούς οράσεως (*εμμετρωπία*).



Εικόνα 2.1 Εμμετρωπία: σχηματισμός ειδώλου πάνω στον αμφιβληστροειδή

Όταν αυτό δεν είναι εφικτό, τότε μιλάμε για διαθλαστικές ανωμαλίες οι οποίες έχουν σαν αποτέλεσμα την ελάττωση της οπτικής οξύτητας. Σε έναν ασθενή με διαθλαστική ανωμαλία (*αμετρωπία*), το είδωλο του ορατού αντικειμένου δεν σχηματίζεται ακριβώς πάνω στον αμφιβληστροειδή αλλά μπροστά ή πίσω απ' αυτόν με αποτέλεσμα τη μη ευκρινή αντίληψή του.

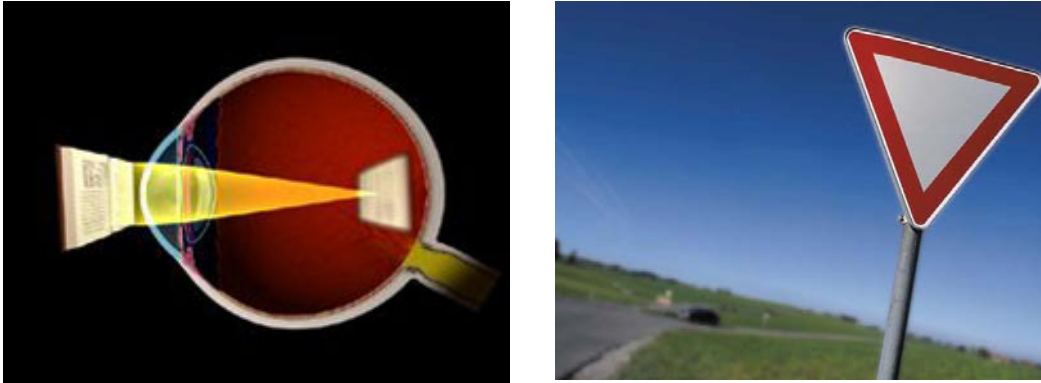
### 2.2 Διαθλαστικές Ανωμαλίες

#### α) Μυωπία

Η μυωπία είναι η πιο κοινή διαθλαστική ανωμαλία που συναντάται σε ποσοστό 20-25% του πληθυσμού. Οι μυωπικοί ασθενείς βλέπουν τα κοντινά αντικείμενα σχετικά ευκρινώς, αλλά τα μακρινά αντικείμενα θολά.

Εμφανίζεται όταν ο οφθαλμός είναι πάρα πολύ μεγάλος (αυξημένος προσθιοπίσθιος άξονας), όταν ο κερατοειδής χιτώνας είναι πάρα πολύ κυρτός ή λόγω δυσαρμονίας των δύο παραπάνω παραμέτρων. Κατά συνέπεια, οι

φωτεινές ακτίνες που προσπίπτουν στον οφθαλμό εστιάζονται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή αντί πάνω σε αυτόν.



Εικόνα 2.2 Μυωπία: α) Οι φωτεινές ακτίνες εστιάζονται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή, β) Ο μυωπικός ασθενής βλέπει τα κοντινά αντικείμενα σχετικά ευκρινώς, αλλά τα μακρινά αντικείμενα θολά

Η μυωπία, που έχει κληρονομική προδιάθεση, αρχίζει συνήθως στην παιδική ηλικία και σταθεροποιείται προς το τέλος της εφηβείας. Παραδοσιακά, οι διορθωτικοί φακοί (αρνητικοί) όπως τα κοινά γυαλιά ή οι φακοί επαφής, χρησιμοποιούνται για να επικεντρώσουν το φως που εισάγεται στον οφθαλμό ακριβώς επάνω στον αμφιβληστροειδή.

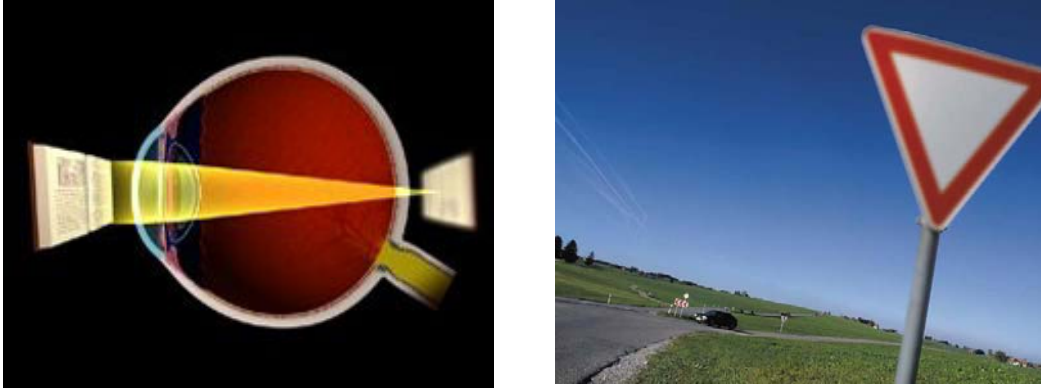
### **β) Υπερμετρωπία**

Είναι μια ανωμαλία κατά την οποία ο άνθρωπος μπορεί να δει τα μακρινά αντικείμενα καλύτερα απ' ό,τι τα κοντινά (σε κάποιο βαθμό και η μακρινή όραση επηρεάζεται).

Στους νέους, ο φυσικός φακός του οφθαλμού μπορεί έως κάποιο ποσοστό να διορθώσει την εστίαση. Με την πάροδο της ηλικίας όμως χάνεται αυτή την δυνατότητα προσαρμογής. Γι' αυτό πολλοί υπερμετρωπικοί ασθενείς μαθαίνουν μετά από οφθαλμολογική εξέταση ότι είναι υπερμέτρωτες μετά την ηλικία των 20 ετών.

Η υπερμετρωπία εμφανίζεται όταν ο οφθαλμός είναι μικρότερων διαστάσεων σε σχέση με τον κανονικό (η απόσταση μεταξύ του κερατοειδούς και του αμφιβληστροειδούς χιτώνα είναι μικρότερη της φυσιολογικής) ή ο κερατοειδής χιτώνας είναι πάρα πολύ επίπεδος. Κατά συνέπεια οι ακτίνες

φωτός που εκπέμπονται από τα κοντινά αντικείμενα δεν εστιάζονται τέλεια πάνω στον αμφιβληστροειδή, αλλά πίσω από αυτόν. Το αποτέλεσμα είναι η θολή όραση.



Εικόνα 2.3 Υπερμετροπία: α) Οι φωτεινές ακτίνες εστιάζονται πίσω από τον αμφιβληστροειδή, β) ο υπερμετροπικός ασθενής μπορεί να δει τα μακρινά αντικείμενα καλύτερα απ' ό,τι τα κοντινά

Οι διορθωτικοί φακοί (θετικοί), όπως τα κοινά γυαλιά ή οι φακοί επαφής, χρησιμοποιούνται για να επικεντρώσουν το φως που εισάγεται στον οφθαλμό ακριβώς επάνω στον αμφιβληστροειδή.

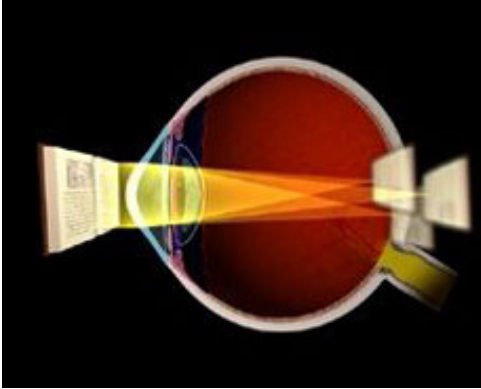
Η πρεσβυωπία, μια πάθηση με τα ίδια συμπτώματα, έχει μια τελείως διαφορετική αιτία που σχετίζεται με τη γήρανση του ανθρωπίνου ματιού (παράγραφος 3.3).

### γ) Αστιγματισμός

Ο αστιγματισμός εμφανίζεται όταν η καμπυλότητα του κερατοειδή χιτώνα (και μερικές φορές ο φακός), παρουσιάζει ανωμαλίες στους διάφορους άξονες, με αποτέλεσμα τα αντικείμενα να μην εστιάζονται στο ίδιο επίπεδο (η διαθλαστική ισχύς του οπτικού συστήματος δεν είναι η ίδια σε όλους του μεσημβρινούς). Έτσι τα κοντινά και τα μακρινά αντικείμενα εμφανίζονται παραμορφωμένα.

Σχεδόν ο καθένας έχει κάποιο βαθμό αστιγματισμού, αλλά για μερικούς η ανώμαλη καμπυλότητα είναι τέτοια που αναγκάζει τις φωτεινές ακτίνες να εστιάσουν σε πολλά σημεία στο μάτι αλλοιώνοντας έτσι και την κοντινή και την μακρινή όραση.





Εικόνα 2.7 Αστιγματισμός: α) Η διαθλαστική ισχύς του οπτικού συστήματος δεν είναι η ίδια σε όλους του μεσημβρινούς, ώστε τα αντικείμενα να μην εστιάζονται στο ίδιο επίπεδο, β) Στον αστιγματικό ασθενή τα κοντινά και τα μακρινά αντικείμενα εμφανίζονται παραμορφωμένα

Με τη βοήθεια των γυαλιών ή φακών επαφής οι φωτεινές ακτίνες αλλάζουν κατεύθυνση (διαθλώνται) και εστιάζονται πάνω στον αμφιβληστροειδή.

### 2.3 Διαθλαστική Χειρουργική

Σε άτομα με διαθλαστικές ανωμαλίες (μυωπία, υπερμετρωπία, αστιγματισμός και πρεσβυωπία), με τη βοήθεια των φακών (γυαλιών ή επαφής) οι φωτεινές ακτίνες αλλάζουν κατεύθυνση (διαθλώνται) και εστιάζονται επάνω στον αμφιβληστροειδή.

Με τη διαθλαστική χειρουργική, (η οποία απαρτίζεται από ένα σύνολο επεμβάσεων, γρήγορων, απλών και ανώδυνων με σκοπό την διόρθωση διαθλαστικών ανωμαλιών) αναδιαμορφώνεται η ίδια η επιφάνεια του κερατοειδούς, ώστε να επιτυγχάνεται η σωστή εστίαση του φωτός χωρίς τη χρήση γυαλιών ή φακών επαφής.

Η διαθλαστική χειρουργική, με διάφορες μεθόδους αλλάζει την καμπυλότητα της επιφάνειας του ματιού ή τις οπτικές ιδιότητες του φακού του ματιού και βελτιώνει την όραση. Απαραίτητη προϋπόθεση είναι να έχει σταθεροποιηθεί η διαθλαστική ανωμαλία για ένα χρόνο τουλάχιστον και να μην παρουσιάζουν τα μάτια άλλες παθολογικές αλλοιώσεις.



Χρησιμοποιούνται διάφορες τεχνικές διόρθωσης. Η επιλογή της διαθλαστικής τεχνικής εξαρτάται από τις ιδιαιτερότητες του κάθε ασθενή όπως: η ηλικία, το μέγεθος του διαθλαστικού σφάλματος, ο τύπος της διαθλαστικής ανωμαλίας, η κατάσταση του οφθαλμού κτλ.

Οι διάφορες τεχνικές που εφαρμόζονται γίνονται: Αυτές γίνονται:

1. Με ακτίνες LASER
2. Χωρίς ακτίνες LASER:
  - i) Αστιγματική κερατοτομή
  - ii) Ενδόφθαλμοι διορθωτικοί φακοί
  - iii) Ενδοστρωματικοί δακτύλιοι

## **Μέθοδοι με ακτίνες LASER**

### **A) PRK : Photo-Refractive Keratectomy** (Φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή)

Είναι πολύ αποτελεσματική στην διόρθωση μικρών βαθμών μυωπίας, με ή χωρίς αστιγματισμό. Για την μέθοδο PRK <sup>[11]</sup>, χρησιμοποιείται σύστημα λέιζερ (Excimer Laser) που ελέγχεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή και αναδιαμορφώνει την επιφάνεια του κερατοειδούς, ώστε τα αντικείμενα να εστιάζονται πλέον επάνω στον αμφιβληστροειδή βελτιώνοντας την καθαρότητα της εικόνας.

Κατά τη διάρκεια της ολιγόλεπτης αυτής επέμβασης, η οποία είναι ανώδυνη και γίνεται με χρήση τοπικού αναισθητικού κολλυρίου, ο ασθενής είναι ξαπλωμένος και τα βλέφαρά του παραμένουν ανοικτά με τη βοήθεια ενός βλεφαροδιαστολέα. Ο βαθμός της διαθλαστικής ανωμαλίας (π.χ. μυωπίας, υπερμετρωπίας) εισάγεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή και με τη χρήση ειδικού προγράμματος, υπολογίζεται ο βαθμός της διόρθωσης.

Στην τεχνική αυτή το επιθήλιο αφαιρείται μηχανικά με απόξεση. Στη συνέχεια η στοιβάδα του Bowman και το στρώμα υπόκεινται στην επίδραση της ακτινοβολίας του λέιζερ προκειμένου να επιτευχθεί η κατάλληλη αλλαγή της καμπυλότητας. Στη συνέχεια τοποθετείται θεραπευτικός φακός επαφής στον κερατοειδή μέχρι την επούλωση του επιθηλίου, η οποία διαρκεί τρεις με πέντε ημέρες.



Εικόνα 2.8 α Απομάκρυνση επιθηλίου με απόξεση



Εικόνα 2.8 β Εφαρμογή της δέσμης laser επί του κυρίου στρώματος του κερατοειδούς.



Εικόνα 2.8 γ Τοποθέτηση θεραπευτικού φακού επαφής

## B) LASIK : Laser in Situ Keratomileusis (Ενδοστρωματική κερατοσμίλευση)

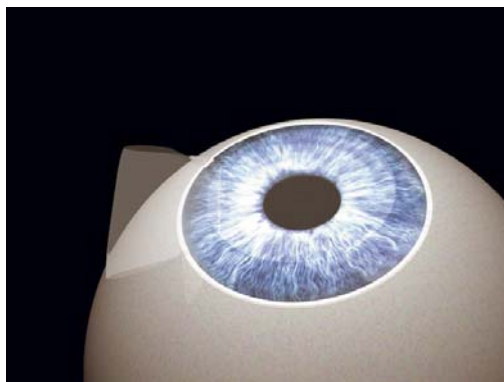
Η μέθοδος αυτή είναι πολύ αποτελεσματική στη διόρθωση μέσου και υψηλού βαθμού μυωπίας, με ή χωρίς αστιγματισμό. Με τη μέθοδο της κερατοσμίλευσης <sup>[12]</sup>, η αναδιαμόρφωση του κερατοειδούς γίνεται στο εσωτερικό του τοιχώματος του χιτώνα και όχι στην επιφάνεια του (επινοήθηκε από τον καθηγητή Ι. Παλλήκαρη και τους συνεργάτες του). Είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική σήμερα.

Κατά τη διάρκεια της ολιγόλεπτης επέμβασης, η οποία είναι ανώδυνη και γίνεται με τη χρήση τοπικού αναισθητικού κολλυρίου, ο ασθενής είναι ξαπλωμένος. Τα βλέφαρα παραμένουν ανοικτά με τη βοήθεια ενός βλεφαροδιαστολέα και ο ασθενής προσηλώνει το βλέμμα του σε έναν φωτεινό στόχο. Ο βαθμός της διαθλαστικής ανωμαλίας (π.χ. μυωπίας, υπερμετρωπίας) εισάγεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή που, με τη χρήση ειδικού προγράμματος, υπολογίζει το τμήμα του ιστού που πρέπει να αφαιρεθεί.

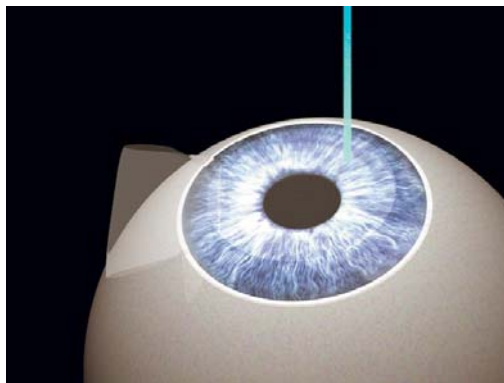
Με ένα ειδικό μηχάνημα, τον μικροκερατοειδοτόμο, δημιουργείται ένας κερατοειδικός κρημνός (flap), ο οποίος μένει συνδεδεμένος στο ένα άκρο του με τον υπόλοιπο κερατοειδή (έχει το ίδιο περίπου σχήμα και πάχος με ένα μαλακό φακό επαφής). Ο κρημνός ανασηκώνεται ώστε να αποκαλυφθεί το στρώμα (το μέσο τμήμα του κερατοειδή) . Στη συνέχεια η δέσμη λέιζερ διαμορφώνει το τμήμα που απαιτείται για την αποκατάσταση της διαθλαστικής ανωμαλίας. Μετά ο κερατοειδικός κρημνός επανατοποθετείται στην επιφάνεια του στρώματος που ακτινοβολήθηκε, χωρίς τη χρήση ραμμάτων. Έτσι η αποκατάσταση της όρασης είναι ταχύτερη, ο μετεγχειρητικός πόνος μειώνεται και η επουλωτική δραστηριότητα του κερατοειδή ελαχιστοποιείται.



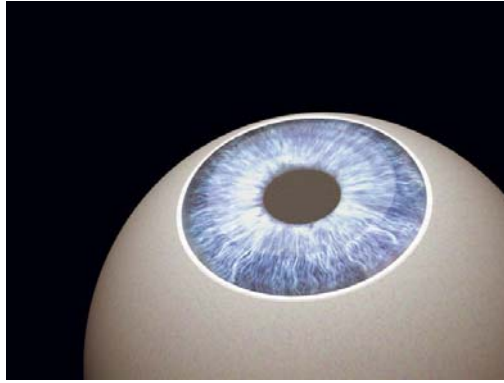
Εικόνα 2.9 α Με τη χρήση μικροκερατοειδοτόμου δημιουργείται ο κερατοειδικός κρημνός



Εικόνα 2.9 β Ο κρημνός ανασηκώνεται ενώ παραμένει συνδεδεμένος στο άκρο του



Εικόνα 2.9 γ Εφαρμογή της δέσμης laser επί του κυρίου στρώματος του κερατοειδούς



Εικόνα 2.9 δ Επανατοποθέτηση του κρημνού στον οφθαλμό

### Γ) Epi - LASIK

Η τεχνική αυτή αποτελεί συνδυασμό των πλεονεκτημάτων των δύο παραπάνω μεθόδων.

Εφαρμόζεται για τη διόρθωση μικρού και μέσου βαθμού μυωπίας, με ή χωρίς αστιγματισμό. Κατά τη διάρκεια της ολιγόλεπτης επέμβασης, η οποία γίνεται με τη χρήση τοπικού αναισθητικού κολλυρίου, ο ασθενής είναι ξαπλωμένος, ενώ ένας βλεφαροδιαστολέας διατηρεί τα βλέφαρά του ανοικτά. Ο βαθμός του διαθλαστικού σφάλματος του ασθενούς εισάγεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος laser.

Στην αρχή, με μια ειδική συσκευή (της οποίας εμπνευστής ήταν ο καθηγητής Ι. Παλλήκαρης), διαχωρίζεται άθικτη η ανώτερη μεμβράνη του κερατοειδούς, το επιθήλιο. Μετά εφαρμόζεται το laser στον κερατοειδή και στην συνέχεια επανατοποθετείται το επιθήλιο. Αυτός ο επιθηλιακός κρημνός δρα προστατευτικά σαν ένας ζωντανός φακός επαφής, ο οποίος συμβάλει στην καλύτερη επούλωση και στην ταχύτερη ανάρρωση του οφθαλμού.

Έτσι εξασφαλίζεται η ταχύτερη αποκατάσταση της όρασης και η ελαχιστοποίηση των συμπτωμάτων (φωτοφοβία, καύσος) των ασθενών τις πρώτες δύο με τρεις ημέρες μετά την επέμβαση.

## 2.4 Excimer Laser

Η πιο διαδεδομένη μέθοδος σήμερα σε όλο τον κόσμο για την διόρθωση μυωπίας, υπερμετρωπίας, αστιγματισμού είναι η διόρθωση με excimer laser.

Πιο συγκεκριμένα ο τύπος του excimer λέιζερ που χρησιμοποιείται είναι το Ar-F excimer laser <sup>[13]</sup> με μήκος κύματος εκπομπής  $\lambda=193\text{nm}$ .

Ο όρος excimer προκύπτει από σύντμηση του “excited dimmer”, που μεταφράζεται **διεγερμένο διμερές**. Τα excimer lasers (laser διεγερμένων διμερών) είναι παλμικές πηγές υπεριώδους ακτινοβολίας, στα οποία το ενεργό μέσο είναι ένα σύστημα ευγενούς αερίου-αλογόνου το οποίο παρουσιάζει δέσμιες καταστάσεις μόνο όταν αυτό είναι ηλεκτρονικά διεγερμένο.

Διεγερμένα διμερή όπως το ArF ,δεν υφίστανται στην θεμελιώδη ηλεκτρονική στάθμη. Μπορούν να σχηματιστούν μόνο κατά την διάρκεια της εφαρμογής ηλεκτρικών εκκενώσεων υψηλής τάξης στα μίγματα αερίων που περιέχουν τα συγκεκριμένα στοιχεία. Τα διεγερμένα διμερή έχουν τυπικό χρόνο ζωής της τάξης μερικών nsec και διασπώνται αυθόρμητα μέσω της αντίδρασης:  $\text{Ar}^*\text{F} \rightarrow \text{Ar} + \text{F} + \gamma$  (6,4 eV).

Ένα excimer laser αποτελείται από μία κοιλότητα που περιέχει μίγμα αερίων και στην οποία εφαρμόζεται τάση μεγάλης ισχύος 30.000 Volts με σκοπό την διέγερση του αερίου μίγματος και την δημιουργία της δέσμης laser. Τα πλέον συνηθισμένα excimer Lasers είναι το XeF (351nm), το XeCl (308nm) ,το KrF (248nm) και το ArF(193nm).

Τυπικά η διάρκεια του παλμού είναι της τάξης των 20 nsec FWHM και η συνολική ενέργεια της τάξεως μερικών εκατοντάδων mJoules. Η ηλεκτρική απόδοση για το ArF (193nm) είναι περίπου 2%.

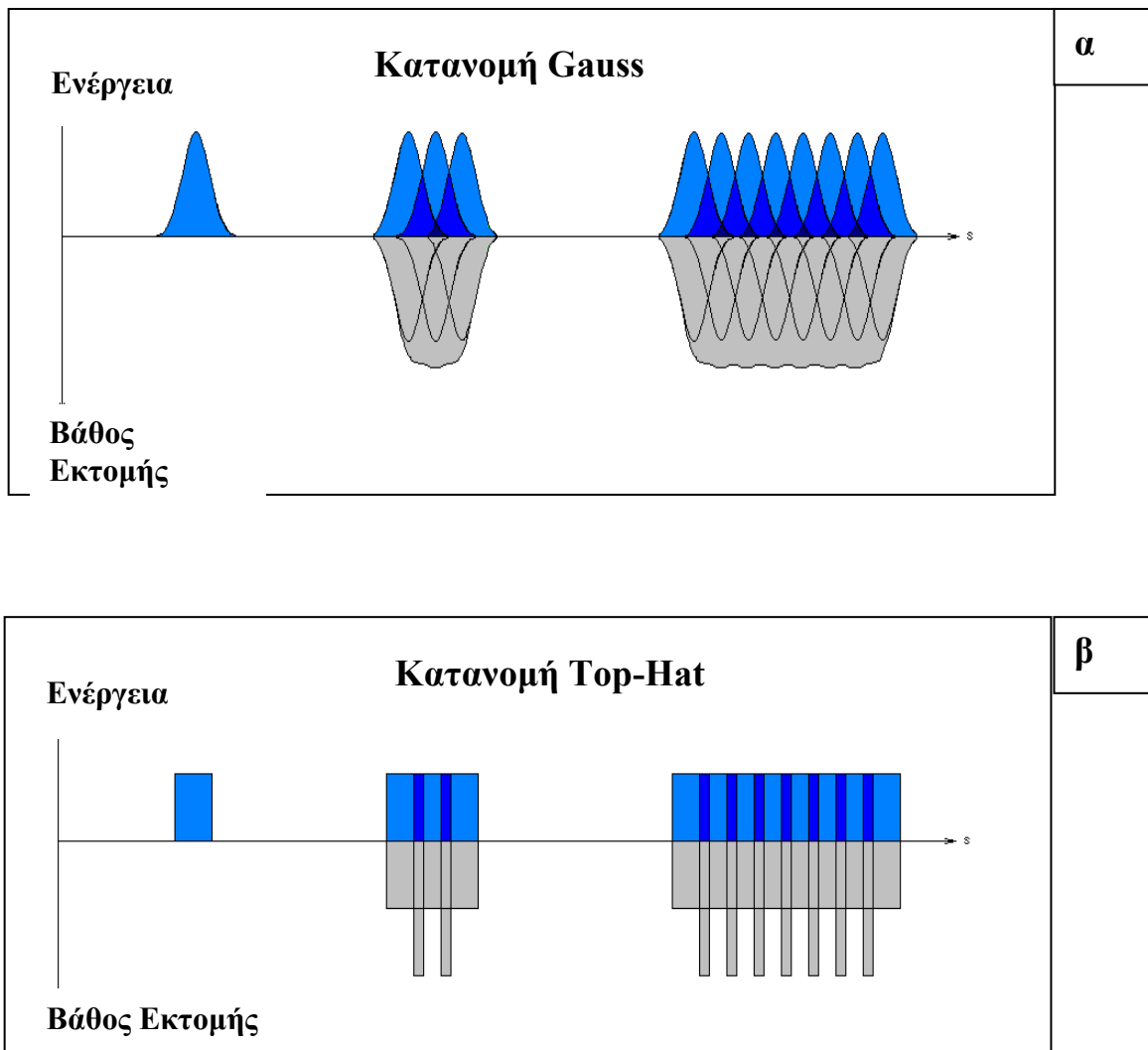
Για την διενέργεια διαθλαστικών εκτομών με την χρήση των excimer laser, έχει σημαντική και καθοριστική σημασία η ποιότητα της φωτοαποδόμησης.

Η σωστή ευθυγράμμιση των οπτικών ενός laser και η σωστή κατανομή ενέργειας της δέσμης που πέφτει στον κερατοειδή δίνουν πιο ομαλές και

ομοιόμορφες επιφάνειες εκτομής. Π.χ. για την κάλυψη μιας περιοχής του κερατοειδούς 6 mm, μία μικρή δέσμη laser (1mm.) πρέπει να καλύψει την επιφάνεια περνώντας αρκετές φορές από τα ίδια σημεία και με αλληλοεπικάλυψη των βολών για γειτονικά σημεία.

Όσον αφορά την αλληλοεπικάλυψη των βολών για γειτονικά σημεία, η καλύτερη κατανομή ενέργειας είναι η κατανομή Gauss, όπου η ενέργεια έχει κατανομή καμπάνας, δηλαδή μέγιστη τιμή στο κέντρο και μείωση συμμετρικά προς την περιφέρεια.

Στην περίπτωση που έχουμε κατανομή Top-Hat (ίδια τιμή ενέργειας παντού) , αν η αλληλοεπικάλυψη δεν είναι ικανοποιητική για τις βολές, μπορεί να δημιουργηθούν αρκετά ανώμαλες επιφάνειες εκτομής.



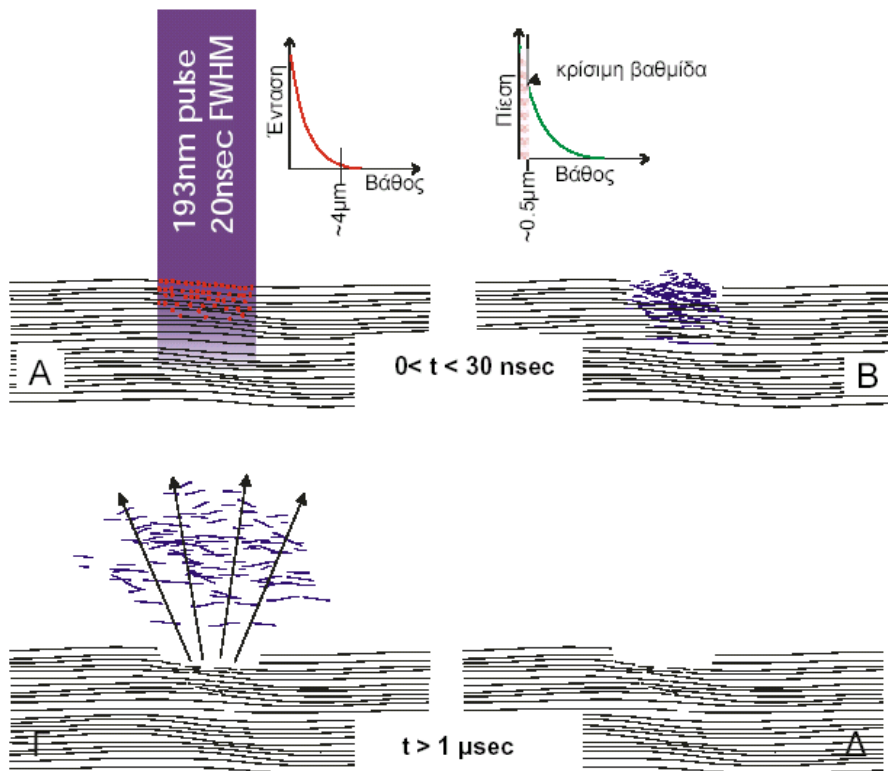
Εικόνα 2.10 Κατανομές ενέργειας : α) Gauss και β) Top-Hat

## 2.5 Εκρηκτική φωτοαποδόμηση

Το excimer laser απορροφάται από τις πρωτεΐνες και το νερό το οποίο είναι σημαντικό, γιατί έτσι έχουμε μεγάλη απορρόφηση στον κερατοειδή. Ο παλμός του laser πέφτει στον κερατοειδή και απορροφάται από ένα επιφανειακό στρώμα, με εκτιμώμενο βάθος διείσδυσης μερικά δέκατα του  $\mu\text{m}$ . Κατά την απορρόφηση γίνονται διασπάσεις των μοριακών δεσμών των μορίων του κερατοειδούς (ίνες κολλαγόνου, πρωτεογλυκάνες, κλπ) με φωτοχημικές διεργασίες.

Ταυτόχρονα με την φωτοδιάσπαση, τα υπολείματα της, εκτονώνονται γρήγορα και υπό πίεση αποκτούν υπερηχητικές ταχύτητες και απομακρύνονται σε χρόνους της τάξης των μερικών  $\mu\text{sec}$  <sup>[14]</sup>.

Σε περίπτωση που η πυκνότητα ενέργειας είναι χαμηλότερη από μία συγκεκριμένη τιμή που ονομάζεται κατώφλι φωτοεκτομής (ablation threshold), η φωτοδιάσπαση δεν επιτελείται. Για τον ανθρώπινο κερατοειδή το κατώφλι φωτοαποδόμησης είναι  $40 \text{ mJoules/cm}^2$  <sup>[15]</sup>.



Εικόνα 2.11 Ο μηχανισμός της εκρηκτικής φωτοαποδόμησης του κερατοειδή, με excimer laser



Το ArF excimer laser 193nm είναι το καταλληλότερο για την εκτομή επιφανειακών στιβάδων του κερατοειδή επειδή:

- i) δεν προκαλεί επικίνδυνες βλάβες στο DNA των κερατοκυττάρων (το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας είναι μικρότερο από τις διαστάσεις ενός κυττάρου)
- ii) αποσπά ιστό με ακρίβεια μm
- iii) χρησιμοποιεί μικρότερη πυκνότητα ενέργειας
- iv) αφήνει καλή ποιότητα επιφάνειας μετά τη φωτοαποδόμηση

Το πάχος του ιστού που εκτέμνεται από έναν παλμό καλείται ρυθμός φωτοαποδόμησης (ablation rate). Το βάθος του κρατήρα που μένει στο σημείο της ακτινοβολήσης εξαρτάται από την ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, τον αριθμό των παλμών, τη χρονική διάρκεια αυτών και τη συχνότητα ακτινοβολήσης (repetition rate).

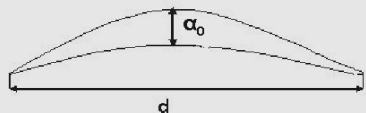
Ο ρυθμός φωτοαποδόμησης συνδέεται με την επιφανειακή πυκνότητα ενέργειας με την εμπειρική σχέση:

$$A = m \cdot \ln \left( \frac{F}{F_{thr}} \right)$$

όπου: A είναι ο ρυθμός φωτοαποδόμησης (μm/παλμό), F η πυκνότητα ενέργειας,  $F_{thr}$  το κατώφλι φωτοεκτομής (50 mJ/cm<sup>2</sup>) και m μία εμπειρική σταθερά (0,3μm/παλμό). Οι πυκνότητες ενέργειας που χρησιμοποιούνται είναι της τάξης από 120 έως 225mJ/cm<sup>2</sup>.

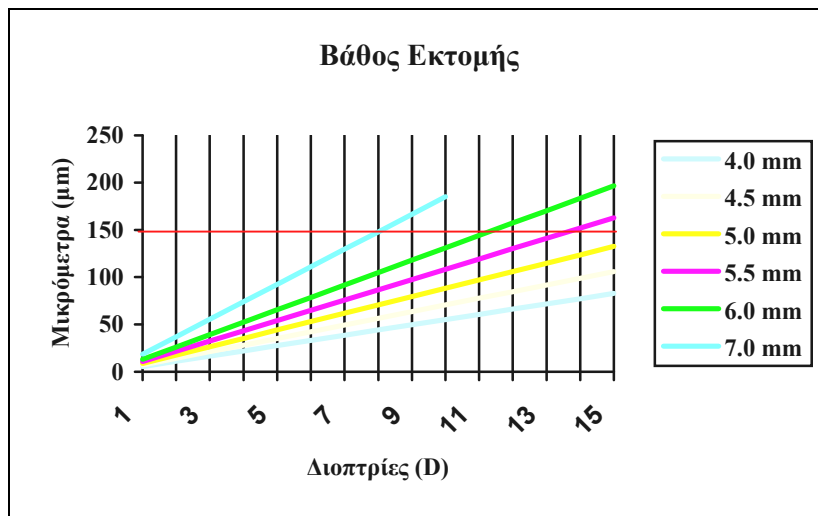
Ο αλγόριθμος φωτοαποδόμησης που χρησιμοποιείται για την διόρθωση της μυωπίας βασίζεται στον τύπο του Munnerlyn <sup>[16]</sup>:

**Τύπος Munnerlyn**

$$a_0 = \frac{1}{3} \Delta P \cdot d^2$$


όπου:  $a_0$  το βάθος αποδόμησης κεντρικά (σε  $\mu\text{m}$ ),  $\Delta P$  η επιθυμητή αλλαγή της διαθλαστικής δύναμης του κερατοειδούς (σε διοπτρίες) και  $d$  η διάμετρος της ζώνης φωτοεκτομής (σε mm).

Για την επιλογή της διαμέτρου της ζώνης φωτοεκτομής στην οποία θα πραγματοποιηθεί η διόρθωση πρέπει να συναξιολογηθούν η μέγιστη διάμετρος της κόρης του οφθαλμού που διορθώνεται, η επιδιωκόμενη διόρθωση και το διαθέσιμο πάχος του κερατοειδή.



Εικόνα 2.12 Γραφική παράσταση της εξίσωσης του Munnerlyn για διαφορετικές διαμέτρους της ζώνης εκτομής

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 : ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΕΙΔΗ ΦΑΚΟΥ

### 3.1 Μηχανισμός προσαρμογής

Η προσαρμογή είναι φαινόμενο αντανακλαστικό και εκλύεται όταν το σχηματιζόμενο αντικείμενο στον αμφιβληστροειδή δεν είναι σαφές (φλοιώδες αντανακλαστικό).

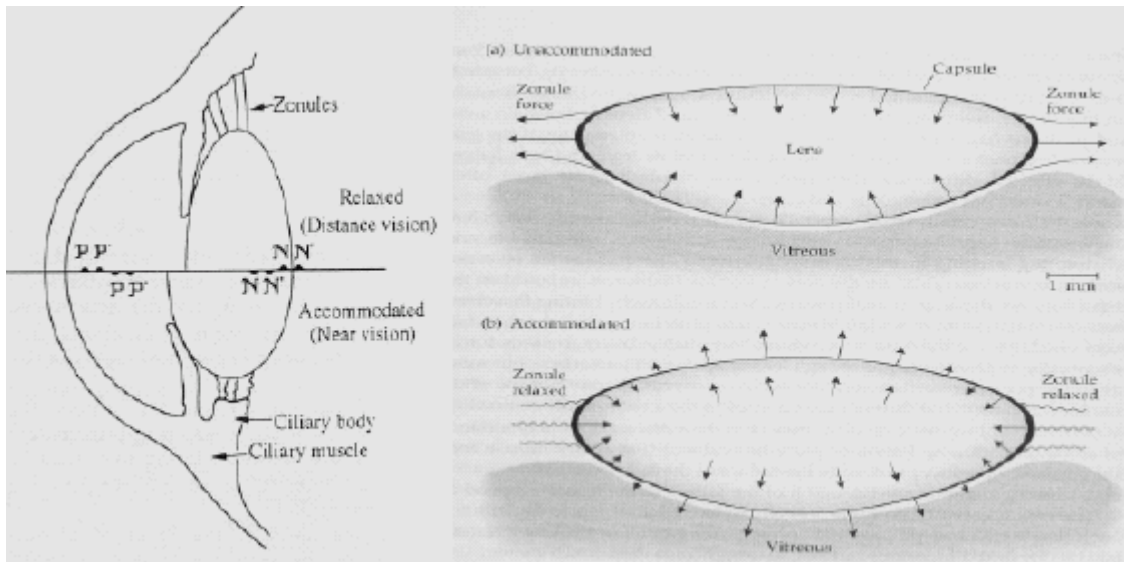
Ο οφθαλμός, όταν κοιτάζει ένα αντικείμενο που βρίσκεται μακριά, βλέπει εκ κατασκευής ευκρινώς (εμμετρωπικός οφθαλμός). Όταν όμως κοιτάζει ένα αντικείμενο που βρίσκεται κοντά, για να το δει ευκρινώς πρέπει να μεταβάλει την εστίαση, αυξάνοντας τη διαθλαστική ισχύ του κρυσταλλοειδή φακού. Αυτή η ικανότητα του κρυσταλλοειδή φακού, ονομάζεται προσαρμογή (accommodation).

Η προσαρμογή επιτυγχάνεται με την μείωση της ακτίνας καμπυλότητας της προσθοπίσθιας επιφάνειας του φακού.

- Η γνώση που υπάρχει σήμερα σχετικά με τον αντανακλαστικό μηχανισμό της προσαρμογής στηρίζεται στη **θεωρία του Helmholtz** (1909) [17].

Σύμφωνα με τη θεωρία αυτή, όταν ο οφθαλμός κοιτάζει ένα αντικείμενο μακριά, ο ακτινωτός μυς βρίσκεται σε χαλάρωση (έχει τη μέγιστη διάμετρο) και οι ίνες της Ζιννείου ζώνης βρίσκονται σε διάταση, με αποτέλεσμα να ασκούν δυνάμεις τάνυσης που προσπαθούν να επιπεδώσουν τις δύο επιφάνειες του φακού.

Αντιθέτως, κατά την προσαρμογή ο ακτινωτός μυς συσπάται (μειώνεται η διάμετρος του), οι ίνες της Ζιννείου ζώνης χαλαρώνουν, προκαλώντας μείωση της ισημερινής διαμέτρου του φακού, μείωση της ακτίνας καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας, με αποτέλεσμα ο φακός να γίνεται σφαιρικότερος (αυξάνεται το κεντρικό πάχος του) και να αυξάνεται η διοπτρική ισχύς του. Συγχρόνως, η πρόσθια επιφάνεια μετακινείται προς τον κερατοειδή, ενώ η οπίσθια επιφάνεια παραμένει περίπου στην ίδια θέση (εικόνα 3.1). Οι παραπάνω μεταβολές προκαλούν με την σειρά τους αύξηση της διαθλαστικής ικανότητας του οφθαλμού.



Εικόνα 3.1 Μεταβολές των δομών του κρυσταλλοειδούς φακού κατά την φάση της προσαρμογής.

Επίσης, σύμφωνα με τη θεωρία του Helmholtz, η ίριδα είναι και αυτή υπεύθυνη σε κάποιο βαθμό στην αλλαγή καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας. Αυτό αμφισβητήθηκε αργότερα από τον Fincham (1925) <sup>[18]</sup>, ενώ έδωσε ιδιαίτερη σημασία στο περιφακίο, τονίζοντας ότι οι ελαστικές του ιδιότητες είναι υπεύθυνες για την αλλαγή καμπυλότητας και η σχετική ακινησία που παρατηρείται στην οπίσθια επιφάνεια οφείλεται στο μειωμένο πάχος του περιφακίου στην οπίσθια επιφάνεια.

Ο μηχανισμός «ερέθισμα – ανταπόκριση» κατά τη διάρκεια της προσαρμογής δεν έχει πλήρως κατανοηθεί ακόμα. Δεν έχει διευκρινιστεί πως ο ανθρώπινος εγκέφαλος γνωρίζει σε ποια κατεύθυνση θα γίνει η μεταβολή του δείκτη διάθλασης, παρόλο που υπάρχουν ενδείξεις ότι στο μηχανισμό αυτό πρωτεύοντα ρόλο παίζουν οι χρωματικές εκτροπές.

▪ Συμπληρωματικά προς τη θεωρία του Helmholtz κατατέθηκαν και άλλες θεωρίες τα τελευταία χρόνια με αρκετές τροποποιήσεις. Μια απ' αυτές, αρκετά ριζοσπαστική, αποτελεί η **θεωρία του Schachar** (1992) <sup>[19]</sup>.

Η θεωρία αυτή βασίζεται σε in vivo παρατηρήσεις και υποστηρίζει ότι η περιοχή του ισημερινού του φακού μετακινείται προς το σκληρό κατά την

προσαρμογή, με αποτέλεσμα η διάμετρος του να αυξάνεται. Σύμφωνα με τη θεωρία αυτή η σύσπαση του ακτινωτού σώματος έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση (και όχι τη μείωση, κατά τον Helmholtz) της τάσης των ινών της Ζιννείου ζώνης, η οποία προκαλεί την “επιπέδωση” της περιφέρειας του φακού και την αύξηση της καμπυλότητας στο κέντρο των επιφανειών του, με αποτέλεσμα ο φακός να γίνεται σφαιρικότερος και να αυξάνεται η διοπτρική ισχύς του.

Σε αντίθεση με την θεωρία του Scharchar, οι Glasser και Kaufman (1999) <sup>[20]</sup> απέδειξαν σε πρωτεύοντα πειραματόζωα (πιθήκους), ότι τόσο ο φακός όσο και το ακτινωτό σώμα δεν μετακινούνται προς τον σκληρό χιτώνα κατά την διάρκεια της προσαρμογής, αλλά απομακρύνονται απ’αυτόν ,με αποτέλεσμα να μειώνεται η διάμετρος του φακού. Το γεγονός αυτό ισχυροποίησε τη θεωρία του Helmholtz σε βάρος των υπολοίπων.

### **3.2 Εύρος, ακρίβεια και σταθερότητα της προσαρμοστικής ικανότητας**

Σε έναν οφθαλμό σε κατάσταση ηρεμίας όπου η εστίαση γίνεται στο άπειρο, η διαθλαστική ικανότητα του φακού είναι περίπου 19D (διοπτρίες). Ενώ σε έναν οφθαλμό σε κατάσταση προσαρμογής σε σημείο 10cm από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, η διαθλαστική ικανότητα του κρυσταλλοειδή φακού είναι περίπου 30D.

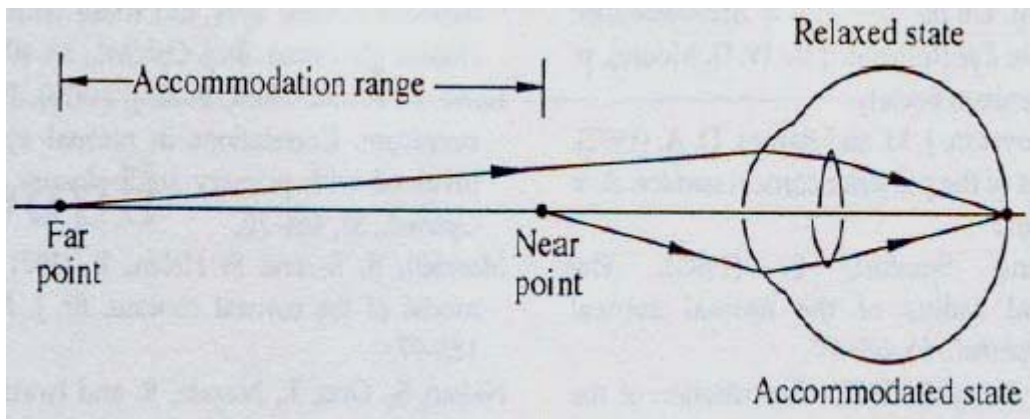
Όταν υπολογίζουμε το επίπεδο της προσαρμογής (προσαρμοστική ικανότητα), δεν πρέπει να γίνεται σύγχυση με την διαθλαστική ικανότητα του οφθαλμού. Για ένα οφθαλμό σε κατάσταση ηρεμίας, το επίπεδο προσαρμογής είναι μηδέν, ενώ η διαθλαστική ικανότητα του οφθαλμού είναι 60D. Όμως, αυτές οι δυο έννοιες είναι στενά συνδεδεμένες μεταξύ τους.

Υπάρχουν φυσικά όρια στο εύρος αλλαγών του σχήματος του κρυσταλλοειδούς φακού, και συνεπώς περιορισμοί στις μεταβολές της διαθλαστικής ισχύος του κρυσταλλοειδούς φακού και του εύρους της

ευκρινούς όρασης. Το απώτερο και το εγγύς αντικειμενικό σημείο σε αυτό το εύρος ονομάζεται *απώτερο* και *εγγύς* σημείο αντίστοιχα.

Όταν το ακτινωτό σώμα βρίσκεται σε κατάσταση πλήρους χαλάρωσης, ο οφθαλμός εστιάζει στο απώτερο σημείο το οποίο συγκλίνει στον αμφιβληστροειδή. Όταν το ακτινωτό σώμα βρίσκεται στην μέγιστη φάση σύσπασης, δηλαδή ο κρυσταλλοειδής φακός βρίσκεται στην μέγιστη φάση χαλάρωσης, ο οφθαλμός έχει την μέγιστη δυνατή διαθλαστική ικανότητα και το εγγύς εστιακό σημείο σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή.

Η διαφορά μεταξύ των ορίων του απώτερου και του εγγύς σημείου προσαρμογής σε διοπτρίες(D), ονομάζεται εύρος προσαρμογής (amplitude of accommodation).



Εικόνα 3.2 Εγγύς και απώτερο σημείο του οφθαλμού

(Ο παραπάνω οφθαλμός είναι μυωπικός, επειδή το απώτερο σημείο είναι μπροστά από τον οφθαλμό. Σε εμμέτρωπα οφθαλμό το απώτερο σημείο είναι στο άπειρο - παράλληλες ακτίνες)

Π.χ. σε έναν οφθαλμό όπου το απώτερο σημείο είναι 2m και το εγγύς σημείο είναι 10cm, ισχύουν: για το απώτερο σημείο  $1/2=0.5\text{m}^{-1}$  ή 0.5D

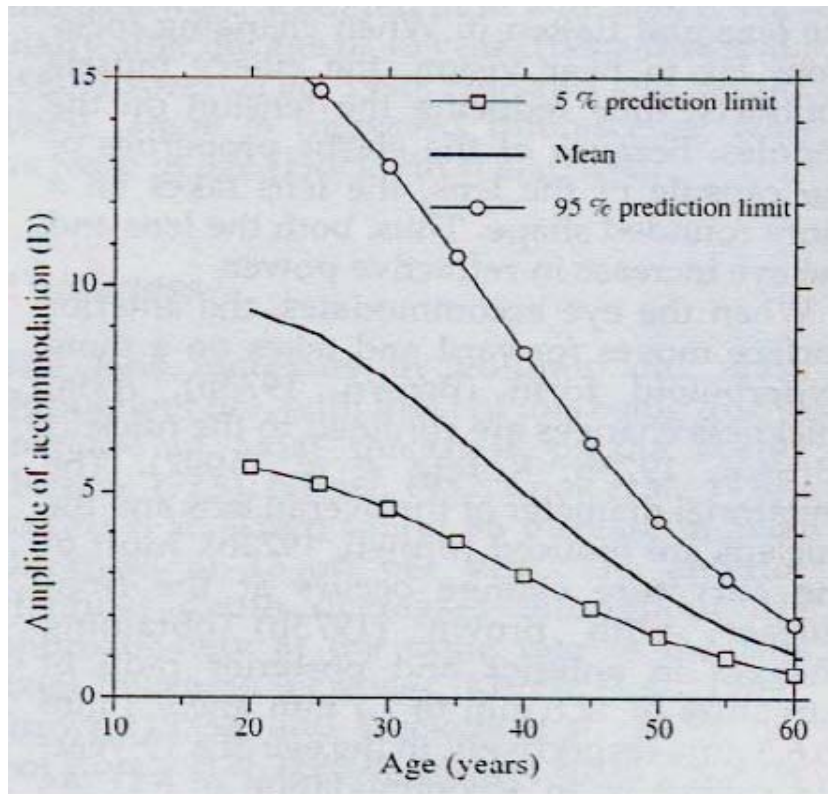
και για το εγγύς σημείο  $1/0.10=10.0\text{m}^{-1}$  ή 10.0D.

Η διαφορά των δύο παραπάνω τιμών αποτελεί το εύρος προσαρμογής:

$$10.0 - 0.5 = 9.5\text{D}$$

Το εύρος προσαρμογής επηρεάζεται από την ηλικία. Φτάνει στην μέγιστη τιμή του νωρίς κατά την δεύτερη δεκαετία της ζωής και σταδιακά

μειώνεται με ρυθμό περίπου 0.4D/έτος, για να σταθεροποιηθεί σε μια χαμηλή τιμή γύρω από 1D στην ηλικία των 50 ετών. Άτομα ηλικίας μεγαλύτερης των 50 ετών μπορούν να διακρίνουν αντικείμενα σε απόσταση περίπου 1m, εξαιτίας του αυξημένου βάθους πεδίου/εστίασης που προκύπτει από τη μικρή διάμετρο της κόρης του οφθαλμού τους (ψευδο-προσαρμογή).

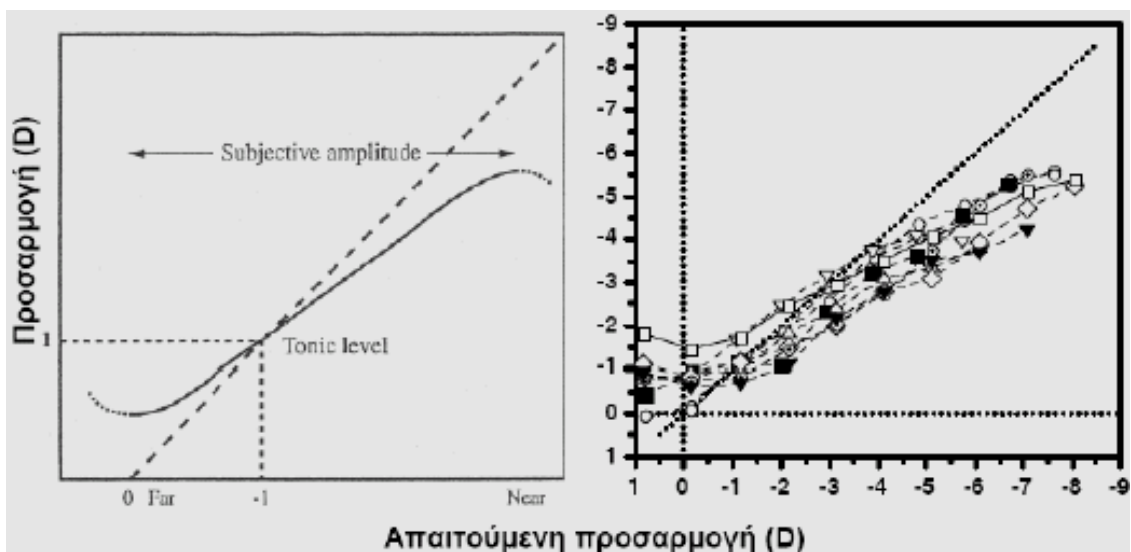


Εικόνα 3.3 Μεταβολές του εύρους προσαρμογής σε σχέση με την ηλικία

Όταν οι δύο οφθαλμοί προσαρμόζονται για να εστιάσουν ευκρινώς ένα κοντινό αντικείμενο, πρέπει επίσης να κινηθούν προς τα έσω. Αυτή η κίνηση προς τα έσω ονομάζεται *σύγκλιση*. Η προσαρμογή και η σύγκλιση ελέγχονται από τις ίδιες νευρικές οδούς και φλοιώδη κέντρα, και υπάρχει μια ενδογενής συσχέτιση μεταξύ προσαρμογής και σύγκλισης. Ένα ερέθισμα που αφορά το ένα από τα δύο προκαλεί αλλαγές και στα δύο αντανακλαστικά.

Η ακρίβεια της προσαρμογής περιγράφεται από την καμπύλη συσχέτισης της απόκρισης προσαρμογής (αλλαγή της διαθλαστικής κατάστασης του οφθαλμού) με την απαιτούμενη προσαρμογή.

Από τις καμπύλες αυτές (Εικόνα 3.4) προκύπτει το συμπέρασμα ότι η σχέση τους δεν είναι ακριβώς γραμμική (η αντιστοιχία δεν είναι ένα προς ένα). Πιο συγκεκριμένα, ο οφθαλμός προσαρμόζει περισσότερο για μακρινά αντικείμενα (υπερ-προσαρμογή, γνωστή ως **lead of accommodation**) και λιγότερο για κοντινά αντικείμενα (υπο-προσαρμογή, γνωστή ως **lag of accommodation**). Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι η υπο-προσαρμογή αυξάνεται όσο το ερέθισμα πλησιάζει στο εγγύς σημείο της προσαρμογής.



Εικόνα 3.4 Μορφή καμπύλης συσχετισμού απόκρισης προσαρμογής με την απαιτούμενη προσαρμογή.

Όπως παρατηρούμε στο παραπάνω διάγραμμα, το σημείο όπου η προσαρμογή είναι ίση με την απαιτούμενη (αναλογία 1:1) περιγράφεται ως σημείο ηρεμίας της προσαρμογής (*resting point of accommodation*), σημείο όπου εστιάζει ο οφθαλμός απουσία επαρκούς οπτικού ερεθίσματος. Έχει διασταυρωθεί, ότι το σημείο αυτό ανταποκρίνεται στο σημείο τονικής προσαρμογής, όπου υπάρχει ισορροπία μεταξύ παρασυμπαθητικού και συμπαθητικού συστήματος.

Η προσαρμογή είναι μια λειτουργία που οδηγείται από τα κωνία <sup>[21]</sup>. Για αυτό εμφανίζει τη μέγιστη απόδοση σε φωτεινές συνθήκες, μειώνεται στον αμυδρό φωτισμό και είναι σχεδόν ανενεργή σε σκοτοπικές συνθήκες όταν τα ραβδία είναι οι κυρίαρχοι φωτούποδοχείς.



Αν και υπάρχει μεγάλη κατανομή του τονικού σημείου προσαρμογής, ο μέσος φυσιολογικός οφθαλμός σε κατάσταση ηρεμίας γίνεται ελαφρά μυωπικός, περίπου 1-1.5D, προσαρμόζοντας σε μια απόσταση 70-100cm περίπου. Από αυτό συμπεραίνουμε ότι σε συνθήκες απόλυτου σκοταδιού (απουσία ερεθίσματος), ο οφθαλμός αποκτά μυωπική διάθλαση. Το φαινόμενο αυτό έχει χαρακτηριστεί παλιότερα ως σκοτοπική εστίαση (dark focus) ή νυκτερινή μυωπία.

Κατά την παρατήρηση ενός αντικειμένου σε μια σταθερή απόσταση, η ισχύς του οφθαλμού δεν είναι απολύτως σταθερή <sup>[22]</sup>. Αντιθέτως έχει αναφερθεί ότι παρουσιάζονται μικρές διακυμάνσεις με εύρος περίπου 0.1-0.4D, ανάλογα με τα επίπεδα προσαρμογής. Το πλάτος των διακυμάνσεων διαφέρει μεταξύ των ατόμων.

Οι διακυμάνσεις αυτές μεγαλώνουν όταν το επίπεδο φωτισμού μειώνεται από φωτοπικά σε μεσοπικά επίπεδα και οφείλονται στην αστάθεια του μηχανισμού ανάδρασης, δηλαδή στα μηχανικά χαρακτηριστικά του κρυσταλλοειδή φακού, τη δομή του ακτινωτού μυ και των ινών της ζιννείου ζώνης καθώς και στον καρδιακό σφυγμό. Πιστεύεται ότι αυτές οι μικρές αλλαγές προκαλούν παροδικές μεταβολές στο contrast του ειδώλου, συνεισφέροντας στη βελτιστοποίηση της ποιότητας της εικόνας στον αμφιβληστροειδή. Επομένως σε υψηλά επίπεδα απαιτούμενης προσαρμογής, το πλάτος αυτών των διακυμάνσεων είναι μεγάλο.

Το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την εμφάνιση του ερεθίσματος μέχρι την έναρξη της απόκρισης της προσαρμογής λέγεται χρόνος αντίδρασης, ενώ το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την έναρξη μέχρι την σταθεροποίηση της απόκρισης λέγεται χρόνος απόκρισης. Για ένα ερέθισμα που αλλάζει απότομα απόσταση προσαρμογής (από μακριά σε κοντά), ο χρόνος αντίδρασης είναι περίπου 0.4sec και εξαρτάται από την ηλικία του ατόμου <sup>[23]</sup>.

### 3.3 Πρεσβυωπία

Το φαινόμενο της βαθμιαίας απώλειας της ικανότητας προσαρμογής που επέρχεται φυσιολογικά με την πάροδο του χρόνου, ονομάζεται πρεσβυωπία. Αποτελεί ένα από τα πιο ενδιαφέροντα πεδία της οφθαλμολογίας.

Γίνεται ιδιαίτερα αντιληπτή μετά την ηλικία των 45 χρόνων. Τα συμπτώματα της πρεσβυωπίας είναι η ανικανότητα εστίασης σε κοντινά αντικείμενα με αποτέλεσμα να πραγματοποιούνται με δυσκολία εργασίες που απαιτούν ευκρινή κοντινή όραση, π.χ. ανάγνωση.

Οι μέχρι σήμερα επικρατούσες θεωρίες που έχουν αναπτυχθεί για τη δημιουργία της πρεσβυωπίας είναι:

#### A) Οι **έξω-φακικές** θεωρίες

Έχουν σαν βάση τις ηλικιακές μεταβολές που λαμβάνουν χώρα έξω από το κρυσταλλοειδή φακό και περιλαμβάνουν ανατομικές και λειτουργικές μεταβολές στον ακτινωτό μυ, τη Ζίννειο ζώνη, την ίριδα, το υαλοειδές, το υαλοειδές, τον χοριοειδή και τον σκληρό χιτώνα.

Μελέτες με μαγνητικό τομογράφο έχουν καταδείξει ότι το εύρος του δακτυλίου του βρισκόμενου σε προσαρμογή ακτινωτού μυός, μειώνεται με τη πάροδο της ηλικίας.

#### B) Οι **φακικές** θεωρίες

Έχουν σαν βάση τις ηλικιακές μεταβολές στις βιομετρικές, οπτικές και φυσικές ιδιότητες του φακού και περιλαμβάνουν μεταβολές στη μάζα, τον όγκο, το σχήμα, τις ακτίνες καμπυλότητας, την κατανομή του δείκτη διάθλασης και την ελαστικότητά του.

