

# Εξατομικευμένες διαθλαστικές επεμβάσεις: ένα βήμα προς την υπερ-όραση; ανατομικοί και φυσιολογικοί περιορισμοί

Παλλήκαρης Ιωάννης, Πλαΐνης Σωτήρης, Γκίνης Χαρίλαος, Παλλήκαρης Αριστοφάνης

ΒΕ.Μ.Μ.Ο.

Βαρδινογιάννειο Εργαστήριο Μεταμοσχεύσεων και Μικροχειρουργικής Οφθαλμού Πανεπιστήμιο Κρήτης

---

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

---

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη λειτουργία της ανθρώπινης όρασης είναι η δημιουργία ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Ασφαλώς, η συνολική λειτουργία της όρασης εξαρτάται τόσο από οπτικούς παράγοντες όσο και από νευρωνική επεξεργασία στον εγκεφαλικό φλοιό, αλλά η ποιότητα του σχηματιζόμενου ειδώλου είναι πρωταρχικής και πολλές φορές καθοριστικής σημασίας για την λειτουργικότητα και την ποιότητα της όρασης.

Είναι γνωστό ότι ο οφθαλμός εκτός από τα απλά διαθλαστικά σφάλματα (μυωπία, υπερμετρωπία, αστιγματισμός), όπως κάθε οπτικό σύστημα παρουσιάζει μια σειρά από μονοχρωματικές εκτροπές υψηλής τάξης (π.χ. σφαιρική εκτροπή, κόμα και καμπυλότητα πεδίου) (Charman, 1991). Ως αποτέλεσμα, ακόμα και στην περίπτωση όπου η πιθανή αμετρωπία έχει διορθωθεί (με οφθαλμικούς φακούς, φακούς επαφής ή διαθλαστική χειρουργική), το είδωλο που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή, δεν είναι απόλυτα ευκρινές, αλλά παρουσιάζει κάποια θόλωση λόγω της ύπαρξης χρωματικών και μονοχρωματικών εκτροπών αλλά και της περίθλασης (Charman, 1983; Thibos et al., 2002). Για παράδειγμα, η παρουσία θετικής σφαιρικής εκτροπής υποδηλώνει ότι οι ακτίνες που διαδίδονται από την περιφέρεια της κόρης υπόκεινται σε ισχυρότερη διάθλαση, από τις κεντρικές (παραξονικές) ακτίνες. Ως αποτέλεσμα, η απλή σφαιρο-κυλινδρική διόρθωση, ιδιαίτερα στις περιπτώσεις που η διάμετρος της κόρης είναι μεγάλη, δεν επαρκεί ώστε το είδωλο να εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή με την μέγιστη ευκρίνεια.

Από την στιγμή που η διόρθωση των απλών διαθλαστικών σφαλμάτων του οφθαλμού με Excimer laser εφαρμόστηκε με επιτυχία, ήταν αναμενόμενο ένα μεγάλο μέρος της έρευνας να εστιάζει το ενδιαφέρον του στην μελέτη του σχετικού οπτικού οφέλους που θα προκύψει από τη διόρθωση όχι μόνο των απλών αλλά και των υψηλών μονοχρωματικών εκτροπών του οφθαλμού. Η παράλληλη πρόοδος που σημειώθηκε τα τελευταία χρόνια στην ανάλυση μετώπου κύματος (wavefront analysis) των οφθαλμικών εκτροπών με την χρήση εξελιγμένων οργάνων, σε συνδυασμό με την δυνατότητα “διόρθωσή” τους με συστήματα των Προσαρμοστικών Οπτικών (Adaptive Optics) (βλ. παρακάτω), μετέτρεψε την “ανάλυση μετώπου κύματος” από μια καθαρά ακαδημαϊκή (μαθηματική) έννοια σε μια πρωτεύουσα προσπάθεια για την επίτευξη της “υπερ-όρασης”.

---

## ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΩΝ ΟΠΤΙΚΩΝ (ΠΟ)

---

Η τεχνολογία των προσαρμοστικών οπτικών (ΠΟ) αναπτύχθηκε στα τέλη της δεκαετίας του '60 και χρησιμοποιήθηκε στην αστρονομία για την διόρθωση των εκτροπών που προκύπτουν από τις διαταραχές του δείκτη διάθλασης της ατμόσφαιρας και την βελτίωση των εικόνων από τηλεσκόπια. Η τεχνολογία αυτή υιοθετήθηκε στα τέλη της προηγούμενης δεκαετίας από τις επιστήμες της όρασης. Ως αποτέλεσμα, σήμερα

