



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ**  
**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ**



**Μεταπτυχιακή εργασία με τίτλο**

**“ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΙΣΧΥΟΣ ΕΝΔΟΦΑΚΟΥ  
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ”**

**ΚΟΥΜΑΝΤΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ**

**Υπεύθυνοι καθηγητές:**  
**Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής Οφθαλμολογίας**  
**Τσιλιμπάρης Μ., Επικουρος Καθηγητής Οφθαλμολογίας**  
**Γκίνης Χαρίλαος, PhD**

**Μάρτιος 2007**



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ**  
**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ**



**Μεταπτυχιακή εργασία με τίτλο**

**“ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΙΣΧΥΟΣ ΕΝΔΟΦΑΚΟΥ  
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ”**

**ΚΟΥΜΑΝΤΑΚΗΣ ΣΤΑΥΡΟΣ**

**Υπεύθυνοι καθηγητές:**

**Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής Οφθαλμολογίας**  
**Τσιλιμπάρης Μ., Επίκουρος Καθηγητής Οφθαλμολογίας**  
**Γκίνης Χαρίλαος, PhD**

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη στις 5/3/2007 ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Οπτική και Όραση» και παρουσιάστηκε στην Τριμελή Επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. Ιωάννη Παλλήκαρη, Καθηγητή Οφθαλμολογίας
2. Μιλτιάδη Τσιλιμπάρη, Επίκουρο Καθηγητή Οφθαλμολογίας
3. Δρ. Χαρίλαο Γκίνη

**Μάρτιος 2007**

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή .....	4
1.1: Ο οφθαλμός.....	4
1.2: Οπτικές αρχές του οφθαλμού .....	6
1.3: Κρυσταλλοειδής φακός .....	7
1.4: Κερατοειδής.....	8
Κεφάλαιο 2: Διαθλαστική χειρουργική .....	9
2.1: Αρχές διαθλαστικής χειρουργικής.....	9
2.2: Επιφανειακή φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή (PRK).....	11
2.3: LASIK.....	12
Κεφάλαιο 3 : Καταρράκτης .....	14
3.1: Γενικά χαρακτηριστικά.....	14
3.2: Αντιμετώπιση καταρράκτη .....	15
3.2.1: Εξωπεριφακική .....	15
3.2.2: Φακοθρυψία.....	16
3.3: Ενδοφακοί.....	17
3.4: Υπολογισμός ισχύος ενδοφακού .....	18
3.4.1: Παράγοντες επηρεασμού της ακριβούς μέτρησης της ισχύος του ενδοφακού.	
.....	20
3.4.1.1 Κερατόμετρα.....	21
3.4.1.2 Τοπογραφικές συσκευές .....	24
3.4.2: Παράγοντες που επηρεάζουν την ακριβή μέτρηση της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση.....	25
3.4.2.1 Αλλαγή στην ασφαιρικότητα του κερατοειδή .....	25
3.4.2.2 : Μεταβολή της σχέσης που συνδέει την εμπρόσθια με την οπίσθια ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή. ....	27
Κεφάλαιο 4: Τύποι υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού.....	28
4.1: Τύπος Holladay I .....	28
4.2: Τύπος Holladay II .....	30
4.3: Τύποι SRK I & SRK II .....	30
4.4 Τύπος Hoffer Q .....	31
4.5 Φόρμουλα του Haigi .....	32
4.6 Επιλέγοντας τον σωστό τύπο .....	33
Κεφάλαιο 5: Μέθοδοι υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση, όταν είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή. ....	38
5.1: Μέθοδος του Ιστορικού .....	38
5.2: Μέθοδος DBR.....	42
5.3: Τοπογραφία στον κερατοειδή .....	43
5.4: Η μέθοδος double K.....	44
5.5: Θεωρητική Φόρμουλα .....	45
5.6: Μέθοδος Υπολογισμού Ισχύς Ενδοφακού με προεγχειρητικά Κερατομετρικά Δεδομένα.....	46
5.7: Ρύθμιση της Ισχύς του Ενδοφακού βάση νομογράμματος.....	47
5.8: Μέθοδος Διορθωμένου Δείκτη Διάθλαση .....	49
Κεφάλαιο 6: Υπολογισμός της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση, χωρίς να είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή.....	51
6.1: Τοπογραφία κερατοειδή - Ρυθμισμένη Μέθοδος του Maloney .....	51

6.2: Μέθοδος Σκληρού Φακού Επαφής .....	52
6.3: Μέθοδος του Shammas Χωρίς Ιστορικό .....	53
6.4: Μέθοδος Αφακικής Διάθλασης .....	55
6.5 Φόρμουλα του Gauss, ‘Μια θεωρητική προσέγγιση’ .....	55
6.6: Καθορισμός ισχύος του κερατοειδή με τη χρήση Orbscan II.....	57
6.7: Μέθοδος Θεωρητικού Μεταβλητού Δείκτη Διάθλασης.....	58
6.8: Μέθοδος της Rosa.....	59
6.9: Ξεχωριστή εξέταση οπίσθιας και εμπρόσθιας ισχύς κερατοειδή .....	61
<i>Κεφάλαιο 7: Σύγκρισεις μεθόδων και αποτελέσματα .....</i>	<i>63</i>
7.1: Σύγκριση Li Wang, 2004.....	63
7.1.1: Συμπεράσματα.....	67
7.2: Σύγκριση από Robert A, 2005 .....	68
7.2.1: Αποτελέσματα.....	70
7.2.2: Συμπεράσματα.....	73
7.3: Σύγκριση από Carlos Argento, 2003 .....	73
7.3.1: Αποτελέσματα.....	75
7.3.2: Συμπεράσματα.....	77
7.4 Σύγκριση από Giacomo Savini, 2006 .....	77
7.4.1: Αποτελέσματα.....	78
7.4.2 Μέθοδοι που απαιτούν προεγχειρητικά δεδομένα.....	80
7.4.3: Μέθοδοι που δεν χρησιμοποιούν προεγχειρητικά δεδομένα.....	81
7.4.4: Συμπεράσματα.....	82
REFERENCES .....	84

## **Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή**

Η πιο συχνή επέμβαση στον ανθρώπινο οφθαλμό είναι αυτή του καταρράκτη. Καινούριες τεχνικές όπως η φακοθρυψία<sup>1</sup>, σε συνδυασμό με την ανάπτυξη ακριβέστερων μεθόδων για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού, του αξονικού μήκους και της καμπυλότητας του κερατοειδούς, έχουν συνεισφέρει στην επίτευξη καλύτερων αποτελεσμάτων.

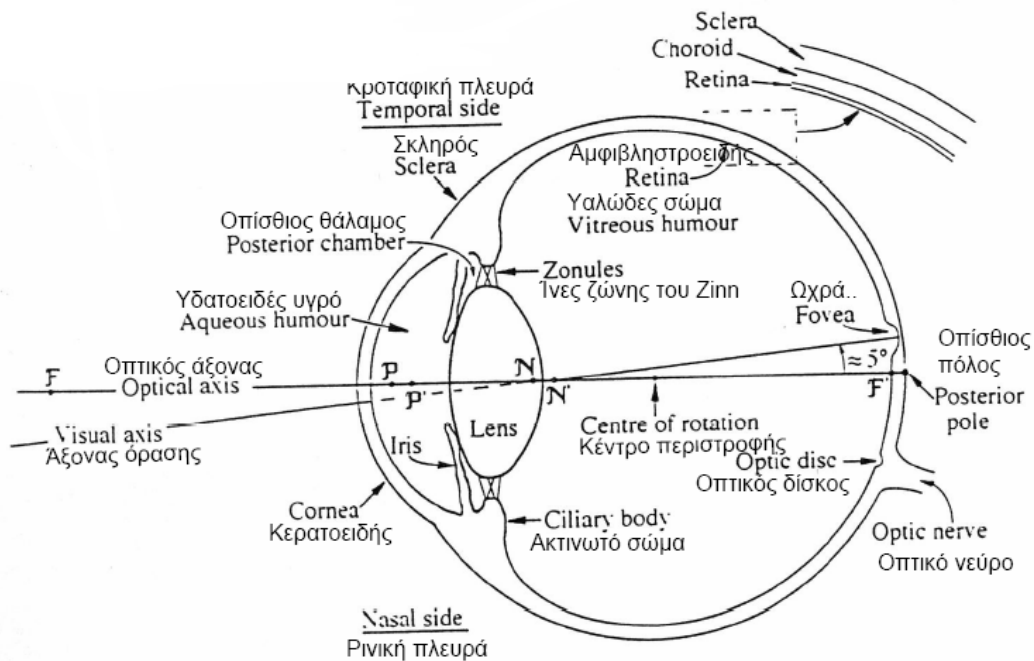
Η χρήση παλαιότερων μεθόδων είναι επιτυχής σε περιπτώσεις στις οποίες ο κερατοειδής δεν έχει υποστεί τυχόν μεταβολές στην σφαιρικότητα και καμπυλότητα του, κάτι που συμβαίνει στην περίπτωση της διαθλαστικής χειρουργικής.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να παρουσιάσει τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των προσφερόμενων μεθόδων για τον υπολογισμό του ενδοφακού. Επιπλέον θα γίνει σύγκριση μεταξύ τους και θα παρουσιαστούν οι μέθοδοι που αναπτύχθηκαν για να ξεπεραστούν τα τυχόν προβλήματα που προκύπτουν από μεταβολές στον κερατοειδή λόγω διαθλαστικών επεμβάσεων.