Με το πέρασμα του χρόνου ο φακός σκληραίνει, με αποτέλεσμα οι ελαστικές δυνάμεις που ασκούνται από το περιφάκιο, να μην είναι ικανές να αλλάζουν τις επιφάνειες του φακού κατά την προσαρμογή. Η δυσκαμψία αυτή του φακού ίσως να οφείλεται στην αυξανόμενη συγκόλληση μεταξύ των φακικών ινών στον πυρήνα.

Με πειράματα που πραγματοποίησαν οι Glasser και Campbell <sup>[24]</sup> παρατήρησαν μια σημαντική μείωση με την ηλικία στην ικανότητα του φακού

να υφίσταται οπτικές αλλαγές στο σχήμα του είτε με την αφαίρεση του περιφακίου είτε μέσω μηχανικής τέντωσης.

Γ) Οι **πολυπαραγοντικές** θεωρίες (συνδυασμός των άνω)

Συνδυάζουν τις φακικές και εξωφακικές θεωρίες με βάση γενετικές, βιοχημικές, και βιοφυσικές μεταβολές. Παρόλα αυτά δεν έχει μέχρι σήμερα διευκρινισθεί αν δεδομένες μεταβολές στον ακτινωτό μυ και τον κρυσταλλοειδή φακό συμβαίνουν ταυτόχρονα ή το ένα είναι συνέπεια του άλλου.

Στον ανθρώπινο οφθαλμό, ο φακός χάνει την ελαστικότητα του και η κίνηση του ακτινωτού μυός κατά την διάρκεια της προσαρμογής μειώνεται με την πάροδο της ηλικίας. Είναι πιθανόν, ο κρυσταλλοειδής φακός να γίνεται λιγότερο ελαστικός επειδή ο ακτινωτός μυς χάνει την δυνατότητα του να αλληλεπιδράσει με αυτόν. Επίσης μπορεί η κίνηση του ακτινωτού μυός να μειώνεται από την αδυναμία μεταβολής του κρυσταλλοειδούς φακού λόγω μειωμένης ελαστικότητας του. Είναι επίσης πιθανόν, όλες οι ηλικιακές μεταβολές που αναφέρθηκαν προηγουμένως να συμβαίνουν ταυτόχρονα.

Τελικά με τα μέχρι σήμερα στοιχεία, οι πρωταρχικές μεταβολές που συντελούν στην εμφάνιση της πρεσβυωπίας είναι η μείωση της ελαστικότητας του κρυσταλλοειδούς φακού και η μειωμένη δυνατότητα κίνησης του ακτινωτού μυός. Οι μελλοντικές ερευνητικές προσπάθειες θα εστιάσουν στην πιθανή συσχέτιση-αλληλεπίδραση των δύο αυτών παραγόντων.

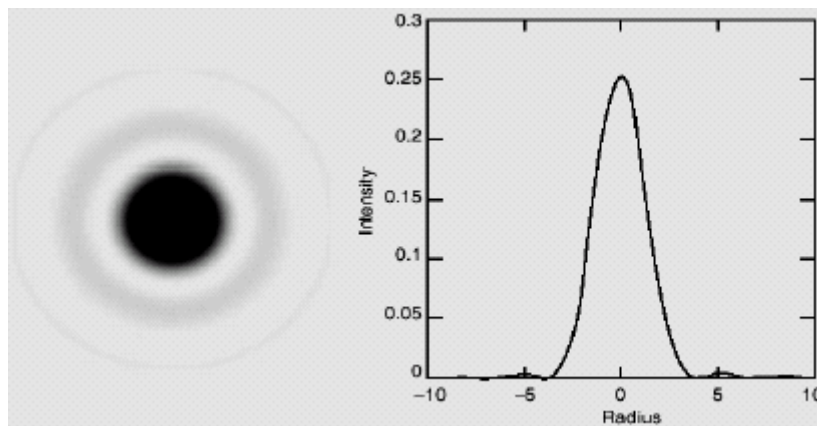
Η θεραπεία της πρεσβυωπίας έχει προκαλέσει το ενδιαφέρον των ερευνητών επειδή είναι μια αναμενόμενη ηλικιακά πάθηση. Οι πολυεστιακοί φακοί και προσαρμοστικοί ενδοφακοί, οι διαθλαστικές επεμβάσεις (monovision), τα σκληρικά ενθέματα, η διατομή του περιφακίου του κρυσταλλοειδή φακού με laser φωτοπηξία και οι επεμβάσεις πλήρωσης της κάψας του φακού με σιλικόνη, είναι μερικές από τις μέχρι σήμερα προσπάθειες θεραπευτικής παρέμβασης.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 : ΟΦΘΑΛΜΙΚΕΣ ΕΚΤΡΟΠΕΣ - ΕΚΤΡΟΠΟΜΕΤΡΙΑ

### 4.1 Ποιότητα Όρασης

Η ποιότητα της όρασης εξαρτάται από: α) την απόδοση των οπτικών μέσων του οφθαλμού που επηρεάζουν την ποιότητα του σχηματιζόμενου ειδώλου στον αμφιβληστροειδή, β) την φυσιολογική λειτουργία του αμφιβληστροειδή και γ) την επεξεργασία της εικόνας αυτής στον εγκέφαλο.

Η απεικόνιση του ειδώλου καθορίζεται από το μέγεθος της κόρης (περίθλαση), τις εκτροπές και την σκέδαση των οπτικών μέσων. Έτσι προκαλείται αδυναμία παραγωγής ενός τέλει ειδώλου, αφού εμποδίζεται η τέλεια απεικόνιση ενός σημείου του αντικειμένου σε ένα αντίστοιχο σημείο του ειδώλου. Με αποτέλεσμα, ποτέ δεν επιτυγχάνεται η τέλεια σημειακή απεικόνιση μιας σημειακής πηγής από ένα οπτικό σύστημα, αλλά απεικονίζεται ένα σχέδιο ενός κεντρικού φωτεινότερου δακτυλίου, που περιβάλλεται από σταδιακά ελαττωμένης φωτεινότητας ομόκεντρους δακτυλίους (airy disc).



Εικόνα 4.1 Airy disc

## 4.2 Εκτροπές

Γενικά σε ένα οπτικό σύστημα (π.χ. οφθαλμός) παρουσιάζονται κάποια σφάλματα ή εκτροπές στην εστίαση, οι οποίες δεν οφείλονται σε ελαττωματική κατασκευή των οπτικών του, αλλά στη γεωμετρία των διαθλαστικών επιφανειών του <sup>[25]</sup>.

Οι εκτροπές αυξάνονται όσο αυξάνεται η διάμετρος της κόρης, γιατί μεγαλύτερη έκταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού εισέρχεται στο οπτικό πεδίο, οπότε το φως υφίσταται μεγαλύτερη παραμόρφωση. Η αύξηση της διαμέτρου της κόρης έχει σαν αποτέλεσμα:

i) την αύξηση της οπτικής οξύτητας, εξαιτίας του φαινομένου της περίθλασης και ii) τη μείωση της οπτικής οξύτητας, εξαιτίας της αύξησης των μονοχρωματικών εκτροπών. Η ιδανική διάμετρος κόρης είναι περίπου 2.5mm.

Οι οφθαλμικές εκτροπές διακρίνονται σε:

- α) μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής και υψηλής τάξης (εμφανίζονται όταν εξετάζουμε ένα μήκος κύματος)
- β) χρωματικές εκτροπές (εμφανίζονται όταν εξετάζουμε τα χρωματικά αποτελέσματα της διασποράς του φωτός)

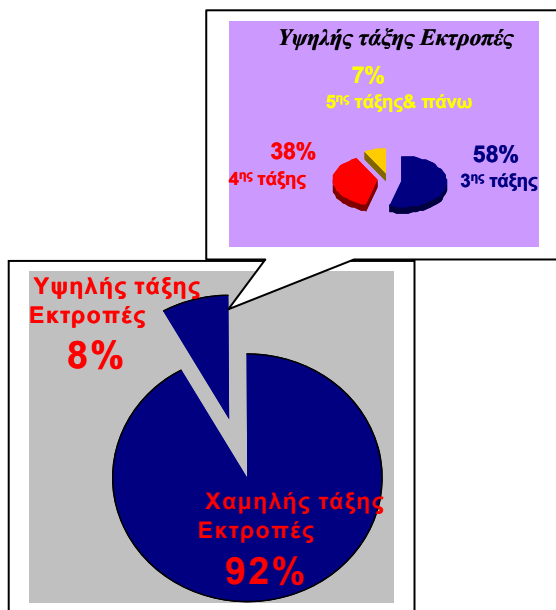
### 4.2.1 Μονοχρωματικές Εκτροπές

Οι μονοχρωματικές εκτροπές για ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος είναι διαφορετικές από αυτές για ένα άλλο μήκος κύματος.

Χωρίζονται σε χαμηλής και σε υψηλής τάξης ανάλογα με τον Zernike συντελεστή τους (βλ. 4.5). Αυτές που έχουν συντελεστή έως δύο είναι χαμηλής τάξης, ενώ από δύο και πάνω είναι υψηλής τάξης. Έχει διαπιστωθεί ότι η σημασία των εκτροπών μειώνεται όταν αυξάνεται η τάξη τους.

Οι μονοχρωματικές εκτροπές εμφανίζουν μεγάλη διακύμανση στον πληθυσμό. Για μέγεθος κόρης 6 mm, οι συνολικές εκτροπές κατανέμονται ως εξής: οι εκτροπές χαμηλής τάξης (2<sup>ης</sup> τάξης : σφαίρωμα και κύλινδρος) συμμετέχουν κατά 92%, ενώ από τις εκτροπές της υψηλής τάξης, η 3<sup>ης</sup> τάξης

(κόμη) κατά 58%, η 4<sup>η</sup> τάξης (σφαιρική) κατά 38% και η 5<sup>η</sup> τάξης κατά 7% [26].



Εικόνα 4.2 Ποσοστιαία συμμετοχή των χαμηλής και υψηλής τάξης εκτροπών στον γενικό πληθυσμό

### I) Μονοχρωματικές Εκτροπές χαμηλής τάξης

Στις μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης (1<sup>η</sup> και 2<sup>η</sup>) ανήκουν τα απλά διαθλαστικά σφάλματα, δηλαδή: μυωπία - υπερμετρωπία (σφαίρωμα) και αστιγματισμός (κύλινδρος), τα οποία διορθώνονται με σφαιρικοκυλινδρικούς φακούς (βλ. 2.2).

Η ύπαρξη αυτών των διαθλαστικών σφαλμάτων επηρεάζει την ακριβή εστίαση των ακτινών πάνω στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδή και κατά συνέπεια την ευκρίνεια του ειδώλου.

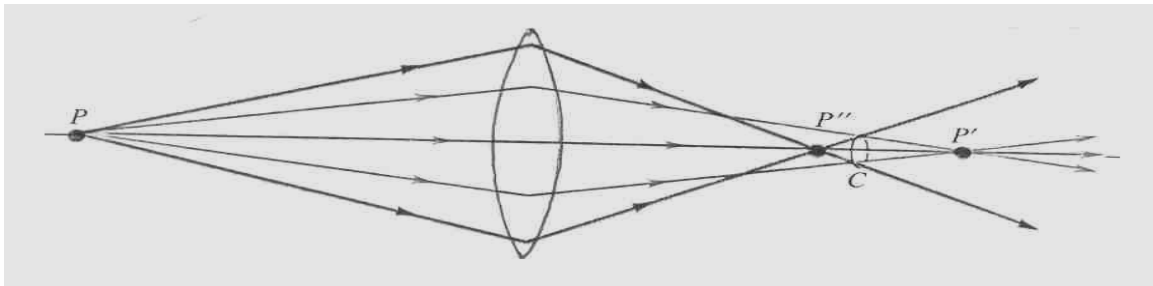
### II) Μονοχρωματικές Εκτροπές υψηλής τάξης

Στις μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης (3<sup>η</sup>, 4<sup>η</sup>, 5<sup>η</sup>, κτλ), αναφέρονται οι παραμορφώσεις που υφίστανται οι φωτεινές ακτίνες όταν διέρχονται μέσα από ένα οπτικό σύστημα, στο οποίο έχουν διορθωθεί τα απλά διαθλαστικά σφάλματα.

Σε αυτές ανήκουν: η σφαιρική εκτροπή, η κόμη, η παραμόρφωση πεδίου και η καμπύλωση πεδίου.

▪ Σφαιρική εκτροπή (4<sup>ης</sup> τάξης): είναι το φαινόμενο κατά το οποίο οι ακτίνες φωτός που διαθλώνται σε διαφορετικά ύψη μιας σφαιρικής επιφάνειας, τέμνουν τον οπτικό άξονα σε διαφορετικά σημεία (όταν το περιφερικό τμήμα είναι διαφορετικής ισχύος από το κεντρικό).

Οι ακτίνες εστιάζονται σε διαφορετικό σημείο, το οποίο απομακρύνεται ομοιόμορφα από το παραξονικό σημείο εστίασης αλλά διατηρεί τη συμμετρία της δέσμης (δημιουργείται κηλίδα, το μέγεθος της οποίας είναι μικρότερο στη θέση του κύκλου ελάχιστης σύγχυσης).



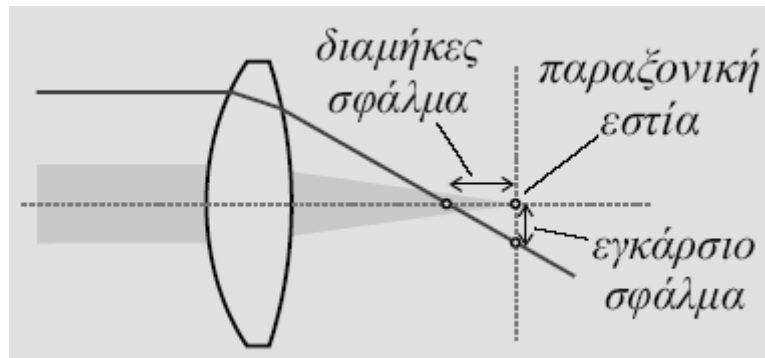
Εικόνα 4.3 Σφαιρική εκτροπή (θετική)

Υπάρχει η θετική και η αρνητική σφαιρική εκτροπή. Θετική είναι όταν οι ακτίνες από την περιφέρεια της σφαιρικής επιφάνειας εστιάζονται πιο μπροστά από αυτές από το κέντρο (το κεντρικό τμήμα του φακού είναι λιγότερο ισχυρό από το περιφερικό) και αρνητική όταν συμβαίνει το αντίθετο, δηλαδή οι περιφερικές ακτίνες εστιάζονται πιο μακριά από τις κεντρικές (το κεντρικό τμήμα του φακού είναι οπτικά ισχυρότερο από το περιφερικό).

Η σφαιρική εκτροπή είναι θετική στον κερατοειδή και στον φακό είναι αρνητική σε κατάσταση μη προσαρμογής, ενώ όσο προσαρμόζουμε σε κοντινά αντικείμενα, τόσο μεταβάλλεται προς αρνητική, ώστε να εστιαστεί καλύτερα το είδωλο.

Η σφαιρική εκτροπή διακρίνεται σε δυο είδη, την επιμήκη και την εγκάρσια σφαιρική. Επιμήκης σφαιρική εκτροπή είναι η απόσταση του σημείου τομής της ακτίνας και του οπτικού άξονα από το παραξονικό σημείο εστίασης. Εγκάρσια σφαιρική εκτροπή είναι η απόσταση του σημείου τομής της ακτίνας από το παραξονικό σημείο εστίασης, στο επίπεδο που διέρχεται από το παραξονικό σημείο εστίασης και είναι κάθετο στον οπτικό άξονα.

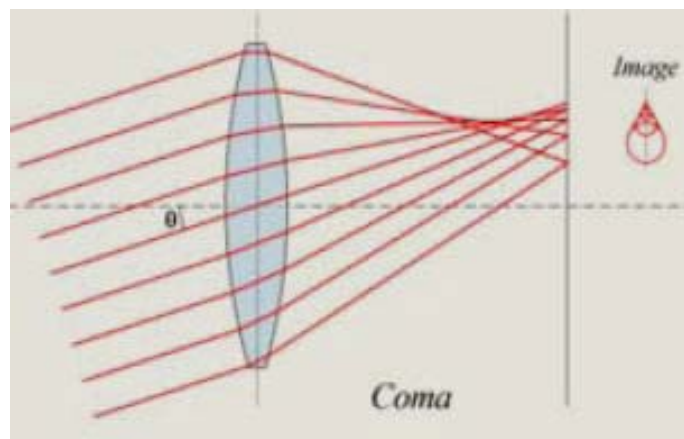
Είναι προφανές ότι η έκταση της εκτροπής εξαρτάται από το σχήμα του φακού και το μέγεθός του. Στον οφθαλμό, σφαιρική εκτροπή εισάγεται κυρίως από την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή, αλλά αντισταθμίζεται από τον κρυσταλλοειδή φακό.



Εικόνα 4.4 Διαμήκης και Εγκάρσια σφαιρική εκτροπή

▪ Κόμη (3<sup>ης</sup> τάξης): ορίζεται η απόκλιση που παρουσιάζεται στην μεγέθυνση, όταν μια δέσμη ακτίνων περάσει από φακό ή σύστημα με κόμη, σχηματίζοντας γωνία με τον οπτικό άξονα του φακού.

Οι ακτίνες που διέρχονται από την περιφέρεια του φακού απεικονίζονται σε διαφορετικό ύψος από αυτές που διέρχονται από το κέντρο του φακού.



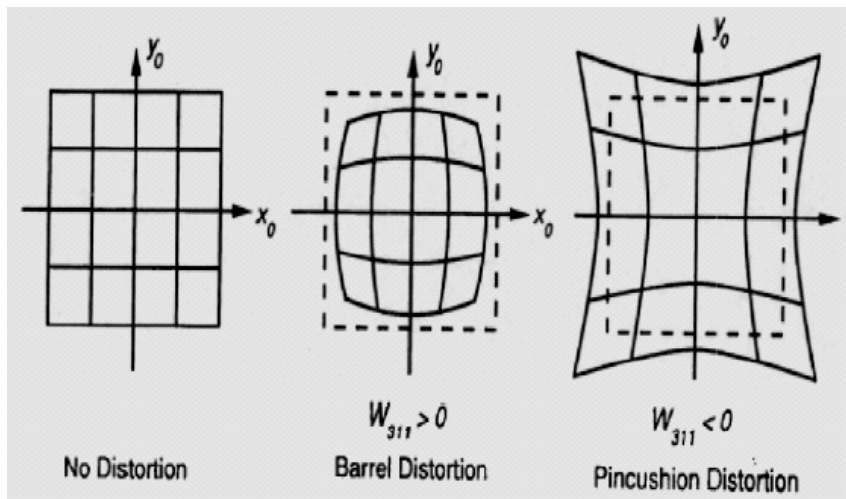
Εικόνα 4.5 Κόμη

▪ Παραμόρφωση πεδίου: αφορά την ανικανότητα ενός φακού ή οπτικού συστήματος να αναπαράγει σε σχήμα, ένα είδωλο που είναι πιστό αντίγραφο



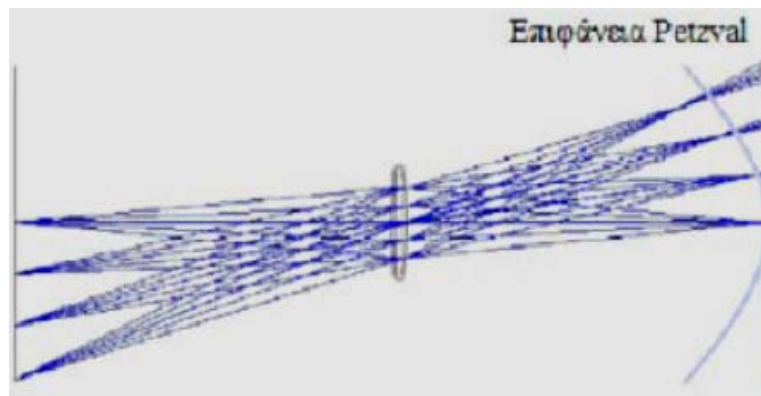
του αντικειμένου (η γραμμική μεγέθυνση του φακού δεν είναι ομοιόμορφη σε όλη την επιφάνεια).

Τα σημεία του ειδώλου μπορεί να είναι σε ακριβή εστίαση στο σωστό επίπεδο του ειδώλου, αλλά καταλαμβάνουν θέσεις είτε κοντύτερα, είτε μακρύτερα του άξονα, από ότι οι ιδανικές τους θέσεις.



Εικόνα 4.6 Απεικόνιση ενός ορθογώνιου πλέγματος: α) χωρίς παραμόρφωση, β) με βαρελοειδή παραμόρφωση και γ) με παραμόρφωση μηνίσκου.

▪ **Καμπύλωση πεδίου**: η ικανότητα ενός οπτικού συστήματος να εστιάζει τα σημεία του ειδώλου σε μια καμπύλη επιφάνεια (και όχι ευθεία), με αποτέλεσμα το είδωλο ενός επίπεδου αντικειμένου, να είναι καμπύλο.



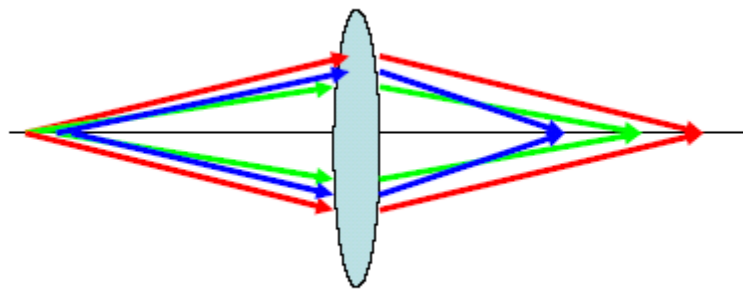
Εικόνα 4.7 Καμπύλωση πεδίου

### 4.2.2 Χρωματικές Εκτροπές

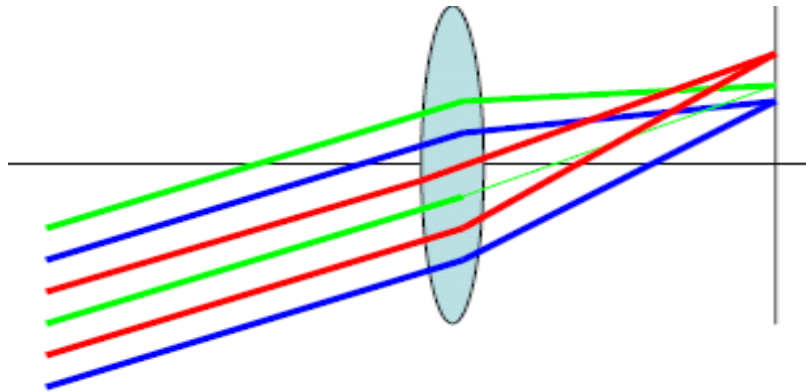
Οι χρωματικές εκτροπές οφείλονται στο ότι ο δείκτης διάθλασης εξαρτάται από το μήκος κύματος, με αποτέλεσμα κάθε μήκος κύματος να έχει διαφορετική εστία.

Έτσι όταν το λευκό φως διέρχεται από ένα οπτικό σύστημα, κάθε μήκος κύματος αυτού εστιάζεται σε διαφορετικό σημείο, προκαλώντας θόλωση του σχηματιζόμενου ειδώλου.

Υπάρχουν δύο τύποι χρωματικών εκτροπών, η διαμήκης και η εγκάρσια.



Εικόνα 4.8 Διαμήκης χρωματική εκτροπή.



Εικόνα 4.9 Εγκάρσια χρωματική εκτροπή.

### 4.3 Ανάλυση Μετώπου Κύματος (wavefront)

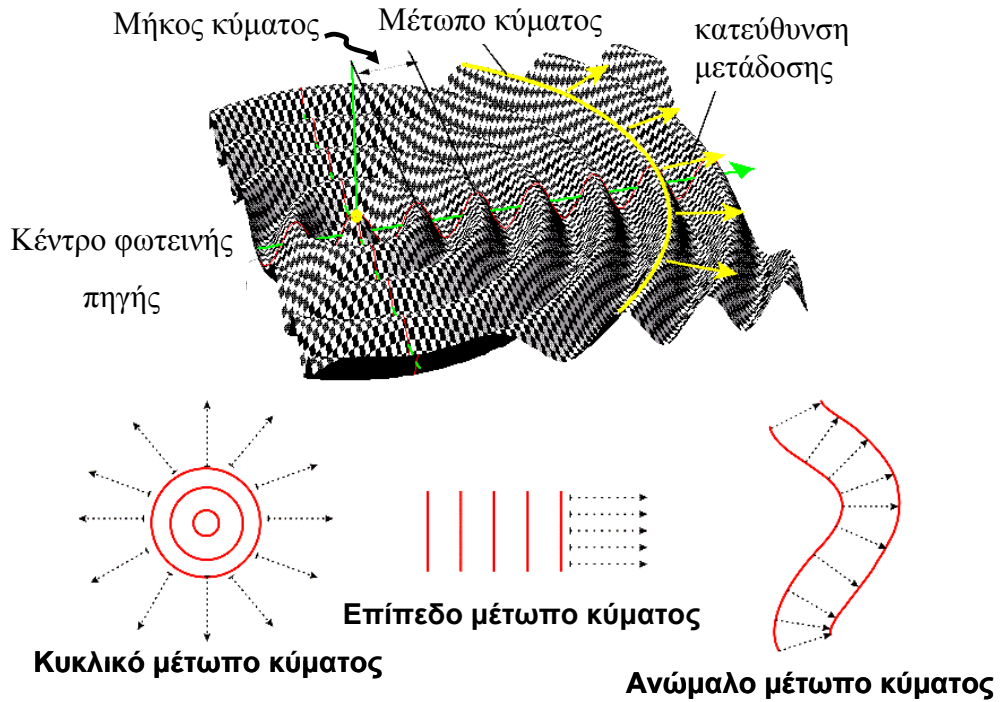
Για την μέτρηση των οπτικών εκτροπών έχουν αναπτυχθεί <sup>[27]</sup> διάφοροι τρόποι. Σήμερα χρησιμοποιούμε τη μέθοδο μέτρησης του μετώπου κύματος (wavefront), για τη χαρτογράφηση των οπτικών σφαλμάτων και της διαθλαστικής δύναμης του οφθαλμού.

Χρησιμοποιώντας εξελιγμένα όργανα που ονομάζονται αναλυτές μετώπου κύματος (wavefront analyzers) ή εκτροπόμετρα, έχουμε τη δυνατότητα για ακριβή μέτρηση και αναλυτική καταγραφή όλων των οπτικών εκτροπών του οφθαλμού <sup>[28]</sup>. Η απεικόνιση γίνεται με τη μορφή χρωματικού χάρτη.

Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στις εξής βασικές αρχές:

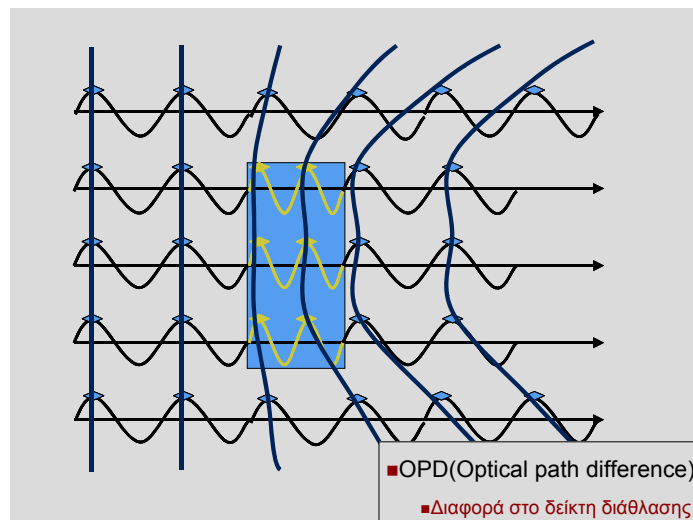
Μια πηγή φωτός δημιουργεί ακτινοβολούντα κύματα φωτός (όπως όταν μία πέτρα πέφτει σε νερό). Η κορυφή του κύματος που σχηματίζεται, κινείται μακριά από την πηγή σε κυκλική διάταξη. Η καμπύλη που ακολουθεί την κορυφή του κύματος, όπως αυτό διαμορφώνεται κάθε χρονική στιγμή, ονομάζεται μέτωπο κύματος (wavefront).

Όταν το φως προέρχεται από μία σημειακή πηγή, το μέτωπο κύματος έχει σφαιρικό σχήμα. Όσο το μέτωπο κύματος μετακινείται μακριά από την πηγή, ένα τμήμα της επιφάνειάς του επιπεδώνεται σταδιακά και τελικά όλο το μέτωπο κύματος γίνεται επίπεδο.



Εικόνα 4.10 Διάδοση μετώπου κύματος

Όταν το φως διαδίδεται και διέρχεται από οπτικά μέσα με διαφορετικό δείκτη διάθλασης (π.χ. αέρας-κερατοειδής), καθυστερεί. Όμως η συχνότητα του παραμένει η ίδια. Επίσης όταν το φως διέρχεται από ένα υλικό το οποίο είναι οπτικά πυκνότερο ( με μεγαλύτερο δείκτη διάθλασης) σε ορισμένες περιοχές, σ' αυτές θα καθυστερήσει περισσότερο, με αποτέλεσμα το μέτωπο του κύματος να γίνει πιο καμπύλο από τις υπόλοιπες περιοχές.



Εικόνα 4.11: Διαφορά οπτικού δρόμου ( OPD, Optical Path Difference ), λόγω διαφοράς στον δείκτη διάθλασης, και στο πάχους υλικού

#### 4.4 Μέθοδοι Μέτρησης Εκτροπών

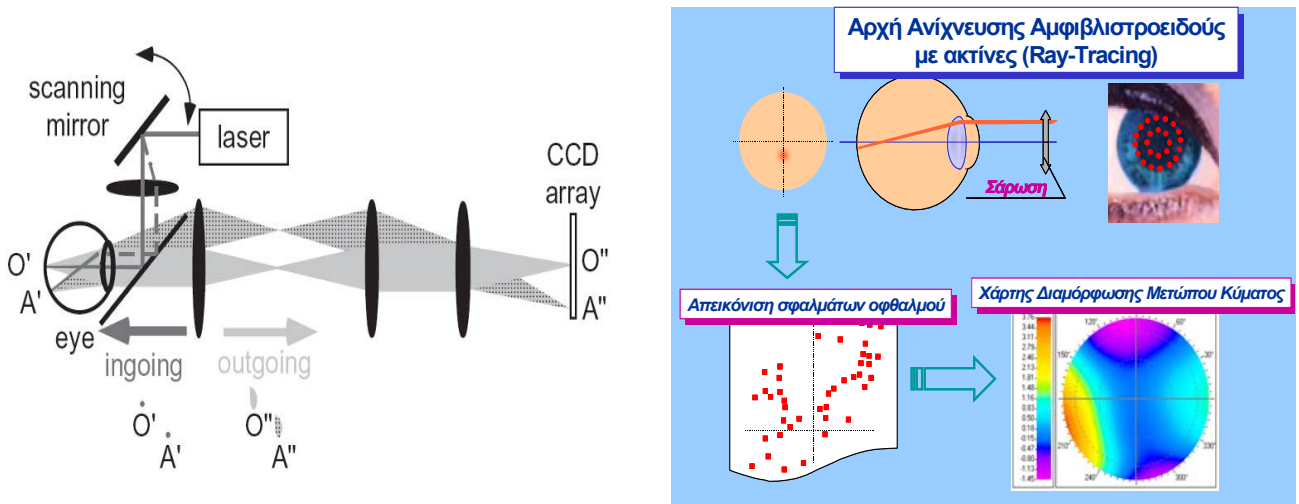
Οι βασικότερες μέθοδοι έχουν αναπτυχθεί για τη μέτρηση των οφθαλμικών εκτροπών είναι :

##### A) Retinal Ray Tracing (RRT)

Στη μέθοδο αυτή, η δέσμη ενός διοδικού laser εισάγεται στον οφθαλμό παράλληλα με τον οπτικό άξονα, διαδοχικά από διαφορετικά σημεία εισόδου (σάρωση). Εξαιτίας των εκτροπών, η δέσμη δεν θα συναντήσει τον αμφιβληστροειδή στο σημείο τομής του με τη γραμμή όρασης, αλλά σε κάποιο άλλο σημείο στο οποίο θα δημιουργηθεί μία δευτερογενή πηγή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η κατεύθυνση διάδοσης του επιστρέφοντος κύματος εξαρτάται από τη θέση της δευτερογενούς πηγής. Η απόσταση του κέντρου της δευτερογενούς πηγής από το κεντρικό βοθρίο δίνει την εγκάρσια εκτροπή για το σημείο εισόδου της δέσμης <sup>[29,30]</sup>.

Η απόκλιση της επιστρεφόμενης ακτινοβολίας από την αρχική, απεικονίζεται σε ένα ανιχνευτή θέσης με χρήση κατάλληλου συστήματος φακών. Στην συνέχεια το σήμα από τον ανιχνευτή θέσης μεταφράζεται σε ψηφιακή πληροφορία και οι αποκλίσεις από όλες τις δέσμες σχηματίζουν τον χρωματικό χάρτη του μετώπου κύματος.

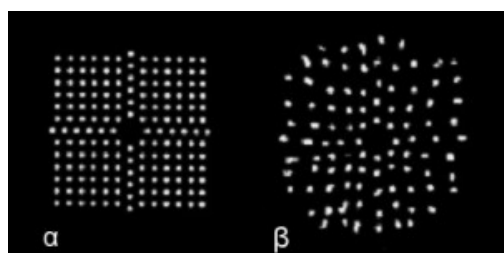
Για τη λήψη μίας μέτρησης χρησιμοποιούνται 95 διαφορετικά σημεία εισόδου και ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για τη διαδοχική σάρωση αυτών των σημείων είναι της τάξης των 20 msec.



Εικόνα 4.12 Εκτροπόμετρο Retinal Ray Tracing

### B) Tscherning

Στη μέθοδο αυτή, οι δέσμες του laser δεν εισέρχονται διαδοχικά από διαφορετικά σημεία αλλά εισέρχονται και ανιχνεύονται όλες ταυτόχρονα. Το φως με τη μορφή τετράγωνου πλέγματος προβάλλεται κάθετα μέσα από το άνοιγμα της κόρης και εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή <sup>[31]</sup>. Το εστιασμένο πλέγμα παραμορφώνεται από τις διάφορες εκτροπές, εξαιτίας των ανωμαλιών των μέσων του οφθαλμού. Στον αμφιβληστροειδή προβάλλεται μία εικόνα δύο διαστάσεων με αυτές τις παραμορφώσεις που υπέστει το αρχικό πλέγμα.

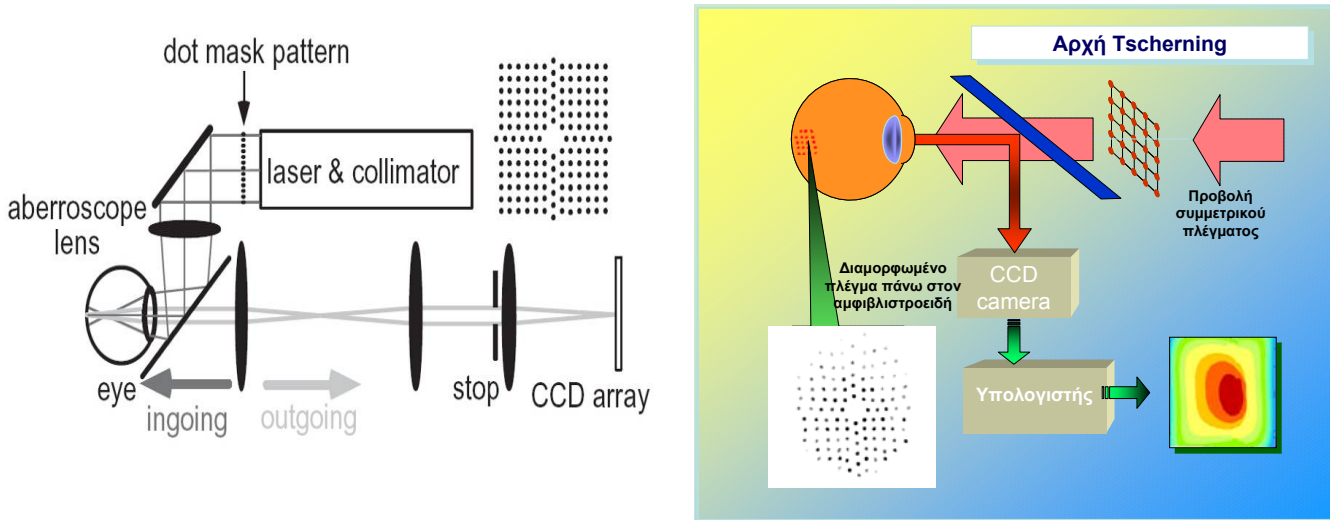


Εικόνα 4.13 α) Ιδανικό οπτικό σύστημα και β) Οπτικό σύστημα με εκτροπές

Προκειμένου να είναι σαφής η αντιστοιχία των σημείων τομής των δεσμών εισόδου με τις κηλίδες στον αμφιβληστροειδή, οι δέσμες εστιάζονται πριν τον αμφιβληστροειδή με τη χρήση ενός φακού.

Στη συνέχεια όλες οι δευτερογενείς πηγές απεικονίζονται σε μια CCD camera υψηλής ευαισθησίας και στη συνέχεια μέσω ψηφιακής επεξεργασίας

αξιολογούνται οι αποκλίσεις της αρχικής εικόνας του πλέγματος από αυτή που διαμορφώθηκε μετά τη διαδρομή μέσα στον οφθαλμό. Οι αποκλίσεις αυτές παρουσιάζονται με τη μορφή χρωματικών χαρτών.

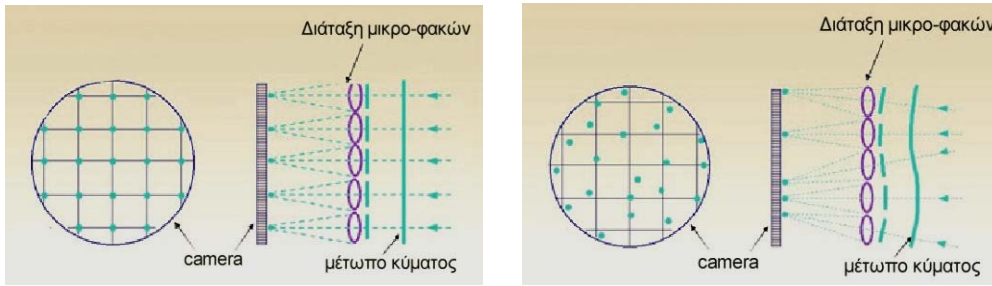


Εικόνα 4.14 Εκτροπόμετρο Tscherning

### Γ) Shack-Hartmann

Στη μέθοδο αυτή, χρησιμοποιείται μία ακτίνα φωτός από φωτοδίοδο υψηλής λαμπρότητας (SLD), η οποία εισέρχεται στον οφθαλμό από το άνοιγμα της κόρης. Η ακτίνα αυτή ανακλάται από τον αμφιβληστροειδή και σαν δεύτερη πηγή φωτός εξέρχεται από τον οφθαλμό.

Η ακτίνα στην πορεία της μέσα από το μάτι, υπόκειται κάποια ανάλογη παραμόρφωση από τα σφάλματα και τις ατέλειες των μέσων που διέρχεται και καταλήγει σε μία συστοιχία φακών. Η συστοιχία των φακών μέσα από την οποία περνάει η εξερχόμενη δέσμη αποτελείται από ένα πλέγμα μικρών φακών, καθένας από τους οποίους εστιάζει ένα μικρό κομμάτι από το μέτωπο κύματος πάνω σε έναν αισθητήρα (CCD imaging chip) <sup>[32,33]</sup>.

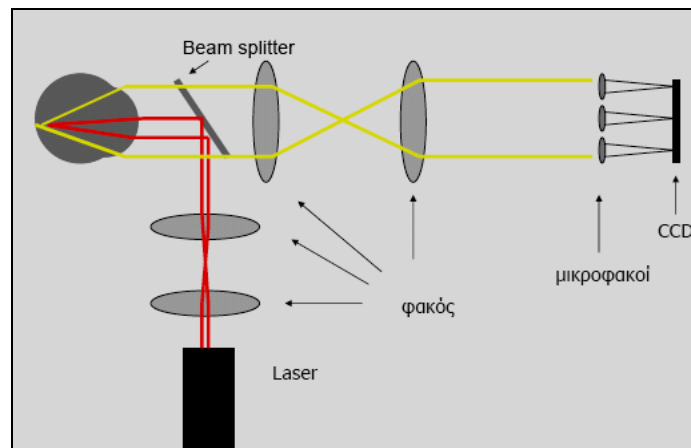


Εικόνα 1.15 Αισθητήρας Shack-Hartmann

Αριστερά: Επίπεδο μέτωπο κύματος απεικονίζεται σε μία κανονική διάταξη κηλίδων από τη διάταξη των μικρο-φακών.

Δεξιά: Η απόσταση του κεντροειδούς της κάθε κηλίδας από την αναμενόμενη θέση είναι ανάλογη της κλίσης του μετώπου κύματος στη θέση του αντίστοιχου μικροφακού

Η απόκλιση κάθε σημείου από το ιδανικό σημείο εστίασης κάθε φακού πάνω στο CCD, είναι αντίστοιχα μία ένδειξη της κλίσης του μετώπου κύματος στο συγκεκριμένο σημείο. Οι κλίσεις αυτές αντιστοιχούν στις αποκλίσεις από το ιδανικό μέτωπο κύματος και απεικονίζονται σε μορφή χρωματικού χάρτη.



Εικόνα 4.13 Εκτροπόμετρο Shack-Hartmann



### 4.5 Έκφραση και Αξιολόγηση των Εκτροπών

Ο πιο γνωστός τρόπος έκφρασης και ποσοτικοποίησης των εκτροπών ενός οπτικού συστήματος, είναι με τη μορφή των εκτροπών μετώπου κύματος (wave aberrations).

Το μέτωπο κύματος  $W(\rho, \theta)$ , μπορεί να περιγραφεί σαν επαλληλία των πολυωνύμων Zernike <sup>[34]</sup> ως εξής:

$W(\rho, \theta) = \sum_{n,m} C_n^m Z_n^m(\rho, \theta)$	όπου $C_n^m$ ο συντελεστής που προκύπτει από το ανάπτυγμα για το πολυώνυμο Zernike $Z_n^m$ .
--	--

Το ανάπτυγμα σε πολικές συντεταγμένες είναι:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta), & \text{for } m \geq 0 \\ N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta), & \text{for } m < 0 \end{cases}$$

,όπου ρ είναι η ακτίνα και θ η γωνία.

Τα πολυώνυμα αυτά είναι ορθογώνια, κανονικοποιημένα και αποτελούν βάση του χώρου των συνεχών συναρτήσεων που είναι ορισμένες μέσα στον μοναδιαίο κύκλο.

Ο δείκτης n αποτελεί την τάξη της εκτροπής (ακτινικός όρος) και ο δείκτης m αποτελεί τον γωνιακό όρο.

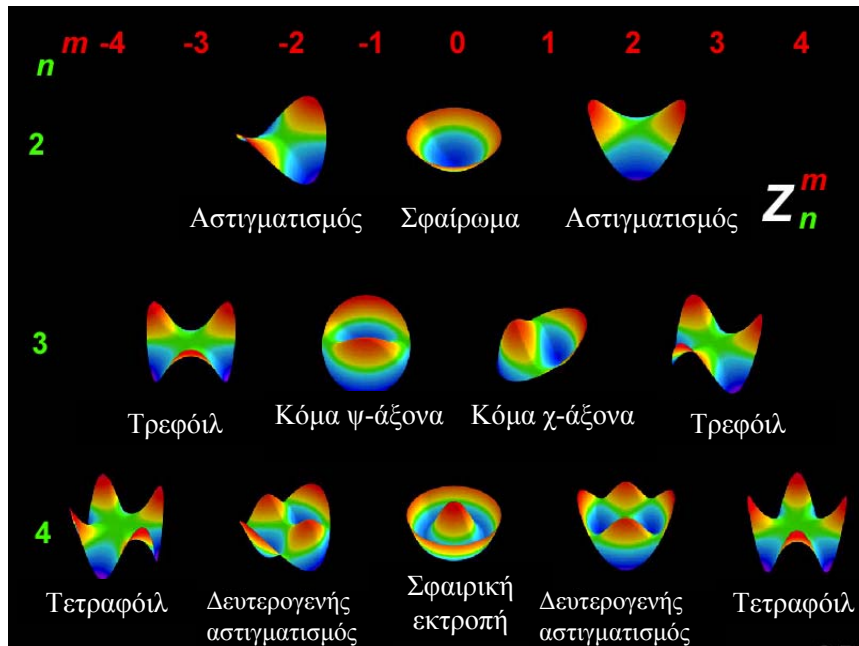
Όσο περισσότεροι όροι των πολυωνύμων προστίθενται στο παραπάνω άθροισμα, τόσο αυξάνεται η ακρίβεια με την οποία προσεγγίζεται το μέτωπο κύματος. Στην οφθαλμολογία, δεδομένης της περιορισμένης ακρίβειας των αναλυτών μετώπου κύματος για μέτρηση οφθαλμικών εκτροπών, χρησιμοποιούνται συνήθως όροι μέχρι και 4<sup>ης</sup> ή και 6<sup>ης</sup> τάξης.

Οι συντελεστές Zernike μπορεί να είναι θετικοί ή αρνητικοί αριθμοί. Η μονάδα μέτρησης που χρησιμοποιείται για το μέγεθος των συντελεστών Zernike είναι: μm.

Οι τιμές των συντελεστών των πολυωνύμων Zernike συνδέονται (κατά προσέγγιση) με τις συνήθεις εκτροπές. Π.χ. τα  $C_2^{-2}, C_2^2$  συνδέονται με τον αστιγματισμό ( $45^\circ/135^\circ$  -  $90^\circ/180^\circ$  αντίστοιχα), το  $C_2^0$  με το σφαίρωμα (μυωπία-υπερμετρωπία), το  $C_4^0$  με τη σφαιρική εκτροπή, τα  $C_3^{-1}, C_3^1$  με την κόμη, τα  $C_3^{-3}, C_3^3$  με το τρεφόιλ κτλ.

n	m	Είδος εκτροπής
0	0	Piston
1	-1	Πρίσμα
1	1	Πρίσμα
2	-2	Αστιγματισμός
2	0	Σφαίρωμα
2	2	Αστιγματισμός
3	-3	Τρεφόιλ
3	-1	Κόμα ψ-άξονα
3	1	Κόμα χ-άξονα
3	3	Τρεφόιλ
4	-4	Τετραφόιλ
4	-2	Δευτερογενής αστιγματισμός
4	0	Σφαιρική εκτροπή
4	2	Δευτερογενής αστιγματισμός
4	4	Τετραφόιλ

Πίνακας 4.1 Ονοματολογία των συντελεστών Zernike, από μηδενικής μέχρι τέταρτης τάξης



Εικόνα 4.14 Σχηματική αναπαράσταση πολυωνύμων Zernike (2<sup>ης</sup>, 3<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> τάξης)

Για την αξιολόγηση των σφαλμάτων χρησιμοποιείται είτε η απευθείας τιμή του συντελεστή του πολυωνύμου Zernike, που αντιστοιχεί στο μέγεθος του σφάλματος, είτε η τιμή του **RMS** ( Root Mean Square).

Το RMS είναι μία παράμετρος που χρησιμοποιείται για να εκφράσει το μέγεθος ενός οπτικού σφάλματος και αναφέρεται στην απόκλιση ενός οπτικού συστήματος από το ιδανικό. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του RMS για ένα οπτικό σύστημα, τόσο περισσότερα είναι τα οπτικά σφάλματα του συστήματος.

Η τιμή του RMS υπολογίζεται από τον έξης τύπο:

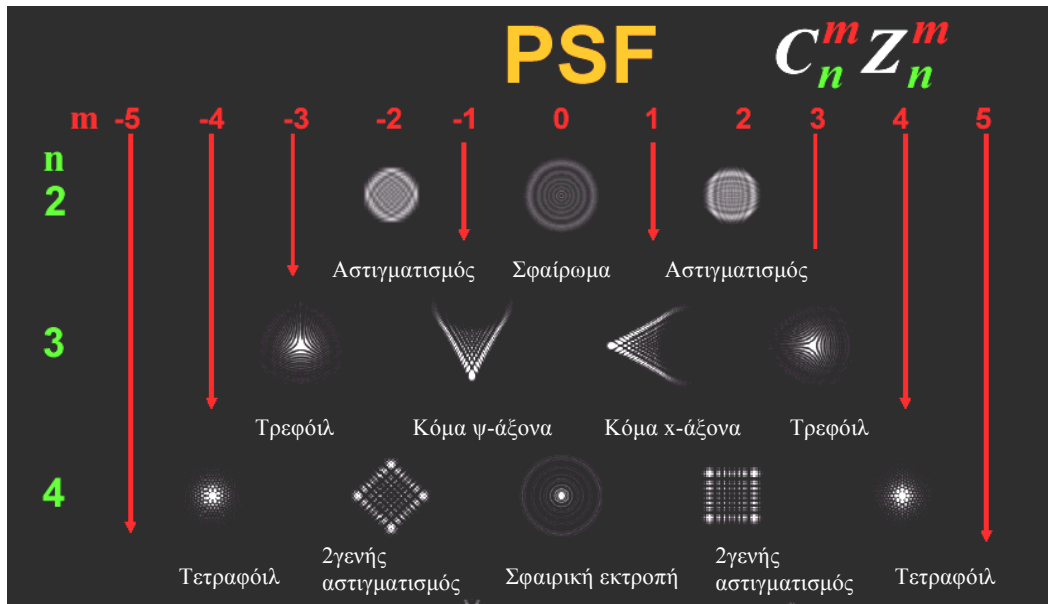
$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{n,m} (C_n^m)^2}$$

,όπου  $C_n^m$  οι συντελεστές από τα πολυώνυμα Zernike.

Μία άλλη μετρική που χρησιμοποιείται για την έκφραση των εκτροπών, είναι η συνάρτηση διασποράς σημείου **PSF** ( Point spread function).

Αυτή η συνάρτηση δείχνει πώς βλέπει μία σημειακή πηγή ο ασθενής που υποφέρει από κάθε εκτροπή ξεχωριστά. Π.χ. άτομο που εμφανίζει κόμη,

βλέπει ακτίνες γύρω από μία σημειακή πηγή, ενώ άτομο με υψηλή σφαιρική εκτροπή βλέπει halos γύρω από αυτήν.



Εικόνα 4.15 Η συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF), υπό την επίδραση διαφορετικών εκτροπών (από 2<sup>ης</sup> μέχρι 4<sup>ης</sup> τάξης)

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 : ΣΚΟΠΟΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ – ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ - ΠΛΗΘΥΣΜΟΣ**

### **Σκοπός:**

Σκοπός της παρούσας εργασίας αποτελεί η μέτρηση και η αξιολόγηση του εύρους και των αλλαγών της προσαρμογής του οφθαλμού πριν και μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις διορθώσεις μυωπίας με excimer laser.

### **5.1 Μεθοδολογία**

Για τις ανάγκες της εργασίας αυτής χρησιμοποιήθηκε ένα πλήρες οφθαλμικό σύστημα ανάλυσης μετώπου κύματος COAS - WASCA (Complete Ophthalmic Analysis System - Wavefront Supported Customized Ablation), το οποίο βασίζεται στην αρχή Shack-Hartmann, για τη μέτρηση των εκτροπών του οφθαλμού.

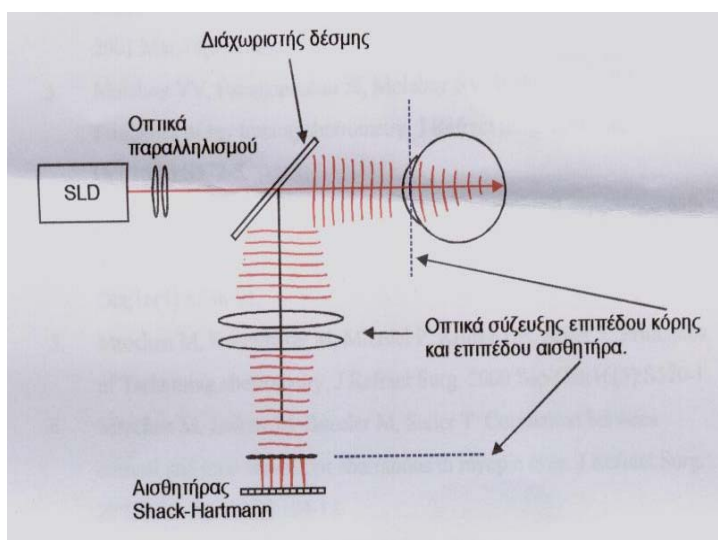


Εικόνα 5.1 Εκτροπόμετρο COAS-WASCA

Μια ακτίνα φωτός laser από φωτοδίοδο υψηλής λαμπρότητας (SLD) στα 840nm (υπέρυθρη), εισέρχεται στο μάτι του εξεταζόμενου από το άνοιγμα της κόρης και εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή μέσω κατάλληλων οπτικών στοιχείων.

Η ακτινοβολία αυτή ανακλάται από τον αμφιβληστροειδή και σαν δεύτερη πηγή φωτός εξέρχεται του ματιού.

Το μέτωπο κύματος υπόκειται σε ανάλογη παραμόρφωση από τα σφάλματα και τις ατέλειες των μέσων που διέρχεται και καταλήγει σε μια συστοιχία μικροφακών ( $33 \times 34 = 1452$ , πλάτος φακού:  $144 \mu\text{m}$ ), καθένας από τους οποίους εστιάζει ένα μικρό κομμάτι από το μέτωπο κύματος πάνω σε ένα αισθητήρα CCD.



Εικόνα 5.2 Αρχή Shack-Hartmann

Η διάταξη των μικροφακών επιτρέπει τη λήψη των εκτροπών μετώπου κύματος κατά χωρικά διαστήματα  $210 \mu\text{m}$  στο επίπεδο της κόρης.

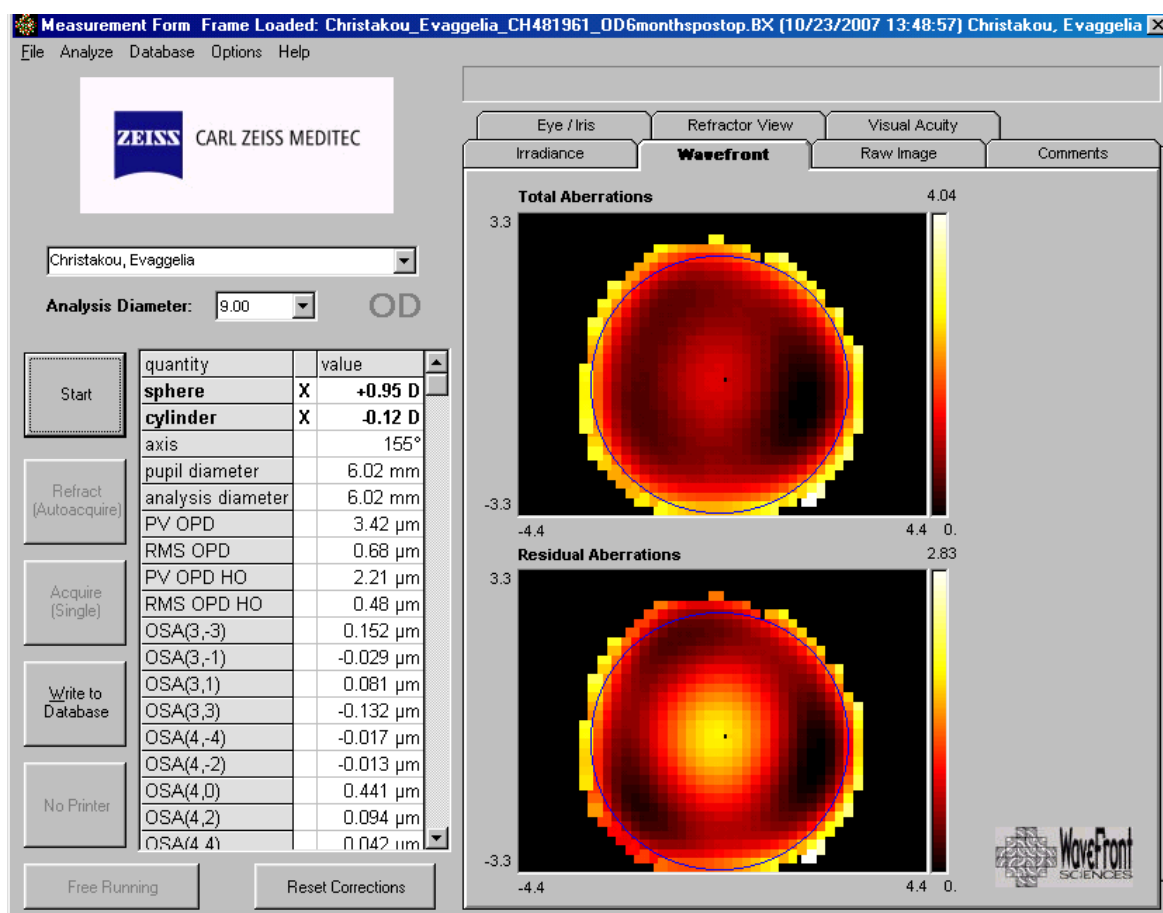
Η απόκλιση κάθε σημείου από το ιδανικό σημείο εστίασης κάθε φακού πάνω στο CCD είναι ένδειξη της κλίσης του μετώπου κύματος στο συγκεκριμένο σημείο. Οι κλίσεις αυτές προσδιορίζουν τις εκτροπές του οφθαλμού και απεικονίζονται σε μορφή χρωματικού χάρτη.



Εικόνα 5.3 Απεικόνιση εκτροπών σε μορφή χρωματικού χάρτη

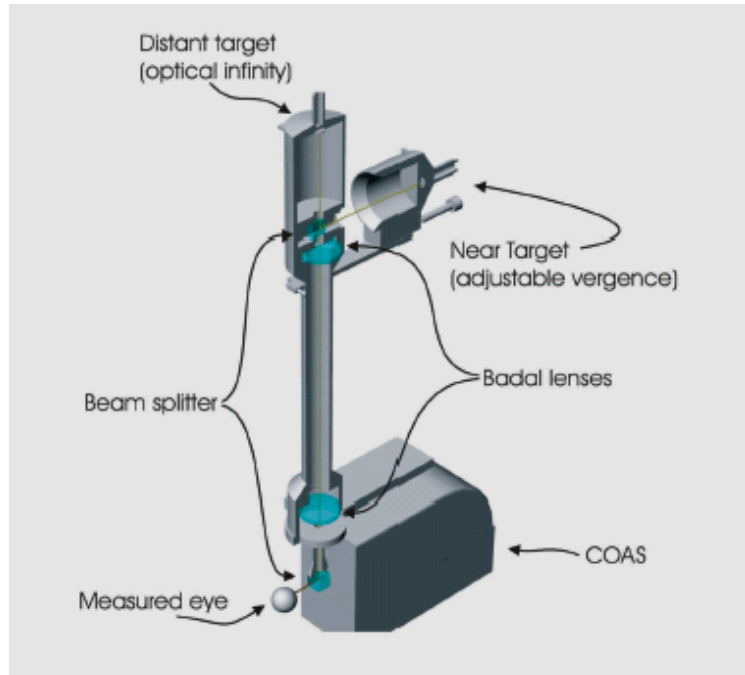
Το λογισμικό επιτρέπει τη συνεχή καταγραφή εικόνων μετώπου κύματος καθώς και του μεγέθους της κόρης κάθε 130msec (χρονική συχνότητα: 7.7Hz). Η χρωματική εκτροπή συνυπολογίζεται από τον αλγόριθμο του COAS (από 840 σε 550 nm).

Τα δεδομένα που εξάγονται, περιγράφονται με ένα σύνολο συντελεστών Zernike (μέχρι 4<sup>ης</sup> τάξης), που αντιστοιχούν στον τύπο και το μέγεθος των εκτροπών.