καθίσταται δυνατή (προς το παρόν μόνον σε ερευνητικά κέντρα) η διόρθωση των οφθαλμικών εκτροπών υψηλής τάξης και η μεγιστοποίηση της ευκρίνειας του ειδώλου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή με την χρήση ενός συστήματος ΠΟ, το οποίο αποτελεί ένα σύγχρονο οφθαλμοσκόπιο υψηλής ανάλυσης (Liang et al., 1997; Iglesias et al., 2002) (βλ. εικ. 1). Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο είναι πρωτίστως αναγκαίος ο ακριβής και γρήγορος υπολογισμός των εκτροπών του κάθε οφθαλμού από αξιόπιστα όργανα (αισθητήρες ανάλυσης μετώπου κύματος), με πιο γνωστό το Hartmann-Shack (Thibos, 2000; Cheng et al., 2003). Άλλα εμπορικά διαθέσιμα εκτροπόμετρα βασίζονται στην αρχή του Tscherning (Mrochen et al., 2000) και στη μέθοδο Retinal ray-tracing (Pallikaris et al., 2000). Με χρήση αυτών των συσκευών επιτυγχάνεται η καταγραφή της κλίσης του μετώπου κύματος για κάθε σημείο της κόρης και στη συνέχεια, με την βοήθεια ενός υπολογιστικού συστήματος καθίσταται δυνατή η αξιολόγηση των συνολικών εκτροπών του οφθαλμού. Τα δεδομένα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον έλεγχο ενός “προσαρμοστικού” οπτικού στοιχείου, που μπορεί να είναι είτε ένας παραμορφώσιμος καθρέπτης (Liang and Williams, 1997), είτε ένας διαμορφωτής φάσης υγρών κρυστάλλων (Vargas-Martin et al., 1998), το οποίο αντισταθμίζει τις οφθαλμικές εκτροπές.

### **ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΕ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΜΦΙΒΛΗΣΤΡΟΕΙΔΗ**

Η τεχνολογία των ΠΟ έχει ήδη αποδείξει την αξία της με την ενσωμάτωσή της σε οφθαλμικά συστήματα απεικόνισης. Σε ένα οφθαλμοσκόπιο οι οπτικές επιφάνειες του οφθαλμού (που παρουσιάζουν εκτροπές) αποτελούν μέρος του απεικονιστικού συστήματος, γεγονός που περιορίζει την συνολική ποιότητα εικόνας. Πρώτος ο Liang και οι συνεργάτες του (Liang et al., 1997) χρησιμοποίησαν ένα σύστημα ΠΟ για να αντισταθμίσουν τις οφθαλμικές εκτροπές και να βελτιώσουν την ποιότητα των αμφιβληστροειδικών εικόνων από μια CCD camera βυθού. Με τον οφθαλμό σε κατάσταση κυκλοπληγίας (που παραλύει την προσαρμογή του φακού και εξαλείφει μικρά σφάλματα εστίασης, ενώ ταυτόχρονα προκαλεί διαστολή της κόρης ελαχιστοποιώντας τους περιορισμούς της περίθλασης –βλ. παρακάτω) κατάφεραν να απεικονίσουν τον αμφιβληστροειδή του ζωντανού ανθρώπινου οφθαλμού (*in vivo*) με ευκρίνεια ικανή για την εξέταση των μικροσκοπικών δομών του (π.χ. φωτοϋποδοχείς). Μάλιστα, σε συνδυασμό με άλλες τεχνικές έγινε εφικτός ο διαχωρισμός της κατανομής των τριών τύπων κωνίων στην κεντρική περιοχή του αμφιβληστροειδή (Roorda and Williams, 1999), καθώς επίσης και η μελέτη των οπτικών ιδιοτήτων τους (Roorda and Williams, 2002; Pallikaris et al., 2003).

Επίσης, σημαντική πρόοδος στον τομέα της διαγνωστικής οφθαλμολογίας αποτελεί και η κατασκευή ενός συστήματος που συνδυάζει την τεχνολογία των ΠΟ και ενός Οφθαλμοσκοπίου Σάρωσης Δέσμης Laser (Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscope, Roorda et al., 2002) με το οποίο καθίσταται δυνατή η απεικόνιση φωτοϋποδοχέων (εικ. 2) και νευρικών ινών με σημαντική μεγέθυνση, καθώς επίσης και της ροής των κυττάρων του αίματος στα τριχοειδή αγγεία του αμφιβληστροειδή. Είναι σίγουρο ότι οι παραπάνω τεχνικές θα αποτελέσουν ισχυρά “όπλα” σε μελλοντικές παθολογικές και ερευνητικές μελέτες του αμφιβληστροειδή και στην έγκαιρη διάγνωση παθήσεων που προσβάλλουν τα συγκεκριμένα κύτταρα.

### **ΠΙΘΑΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΟΡΑΣΗΣ**

Η χρήση των ΠΟ δεν επιτρέπει μόνο την ευκρινέστερη απεικόνιση του αμφιβληστροειδή, αλλά δίνει την δυνατότητα, διορθώνοντας τις εκτροπές του οφθαλμού, βελτίωσης της ποιότητας του αμφιβληστροειδικού ειδώλου και κατ’ επέκταση της όρασης των φυσιολογικών οφθαλμών (Yoon and Williams, 2002). Στην εικόνα 3 παρουσιάζεται η βελτίωση της οπτικής οξύτητας σε φυσιολογικούς ασθενείς μετά την διόρθωση των οφθαλμικών εκτροπών υψηλής τάξης, σε σύγκριση με την διόρθωση μόνο των απλών διαθλαστικών σφαλμάτων. Οι παραπάνω μετρήσεις αποκτούν μεγάλη αξία από τη στιγμή που τα τελευταία χρόνια γίνονται προσπάθειες διόρθωσης των εκτροπών υψηλής τάξης του οφθαλμού για την βελτίωση της όρασης πέρα του φυσιολογικού (υπερ-όραση) (Williams et al., 2000; Schwiegerling, 2000; Charman and Chateau, 2003).