### **1.1: Ο οφθαλμός**

Η εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου οφθαλμού αποτελείται από δύο μέρη: την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή και τον οπίσθιο σκληρό. Ο κερατοειδής είναι διάφανος και περίπου σφαιρικός με μέση ακτίνα καμπυλότητας 8mm. Ο σκληρός είναι λευκός, αδιαφανής, περίπου σφαιρικός με μέση ακτίνα καμπυλότητας 12mm.

Στο μέσο του ματιού βρίσκεται ο ραγοειδής. Αποτελείται από την ίριδα και το ακτινωτό προς τα εμπρός και το χοριοειδή προς τα πίσω. Η ίριδα λειτουργεί ως οπτικό διάφραγμα ενώ το ακτινωτό είναι απαραίτητο για τη λειτουργία της προσαρμογής.



**Εικόνα 1.1: Οριζόντια τομή δεξιού οφθαλμού.**

Στην οπίσθια εσωτερική επιφάνεια του οφθαλμού βρίσκεται ο αμφιβληστροειδής. Αυτός αποτελεί συνέχεια του κεντρικού νευρικού συστήματος και συνδέεται με τον εγκέφαλό μέσω του οπτικού νεύρου.

Το εσωτερικό του οφθαλμού χωρίζεται σε τρία μέρη:

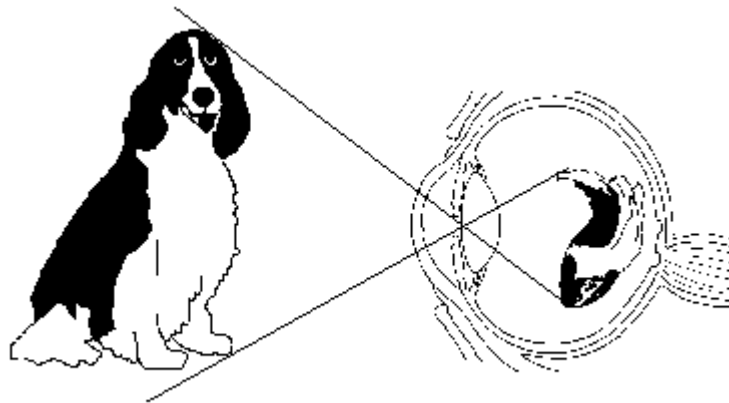
1. Τον πρόσθιο θάλαμο, που βρίσκεται ανάμεσα στον κερατοειδή και την ίριδα και περιέχει υδατοειδές υγρό.
2. Τον οπίσθιο θάλαμο, που βρίσκεται ανάμεσα στην ίριδα, το ακτινωτό και τον κρυσταλλοειδή φακό και περιέχει επίσης υδατοειδές.
3. Τον υαλώδη θάλαμο, που βρίσκεται ανάμεσα στον κρυσταλλοειδή φακό και τον αμφιβληστροειδή και περιέχει το υαλώδες.

## 1.2: Οπτικές αρχές του οφθαλμού

Η δημιουργία του ειδώλου στον ανθρώπινο οφθαλμό είναι παρόμοια με την λειτουργία μιας κάμερας. Η ακτινοβολία εισέρχεται στον οφθαλμό, διαθλάται από τον κερατοειδή και τον κρυσταλλοειδή φακό και εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή.

Από διαθλαστικά στοιχεία του ματιού ο κερατοειδής έχει τη μεγαλύτερη ισχύ. Αυτή μάλιστα είναι σταθερή σε αντίθεση με την ισχύ του φακού που μεταβάλλεται ανάλογα με την απόσταση που χρειάζεται να εστιάσει ο οφθαλμός (προσαρμογή).

Η διάμετρος της εισερχόμενης δέσμης φωτός καθορίζεται από το μέγεθος της ίριδας, που παίζει και το ρόλο του οπτικού διαφράγματος του οφθαλμού. Το άνοιγμα της ίριδας ονομάζεται κόρη. Το οπτικό διάφραγμα είναι πολύ σημαντικό στοιχείο κάθε οπτικού συστήματος καθώς επηρεάζει μεγάλο πλήθος οπτικών διαδικασιών.

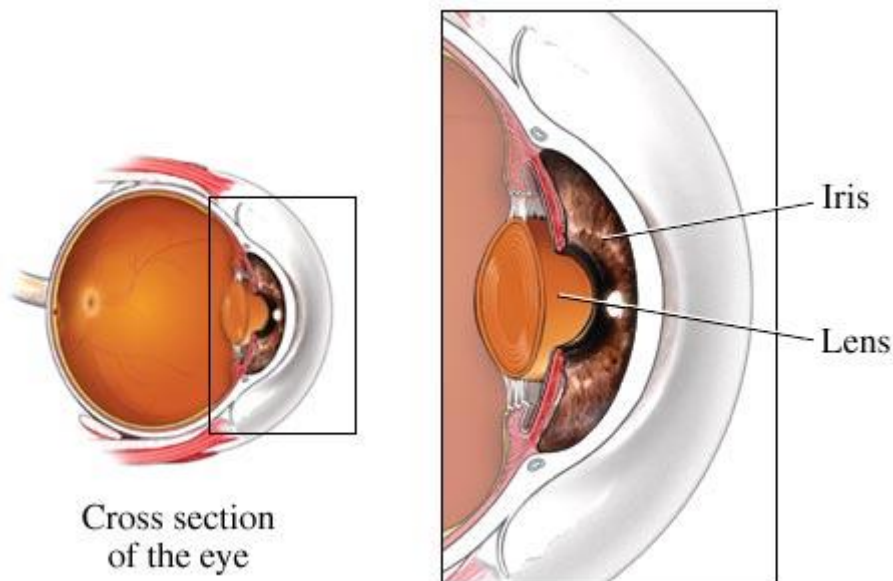


**Εικόνα 1.2 : Σχηματισμός του ειδώλου στο ανθρώπινο μάτι. Το αντικείμενο απεικονίζεται στον αμφιβληστροειδή αναστραμμένο όπως και στις κάμερες.**

### 1.3: Κρυσταλλοειδής φακός

Ο δισκοειδούς σχήματος φακός αποτελεί μια συνάθροιση επιμηκών κυττάρων γνωστών ως φακαίες ίνες. Η διάταξη των ινών αυτών μεταβάλλεται από το κέντρο προς την περιφέρεια. Στο κέντρο οι ίνες είναι πυκνά διατεταγμένες, σχηματίζοντας ένα σκληρό πυρήνα. Στην περιφέρεια οι ίνες είναι λιγότερο πυκνές και αποτελούν το φλοιό. Ο φακός εσωκλείεται σε μια ελαστική κάψα και όλο το σύστημα αλλάζει σχήμα κατά τη διαδικασία της προσαρμογής. Ο φακός είναι διαφανής κάτι που οφείλεται στο ότι είναι σχετικά αφυδατωμένος και οι ίνες του περιέχουν ειδικές πρωτεΐνες. Στην περίπτωση που η δομή του φακού διαταραχθεί αυτός θαμπώνει και παρουσιάζεται καταρράκτης.

Στην εικόνα 3 φαίνεται η θέση του κρυσταλλοειδή φακού στον ανθρώπινο οφθαλμό. Βρίσκεται πίσω από την ίριδα, ενώ από την άλλη πλευρά έρχεται σε επαφή με το υαλώδες. Η θέση του μέσα στο οπτικό σύστημα του οφθαλμού εξασφαλίζεται από την υποστήριξη που παρέχουν στον ισημερινό του οι ίνες της ζιννείου ζώνης. Η διοπτρική ισχύς του φακού είναι 15 περίπου διοπτρίες, το ένα τέταρτο δηλαδή της συνολική ισχύος του οφθαλμού.

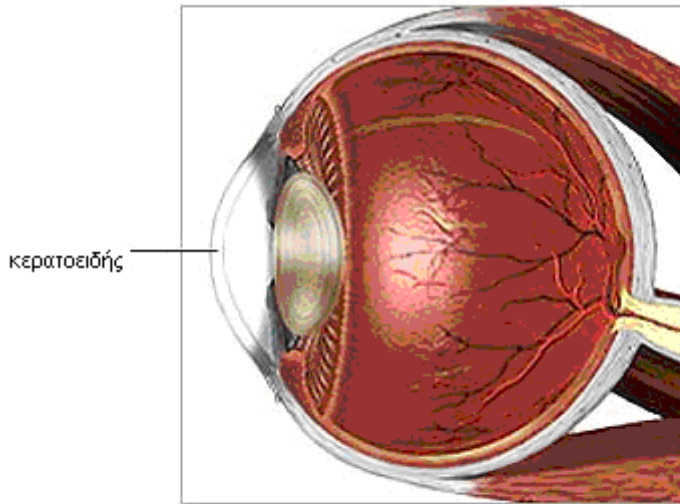


Εικόνα 1.3 : Κρυσταλλοειδής φακός.