Εικόνα 5.4 Τα δεδομένα που εξάγονται, περιγράφονται με ένα σύνολο συντελεστών Zernike

Ένα ειδικά κατασκευασμένο οπτόμετρο Badal <sup>[22]</sup> προσαρμόστηκε κατάλληλα πάνω από τον αισθητήρα COAS. Το συγκεκριμένο οπτόμετρο είχε το εξής πλεονέκτημα: δεν άλλαζε το μέγεθος του στόχου για διαφορετικά επίπεδα προσαρμογής.



Εικόνα 5.5 Οπτόμετρο Badal

Η προσαρμογή ελέγχονταν από ένα στόχο που μετακινούνταν με το χέρι πίσω από το φακό Badal, δημιουργώντας κατάλληλα επίπεδα προσαρμογής (1,2,3,4,5,6,7,8 και 9 target).

Target	Επίπεδο προσαρμογής (D)
1	-0,15
2	-1,15
3	-2,14
4	-3,13
5	-4,11
6	-5,10
7	-6,09
8	-7,07
9	-8,05

Πίνακας 5.1 Αντιστοιχία target - επιπέδων προσαρμογής



Ο στόχος ήταν ένα ενιαίο κεφαλαίο γράμμα Ε, υψηλής αντίθεσης ( $\geq 80\%$ ), σε λευκό χαρτί και φωτιζόμενο από ένα λαμπτήρα πυρακτώσεως.

Το γράμμα-στόχος είχε γωνία όρασης  $1,75^\circ$  και κάθε σκέλος του είχε πάχος  $21'$  arc, που αντιστοιχεί σε 6/126 στην κλίμακα Snellen (0,5/10).

Η φωτεινότητα του υποβάθρου ήταν  $5\text{cd/m}^2$ .

Το κέντρο του γράμματος-στόχου συνέπιπτε με τον οπτικό άξονα του οπτομέτρου Badal, ο οποίος ήταν ευθυγραμμισμένος με τον οπτικό άξονα του συστήματος COAS.



Εικόνα 5.6 Γράμμα-Στόχος

Ο εξεταζόμενος τοποθετούσε το κεφάλι του, ακουμπώντας μέτωπο και πηγούνι στις ειδικές υποδοχές του μηχανήματος, φροντίζοντας να παραμένει σε σταθερή θέση.

Ο εξεταστής μέσα από μία οθόνη προβολής, ευθυγράμμιζε χειροκίνητα το κέντρο της κόρης του εξεταζόμενου ματιού με τον οπτικό άξονα της συσκευής, με τη βοήθεια 6 κηλίδων που βρίσκονταν μέσα σε ένα πλαίσιο ομόκεντρο με την κόρη.

Ο εξεταζόμενος προσήλωνε το γράμμα-στόχο και προσπαθούσε να έχει ξεκάθαρη εικόνα αυτού. Κατά τη διάρκεια προσήλωσης στο στόχο και χωρίς επανευθυγράμμιση, λαμβάνονταν 50 διαδοχικές μετρήσεις (διάρκεια: 6,5 sec σε 7,7Hz), σε σκοτεινό δωμάτιο και με “αποκλεισμό” του μη εξεταζόμενου οφθαλμού.

Οι μετρήσεις έγιναν με σειρά αυξανόμενης προσαρμογής, προοδευτικά από το στόχο 1 έως το στόχο 9 (target).

## 5.2 Πληθυσμός

Στη μελέτη συμπεριλήφθηκαν 14 άτομα νεαρής ηλικίας, με μυωπία μέχρι 4,75D και αστιγματισμό μέχρι 1.5D, τα οποία υποβλήθηκαν σε διαθλαστική χειρουργική επέμβαση με excimer λέιζερ (PRK & LASIK).

Η μέτρηση της προσαρμογής προεγχειρητικά (preop) έγινε με τα γυαλιά.

Ο προεγχειρητικός έλεγχος περιλάμβανε επίσης τις ακόλουθες εξετάσεις: μέτρηση της διάθλασης (manifest refraction), της μη διορθωμένης οπτικής οξύτητας (UCVA), της καλύτερα διορθωμένης οπτικής οξύτητας (BCVA) και εξέταση ευαισθησίας φωτεινής αντίθεσης.

Η υποκειμενική διάθλαση τη στιγμή της προσαρμογής υπολογίστηκε από τον εξής τύπο:

$$M = \frac{-c_2^0 4\sqrt{3} + c_4^0 12\sqrt{5}}{r^2}, \text{ στον οποίο } C_2^0 \text{ είναι το σφαίρωμα, } C_4^0 \text{ η}$$

σφαιρική εκτροπή και  $r$  είναι η ακτίνα (το  $\frac{1}{2}$  της διαμέτρου) της κόρης του οφθαλμού.

Η προσαρμοστική ισχύς που αντιστοιχούσε σε κάθε στόχο προεγχειρητικά, διορθώθηκε ανάλογα με την διαθλαστική ισχύ των γυαλιών με βάση τον παρακάτω τύπο:

$A = -L(1 + 2aK)$ , όπου  $A$  είναι η διορθωμένη προσαρμογή,  $L$  είναι η προσαρμογή για κάθε στόχο,  $a$  είναι η απόσταση μεταξύ οφθαλμού και φακού (13mm) και  $K$  είναι η διαθλαστική ισχύς του φακού των γυαλιών.

Οι επεμβάσεις πραγματοποιήθηκαν στο Βαρδινογιάννειο Εργαστήριο Μεταμοσχεύσεων και Μικροχειρουργικής Οφθαλμού (BEMMO), της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Μετά από πλήρη οφθαλμική εξέταση και λεπτομερή συζήτηση, τα άτομα αυτά έδωσαν τη γραπτή συγκατάθεσή τους, σύμφωνα με τις θεσμικές οδηγίες της Διακήρυξης του Ελσίνκι. Το πρωτόκολλο της μελέτης εγκρίθηκε από το BEMMO.

Όλες οι επεμβάσεις για τη διόρθωση της μυωπίας και του μυωπικού αστιγματισμού πραγματοποιήθηκαν από το Μάρτιο του 2007 μέχρι τον Ιούλιο του 2007.

Χειρουργήθηκαν και οι δύο οφθαλμοί σε κάθε άτομο, με συνολικό αριθμό οφθαλμών  $n = 28$ . Από τα 14 άτομα, 12 υποβλήθηκαν σε φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή (PRK) και 2 σε ενδοστρωματική κερατοσμίλευση με λέιζερ (LASIK).

Στον συγκεκριμένο πληθυσμό, 6 άτομα ήταν άνδρες και 8 ήταν γυναίκες. Η ηλικία των ατόμων αυτών, κυμάνθηκε από 18 μέχρι 37 έτη με μέση ηλικία  $26,3 \pm 5,6$  έτη.

Χαρακτηριστικό	Τιμή
Άνδρες	6
Γυναίκες	8
Min ηλικία (έτη)	18
Max ηλικία (έτη)	37
Μέση ηλικία $\pm$ τυπική απόκλιση (έτη)	$26,3 \pm 5,6$

Πίνακας 5.2 Στοιχεία πληθυσμού

Τα στοιχεία διάθλασης του προεγχειρητικού ελέγχου αφορούν την manifest καλύτερα διορθωμένη διάθλαση (manifest).

Η προεγχειρητική διάθλαση κυμάνθηκε από  $-1,0$  μέχρι  $-4,75$  D(διοπτρίες) με μέση τιμή  $-3,29 \pm 1,06$  D και ο προεγχειρητικός αστιγματισμός από  $0,0$  μέχρι  $-1,5$  D(διοπτρίες) με μέση τιμή  $-0,64 \pm 0,58$  D.

Επίσης η καλύτερα διορθωμένη οπτική οξύτητα (BCVA) σε δεκαδική κλίμακα (με μέγιστο 2.0), προεγχειρητικά κυμάνθηκε από  $0,7$  μέχρι  $1,2$  με μέση τιμή  $1,07 \pm 0,14$ .

Χαρακτηριστικό	Έκταση	Μέσος όρος $\pm$ τυπική απόκλιση
Σφαίρωμα (D)	$-1,0$ μέχρι $-4,75$	$-3,29 \pm 1,06$
Κύλινδρος (D)	$0,0$ μέχρι $-1,5$	$-0,64 \pm 0,58$
BCVA (δεκαδική κλίμακα)	$0,7$ μέχρι $1,2$	$1,07 \pm 0,14$

Πίνακας 5.3 Προεγχειρητικά δεδομένα

Αφού έγιναν οι μετρήσεις για την προσαρμογή σε διαφορετικούς στόχους (target), ο έλεγχος συνεχίστηκε. Με ενστάλαξη σταγόνων Cyclogyl, έγινε κυκλοπληγία (αναστέλλοντας την ικανότητα προσαρμογής του ματιού σε κοντινούς στόχους) .

Η προεγχειρητική κυκλοπληγική διάθλαση κυμάνθηκε από 0,5 μέχρι - 4,75 D(διοπτρίες) με μέση τιμή  $-3,11 \pm 1,07$  D και ο προεγχειρητικός κυκλοπληγικός αστιγματισμός από 0 μέχρι -1,25 D(διοπτρίες) με μέση τιμή  $-0,54 \pm 0,47$  D.

Σε όλες τις περιπτώσεις η επέμβαση πραγματοποιήθηκε με το Wavelight Eye - Q Excimer laser, με συχνότητα ακτινοβολίας 400 Hz. Το συγκεκριμένο laser είναι ένα flying spot excimer laser (Ar-F), με μήκος κύματος 193 nm. Και στην PRK και στη LASIK η φωτοεκτομή εφαρμόστηκε σε μια οπτική ζώνη 6,5 mm, με μία ζώνη μετάβασης έως τα 9 mm. Σύστημα παρακολούθησης των κινήσεων του ματιού (eye tracker) ήταν ενεργό σε κάθε χειρουργική επέμβαση.

Μετά την επέμβαση με excimer laser, η εξέταση έγινε στον ένα (1m-postop) και στους τρεις (3m-postop) μήνες, χωρίς τη χρήση γυαλιών ή φακών επαφής.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

### Διαθλαστική χειρουργική – Διαθλαστικό σφάλμα

Στους πίνακες που ακολουθούν υπάρχουν στοιχεία για τα διαθλαστικά σφάλματα του πληθυσμού που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη, πριν και μετά (1μήνα & 3μήνες) τις επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής (στον N.N. έγιναν μετρήσεις με το εκτροπόμετρο coas-wasca μόνο στο δεξί οφθαλμό).

α/α	Subject	Age	Eye	Dominant 0 / 1	Glasses		
					SPH	CYL	AXIS
1	Π.Γ.	18	OD	0	-4,00	-0,75	100
			OS	1	-3,75	-0,50	100
2	Μ.Ε.	25	OD	0	-3,75	0,00	0
			OS	1	-4,00	0,00	0
3	Γ.Ε.	31	OD	0	-3,50	-0,50	175
			OS	1	-3,25	-1,25	170
4	Χ.Δ.	26	OD	1	-4,50	0,00	0
			OS	0	-2,50	0,00	0
5	Κ.Ζ.	35	OD	1	-4,50	-1,00	35
			OS	0	-4,75	-0,75	160
6	Χ.Β.	25	OD	0	-3,00	0,00	0
			OS	1	-3,00	0,00	0
7	F.L.	25	OD	0	-4,50	0,00	0
			OS	1	-4,50	0,00	0
8	Β.Φ.	29	OD	1	-1,50	-1,00	5
			OS	0	-2,25	-0,50	5
9	Λ.Ι.	22	OD	1	-4,50	-0,50	170
			OS	0	-3,50	-0,50	170
10	N.N.	18	OD	0	-2,00	0,00	0
			OS	1	-2,00	0,00	0
11	Χ.Ε.	22	OD	1	-3,00	-0,50	90
			OS	0	-3,00	-0,50	90
12	Τ.Μ.	37	OD	0	-2,75	-0,50	180
			OS	1	-2,75	-0,75	180
13	Γ.Χ.	26	OD	1	-4,00	0,00	0
			OS	0	-4,00	0,00	0
14	Μ.Γ.	29	OD	1	-2,75	-1,00	5
			OS	0	-2,00	-1,50	178

Πίνακας 6.1 Στοιχεία για την ηλικία, τον κυρίαρχο / μη κυρίαρχο οφθαλμό [dominant (1) / non-dominant (0)] και τα διορθωτικά γυαλιά που χρησιμοποιήθηκαν για την προεγχειρητική μέτρηση προσαρμογής

α/α	Subject	Eye	PREOP							
			UVA	BCVA	Manifest Refraction (preop)			CYCL Refraction		
					SPH	CYL	AXIS	SPH	CYL	AXIS
1	Π.Γ.	OD	0,1	1,2	-3,75	-1,25	90	-3,50	-1,25	90
		OS	0,2	1,2	-4,25	-1,25	105	-4,00	-1,25	105
2	Μ.Ε.	OD	Μ.Δ.	1,0	-3,50	-0,25	40	-3,25	-0,25	40
		OS	Μ.Δ.	0,9	-4,25	0,00	0	-4,00	0,00	0
3	Γ.Ε.	OD	0,1	1,0	-3,25	-0,75	4	-3,00	-0,75	14
		OS	0,1	1,0	-2,75	-1,25	165	-2,50	-0,75	170
4	Χ.Δ.	OD	Μ.Δ.	1,0	-4,25	0,00	0	-4,25	0,00	0
		OS	Μ.Δ.	1,2	-2,50	-0,25	0	-2,25	0,00	0
5	Κ.Ζ.	OD	0,1	1,0	-4,25	-1,00	20	-4,50	-1,00	25
		OS	0,1	1,0	-4,75	-1,00	170	-4,50	-1,25	168
6	Χ.Β.	OD	0,1	1,2	-2,25	-0,25	25	-2,25	0,00	0
		OS	0,1	1,2	-1,75	-1,00	180	-2,00	-0,75	180
7	Φ.Λ.	OD	0,1	1,2	-4,75	-0,25	100	-4,75	-0,25	100
		OS	0,1	1,2	-4,75	-0,25	170	-4,25	-0,25	165
8	Β.Φ.	OD	0,3	1,2	-1,00	-1,50	5	-0,50	-1,25	180
		OS	0,2	1,2	-1,75	-0,75	160	-1,75	-0,50	155
9	Λ.Ι.	OD	Μ.Δ.	1,0	-4,25	-0,75	165	-4,25	-0,75	160
		OS	Μ.Δ.	1,0	-3,75	-0,75	5	-3,50	-0,50	15
10	Ν.Ν.	OD	0,1	1,0	-2,25	-0,25	130	-2,00	-0,25	125
		OS	0,2	1,2	-2,50	0,00	0	-2,00	0,00	0
11	Χ.Ε.	OD	Μ.Δ.	1,2	-3,25	-0,50	110	-3,00	-0,25	135
		OS	Μ.Δ.	1,2	-3,25	-0,25	100	-3,25	0,00	0
12	Τ.Μ.	OD	0,1	1,2	-2,00	-0,25	180	-2,00	-0,75	12
		OS	0,1	1,0	-2,25	-0,75	8	-2,00	-1,00	10
13	Γ.Χ.	OD	Μ.Δ.	1,0	-4,50	0,00	0	-4,00	0,00	0
		OS	Μ.Δ.	1,0	-4,25	0,00	0	-3,75	0,00	0
14	Μ.Γ.	OD	0,1	0,8	-3,25	-1,00	175	-3,50	-1,00	15
		OS	0,1	0,7	-3,00	-2,50	15	-2,50	-1,00	125

Πίνακας 6.2 Προεγχειρητικά δεδομένα (pre-op) για τα διαθλαστικά σφάλματα του εξεταζόμενου πληθυσμού (Μ.Δ.: μέτρηση δακτύλων)

α/α	Subject	Eye	1 month post-op				
			UVA	BCVA	Rx (1 month)		
					SPH	CYL	AXIS
1	Π.Γ.	OD	1,0	-	0,25	-1,00	172
		OS	1,0	-	0,75	-1,25	7
2	Μ.Ε.	OD	1,0	-	-0,75	0,00	0
		OS	1,0	-	0,25	0,00	0
3	Γ.Ε.	OD	1,2	-	0,25	0,00	0
		OS	1,2	-	0,25	-0,50	178
4	Χ.Δ.	OD	1,0	-	0,50	-1,00	15
		OS	1,0	-	-0,50	-0,50	176
5	Κ.Ζ.	OD	1,0	-	0,00	-0,50	160
		OS	0,7	-	-1,25	0,00	0
6	Χ.Β.	OD	1,0	-	-0,50	-0,25	168
		OS	0,9	-	0,25	-1,00	21
7	F.L.	OD	1,2	-	0,00	0,00	0
		OS	1,0	-	0,75	-0,50	1
8	Β.Φ.	OD	1,5	-	-0,75	0,00	0
		OS	1,2	-	-0,75	-0,75	12
9	Λ.Ι.	OD	1,2	-	0,25	0,00	0
		OS	1,0	-	0,25	-0,50	13
10	N.N.	OD	1,2	-	0,25	-0,50	170
		OS	1,2	-	0,25	-0,75	179
11	Χ.Ε.	OD					
		OS					
12	T.M.	OD	1,0	-	-0,75	-0,50	173
		OS	1,0	-	0,25	-1,00	174
13	Γ.Χ.	OD	1,0	1,2	0,75	0,00	0
		OS	1,2	1,2	0,25	0,00	0
14	Μ.Γ.	OD	1,5	-	-0,50	-0,25	2
		OS	1,5	-	-1,00	-0,50	12

Πίνακας 6.3 Δεδομένα διαθλαστικού σφάλματος 1 μήνα μετά την επέμβαση (1m post-op)  
(η Χ.Ε. δεν προσήλθε για έλεγχο 1m-postop)

α/α	Subject	Eye	3 months post-op							
			UVA	BCVA	Manifest (3 months)			Cyclo Rx (3months)		
					SPH	CYL	AXIS	SPH	CYL	AXIS
1	Π.Γ.	OD	1,2	1,2	0,25	-0,50	155	0,25	-0,25	159
		OS	1,0	1,2	0,50	-0,50	15	0,50	-0,50	173
2	Μ.Ε.	OD	1,0	1,2	0,00	-0,25	24	0,00	-0,25	34
		OS	1,2	1,2	0,50	0,00	0	0,50	0,00	0
3	Γ.Ε.	OD	1,2	1,2	0,25	0,00	0	0,25	0,00	0
		OS	1,2	1,2	0,50	-0,75	5	0,75	-0,75	15
4	Χ.Δ.	OD	1,2	1,2	0,25	-0,50	15	0,50	-0,50	19
		OS	1,2	1,2	0,00	-0,25	150	0,25	-0,25	6
5	Κ.Ζ.	OD	1,0	-	0,50	-0,75	11	-	-	-
		OS	0,7	-	-1,25	0,00	0	-	-	-
6	Χ.Β.	OD	1,5	1,5	0,50	0,00	0	0,50	0,00	0
		OS	1,2	1,5	0,75	-0,50	40	1,00	-0,50	25
7	F.L.	OD	1,0	1,2	-0,75	0,00	0	-0,25	0,00	0
		OS	1,0	1,2	-0,50	0,00	0	-0,25	0,00	0

8	B.Φ.	OD	1,2	1,2	0,00	0,00	-	1,25	-1,25	134
		OS	1,0	1,2	-0,75	-0,25	7	-0,25	0,00	0
9	Λ.Ι.	OD	1,5	1,5	0,50	0,00	0	0,75	0,00	0
		OS	1,2	1,2	0,50	0,00	0	0,50	-0,25	2
10	N.N.	OD								
		OS								
11	Χ.Ε.	OD	1,2	-	0,50	-0,25	150	-	-	-
		OS	1,2	-	0,75	0,00	0	-	-	-
12	Τ.Μ.	OD								
		OS								
13	Γ.Χ.	OD	1,0	1,2	0,25	-0,25	170	0,25	-0,25	169
		OS	1,0	1,2	0,25	0,00	0	0,00	0,00	0
14	Μ.Γ.	OD								
		OS								

Πίνακας 6.4 Δεδομένα διαθλαστικού σφάλματος 3 μήνες μετά την επέμβαση (3m post-op)  
(οι Τ.Μ., Μ.Γ. και Ν.Ν. δεν προσήλθαν για έλεγχο 3m-postop)

		SPH EQ		
		preop	1mpostop	3mpostop
Π.Γ.	OD	0	-0,25	0
	OS	-0,875	0,125	0,25
Μ.Ε.	OD	0,125	-0,75	-0,125
	OS	-0,25	0,25	0,5
Γ.Ε.	OD	0,125	0,25	0,25
	OS	0,5	0	0,125
Χ.Δ.	OD	0,25	0	0
	OS	-0,125	-0,75	-0,125
Κ.Ζ.	OD	0,25	-0,25	0,125
	OS	-0,125	-1,25	-1,25
Χ.Β.	OD	0,625	-0,625	0,5
	OS	0,75	-0,25	0,5
F.L.	OD	-0,375	0	-0,75
	OS	-0,375	0,5	-0,5
B.Φ.	OD	0,25	-0,75	0
	OS	0,375	-1,125	-0,875
Λ.Ι.	OD	0,125	0,25	0,5
	OS	-0,375	0	0,5
N.N.	OD	-0,375	0	-
	OS	-0,5	-0,125	-
Χ.Ε.	OD	-0,25	-	0,375
	OS	-0,125	-	0,75
Τ.Μ.	OD	0,875	-1	-0,25
	OS	0,5	-0,25	0,5
Γ.Χ.	OD	-0,5	0,75	0,125
	OS	-0,25	0,25	0,25
Μ.Γ.	OD	-0,5	-0,625	-
	OS	-1,5	-1,25	-

Πίνακας 6.5 Δεδομένα για το διαθλαστικό σφαιρικό ισοδύναμο (sph eq)

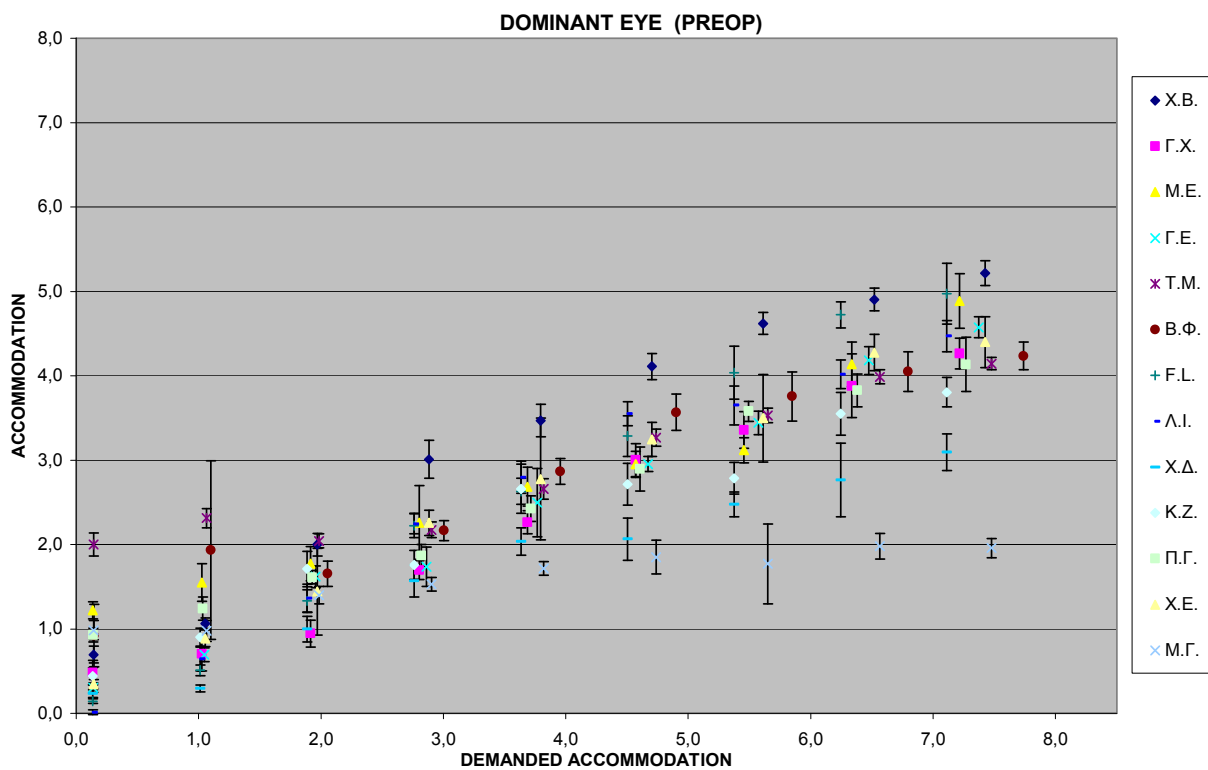


Οι οφθαλμοί στους οποίους το διαθλαστικό σφαιρικό ισοδύναμο (sph eq) είναι μεγαλύτερο της μονάδας (κίτρινο χρώμα, πίνακας 6.5) αποκλείονται από την εξέλιξη της μελέτης αυτής.

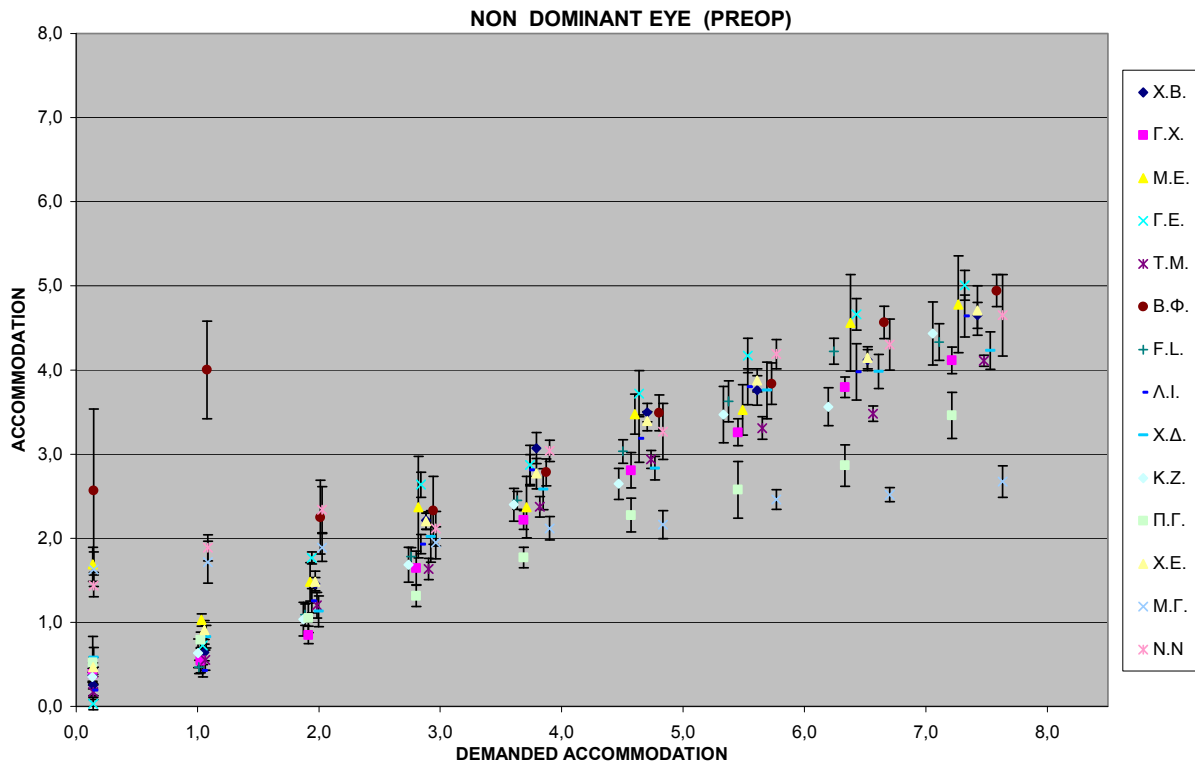
## 6.2 Προσαρμοστική ικανότητα

Στις γραφικές παραστάσεις που ακολουθούν απεικονίζονται τα αποτελέσματα της προσαρμοστικής ικανότητας (accommodation) σε D (διοπτρίες) ,σε κάθε στόχο (target) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού. Εμφανίζεται και η τυπική απόκλιση (stden) από τις 50 μετρήσεις που ελήφθησαν σε κάθε στόχο.

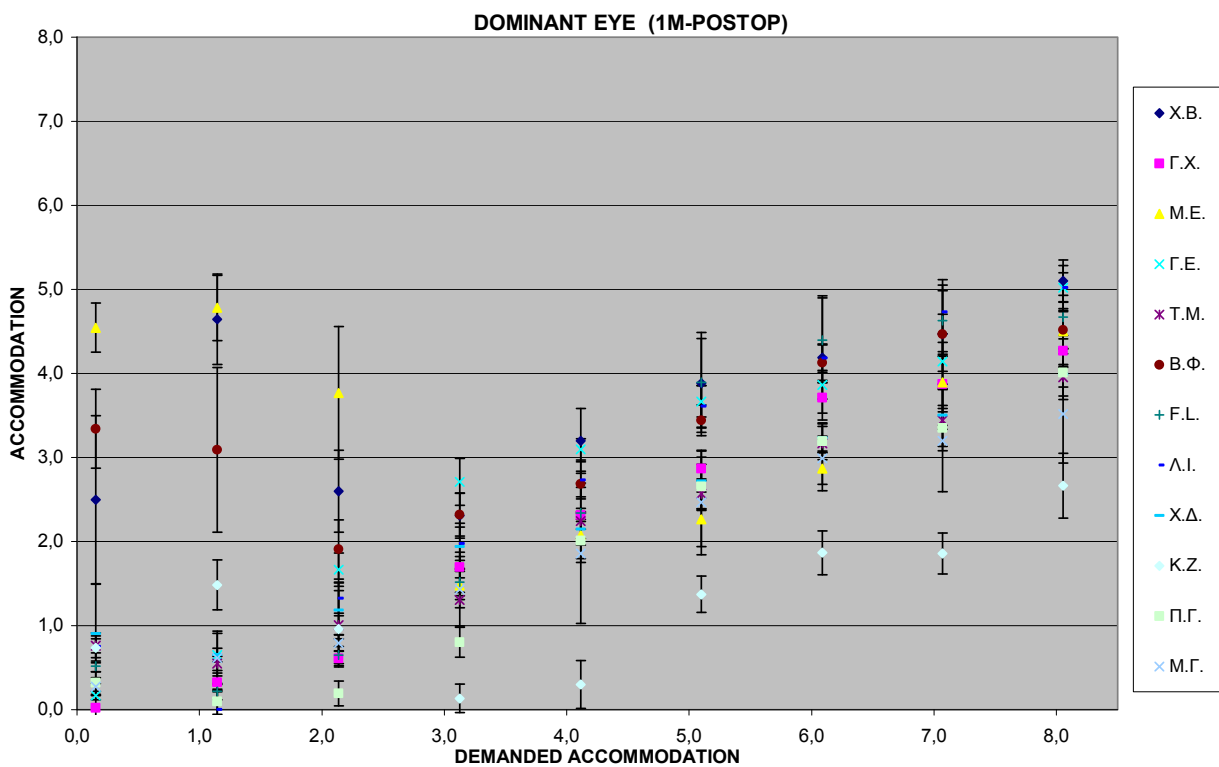
Τα αποτελέσματα αυτά αφορούν μετρήσεις πριν τη διαθλαστική χειρουργική επέμβαση (pre-op), 1 μήνα (1m post-op) και 3 μήνες (3m post-op) μετεγχειρητικά για τον κυρίαρχο (dominant) και μη κυρίαρχο (non-dominant) οφθαλμό.



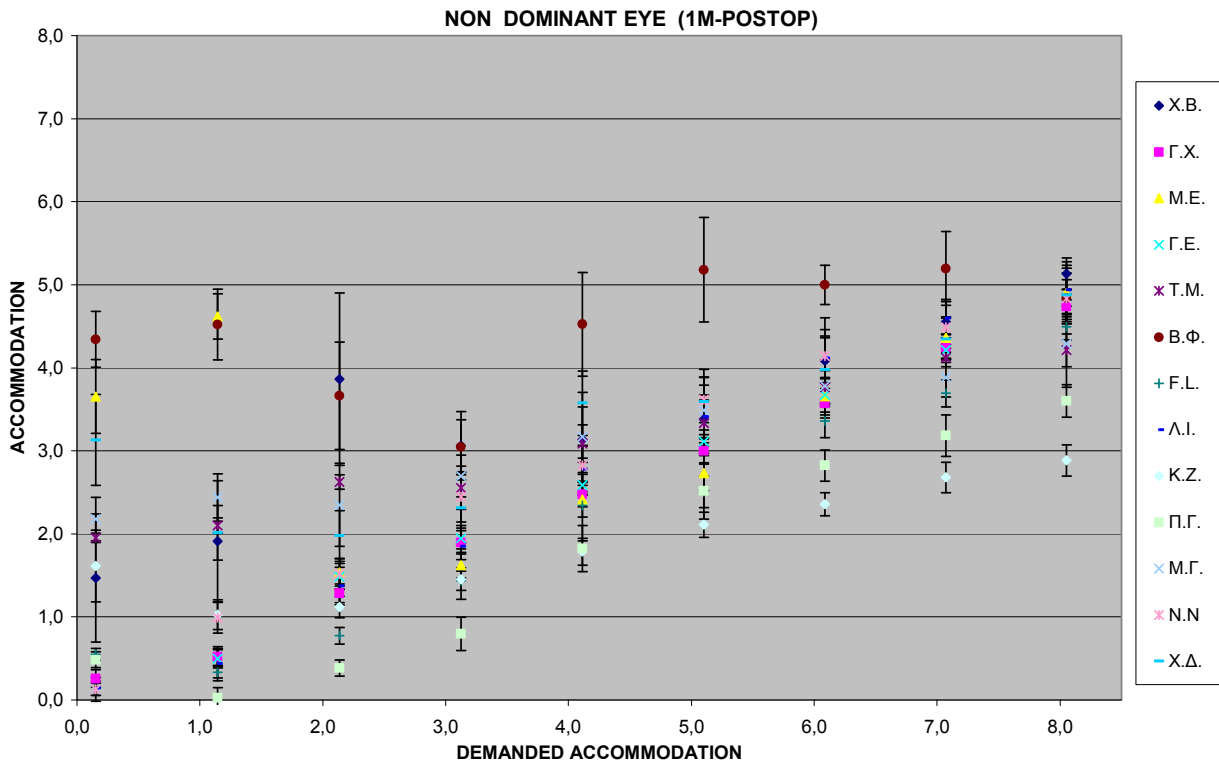
Γράφημα 6.1 Προσαρμογή (με stden) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



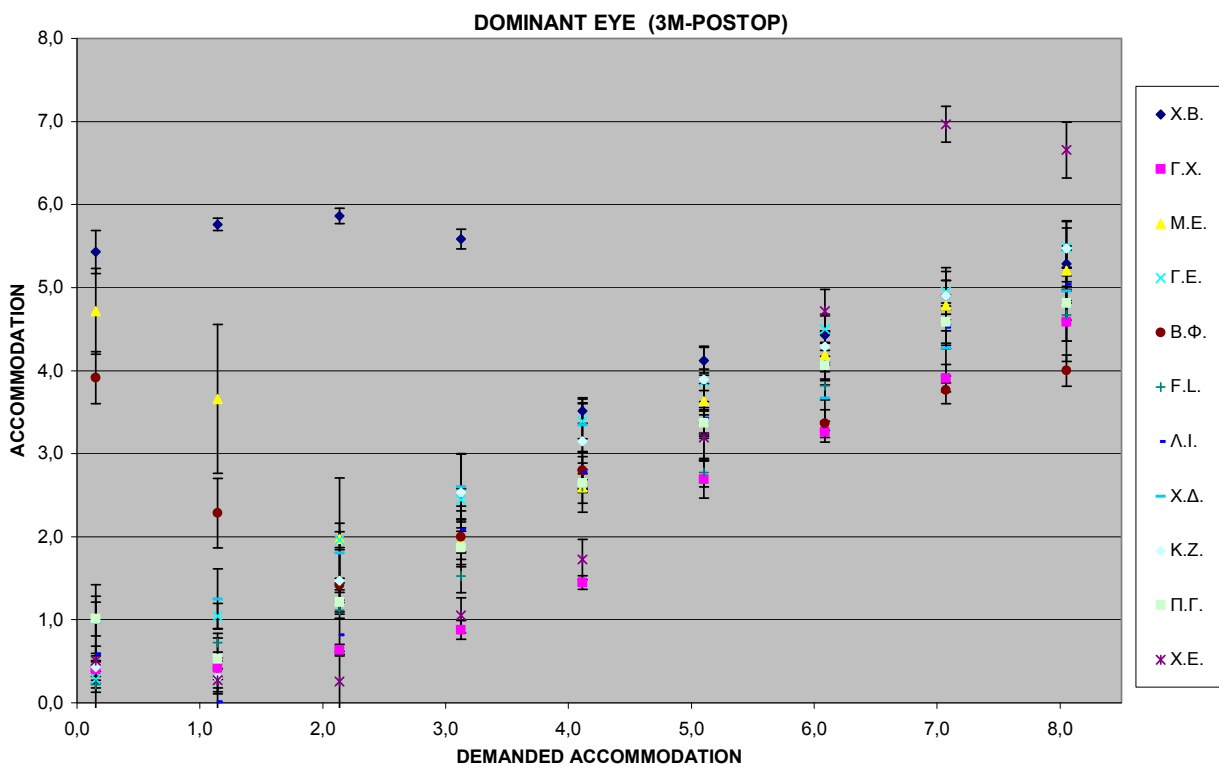
Γράφημα 6.2 Προσαρμογή (με stdev) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



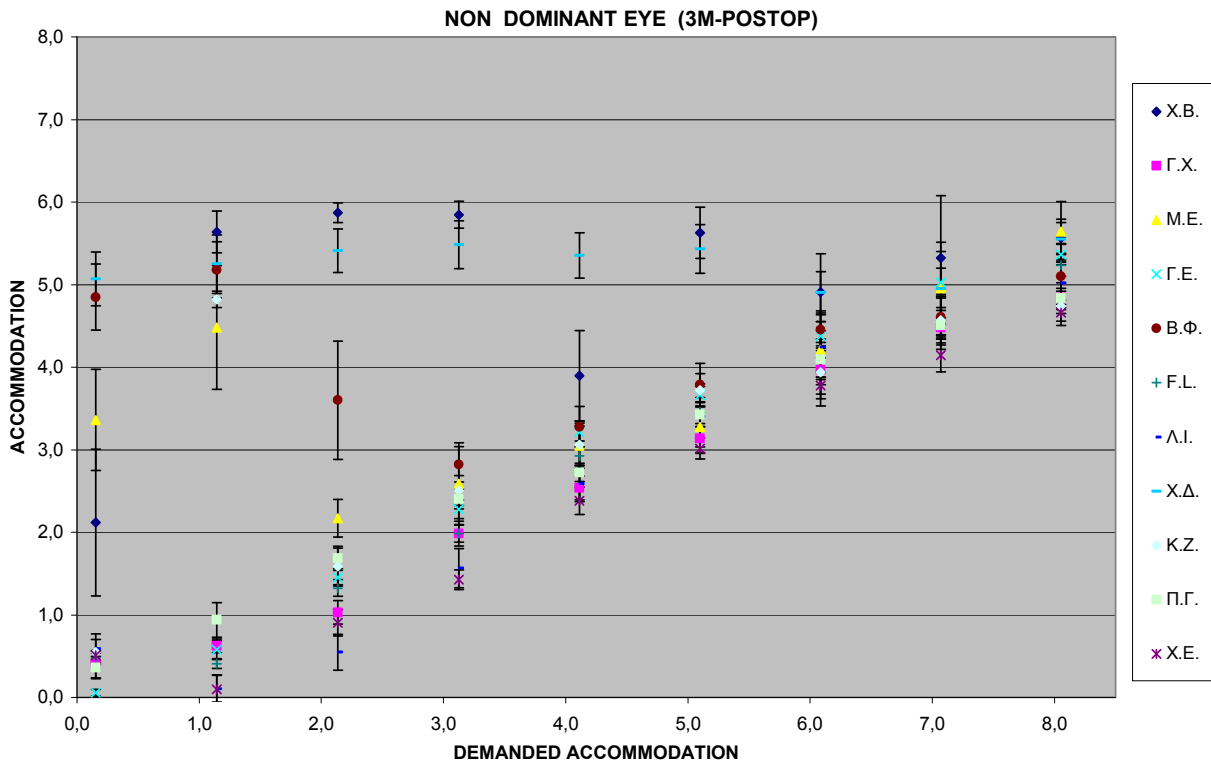
Γράφημα 6.3 Προσαρμογή (με stdev) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.4 Προσαρμογή (με stdev) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



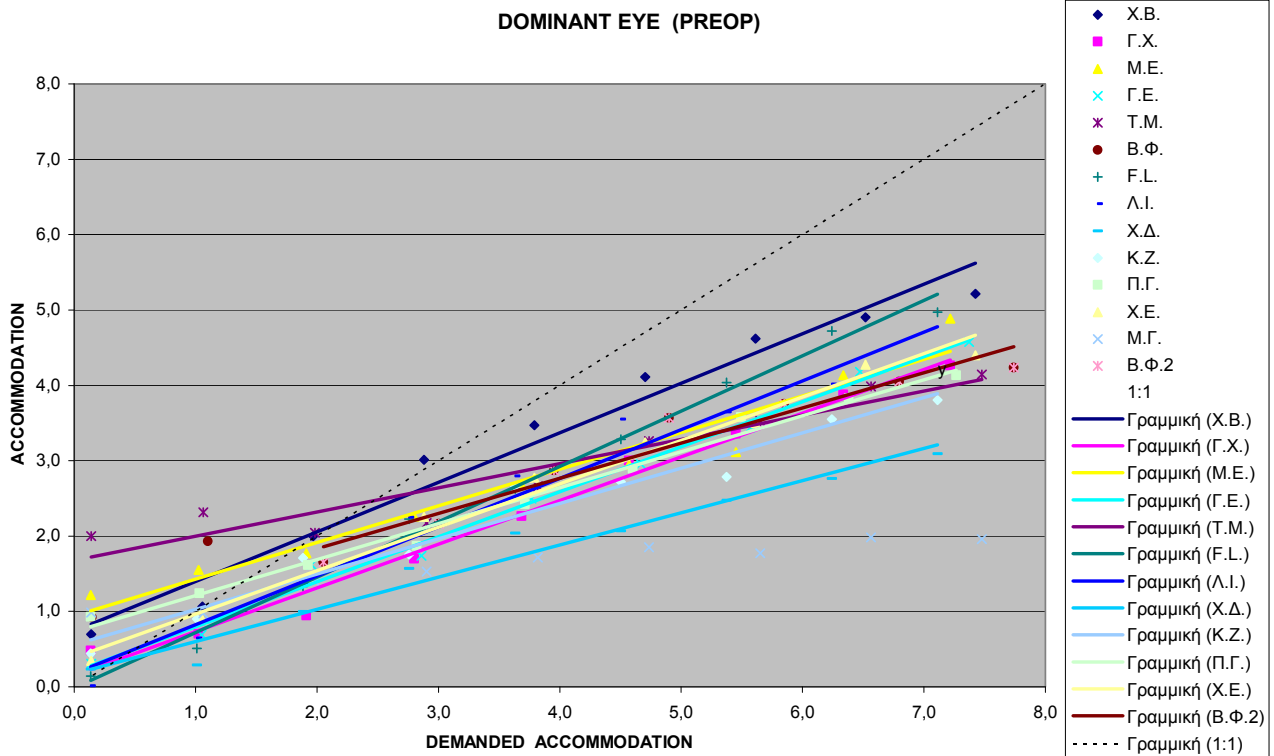
Γράφημα 6.5 Προσαρμογή (με stdev) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση



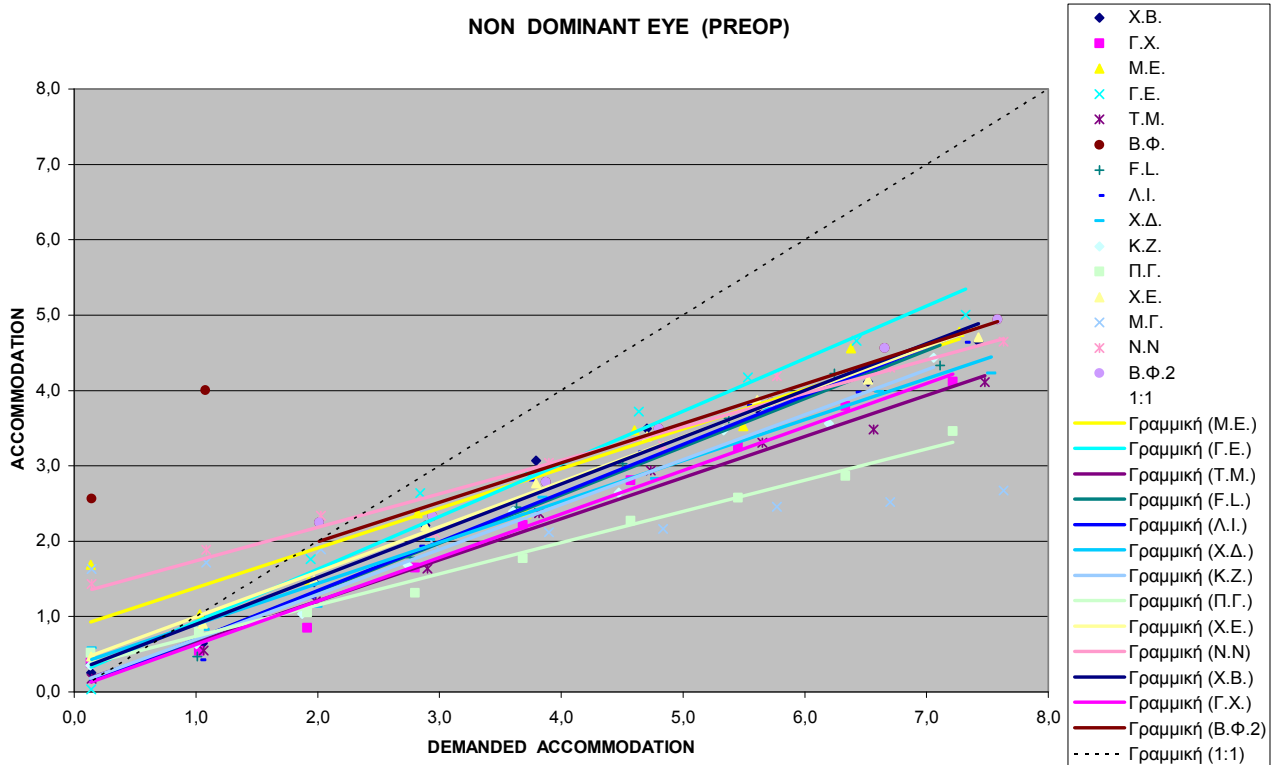
Γράφημα 6.6 Προσαρμογή (με stdev) – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Στις γραφικές παραστάσεις που ακολουθούν απεικονίζονται τα αποτελέσματα της προσαρμοστικής ικανότητας (accommodation) σε D (διοπτρίες) ,σαν συνάρτηση της απαιτούμενης προσαρμογής (demanded accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού.

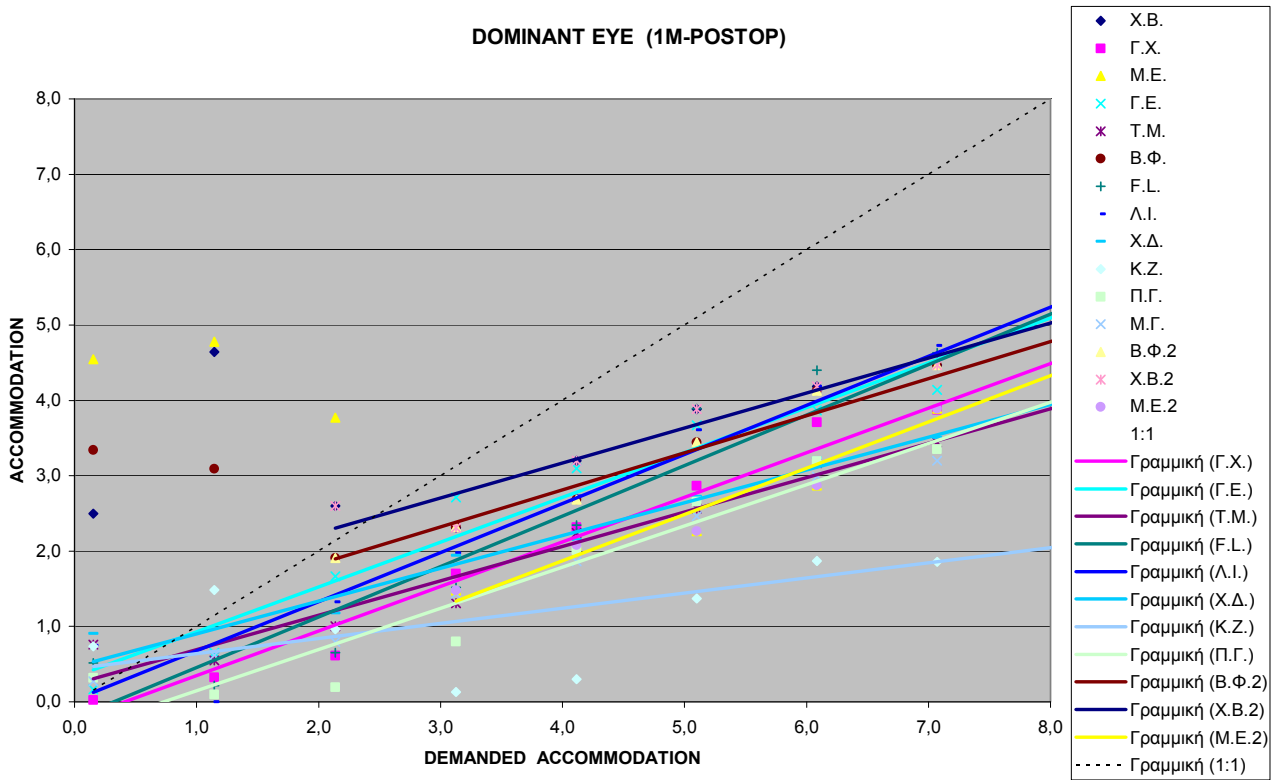
Σε κάθε άτομο έχει γίνει προσθήκη γραμμής τάσης στα αντίστοιχα αποτελέσματα των μετρήσεων. Αν δεν υπήρχαν σφάλματα προσαρμογής θα υπήρχε 1:1 αντιστοιχία, για την γραμμή τάσης.



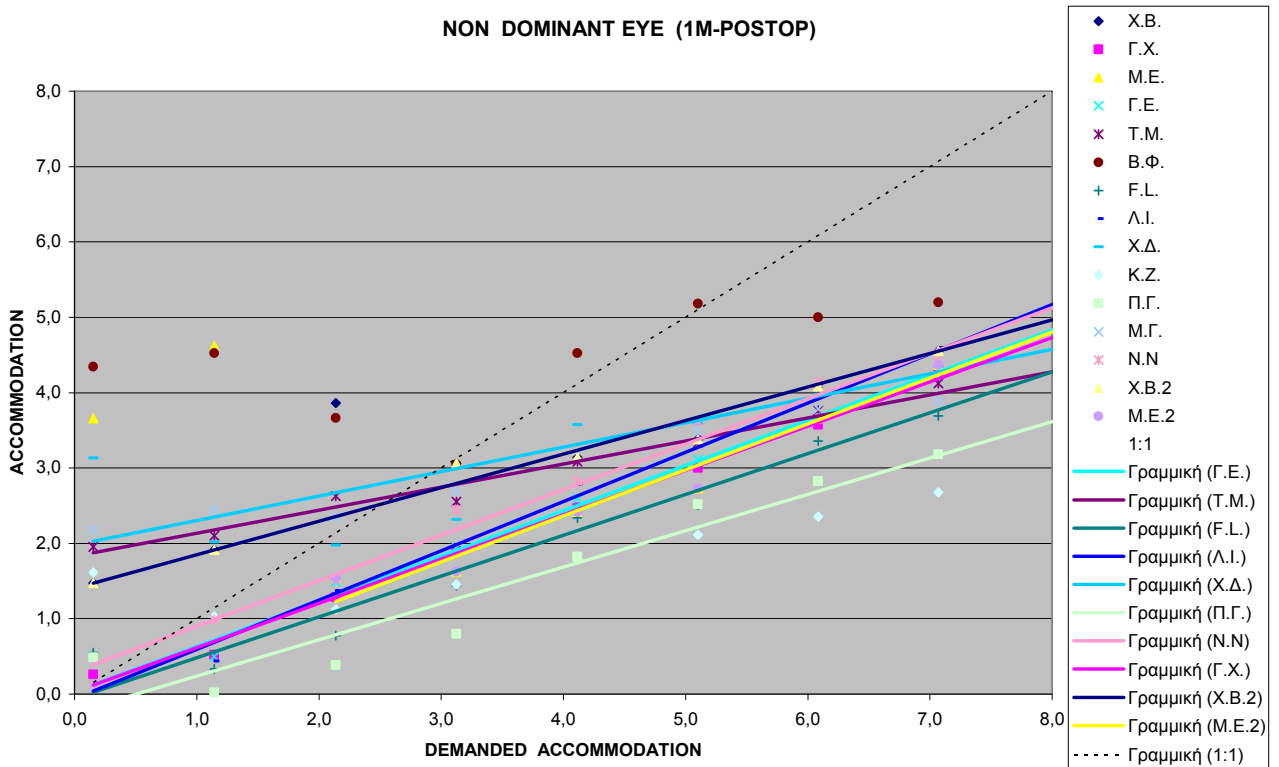
Γράφημα 6.7 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



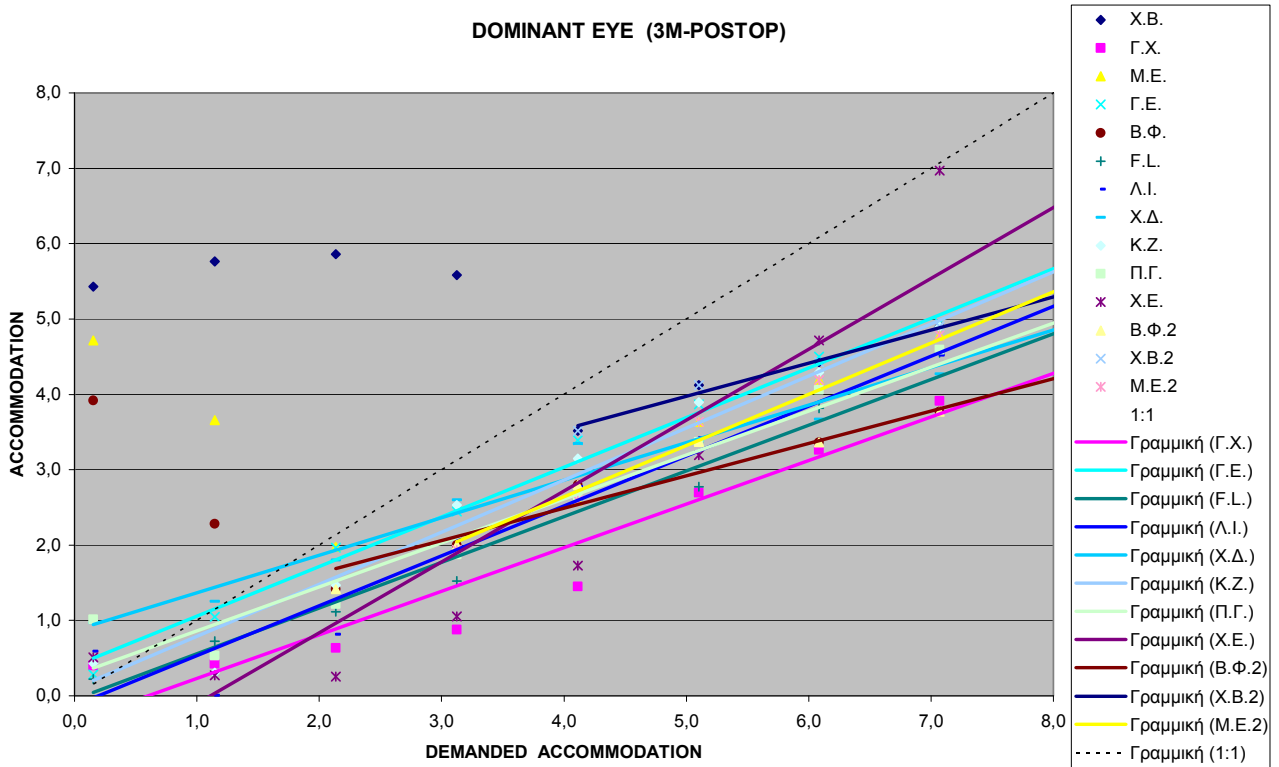
Γράφημα 6.8 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



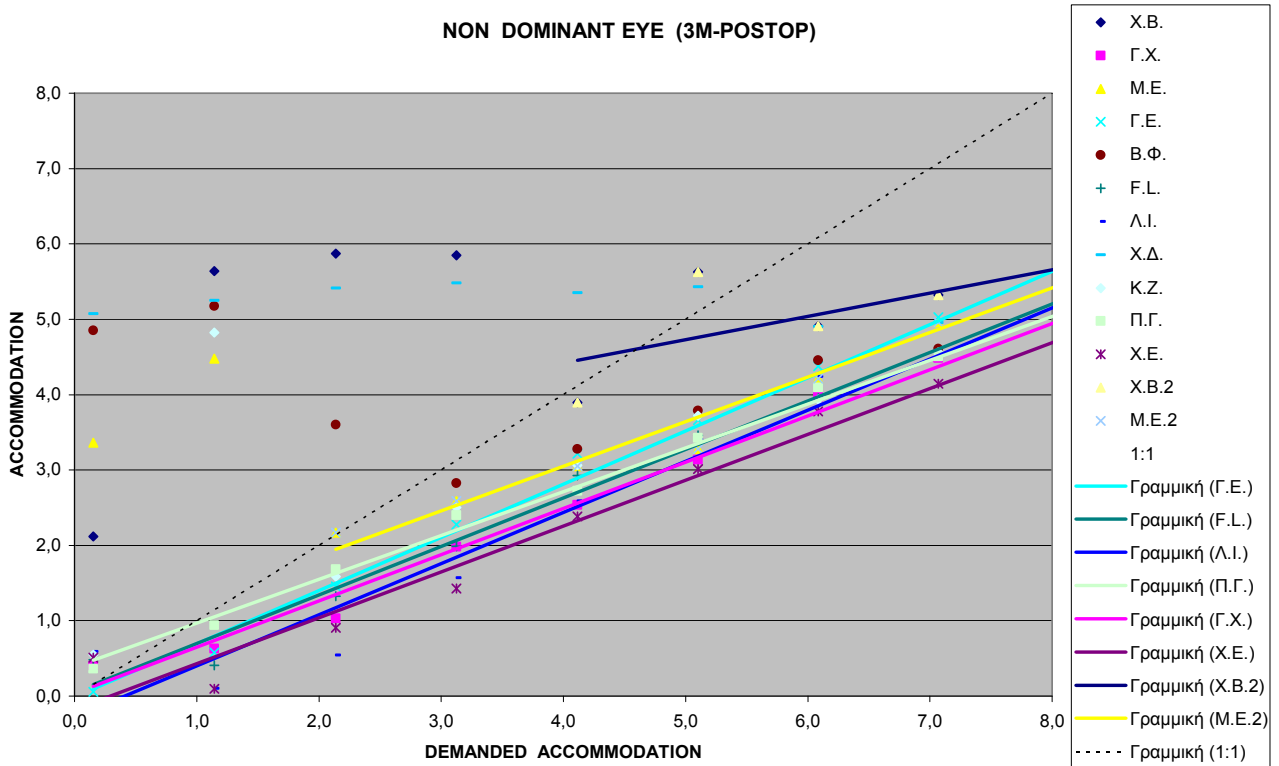
Γράφημα 6.9 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.10 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.11 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.12 Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Ορισμένα άτομα εμφανίζουν μεγάλη υπερ-προσαρμογή lead στους πρώτους στόχους (χαμηλό επίπεδο προσαρμογής). Εξαιτίας αυτής της υπερ-προσαρμογής, η οποία δεν οφείλεται σε υπολειπόμενο διαθλαστικό σφάλμα, οι κλίσεις  $a$  των αντίστοιχων γραμμών τάσης επηρεάζονται σημαντικά. Επίσης οι αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  απέχουν αρκετά από την μονάδα.