Δύο μέθοδοι έχουν προταθεί για τη διόρθωση των μονοχρωματικών εκτροπών του οφθαλμού εκτός ερευνητικών εργαστηρίων. Η πρώτη μέθοδος περιλαμβάνει την χρήση καλά-προσαρμοσμένων εξατομικευμένων φακών επαφής με μεταβαλλόμενες οπτικές ιδιότητες (διακυμάνσεις στο οπτικό πάχος) που θα μπορούσαν να αντισταθμίσουν τις οφθαλμικές εκτροπές υψηλής τάξης, πέρα από την συμβατική σφαιρο-κυλινδρική διόρθωση (Thibos, 2003). Αυτοί οι φακοί θα πρέπει να είναι εξατομικευμένοι, δηλαδή θα είναι

ειδικά σχεδιασμένοι και κατασκευασμένοι ώστε να διορθώνουν την κλίση του μετώπου κύματος για τον κάθε διαφορετικό οφθαλμό. Έχει θεωρητικά υπολογιστεί (Guirao et al., 2001) ότι λόγω πιθανών μετατοπίσεων και περιστροφών του όταν βρίσκεται στο μάτι, ένας εξατομικευμένος φακός επαφής δεν θα πρόσφερε βελτίωση στην οπτική οξύτητα μεγαλύτερη από 1,5-2 φορές σε σύγκριση με την συμβατική διόρθωση.

Η άλλη προτεινόμενη τεχνική, που εφαρμόζεται τα τελευταία 2-3 χρόνια, αφορά την εφαρμογή της εξατομικευμένης διαθλαστικής χειρουργικής με excimer laser, δηλαδή την παράλληλη διόρθωση των απλών διαθλαστικών σφαλμάτων και των εκτροπών υψηλής τάξης του κάθε οφθαλμού. Σε γενικές γραμμές, σε αυτή την τεχνική αρχικά μετρώνται όλες οι οφθαλμικές εκτροπές με ένα αισθητήρα κυματομορφής όπως το Hartmann-Shack. Στη συνέχεια τα δεδομένα εισάγονται σε έναν υπολογιστή ελέγχου, ο οποίος καθορίζει την κατανομή φωτοεκτομής με το excimer laser έτσι ώστε να διορθωθούν τα απλά διαθλαστικά σφάλματα καθώς επίσης και οι εκτροπές υψηλής τάξης του κάθε οφθαλμού.

Τα πρώτα στοιχεία από τέτοιες επεμβάσεις έχουν αρχίσει να ανακοινώνονται, αλλά τα αποτελέσματα δεν είναι και τόσο ενθαρρυντικά αν και παρατηρείται μειωμένη εισαγωγή εκτροπών σε σχέση με τις συμβατικές κερατεκτομές (Seiler and Dastjerdi, 2002; Pallikaris et al., 2002; Mrochen et al., 2001). Ίσως είναι απαραίτητο να ερευνηθούν πλήρως οι λόγοι για τους οποίους παρατηρείται αύξηση των εκτροπών υψηλής τάξης μετά από συμβατικές διαθλαστικές επεμβάσεις (Marcos et al., 2001; Moreno-Barriuso et al., 2001; Nagy et al., 2002) και στη συνέχεια να αναζητηθούν μέθοδοι για τη μείωση των οφθαλμικών εκτροπών σε μικρότερα από τα προεγχειρητικά επίπεδα. Με σκοπό τη μείωση της σφαιρικής εκτροπής η οποία μετεγχειρητικά εμφανίζεται αυξημένη, ορισμένοι κατασκευαστές διαθλαστικών laser έχουν προχωρήσει στην εφαρμογή ασφαιρικών προφίλ φωτοεκτομής. Ταυτόχρονα σημαντικές προσπάθειες καταβάλλονται για την βελτίωση των συστημάτων ανίχνευσης κινήσεων του οφθαλμού για την αποφυγή έκκεντρων φωτοεκτομών, οι οποίες αποτελούν μία σημαντική επιπλοκή της διαθλαστικής χειρουργικής (Alio et al., 1998; Mrochen et al., 2001; Bueeler et al., 2003).

Βέβαια, οι αυξημένες εκτροπές δεν οφείλονται μόνον στις παρούσες χειρουργικές τεχνικές και στα εργαλεία που χρησιμοποιούνται κατά την επέμβαση (π.χ. μικροκερατόμος), αλλά και σε μακροχρόνιες αλλαγές στην εμβιομηχανική του κερατοειδή και των δακρύων (Marcos et al., 2001; Oliveira-Soto, 2002). Προς αυτή την κατεύθυνση έχει αναπτυχθεί πρόσφατα μία νέα διαθλαστική τεχνική, η Epi-LASIK (Pallikaris et al., 2003) κατά την οποία αποφεύγεται η δημιουργία κερατοειδικού κρημνού. Στην τεχνική αυτή το επιθήλιο διαχωρίζεται μηχανικά από την στιβάδα του Bowman και επανατοποθετείται στην επιφάνεια του κερατοειδή μετά την ακτινοβολήση. Δεδομένου ότι η κερατεκτομή είναι επιφανειακή, εικάζεται ότι οι μετεγχειρητικές εκτροπές θα εμφανίζονται περιορισμένες.