## 1.4: Κερατοειδής

Κερατοειδής είναι το διαφανές πρόσθιο μέρος του οφθαλμού, που καλύπτει την κόρη, την ίριδα και τον πρόσθιο θάλαμο (σχήμα 4).



Εικόνα 4 : κερατοειδής

Αποτελείται από στρώμα ευρισκόμενο μεταξύ του πολύστιβου επιθηλίου και του εσωτερικού μονόστιβου ενδοθηλίου. Στο κέντρο ο κερατοειδής έχει 500μm πάχος, το οποίο αυξάνει σε 700 μm στην περιφέρεια. Η ανθεκτικότητα του είναι πολύ μεγάλη. Το στρώμα αποτελεί το 90% του πάχους του και είναι μίγμα κολλαγόνου και εξωκυττάριας ουσίας. Υπάρχουν επίσης λίγα κύτταρα και καθόλου αγγεία.

Κύριες λειτουργίες του κερατοειδή είναι η προστασία από την είσοδο μικροοργανισμών εντός του οφθαλμού και η διάθλαση του φωτός. Διάθλαση συμβαίνει λόγω του κυρτού σχήματος του κερατοειδούς και του μεγαλύτερου, σε σχέση με τον αέρα, δείκτη διάθλασης. Η διαθλαστική ισχύς του κερατοειδή είναι περίπου 43 διοπτρίες.

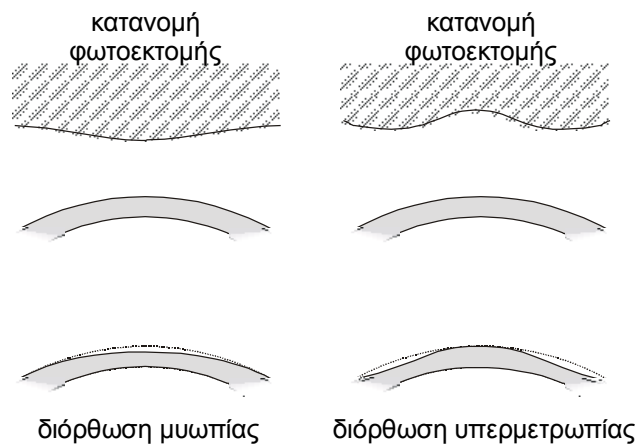
Αλλαγή του σχήματος του κερατοειδή με οποιαδήποτε παρέμβαση συνεπάγεται αλλαγή της διοπτρικής του ισχύς. Το φαινόμενο αυτό χρησιμοποιείται στην διαθλαστική χειρουργική όπως αναφέρεται στην συνέχεια.

## Κεφάλαιο 2: Διαθλαστική χειρουργική

Τα διαθλαστικά σφάλματα του ανθρώπινου οφθαλμού (αστιγματισμός, μυωπία, υπερμετρωπία) αντιμετωπίζονται σήμερα με απόλυτη επιτυχία μέσω της διαθλαστικής χειρουργικής.

### 2.1: Αρχές διαθλαστικής χειρουργικής

Κάθε παλμός laser δημιουργεί έναν κρατήρα στην επιφάνεια του κερατοειδή με βάθος περίπου 0.3μm και διατομή αντίστοιχη με αυτήν της δέσμης. Κατάλληλη υπέρθεση ενός αριθμού τέτοιων κρατήρων μπορεί να οδηγήσει σε μία κατανομή φωτοεκτομής, που εκτείνεται σε μεγάλο τμήμα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή και έχει ως αποτέλεσμα την αλλαγή της καμπυλότητάς του (σχήμα 2.1).

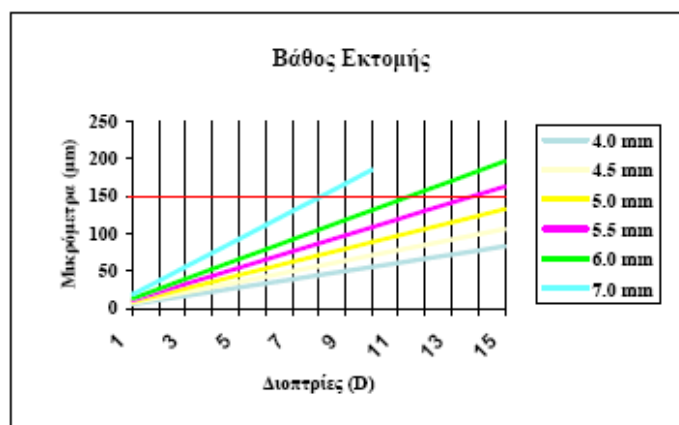


Σχήμα 2.1: Κατανομές φωτοεκτομής που οδηγούν σε αλλαγή της καμπυλότητας του κερατοειδή. Αριστερά, κατανομή που οδηγεί σε επιπέδωση της πρόσθιας επιφάνειας με σκοπό τη διόρθωση μυωπίας. Δεξιά, αύξηση της καμπυλότητας της κεντρικής ζώνης για διόρθωση υπερμετρωπίας.

Η αλλαγή στην καμπυλότητα πραγματοποιείται σε μία ζώνη, όσο το δυνατόν μεγαλύτερη, προκειμένου να είναι μεγαλύτερη από τη (φαινόμενη) διάμετρο της κόρης σε όλες τις συνθήκες φωτισμού. Στην περίπτωση διόρθωσης μυωπίας το κεντρικό βάθος της εκτομής δίνεται προσεγγιστικά από την εξίσωση του Munnerlyn:

$$KB = \frac{\Delta\Phi}{3} \delta^2$$

Στην παραπάνω σχέση  $KB$  είναι το κεντρικό βάθος σε  $\mu\text{m}$ ,  $\Delta\Phi$  η επιθυμητή αλλαγή της διαθλαστικής ισχύος του κερατοειδή σε διοπτρίες και  $\delta$  η διάμετρος της ζώνης φωτοεκτομής σε  $\text{mm}$ . Για την επιλογή της διαμέτρου της ζώνης φωτοεκτομής στην οποία θα πραγματοποιηθεί η διόρθωση πρέπει να συνυπολογιστούν η μέγιστη διάμετρος της κόρης, η επιδιωκόμενη διόρθωση και το διαθέσιμο πάχος του κερατοειδή. Καθώς είναι επιθυμητό να μην προκληθεί άσκοπη εκτομή κερατοειδικού ιστού, οι παράμετροι αυτές σταθμίζονται κατά τη φάση του σχεδιασμού της επέμβασης. Στην επόμενη γραφική παράσταση φαίνεται ότι για διόρθωση υψηλής μυωπίας το απαιτούμενο πάχος του κερατοειδή, που πρέπει να αφαιρεθεί από το κέντρο της οπτικής ζώνης, είναι πολύ μεγάλο στην περίπτωση που η διόρθωση επιχειρείται σε μεγάλη διάμετρο. Αυτό είναι καλύτερο να αποφευχθεί εκτός και αν η διάμετρος της κόρης του ασθενή είναι αντίστοιχα μεγάλη σε σκοτοπικές συνθήκες.



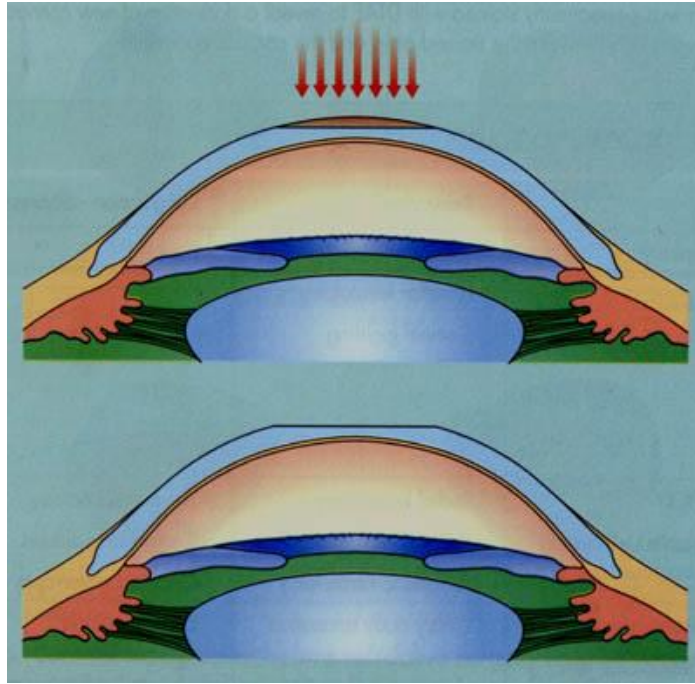
Σχήμα 2.2: Γραφική παράσταση της εξίσωσης του Munnerlyn, για έξι διαφορετικές διαμέτρους ζώνης φωτοεκτομής.