Για αυτό το λόγο δεν λάβαμε υπόψη τα πρώτα σημεία (αυξημένης υπερ-προσαρμογής) στον υπολογισμό των κλίσεων  $a$  σε αυτά τα άτομα (μωβ χρώμα, πίνακας 6.6).

Επίσης αποφασίστηκε να αποκλειστεί από τη μελέτη κάθε εξεταζόμενος του οποίου η κλίση της γραμμής τάσης  $a$  (πορτοκαλί χρώμα, πίνακας 6.6) είναι μικρότερη του 0,2 ( $a < 0,2$ ).

Από τα παραπάνω γραφήματα, μια χρήσιμη παράμετρος που μπορεί να δώσει πληροφορίες σχετικά με την αντιστοιχία προσαρμογής – απαιτούμενης προσαρμογής είναι η κλίση της γραμμής τάσης  $y=a \cdot x+b$ .

Οι κλίσεις  $a_0$  (προεγχειρητικά),  $a_1$  (1μήνα μετά) και  $a_3$  (3μήνες μετά) των αντίστοιχων γραμμών τάσης, οι μεταξύ τους συγκρίσεις  $a_1/a_0$ ,  $a_3/a_0$  και οι αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Accommodation - Demanded Accommodation							
DOMINANT EYE				NON DOMINANT EYE			
PREOP							
$\alpha/\alpha$	subject	$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$		$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	
1	N.N.	-	-		0,4444	0,9605	
2	X.B.	0,6579	0,9709		0,6206	0,9746	
3	Γ.X.	0,5801	0,9863		0,5773	0,9870	
4	M.E.	0,4858	0,9530		0,5262	0,9116	
5	Γ.E.	0,5973	0,9923		0,6985	0,9778	
6	T.M.	0,3208	0,9064		0,5463	0,9882	
7	B.Φ.	0,4672	0,9463		0,5233	0,9772	
8	F.L.	0,7344	0,9924		0,6393	0,9856	
9	Λ.Ι.	0,6469	0,9697		0,6461	0,9837	
10	X.Δ.	0,4266	0,9693		0,5435	0,9798	
11	K.Z.	0,4683	0,9624		0,5961	0,9870	
12	Π.Γ.	0,4775	0,9885		0,4140	0,9886	
13	X.E.	0,5762	0,9854		0,5977	0,9928	
14	M.Γ.	0,145	0,8936				
	<b>AVERAGE</b>	<b>0,5366</b>			<b>0,5672</b>		
	<b>STDEV</b>	<b>0,1157</b>			<b>0,0799</b>		

1M-POSTOP							
$\alpha/\alpha$	subject	$a_1$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	$a_1 / a_0$	$a_1$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	$a_1 / a_0$
1	N.N.	-	-	-	0,6032	0,9843	1,3573
2	X.B.	0,4640	0,9428	0,7053	0,4447	0,9826	0,7166



3	Γ.Χ.	0,5911	0,9792	1,0190	0,5872	0,9970	1,0171
4	Μ.Ε.	0,6134	0,9640	1,2627	0,6093	0,9757	1,1579
5	Γ.Ε.	0,5950	0,9611	0,9961	0,6001	0,9956	0,8591
6	Τ.Μ.	0,4563	0,9635	1,4224	0,3065	0,9790	0,5610
7	Β.Φ.	0,4918	0,9659	1,0527			
8	Φ.Λ.	0,6705	0,9284	0,9130	0,5415	0,9662	0,8470
9	Λ.Ι.	0,6516	0,9547	1,0073	0,6536	0,9902	1,0116
10	Χ.Δ.	0,4349	0,9718	1,0195	0,3248	0,7173	0,5976
11	Κ.Ζ.	0,2006	0,4420	0,4284			
12	Π.Γ.	0,5467	0,9364	1,1449	0,4818	0,9310	1,1638
13	Χ.Ε.	-	-	-	-	-	-
14	Μ.Γ.						
	<b>AVERAGE</b>	<b>0,5196</b>		<b>1,00</b>	<b>0,5153</b>		<b>0,93</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,1332</b>		<b>0,26</b>	<b>0,1224</b>		<b>0,26</b>

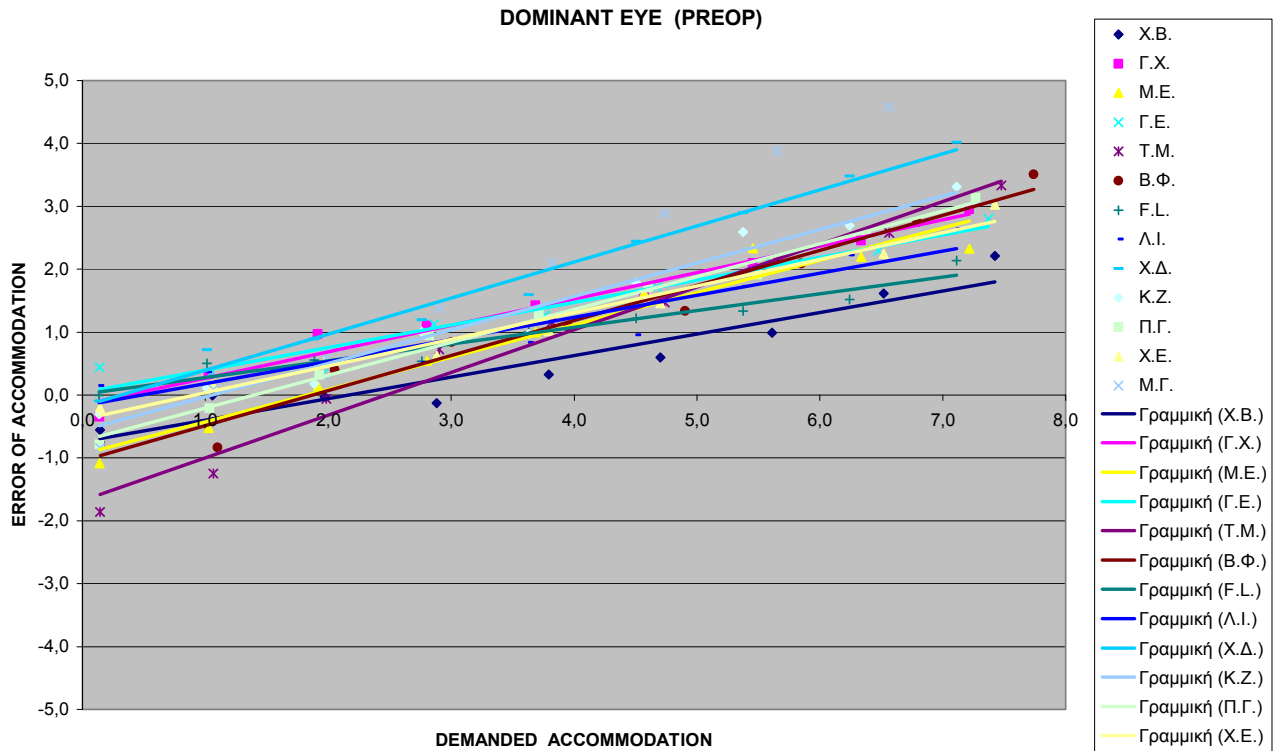
3M-POSTOP							
α/α	subject	$a_3$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	$a_3 / a_0$	$a_3$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	$a_3 / a_0$
1	Ν.Ν.	-	-	-	-	-	-
2	Χ.Β.	0,4399	0,9910	0,6686	0,3082	0,4550	0,4966
3	Γ.Χ.	0,5782	0,9373	0,9967	0,6136	0,9884	1,0629
4	Μ.Ε.	0,6802	0,9821	1,4002	0,5911	0,9704	1,1233
5	Γ.Ε.	0,6588	0,9904	1,1030	0,7056	0,9907	1,0102
6	Τ.Μ.	-	-	-	-	-	-
7	Β.Φ.	0,4295	0,9305	0,9193			
8	Φ.Λ.	0,6065	0,9810	0,8258	0,6434	0,9860	1,0064
9	Λ.Ι.	0,6619	0,9578	1,0232	0,6785	0,9492	1,0501
10	Χ.Δ.	0,4983	0,9770	1,1681		0,0001	
11	Κ.Ζ.	0,6911	0,9775	1,4758			
12	Π.Γ.	0,5834	0,9584	1,2218	0,5813	0,9921	1,4041
13	Χ.Ε.	0,9403	0,8861	1,6319	0,6086	0,9667	1,0182
14	Μ.Γ.	-	-	-	-	-	-
	<b>AVERAGE</b>	<b>0,6153</b>		<b>1,13</b>	<b>0,5913</b>		<b>1,02</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,1418</b>		<b>0,29</b>	<b>0,1221</b>		<b>0,25</b>

Πίνακας 6.6 Κλίσεις α γραμμών τάσης για τα γραφήματα Accommodation - Demanded Accommodation

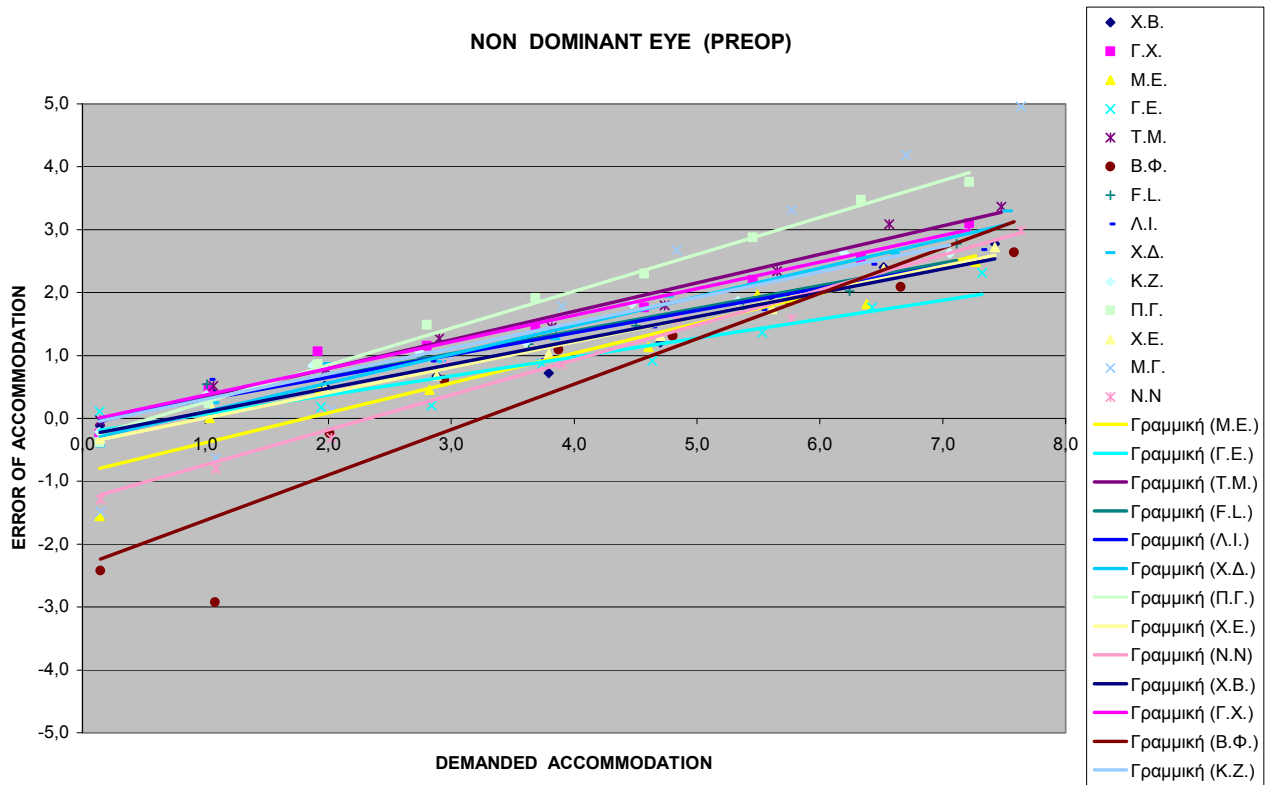
Από τα παραπάνω δεδομένα δεν διαπιστώνεται σημαντική αλλαγή στην κλίση  $a_i$  των γραμμών τάσης μετά την επέμβαση διαθλαστικής χειρουργικής.

Στις γραφικές παραστάσεις που ακολουθούν απεικονίζονται τα αποτελέσματα της διαφοράς της προσαρμοστικής ικανότητας από την απαιτούμενη προσαρμογή (αυτή η διαφορά μπορεί να οριστεί ως σφάλμα προσαρμογής : error of accommodation) σαν συνάρτηση της απαιτούμενης προσαρμογής (demanded accommodation) για κάθε άτομο.

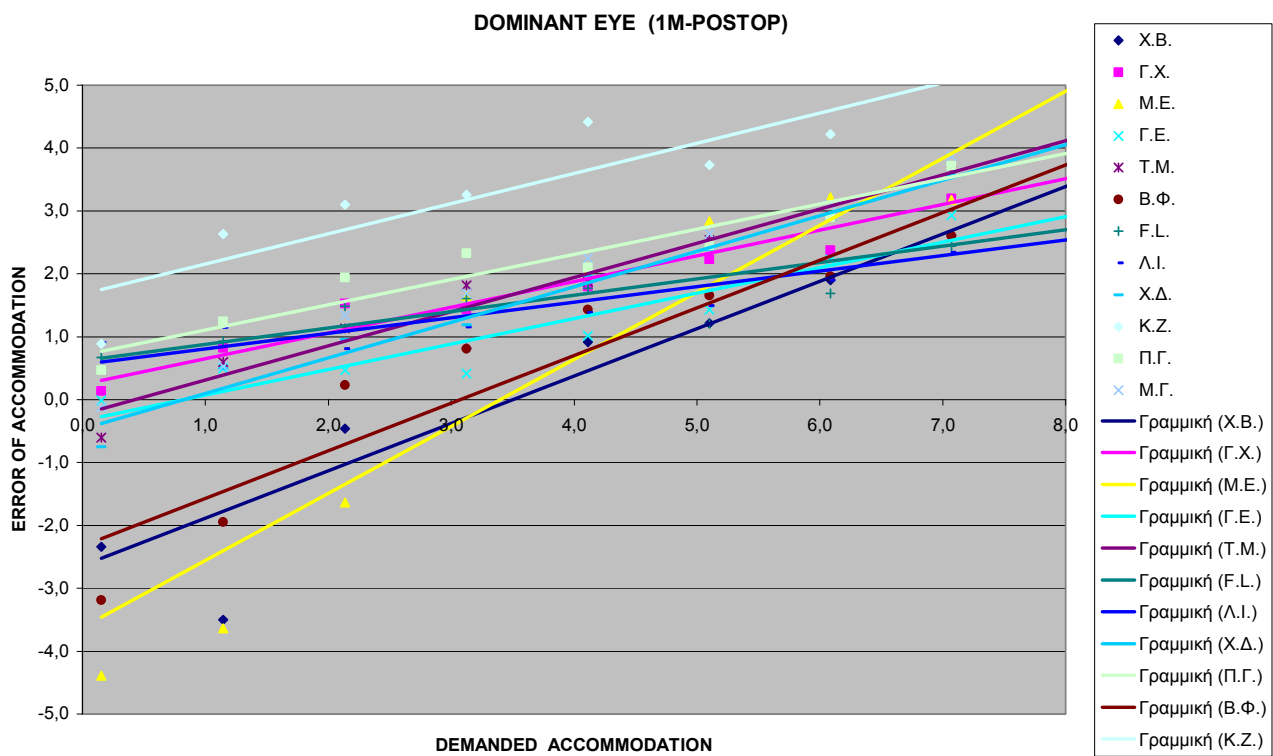
**Θετικές** τιμές του σφάλματος προσαρμογής αντιστοιχούν σε υποπροσαρμογή (lag of accommodation), ενώ **αρνητικές** τιμές αντιστοιχούν σε υπερπροσαρμογή (lead of accommodation).



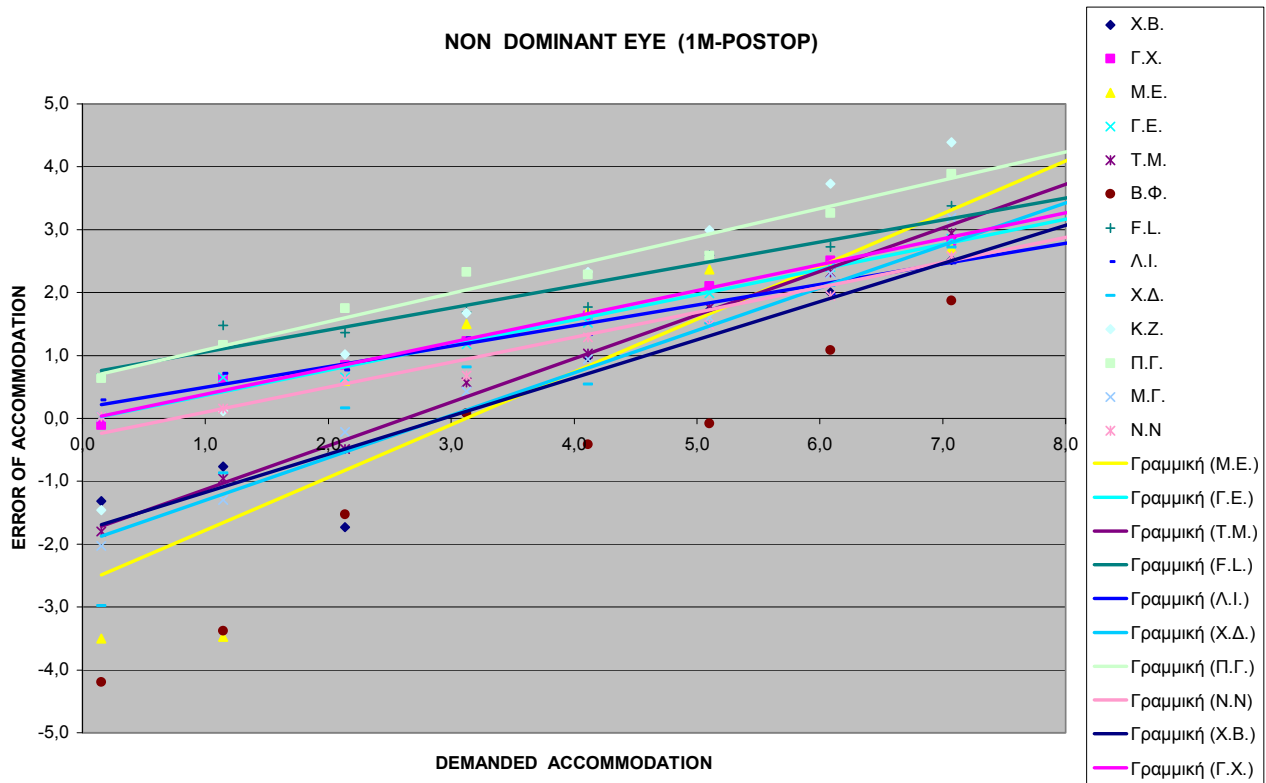
Γράφημα 6.13 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



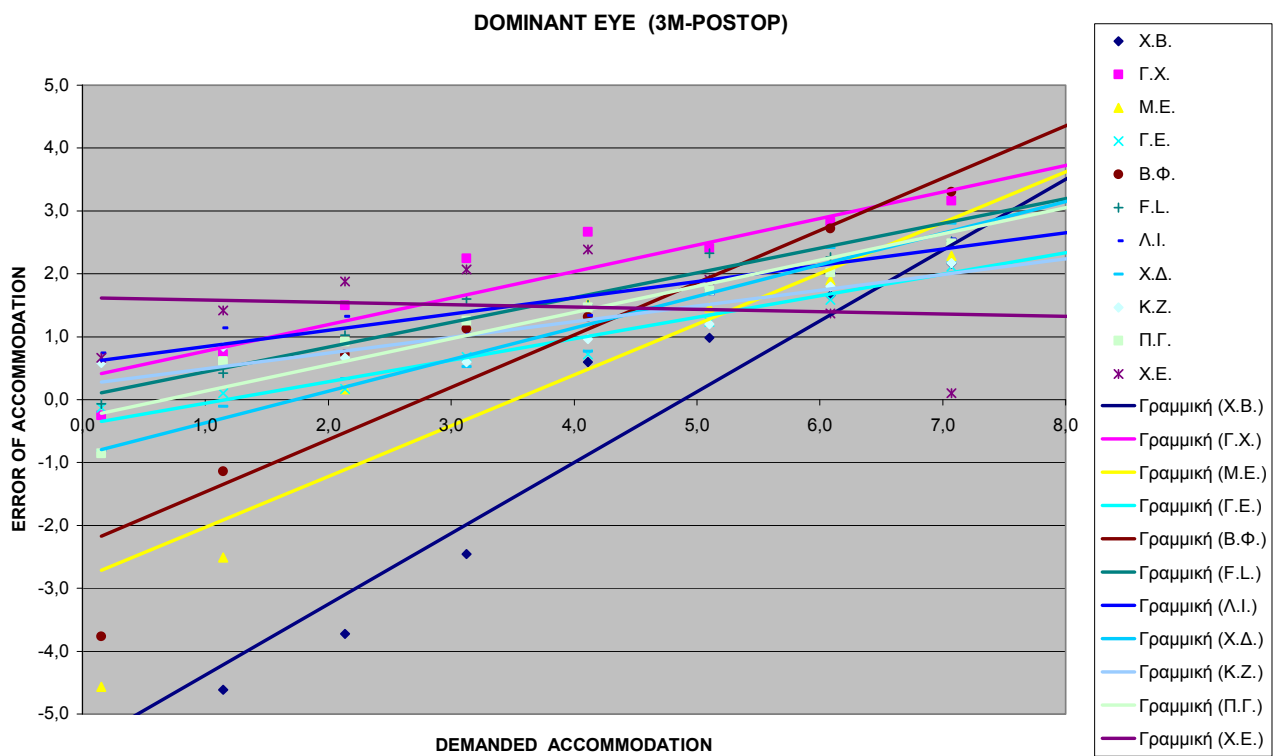
Γράφημα 6.14 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



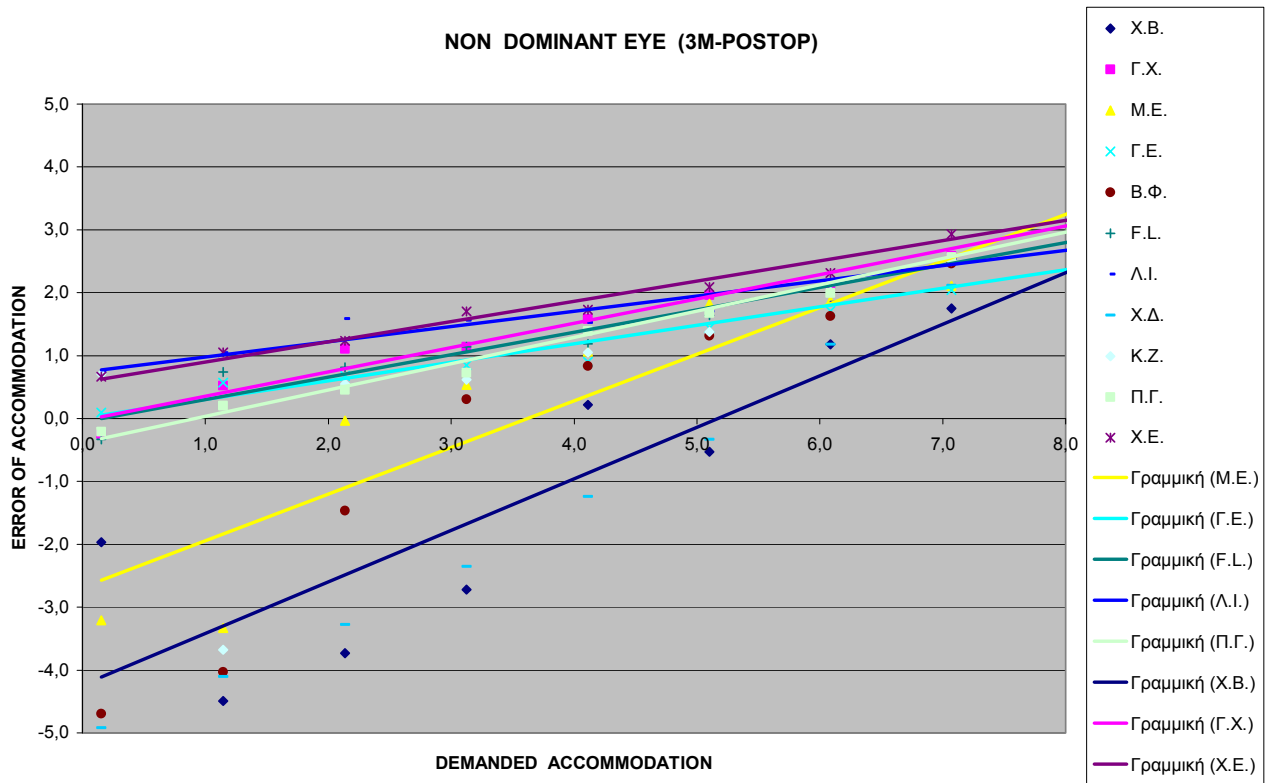
Γράφημα 6.15 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.16 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.17 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.18 Διαφορά Προσαρμογής από Απαιτούμενη Προσαρμογή – Απαιτούμενη Προσαρμογή, για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Σε χαμηλά επίπεδα απαιτούμενης προσαρμογής παρατηρείται υπερ-προσαρμογή (lead) από ορισμένους εξεταζόμενους, η οποία είναι πιο αυξημένη σε μερικές περιπτώσεις μετεγχειρητικά.

Μη λαμβάνοντας υπόψη αυτά τα δεδομένα υψηλής υπερ-προσαρμογής (lead) που παρατηρήθηκαν στους πρώτους στόχους, είναι εμφανές ότι το σφάλμα προσαρμογής (error of accommodation) είναι μεγαλύτερο, όσο πιο κοντά είναι ο στόχος δηλαδή όσο πιο μεγάλη είναι η απαιτούμενη προσαρμογή (demanded accommodation).

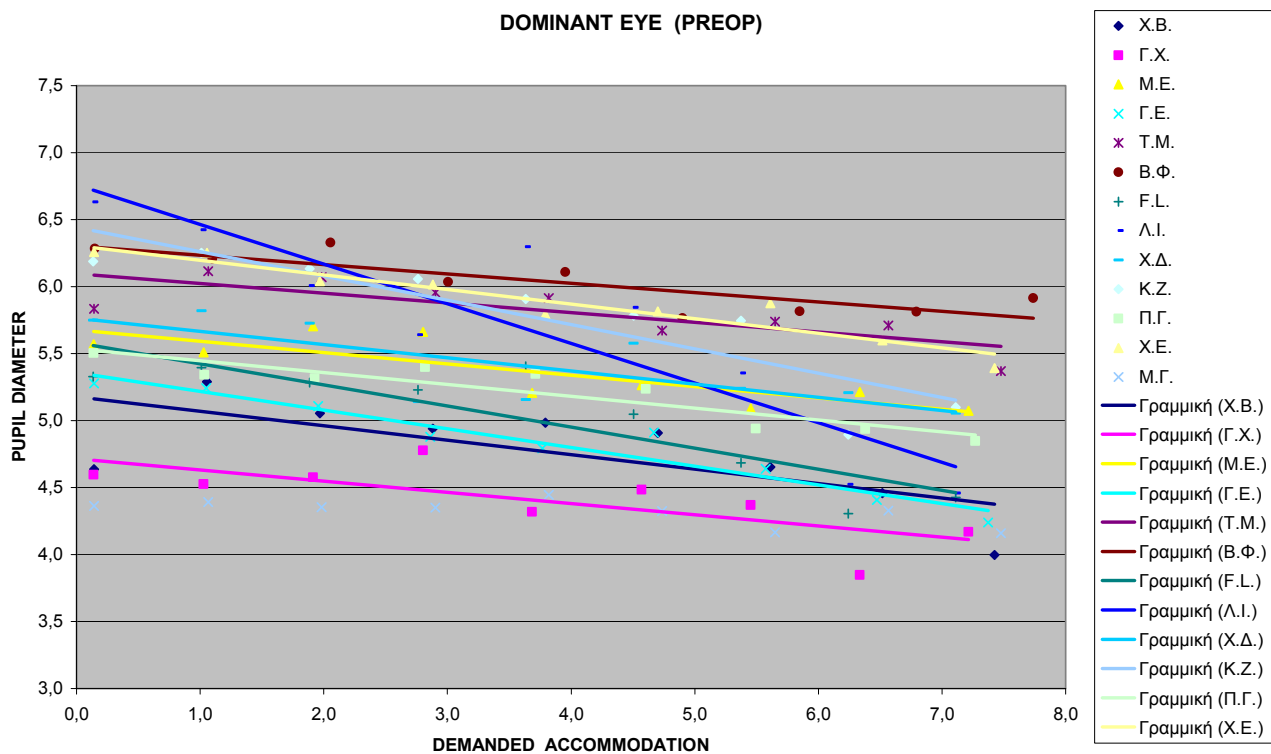
Οι κλίσεις  $a_0$  (προεγχειρητικά),  $a_1$  (1 μήνα μετά) και  $a_3$  (3 μήνες μετά) των αντίστοιχων γραμμών τάσης  $y=a \cdot x+b$ , οι μεταξύ τους συγκρίσεις  $a_1/a_0$ ,  $a_3/a_0$ , οι σταθερές  $b$  και αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Error of Accommodation - Demanded Accommodation									
DOMINANT EYE					NON DOMINANT EYE				
PREOP									
$\alpha/\alpha$	subject	$a_0 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$		$a_0 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$	
1	N.N.	-	-	-		0,5556	-1,2926	0,9744	
2	X.B.	0,3421	-0,7385	0,9003		0,3794	-0,2766	0,9349	
3	Γ.Χ.	0,4199	-0,1522	0,9741		0,4227	-0,0534	0,9760	
4	M.E.	0,5142	-0,9417	0,9578		0,4738	-0,8570	0,8932	
5	Γ.E.	0,3577	0,0395	0,9490		0,3015	-0,2335	0,8912	
6	T.M.	0,6792	-1,6771	0,9775		0,4537	-0,1124	0,9830	
7	B.Φ.	0,5573	-1,0456	0,9694		0,7218	-2,3417	0,8760	
8	F.L.	0,2656	0,0147	0,9450		0,3607	-0,0554	0,9562	
9	Λ.Ι.	0,3513	-0,1703	0,9023		0,3539	-0,0540	0,9478	
10	X.Δ.	0,5734	-0,1771	0,9828		0,4565	-0,3507	0,9716	
11	K.Z.	0,5317	-0,5583	0,9706		0,4039	-0,0990	0,9721	
12	Π.Γ.	0,5225	-0,7297	0,9904		0,5860	-0,3222	0,9943	
13	X.E.	0,4238	-0,3862	0,9733		0,4023	-0,3958	0,9842	
14	M.Γ.								
1M-POSTOP									
$\alpha/\alpha$	subject	$a_1 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$	$a_1 / a_0$	$a_1 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$	$a_1 / a_0$
1	N.N.	-	-	-	-	0,3968	-0,2990	0,9645	0,7142
2	X.B.	0,7530	-2,6384	0,8696	2,2011	0,6062	-1,7810	0,9125	1,5978
3	Γ.Χ.	0,4089	0,2414	0,9575	0,9738	0,4128	-0,0313	0,9939	0,9766
4	M.E.	1,0656	-3,6225	0,8519	2,0723	0,8389	-2,6167	0,7861	1,7706
5	Γ.E.	0,4050	-0,3309	0,9197	1,1322	0,3999	-0,0329	0,9901	1,3264
6	T.M.	0,5437	-0,2349	0,9740	0,8005	0,6935	-1,8246	0,9958	1,5285
7	B.Φ.	0,7572	-2,3248	0,9073	1,3587				
8	F.L.	0,2598	0,6192	0,7399	0,9782	0,3499	0,7033	0,9515	0,9701
9	Λ.Ι.	0,2470	0,5586	0,8358	0,7031	0,3272	0,1694	0,9633	0,9246
10	X.Δ.	0,5651	-0,4653	0,9831	0,9855	0,6752	-1,9765	0,9164	1,4791
11	K.Z.	0,4805	1,6738	0,8713	0,9037				
12	Π.Γ.	0,4007	0,7069	0,9368	0,7669	0,4503	0,6339	0,9733	0,7684
13	X.E.	-	-	-	-	-	-	-	-
14	M.Γ.					0,7226	-2,0026	0,9953	0,8413
3M-POSTOP									
$\alpha/\alpha$	subject	$a_3 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$	$a_3 / a_0$	$a_3 (y=a \cdot x+b)$	$b (y=a \cdot x+b)$	$R^2$	$a_3 / a_0$
1	N.N.	-	-	-	-	-	-	-	-
2	X.B.	1,1264	-5,5072	0,9451	3,2926	0,8192	-4,2342	0,7920	2,1592
3	Γ.Χ.	0,4218	0,3493	0,8883	1,0045	0,3864	-0,0346	0,9714	0,9141
4	M.E.	0,8073	-2,8399	0,7954	1,5700	0,7415	-2,6867	0,8299	1,5650
5	Γ.E.	0,3412	-0,3962	0,9651	0,9539	0,2944	0,0097	0,9487	0,9765
6	T.M.	-	-	-	-	-	-	-	-
7	B.Φ.	0,8307	-2,2948	0,882	1,4906				
8	F.L.	0,3935	0,0473	0,9559	1,4816	0,3566	-0,0563	0,9557	0,9886
9	Λ.Ι.	0,2587	0,584	0,8778	0,7364	0,2418	0,7378	0,8719	0,6832
10	X.Δ.	0,5017	-0,8678	0,9773	0,8750	1,0006	-5,2699	0,9924	2,1919
11	K.Z.	0,2503	0,2386	0,8373	0,4708				
12	Π.Γ.	0,4166	-0,2815	0,9216	0,7973	0,4187	-0,3861	0,9848	0,7145
13	X.E.	-0,0368	1,6173	0,0193		0,3224	0,5743	0,9713	0,8014
14	M.Γ.								

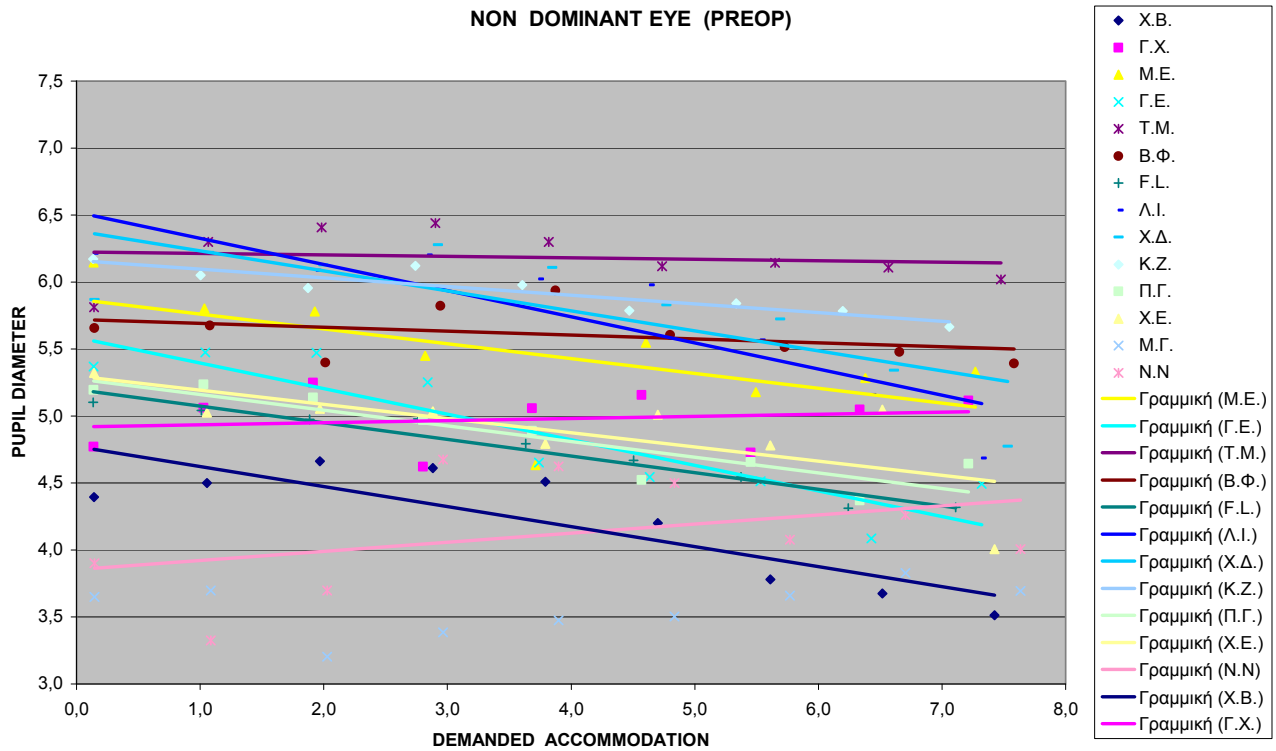
Πίνακας 6.7 Κλίσεις a και σταθερές b γραμμών τάσης για τα γραφήματα Error of Accommodation - Demanded Accommodation

### 6.3 Διάμετρος κόρης οφθαλμού

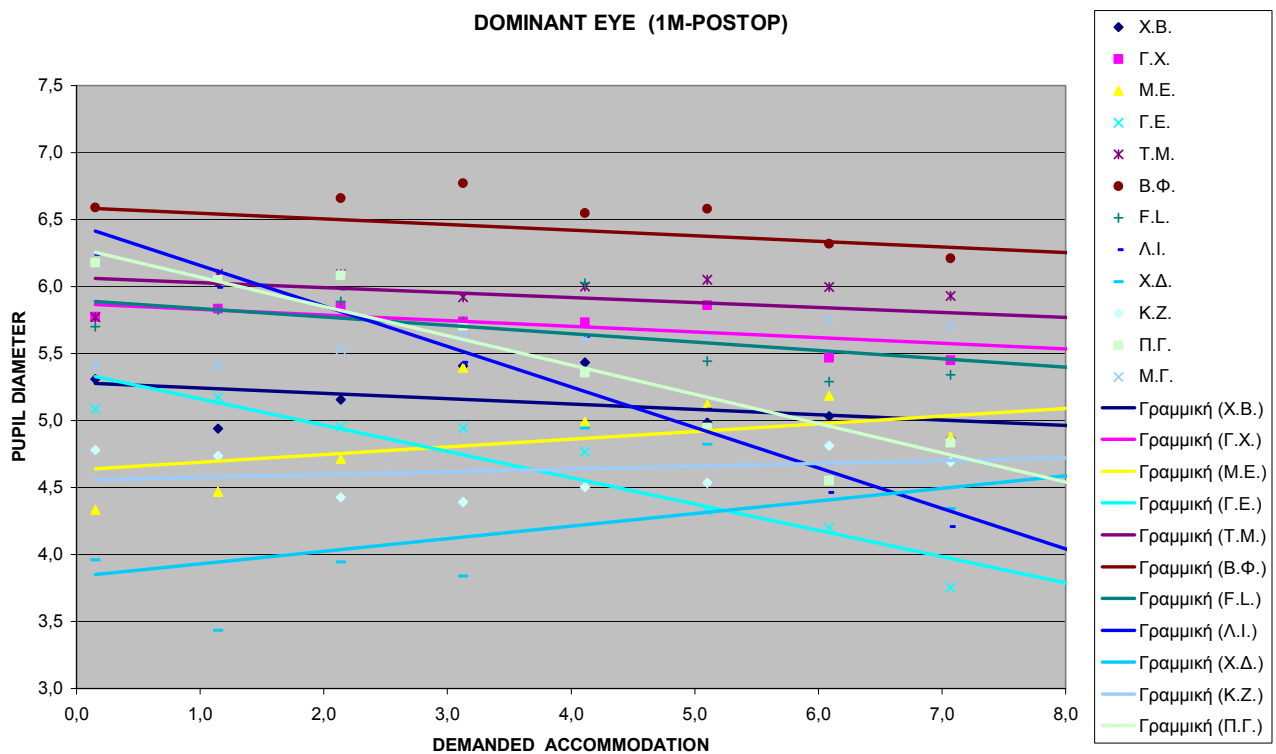
Στα διαγράμματα που ακολουθούν απεικονίζονται τα αποτελέσματα της διαμέτρου της κόρης (pupil diameter) σε mm, σαν συνάρτηση της απαιτούμενης προσαρμογής (demanded accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού:



Γράφημα 6.19 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση

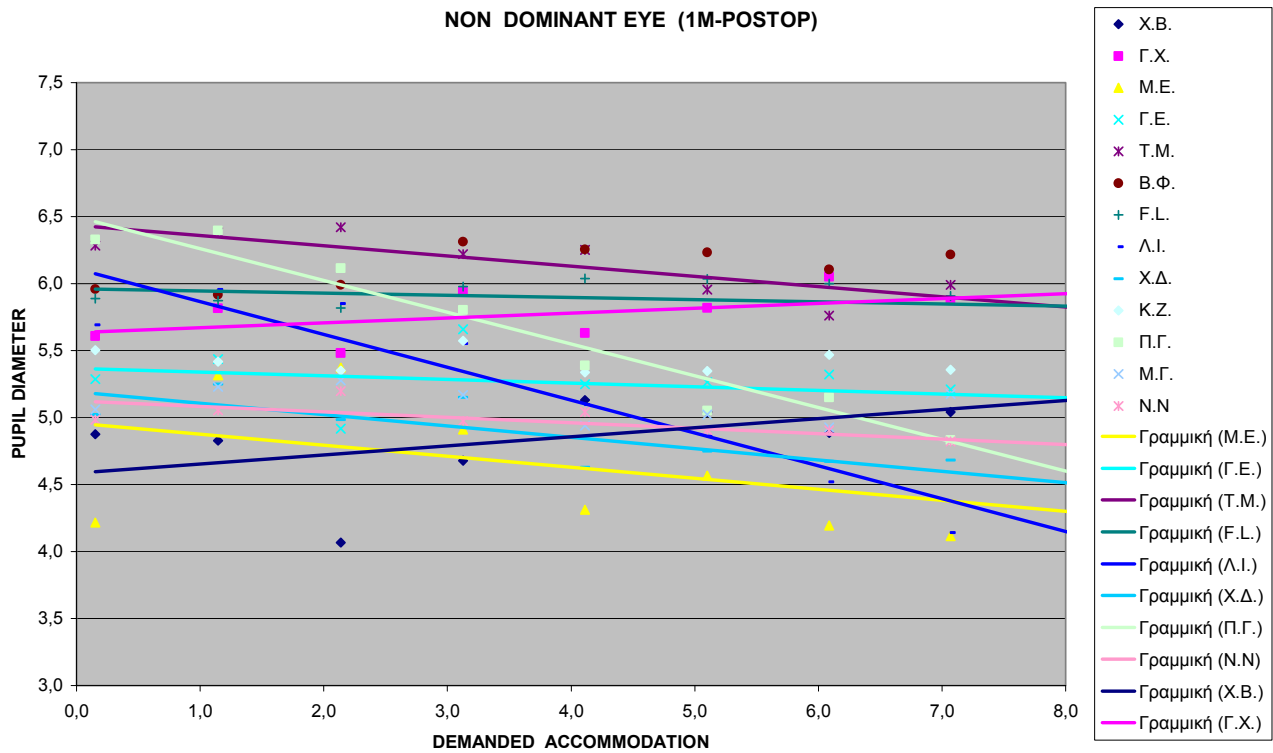


Γράφημα 6.20 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση

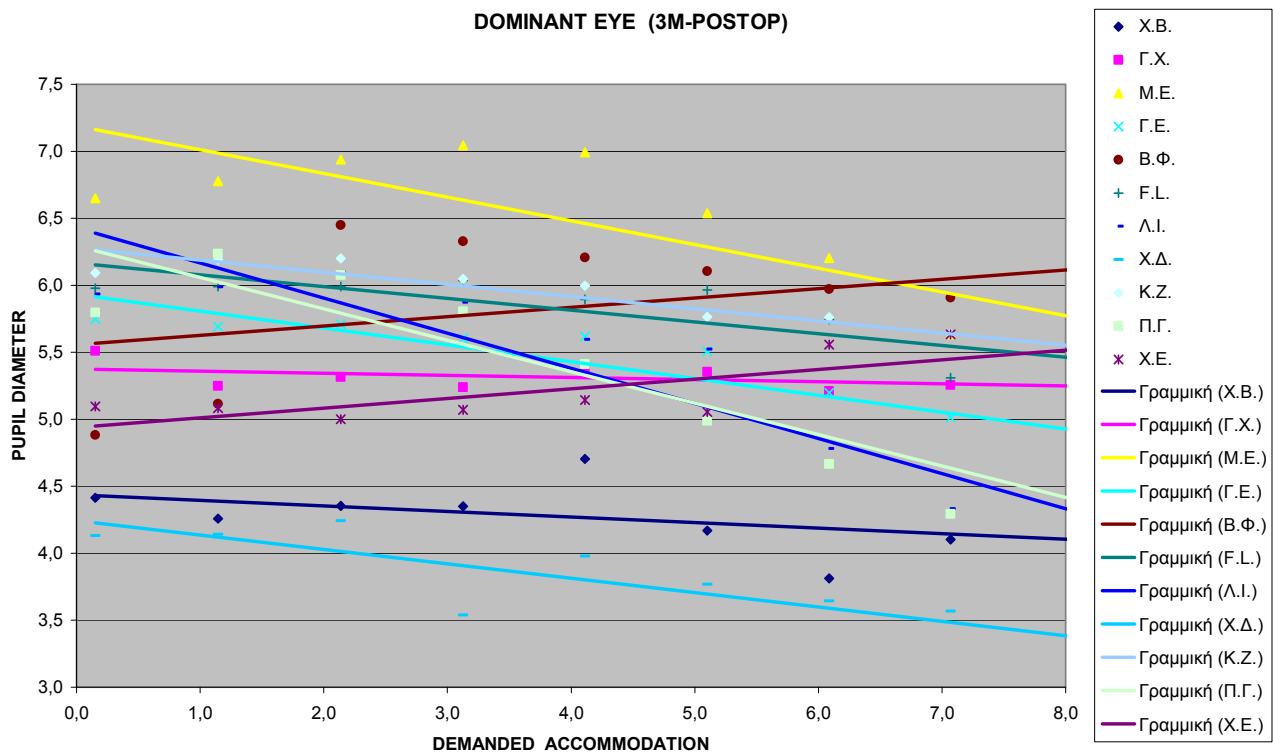


Γράφημα 6.21 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση

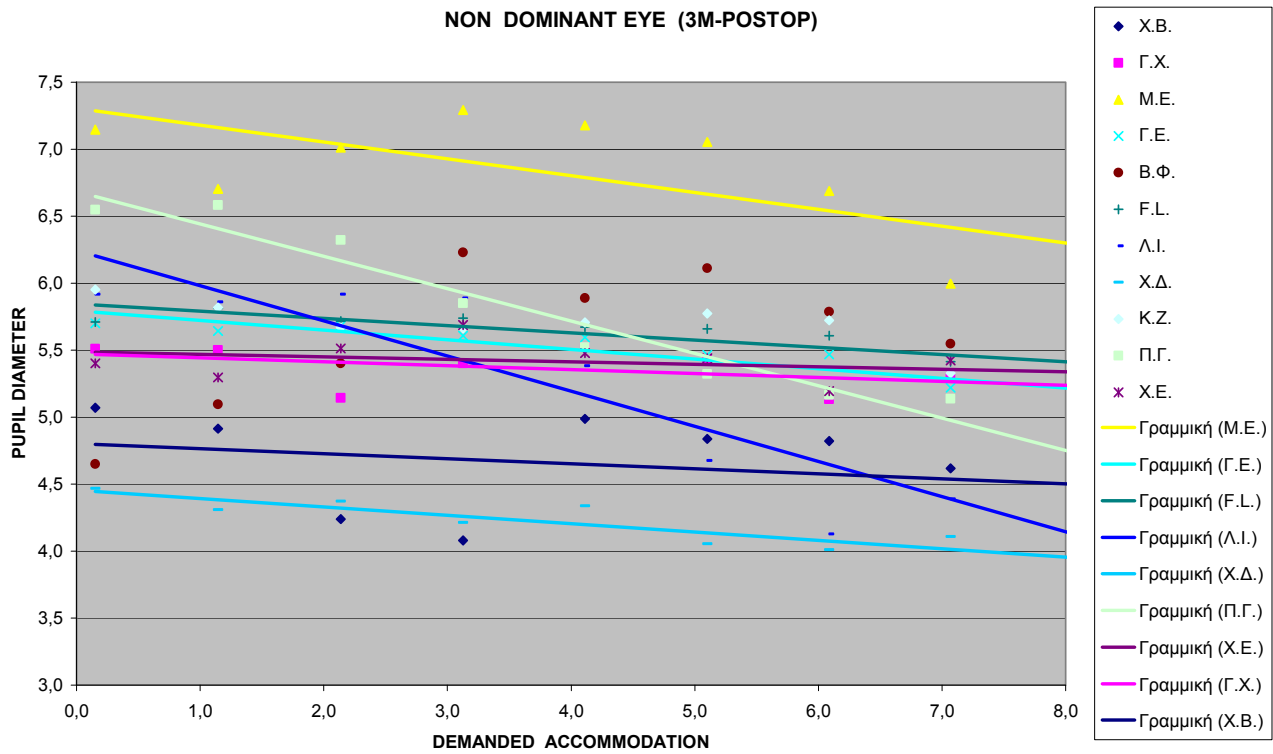




Γράφημα 6.22 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.23 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή , για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.24 Διάμετρος κόρης – Απαιτούμενη Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Οι κλίσεις  $a_0$  (προεγχειρητικά),  $a_1$  (1μήνα μετά) και  $a_3$  (3μήνες μετά) των αντίστοιχων γραμμών τάσης  $y=a \cdot x+b$ , οι μεταξύ τους συγκρίσεις  $a_1/a_0$ ,  $a_3/a_0$  και οι αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Pupil Diameter - Demanded Accommodation						
DOMINANT EYE				NON DOMINANT EYE		
PREOP						
$\alpha/\alpha$	subject	$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$		$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$
1	N.N.	-	-		0,0682	0,1528
2	X.B.	-0,1076	0,4919		-0,1496	0,7274
3	Γ.Χ.	-0,0839	0,5498		0,0158	0,0313
4	Μ.Ε.	-0,0849	0,6968		-0,1109	0,3889
5	Γ.Ε.	-0,1396	0,9331		-0,1913	0,8179
6	T.M.	-0,0728	0,6374		-0,0109	0,0188
7	Β.Φ.	-0,0696	0,7102		-0,0294	0,1617
8	F.L.	-0,1575	0,7697		-0,1240	0,9495
9	Λ.Ι.	-0,2960	0,8139		-0,1955	0,7780
10	Χ.Δ.	-0,0984	0,5948		-0,1492	0,6056
11	Κ.Ζ.	-0,1811	0,8067		-0,0651	0,8235
12	Π.Γ.	-0,0887	0,8394		-0,1169	0,8207

13	<b>Χ.Ε.</b>	-0,1091	0,9047		-0,1055	0,5053	
14	<b>Μ.Γ.</b>						
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,1241</b>			<b>-0,1179</b>		
	<b>STDEV</b>	<b>0,0642</b>			<b>0,0649</b>		
<b>1M-POSTOP</b>							
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>a<sub>1</sub> (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>1</sub> / a<sub>0</sub></b>	<b>a<sub>1</sub> (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>1</sub> / a<sub>0</sub></b>
1	<b>N.N.</b>	-	-	-	-0,0403	0,6169	-0,5909
2	<b>Χ.Β.</b>	-0,0400	0,2514	0,3717	0,0680	0,2898	-0,4545
3	<b>Γ.Χ.</b>	-0,0425	0,5261	0,5066	0,0363	0,2980	2,2975
4	<b>Μ.Ε.</b>	0,0575	0,2035	-0,6773	-0,0821	0,2155	0,7403
5	<b>Γ.Ε.</b>	-0,1964	0,9205	1,4069	-0,0271	0,1047	0,1417
6	<b>Τ.Μ.</b>	-0,0371	0,1896	0,5096	-0,0764	0,7370	
7	<b>Β.Φ.</b>	-0,0420	0,1748	0,6034			
8	<b>F.L.</b>	-0,0625	0,4348	0,3968	-0,0163	0,0747	0,1315
9	<b>Λ.Ι.</b>	-0,3024	0,9436	1,0216	-0,2448	0,9075	1,2522
10	<b>Χ.Δ.</b>	0,0940	0,2523	-0,9553	-0,0847	0,7296	0,5677
11	<b>Κ.Ζ.</b>	0,0207	0,0962	-0,1143			
12	<b>Π.Γ.</b>	-0,2187	0,8775	2,4656	-0,2370	0,9559	
13	<b>Χ.Ε.</b>	-	-	-	-	-	-
14	<b>Μ.Γ.</b>						
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,0767</b>		<b>0,49</b>	<b>-0,1117</b>		<b>0,60</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,1345</b>		<b>1,05</b>	<b>0,0917</b>		<b>0,43</b>
<b>3M-POSTOP</b>							
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>a<sub>3</sub> (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>3</sub> / a<sub>0</sub></b>	<b>a<sub>3</sub> (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>3</sub> / a<sub>0</sub></b>
1	<b>N.N.</b>	-	-	-	-	-	-
2	<b>Χ.Β.</b>	-0,0417	0,2157	0,3875	-0,0374	0,0761	0,2500
3	<b>Γ.Χ.</b>	-0,0156	0,2121	0,1859	-0,0292	0,2594	-1,8481
4	<b>Μ.Ε.</b>	-0,1770	0,6281	2,0848	-0,1257	0,4953	1,1335
5	<b>Γ.Ε.</b>	-0,1260	0,8269	0,9026	-0,0721	0,8404	0,3769
6	<b>Τ.Μ.</b>	-	-	-	-	-	-
7	<b>Β.Φ.</b>	0,0700	0,1230	-1,0057			
8	<b>F.L.</b>	-0,0878	0,6799	0,5575	-0,0543	0,7445	0,4379
9	<b>Λ.Ι.</b>	-0,2622	0,8448	0,8858	-0,2622	0,8393	1,3412
10	<b>Χ.Δ.</b>	-0,1073	0,7113	1,0904	-0,0626	0,8154	0,4196
11	<b>Κ.Ζ.</b>	-0,0908	0,8755	0,5014			
12	<b>Π.Γ.</b>	-0,2344	0,8302	2,6426	-0,2414	0,9591	
13	<b>Χ.Ε.</b>	0,0721	0,6248	-0,6609	-0,0188	0,1148	0,1782
14	<b>Μ.Γ.</b>				-	-	-
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,1071</b>		<b>1,03</b>	<b>-0,1211</b>		<b>0,74</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,1005</b>		<b>0,82</b>	<b>0,0941</b>		<b>0,46</b>

Πίνακας 6.8 Κλίσεις α γραμμών τάσης για τα γραφήματα Pupil Diameter - Demanded Accommodation

Τα δεδομένα για τις κλίσεις  $a_i$ , όπου ο συντελεστής συσχέτισης  $R^2$  είναι μικρότερος από 0.2, δεν λαμβάνονται υπόψη.

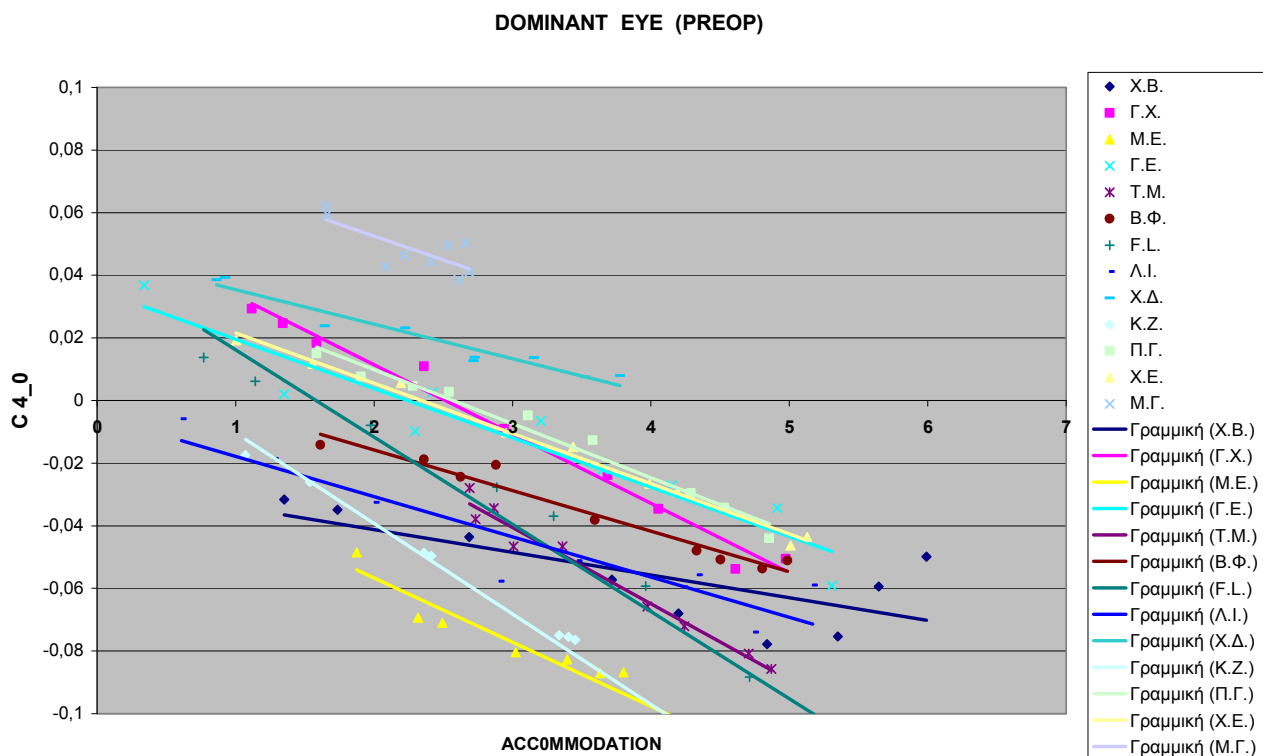
Γενικά παρατηρείται μείωση της διαμέτρου της κόρης (μύση) κατά την προσαρμογή (αρνητική τιμή της κλίσης).

## 6.4 Εκτροπές Υψηλής Τάξης

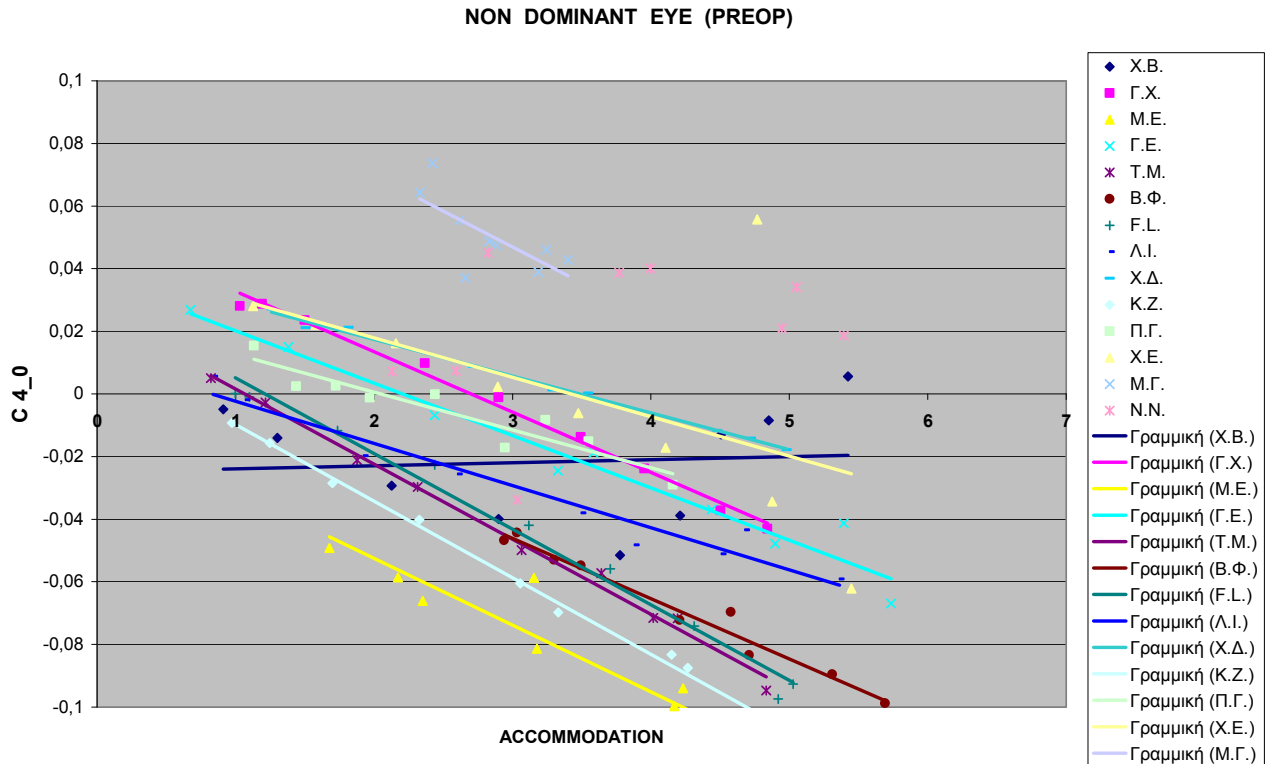
Με τη χρήση ειδικού προγράμματος λογισμικού (matlab) για **σταθερή διάμετρο κόρης 4mm**, προέκυψαν δεδομένα για τη σφαιρική εκτροπή ( $C_4^0$ ), την κόμη χ-ψ άξονα ( $C_3^1, C_3^{-1}$ ) και την τιμή RMS για τις εκτροπές υψηλής τάξης (high order :  $n \geq 3$ ).