---

## ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΣΤΗΝ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

---

Ακόμη και αν τα παραπάνω προβλήματα ξεπεραστούν, το οπτικό όφελος που θα προκύψει από την πιθανή "εξάλειψη" των οφθαλμικών εκτροπών ίσως έχει υπερεκτιμηθεί, μια και στην πράξη υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που περιορίζουν τα την μέγιστη ευκρίνεια του οφθαλμού. Ο υπολογισμός της διακριτικής ικανότητας του οφθαλμού, στην καθημερινή κλινική πράξη, γίνεται με την μέτρηση της οπτικής οξύτητας. Αν και θεωρείται ότι οπτική οξύτητα ίση με 10/10\* αποτελεί το μέσο όρο σε υγιείς οφθαλμούς, ουσιαστικά παρατηρείται ότι με σωστή σφαιρο-κυλινδρική διόρθωση (όπου χρειάζεται) οι περισσότεροι φυσιολογικοί οφθαλμοί παρουσιάζουν υψηλότερη ευκρίνεια από 10/10. Μάλιστα, ερευνητικά δεδομένα συμφωνούν με την παραπάνω παρατήρηση, «ανεβάζοντας» την μέση οπτική οξύτητα των υγιών (διορθωμένων) νεαρών οφθαλμών σε 15/10 (Elliott et al., 1995) και μόνο σε ηλικίες > 60 ετών η οπτική οξύτητα μειώνεται σε επίπεδα μικρότερα του 10/10.

Η διακριτική ικανότητα ορίζεται τόσο από την ποιότητα του ειδώλου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή, αλλά επίσης περιορίζεται από ανατομικούς παράγοντες, όπως για παράδειγμα την πυκνότητα των φωτοϋποδοχέων στο κεντρικό βοθρίο (1A) του αμφιβληστροειδή τα ανατομικά και φυσιολογικά χαρακτηριστικά των γαγγλιακών κυττάρων της οπτικής οδού και την νευρική επεξεργασία σε

ανώτερα στάδια της οπτικής οδούς (η οποία κυρίως ευθύνεται για την αποκωδικοποίηση των χαρακτηριστικών των εικόνων, π.χ. φωτεινότητα, χρωματικότητα, περίγραμμα, προσανατολισμός). Η ποιότητα της εικόνας στον αμφιβληστροειδή δεν μειώνεται μόνο από την παρουσία των εκτροπών, αλλά επίσης εξαρτάται από: το μέγεθος της κόρης του οφθαλμού (φαινόμενο περίθλασης), την χρωματική εκτροπή και την σταθερότητα και ακρίβεια της προσαρμοστικής ικανότητας του φακού.

## ΠΕΡΙΘΛΑΣΗ

Είναι γνωστό ότι το μονοχρωματικό φως ακόμη και στην περίπτωση απουσίας εκτροπών, δεν εστιάζεται τέλεια στον αμφιβληστροειδή, αλλά σχηματίζει τον δίσκο του Airy λόγω του φαινομένου της περίθλασης, περιορίζοντας την ποιότητα του ειδώλου για μικρά μεγέθη κόρης. Σύμφωνα με τον Rayleigh (Rayleigh, 1910), για να μπορέσουμε να διακρίνουμε τα είδωλα δύο παρακείμενων σημείων θα πρέπει αυτά να διαχωρίζονται από μια ελάχιστη απόσταση, η οποία καθορίζει την διακριτική ικανότητα (ελάχιστη γωνία ευκρίνειας,  $\theta_{\min}$ ) με την παρακάτω εξίσωση:

$$\theta_{\min} = 1.22 \lambda / \Delta \text{ ακτίνια} = 4.19 \cdot 10^{-3} \lambda / \Delta \text{ arcmins}$$

όπου  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος του φωτός και  $\Delta$  η διάμετρος της κόρης. Είναι προφανές (εικ. 4), ότι απουσία εκτροπών όσο μεγαλύτερη είναι η διάμετρος της κόρης, τόσο ευκρινέστερο είναι το αμφιβληστροειδικό είδωλο ενός τυπικού φυσιολογικού οφθαλμού. Επομένως, από την διόρθωση των εκτροπών οποιοδήποτε οπτικό όφελος θα προκύψει μόνο για τις κόρες μεγάλης διαμέτρου. Αυτό βέβαια συμβαίνει μόνο σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού (μεσοπτικές), και είναι γνωστό ότι σε τέτοια επίπεδα φωτισμού η οπτική συμπεριφορά επηρεάζεται από την λειτουργία των ραβδίων, τα οποία όμως παρουσιάζουν περιορισμένη διακριτική ικανότητα, για αυτό η οπτική οξύτητα μειώνεται σημαντικά στο ημίφως.

## ΜΙΚΡΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΕΣΤΙΑΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ

Ο οφθαλμός έχει την ικανότητα να αυξάνει την διαθλαστική του ισχύ, μέσω της αύξησης της καμπυλότητας των επιφανειών του φακού, ώστε να μπορεί να εστιάσει αντικείμενα που βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις. Αν και το κύριο ερέθισμα για την ενεργοποίηση του μηχανισμού της προσαρμογής είναι η διατήρηση ευκρινούς αμφιβληστροειδικού ειδώλου (Charman, 1983), έχει αποδειχθεί ότι κατά την προσαρμογή παρουσιάζονται τόσο σφάλματα εστίασης (υπο-προσαρμογή για κοντινά αντικείμενα) όσο και μικρές διακυμάνσεις ( $\sim 0.25D$ ) στην απόκριση προσαρμογής (Charman and Heron, 1988) και στις εκτροπές υψηλής τάξης (Hofer et al., 2001), οι οποίες μεταβάλλονται με την προσαρμογή. Είναι πιθανόν αυτές οι διακυμάνσεις να επηρεάζουν την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου. Επίσης, οι εκτροπές μεταβάλλονται για τα διάφορα επίπεδα προσαρμογής, με πιο σημαντική την μεταβολή της σφαιρικής εκτροπής από θετική σε αρνητική τιμή (Lopez-Gil et al., 1998; He et al., 2000), κυρίως λόγω της μεταβολής στην καμπυλότητα των επιφανειών του φακού (Atchison et al., 1995). Κατά συνέπεια, η εξατομικευμένη "διόρθωση" των εκτροπών για την μακρινή όραση, δεν θα ιδανική για όλες τις καταστάσεις προσαρμογής. Έχει μάλιστα αποδειχθεί ότι οι μονοχρωματικές εκτροπές βοηθάνε το σύστημα προσαρμογής στον καθορισμό της κατεύθυνσης εστίασης (Wilson et al., 2002).

## ΑΞΟΝΙΚΗ ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΕΚΤΡΟΠΗ

Η εξατομικευμένη διαθλαστική χειρουργική θα μπορούσε να αντισταθμίσει μόνο τις μονοχρωματικές εκτροπές. Στην πραγματική λειτουργία της όρασης όπου η ευκρινής παρατήρηση πολυχρωματικών εικόνων είναι το ζητούμενο, η αξονική χρωματική εκτροπή [που οφείλεται στο γεγονός ότι τα χαμηλά-μήκη κύματος (μπλε) διαθλώνονται περισσότερο από εκείνα υψηλού-μήκους κύματος (κόκκινα)], θα μειώνει σε κάποιο βαθμό την ευκρίνεια του ειδώλου. Στην εικόνα 5 φαίνεται η αξονική χρωματική εκτροπή του μέσου οφθαλμού, σαν συνάρτηση του μήκους κύματος. Είναι εμφανές ότι το μπλε φως ( $\sim 400 \text{ nm}$ ) είναι μυωπικό κατά περίπου  $2D$  σε σχέση με τα  $550 \text{ nm}$  (όπου παρουσιάζεται η μέγιστη ευαισθησία του οφθαλμού).

Παρόλο που ο ρόλος της αξονικής χρωματικής εκτροπής στην ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου δεν έχει πλήρως κατανοηθεί, ο πολυχρωματικός χαρακτήρας των πραγματικών αντικειμένων συνεπάγεται ότι δεν είναι δυνατή κατ' αρχήν η δημιουργία όρασης πλήρως ελεύθερης εκτροπών.

## ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ ΚΩΝΙΩΝ

Η μέγιστη οπτική οξύτητα για κάθε οφθαλμό παρουσιάζεται στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδή, περιοχή όπου τα κωνία, οι φωτοϋποδοχείς που εξασφαλίζουν την υψηλή διακριτική ικανότητα του οφθαλμού, έχουν το μικρότερο μέγεθος, κι επομένως τη μέγιστη πυκνότητα. Σε φωτοπικές συνθήκες φωτισμού, στο κέντρο του αμφιβληστροειδή κάθε κωνίο μεταδίδει τις πληροφορίες σε μόνο ένα γαγγλιακό κύτταρο, με αποτέλεσμα η χωρική κατανομή (η πυκνότητα) του μωσαϊκού των φωτοϋποδοχέων να καθορίζει τα όρια ευκρίνειας της νευρωνικής επεξεργασίας. Αυτό συνεπάγεται ότι, όσο υψηλή και να είναι η ευκρίνεια του οπτικού μας συστήματος, η τελική διακριτική ικανότητα του οφθαλμού περιορίζεται από την μέση απόσταση μεταξύ των κωνίων του κεντρικού βοθρίου. Το μωσαϊκό των φωτοϋποδοχέων φωτογραφήθηκε για πρώτη φορά σε μοσχεύματα πριν περίπου 15 χρόνια *in vitro* (Hirsch and Curcio, 1989; Curcio et al., 1990), ενώ σήμερα με τα συστήματα ΠΟ δίνεται η δυνατότητα φωτογράφισης στον ζωντανό οφθαλμό. Βέβαια, τα συστήματα ΠΟ δεν παρουσιάζουν ακόμη τέτοια ευκρίνεια, ώστε να απεικονίσουν το μωσαϊκό των κωνίων στην κεντρική περιοχή του αμφιβληστροειδή.

Ένα στοιχείο που παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον είναι η μεγάλη διακύμανση που παρατηρείται στην πυκνότητα των φωτοϋποδοχέων μεταξύ φυσιολογικών ατόμων της ίδιας ηλικίας (εικ. 6). Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να παρουσιάζεται σημαντική διακύμανση και στην θεωρητικά μέγιστη ευκρίνεια του οφθαλμού. Με βάση την πυκνότητα των κωνίων και σύμφωνα με την ανατομική μελέτη της Curcio και των συνεργατών της (Curcio et al., 1990), η μέγιστη ευκρίνεια στο μέσο οφθαλμό είναι περίπου 21.3/10, ενώ κυμαίνεται μεταξύ 17.5/10 και 28.6/10. Οι παραπάνω μετρήσεις έρχονται σε συμφωνία με ψυχοφυσικές μελέτες (Williams, 1985), οι οποίες παρακάμπτοντας τις οπτικές επιφάνειες του οφθαλμού (χρησιμοποιώντας κροσσούς συμβολής), υπολόγισαν τα όρια της διακριτικής ικανότητας περίπου στα 20/10. Αυτό υποδεικνύει ότι το μεγαλύτερο οπτικό όφελος από την διόρθωση των εκτροπών θα το αποκομίσουν άτομα που παρουσιάζουν υψηλή πυκνότητα κωνίων στην ωχρά κηλίδα.