Στην διαθλαστική χειρουργική χρησιμοποιούνται excimer laser Ar. Τα συστήματα αυτά, πέραν της κοιλότητας ArF, περιλαμβάνουν κατάλληλο οπτικό σύστημα που κατευθύνει τη δέσμη για την παραγωγή της επιθυμητής φωτοεκτομής. Περιλαμβάνουν, επίσης, ένα σύνολο υποσυστημάτων που ελέγχουν την ευθυγράμμιση (eye tracking), την εστίαση, μετρούν την αποδιδόμενη ενέργεια/παλμό και τη σωστή λειτουργία όλου του συστήματος. Η λειτουργία όλου του συστήματος γίνεται μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή. Στον υπολογιστή αυτό γίνεται και ο προεγχειρητικός υπολογισμός της κατανομής των παλμών για την επιθυμητή διόρθωση. Οι κατανομές αυτές μπορεί να είναι εκ περιστροφής συμμετρικές (τμήματα σφαίρας ή επιμήκους ελλειψοειδούς) για τη διόρθωση μυωπίας και υπερμετρωπίας, τορικού σχήματος για την ταυτόχρονη διόρθωση αστιγματισμού και αυθαίρετες για τη διόρθωση τυχόν γεωμετρικών ανωμαλιών της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή.

Η αλλαγή στην καμπυλότητα του κερατοειδή είναι μόνιμη όταν πραγματοποιείται στο στρώμα του κερατοειδή. Για το σκοπό αυτό ακολουθούνται δύο διαφορετικές τεχνικές.

## **2.2: Επιφανειακή φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή (PRK)**

Στην συγκεκριμένη τεχνική το επιθήλιο του κερατοειδή αφαιρείται μηχανικά με απόξεση. Στη συνέχεια η στοιβάδα του Bowman και το στρώμα του κερατοειδή υπόκεινται σε κατανομή φωτοεκτομής προκειμένου να επιτευχθεί η επιθυμητή διόρθωση. Τις πρώτες 3-5 ημέρες μετά την επέμβαση το επιθήλιο του κερατοειδή έχει αναπλαστεί και καλύπτει την ακτινοβολημένη περιοχή ακολουθώντας το νέο σχήμα της επιφάνειας. Μέχρι την ολοκλήρωση της επανεπιθηλιοποίησης, τοποθετείται στην επιφάνεια του κερατοειδή μαλακός φακός επαφής. Η PRK θεωρείται ασφαλής και αποτελεσματική μέθοδος για τη διόρθωση χαμηλών και μέσων διαθλαστικών σφαλμάτων. Σπάνιες επιπλοκές είναι η υποεπιθηλιακή θόλωση του κερατοειδή και η υποτροπή του διαθλαστικού σφάλματος.

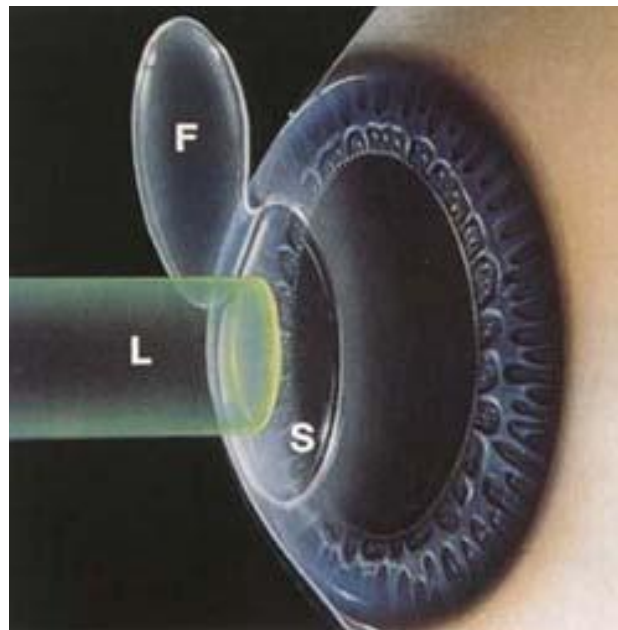


Εικόνα 2.5 : PRK.

### 2.3: LASIK

Η τεχνική LASIK (Laser in-situ Keratomileusis), αναπτύχθηκε και εφαρμόστηκε για πρώτη φορά στην οφθαλμολογική κλινική του Πανεπιστημίου της Κρήτης. Κατά την επέμβαση αυτή δημιουργείται ένας κερατοειδικός κρημνός πάχους (F) περίπου 140μm με χρήση ειδικού εργαλείου (μικρο-κερατόμος). Στη συνέχεια το υποκείμενο στρώμα του κερατοειδή υπόκειται σε φωτοεκτομή. Ο κερατοειδικός κρημνός τέλος επανατοποθετείται στην επιφάνεια του ακτινοβολημένου στρώματος με αποτέλεσμα την ταχύτερη αποκατάσταση της όρασης, τη μείωση του μετεγχειρητικού πόνου και την ελαχιστοποίηση της επουλωτικής δραστηριότητας του κερατοειδή. Η LASIK χρησιμοποιείται διεθνώς για τη διόρθωση μέσων και υψηλών διαθλαστικών σφαλμάτων. Πιθανές επιπλοκές προέρχονται κυρίως από δυσλειτουργία του μικροκερατόμου με αποτέλεσμα ανωμαλίες του κρημνού και από την κερατεκτασία, που σχετίζεται με την διαταραχή της μηχανικής σταθερότητας του κερατοειδή, λόγω αφενός της

δημιουργίας του κρημνού και αφετέρου της φωτοεκτομής σε περιπτώσεις διόρθωσης υψηλών διαθλαστικών σφαλμάτων.



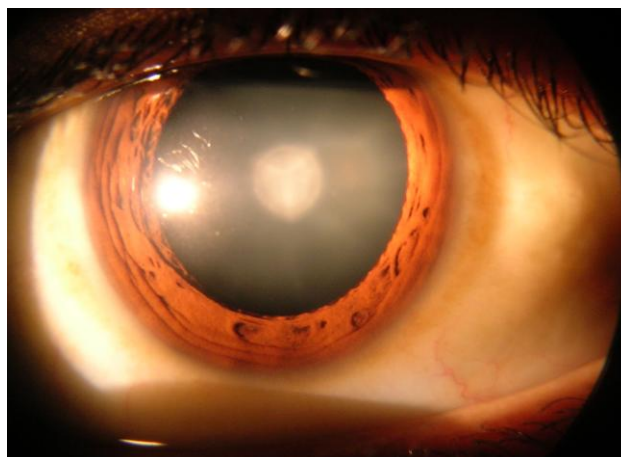
Εικόνα 2.6 : L.A.S.I.K.

## **Κεφάλαιο 3 : Καταρράκτης**

Η απώλεια της διαύγειας του κρυσταλλοειδούς φακού, ονομάζεται καταρράκτης, και οδηγεί σε μείωση της οπτικής οξύτητας.

### **3.1: Γενικά χαρακτηριστικά**

Ο κρυσταλλοειδής φακός, στη φυσιολογική του μορφή, είναι καθαρός και διαφανής. Με το πέρασμα της ηλικίας, λόγω τραυματισμού ή λόγω κάποιας εκ γενετής διαταραχή είναι πιθανό να θολώσει και να χάσει την διαύγεια του (Εικόνα 3.1). Σαν αποτέλεσμα μειώνεται το φως που εισέρχεται στο εσωτερικό του ματιού και μειώνεται η οπτική οξύτητα του ασθενούς.



**Εικόνα 3.1: Καταρράκτης.**

Αρχικά συμπτώματα είναι ελαφριά αλλοίωση της όρασης, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.2. Αν δεν αντιμετωπιστεί ο ασθενής οδηγείται σε ολική τύφλωση. Συνήθη συμπτώματα είναι η θόλωση της όρασης, η συχνή αλλαγής γυαλιών, η ετερόπλευρη διπλωπία, η δυσκολίας στην ανάγνωση, η μειωμένη αντίληψη των χρωμάτων και η αδύνατη όραση τη νύχτα. Γι' αυτό το λόγο η οδήγηση τη νύχτα αποτελεί ένα ιδιαίτερο πρόβλημα για τα άτομα που πάσχουν από καταρράκτη.



(α)

(β)

Εικόνα 3.2: α. Φυσιολογική όραση. β. Καταρράκτης.

### **3.2: Αντιμετώπιση καταρράκτη**

Οι τεχνικές αφαίρεσης του καταρράκτη και κατασκευής τεχνητών φακών βελτιώνονται συνεχώς και έχουν φέρει επανάσταση στην καλύτερη αντιμετώπιση του. Η επέμβαση είναι ασφαλής, γρήγορη και αποτελεσματική σε σχέση με το κόστος της και εκτελείται σε όλο και πιο πρώιμα στάδια εμφάνισης του.