Επιλέχθηκε η μικρότερη διάμετρος κόρης (4mm), γιατί κατά την προσαρμογή παρατηρείται μύση της κόρης.

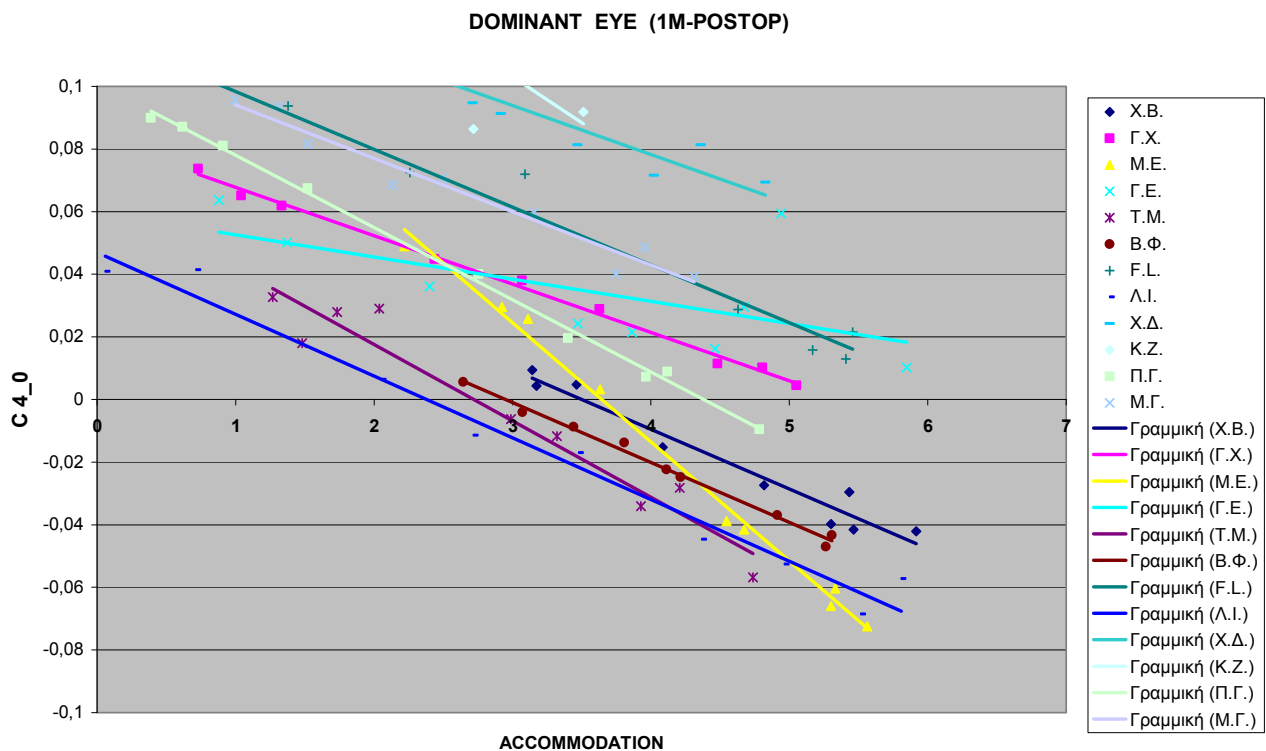
Στις παρακάτω γραφικές παραστάσεις απεικονίζονται τα αποτελέσματα της σφαιρικής εκτροπής ( $C_4^0$ ) σε  $\mu\text{m}$ , σαν συνάρτηση της προσαρμογής (accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού.



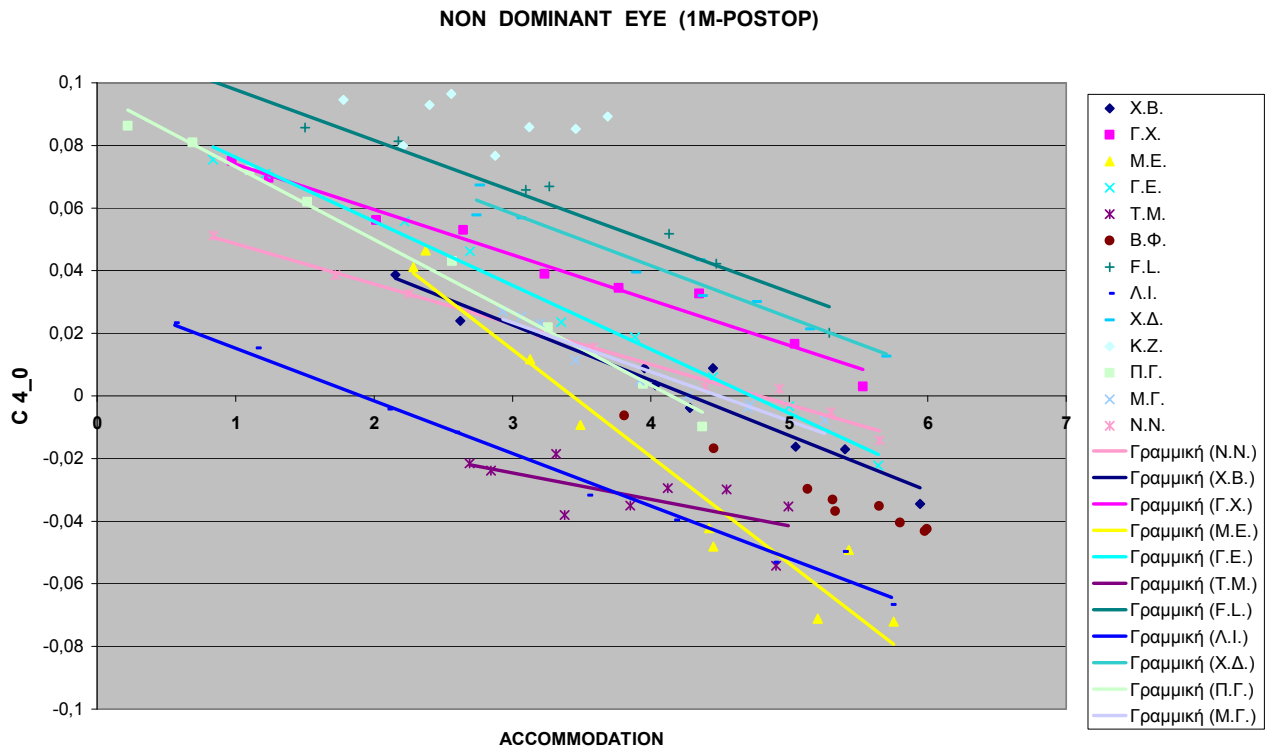
Γράφημα 6.25 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



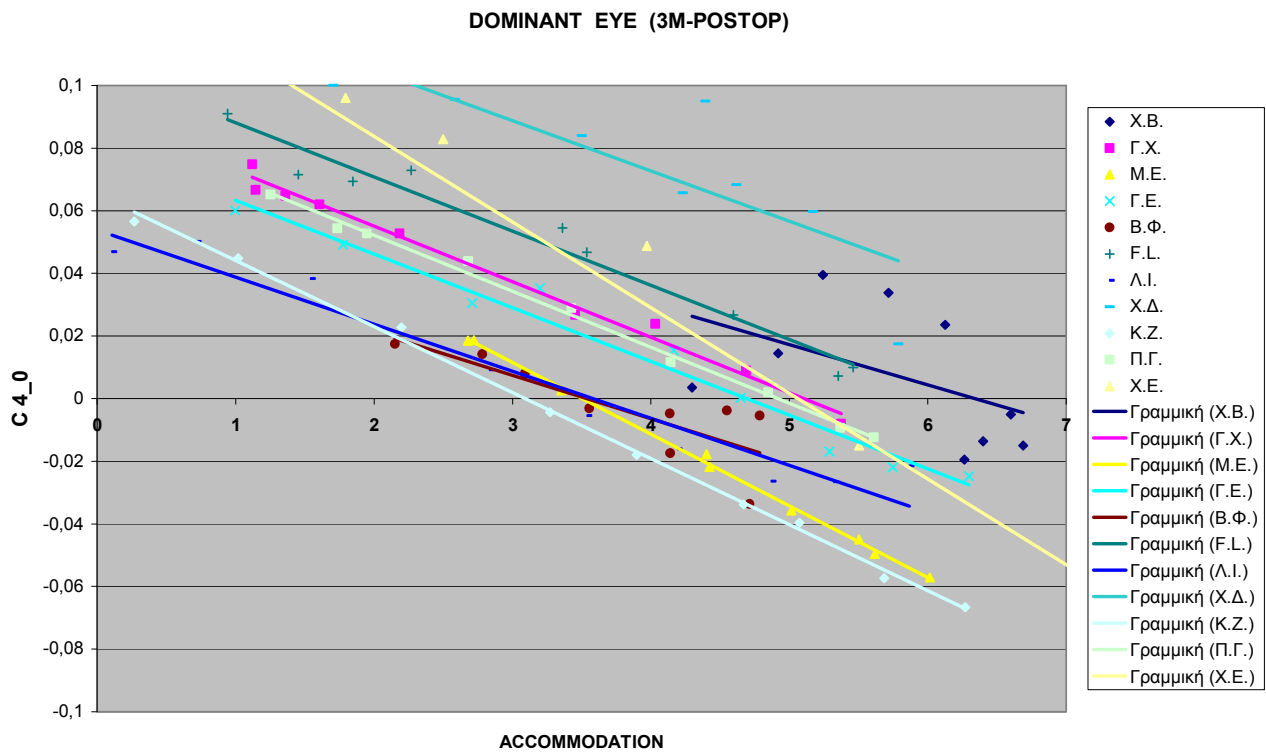
Γράφημα 6.26 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



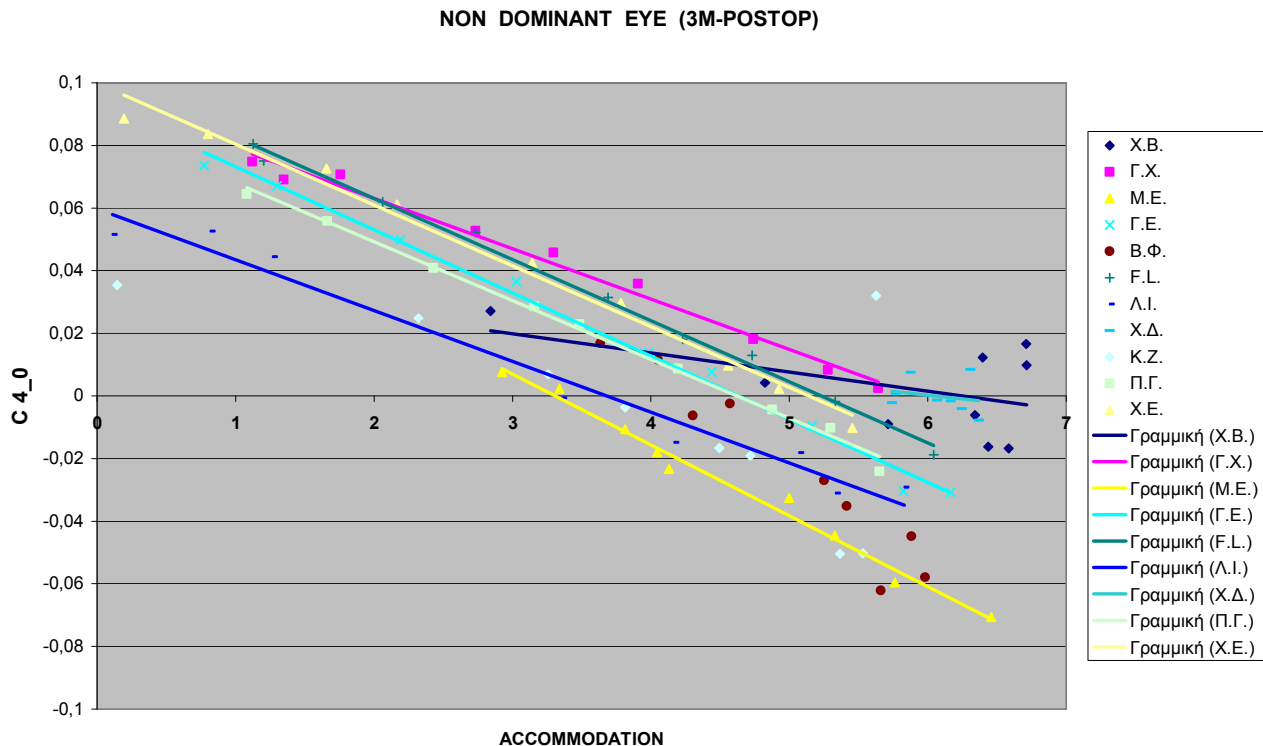
Γράφημα 6.27 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.28 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.29 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.30 Σφαιρική Εκτροπή – Προσαρμογή, για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Είναι γενικά παρατηρήσιμο ότι κατά τη διαδικασία της προσαρμογής, η σφαιρική εκτροπή μεταβάλλεται από μια αρχική τιμή (σε οφθαλμό σε κατάσταση ηρεμίας προσαρμογής) προς αρνητικότερες τιμές καθώς αυξάνεται το επίπεδο προσαρμογής.

Οι κλίσεις  $a_0$  (προεγχειρητικά),  $a_1$  (1μήνα μετά) και  $a_3$  (3μήνες μετά) των αντίστοιχων γραμμών τάσης  $y=a \cdot x+b$ , οι μεταξύ τους συγκρίσεις  $a_1/a_0$ ,  $a_3/a_0$  και οι αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  φαίνονται στον πίνακα που ακολουθεί:

<b><math>C_4^0</math> - Accommodation</b>							
<b>DOMINANT EYE</b>				<b>NON DOMINANT EYE</b>			
<b>PREOP</b>							
$\alpha/\alpha$	subject	$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$		$a_0$ ( $y=a \cdot x+b$ )	$R^2$	
1	N.N.	-	-		0,0065	0,0992	
2	X.B.	-0,0073	0,5481		0,001	0,0068	
3	Γ.Χ.	-0,0221	0,9833		-0,0193	0,9923	
4	Μ.Ε.	-0,0205	0,9635		-0,0213	0,9327	
5	Γ.Ε.	-0,0157	0,9040		-0,0167	0,9615	
6	Τ.Μ.	-0,0244	0,9735		-0,0240	0,9936	
7	Β.Φ.	-0,0130	0,9577		-0,0193	0,9722	
8	F.L.	-0,0278	0,9770		-0,0241	0,9839	

9	Λ.Ι.	-0,0128	0,8618		-0,0135	0,9520	
10	Χ.Δ.	-0,0110	0,9419		-0,0117	0,9951	
11	Κ.Ζ.	-0,0289	0,9861		-0,0245	0,9957	
12	Π.Γ.	-0,0172	0,9747		-0,0121	0,8806	
13	Χ.Ε.	-0,0160	0,9913		-0,0126	0,3008	
14	Μ.Γ.						
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,0181</b>			<b>-0,0185</b>		
	<b>STDEV</b>	<b>0,0068</b>			<b>0,0050</b>		
<b>1M-POSTOP</b>							
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>a<sub>1</sub></b> <b>(y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>1</sub> / a<sub>0</sub></b>	<b>a<sub>1</sub></b> <b>(y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>1</sub> / a<sub>0</sub></b>
1	N.N.	-	-	-	-0,0129	0,9909	
2	Χ.Β.	-0,0191	0,9542	2,6164	-0,0177	0,9401	
3	Γ.Χ.	-0,0154	0,9955	0,6968	-0,0145	0,9760	0,7513
4	Μ.Ε.	-0,0381	0,9929	1,8585	-0,0342	0,9437	1,6056
5	Γ.Ε.	-0,0071	0,3870	0,4522	-0,0204	0,9895	1,2216
6	Τ.Μ.	-0,0244	0,9420	1,0000	-0,0085	0,4578	0,3542
7	Β.Φ.	-0,0191	0,9917	1,4692			
8	Φ.Λ.	-0,0184	0,9762	0,6619	-0,0161	0,9780	0,6680
9	Λ.Ι.	-0,0197	0,9760	1,5391	-0,0168	0,9849	1,2444
10	Χ.Δ.	-0,0156	0,9102	1,4182	-0,0166	0,9469	1,4188
11	Κ.Ζ.	-0,0294	0,8283	1,0173			
12	Π.Γ.	-0,0231	0,9969	1,3430	-0,0232	0,9908	1,9174
13	Χ.Ε.	-	-	-	-	-	-
14	Μ.Γ.				-0,0157	0,9342	0,6856
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,0209</b>		<b>1,28</b>	<b>-0,0179</b>		<b>1,10</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,0081</b>		<b>0,62</b>	<b>0,0066</b>		<b>0,51</b>
<b>3M-POSTOP</b>							
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>a<sub>3</sub></b> <b>(y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>3</sub> / a<sub>0</sub></b>	<b>a<sub>3</sub></b> <b>(y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>a<sub>3</sub> / a<sub>0</sub></b>
1	N.N.	-	-	-	-	-	-
2	Χ.Β.	-0,0129	0,2334	1,7671	-0,0061	0,2602	
3	Γ.Χ.	-0,0177	0,9887	0,8009	-0,0161	0,9876	0,8342
4	Μ.Ε.	-0,0229	0,9980	1,1171	-0,0226	0,9853	1,0610
5	Γ.Ε.	-0,0171	0,9721	1,0892	-0,0201	0,9926	1,2036
6	Τ.Μ.	-	-	-	-	-	-
7	Β.Φ.	-0,0138	0,6631	1,0615			
8	Φ.Λ.	-0,0173	0,9666	0,6223	-0,0195	0,9952	0,8091
9	Λ.Ι.	-0,0150	0,9461	1,1719	-0,0162	0,9730	1,2000
10	Χ.Δ.	-0,0160	0,7069	1,4545		0,0508	
11	Κ.Ζ.	-0,0211	0,9976	0,7301	-0,0117	0,4147	0,4776
12	Π.Γ.	-0,0179	0,9949	1,0407	-0,0188	0,9949	1,5537
13	Χ.Ε.	-0,0274	0,9814	1,7125	-0,0194	0,9867	1,5397
14	Μ.Γ.				-	-	-
	<b>AVERAGE</b>	<b>-0,0181</b>		<b>1,14</b>	<b>-0,0167</b>		<b>1,08</b>
	<b>STDEV</b>	<b>0,0042</b>		<b>0,37</b>	<b>0,0050</b>		<b>0,37</b>

Πίνακας 6.9 Κλίσεις α γραμμών τάσης για τα γραφήματα C<sub>4</sub><sup>0</sup> – Accommodation

Τα δεδομένα για τις κλίσεις a<sub>i</sub>, όπου ο συντελεστής συσχέτισης R<sup>2</sup> είναι μικρότερος από 0.2, δεν λαμβάνονται υπόψη.



<b>C<sub>4</sub><sup>0</sup> - Accommodation</b>					
		<b>DOMINANT EYE</b>		<b>NON DOMINANT EYE</b>	
<b>PREOP</b>					
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
1	N.N.	-	-	-0,0046	0,0992
2	X.B.	-0,0266	0,5481	-0,0249	0,0068
3	Γ.X.	0,0557	0,9833	0,0520	0,9923
4	M.E.	-0,0157	0,9635	-0,0099	0,9327
5	Γ.E.	0,0353	0,9040	0,0368	0,9615
6	T.M.	0,0325	0,9735	0,0255	0,9936
7	B.Φ.	0,0103	0,9577	0,0117	0,9722
8	F.L.	0,0440	0,9770	0,0292	0,9839
9	Λ.I.	-0,0051	0,8618	0,0111	0,9520
10	X.Δ.	0,0464	0,9419	0,0409	0,9951
11	K.Z.	0,0185	0,9861	0,0147	0,9957
12	Π.Γ.	0,0443	0,9747	0,0247	0,8806
13	X.E.	0,0376	0,9913	0,0431	0,3008
14	M.Γ.				
	<b>AVERAGE</b>	<b>0,02</b>		<b>0,03</b>	
	<b>STDEV</b>	<b>0,03</b>		<b>0,02</b>	
<b>1M-POSTOP</b>					
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
1	N.N.	-	-	0,0615	0,9909
2	X.B.	0,0668	0,9542	0,0757	0,9401
3	Γ.X.	0,0832	0,9955	0,0884	0,9760
4	M.E.	0,1389	0,9929	0,1173	0,9437
5	Γ.E.	0,0597	0,3870	0,0966	0,9895
6	T.M.	0,0664	0,9420	0,0010	0,4578
7	B.Φ.	0,0564	0,9917		
8	F.L.	0,1168	0,9762	0,1139	0,9780
9	Λ.I.	0,0469	0,9760	0,0320	0,9849
10	X.Δ.	0,1407	0,9102	0,1079	0,9469
11	K.Z.	0,1912	0,8283		
12	Π.Γ.	0,1011	0,9969	0,0964	0,9908
13	X.E.	-	-	-	-
14	M.Γ.			0,0705	0,9342
	<b>AVERAGE</b>	<b>0,10</b>		<b>0,08</b>	
	<b>STDEV</b>	<b>0,05</b>		<b>0,04</b>	
<b>3M-POSTOP</b>					
<b>α/α</b>	<b>subject</b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>b (y=a·x+b)</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
1	N.N.	-	-		-
2	X.B.	0,0815	0,2334	0,0383	0,2602
3	Γ.X.	0,0906	0,9887	0,0953	0,9876
4	M.E.	0,0803	0,9980	0,0748	0,9853
5	Γ.E.	0,0804	0,9721	0,0933	0,9926
6	T.M.	-	-		-
7	B.Φ.	0,0489	0,6631		
8	F.L.	0,1055	0,9666	0,1022	0,9952
9	Λ.I.	0,0538	0,9461	0,0597	0,9730
10	X.Δ.	0,1368	0,7069		
11	K.Z.	0,0652	0,9976	0,0412	0,4147
12	Π.Γ.	0,0880	0,9949	0,0868	0,9949
13	X.E.	0,1385	0,9814	0,0998	0,9867
14	M.Γ.	-	-	-	-

<b>AVERAGE</b>	<b>0,09</b>		<b>0,08</b>
<b>STDEV</b>	<b>0,03</b>		<b>0,02</b>

Πίνακας 6.10 Σταθερές b γραμμών τάσης για τα γραφήματα  $C_4^0$  – Accommodation

Μετά τη διαθλαστική επέμβαση παρατηρείται σημαντική αύξηση της σταθεράς b στις αντίστοιχες γραμμές τάσης ( $y=ax+b$ ). Δηλαδή υπάρχει μετατόπιση προς θετικές τιμές σφαιρικής εκτροπής.

Στον τελευταίο πίνακα υπάρχουν δεδομένα για τις τιμές RMS high order προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά (1μήνα & 3μήνες):

Subject	Eye	Target	RMS high order			ΣΥΓΚΡΙΣΗ	
			pre-op	1m-postop	3m-postop	1m / pre	3m / pre
pupil diameter : 4mm							
X.B	Dom	1	0,0664	0,0952	0,1252	1,4333	1,8855
X.B	Dom	2	0,0510	0,1876	0,0969	3,6756	1,8982
X.B	Dom	3	0,0680	0,1065	0,1021	1,5661	1,5017
X.B	Dom	4	0,1045	0,0934	0,1323	0,8936	1,2664
X.B	Dom	5	0,1155	0,1177	0,0825	1,0192	0,7146
X.B	Dom	6	0,1332	0,1622	0,0811	1,2180	0,6085
X.B	Dom	7	0,1350	0,1703	0,0823	1,2611	0,6099
X.B	Dom	8	0,0958	0,1663	0,0963	1,7353	1,0048
X.B	Dom	9	0,0989	0,1748	0,0867	1,7668	0,8759
X.B	Non-Dom	1	0,1037	0,1036	0,0727	0,9991	0,7008
X.B	Non-Dom	2	0,1020	0,0971	0,1120	0,9513	1,0981
X.B	Non-Dom	3	0,0998	0,1896	0,1112	1,8991	1,1141
X.B	Non-Dom	4	0,1157	0,1253	0,1254	1,0830	1,0839
X.B	Non-Dom	5	0,1414	0,0983	0,0537	0,6952	0,3795
X.B	Non-Dom	6	0,1485	0,1125	0,1007	0,7575	0,6781
X.B	Non-Dom	7	0,1704	0,1473	0,0825	0,8643	0,4840
X.B	Non-Dom	8	0,1826	0,1418	0,0985	0,7764	0,5393
X.B	Non-Dom	9	0,1982	0,1453	0,1114	0,7332	0,5620
Γ.X	Dom	1	0,1116	0,1628	0,1054	1,4585	0,9445
Γ.X	Dom	2	0,1224	0,1160	0,1164	0,9482	0,9514
Γ.X	Dom	3	0,1094	0,1172	0,1186	1,0715	1,0847
Γ.X	Dom	4	0,0787	0,1182	0,1209	1,5019	1,5358
Γ.X	Dom	5	0,1033	0,1244	0,1257	1,2046	1,2173
Γ.X	Dom	6	0,0898	0,1438	0,1450	1,6019	1,6151
Γ.X	Dom	7	0,1037	0,1367	0,1593	1,3187	1,5365
Γ.X	Dom	8	0,1423	0,1541	0,1632	1,0828	1,1470
Γ.X	Dom	9	0,1573	0,1468	0,1598	0,9330	1,0154
Γ.X	Non-Dom	1	0,0972	0,0976	0,1054	1,0038	1,0850
Γ.X	Non-Dom	2	0,0882	0,0941	0,1108	1,0669	1,2570
Γ.X	Non-Dom	3	0,0737	0,0904	0,1411	1,2273	1,9148
Γ.X	Non-Dom	4	0,0777	0,1031	0,1170	1,3273	1,5064
Γ.X	Non-Dom	5	0,0714	0,0910	0,1137	1,2756	1,5927
Γ.X	Non-Dom	6	0,0870	0,1055	0,1317	1,2119	1,5131
Γ.X	Non-Dom	7	0,0846	0,1174	0,1187	1,3879	1,4034
Γ.X	Non-Dom	8	0,0881	0,1214	0,1227	1,3768	1,3924

Γ.Χ	Non-Dom	9	0,1198	0,1241	0,1320	1,0358	1,1015
M.E	Dom	1	0,0851	0,3306	0,1441	3,8858	1,6941
M.E	Dom	2	0,1061	0,3793	0,1159	3,5751	1,0925
M.E	Dom	3	0,1096	0,2530	0,0797	2,3086	0,7270
M.E	Dom	4	0,1217	0,0999	0,0903	0,8209	0,7423
M.E	Dom	5	0,1235	0,1215	0,1034	0,9842	0,8376
M.E	Dom	6	0,1335	0,1409	0,1215	1,0553	0,9106
M.E	Dom	7	0,1272	0,1840	0,1157	1,4471	0,9097
M.E	Dom	8	0,1716	0,2776	0,1023	1,6177	0,5962
M.E	Dom	9	0,1557	0,3125	0,1428	2,0072	0,9168
M.E	Non-Dom	1	0,0823	0,2554	0,0727	3,1012	0,8829
M.E	Non-Dom	2	0,0700	0,2063	0,0763	2,9459	1,0892
M.E	Non-Dom	3	0,0800	0,0990	0,0998	1,2387	1,2475
M.E	Non-Dom	4	0,1046	0,1221	0,0848	1,1671	0,8105
M.E	Non-Dom	5	0,0991	0,2296	0,0904	2,3162	0,9122
M.E	Non-Dom	6	0,1366	0,2392	0,1068	1,7517	0,7821
M.E	Non-Dom	7	0,1459	0,3506	0,1343	2,4022	0,9199
M.E	Non-Dom	8	0,1742	0,3771	0,0730	2,1651	0,4191
M.E	Non-Dom	9	0,1706	0,3145	0,0845	1,8431	0,4951
Γ.Ε	Dom	1	0,0631	0,0766	0,0750	1,2153	1,1896
Γ.Ε	Dom	2	0,0762	0,0763	0,0772	1,0014	1,0131
Γ.Ε	Dom	3	0,0880	0,0856	0,0459	0,9725	0,5216
Γ.Ε	Dom	4	0,0947	0,1035	0,0723	1,0931	0,7638
Γ.Ε	Dom	5	0,0465	0,1385	0,1048	2,9823	2,2571
Γ.Ε	Dom	6	0,1144	0,1080	0,0776	0,9434	0,6777
Γ.Ε	Dom	7	0,1027	0,1303	0,1082	1,2684	1,0531
Γ.Ε	Dom	8	0,0894	0,1904	0,1286	2,1309	1,4393
Γ.Ε	Dom	9	0,1939	0,0964	0,0886	0,4970	0,4572
Γ.Ε	Non-Dom	1	0,0882	0,1419	0,1249	1,6096	1,4169
Γ.Ε	Non-Dom	2	0,0705	0,1161	0,1101	1,6477	1,5619
Γ.Ε	Non-Dom	3	0,0875	0,1006	0,1113	1,1491	1,2711
Γ.Ε	Non-Dom	4	0,1120	0,1168	0,1183	1,0431	1,0569
Γ.Ε	Non-Dom	5	0,0565	0,1291	0,1206	2,2821	2,1322
Γ.Ε	Non-Dom	6	0,1635	0,1462	0,1405	0,8943	0,8595
Γ.Ε	Non-Dom	7	0,1165	0,1746	0,1578	1,4985	1,3538
Γ.Ε	Non-Dom	8	0,1540	0,1733	0,1629	1,1251	1,0580
Γ.Ε	Non-Dom	9	0,1437	0,1823	0,1678	1,2687	1,1678
T.M	Dom	1	0,0974	0,1359	-	1,3963	-
T.M	Dom	2	0,1574	0,1385	-	0,8803	-
T.M	Dom	3	0,1159	0,1468	-	1,2665	-
T.M	Dom	4	0,1129	0,1691	-	1,4976	-
T.M	Dom	5	0,1120	0,1453	-	1,2975	-
T.M	Dom	6	0,1373	0,1899	-	1,3828	-
T.M	Dom	7	0,1261	0,1416	-	1,1227	-
T.M	Dom	8	0,1399	0,1554	-	1,1104	-
T.M	Dom	9	0,1614	0,1784	-	1,1054	-
T.M	Non-Dom	1	0,0952	0,0792	-	0,8320	-
T.M	Non-Dom	2	0,0844	0,0956	-	1,1332	-
T.M	Non-Dom	3	0,0750	0,0987	-	1,3168	-
T.M	Non-Dom	4	0,0699	0,1774	-	2,5373	-
T.M	Non-Dom	5	0,0844	0,1460	-	1,7299	-
T.M	Non-Dom	6	0,1073	0,1701	-	1,5859	-
T.M	Non-Dom	7	0,0900	0,2443	-	2,7141	-
T.M	Non-Dom	8	0,0890	0,1107	-	1,2431	-
T.M	Non-Dom	9	0,1075	0,1930	-	1,7954	-

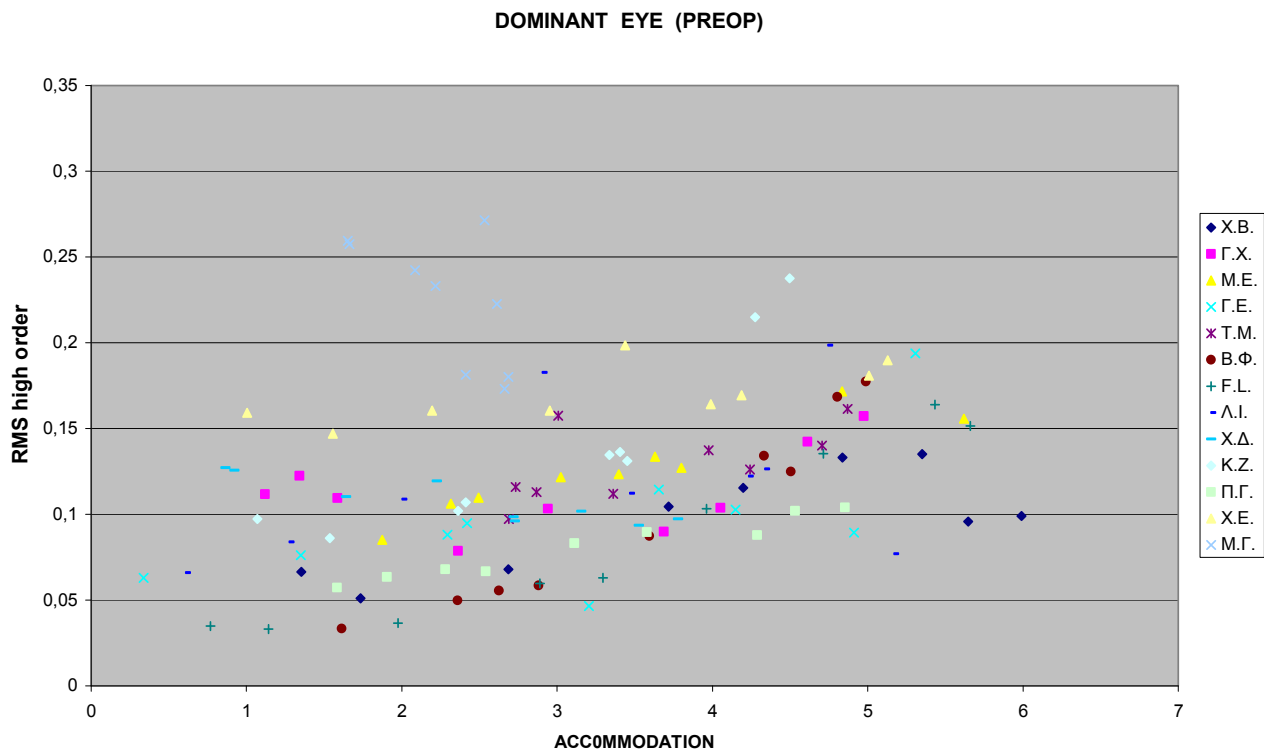
B.Φ	Dom	1	0,0333	0,0969	0,1288	2,9123	3,8726
B.Φ	Dom	2	0,0554	0,1313	0,1135	2,3684	2,0470
B.Φ	Dom	3	0,0497	0,1151	0,1187	2,3136	2,3859
B.Φ	Dom	4	0,0585	0,0928	0,1247	1,5863	2,1306
B.Φ	Dom	5	0,0873	0,1151	0,1061	1,3186	1,2145
B.Φ	Dom	6	0,1341	0,1042	0,1113	0,7769	0,8301
B.Φ	Dom	7	0,1249	0,1177	0,1511	0,9423	1,2103
B.Φ	Dom	8	0,1685	0,1307	0,1635	0,7754	0,9702
B.Φ	Dom	9	0,1773	0,1530	0,1591	0,8631	0,8975
B.Φ	Non-Dom	1	0,1106	0,0669	0,1496	0,6050	1,3530
B.Φ	Non-Dom	2	0,1939	0,0759	0,1732	0,3913	0,8930
B.Φ	Non-Dom	3	0,0955	0,0565	0,0668	0,5920	0,6994
B.Φ	Non-Dom	4	0,1105	0,0406	0,0609	0,3680	0,5513
B.Φ	Non-Dom	5	0,1056	0,0867	0,0618	0,8209	0,5854
B.Φ	Non-Dom	6	0,1369	0,1255	0,0736	0,9163	0,5373
B.Φ	Non-Dom	7	0,1402	0,1116	0,1101	0,7957	0,7855
B.Φ	Non-Dom	8	0,1729	0,1161	0,1305	0,6711	0,7547
B.Φ	Non-Dom	9	0,1816	0,1025	0,1578	0,5645	0,8688
F.L	Dom	1	0,0348	0,1573	0,1473	4,5187	4,2319
F.L	Dom	2	0,0330	0,1478	0,1009	4,4736	3,0563
F.L	Dom	3	0,0367	0,1220	0,1327	3,3267	3,6205
F.L	Dom	4	0,0597	0,1029	0,1303	1,7240	2,1820
F.L	Dom	5	0,0629	0,1704	0,1280	2,7072	2,0335
F.L	Dom	6	0,1033	0,1640	0,1027	1,5867	0,9937
F.L	Dom	7	0,1353	0,1666	0,0982	1,2317	0,7258
F.L	Dom	8	0,1639	0,1566	0,0827	0,9554	0,5048
F.L	Dom	9	0,1516	0,1651	0,1102	1,0892	0,7270
F.L	Non-Dom	1	0,0499	0,1370	0,1066	2,7476	2,1376
F.L	Non-Dom	2	0,0604	0,1263	0,1169	2,0905	1,9352
F.L	Non-Dom	3	0,0776	0,1042	0,1059	1,3427	1,3644
F.L	Non-Dom	4	0,1040	0,1263	0,1020	1,2145	0,9807
F.L	Non-Dom	5	0,1461	0,1159	0,0784	0,7935	0,5370
F.L	Non-Dom	6	0,1666	0,1122	0,0688	0,6735	0,4130
F.L	Non-Dom	7	0,1780	0,1026	0,0685	0,5763	0,3848
F.L	Non-Dom	8	0,2309	0,0993	0,0866	0,4300	0,3750
F.L	Non-Dom	9	0,2304	0,1016	0,0990	0,4409	0,4295
Λ.Ι	Dom	1	0,0660	0,1090	0,1146	1,6527	1,7377
Λ.Ι	Dom	2	0,0838	0,1652	0,1275	1,9704	1,5203
Λ.Ι	Dom	3	0,1088	0,1248	0,1098	1,1472	1,0090
Λ.Ι	Dom	4	0,1826	0,0738	0,0838	0,4041	0,4593
Λ.Ι	Dom	5	0,1122	0,0925	0,0928	0,8247	0,8269
Λ.Ι	Dom	6	0,1221	0,0685	0,0973	0,5613	0,7969
Λ.Ι	Dom	7	0,1265	0,1027	0,0960	0,8123	0,7592
Λ.Ι	Dom	8	0,1986	0,1160	0,0849	0,5840	0,4274
Λ.Ι	Dom	9	0,0767	0,1859	0,1511	2,4218	1,9686
Λ.Ι	Non-Dom	1	0,1026	0,0665	0,0809	0,6482	0,7881
Λ.Ι	Non-Dom	2	0,0987	0,0641	0,1055	0,6497	1,0691
Λ.Ι	Non-Dom	3	0,0723	0,0853	0,0949	1,1793	1,3121
Λ.Ι	Non-Dom	4	0,1236	0,1025	0,0865	0,8292	0,6994
Λ.Ι	Non-Dom	5	0,1215	0,1246	0,1267	1,0255	1,0432
Λ.Ι	Non-Dom	6	0,1042	0,1346	0,1590	1,2918	1,5258
Λ.Ι	Non-Dom	7	0,1400	0,1494	0,1714	1,0671	1,2242
Λ.Ι	Non-Dom	8	0,1342	0,1354	0,1571	1,0095	1,1710
Λ.Ι	Non-Dom	9	0,1784	0,1428	0,1573	0,8006	0,8819
Χ.Δ	Dom	1	0,1271	0,2636	0,1525	2,0741	1,2003

X.Δ	Dom	2	0,1257	0,2460	0,1697	1,9566	1,3495
X.Δ	Dom	3	0,1102	0,2827	0,1827	2,5650	1,6577
X.Δ	Dom	4	0,1194	0,2466	0,1657	2,0645	1,3873
X.Δ	Dom	5	0,0986	0,2101	0,1506	2,1298	1,5270
X.Δ	Dom	6	0,0960	0,2255	0,1835	2,3485	1,9111
X.Δ	Dom	7	0,1017	0,2057	0,1539	2,0231	1,5132
X.Δ	Dom	8	0,0935	0,2039	0,1592	2,1794	1,7013
X.Δ	Dom	9	0,0973	0,2081	0,1558	2,1381	1,6007
X.Δ	Non-Dom	1	0,0518	0,0734	0,0522	1,4173	1,0070
X.Δ	Non-Dom	2	0,0353	0,1575	0,0496	4,4632	1,4059
X.Δ	Non-Dom	3	0,0376	0,1340	0,0442	3,5619	1,1738
X.Δ	Non-Dom	4	0,0325	0,1280	0,0535	3,9334	1,6430
X.Δ	Non-Dom	5	0,0239	0,0823	0,0572	3,4428	2,3943
X.Δ	Non-Dom	6	0,0290	0,0671	0,0743	2,3127	2,5599
X.Δ	Non-Dom	7	0,0247	0,0742	0,0709	2,9976	2,8677
X.Δ	Non-Dom	8	0,0319	0,0848	0,0829	2,6550	2,5966
X.Δ	Non-Dom	9	0,0492	0,0890	0,0684	1,8080	1,3894
K.Z	Dom	1	0,0974	0,3762	0,1020	3,8640	1,0474
K.Z	Dom	2	0,0861	0,2842	0,1173	3,3026	1,3636
K.Z	Dom	3	0,1020	0,3151	0,1369	3,0894	1,3421
K.Z	Dom	4	0,1069	0,3299	0,1528	3,0869	1,4294
K.Z	Dom	5	0,1346	0,2458	0,1783	1,8257	1,3241
K.Z	Dom	6	0,1364	0,3182	0,1634	2,3324	1,1982
K.Z	Dom	7	0,1310	0,2640	0,1655	2,0149	1,2634
K.Z	Dom	8	0,2149	0,3216	0,1723	1,4969	0,8021
K.Z	Dom	9	0,2376	0,2575	0,1519	1,0839	0,6395
K.Z	Non-Dom	1	0,1171	0,2021	0,1337	1,7260	1,1418
K.Z	Non-Dom	2	0,1180	0,2045	0,1340	1,7323	1,1355
K.Z	Non-Dom	3	0,1226	0,2235	0,1360	1,8235	1,1095
K.Z	Non-Dom	4	0,1208	0,1504	0,1417	1,2449	1,1728
K.Z	Non-Dom	5	0,1306	0,1833	0,1372	1,4043	1,0512
K.Z	Non-Dom	6	0,1343	0,1405	0,1295	1,0460	0,9644
K.Z	Non-Dom	7	0,1605	0,1565	0,1590	0,9751	0,9909
K.Z	Non-Dom	8	0,1466	0,1483	0,1857	1,0116	1,2661
K.Z	Non-Dom	9	0,1605	0,1600	0,1943	0,9964	1,2102
Π.Γ	Dom	1	0,0572	0,1799	0,1356	3,1471	2,3728
Π.Γ	Dom	2	0,0633	0,1653	0,1475	2,6100	2,3292
Π.Γ	Dom	3	0,0678	0,1663	0,1344	2,4523	1,9823
Π.Γ	Dom	4	0,0668	0,1670	0,1326	2,5013	1,9856
Π.Γ	Dom	5	0,0831	0,1856	0,1274	2,2327	1,5327
Π.Γ	Dom	6	0,0895	0,1937	0,1229	2,1641	1,3738
Π.Γ	Dom	7	0,0878	0,2008	0,1355	2,2887	1,5446
Π.Γ	Dom	8	0,1021	0,1943	0,1361	1,9038	1,3332
Π.Γ	Dom	9	0,1039	0,2003	0,1344	1,9275	1,2937
Π.Γ	Non-Dom	1	0,0845	0,1446	0,1035	1,7109	1,2245
Π.Γ	Non-Dom	2	0,0933	0,1225	0,0947	1,3129	1,0154
Π.Γ	Non-Dom	3	0,0868	0,1384	0,0923	1,5937	1,0630
Π.Γ	Non-Dom	4	0,0858	0,1504	0,1268	1,7526	1,4773
Π.Γ	Non-Dom	5	0,0878	0,1621	0,1074	1,8468	1,2232
Π.Γ	Non-Dom	6	0,1005	0,1571	0,1051	1,5624	1,0453
Π.Γ	Non-Dom	7	0,1036	0,1553	0,1056	1,4996	1,0189
Π.Γ	Non-Dom	8	0,1267	0,1623	0,1011	1,2812	0,7982
Π.Γ	Non-Dom	9	0,1127	0,1594	0,1122	1,4142	0,9951
X.E	Dom	1	0,1592	-	0,2061	-	1,2948
X.E	Dom	2	0,1471	-	0,1856	-	1,2613

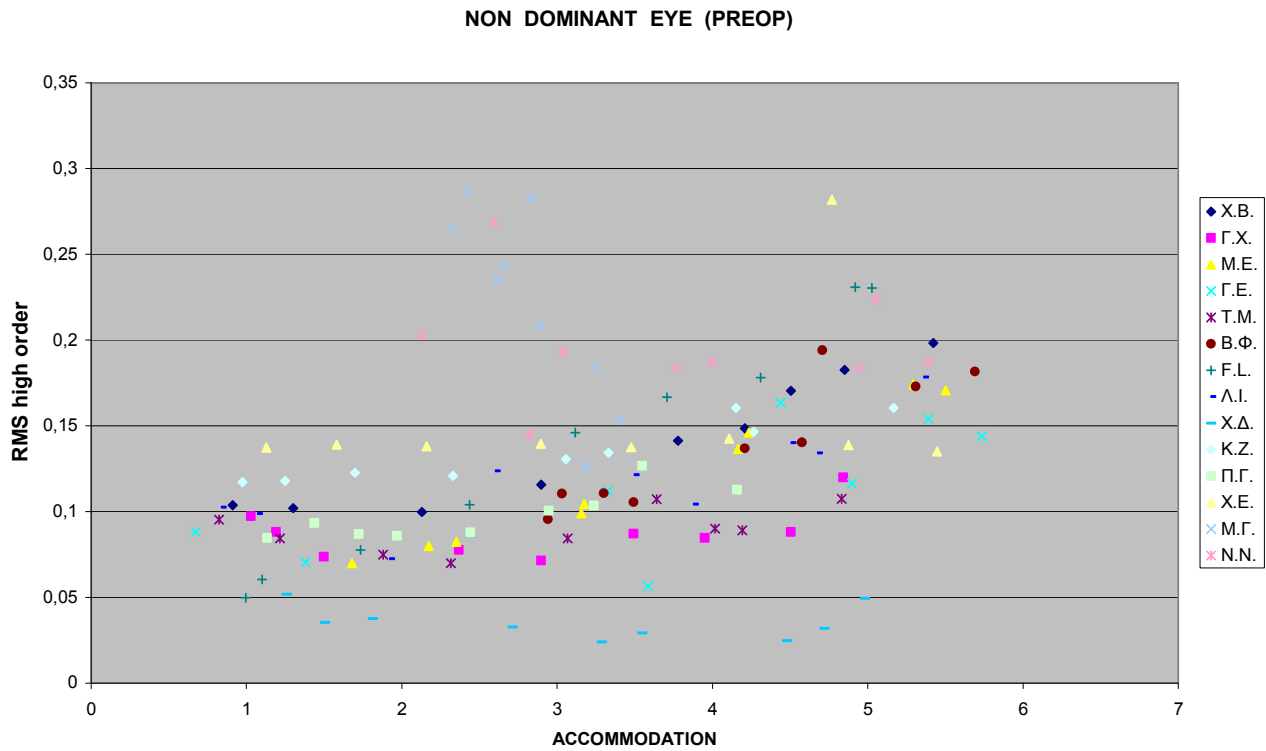
X.E	Dom	3	0,1603	-	0,1654	-	1,0317
X.E	Dom	4	0,1605	-	0,1570	-	0,9782
X.E	Dom	5	0,1985	-	0,1637	-	0,8244
X.E	Dom	6	0,1641	-	0,1421	-	0,8656
X.E	Dom	7	0,1694	-	0,1732	-	1,0229
X.E	Dom	8	0,1808	-	0,1173	-	0,6487
X.E	Dom	9	0,1898	-	0,1571	-	0,8277
X.E	Non-Dom	1	0,1373	-	0,1853	-	1,3500
X.E	Non-Dom	2	0,1389	-	0,1725	-	1,2415
X.E	Non-Dom	3	0,1380	-	0,1480	-	1,0720
X.E	Non-Dom	4	0,1395	-	0,1163	-	0,8339
X.E	Non-Dom	5	0,1375	-	0,1157	-	0,8412
X.E	Non-Dom	6	0,1425	-	0,1071	-	0,7514
X.E	Non-Dom	7	0,2817	-	0,0909	-	0,3225
X.E	Non-Dom	8	0,1388	-	0,0822	-	0,5919
X.E	Non-Dom	9	0,1351	-	0,0860	-	0,6364
M.Γ	Dom	1	0,2575	0,2496	-	0,9693	-
M.Γ	Dom	2	0,2596	0,2352	-	0,9061	-
M.Γ	Dom	3	0,2422	0,2067	-	0,8533	-
M.Γ	Dom	4	0,2330	0,1800	-	0,7726	-
M.Γ	Dom	5	0,1813	0,1858	-	1,0250	-
M.Γ	Dom	6	0,2228	0,1605	-	0,7206	-
M.Γ	Dom	7	0,2714	0,1442	-	0,5314	-
M.Γ	Dom	8	0,1801	0,1644	-	0,9129	-
M.Γ	Dom	9	0,1732	0,1652	-	0,9541	-
M.Γ	Non-Dom	1	0,2646	0,0853	-	0,3224	-
M.Γ	Non-Dom	2	0,2870	0,0930	-	0,3240	-
M.Γ	Non-Dom	3	0,2357	0,0901	-	0,3824	-
M.Γ	Non-Dom	4	0,2434	0,0980	-	0,4028	-
M.Γ	Non-Dom	5	0,2825	0,0968	-	0,3428	-
M.Γ	Non-Dom	6	0,2082	0,0889	-	0,4269	-
M.Γ	Non-Dom	7	0,1260	0,0979	-	0,7771	-
M.Γ	Non-Dom	8	0,1845	0,0868	-	0,4706	-
M.Γ	Non-Dom	9	0,1534	0,0954	-	0,6216	-
N.N	Dom	1	-	-	-	-	-
N.N	Dom	2	-	-	-	-	-
N.N	Dom	3	-	-	-	-	-
N.N	Dom	4	-	-	-	-	-
N.N	Dom	5	-	-	-	-	-
N.N	Dom	6	-	-	-	-	-
N.N	Dom	7	-	-	-	-	-
N.N	Dom	8	-	-	-	-	-
N.N	Dom	9	-	-	-	-	-
N.N	Non-Dom	1	0,2033	0,0782	-	0,3845	-
N.N	Non-Dom	2	0,2685	0,0942	-	0,3508	-
N.N	Non-Dom	3	0,1931	0,1087	-	0,5629	-
N.N	Non-Dom	4	0,1448	0,1508	-	1,0417	-
N.N	Non-Dom	5	0,1832	0,1604	-	0,8757	-
N.N	Non-Dom	6	0,1869	0,1951	-	1,0437	-
N.N	Non-Dom	7	0,1841	0,2169	-	1,1784	-
N.N	Non-Dom	8	0,2238	0,2343	-	1,0467	-
N.N	Non-Dom	9	0,1871	0,2582	-	1,3802	-

Πίνακας 6.11 Τιμές RMS high order για pre-op, 1m post-op και 3m post-op

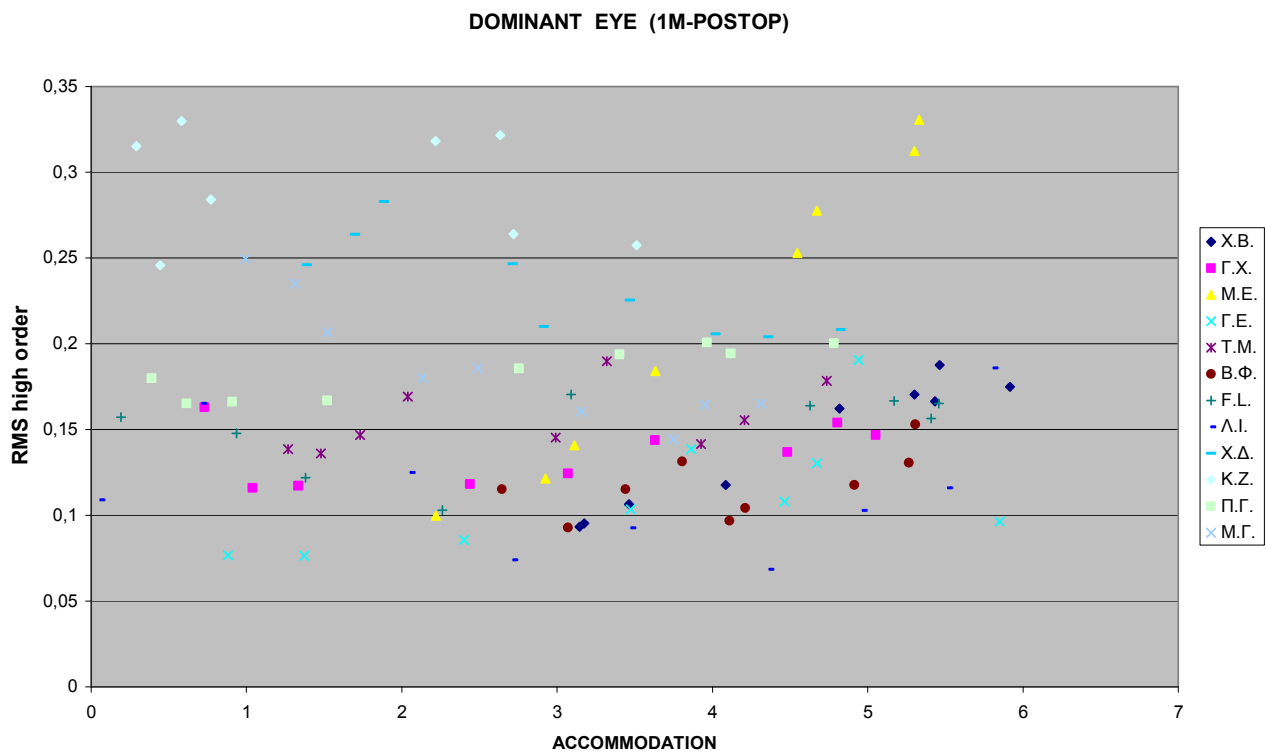
Στις επόμενες γραφικές παραστάσεις απεικονίζονται τα αποτελέσματα της τιμής RMS high order σαν συνάρτηση της προσαρμογής (accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού.