Στην εικόνα 7 παρουσιάζονται συνολικά οι επιπτώσεις των περιοριστικών παραγόντων στην οπτική οξύτητα (MAR) σε συνάρτηση με την διάμετρο της κόρης του οφθαλμού. Η ύπαρξη των εκτροπών υψηλής τάξης, οδηγεί στον περιορισμό της οπτικής οξύτητας σε χαμηλότερα επίπεδα από αυτά που ορίζονται από την πυκνότητα των φωτοϋποδοχέων (για κόρες διαμέτρου μεγαλύτερης των 4 mm, η οπτική οξύτητα είναι μικρότερη από 10/10). Το αξιοσημείωτο στατιστικό στοιχείο είναι ότι παρουσιάζεται μεγάλη απόκλιση μεταξύ φυσιολογικών οφθαλμών στο μέγεθος των οφθαλμικών εκτροπών, με αποτέλεσμα να υπάρχει σημαντική διακύμανση στην επίδραση τους στην όραση (Thibos et al., 2002). Επιπλέον, για κόρες μικρής διαμέτρου (< 2.0 mm), η οπτική οξύτητα περιορίζεται λόγω του φαινομένου της περίθλασης. Ασφαλώς, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η ανώτατη διακριτική ικανότητα περιορίζεται από το μωσαϊκό των φωτοϋποδοχέων (μέσος όρος: ~21/10). Στην εικόνα 8 παρουσιάζεται η συνάρτηση διασποράς σημείου (Point Spread Function), ενός τυπικού φυσιολογικού οφθαλμού, η οποία εκφράζει την κατανομή της σχηματιζόμενης στον αμφιβληστροειδή φωτεινής κηλίδας όταν παρατηρείται μία σημειακή πηγή. Είναι εμφανές ότι η ιδανική διάμετρος της κόρης για το συγκεκριμένο οφθαλμό είναι μεταξύ 2 και 3 mm.

Επίσης, πρέπει να σημειωθεί ότι οι οφθαλμικές εκτροπές αυξάνονται αισθητά με την ηλικία (McLellan et al., 2001; Brunette et al., 2003). Το γεγονός αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι πιθανή διόρθωση των μονοχρωματικών εκτροπών μπορεί να αποτελέσει μόνο πρόσκαιρη και όχι μόνιμη βελτίωση της ποιότητας της όρασης.

---

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

---

Είναι προφανές ότι τα μεγάλα οφέλη από την διόρθωση των οφθαλμικών εκτροπών υψηλής τάξης, πρόκειται να τα αποκομίσει ο τομέας της οφθαλμικής διαγνωστικής. Ο συνδυασμός της τεχνολογίας των ΠΟ με

μηχανήματα σάρωσης δέσμης laser θα βοηθήσει ιδιαίτερα στην διάγνωση παθολογικών καταστάσεων που προσβάλλουν διάφορες δομές και κύτταρα (π.χ. φωτοϋποδοχείς) του αμφιβληστροειδή (ηλιακή εκφύλιση της ωχράς, ωχροπάθειες κτλ.). Επίσης, υπάρχουν προτάσεις από την επιστημονική κοινότητα για αναθεώρηση των τρόπων της εξατομικευμένης χειρουργικής διόρθωσης σύμφωνα με τις προσωπικές απαιτήσεις του κάθε ασθενή, π.χ. την χρήση περισσότερο της κοντινής ή της μακρυνής όρασης. Και σε αυτή την περίπτωση το σύστημα της προσαρμοστικής τεχνικής θα αποτελέσει ένα σημαντικό προσομοιωτή όρασης για τον κάθε ασθενή πριν χειρουργηθεί. Μάλιστα, δεν είναι διόλου απίθανο στο άμεσο μέλλον συστήματα ΠΟ να αντικαταστήσουν τον συμβατικό εξοπλισμό για τη χορήγηση συνταγών για γυαλιά ή φακούς επαφής.

Όσο αφορά την περίπτωση της εξάλειψης όλων των εκτροπών με την εξατομικευμένη διόρθωση, είτε αυτή προσφέρεται με την χρήση φακών επαφής, είτε με την διαθλαστική χειρουργική, είναι γεγονός ότι οποιαδήποτε βελτίωση θα περιορίζεται από μια σειρά φυσιολογικών και ανατομικών παραγόντων του οπτικού συστήματος. Είναι εύλογο ότι εξατομικευμένη διόρθωση μπορεί να επιτευχθεί με επιτυχία μόνο για μια καθορισμένη απόσταση (μακρυστή ή κοντά) και μόνο για κόρες μεγάλης διαμέτρου. Ακόμη και σε αυτή την περίπτωση, η “υπερ-όραση” θα αφορά μόνο μία ομάδα ανθρώπων με ιδανικά ανατομικά χαρακτηριστικά (υψηλή πυκνότητα κωνίων στο κέντρο του αμφιβληστροειδή) και δεν πρόκειται να είναι μεγαλύτερη από 20/10. Το μεγαλύτερο όφελος πιθανόν θα προκύψει από την βελτίωση της οπτικής οξύτητας σε στόχους με χαμηλό contrast και στην φωτεινή ευαισθησία αντίθεσης (contrast sensitivity).