Οι κυριότερες χειρουργικές τεχνικές για την αφαίρεση του καταρράκτη είναι:

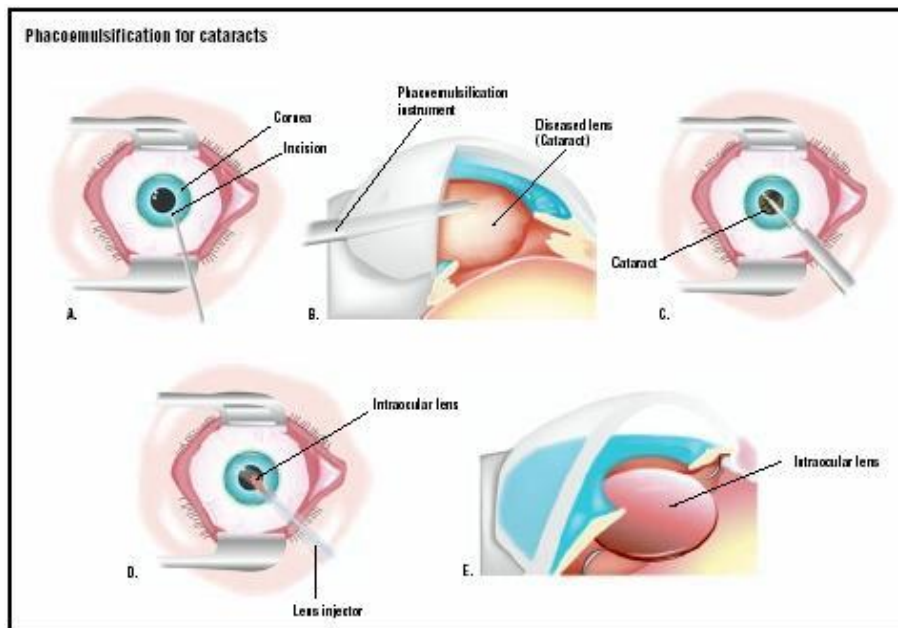
#### **3.2.1: Εξωπεριφακική**

Είναι μέθοδος κατά την οποία αφαιρείται ο θολωμένος φακός και στη θέση του τοποθετείται ένας τεχνητός (ενδοφακός), που συγκρατείται στη θέση του με δύο αγκύλες. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται εξωπεριφακική λόγω του ότι η αντικατάσταση του φυσικού από τον ενδοφακό πραγματοποιείται χωρίς επέμβαση στην εξωτερική μεμβράνη του φακού.



### 3.2.2: Φακοθρυψία

Κατά την φακοθρυψία ο φακός αφαιρείται από μια πολύ μικρή τομή αφού έχει προηγηθεί η θραύση του με τη χρήση υπερήχων ή Laser. Δεν απαιτούνται ράμματα και η αναισθησία γίνεται τοπικά με σταγόνες. Είναι μάλιστα η τεχνική που χρησιμοποιείται πιο συχνά, λόγω των πλεονεκτημάτων που παρουσιάζει. Αυτά είναι η γρήγορη αποκατάσταση της όρασης και ο μειωμένος μετεγχειρητικός αστιγματισμός.



Εικόνα 3.3: Φακοθρυψία

Και στις δύο τεχνικές ο ακριβής υπολογισμός της ισχύος του ενδοφακού και η σωστή τοποθέτηση του είναι στοιχεία ουσιώδους σημασίας για επιτυχημένα μετεγχειρητικά οπτικά αποτελέσματα.

### **3.3: Ενδοφακοί**

Ενδοφακός (IOL) είναι ένας φακός που τοποθετείται στο εσωτερικό του ματιού, αντικαθιστώντας συνήθως το κρυσταλλοειδή φακό. Αυτό συμβαίνει στην περίπτωση του καταρράκτη. Ενδοφακοί μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τη διόρθωση διαθλαστικών σφαλμάτων. Στη περίπτωση αυτή χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα με το φακό του ματιού με σκοπό την αλλαγή της διαθλαστικής ισχύς του οφθαλμού. Κατασκευάζεται συνήθως από πλαστικό με ελαστικά στηρίγματα στα πλάγια, για τη στήριξη αυτού.

Η εισαγωγή του ενδοφακού γίνεται χειρουργικά. Η επέμβαση μπορεί να γίνει με χρήση τοπικής αναισθησίας και κρατάει λιγότερο από 30 λεπτά. Η περίοδος ανάρρωσης διαρκεί 2-3 βδομάδες. Ανάλογα με το είδος του ενδοφακού υπάρχουν δύο τρόποι χειρουργικής εισαγωγής αυτών. Αν ο φακός είναι κατασκευασμένος από ακρυλικό ή σιλικόνη, μπορεί να αναδιπλωθεί και για την εισαγωγή να χρειάζεται μια πολύ μικρή τομή που, επιπλέον, δεν χρειάζεται και ράμματα. Στην περίπτωση ανελαστικού φακού (PMMA) χρειάζεται μεγάλη τομή και ανάλογη αύξηση του χρόνου ανάρρωσης.

Μετά την επέμβαση, οι ασθενείς πρέπει να αποφεύγουν την έντονη άσκηση ή οτιδήποτε μπορεί να αυξήσει την πίεση του αίματος στον οργανισμό. Πρέπει επίσης να υπάρχει τακτική παρακολούθηση από οφθαλμίατρο.

Αντίθετα από τον φυσιολογικό φακό του ματιού, η καμπυλότητα του ενδοφακού δεν μπορεί να μεταβληθεί κατά την προσαρμογή. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται φακοί που να ικανοποιούν τις καθημερινές ανάγκες του κάθε ασθενή. Συνήθως επιλέγεται ένας φακός που βοηθάει την μακρινή όραση και ο ασθενής χρειάζεται γυαλιά για την κοντινή (διάβασμα κ.τ.λ.).

Νεότεροι πολυεστιακοί φακοί προσφέρουν κοντινή και μακρινή όραση ταυτόχρονα, ανάλογα με την περιοχή του οπτικού πεδίου που χρησιμοποιείται.

Κίνδυνοι από την εισαγωγή του ενδοφακού είναι μολύνσεις, χαλάρωμα του φακού, περιστροφή, φλεγμονές, άλως τη νύχτα και μη σωστός υπολογισμός της ισχύς αυτού.

### 3.4: Υπολογισμός ισχύος ενδοφακού

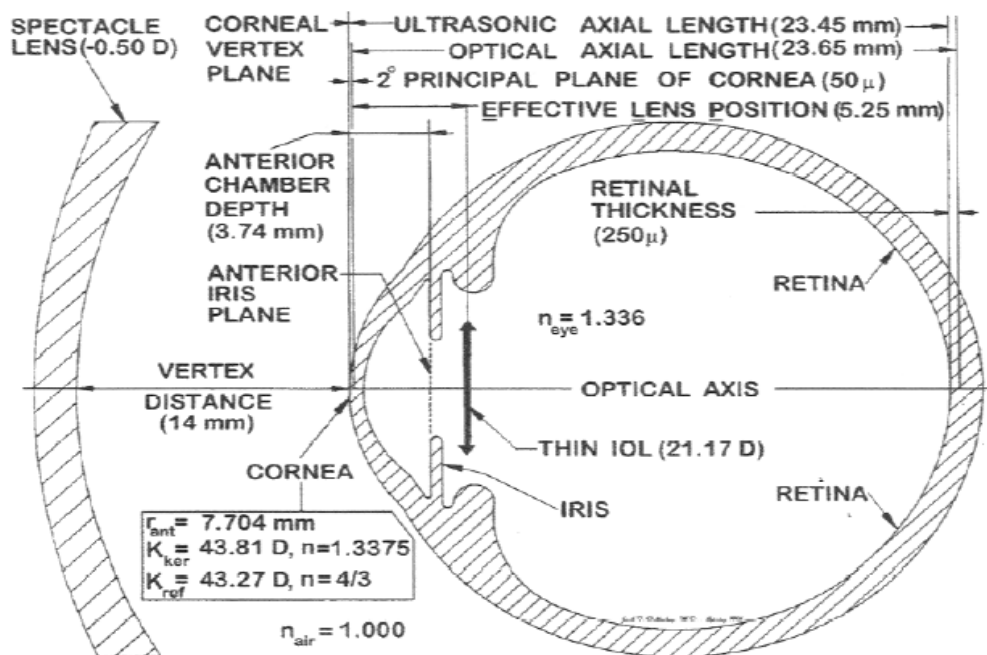
Για πρώτη φορά η ισχύς του απαιτούμενου ενδοφακού υπολογίστηκε από τον Fedorov<sup>1</sup> το 1967. Για να το επιτύχει χρησιμοποίησε τον τύπο 'vergence'. Το διάστημα 1972-75 που η μονάδα ultrasonic A-scan για τον υπολογισμό του αξονικού μήκους του οφθαλμού έγινε ευρέως διαθέσιμη πολλοί ερευνητές δημοσιεύσαν τον τύπο αυτό. Παρά το γεγονός ότι παρουσιάστηκαν τύποι με πολλές διαφορετικές μορφές, οι μοναδικές ουσιαστικές διαφορές εντοπίζονταν στην επιλογή του πάχους του αμφιβληστροειδή και του δείκτη διάθλασης του κερατοειδή.

Στον τύπο 'vergence' υπάρχουν 6 μεταβλητές: (1) η ισχύς του κερατοειδή (K), (2) το αξονικό μήκος του οφθαλμού (AL), (3) η ισχύς του ενδοφακού (IOL power), (4) η ενεργή θέση του φακού (ELP), (5) η επιθυμητή μετεγχειρητική διάθλαση (DPostRx) και (6) η απόσταση από το κέντρο του κερατοειδή έως το επίπεδο των γυαλιών (V).