Γράφημα 6.31 RMS high order – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση

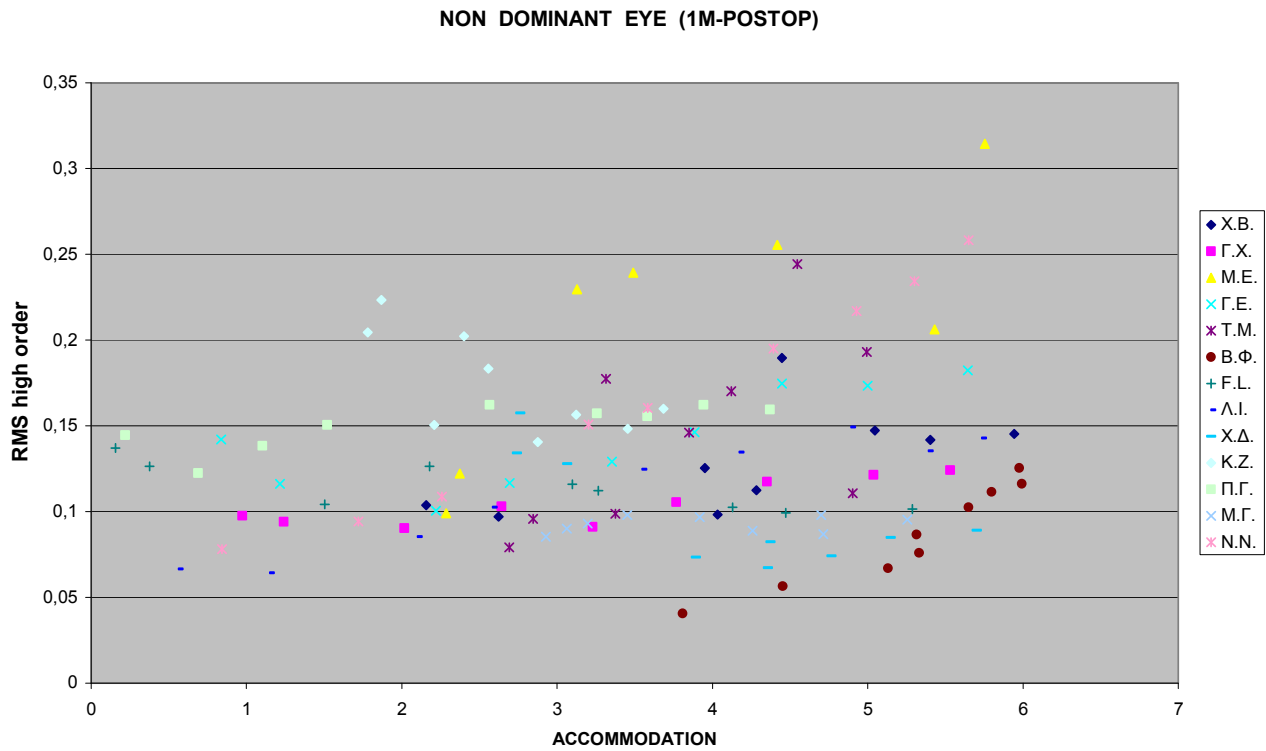


Γράφημα 6.32 RMS high order – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση

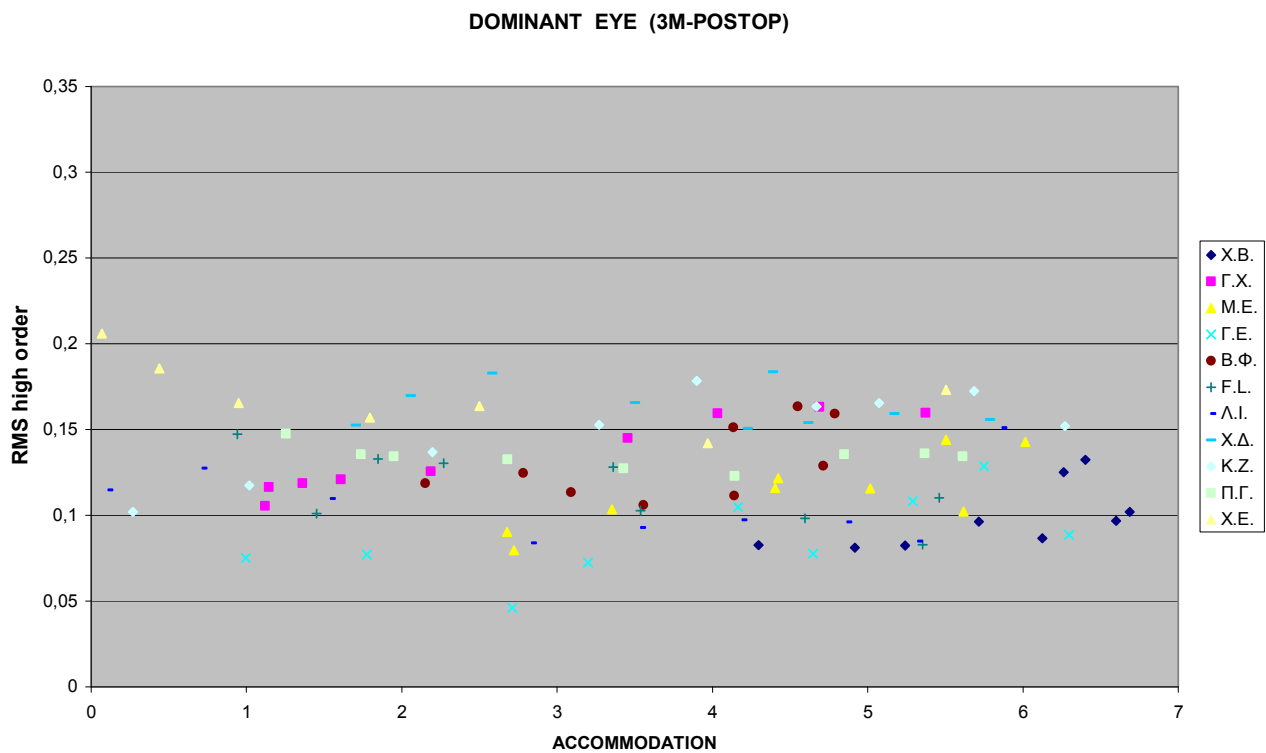


Γράφημα 6.33 RMS high order – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση

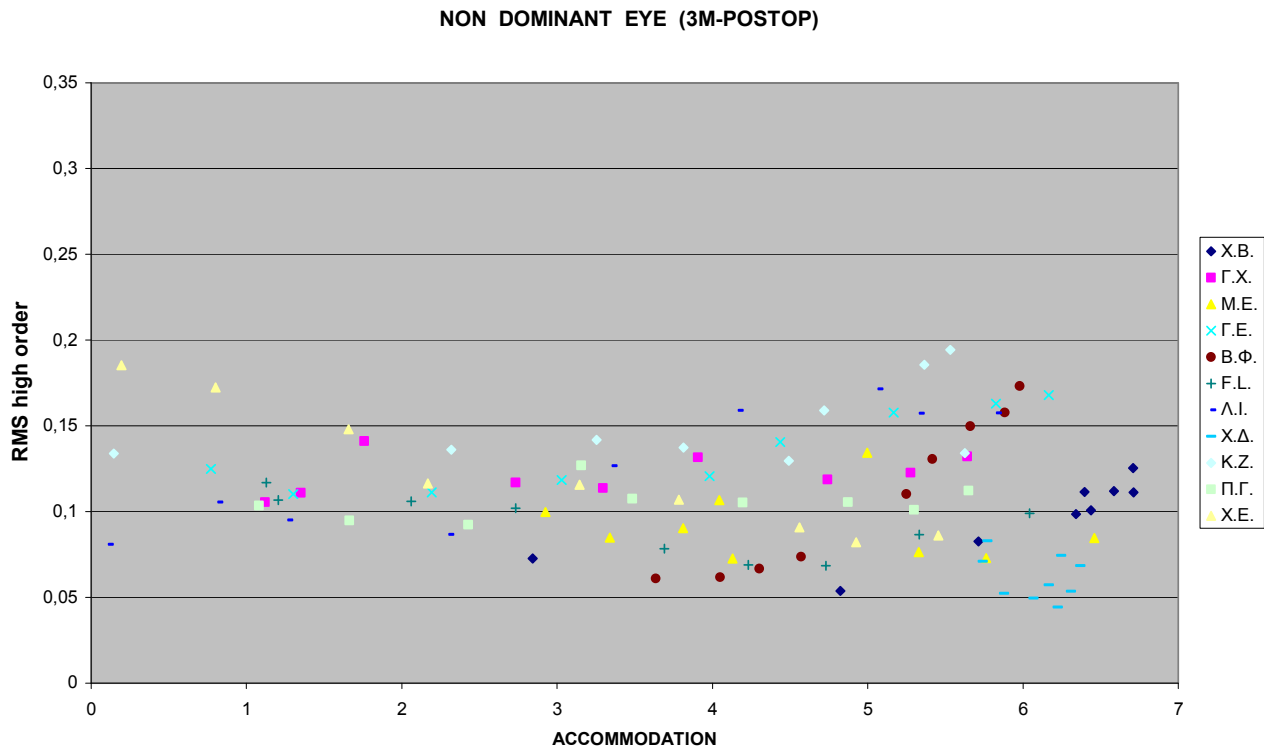




Γράφημα 6.34 RMS high order – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.35 RMS high order – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

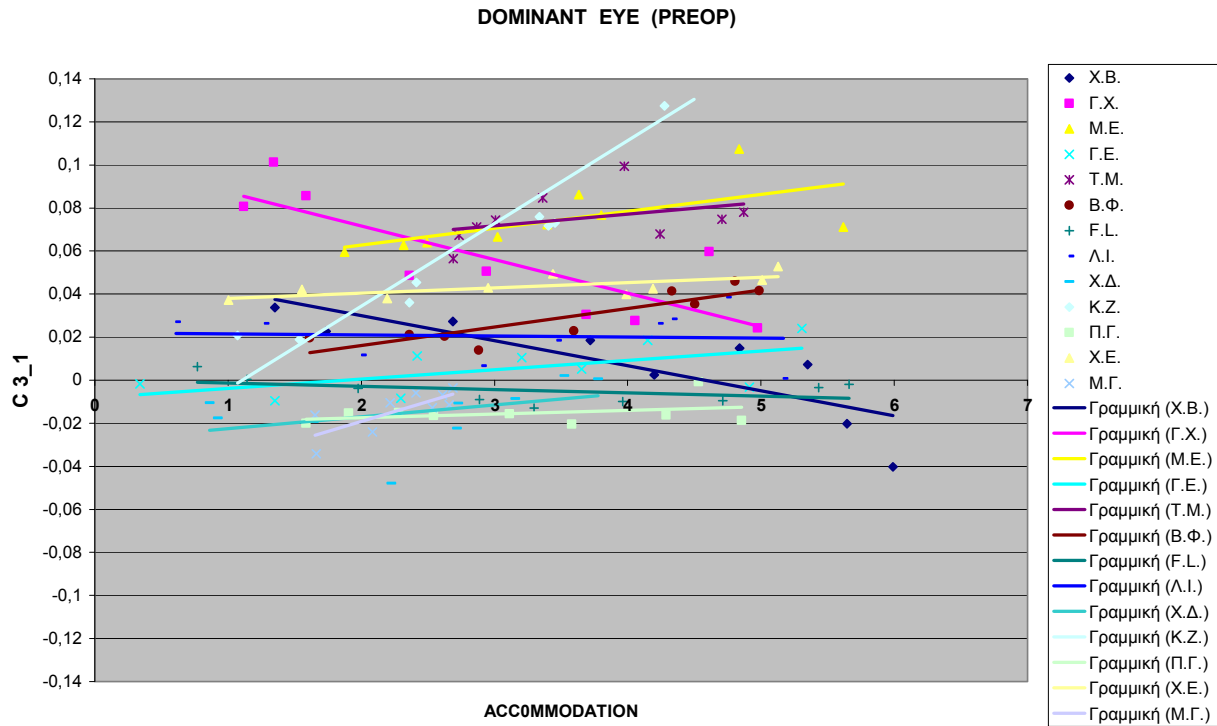


Γράφημα 6.36 RMS high order – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες  
μετά την επέμβαση

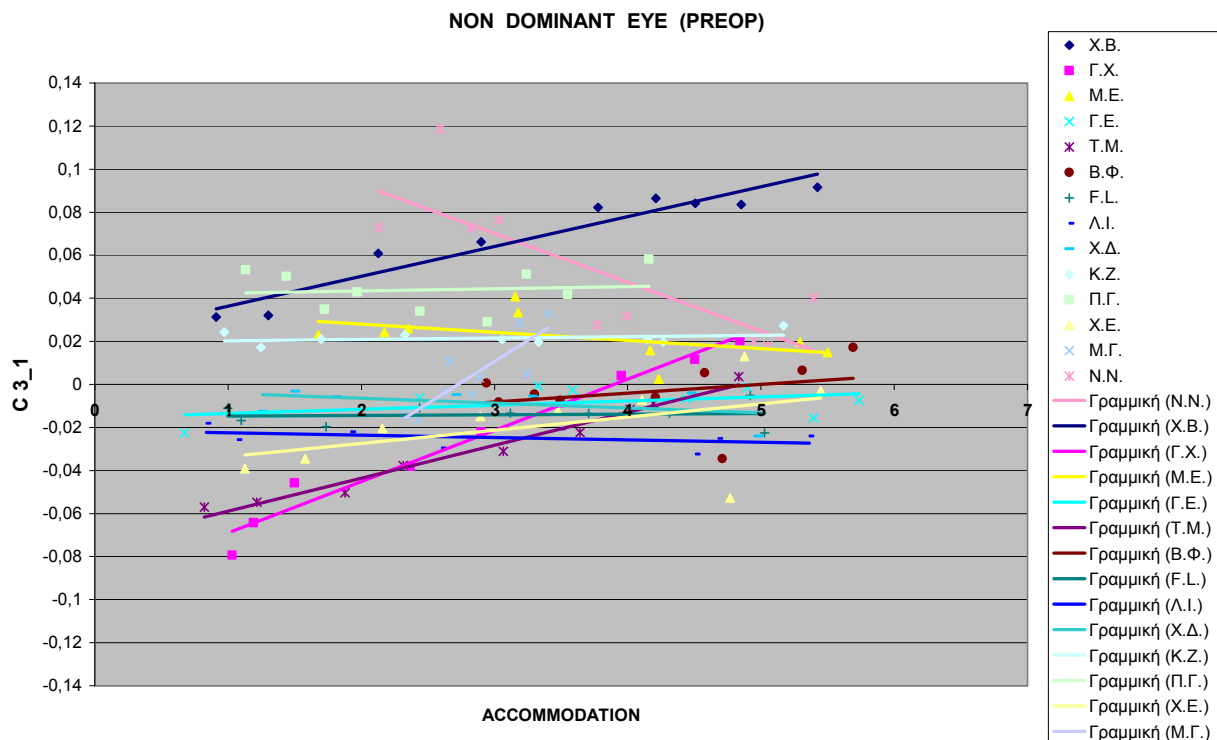
Κατά την διαδικασία της προσαρμογής σε ορισμένους εξεταζόμενους το RMS high order ξεκινά από μια τιμή, πέφτει προς το μηδέν και στη συνέχεια αυξάνεται προς την αρχική τιμή καθώς αυξάνεται το επίπεδο του ερεθίσματος.

Σε άλλα άτομα η τιμή του RMS high order αυξάνεται προοδευτικά και σε άλλα ελλατώνεται καθώς αυξάνεται η απαιτούμενη προσαρμογή.

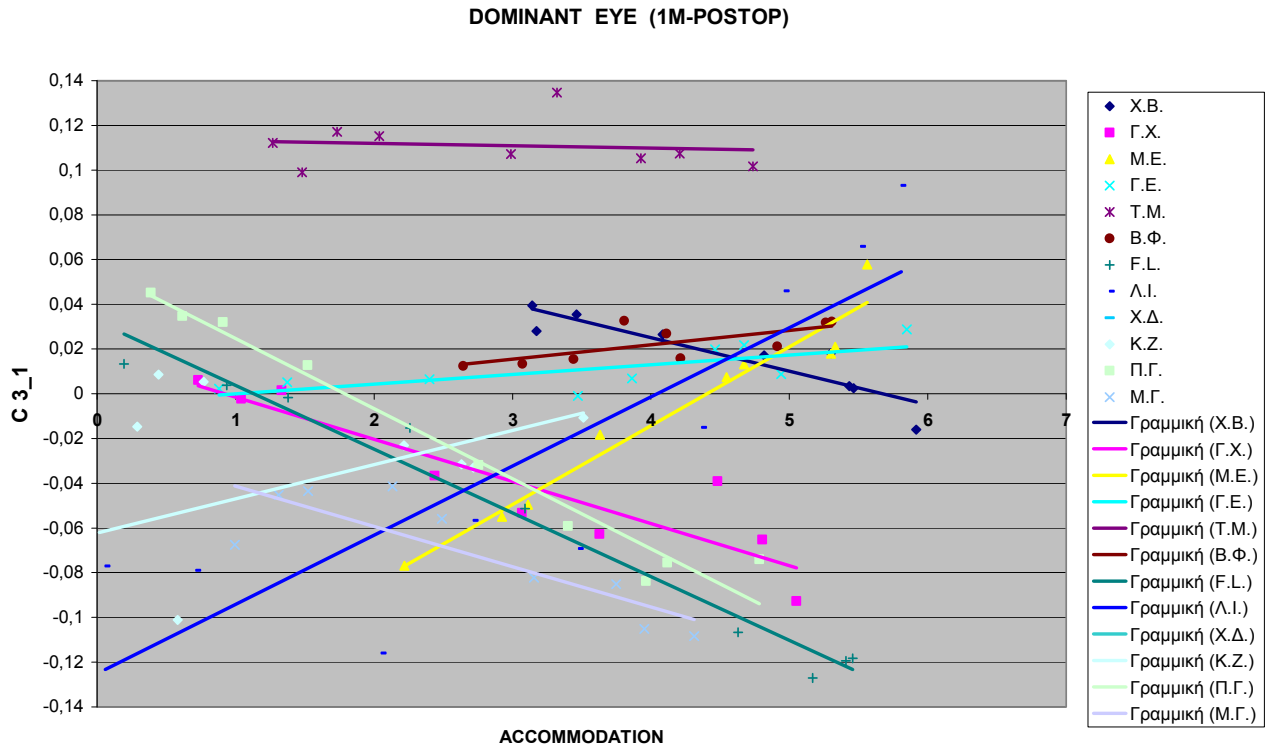
Στις παρακάτω γραφικές παραστάσεις απεικονίζονται τα αποτελέσματα της κόμης χ-άξονα ( $C_3^1$ ) σαν συνάρτηση της προσαρμογής (accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού.



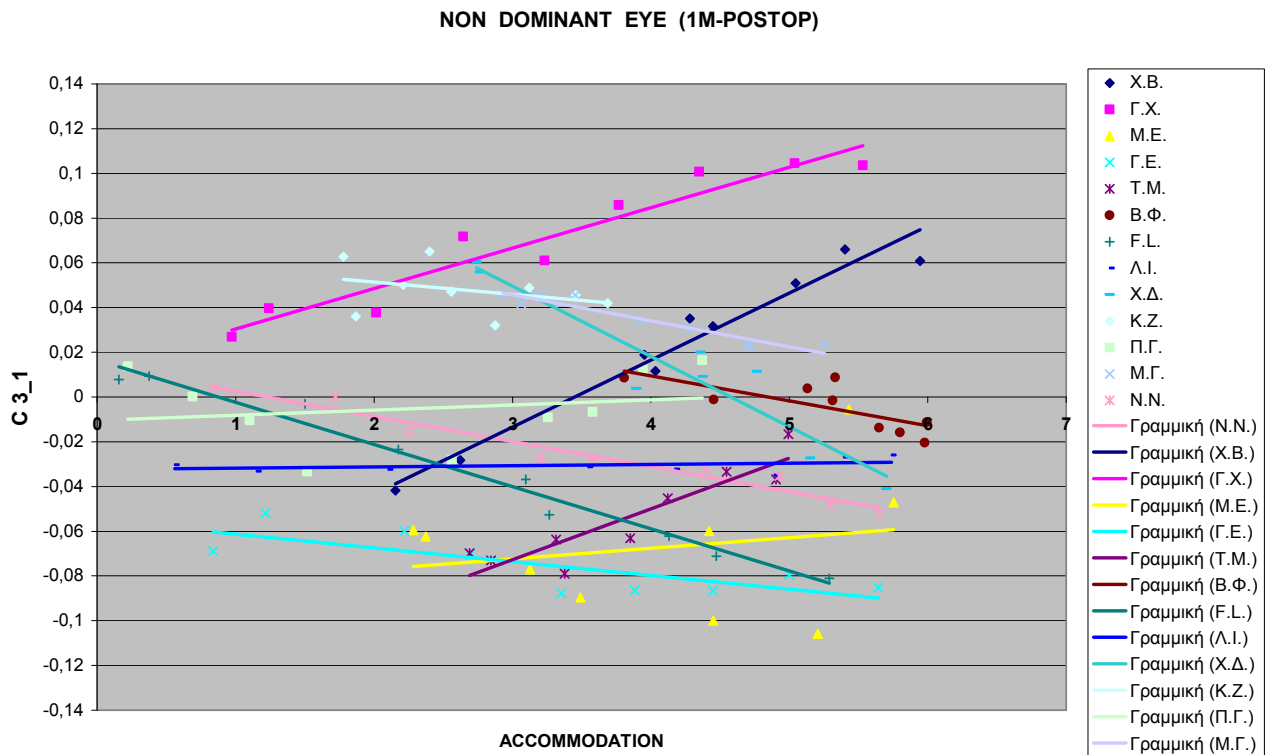
Γράφημα 6.37 Κόμη χ-άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



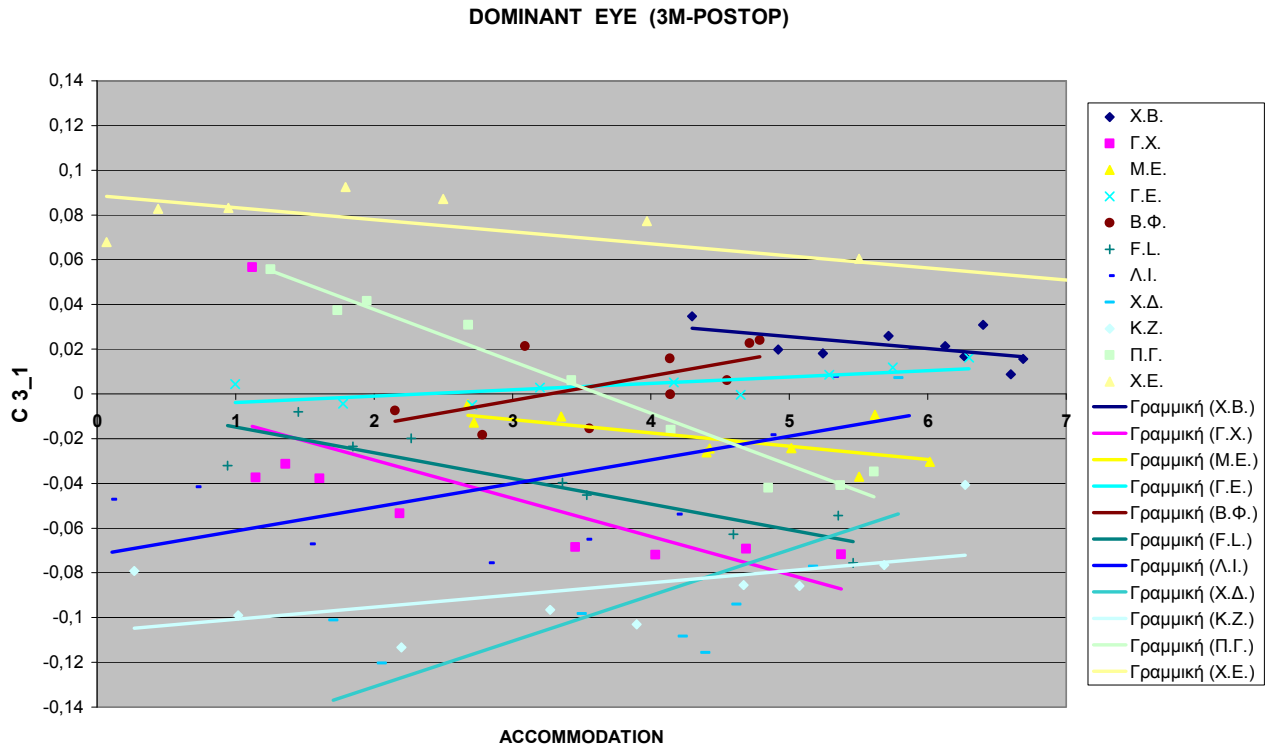
Γράφημα 6.38 Κόμη χ-άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



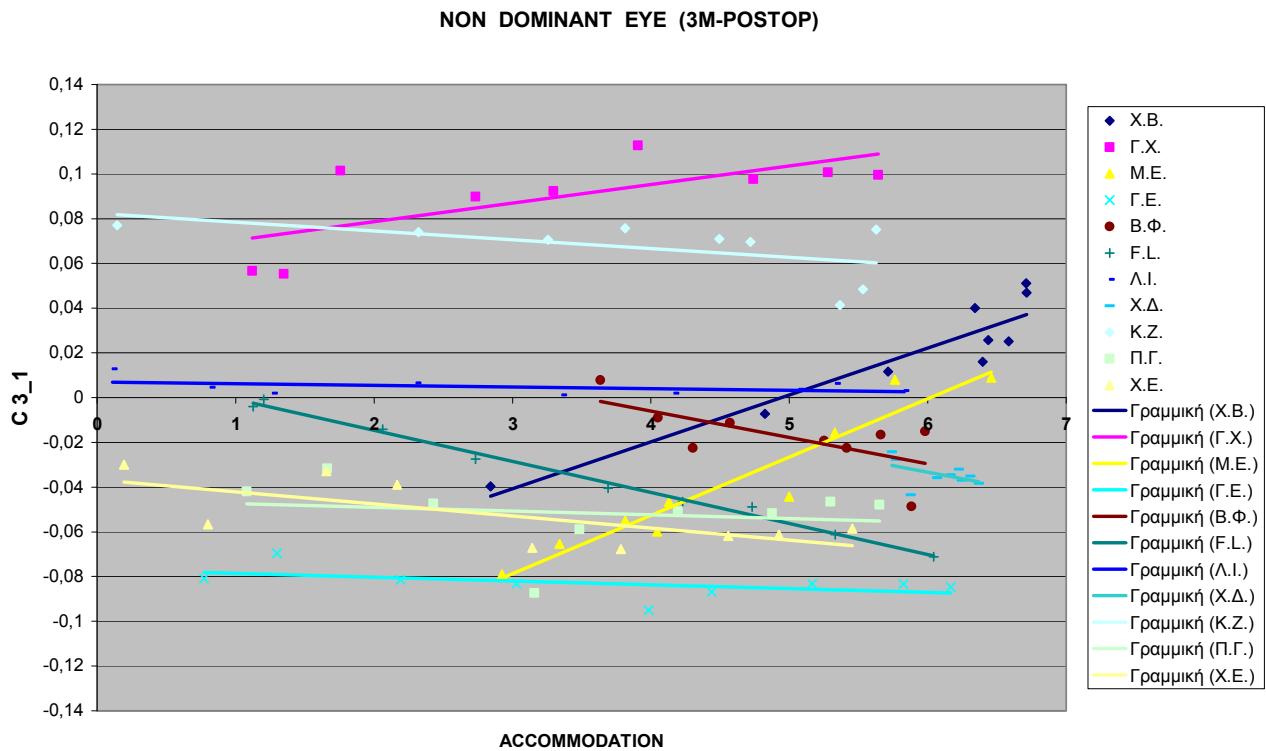
Γράφημα 6.39 Κόμη χ-άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.40 Κόμη χ-άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση

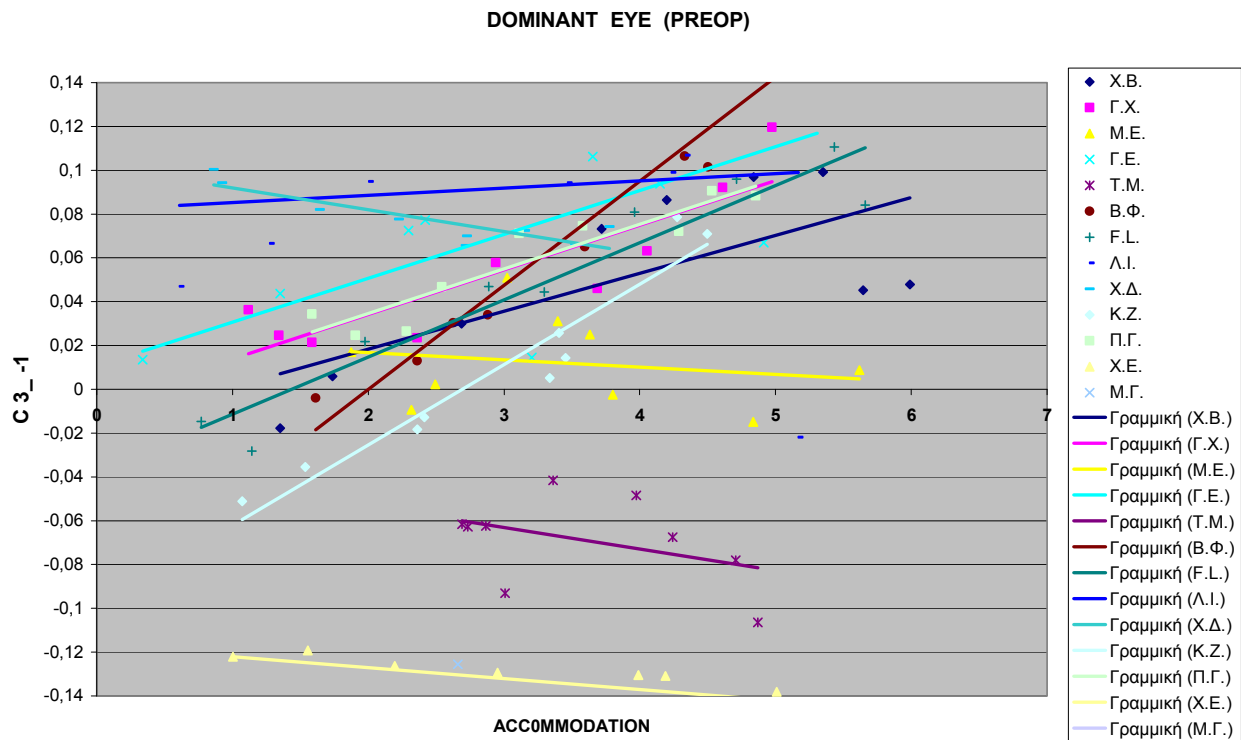


Γράφημα 6.41 Κόμη  $\chi$ -άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

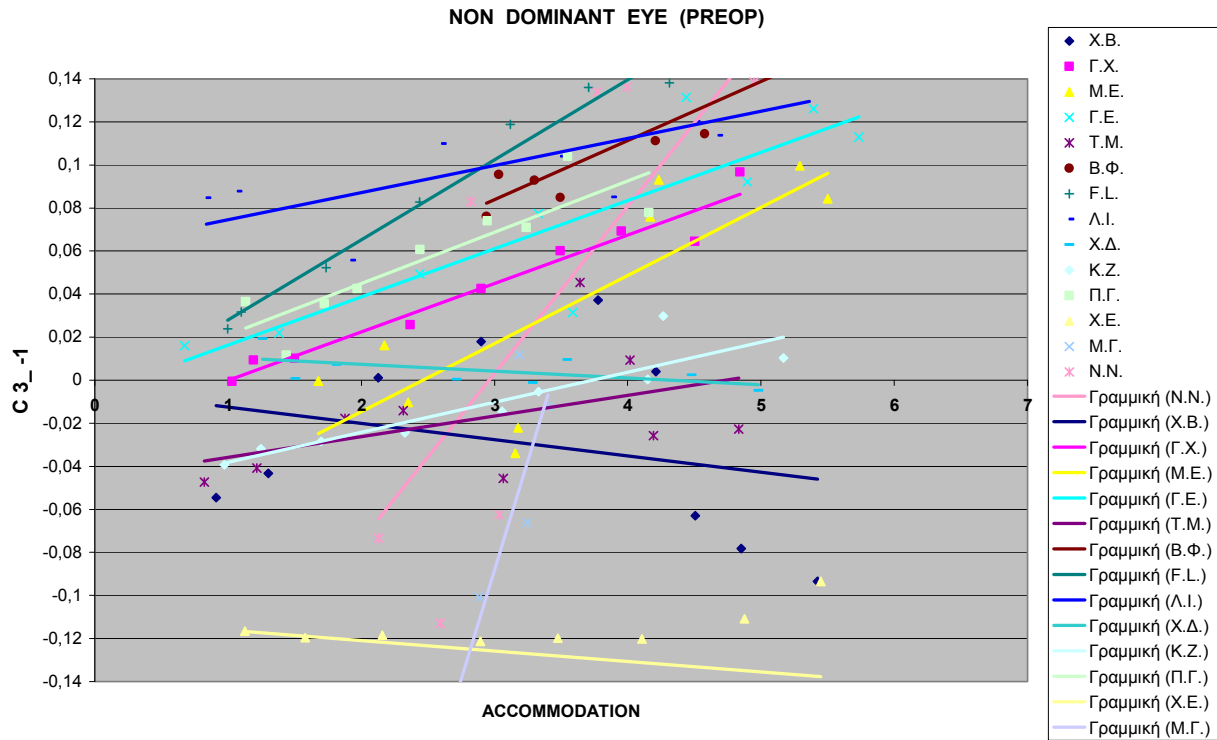


Γράφημα 6.42 Κόμη  $\chi$ -άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

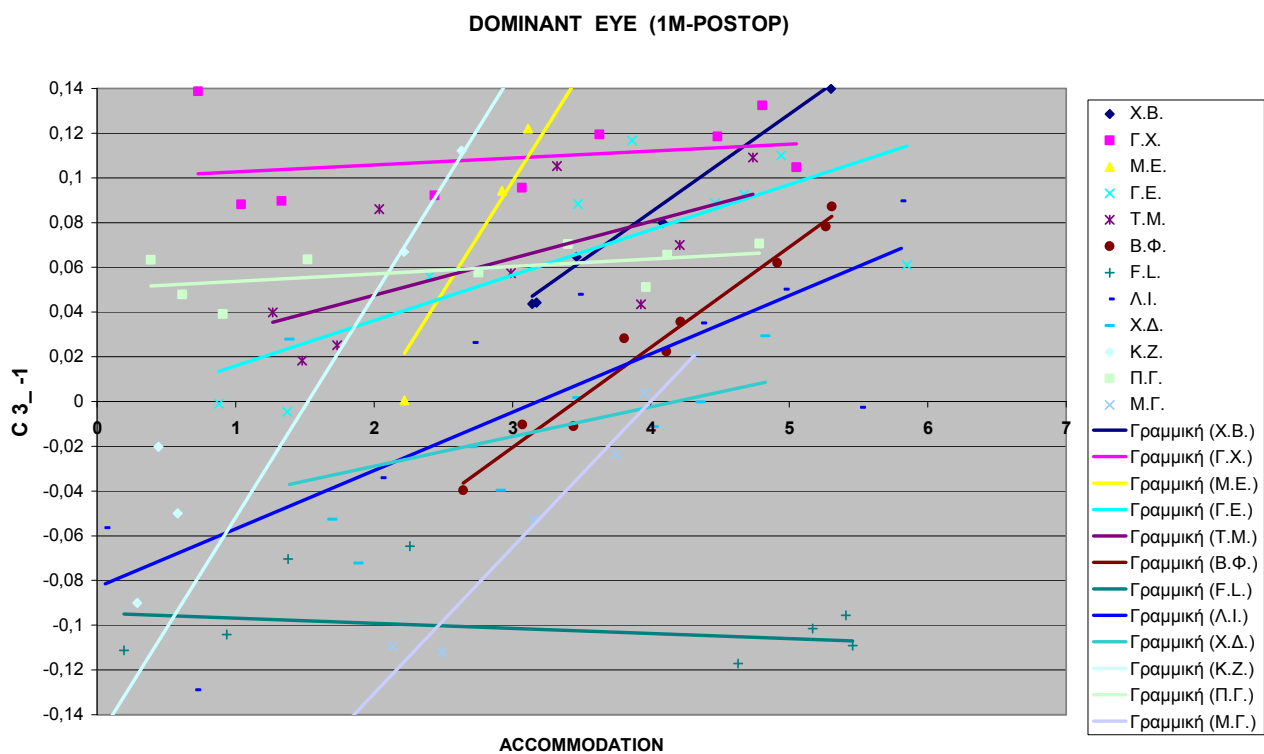
Στις παρακάτω γραφικές παραστάσεις απεικονίζονται τα αποτελέσματα της κόμης  $\psi$  άξονα ( $C_3^{-1}$ ) σαν συνάρτηση της προσαρμογής (accommodation) για κάθε άτομο του εξεταζόμενου πληθυσμού.



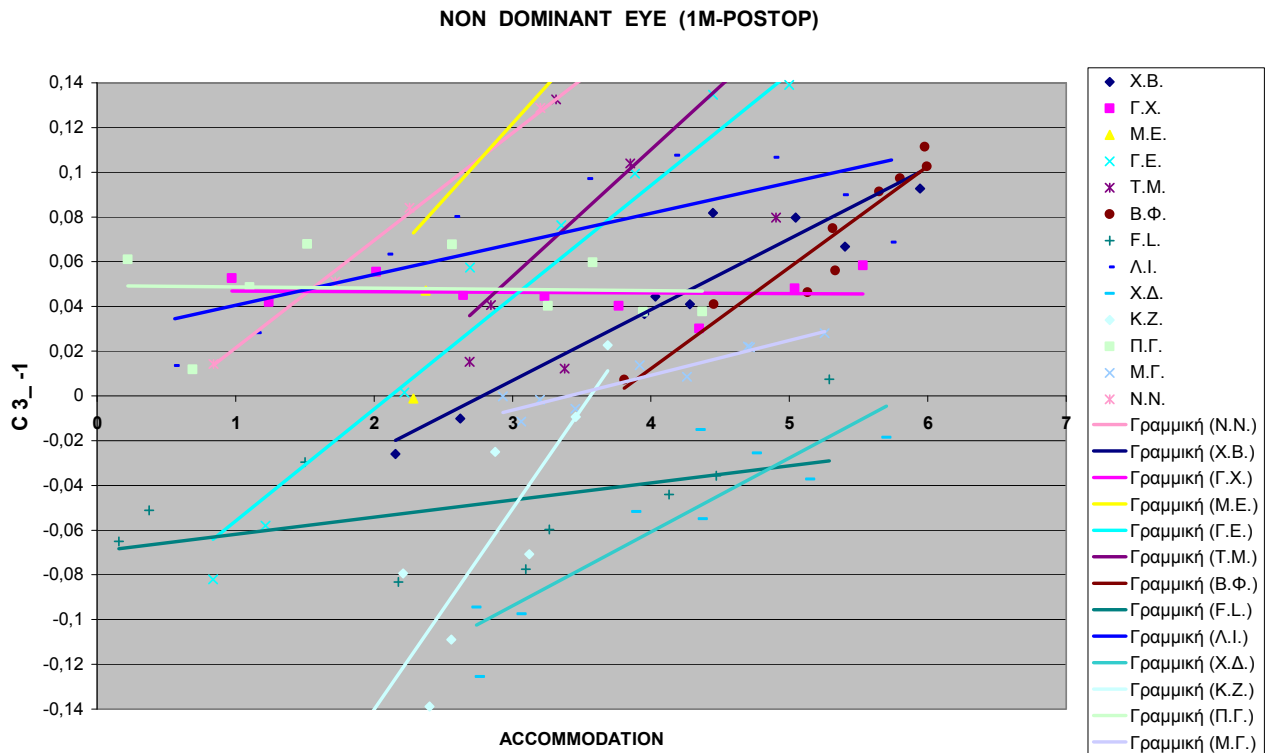
Γράφημα 6.43 Κόμη  $\psi$ -άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



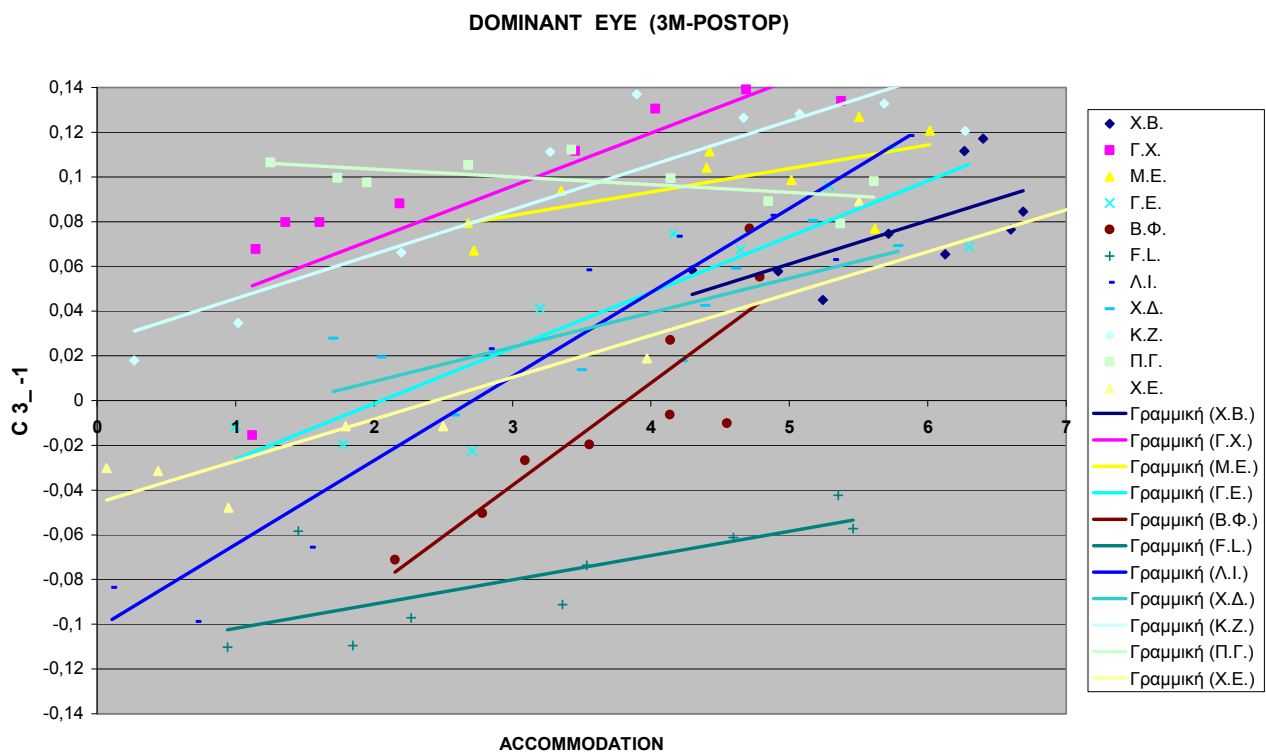
Γράφημα 6.44 Κόμη ψ-άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό πριν την επέμβαση



Γράφημα 6.45 Κόμη ψ-άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση

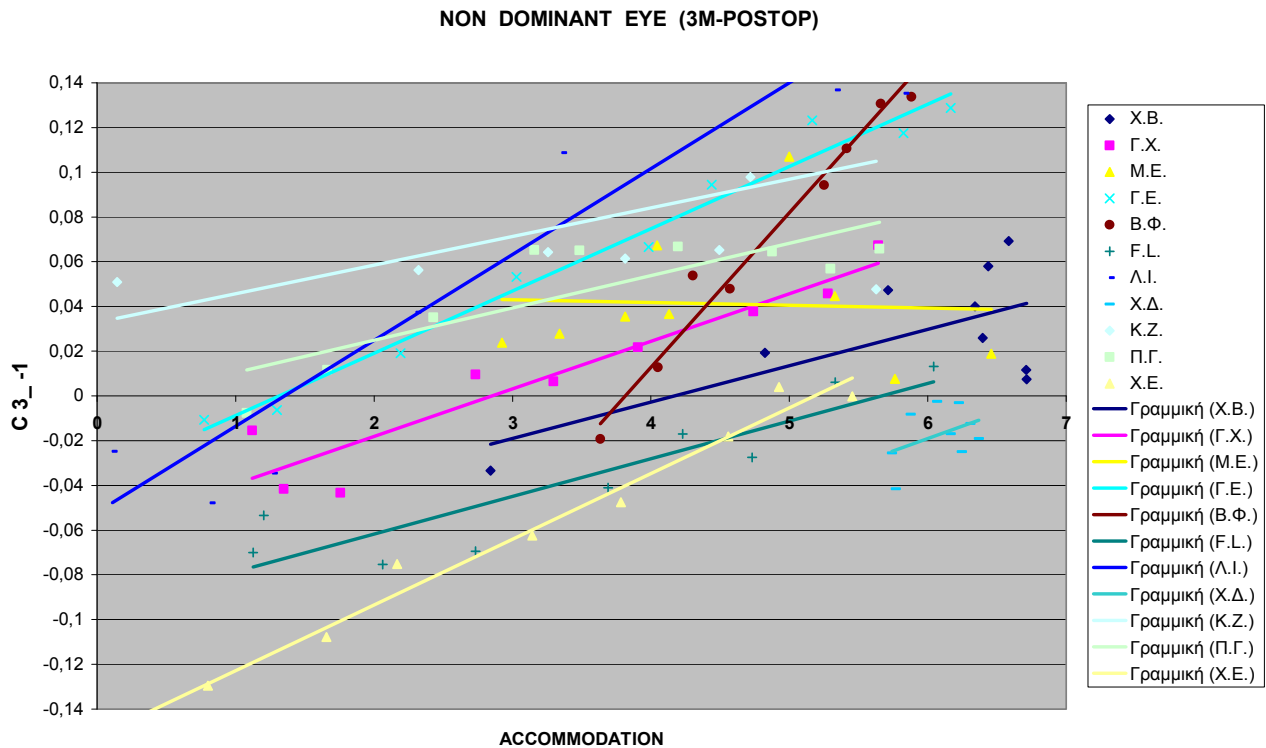


Γράφημα 6.46 Κόμη ψ-άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 1 μήνα μετά την επέμβαση



Γράφημα 6.47 Κόμη ψ-άξονα – Προσαρμογή για dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση





Γράφημα 6.48 Κόμη  $\psi$ -άξονα – Προσαρμογή για non-dominant οφθαλμό 3 μήνες μετά την επέμβαση

Στα παραπάνω γραφήματα παρατηρούνται αξιοσημείωτες αλλαγές στην κόμη κατά την προσαρμογή, αλλά υπάρχουν αρκετές διαφορές τόσο στην τιμή όσο και στην κατεύθυνση.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 : ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός της έρευνας αυτής ήταν να μελετηθούν το εύρος και οι αλλαγές της προσαρμοστικής ικανότητας του οφθαλμού πριν και μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις διόρθωσης μυωπίας με excimer laser καθώς οι αλλαγές στις οπτικές εκτροπές σαν συνάρτηση της προσαρμογής.

Για να διατηρηθούν οι συνθήκες όσο το δυνατόν γίνεται πιο φυσικές, δεν χρησιμοποιήθηκαν μυδριατικά. Είναι πιθανόν η χρήση φαρμάκων να επηρεάζει τις μετρήσεις των οπτικών εκτροπών <sup>[49]</sup>, αναμφίβολα όμως επηρεάζουν την προσαρμογή <sup>[50]</sup>.

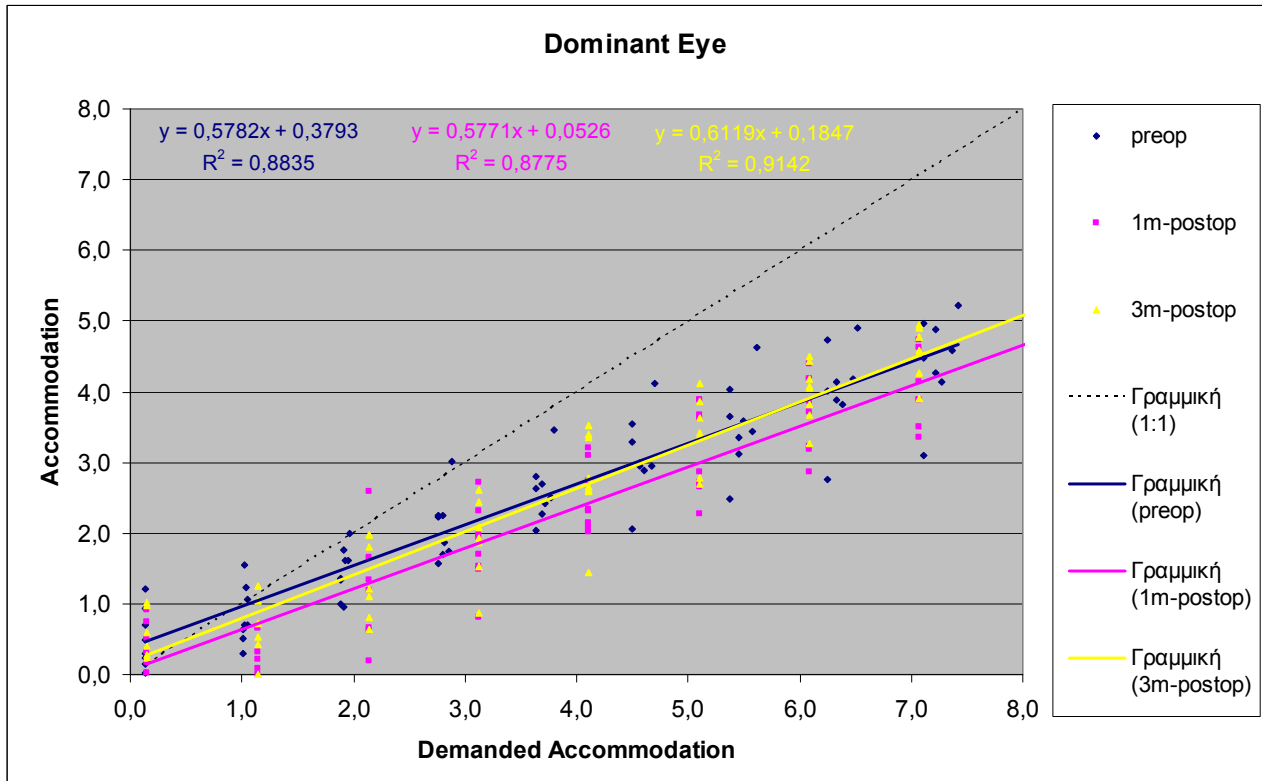
Κατά την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της μελέτης αυτής αξίζει να σημειωθεί ότι η επαναληψιμότητα και η ακρίβεια του εκτροπόμετρου έχει ελεγχθεί σε προηγούμενη μελέτη <sup>[52]</sup>. Γενικά η αξιοπιστία εξαρτάται από το όργανο, τον εξεταζόμενο και τις συνθήκες μέτρησης. Ενδεχομένως να υπήρξαν παράγοντες, όπως μικρά λάθη ευθυγράμμισης, που κατέχουν σημαντικό ρόλο.

### ▪ Προσαρμοστική ικανότητα (accommodation)

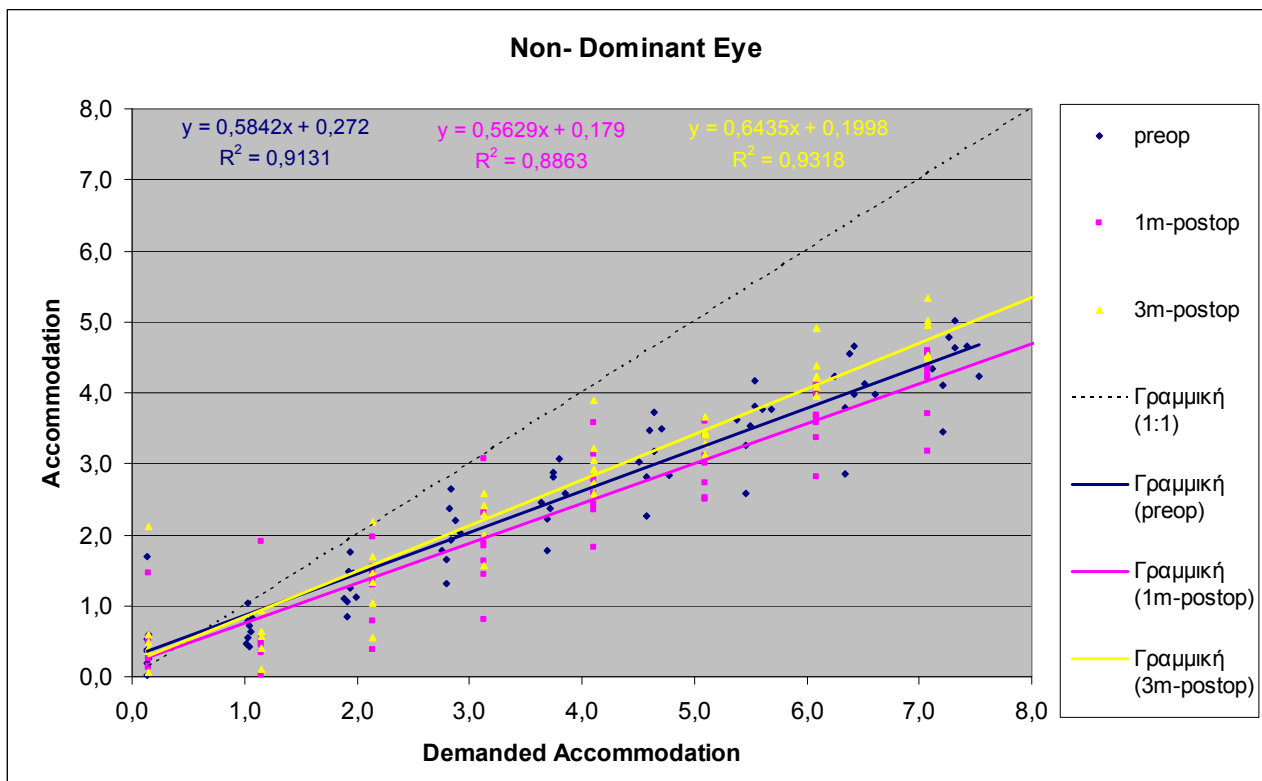
Γενικά παρατηρήθηκε ότι καθώς αυξάνεται το επίπεδο απαιτούμενης προσαρμογής αυξάνεται και η προσαρμογή (βλ. γραφήματα 6.7-6.12). Κάποιοι οφθαλμοί προσαρμόζουν περισσότερο (υπερ-προσαρμογή lead) για μακρινά αντικείμενα (πρώτοι στόχοι). Επίσης σε όλα τα περιστατικά η προσαρμογή είναι μικρότερη της απαιτούμενης για κοντινά αντικείμενα (υπο-προσαρμογή lag), επιβεβαιώνοντας παλιότερες μελέτες .

Σε ορισμένα άτομα η υπερ-προσαρμογή για μακρινούς στόχους είναι αρκετά έντονη με αποτέλεσμα οι κλίσεις  $\alpha$  των αντίστοιχων γραμμών τάσης να επηρεάζονται σημαντικά και οι αντίστοιχοι συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  να απέχουν αρκετά από την μονάδα. Αυτό είναι ιδιαίτερα εμφανές μετά την επέμβαση.

Για τη στατιστική μελέτη όλων των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν 8 εξεταζόμενοι από τους 14, οι οποίοι και προσήλθαν για μετεγχειρητικό έλεγχο τόσο στον 1 μήνα όσο και στους 3 μήνες και επίσης δεν εμφάνιζαν υπολειπόμενο διαθλαστικό σφάλμα σε κανένα οφθαλμό (δεν συμπεριλήφθηκαν οι Ν.Ν. Τ.Μ. Β.Φ. Κ.Ζ. Χ.Ε. και Μ.Γ.). Έτσι προκύπτουν τα παρακάτω γραφήματα:



Γράφημα 7.1 Προσαρμογή (D) - Απαιτούμενη προσαρμογή (D), για dominant οφθαλμό πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση



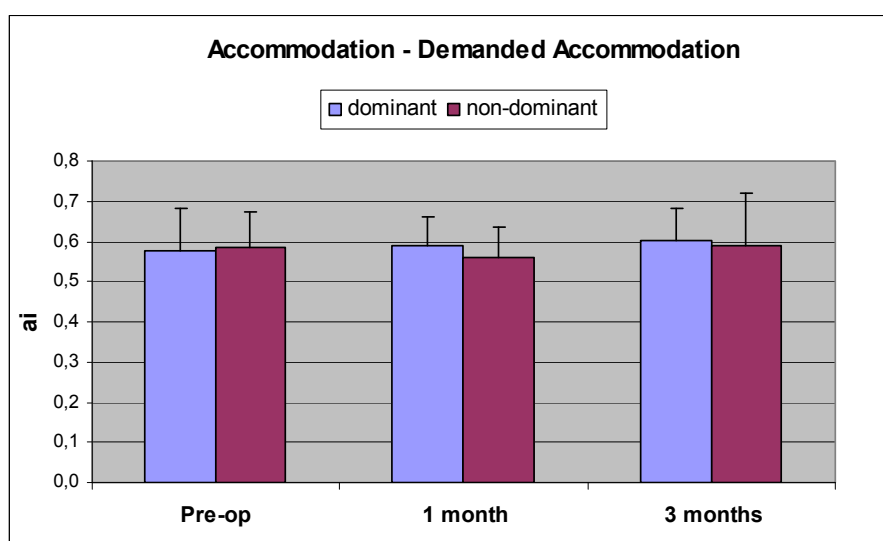
Γράφημα 7.2 Προσαρμογή (D) - Απαιτούμενη προσαρμογή (D), για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση

Από τα γραφήματα αυτά δεν διαπιστώνεται κάποια αξιολογή μεταβολή στην κλίση  $a_i$  απόκρισης-ερεθίσματος μετά τη διαθλαστική επέμβαση.

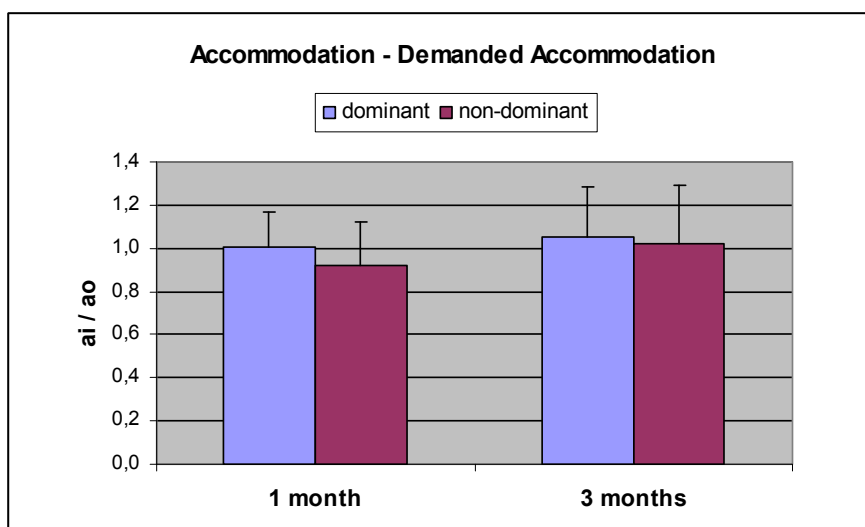
Η μέση τιμή της κλίσης αυτής είναι περίπου ίση με 0,6. Δηλαδή για κάθε αύξηση της απαιτούμενης προσαρμογής κατά 1D, παρατηρείται αντίστοιχη αύξηση της προσαρμογής κατά 0,6D.

Να σημειωθεί ότι οι μετρήσεις έγιναν μονόφθαλμα και έχει διαπιστωθεί ότι το σφάλμα προσαρμογής είναι μικρότερο κατά τη δίοφθαλμη όραση.

Το ίδιο συμπέρασμα προκύπτει και από τα δεδομένα του πίνακα 6.6 (για τους 8 εξεταζόμενους που συμπεριλαμβάνονται στη μελέτη αυτή) και παριστάνονται στα ραβδόγραμμα που ακολουθούν.



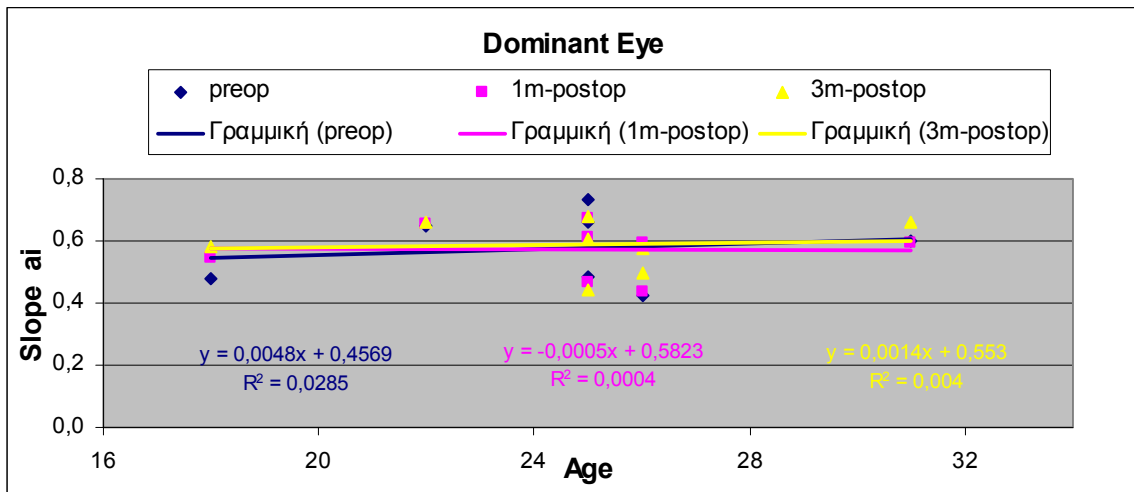
Γράφημα 7.3 Κλίσεις  $a_i$  για τις γραμμές τάσεως ερεθίσματος – απόκρισης πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση



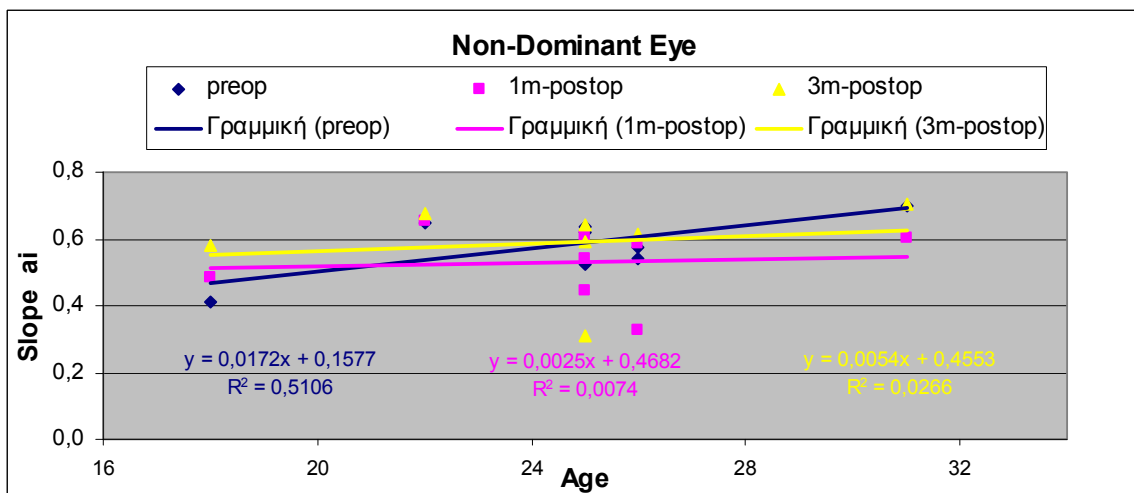
Γράφημα 7.4 Σύγκριση των κλίσεων των αντίστοιχων γραμμών τάσης  $a_i/a_o$  ( $a_o$ : preop) πριν και μετά τη χειρουργική επέμβαση

Για το συγκεκριμένο εύρος ηλικίας των 8 εξεταζόμενων (18-31 έτη), δεν παρατηρείται αξιοσημείωτη επίδραση της ηλικίας στην απόκριση της προσαρμογής, όπως προκύπτει από τα επόμενα διαγράμματα.

Αυτό ήταν αναμενόμενο αφού οι ηλικίες των εξεταζόμενων ήταν τέτοιες, ώστε αυτοί να μην εμφανίζουν πρεσβυωπία.