Τέλος, το οπτικό όφελος από την εξατομικευμένη διόρθωση θα είναι πιο εμφανές στους οφθαλμούς με μεγάλες προϋπάρχουσες οπτικές εκτροπές, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση του ανώμαλου αστιγματισμού, και σε μετεγχειρητικές περιπτώσεις μεταμόσχευσης κερατοειδούς ή σε οφθαλμούς που έχουν υποστεί έκκεντρες διαθλαστικές επεμβάσεις.

## **BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. Alio JL, Artola A, Claramonte PJ, Ayala MJ, Sanchez SP. Complications of photorefractive keratectomy for myopia: two year follow-up of 3000 cases. *J Cataract Refract Surg.* 1998; 24:619-26.
2. Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD. Measurement of Monochromatic Ocular Aberrations of Human Eyes As a Function of Accommodation By the Howland Aberroscope Technique. *Vision Research.* 1995; 35:313-323.
3. Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2003; 44:5438-46.
4. Bueeler M, Mrochen M, Seiler T. Maximum permissible lateral decentration in aberration-sensing and wavefront-guided corneal ablation. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29:257-63.
5. Charman WN. The retinal image in the human eye. *Progress in Retinal and Eye Research.* 1983; 2:1-50.
6. Charman WN. Wave-Front Aberration of the Eye - a Review. *Optometry and Vision Science.* 1991; 68:574-583.
7. Charman WN, Chateau N. The prospects for super-acuity: limits to visual performance after correction of monochromatic ocular aberration. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2003; 23:479-93.
8. Charman WN, Heron G. Fluctuations in accommodation: a review. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1988; 8:153-64.
9. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer. *Optometry and Vision Science.* 2003; 80: 587-595.
10. Curcio CA, Sloan KR, Kalina RE, Hendrickson AE. Human photoreceptor topography. *J Comp Neurol.* 1990; 292:497-523.
11. Elliott DB, Yang KC, Whitaker D. Visual acuity changes throughout adulthood in normal, healthy eyes: seeing beyond 6/6. *Optom Vis Sci.* 1995; 72:186-91.
12. Guirao A, Williams DR, Cox IG. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision.* 2001; 18:1003-1015.
13. He JC, Burns SA, Marcos S. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Research.* 2000; 40:41-48.
14. Hirsch J, Curcio CA. The spatial resolution capacity of human foveal retina. *Vision Res.* 1989; 29:1095-101.
15. Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision.* 2001; 18:497-506.
16. Iglesias I, Ragazzoni R, Julien Y, Artal P. Extended source pyramid wave-front sensor for the human eye. *Optics Express.* 2002; 10:419-428.

17. Liang JZ, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. 1997; 14:2873-2883.
18. Liang JZ, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. 1997; 14:2884-2892.
19. Lopez-Gil N, Iglesias I, Artal P. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. *Vision Research*. 1998; 38:2897-2907.
20. Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Llodes J. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2001; 42:3349-56.
21. McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2001; 42:1390-1395.
22. Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2001; 42: 1396-1403.
23. Mrochen M, Eldine MS, Kaemmerer M, Seiler T, Hutz W. Improvement in photorefractive corneal laser surgery results using an active eye-tracking system. *J Cataract Refract Surg*. 2001; 27:1000-6.
24. Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. Principles of Tscherning aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*. 2000; 16:S570-S571.
25. Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Seiler T. Increased higher-order optical aberrations after laser refractive surgery - A problem of subclinical decentration. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2001; 27:362-369.
26. Nagy ZZ, Palagyi-Deak I, Kelemen E, Kovacs A. Wavefront-guided photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *J Refract Surg*. 2002; 18: S615-9.
27. Oliveira-Soto L, Charman WN. Some possible longer-term ocular changes following excimer laser refractive surgery. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2002; 22: 274-88.
28. Pallikaris A, Williams DR, Hofer H. The reflectance of single cones in the living human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2003; 44:4580-92.
29. Pallikaris IG, Kymionis GD, Panagopoulou SI, Siganos CS, Theodorakis MA, Pallikaris AI. Induced optical aberrations following formation of a laser in situ keratomileusis flap. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28: 1737-41.
30. Pallikaris IG, Naoumidi, II, Kalyvianaki MI, Katsanevaki VJ. Epi-LASIK: comparative histological evaluation of mechanical and alcohol-assisted epithelial separation. *J Cataract Refract Surg*. 2003; 29:1496-501.
31. Pallikaris IG, Panagopoulou SI, Molebny VV. Clinical experience with the Tracey technology wavefront device. *Journal of Refractive Surgery*. 2000; 16:S588-S591.
32. Rayleigh L. Diffraction. In: *Encyclopedia Britannica*. 11th ed. New York: Encyclopedia Britannica Co.; 1910:245.
33. Roorda A, Romero-Borja F, Donnely WJ, Queener H. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope. *Optics Express*. 2002; 10:405-412.
34. Roorda A, Williams DR. The arrangement of the three cone classes in the living human eye. *Nature*. 1999; 397:520-2.
35. Roorda A, Williams DR. Optical fiber properties of individual human cones. *J Vis*. 2002; 2:404-12.
36. Schwiegerling J. Theoretical limits to visual performance. *Survey of Ophthalmology*. 2000; 45:139-146.
37. Seiler T, Dastjerdi MH. Customized corneal ablation. *Curr Opin Ophthalmol*. 2002; 13:256-60.
38. Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*. 2000; 16:S563-S565.
39. Thibos LN. Wavefront-guided contact lens design: principles, techniques and limitations. *Optometry Today*. 2003; 43:35-37.
40. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. 2002; 19:2329-2348.
41. Vargas-Martin F, Prieto PM, Artal P. Correction of the aberrations in the human eye with a liquid- crystal spatial light modulator: limits to performance. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. 1998; 15:2552-2562.
42. Williams D, Yoon GY, Porter J, Guirao A, Hofer H, Cox I. Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye. *J Refract Surg*. 2000; 16:S554-9.
43. Williams DR. Aliasing in human foveal vision. *Vision Research*. 1985; 25:195-205.
44. Wilson BJ, Decker KE, Roorda A. Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2002; 19:833-9.
45. Yoon GY, Williams DR. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. 2002; 19:266-275.