Πρέπει να σημειωθεί ότι η μόνη μεταβλητή που δε μπορεί να επιλεγθεί ή να μετρηθεί προεγχειρητικά είναι η ELP.

$$IOL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{\frac{1336}{\frac{1000}{DPostRx} - V} - ELP}{\frac{1000}{1000} + K}$$

Σχήμα 3.6: Τύπος vergence.



Σχήμα 3.7: Γεωμετρικό μοντέλο του ματιού

Η βελτίωση των μεθόδων υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού τα τελευταία 30 χρόνια οφείλεται στην καλύτερη και πιο ακριβή πρόβλεψη της μεταβλητής ELP. Στους πρώτης γενιάς τύπους, μέχρι το 1980, θεωρούσαν το ELP ίσο με 4mm, γεγονός που έδινε ικανοποιητικά αποτελέσματα σε πολλούς ασθενείς. Το 1981 ο Binkhorst<sup>2</sup> βελτίωσε την πρόβλεψη για το ELP χρησιμοποιώντας το (AL) ως βαθμονομημένο παράγοντα για τον υπολογισμό του (ELP) κάτι που οδήγησε στους δεύτερης γενιάς τύπους.

Το 1998 ο Holladay<sup>3,4</sup> χρησιμοποίησε δύο μεταβλητές για να προβλέψει το ELP: το αξονικό μήκος και την καμπυλότητα του κερατοειδή. Ο τύπος αυτός αποτέλεσε τον πρώτο τύπο τρίτης γενιάς και ονομάστηκε holladay I. Άλλοι τύποι τρίτης γενιάς είναι ο SRK/T και ο Hoffer Q.

Το 1995 ο Olsen δημοσίευσε έναν τύπο ο οποίος χρησιμοποιούσε 4 μεταβλητές για να υπολογίζει το ELP: α. το αξονικό μήκος, β. την

κερατομετρία, γ. το προεγχειρητικό ACD (anterior chamber depth) και δ. το πάχος του φακού.

Έρευνες έδειξαν, σε αντίθεση με ό,τι πίστευαν ως τότε, ότι το μέγεθος του πρόσθιου θαλάμου του οφθαλμού και το αξονικό μήκος δε συσχετίζονται. Το γεγονός αυτό προκαλούσε σημαντικά λάθη στην πρόβλεψη του ELP σε πολύ μικρούς και πολύ μεγάλους οφθαλμούς. Παρατηρήθηκε δε ότι σε μάτια μικρότερα από 20mm ο πρόσθιος θάλαμος δεν ήταν τόσο μικρός όπως ήταν αναμενόμενο. Η διαφορά στην πρόβλεψη αυτή εξηγεί τις υπερμετρωπικές προβλέψεις που είχαν οι τύποι τρίτης γενιάς στην πρόβλεψη της ισχύος του ενδοφακού.

Ο Holladay στη συνέχεια υποστήριξε ότι οι μεταβλητές που επηρεάζουν τη μέτρηση του ELP είναι 7. Το αξονικό μήκος, τα κερατομετρικά δεδομένα, η οριζόντια διάμετρος του κερατοειδή, το βάθος του πρόσθιου θαλάμου, το πάχος του φακού, η ηλικία και η προεγχειρητική διάθλαση. Με τα δεδομένα αυτά δημιούργησε τον τύπο τέταρτης γενιάς Holladay II, ο οποίος δίνει πολύ καλά αποτελέσματα σε μια ευρεία περιοχή του μεγέθους του οφθαλμού.

### ***3.4.1: Παράγοντες επηρεασμού της ακριβούς μέτρησης της ισχύος του ενδοφακού.***

Το θεωρητικό υπόβαθρο για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού υπάρχει. Όπως όμως αναφέρθηκε στην προηγούμενη ενότητα, για να λειτουργήσουν σωστά οι τύποι αυτοί πρέπει να γνωρίζουμε τόσο το ακριβές αξονικό μήκος του οφθαλμού όσο και την ισχύ του κερατοειδή.

Σήμερα η χρήση τεχνικών non-contact υπερήχων αλλά και της συσκευής IOL master, που εκμεταλλεύεται το φαινόμενο της οπτικής συμβολής, βοηθούν στη μέτρηση του ολικού αξονικού μήκους του οφθαλμού με την απαιτούμενη ακρίβεια.

Τα πλεονεκτήματα της χρήσης της συμβολής με laser (Partial Coherence Interferometry) για τη μέτρηση του αξονικού μήκους του οφθαλμού είναι πλέον αποδεδειγμένα και περιλαμβάνουν: εξάλειψη της τεχνητής μεταβλητότητας που οφείλεται στην κερατοειδική εσοχή (corneal indentation), μέτρηση του πραγματικού βοθρίου με την έννοια της οπτικής ευθυγράμμισης και αυξημένη ακρίβεια.

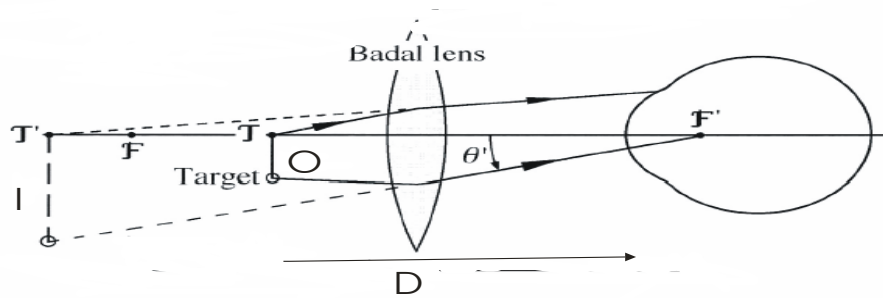
Η μέτρηση της ισχύος του κερατοειδή γίνεται με τη βοήθεια συσκευών (κερατόμετρα ή τοπογραφικές συσκευές), οι οποίες δίνουν αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα στην περίπτωση φυσιολογικών οφθαλμών.

Η σπουδαιότητα των μετρήσεων αυτών φαίνεται από το γεγονός ότι λάθος μισής διοπτρίας στο κερατόμετρο ισοδυναμεί με λάθος μισής διοπτρίας στον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού, ενώ 0.33mm λάθος στη μέτρηση του αξονικού μήκους θα προκαλούσε λάθος μιας διοπτρίας.

### ***3.4.1.1 Κερατόμετρα***

Το κερατόμετρο είναι μια διαγνωστική συσκευή για τη μέτρηση της καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή. Εφευρέθηκε από τον οφθαλμίατρο Samuel Hankins το 1880.

Χρησιμοποιεί έναν τύπο της οπτικής που εξαρτάται από το μέγεθος ενός αντικειμένου ( $o$ ), το μέγεθος του ειδώλου του ( $i$ ), την απόσταση μεταξύ της διαθλαστικής επιφάνειας και του αντικειμένου ( $D$ ) και την ακτίνα καμπυλότητας ( $R$ ) της επιφάνειας αυτής. Στην περίπτωση που τρεις από τις παραπάνω μεταβλητές είναι γνωστές, η τέταρτη μπορεί να υπολογισθεί με τη βοήθεια του τύπου  $R = 2Di / O$ .



**Σχήμα 3.8: Αρχή λειτουργίας κερατόμετρου.**

Τα κερατόμετρα αντλούν δεδομένα από ένα ή δύο σημεία της πρόσθιας επιφάνεια του κερατοειδή σε κάθε μέτρηση, για να υπολογίσουν την πρόσθια ακτίνα καμπυλότητας ( $R_1$ ). Για να υπολογίσουν την οπίσθια ακτίνα καμπυλότητας ( $R_2$ ), χρησιμοποιούν διάφορες εμπειρικές σχέσεις. Μια από αυτές είναι:

$$R_2 = 0.81 R_1 \quad (1)$$

Από κάθε ακτίνα καμπυλότητας μπορεί να υπολογισθεί η ισχύς της αντίστοιχης επιφάνειας με τη σχέση:

$$F = (n' - n) / R \quad (2)$$

Για την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή τα  $n$  και  $n'$  είναι 1 (δείκτης διάθλασης του αέρα) και 1,376 ( δείκτης διάθλασης του κερατοειδή) αντίστοιχα, ενώ για την οπίσθια επιφάνεια είναι 1,376 και 1,336 (δείκτης διάθλασης του υδατοειδούς υγρού).

Η ολική ισχύς του κερατοειδή υπολογίζεται από την σχέση

$$F = F_1 + F_2 - (t/n) * F_1 * F_2 \quad (3)$$

Στην σχέση αυτή  $F1$  και  $F2$  είναι η ισχύς της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδή αντίστοιχα,  $t$  το πάχος του κερατοειδή και  $n$  ο μέσος δείκτης διάθλασης που ισούται με 1.376.

Οι σχέσεις (2) και (3) ισχύουν μόνο για σφαιρικές επιφάνειες. Ένας φυσιολογικός κερατοειδής, που δεν έχει υποστεί τεχνητές ή μη αλλοιώσεις, στο κέντρο του μπορεί να θεωρηθεί σφαιρικός, κάτι που κάνει τις παραπάνω σχέσεις αρκετά αξιόπιστες.