Γράφημα 7.5 Κλίσεις  $a_i$  ερεθίσματος – απόκρισης με την ηλικία, για dominant οφθαλμό πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση



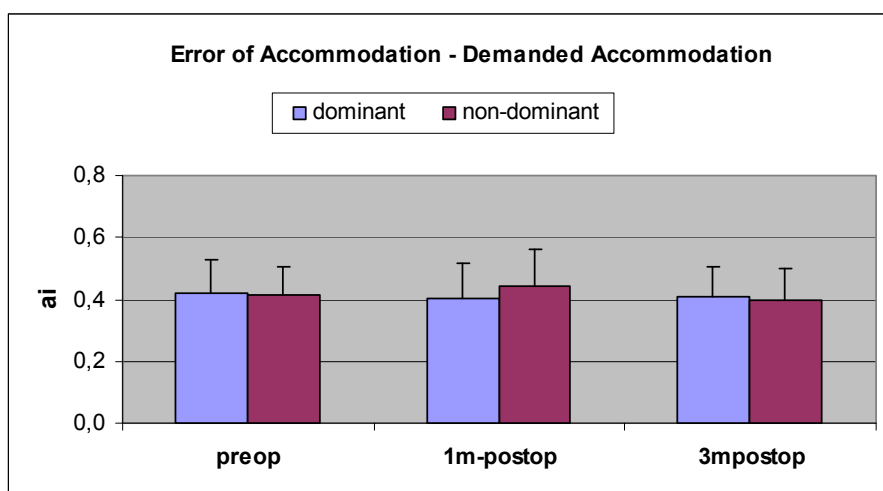
Γράφημα 7.6 Κλίσεις  $a_i$  ερεθίσματος – απόκρισης με την ηλικία, για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση

▪ **Σφάλμα προσαρμογής (error of accommodation)**

Από τα γραφήματα 6.13-6.18 προκύπτει, όπως περιμέναμε εξάλλου, ότι το σφάλμα προσαρμογής είναι μεγαλύτερο στους πιο κοντινούς στόχους.

Επίσης διαφαίνεται ότι στους μακρινούς στόχους, όπου η απαιτούμενη προσαρμογή είναι σε χαμηλά επίπεδα, σε ορισμένα άτομα εμφανίζεται υπερπροσαρμογή (lead) η οποία είναι αυξημένη μετεγχειρητικά.

Οι κλίσεις  $a_i$  των αντίστοιχων γραμμών τάσης, δεν μεταβάλλονται σημαντικά μετά την επέμβαση, όπως προκύπτει από το παρακάτω ραβδόγραμμα (έχουν αφαιρεθεί τα δεδομένα lead στους πρώτους στόχους σε δυο εξεταζόμενους).



Γράφημα 7.7 Κλίσεις  $a_i$  Σφάλματος προσαρμογής – Απαιτούμενη προσαρμογή, πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση

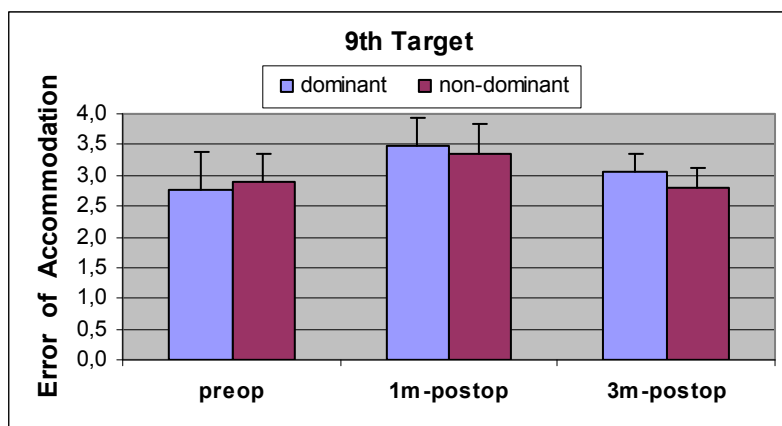
Η μέγιστη (max) προσαρμοστική ικανότητα, όπως αναμένονταν λόγω της ηλικίας των ατόμων του δείγματος, παρατηρήθηκε στον 9<sup>ο</sup> στόχο (υψηλότερο επίπεδο προσαρμογής).

Όμως στον 9<sup>ο</sup> στόχο, η απαιτούμενη προσαρμογή είναι διαφορετική μεταξύ προεγχειρητικών και μετεγχειρητικών μετρήσεων εξαιτίας της χρήσης γυαλιών. Γι' αυτό είναι πιο σωστό να συγκρίνουμε το σφάλμα προσαρμογής πριν και μετά την επέμβαση, παρά τη μέγιστη τιμή (max) της προσαρμογής.

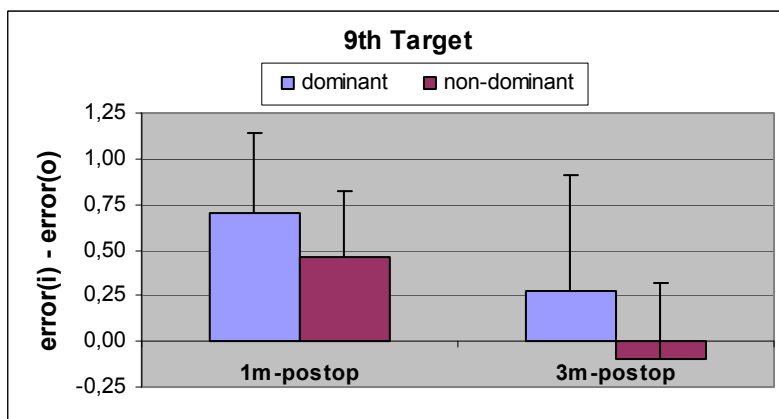
Όπως προκύπτει από τα ραβδογράμματα 7.8 & 7.9 που ακολουθούν, στον ένα μήνα μετά την επέμβαση το σφάλμα προσαρμογής εμφανίζει μια

μικρή αύξηση (περίπου 0,5D), πιθανώς εξαιτίας της αύξησης των εκτροπών υψηλής τάξης (βλ. γράφημα 7.17) λόγω PRK και εξαιτίας της σκέδασης.

Όμως τρεις μήνες μετά την επέμβαση το σφάλμα προσαρμογής επανέρχεται στα προεγχειρητικά επίπεδα.



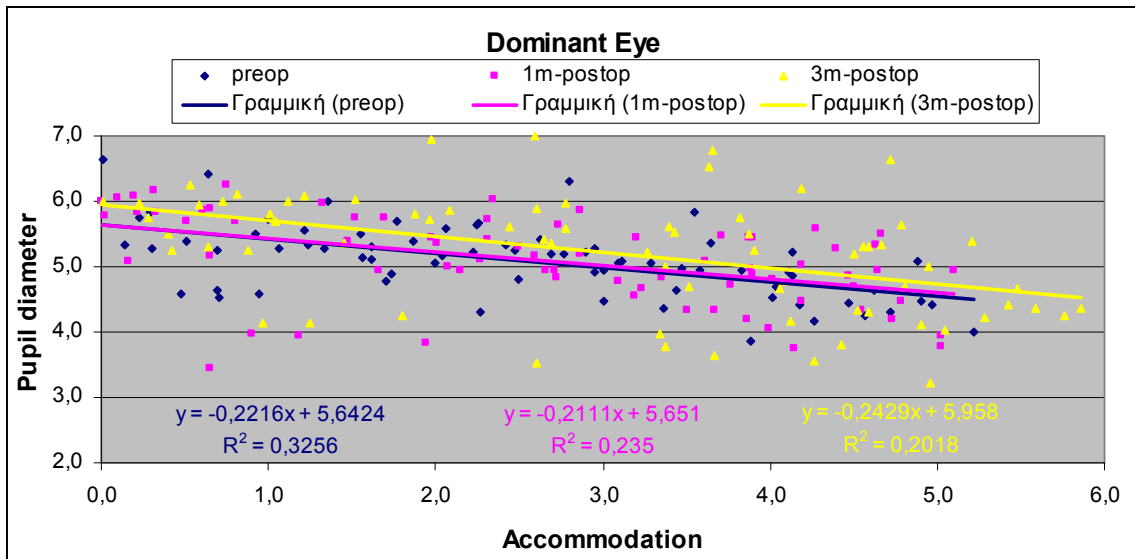
Γράφημα 7.8 Σφάλμα προσαρμογής, πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση



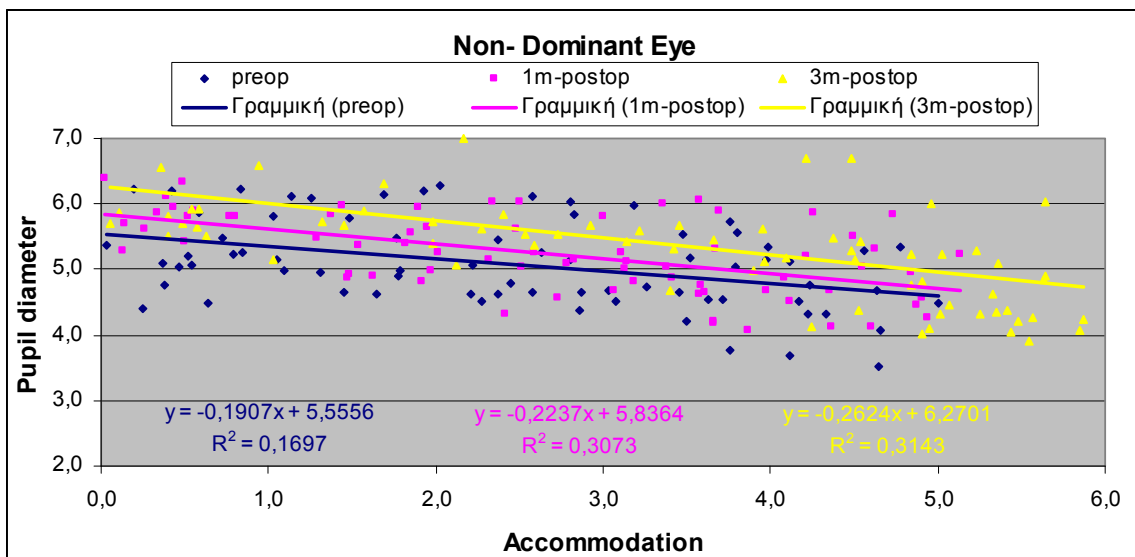
Γράφημα 7.9 Διαφορά των τιμών του σφάλματος προσαρμογής [ $error(i) - error(o)$ ], πριν και μετά (1 μήνας και 3 μήνες) τη διαθλαστική επέμβαση

#### ▪ Διάμετρος κόρης οφθαλμού (pupil diameter)

Σε όλα τα άτομα με καλή ανταπόκριση στην πειραματική διαδικασία, η διάμετρος της κόρης κατά την προσαρμογή ελατώθηκε προοδευτικά όπως προκύπτει από τα διαγράμματα 6.19-6.24. Ο βαθμός της μείωσης διαφέρει μεταξύ των εξεταζόμενων αυτής της μελέτης, όπως έχει παρατηρηθεί και στο παρελθόν [22,35].



Γράφημα 7.10 Διάμετρος κόρης (mm) – Προσαρμογή (D) , για dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση



Γράφημα 7.11 Διάμετρος κόρης (mm) – Προσαρμογή (D) , για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση

Η μείωση της διαμέτρου της κόρης κατά την προσαρμογή, πραγματοποιείται με ρυθμό 0,2 mm/D περίπου και παραμένει σχεδόν ανεπηρέαστος μετά την επέμβαση διαθλαστικής χειρουργικής, όπως διαφαίνεται στα γραφήματα 7.10 & 7.11.



▪ **Εκτροπές υψηλής τάξης (high order aberrations)**

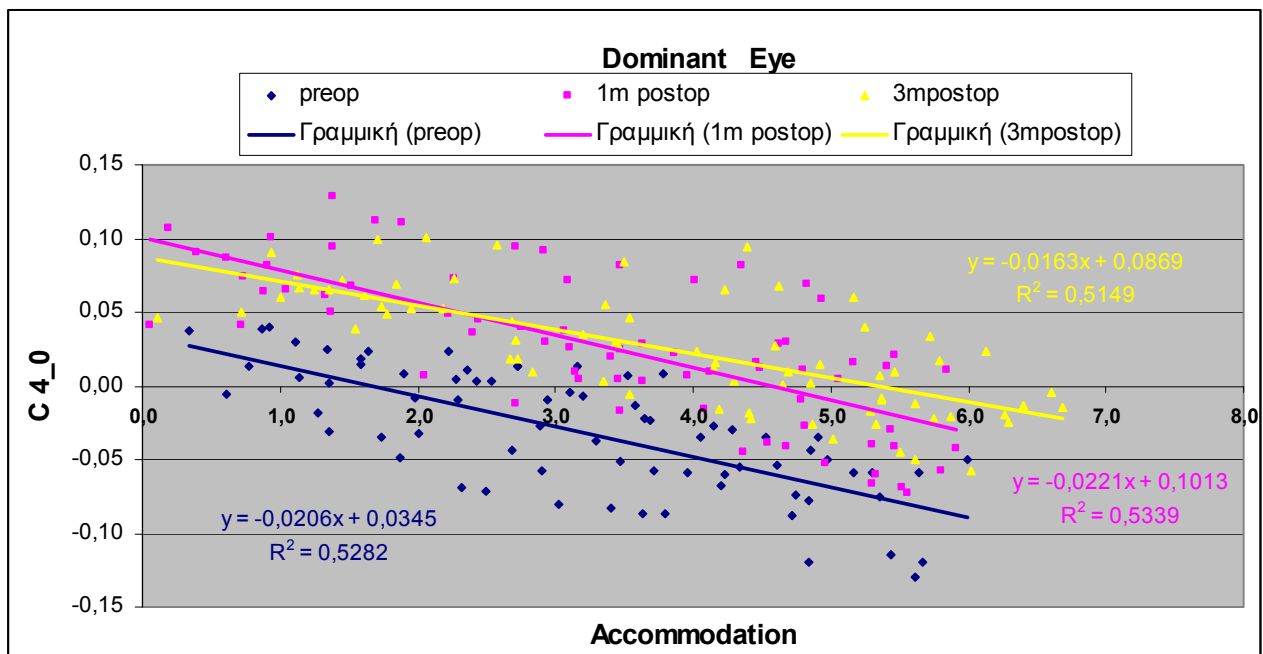
Επειδή η προσαρμογή επιτυγχάνεται με αλλαγές στη θέση και το σχήμα του κρυσταλλοειδούς φακού (αύξηση της καμπυλότητας των δυο επιφανειών), είναι αναμενόμενο οι εκτροπές να μεταβάλλονται με την προσαρμογή [41].

Παλιότερες έρευνες που αφορούσαν την μεταβολή των εκτροπών με την προσαρμογή, έδειξαν ότι η σφαιρική εκτροπή μεταβάλλεται από μία αρχική θετική τιμή προς αρνητική καθώς αυξάνεται η προσαρμογή [42,43,44]. Αυτό οφείλεται στο ότι κατά τη διάρκεια της προσαρμογής ο φακός γίνεται πιο σφαιρικός (σε νεαρούς οφθαλμούς) και αυτό δημιουργεί μία τάση προς αρνητικές τιμές σφαιρικών εκτροπών [51].

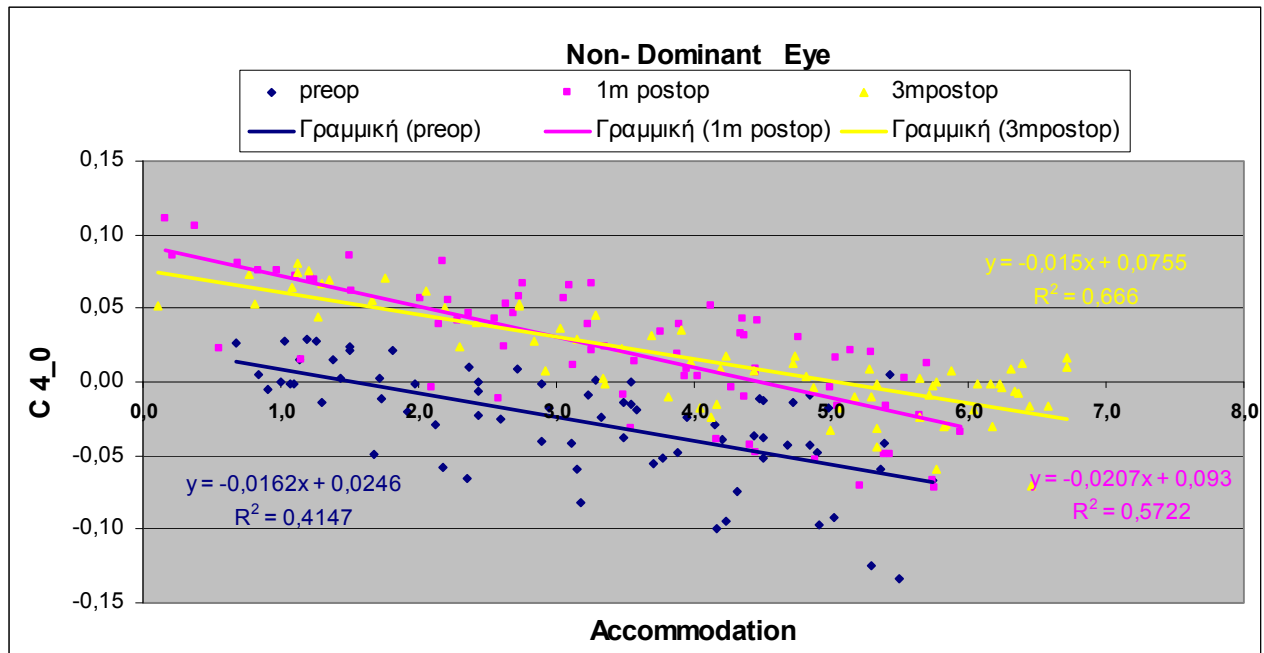
Πιο πρόσφατες μελέτες εξέτασαν τη μεταβολή της σφαιρικής εκτροπής και άλλων εκτροπών υψηλής τάξης [22,45,46] με διαφορεόμενα αποτελέσματα.

Άλλες ερευνητικές ομάδες παρατήρησαν αξιοσημείωτες αλλαγές στην κόμη, με αρκετές διαφορές όμως στην τιμή και την κατεύθυνση [22,47].

Όπως προκύπτει από τα διαγράμματα που ακολουθούν, κατά τη διάρκεια της προσαρμογής, η **σφαιρική εκτροπή  $C_4^0$**  μετακινείται προς αρνητικές τιμές όπως αναμένονταν να συμβαίνει.



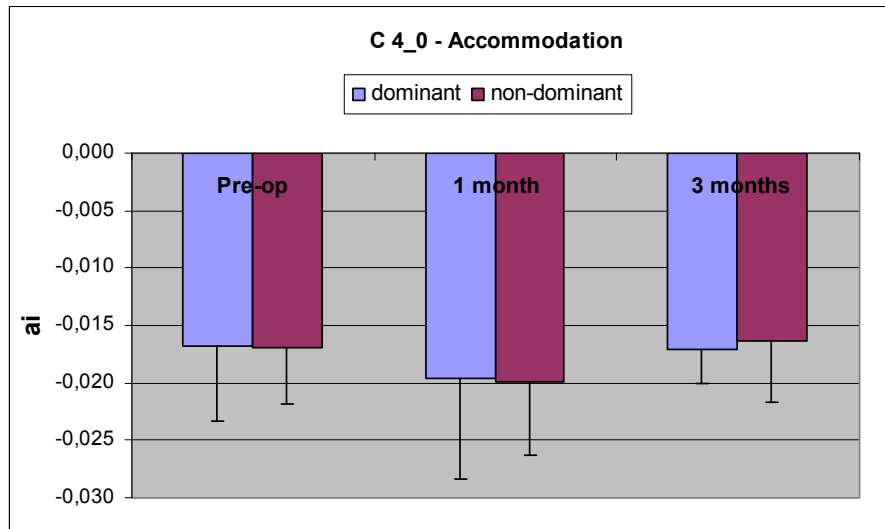
Γράφημα 7.12 Σφαιρική εκτροπή ( $\mu\text{m}$ ) – Προσαρμογή (D), για dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση



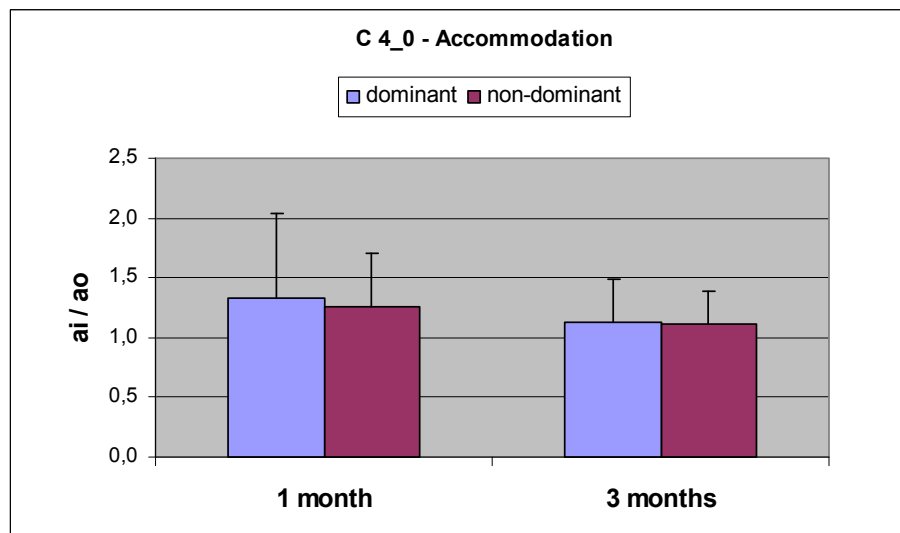
Γράφημα 7.13 Σφαιρική εκτροπή ( $\mu\text{m}$ ) – Προσαρμογή (D) , για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση

Χαρακτηριστικό αποτελεί το συμπέρασμα ότι δεν διαπιστώνεται κάποια αξιόλογη μεταβολή στην κλίση  $a_i$  των αντίστοιχων γραμμών τάσης 3 μήνες μετά τη διαθλαστική επέμβαση. Για τον 1 μήνα όμως παρουσιάζεται μια μικρή αύξηση στην κλίση. Η αρνητική τιμή κλίσης δείχνει τη μείωση που υφίσταται η  $C_4^0$  κατά την προσαρμογή.

Το ίδιο διαπιστώνεται και από τα δεδομένα του πίνακα 6.9 (για τους 8 εξεταζόμενους που στελεχώνουν τη μελέτη αυτή) και παριστάνονται στα ραβδόγραμμα που ακολουθούν.



Γράφημα 7.14 Κλίσεις  $a_i$  για τις γραμμές τάσεως Σφαιρικής εκτροπής – Προσαρμογής, πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση



Γράφημα 7.15 Σύγκριση των κλίσεων των αντίστοιχων γραμμών τάσης  $a_i/a_o$  ( $a_o$ : preop) πριν και μετά τη χειρουργική επέμβαση

Η αλλαγή της τιμής της σφαιρικής εκτροπής προς αρνητικότερες τιμές είναι περίπου  $0,02\mu\text{m}$ , για κάθε 1D προσαρμογής (για διάμετρο κόρης : 4mm) όπως φαίνεται στα γραφήματα 7.12 & 7.13.

Εφαρμόζοντας διαθλαστική χειρουργική για την διόρθωση σφαιροκυλινδρικών ανωμαλιών, μειώνονται σημαντικά τα σφάλματα χαμηλής τάξης (σφαίρωμα και κύλινδρος) αλλά προκαλείται αύξηση των εκτροπών υψηλής τάξης <sup>[36]</sup>.

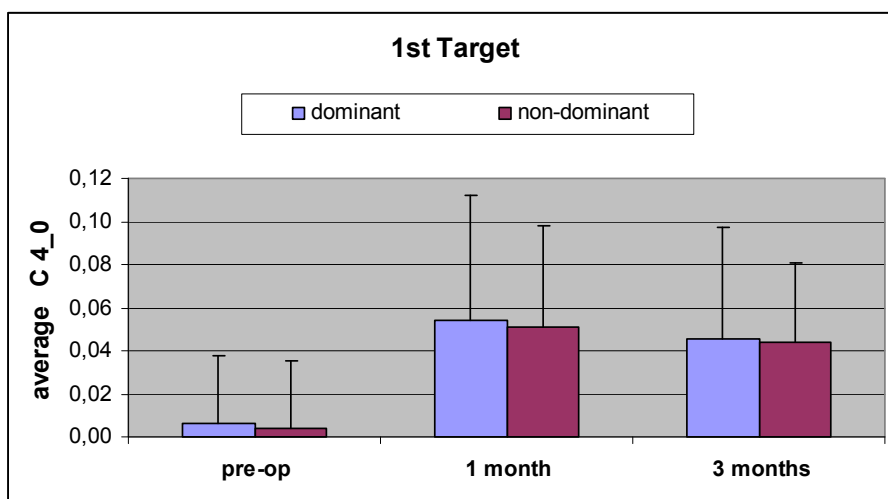
Η αιτία αυτού του φαινομένου μάλλον οφείλεται στην προκαλούμενη αλλαγή του σχήματος της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή αλλά και στην διαταραχή της οπτικής αλληλεπίδρασης του κερατοειδή με τον κρυσταλλοειδή φακό καθώς και σε πιθανή μεταβολή της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδή [37].

Πολλές ερευνητικές ομάδες [38,39] έχουν αναφέρει αύξηση των εκτροπών υψηλής τάξης μετά από επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής, η οποία συσχετίζεται και με σημαντική μείωση στην ποιότητα της όρασης ειδικά σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού [40].

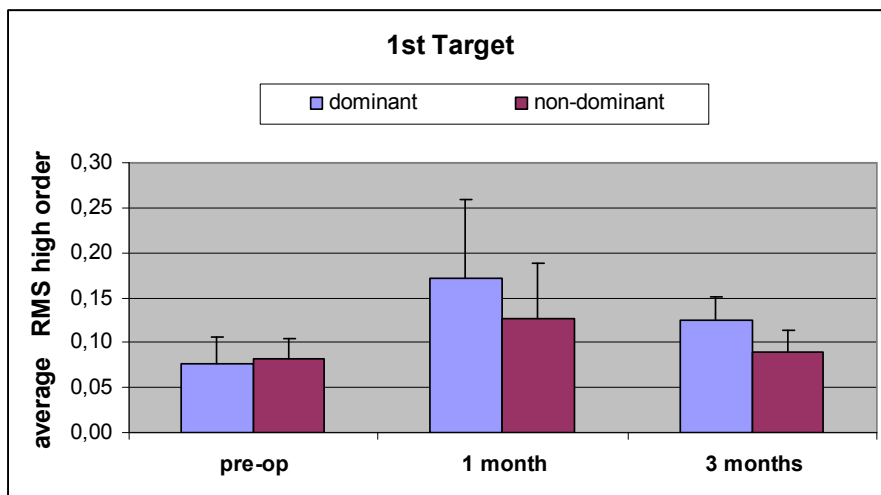
Μετεγχειρητικά παρατηρείται ότι η επέμβαση διαθλαστικής χειρουργικής για μυωπία εισαγάγει θετική σφαιρική εκτροπή και αυξάνει την τιμή του RMS high order, όπως προκύπτει από τα γραφήματα 7.16 & 7.17.

Αυτό συμβαίνει γιατί μετά την επέμβαση η κεντρική οπτική ζώνη του κερατοειδή γίνεται πιο επίπεδη, ενώ δεν μεταβάλλεται στην περιφέρεια. Εξαιτίας αυτού, στα διαγράμματα 7.12 & 7.13, παρατηρείται μετεγχειρητικά μια σχεδόν παράλληλη μετατόπιση των γραμμών τάσης προς θετικές τιμές  $C_4^0$ .

Επίσης λόγω της διαθλαστικής επέμβασης PRK (στην οποία ανήκουν τα 8 περιστατικά του δείγματος), οι εκτροπές είναι πιο αυξημένες στον 1 μήνα από ότι στους 3 μήνες (διάγραμμα 7.17). Αυτό οφείλεται στη διαδικασία επούλωσης και επιθηλιοποίησης του κερατοειδή.

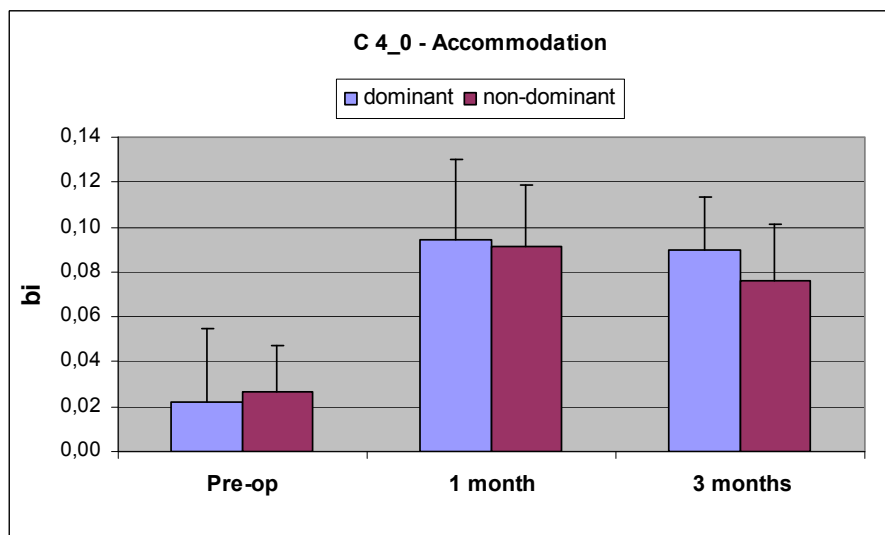


Γράφημα 7.16 Μέση τιμή σφαιρικής εκτροπής ( $\mu\text{m}$ ) για τον πρώτο στόχο (πιο μακρινό) πριν και μετά την επέμβαση



Γράφημα 7.17 Μέση τιμή RMS υψηλής τάξης (μm) για τον πρώτο στόχο (πιο μακρινό) πριν και μετά την επέμβαση

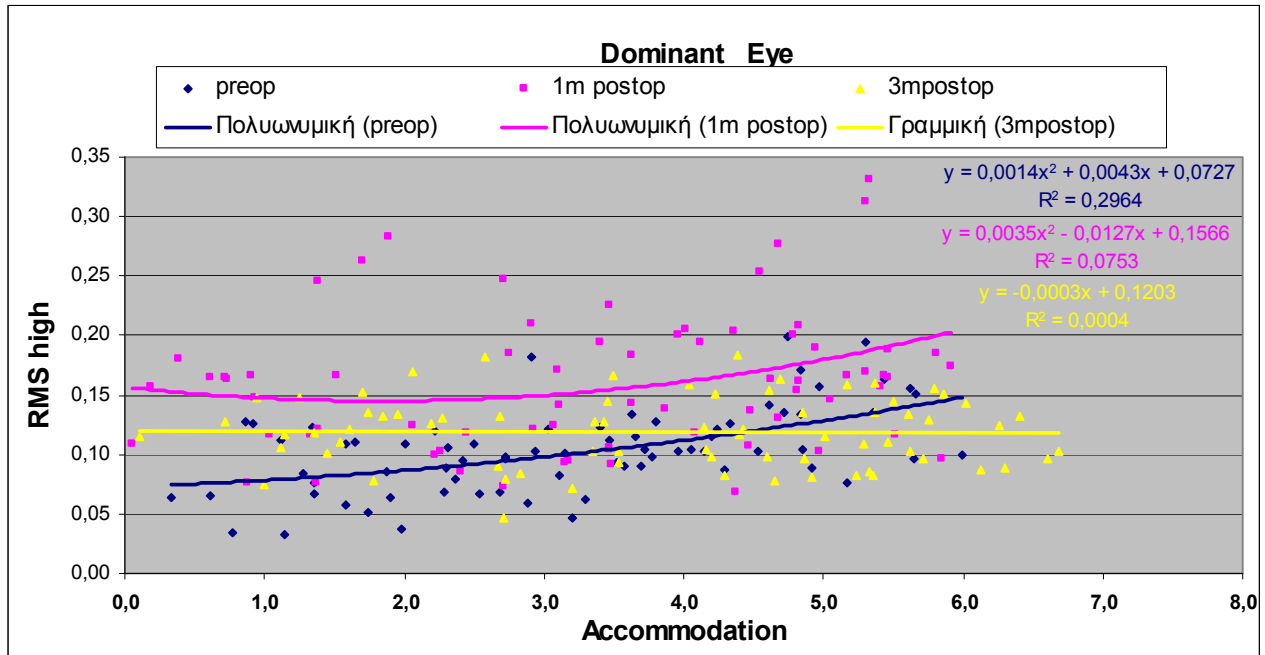
Το ίδιο συμπέρασμα προκύπτει και από τα δεδομένα για τις σταθερές  $b_i$  των γραμμών τάσης  $y=ax+b$  του πίνακα 6.10 (για τους 8 εξεταζόμενους που στελεχώνουν τη μελέτη αυτή) και παριστάνονται στο ραβδόγραμμα που ακολουθεί. Η αυξητική αλλαγή που εμφανίζει η σταθερά  $b_i$  στους 3 μήνες μετεγχειρητικά είναι στατιστικά σημαντική ( t-test :Dominant  $p = 0.0002$ , Non-dominant  $p = 0.0013$  ).



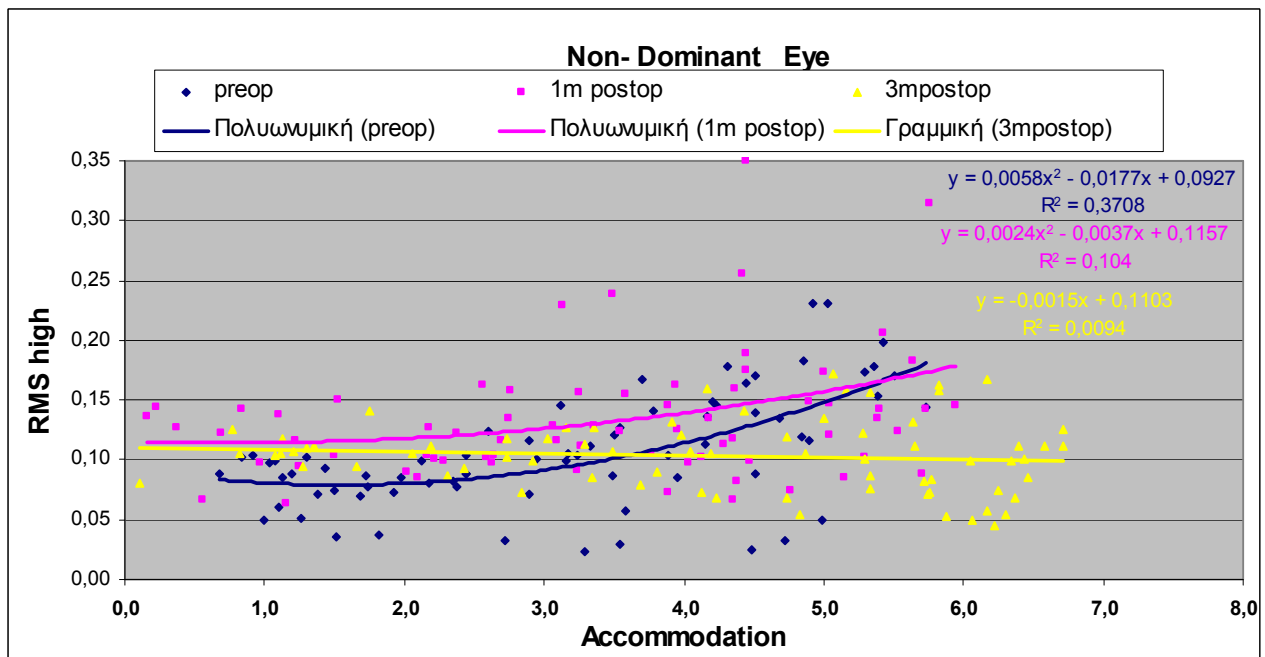
Γράφημα 7.18 Σταθερές  $b_i$  για τις γραμμές τάσεως Σφαιρικής εκτροπής – Προσαρμογής, πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση

Στα επόμενα διαγράμματα απεικονίζεται η μεταβολή της τιμής του **RMS για υψηλής τάξης εκτροπές** κατά τη διαδικασία της προσαρμογής πριν και

μετά την επέμβαση διόρθωσης της μυωπίας. Όπως προαναφέρθηκε, διαπιστώνεται μια σχετική αύξηση του RMS high order μετά την επέμβαση.



Γράφημα 7.19 RMS υψηλής τάξης (μm) – Προσαρμογή (D) , για dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση



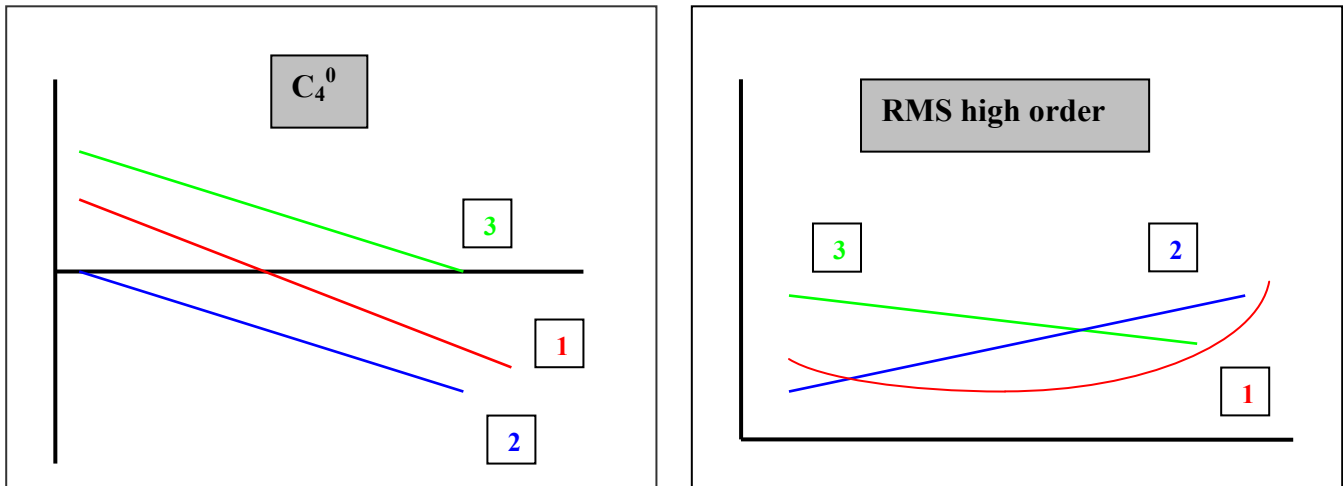
Γράφημα 7.20 RMS υψηλής τάξης (μm) – Προσαρμογή (D) , για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση

Στους 3 μήνες μετά την επέμβαση, το RMS error υψηλής τάξης σαν συνάρτηση της απόκρισης προσαρμογής φαίνεται να παραμένει σταθερό,

περίπου στην τιμή των 0.10  $\mu\text{m}$  σε προσαρμογή για διάμετρο κόρης 4 mm (γραφήματα 7.19 & 7.20).

Από τα διαγράμματα 6.25-6.30 και 6.31-6.36 προκύπτει ότι η σφαιρική εκτροπή  $C_4^0$  και το RMS high order δεν έχουν τις ίδιες τιμές σε όλα τα άτομα.

Προεγχειρητικά διακρίνονται 3 μοντέλα όπως φαίνεται παρακάτω (σχέδιο 7.1):



Σχέδιο 7.1

**1)** Στην περίπτωση αυτή, η οποία είναι η πιο συνήθης, η σφαιρική εκτροπή κατά τη διάρκεια της προσαρμογής ξεκινά από χαμηλά θετική τιμή και ελλατώνεται καθώς αυξάνεται η απαιτούμενη προσαρμογή. Κάποια στιγμή μηδενίζεται και μετά παίρνει αρνητικές τιμές, ενώ η απόλυτη τιμή της αυξάνει.

Το RMS high order επειδή επηρεάζεται κυρίως από το  $C_4^0$  ξεκινά από μια τιμή, πέφτει προς μια ελάχιστη τιμή και στη συνέχεια αυξάνεται πιο έντονα με περαιτέρω αύξηση της προσαρμογής, όπως αναφέρεται και από τον He at al (2000) <sup>[48]</sup>.

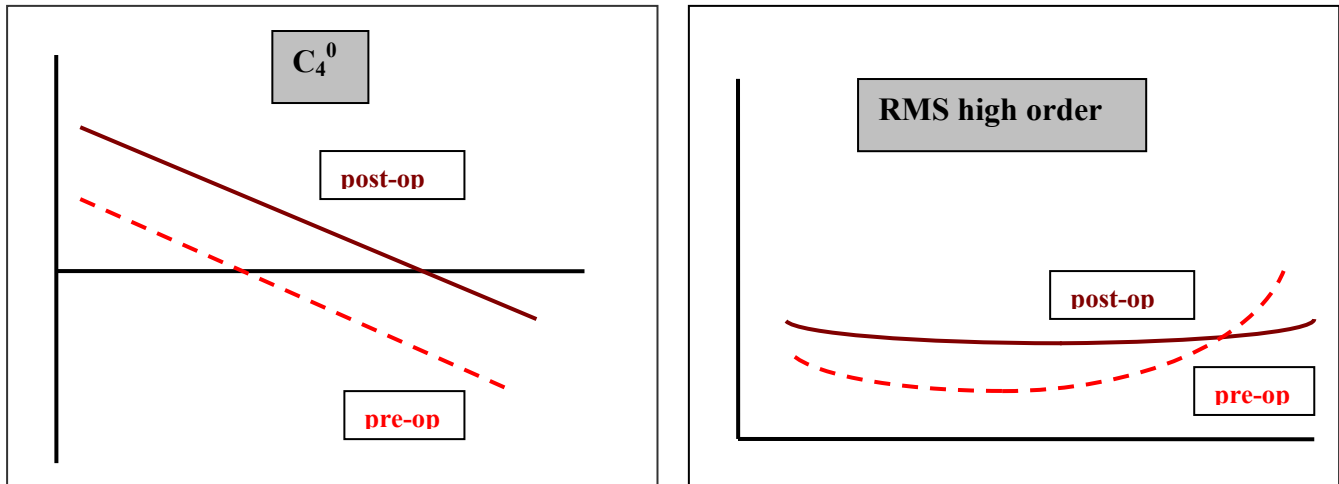
**2)** Σε αυτή την περίπτωση, η σφαιρική εκτροπή κατά τη διάρκεια της προσαρμογής ξεκινά από τιμές κοντά στο μηδέν και στη συνέχεια αυξάνεται προς τα αρνητικά (αυξάνεται η απόλυτη τιμή της).

Η τιμή του RMS high order αυξάνεται προοδευτικά δηλαδή ακολουθεί τη μεταβολή του  $C_4^0$  με αντίθετο πρόσημο.

**3)** Στην περίπτωση αυτή, η σφαιρική εκτροπή κατά την προσαρμογή ξεκινά από υψηλά θετική τιμή και ελλατώνεται προς το μηδέν καθώς αυξάνεται η απαιτούμενη προσαρμογή.

Η τιμή του RMS high order ελλατώνεται ομοίως.

Μετεγχειρητικά, εισαγωγή θετικής σφαιρικής εκτροπής έχει σαν αποτέλεσμα τη διαφοροποίηση των σχεδιαγραμμάτων που απεικονίζεται παρακάτω.



Σχέδιο 7.2

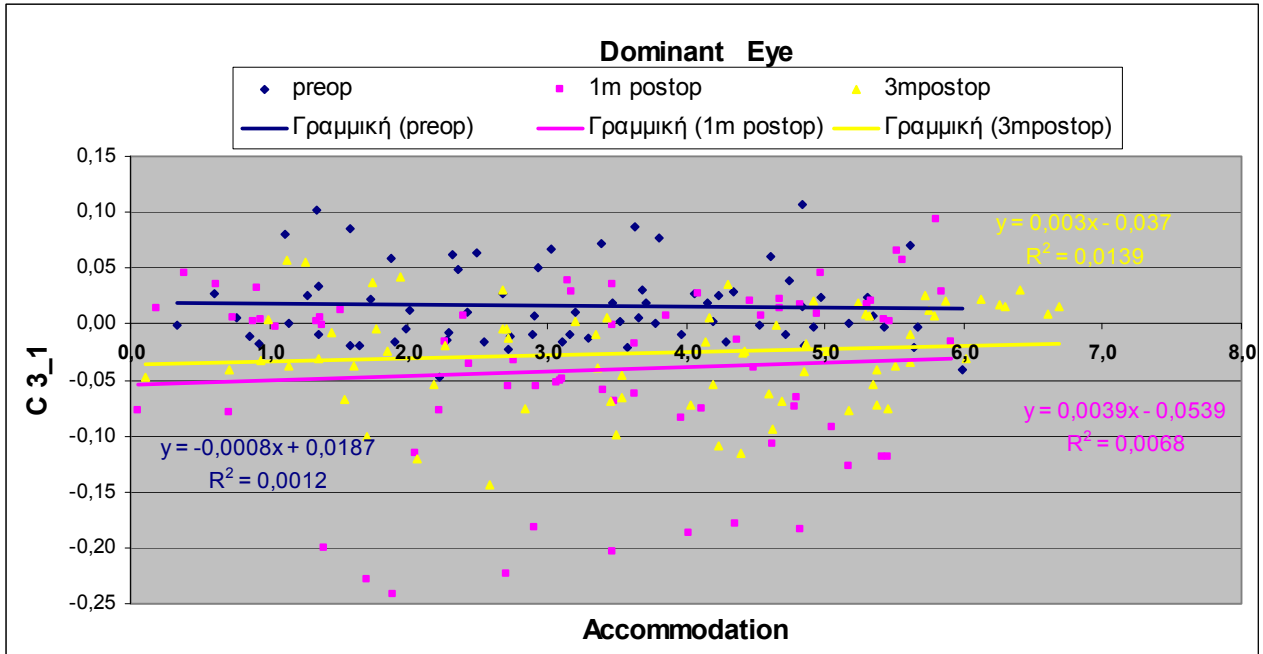
Παρατηρούμε ότι η σφαιρική εκτροπή κατά την προσαρμογή, μετά την επέμβαση ξεκινά από πιο υψηλή θετική τιμή από ότι πριν και προοδευτικά ελλατώνεται.

Οπότε ενδεχομένως υψηλές τιμές θετικής  $C_4^0$  σε χαμηλό επίπεδο προσαρμογής, οδηγούν σε σχεδόν μηδενικές τιμές  $C_4^0$  σε υψηλό επίπεδο προσαρμογής.

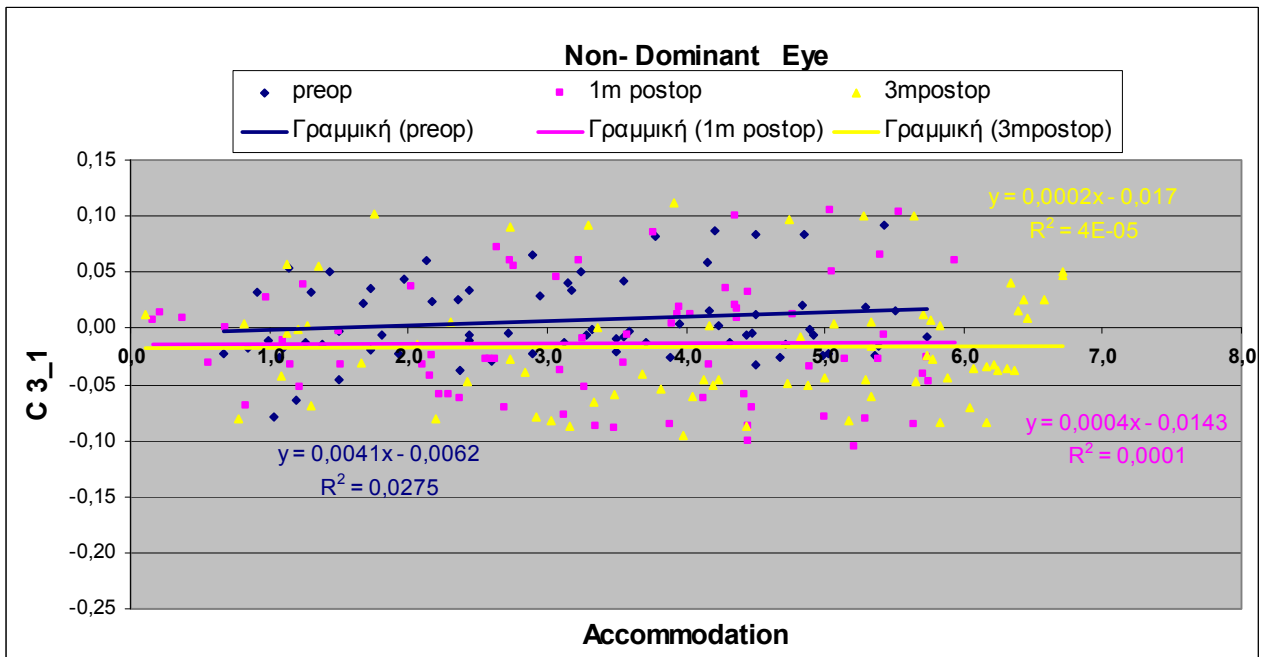
Επίσης το RMS υψηλής τάξης είναι αυξημένο μετεγχειρητικά, αλλά κατά την προσαρμογή μεταβάλλεται ελάχιστα, όπως φαίνεται και στα γραφήματα 7.19 & 7.20.

Στα επόμενα διαγράμματα απεικονίζεται η μεταβολή της τιμής της **κόμης** (για  $\chi$  και  $\psi$  άξονα) κατά τη διαδικασία της προσαρμογής πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση.

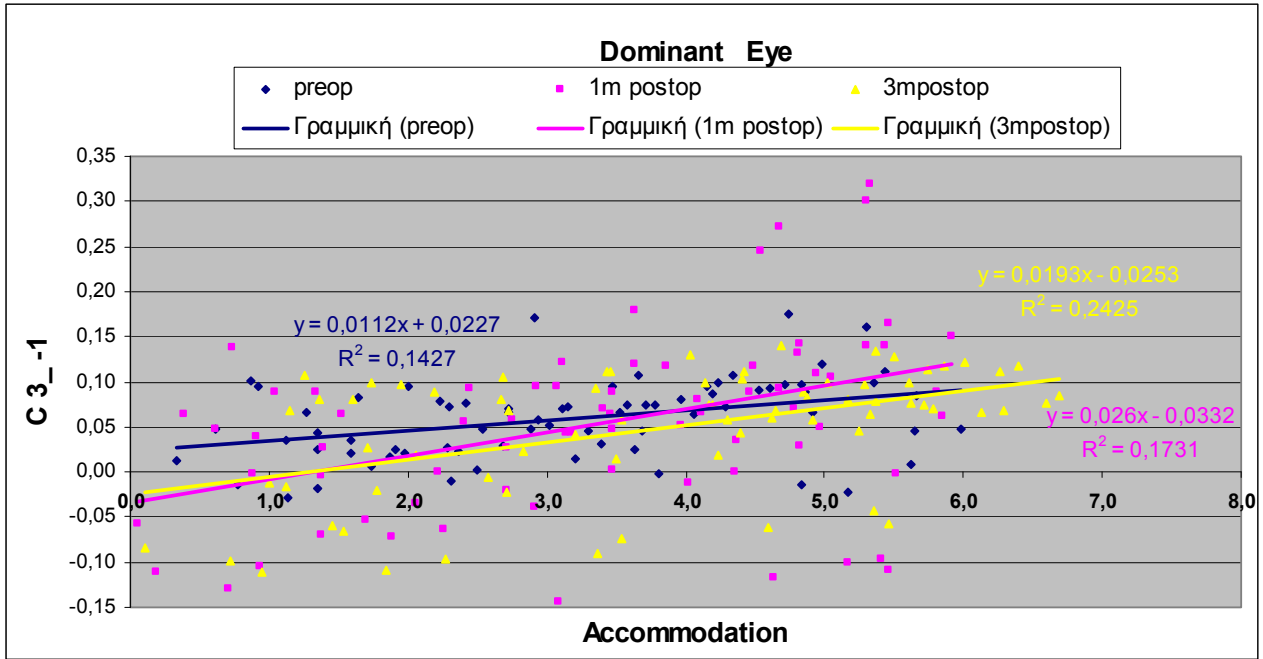




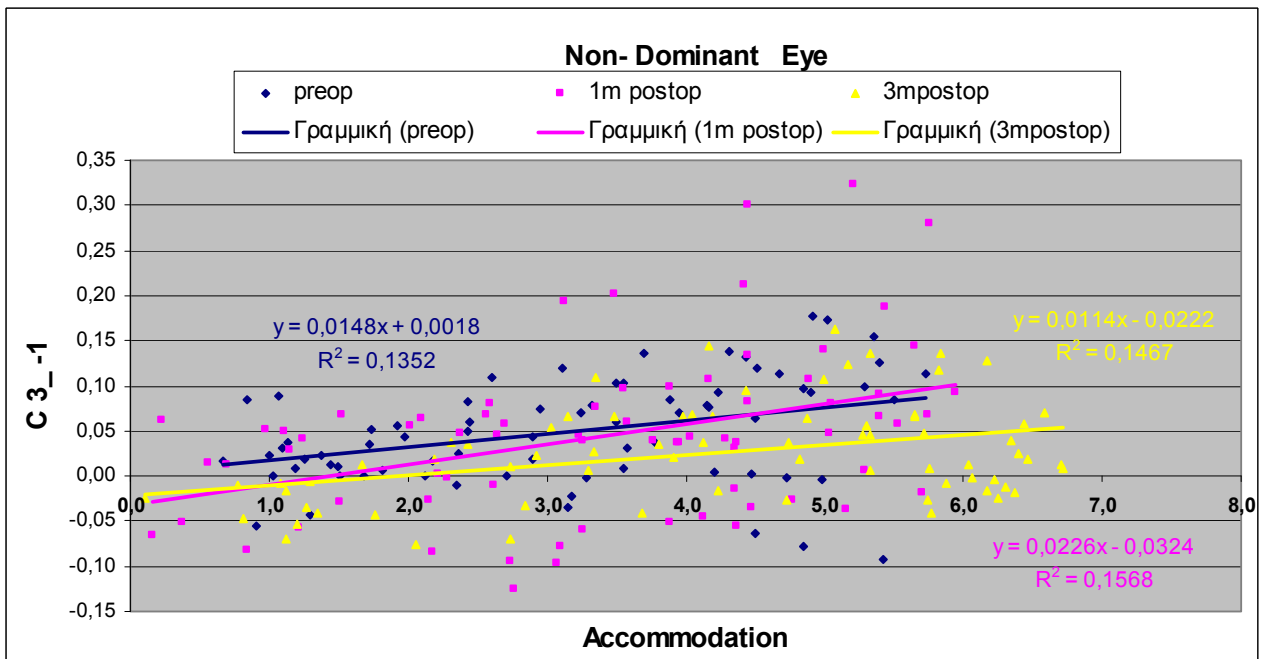
Γράφημα 7.21 Κόμη χ-άξονα (μm) – Προσαρμογή (D) , για dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση



Γράφημα 7.22 Κόμη χ-άξονα (μm) – Προσαρμογή (D) , για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση



Γράφημα 7.23 Κόμη ψ-άξονα (μm) – Προσαρμογή (D) , για dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση

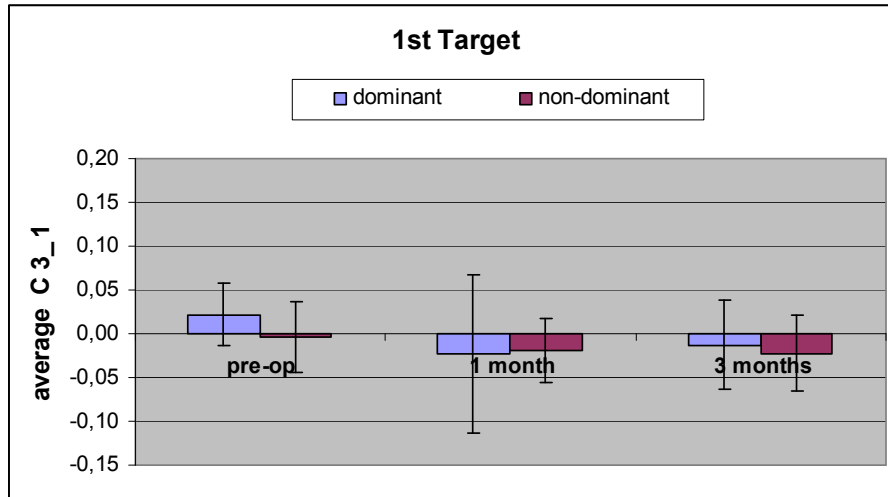


Γράφημα 7.24 Κόμη ψ-άξονα (μm) – Προσαρμογή (D) , για non-dominant οφθαλμό πριν και μετά την επέμβαση

Στη μεταβολή της τρίτης τάξης κόμης φαίνεται να υπάρχει μεγάλος βαθμός μεταβλητότητας. Γενικά φαίνεται η οριζόντια κόμη (χ-άξονα) να μην

αλλάζει με την προσαρμογή (οι κλίσεις των γραμμών τάσης είναι περίπου μηδέν) ούτε πριν ούτε μετά την επέμβαση.

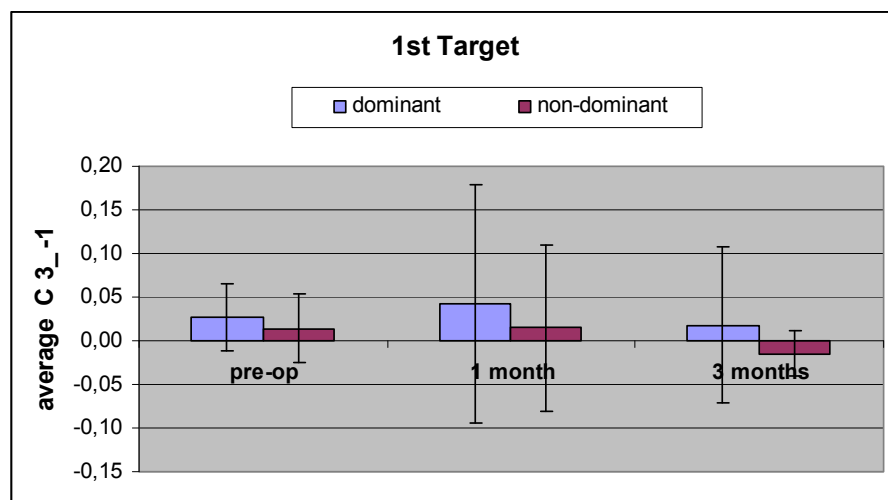
Μετεγχειρητικά φαίνεται να υπάρχει όμως μεγαλύτερο εύρος στην κατανομή των τιμών της οριζόντιας κόμης, καθώς επίσης ότι υπάρχει μια μετατόπιση προς αρνητικότερες τιμές όπως φαίνεται στο γράφημα 7.25.



Γράφημα 7.25 Μέση τιμή οριζόντιας κόμης (χ-άξονα) (μm) για τον πρώτο στόχο (πιο μακρινό) πριν και μετά την επέμβαση

Η κάθετη κόμη (ψ-άξονα) προκύπτει ότι μεταβάλλεται περισσότερο με την προσαρμογή από ότι η οριζόντια (υπάρχει μια ελαφρώς αυξητική τάση).

Και σε αυτήν μετεγχειρητικά φαίνεται να υπάρχει μεγαλύτερο εύρος στην κατανομή των τιμών της.



Γράφημα 7.26 Μέση τιμή κάθετης κόμης (ψ-άξονα) (μm) για τον πρώτο στόχο (πιο μακρινό) πριν και μετά την επέμβαση

## ΣΥΝΟΨΗ

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η προσαρμοστική ικανότητα, όπως αυτή εκφράζεται από την κλίση της γραμμικής συσχέτισης προσαρμογής-απαιτούμενης προσαρμογής δεν επηρεάζεται τρεις μήνες μετά από διαθλαστική χειρουργική.

Το σφάλμα προσαρμογής (διαφορά προσαρμογής-απαιτούμενης προσαρμογής), όμως, παρουσιάζει μία αύξηση κατά μέσο όρο 0.5-0.7 D στους δύο οφθαλμούς τον πρώτο μήνα μετεγχειρητικά. Στους τρεις μήνες το σφάλμα προσαρμογής είναι στα προεγχειρητικά επίπεδα.