Εικόνα 1. Σχηματική αναπαράσταση διάταξης του συστήματος προσαρμοστικών οπτικών κλειστού βρόχου (απλουστευμένη). Οι οπτικές εκτροπές του οφθαλμού μετρώνται και αντισταθμίζονται από παραμορφώσιμο καθρέπτη σε πραγματικό χρόνο.

Εικόνα 2. Εικόνες από την ίδια περιοχή του αμφιβληστροειδή με το Οφθαλμοσκόπιο Σάρωσης δέσμης laser (Scanning Laser Ophthalmoscope), χωρίς την διόρθωση των εκτροπών υψηλής τάξης του οφθαλμού (αριστερά) και μετά την διόρθωσή τους με ενσωμάτωση ενός συστήματος προσαρμοστικών οπτικών (δεξιά) (από Roorda et al., 2002).

Εικόνα 3. Βελτίωση της οπτικής οξύτητας σε τρεις εξεταζόμενους με τρεις διαφορετικές διορθώσεις: μόνο με σφαιροκυλινδρικούς φακούς, με διόρθωση και των μονοχρωματικών εκτροπών, με «εξουδετέρωση» των χρωματικών εκτροπών (βλ. παρακάτω), χρησιμοποιώντας μονοχρωματικό φως (δεδομένα από Yoon and Williams, 2002).

Εικόνα 4. Συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) για διαφορετικές διαμέτρους της κόρης του οφθαλμού (από αριστερά προς δεξιά: 1, 3 και 6 mm) λόγω του φαινομένου της περίθλασης ( $\lambda=550$  nm). Η συνάρτηση διασποράς σημείου εκφράζει την κατανομή της σχηματιζόμενης στον αμφιβληστροειδή φωτεινής κηλίδας όταν παρατηρείται μία σημειακή πηγή.

Εικόνα 5. Αξονική χρωματική εκτροπή του οφθαλμού σε διοπτρίες σαν συνάρτηση του μήκους κύματος. Στην καμπύλη έχει θεωρηθεί ότι η χρωματική εκτροπή μηδενίζεται σε μήκος κύματος 550 nm. Πειραματικά δεδομένα, τα οποία έχουν συλλεχθεί με διάφορες μεθόδους, συμφωνούν απόλυτα με τον παραπάνω θεωρητικό υπολογισμό.

Εικόνα 6. Εικόνες από δύο αμφιβληστροειδείς (μοσχεύματα) με υψηλή (δεξιά) και χαμηλότερη (αριστερά) πυκνότητα κωνίων. Υψηλότερη πυκνότητα συνεπάγεται σε μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα (από Curcio et al., 1990).

Εικόνα 7. Οι παράγοντες που περιορίζουν τη διακριτική ικανότητα του οφθαλμού (οπτική οξύτητα εκφραζόμενη σε ελάχιστη γωνία ευκρίνειας,  $1.0=10/10$ ,  $0.5=20/10$ ). Η αύξηση της κόρης έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση της οπτικής οξύτητας λόγω της μείωσης του ρόλου της περίθλασης, αλλά τη μείωσή της λόγω της αύξησης των μονοχρωματικών εκτροπών. Το βέλτιστο μέγεθος της κόρης είναι περίπου 3 mm. Είναι αξιοσημείωτο ότι η ανώτατη διακριτική ικανότητα περιορίζεται πάντα από την πυκνότητα των κωνίων στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδή.

Εικόνα 8. Συνάρτηση διασποράς σημείου (PSF) για διαφορετικές διαμέτρους της κόρης του οφθαλμού. Για μικρές διαμέτρους της κόρης ( $< 2$  mm) η περίθλαση είναι ο βασικός παράγοντας που επηρεάζει τη διακριτική ικανότητα του οφθαλμού. Για μεγάλες διαμέτρους της κόρης, (4-7 mm) οι εκτροπές είναι αυτές που καθορίζουν τη διακριτική ικανότητα και την ποιότητα της εικόνας.