Το ότι το κερατόμετρο μετράει μόνο την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή οδήγησε τους ερευνητές, με την βοήθεια της σχέσεως (2) και ενός πλασματικού δείκτη διάθλασης, να αντικαταστήσουν το οπτικό σύστημα του κερατοειδή με ένα ισοδύναμο οπτικό σύστημα το οποίο έχει μόνο μια διαθλαστική επιφάνεια (την εμπρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή) και ένα πλασματικό δείκτη διάθλασης ο οποίος εξαρτάται από τη σχέση (2) και το πάχος του κερατοειδή.

Το ισοδύναμο οπτικό σύστημα μπορεί να υπολογίζει την ολική ισχύ του κερατοειδή, με την βοήθεια της σχέσεως (2), όπου  $n'$  ο πλασματικός δείκτης διάθλασης,  $n$  ο δείκτης διάθλασης του αέρα και  $R$  η ακτίνα καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή.

Για τη σχέση (1) και για πάχος του κερατοειδή  $t = 500 \mu\text{m}$ , ο πλασματικός δείκτης διάθλασης έχει τιμή 1,3315.

Όλα τα κερατόμετρα χρησιμοποιούν ένα παρεμφερές πλασματικό δείκτη διάθλασης με τον 1,3315, ο οποίος σχετίζεται με το πάχος του κερατοειδή αλλά και με την αναλογία της εμπρόσθιας και οπίσθιας ακτίνα καμπυλότητας.



### 3.4.1.2 Τοπογραφικές συσκευές

Η πιο συνηθισμένη μέθοδος τοπογραφίας είναι αυτή που βασίζεται στην απεικόνιση ομόκεντρων εναλλασσόμενων φωτεινών και σκοτεινών δακτυλίων (placido disk) που προβάλλονται στην πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς μέσω ανάκλασης. Οι ανωμαλίες της επιφάνειας του κερατοειδή προκαλούν παραμόρφωση του ειδώλου των δακτυλίων του placido δίσκου που σχηματίζεται από την ανάκλαση.



Εικόνα 3.9: Τοπογραφική συσκευή.

Η εικόνα που καταγράφεται από την κάμερα αναλύεται και επεξεργάζεται από ειδικό λογισμικό, δίδει γεωμετρικές πληροφορίες για την επιφάνεια του κερατοειδούς και παρουσιάζει τα αποτελέσματα σε διάφορες μορφές.

Η τοπογραφία κερατοειδούς δεν μετρά απευθείας τις συντεταγμένες  $x$ ,  $y$  και  $z$  από τα σημεία του κερατοειδούς για τρισδιάστατη απεικόνιση. Αυτό που γίνεται είναι ότι μετράει την απόκλιση των ανακλώμενων δακτυλίων και πρωτογενώς υπολογίζει την ακτίνα καμπυλότητας των σημείων του κερατοειδούς στους μεσημβρινούς από 0 έως 3600. Η καμπυλότητα του κερατοειδούς εκφράζεται με την ακτίνα καμπυλότητας (χιλιοστά, mm). Η διαθλαστικότητα του κερατοειδούς περιγράφεται καλύτερα και γίνεται περισσότερο κατανοητή όταν εκφραστεί σε κερατομετρικές διοπτρίες. Ο

μαθηματικός τύπος που περιγράφει την σχέση μεταξύ ακτίνας καμπυλότητας και διοπτρίας:

$$D(\text{Διοπτρίες}) = [(1.3375-1)/r (\text{χιλιοστά})] * 1000$$

Παρατηρούμε τόσο τα κερατόμετρα όσο και οι τοπογραφικές συσκευές χρησιμοποιούν για τον υπολογισμό της ισχύος του κερατοειδή πλασματικούς δείκτες διάθλασης.

### ***3.4.2: Παράγοντες που επηρεάζουν την ακριβή μέτρηση της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση.***

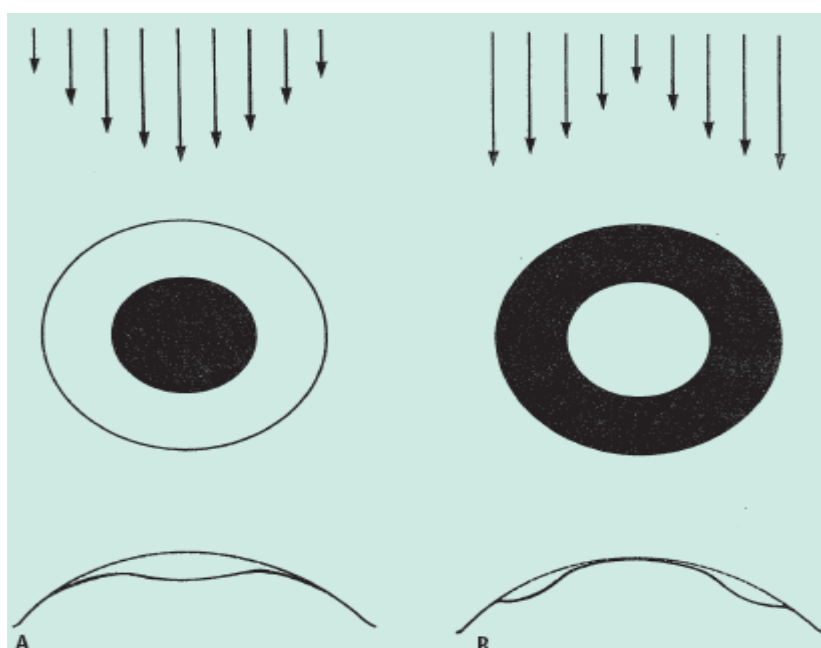
Μετά από διαθλαστική χειρουργική δύο φαινόμενα συμβαίνουν και καθιστούν τις μεθόδους υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού λανθασμένες. Πρώτον αλλάζει η σφαιρικότητα του κερατοειδή και δεύτερον επηρεάζεται η αναλογία της καμπυλότητας μεταξύ της ακτινοβολούμενης εμπρόσθιας επιφάνειας και της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς.

Το αποτέλεσμα είναι ότι ο πλασματικός δείκτης διάθλασης που χρησιμοποιείται στα κερατόμετρα να μην είναι σωστός, κάτι το οποίο έχει ως αποτέλεσμα τα κερατομετρικά δεδομένα που χρησιμοποιούνται στους τύπους υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού να είναι ανακριβή. Τα παραπάνω έχουν ως αποτέλεσμα τον λανθασμένο υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού.

#### ***3.4.2.1 Αλλαγή στην ασφαιρικότητα του κερατοειδή***

Μετά από διαθλαστική επέμβαση για την διόρθωση της μυωπίας στον κερατοειδή, η οπτική του ζώνη του κερατοειδή γίνεται ποιο επίπεδη, ενώ στην περίπτωση της πρεσβυωπίας πιο απότομη.

Ανάμεσα στην περιοχή της κόρης, μετά από διαθλαστική επέμβαση για διόρθωση της μυωπίας, ο κεντρικός κερατοειδής γίνεται πιο πεπλατυσμένος από το κομμάτι του κερατοειδή το οποίο είναι έξω από την ζώνη που γίνεται η επέμβαση. Αντίθετα κατά την διόρθωση της υπερμετρωπίας ο κερατοειδής γίνεται πιο απότομος και αυξάνεται η σφαιρικότητα του. Το φαινόμενο αυτό αυξάνεται όσο αυξάνεται και το ποσό της διόρθωσης .



**Εικόνα 3.10: Αλλαγή της επιφάνειας του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση για την διόρθωση A) μυωπίας και B) πρεσβυωπίας**

Τα κερατόμετρα μετράνε το κομμάτι εκείνο του κερατοειδή που δεν περιλαμβάνει την κεντρική περιοχή της κόρης. Το κομμάτι που μετράει το κερατόμετρο περιορίζεται από την περιοχή του κερατοειδή που ανακλά το κερατομετρικό στόχο και αποτελείται από ένα στρογγυλό δακτυλίδι διαμέτρου από 2 έως 4mm και πλάτος από 0.1 έως 0.4mm. Τα μεγέθη αυτά εξαρτώνται από τα χαρακτηριστικά του κερατόμετρου και την καμπυλότητα του κερατοειδή. Συνεπώς το ίδιο κερατόμετρο σε έναν πιο σφαιρικό κερατοειδή μετράει μέρος του κερατοειδή πιο κοντά στο κέντρο του, ενώ σε ένα πιο

επίπεδο κερατοειδή μετράει ποιο περιφερειακά σημεία. Για το λόγο αυτό τα συμβατικά κερατόμετρα δεν μπορούν να δώσουν αξιόπιστες μετρήσεις.

### **3.4.2.2 : Μεταβολή της σχέσης που συνδέει την εμπρόσθια με την οπίσθια ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή.**

Ο τρόπος λειτουργίας των κερατόμετρων και των τοπογράφων για τον υπολογισμό της ισχύς του κερατοειδή, προσεγγίζει τον πραγματικό οφθαλμό εάν η σχέση μεταξύ ακτίνας καμπυλότητας οπίσθιας και εμπρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή είναι περίπου ίση με 6,80/7,70. Στην περίπτωση αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί ο πλασματικός δείκτης διάθλασης 1,3315.