Όσο αφορά τις εκτροπές υψηλής τάξης, μετεγχειρητικά η σφαιρική εκτροπή «αυξάνεται» προς θετικές τιμές, αλλά η κλίση σε σχέση με την προσαρμογή μένει ανεπηρέαστη. Πολύ μικρές αλλαγές παρατηρούνται στο καθeto και οριζόντιο κόμα.

Η ποιότητα όρασης (όπως αυτή εκφράζεται από τη μετρική RMS) επηρεάζεται ως προς τη σχέση της με την προσαρμογή, ακολουθώντας τις μεταβολές της σφαιρικής εκτροπής.

Η αύξηση της σφαιρικής εκτροπής και η αλλαγή του RMS μετά την επέμβαση δεν φαίνεται να επηρεάζει την προσαρμοστική ικανότητα, αλλά μπορεί να έχει επίδραση στο σφάλμα προσαρμογής, ιδιαίτερα τον 1<sup>ο</sup> μήνα μετεγχειρητικά. Το αυξημένο σφάλμα προσαρμογής στον πρώτο μήνα μπορεί να οφείλεται και στη καθυστέρηση επούλωσης του κερατοειδή, η οποία είναι χαρακτηριστική μετά από επέμβαση PRK.

Αν και οι υψηλής τάξης εκτροπές παίζουν μικρό ρόλο στην ποιότητα όρασης, προηγούμενες μελέτες <sup>[53,54]</sup> κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το σύστημα όρασης έχει τη δυνατότητα («φλοιώδης πλαστικότητα») να προσαρμόζεται σε αλλαγή στις εκτροπές υψηλής τάξης (π.χ. σε αλλαγή στον προσανατολισμό τους). Επομένως, είναι πιθανόν η όραση των ασθενών να προσαρμόζεται στην αυξημένη σφαιρική εκτροπή μετεγχειρητικά, αλλάζοντας τα κριτήρια σχετικά με τις εκτροπές υψηλής τάξης, που χρησιμοποιούμε κατά την προσαρμογή.

Είναι σίγουρο ότι περαιτέρω μελέτες χρειάζονται για τη διεξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων. Σημαντικά στοιχεία θα προκύψουν από την εκτίμηση των μικροδιακυμάνσεων της προσαρμογής μετά από διαθλαστική επέμβαση (αν π.χ. αυξάνονται) καθώς και η εκτίμηση προσαρμογής με και χωρίς την ύπαρξη εκτροπών υψηλής τάξης (με τη χρήση οπτικών διατάξεων όπως τα προσαρμοστικά οπτικά-adaptive optics).

**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. Douthwaite WA. The asphericity, curvature and tilt of the human cornea measured using a videokeratoscope. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2003 Mar;23(2):141-50.
2. Heron G, Charman WN, Gray LS. Accommodation dynamics as a function of age. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2002 Sep;22(5):389-96.
3. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis.* 2001;1(1):1-8.
4. Daxer A, Misof K, Grabner B, Ettl A, Fratzl P. Collagen fibrils in the human corneal stroma: Structure and aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1998 Mar;39(3):644-8.
5. Pierscionek BK, Weale RA. The optics of the eye-lens and lenticular senescence. A review. *Doc Ophthalmol.* 1995;89(4):321-35.
6. Charman WN. Wavefront aberration of the eye: a review. *Optom Vis Sci.* 1991 Aug;68(8):574-83.
7. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2002 Dec;19(12):2329-48.
8. Navarro R, Santamaria J, Bescos J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Am A.* 1985 Aug;2(8):1273-81.
9. Gullstrand, A. (1909). Appendix II: Procedure of the rays in the eye. Imagery-laws of first order. In *Helmholtz's handbuch der Physiologischen Optik*, Volume 1 (English translation edited by JP Southall, Optical Society of America, 1924).
10. Moffat BA, Atchison DA, Pope JM (2002). Explanation of the lens paradox. *Optom Vis Sci.*79:148-50.
11. McDonald MB, Kaufman HE, Frantz JM, Shofner S, Salmeron B, Klyce SD. (1989). Excimer laser ablation in a human eye. Case report. *Arch Ophthalmol* 107:641-2.
12. Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Stathi EZ, Frenschok O, Georgiadis A. (1990). Laser in situ keratomileusis. *Lasers Surg Med* 10:463-8.
13. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. (1983). Excimer laser surgery of the cornea. *Am J Ophthalmol* 96:710-5.
14. Hahn DW, Ediger MN, Pettit GH. (1995). Dynamics of ablation plume particles generated during excimer laser corneal ablation. *Lasers Surg Med* 16:384-9.
15. Seiler T, McDonnell PJ. (1995). Excimer laser photorefractive keratectomy. *Surv Ophthalmol* 40:89-118.
16. Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. (1988). Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 14:46-52.

17. Helmholtz HV. Helmholtz's treatise on physiological optics. Vol 1. Translated from the 3rd German ed. Southall JPC, ed. New York: Dover Publications, (1962); 143.
18. Fincham E. F. (1925). The changes in the form of the crystalline lens in accommodation. Transactions of the optical society, 26,239-269.
19. Schachar RA, Tello C, Cudmore DP, Liebmann JM, Black TD, Ritch R. In vivo increase of the human lens equatorial diameter during accommodation. Am J Physiol (1996);271:670-6.
20. Glasser A., Kaufman PL. The mechanism of accommodation in primates. Ophthalmology. 1999,May;106(5):863-72.
21. Campbell F.W. (1954). The minimum quantity of light required to elicit the accommodation reflex in man. J.Physiol.(London)123,357-366.
22. Plainis S, Ginis H, Pallikaris A (2005):The effect of ocular aberrations on steady-state errors of accommodative response. Journal of Vision, 5,466-477
23. Charman W.N. and Heron G.(1988) Fluctuations in accommodation: a review. Ophthal.Physiol.Opt.8,153-164.
24. Glasser A. and Campbell MCW(1999) Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. Vision Research 39,1991-2015.
25. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. (2001). Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. J Vis 1:1-8.
26. Guirao A, Porter J, Williams DR, Cox IG. (2002). Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 19:620-8.
27. Moreno-Barriuso E, Marcos S, Navarro R, Burns SA. (2001). Comparing laser ray tracing, the spatially resolved refractometer, and the Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration. Optom Vis Sci 78:152-6.
28. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. (2002). Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 19:2329-48.
29. Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG. (2000). Principles of ray tracing aberrometry. J Refract Surg 16:S572-5.
30. Pallikaris IG, Panagopoulou SI, Molebny VV. (2000). Clinical experience with the Tracey technology wavefront device. J Refract Surg 16:S588-91.
31. Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. (2000). Principles of Tscherning aberrometry. J Refract Surg 16:S570-1.
32. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. (1994). Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 11:1949-57.

33. Liang J, Williams DR. (1997). Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 14:2873-83.
34. Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. (2002). Standards for reporting the optical aberrations of eyes. *J Refract Surg* 18:S652-60.
35. Kasthurirangan, S., & Glasser, A. (2006). Age related changes in the characteristics of the near pupil response, 1393–1403.
36. Panagopoulou SI, Pallikaris IG. (2001). Wavefront customized ablations with the WASCA Asclepion workstation. *J Refract Surg* 17: S608-12
37. Marcos S. (2001). Aberrations and visual performance following standard laser vision correction. *J Refract Surg* 17: S596-601
38. Seiler T, Mrochen M, Kaemmerer M. (2000). Operative correction of ocular aberrations to improve visual acuity. *J Refract Surg* 16: S619-22
39. Mc Donald M. (2000). Summit-Autonomous Custom Cornea In Situ Keratomileusis outcomes. *J Refract Corneal Surg* 16: S617-8
40. Martinez CE, Applegate RA, Klyce SD, et al. (1998). Effect of pupillary dilation on corneal optical aberrations after photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol* 116: 1053-62
41. Ivanoff, A. (1952). Les aberrations de l'oeil. Paris: Revue d'Optique.
42. Ivanoff, A. (1956). About the spherical aberration of the eye. *Journal of the Optical Society of America*, 46, 901–903.
43. Jenkins, T. C. (1963). Aberrations of the eye and their effects on vision: 1. Spherical aberration. *British Journal of Physiological Optics*, 20, 59–91.
44. Van den Brink, G. (1962). Measurement of the geometrical aberrations of the eye. *Vision Research*, 2, 233–244.
45. Cheng, H., Barnett, J. K., Vilupuru, A. S., Marsack, J. D., Kasthurirangan, S., Applegate, R. A., et al. (2004). A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision*, 4(4):3, 272–280
46. Hazel, C. A., Cox, M. J., & Strang, N. C. (2003). Wavefront aberration and its relationship to the accommodative stimulus–response function in myopic subjects. *Optometry and Vision Science*, 80, 151–158.
47. Lu, C., Campbell, M. C. W. A., & Munger, R. (1994). Monochromatic aberrations in accommodated eyes. *Ophthalmic and Visual Optics Technical Digest (OSA, Washington, D.C.)*, 3, 160 – 163.
48. He, J. C., Burns, S. A., & Marcos, S. (2000). Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Research*, 40, 41– 48.
49. Carkeet, A., Velaedan, S., Tan, Y. K., Lee, D. Y., & Tan, D. T. (2003). Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *Journal of Refractive Surgery*, 19, 316–322.

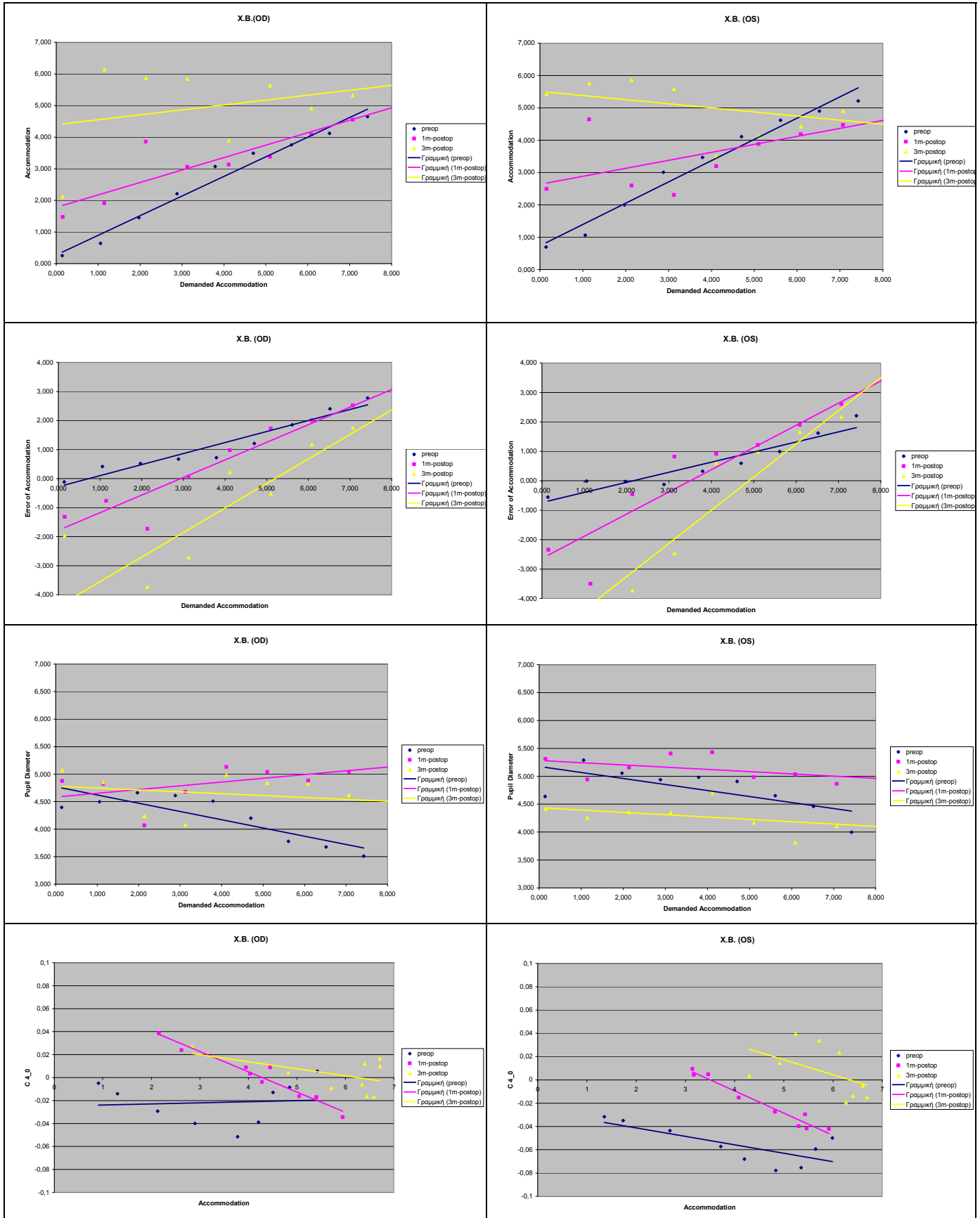


50. Mordi, J. A., Tucker, J., & Charman, W. N. (1986). Effects of 0.1% cyclopentolate or 10% phenylephrine on pupil diameter and accommodation. *Ophthalmic & Physiological Optics*, 6, 221–227.
51. Strenk, S. A., Strenk, L. M., & Koretz, J. F. (2005). The mechanism of presbyopia. *Progress in Retinal and Eye Research*, 24, 379–393.
52. H. Ginis, S. Plainis & A. Pallikaris (2004). Variability of wavefront aberration measurements in small pupil sizes using a clinical Shack-Hartmann aberrometer.
53. Artal P., Benito A., Tabernero J. (2006) . The human eye is an example of robust optical design.
54. Artal P., Chen L., Fernandez EJ, Signer B., Manzanera S., Williams DR (2003). Adaptive optics for vision: The eye's adaptation to point spread function.
55. Σ. Παναγοπούλου, Excimer Laser – Εκτροπές (2005). Σημειώσεις Μ.Π.Σ. “Οπτική & Όραση” Πανεπιστημίου Κρήτης.
56. Χ. Γκίνης, Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού - Εισαγωγικές έννοιες της διαθλαστικής χειρουργικής (2005). Σημειώσεις Μ.Π.Σ. “Οπτική & Όραση” Πανεπιστημίου Κρήτης.
57. Γ. Κυμιωνής, Κρυσταλλοειδής φακός (2005). Σημειώσεις Μ.Π.Σ. “Οπτική & Όραση” Πανεπιστημίου Κρήτης.
58. Σ. Πλαΐνης, Προσαρμοστική ικανότητα κρυσταλλοειδή φακού (2005). Σημειώσεις Μ.Π.Σ. “Οπτική & Όραση” Πανεπιστημίου Κρήτης.

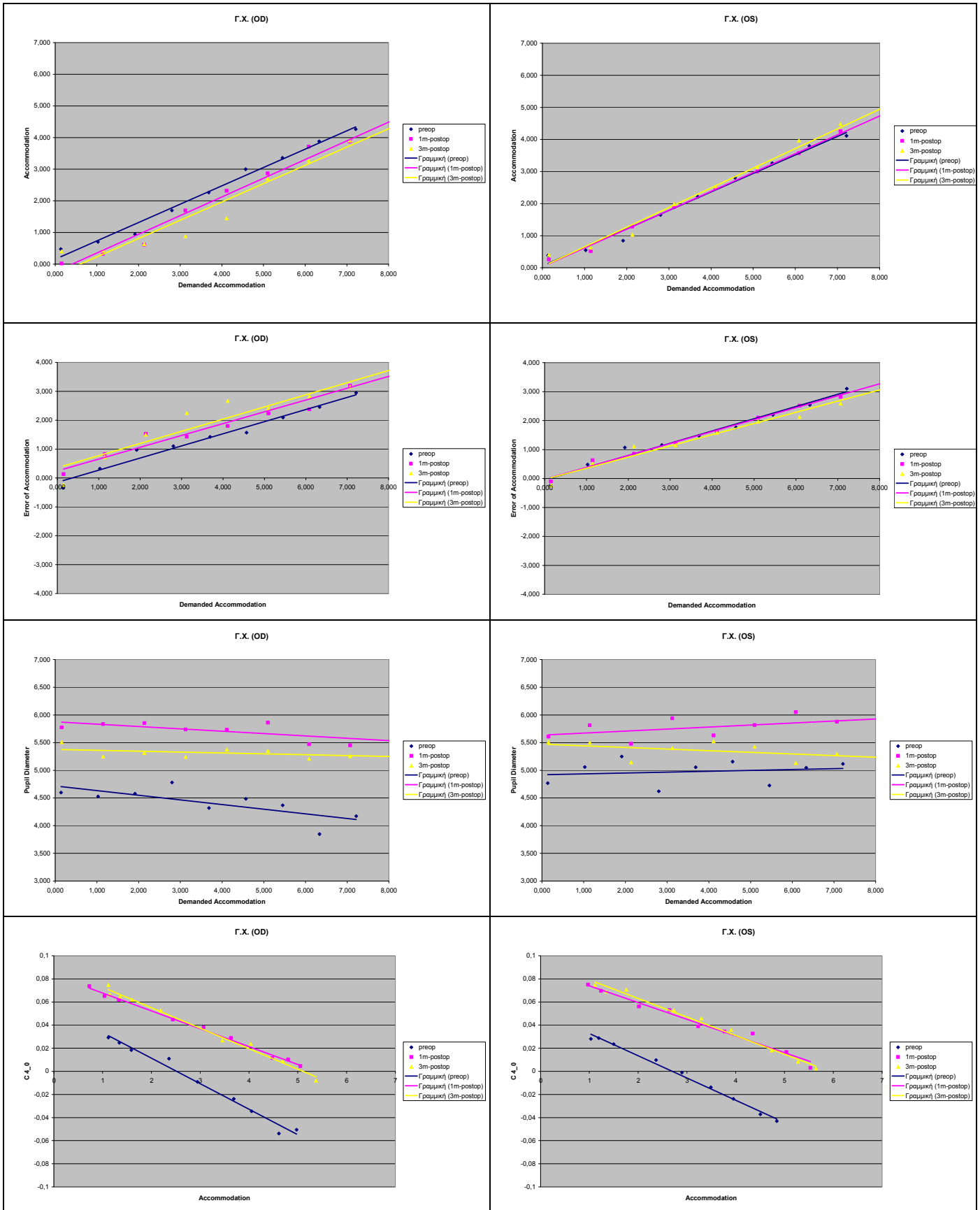
# ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Ακολουθούν όλα τα αποτελέσματα των μετρήσεων για κάθε άτομο ξεχωριστά:

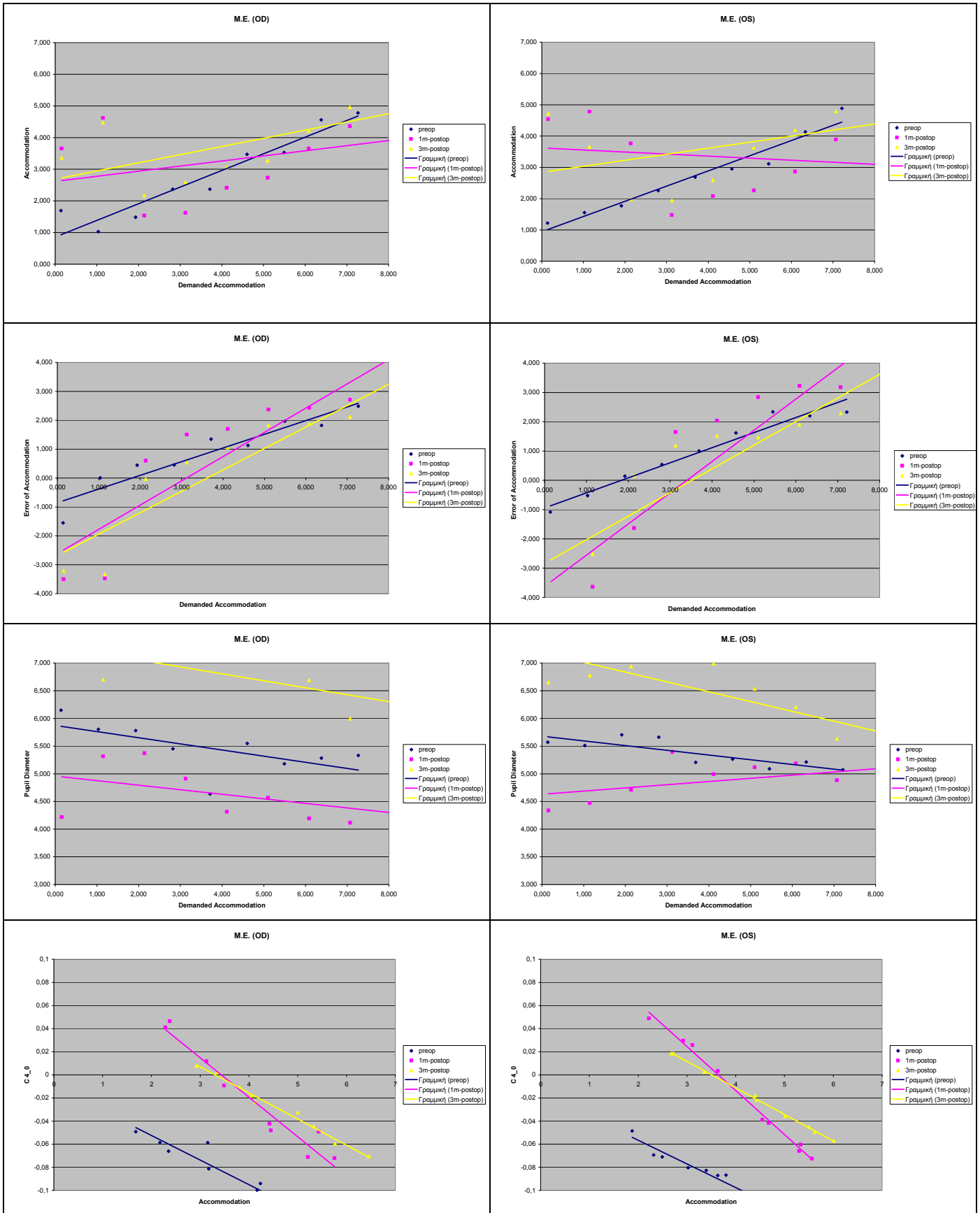
■ **X.B. (dominant eye:OS)**



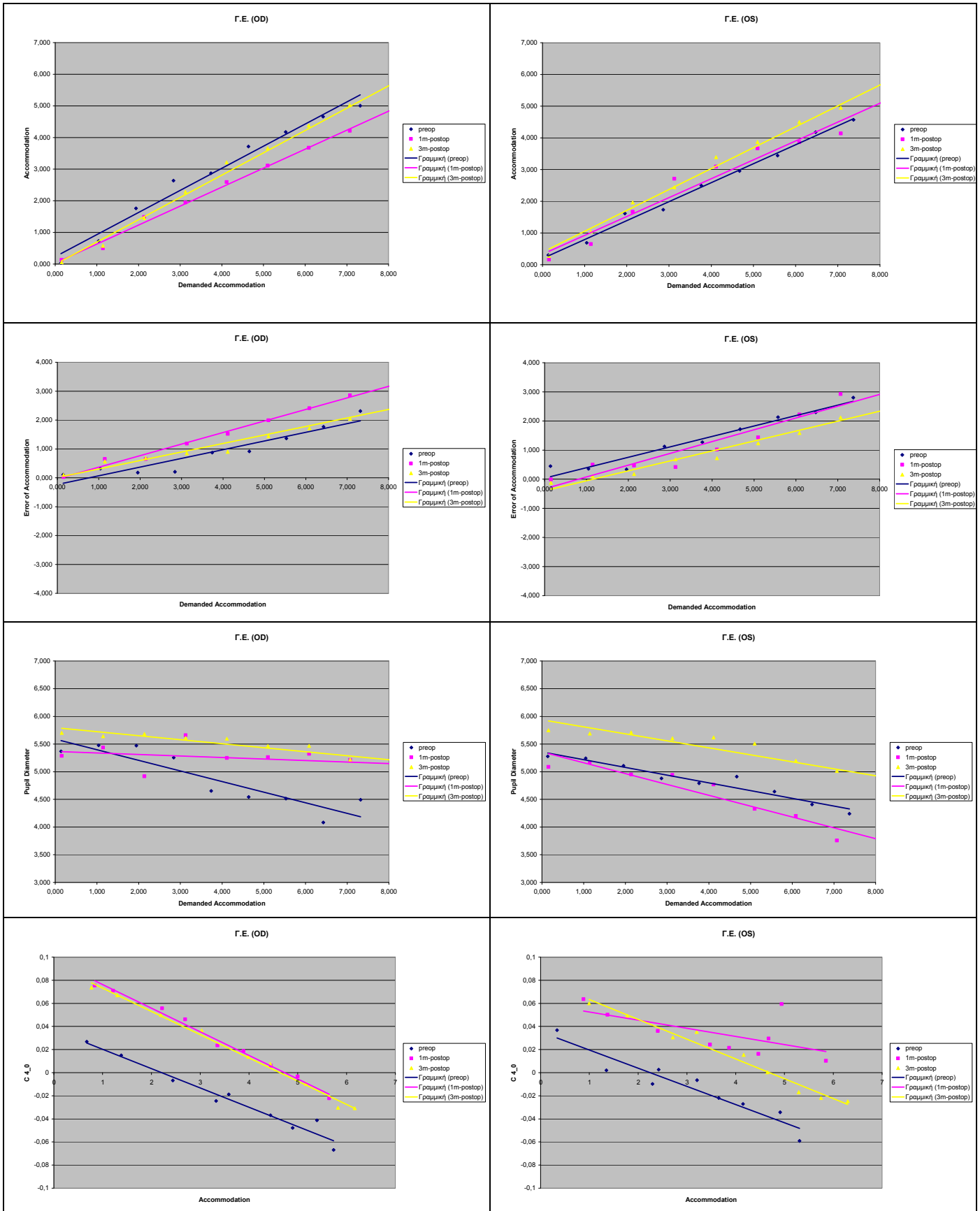
■ **Γ.X. (dominant eye:OD)**



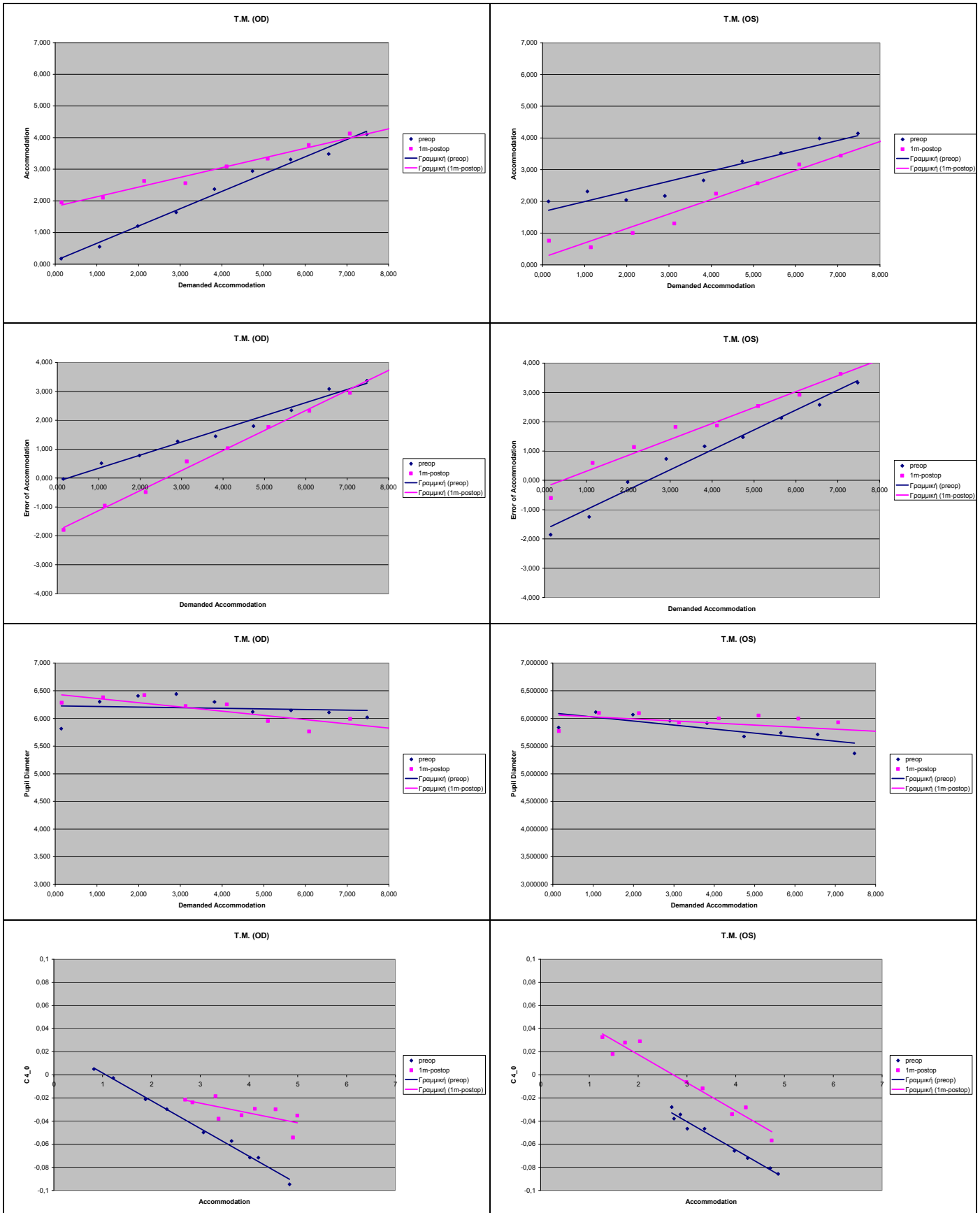
■ M.E. (dominant eye:OS)



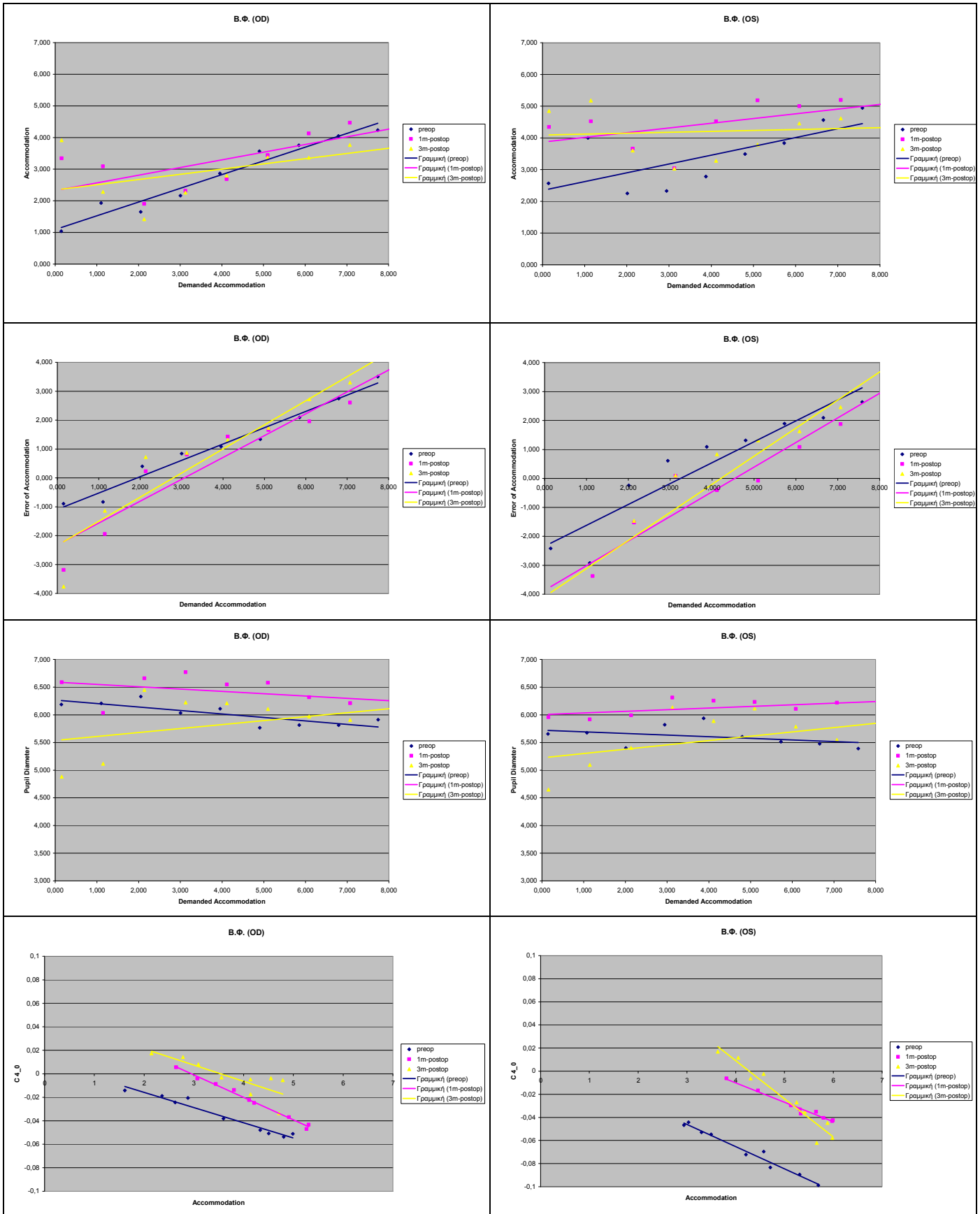
■ Γ.Ε. (dominant eye:OS)



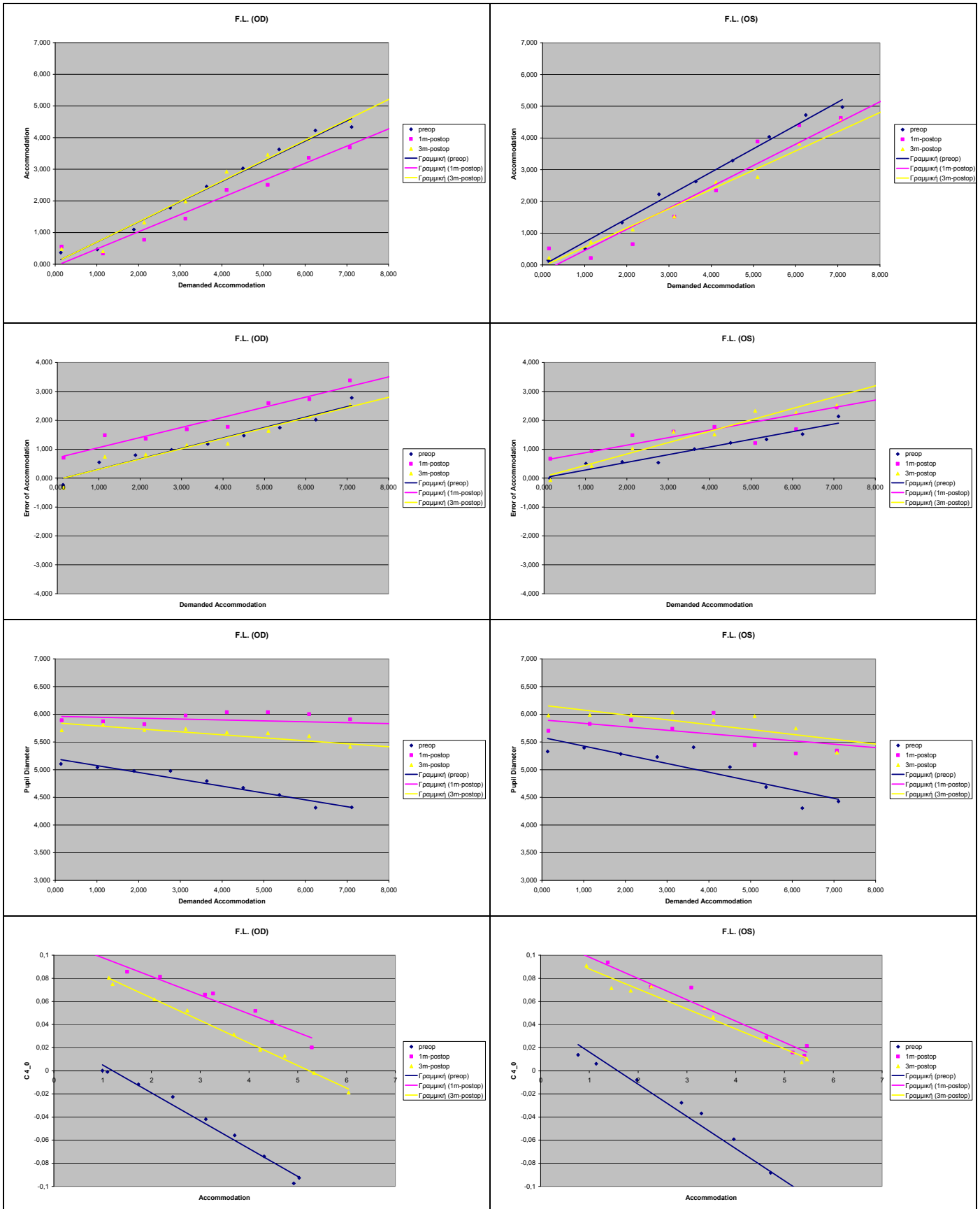
■ T.M. (dominant eye:OS)-Δεν προσήλθε για εξέταση 3mpostop.



■ **Β.Φ.** (dominant eye:OD)

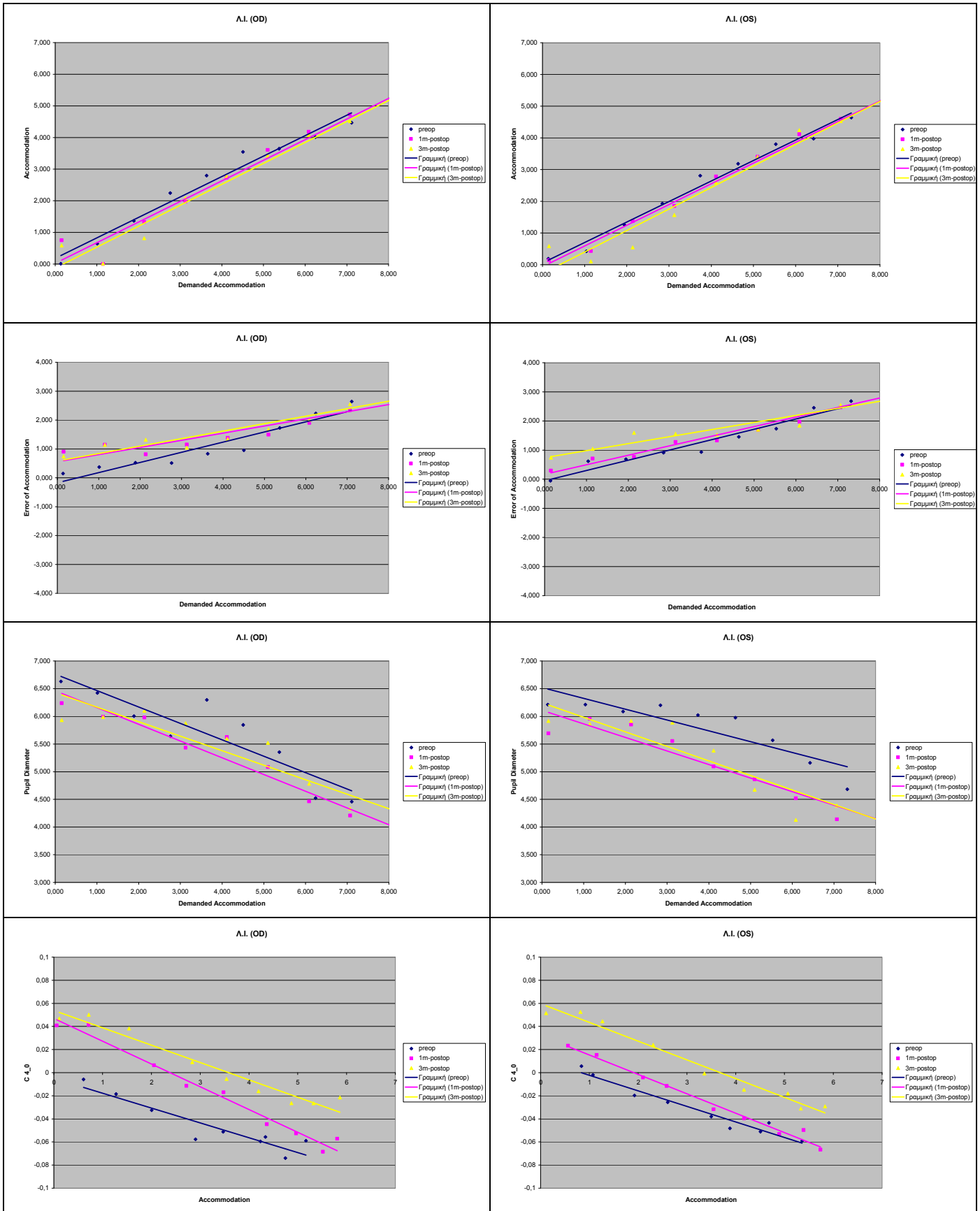


■ F.L. (dominant eye:OS)

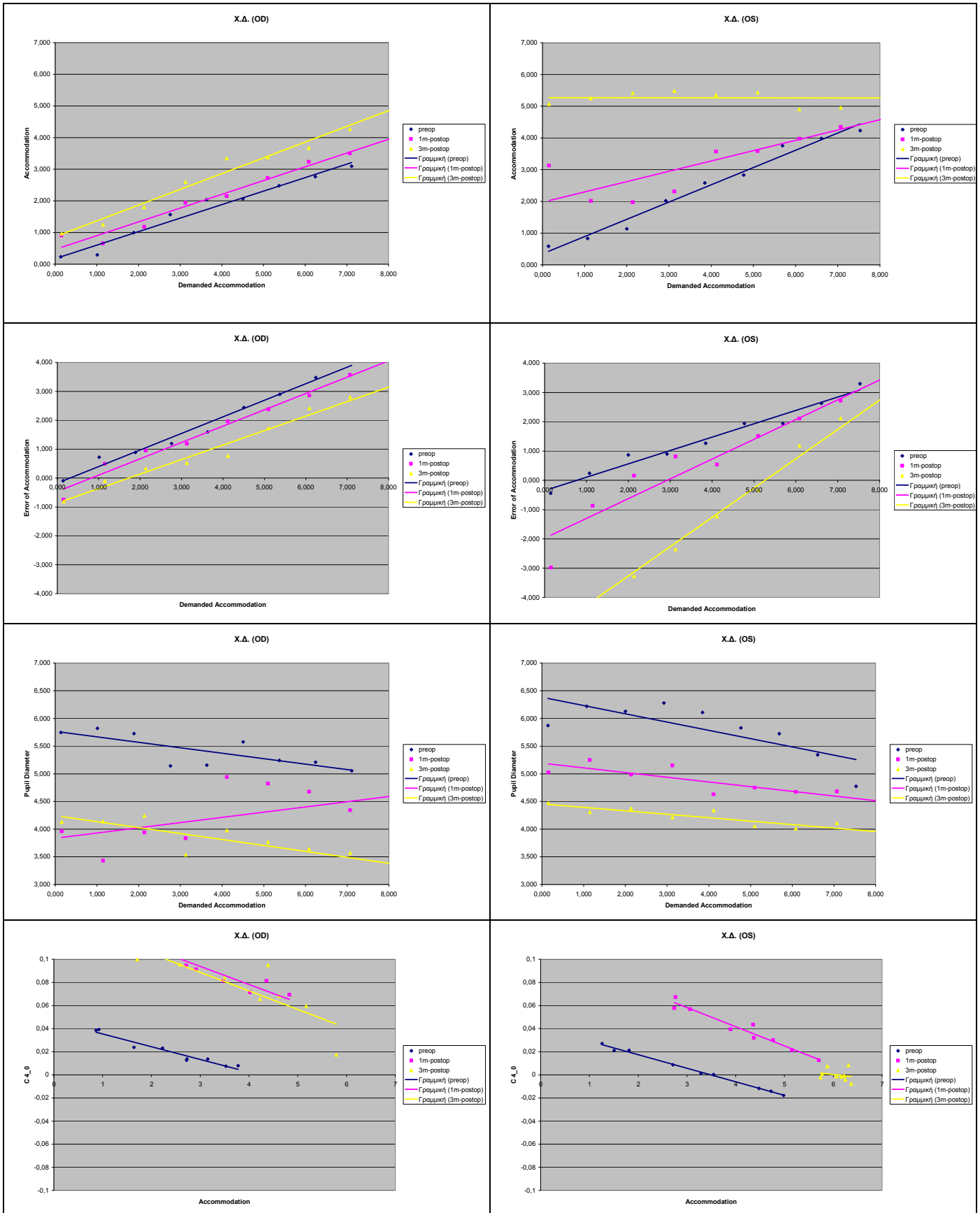


■ A.I. (dominant eye:OD)

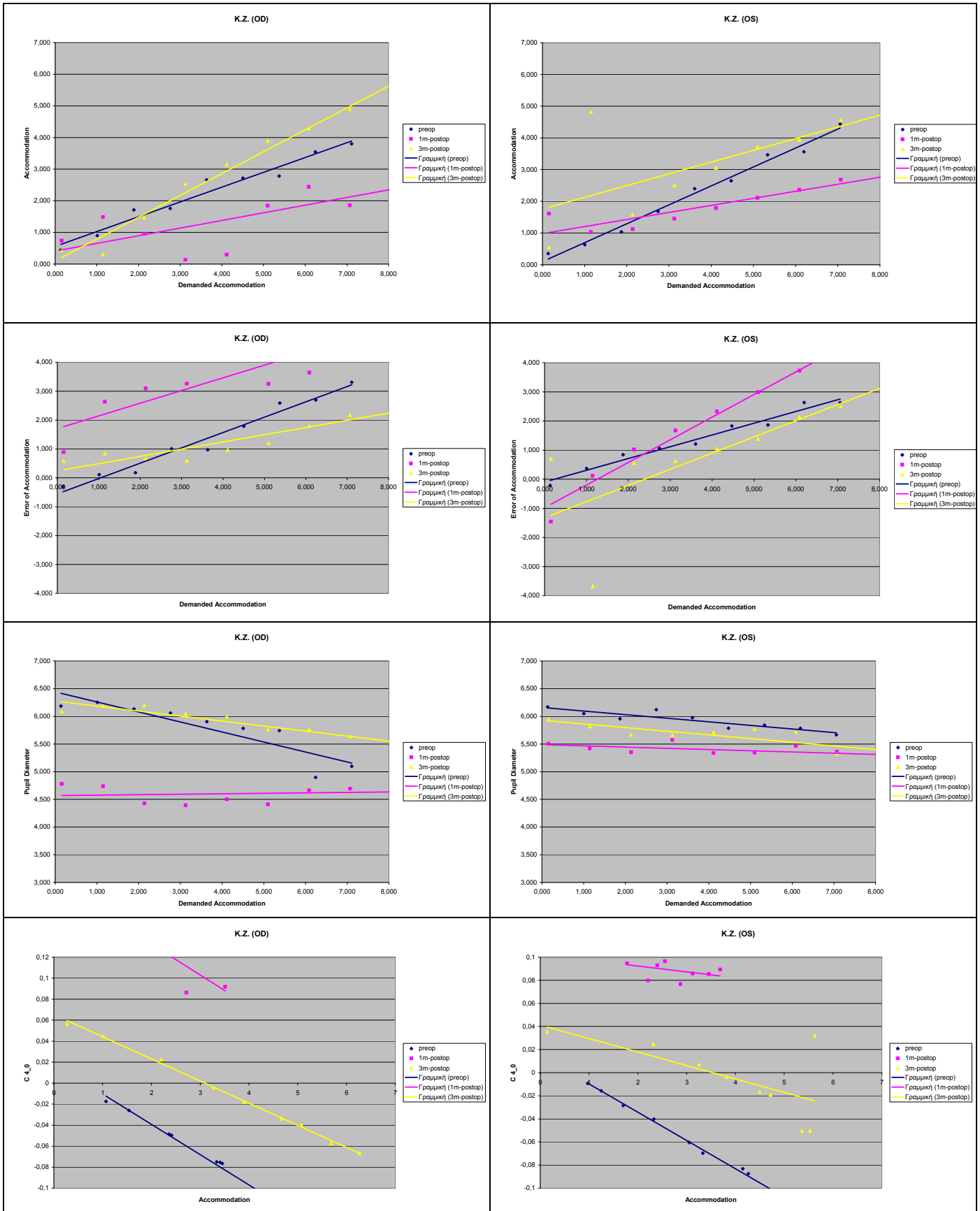




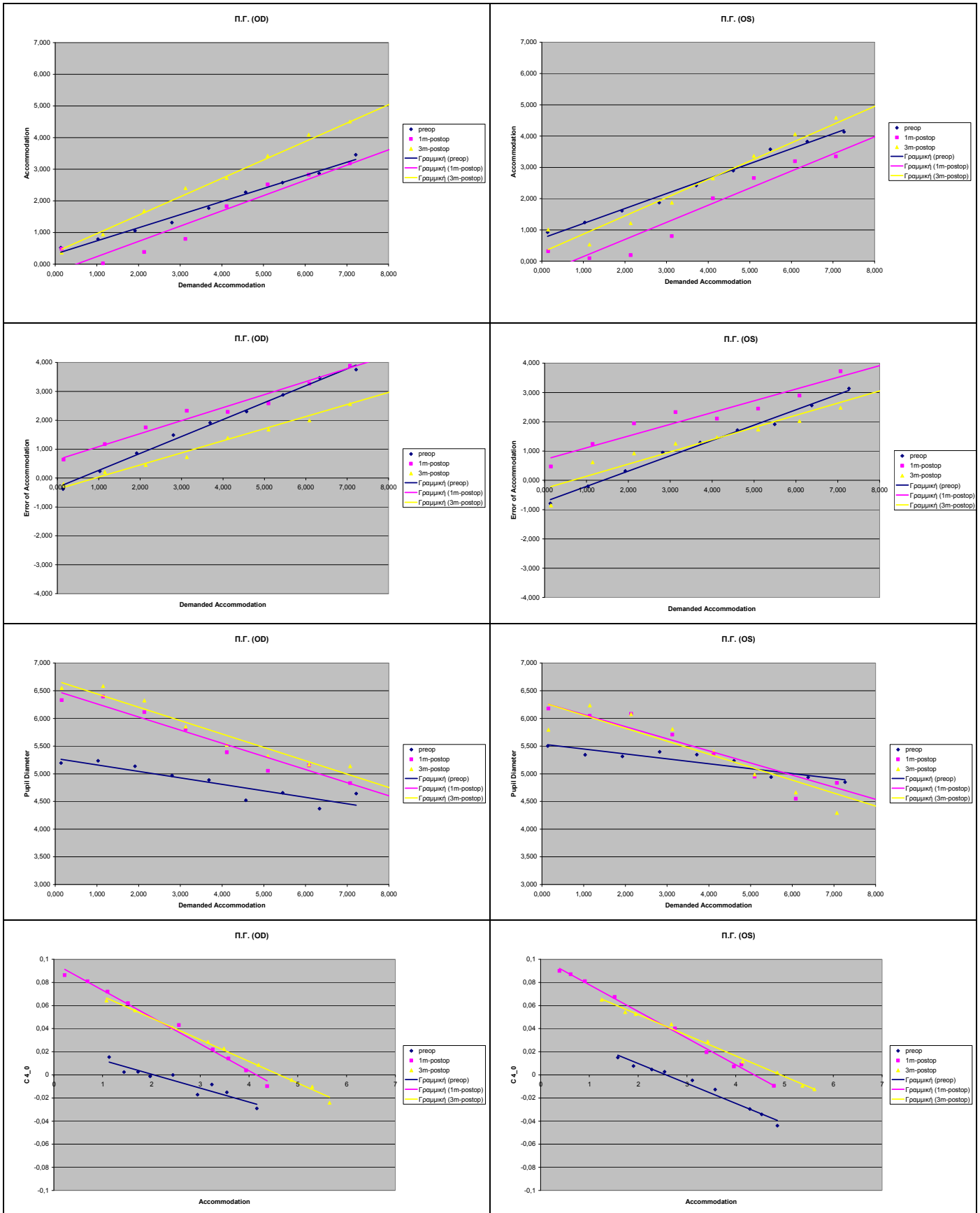
■ X.Δ. (dominant eye:OD)



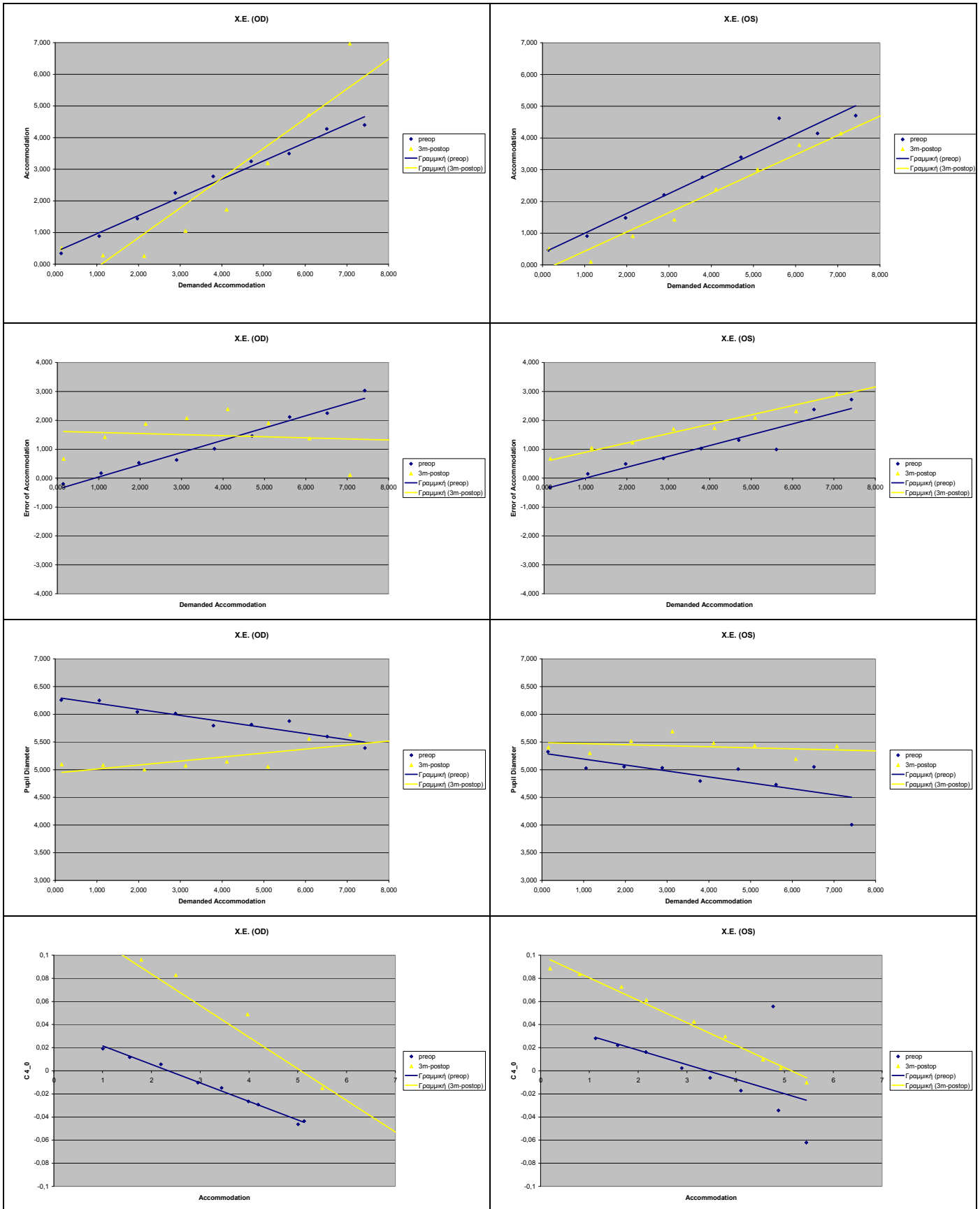
■ K.Z. (dominant eye:OD)



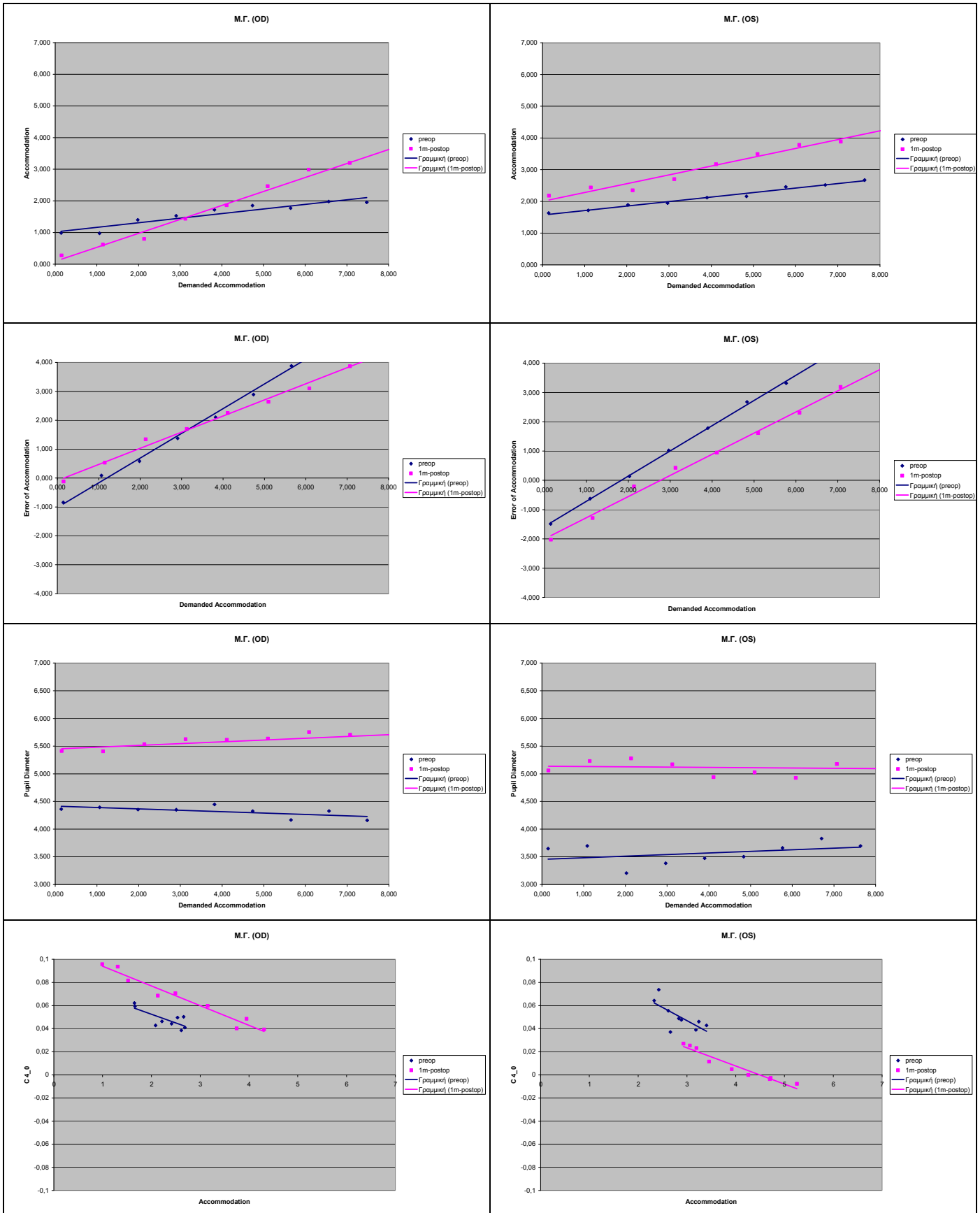
■ Π.Γ. (dominant eye:OS)



■ X.E. (dominant eye:OD)-Δεν προσήλθε για εξέταση 1mpostop.



■ Μ.Γ. (dominant eye:OD)-Δεν προσήλθε για εξέταση 3mpostop.



- N.N. (dominant eye:OS)-Έγιναν μετρήσεις μόνο στο δεξί οφθαλμό.

Δεν προσήλθε για εξέταση 3mpostop.

<p style="text-align: center;">N.N. (OD)</p>	-----
<p style="text-align: center;">N.N. (OD)</p>	-----
<p style="text-align: center;">N.N. (OD)</p>	-----
<p style="text-align: center;">N.N. (OD)</p>	-----