Μεταξύ διαφορετικών οφθαλμών υπάρχουν πολλές διαφορές τόσο στο πάχος του κερατοειδή όσο και στην σχέση της καμπυλότητας μεταξύ της εμπρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας. Όταν οι αλλαγές είναι μεγάλες δεν μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τον πλασματικό δείκτη διάθλασης για να μετατρέψουμε τα mm σε διοπτρίες. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι όταν το μάτι έχει υποστεί διαθλαστική επέμβαση.

Σε αυτή τη περίπτωση αλλάζει κατά μεγάλο βαθμό η καμπυλότητα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή ενώ η οπίσθια παραμένει σταθερή. Η σχέση, συνεπώς, που συνδέει τις ακτίνες καμπυλότητας των δύο επιφανειών αλλάζει με αποτέλεσμα να πρέπει να αλλάξει και ο πλασματικός δείκτης διάθλασης που χρησιμοποιείται.

Μέθοδοι εύρεσης του κατάλληλου πλασματικού δείκτη διάθλασης αλλά και μέθοδοι που ξεπερνάνε τα προβλήματα στον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού, που δημιουργεί η διαθλαστική επέμβαση θα αναφερθούν αναλυτικά πιο κάτω. Προτού γίνει όμως αναφορά στις μεθόδους αυτές, θα γίνει περιγραφή των τύπων υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού που χρησιμοποιούνται σε φυσιολογικούς οφθαλμούς.

## Κεφάλαιο 4: Τύποι υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού

Ο τρόπος υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού αναπτύχθηκε αναλυτικά στο κεφάλαιο 3. Σε περιπτώσεις που ο οφθαλμός είναι φυσιολογικός μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι παρακάτω τύποι για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού .

### 4.1: Τύπος Holladay I <sup>5</sup>

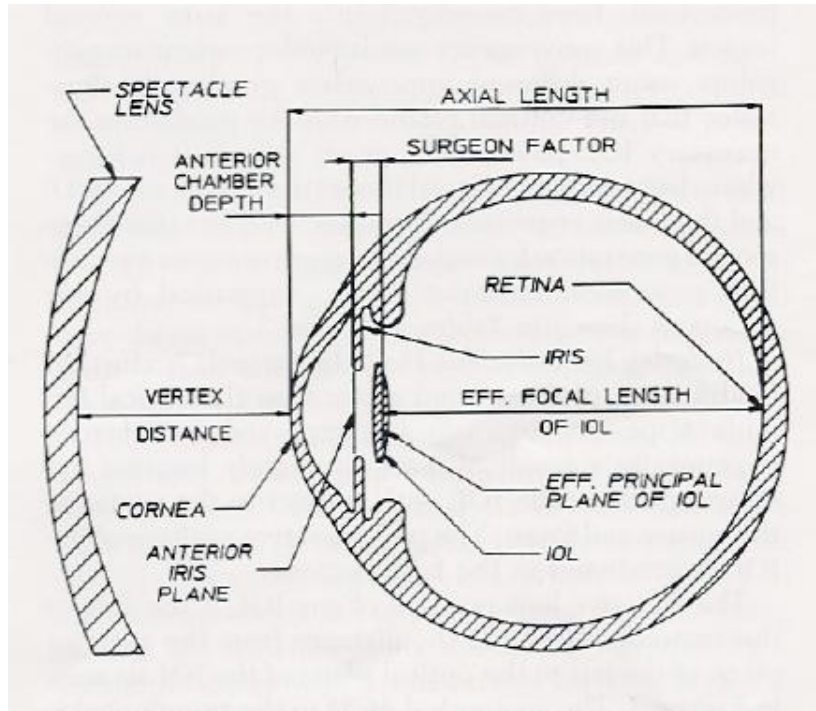
Ο Holladay I είναι ένας από τους πιο γνωστούς τύπους τρίτης γενιάς. Για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού χρησιμοποιεί διάφορες σταθερές αλλά και δεδομένα διαφόρων μετρητικών συσκευών όπως φαίνεται στον πίνακα 1.

#### Πίνακας 1

Σταθερές και μετρούμενες τιμές στον τύπο του Holladay I

Προτεινόμενες σταθερές	Μετρημένες τιμές
$n_c =$ διαθλ. δείκτης του κερατοειδή $= 4/3$	$K =$ μέσες τιμές $K$ (D)
$n_a =$ διαθλ. δείκτης του υδατοειδούς $= 1,336$	$R =$ μέση ακτ. Καμπυλότητας κερατ= 337,5/K
RT= παράγοντας πάχους κερατοειδ.= 0,200 mm	AL = μέτρηση με υπερήχους του αξονικού μήκους (mm)

Οι μεταβλητές που χρησιμοποιεί ο Holladay I φαίνονται στο σχήμα 4.1.



Σχήμα 4.1: Μεταβλητές του τύπου Holladay 1.

Όπου

V= κάθετη απόσταση από τον φακό (12mm)

Ref= επιθυμητό μετεγχειρητικό σφαιρικό ισοδύναμο (D)

SF='surgeon factor'= απόσταση από το επίπεδο της κόρης στο οπτικό επίπεδο του IOL (mm)

AG= εμπρόσθιος θάλαμος διαμέτρου από γωνία σε γωνιά (mm)

ACD=βάθος ανατομικού εμπρόσθιου θαλάμου

Alm =ultrasonic αξονικό μήκος + RT

I= ισχύς του IOL

ARef= πραγματικό μετεγχειρητικό σφαιρικό ισοδύναμο (D)

Ο τύπος αυτός χρησιμοποιεί τις παρακάτω 3 εξισώσεις για να υπολογίσει το Rag, το AG και το ACD, τα οποία και χρησιμοποιεί στον τελικό του τύπο:

1.  $R_{ag} = R$  εάν  $R < 7\text{mm}$ , αλλιώς  $R_{ag} = 7\text{mm}$
2.  $AG = 12.5 * AL / 23.45$  εάν  $AG > 13.5$  τότε  $AG = 13.5$
3.  $ACD = 0.56 + R_{ag} - (\text{SQRT}(R_{ag} * R_{ag} - (AG * AG / 4)))$

Η ισχύς του ενδοφακού δίνεται τελικώς από παρακάτω σχέση

$$I = \frac{1000 n_a (n_a R - (n_c - 1) Alm - 0.001 Ref (V(n_a R - (n_c - 1) Alm) + Alm R))}{(Alm - ACD - SF) (n_a R - (n_c - 1) (ACD + SF) - 0.001 Ref (V (n_a R - (n_c - 1) (ACD + SF)) + (ACD + SF) R))}$$

#### **4.2: Τύπος Holladay II**

Ο τύπος τέταρτης γενιάς Holladay II είναι από τους πλέον χρησιμοποιούμενους. Ο ακριβής τρόπος λειτουργίας του δεν έχει δημοσιευθεί αλλά γνωρίζουμε ότι βασίζεται σε χιλιάδες πειραματικά δεδομένα τα οποία χρησιμοποίησε ο Holladay για να αντικαταστήσει τον δικό του τύπο Holladay I, ο οποίος σε μικρούς οφθαλμούς δεν είχε ακριβή αποτελέσματα.

Μπορεί κάποιος να τον χρησιμοποιήσει αγοράζοντας το πρόγραμμα Holladay IOL Consultant .

#### **4.3: Τύποι SRK I & SRK II**

Ένας πιο απλός τύπος για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού είναι ο SRK I .

$$P = A - 0.9K - 2.5L$$

Όπου P είναι η ισχύς του ενδοφακού (για εμμετρικό αποτέλεσμα), K τα κερατομετρικά δεδομένα, L το αξονικό μήκος του οφθαλμού και A μια σταθερά. Η σταθερά αυτή χρησιμοποιείται από τον κατασκευαστή του τύπου για να προβλέψει καλύτερα το επιθυμητό αποτέλεσμα. Συνδέεται μάλιστα με την θέση του ενδοφακού στον οφθαλμό (ELP), όπως το SF='surgeon factor' που χρησιμοποιούν οι τύποι Holladay I και II.

Για καλύτερα αποτελέσματα η σταθερά A προσαρμόστηκε σε διάφορα αξονικά μήκη και δημιουργήθηκε έτσι ο τύπος SRK II:

$$P = A1 - 0.9K - 2.5L$$

Όπου :

$$A1 = A + 3 \quad \text{για } L < 20$$

$$A1 = A + 2 \quad \text{για } \leq L < 21$$

$$A1 = A + 1 \quad \text{για } \leq L < 22$$

$$A1 = A \quad \text{για } \leq L < 24,5$$

$$A1 = A - 0.5 \quad \text{για } \leq L$$

#### **4.4 Τύπος Hoffer Q <sup>6</sup>**

Ο τύπος τρίτης γενιάς Hoffer Q δημοσιεύτηκε το 1993 και βασίστηκε στην προηγούμενη δουλειά του Kenneth J. Hoffer.

Η ισχύς του ενδοφακού πηγάζει από ένα τύπο που εξαρτάται από:

$$P = f ( A, K, Rx, pACD)$$

Όπου A είναι το αξονικό μήκος του οφθαλμού, K τα κερατομετρικά δεδομένα, Rx είναι η διάθλαση του οφθαλμού και pACD είναι η προσωπική σταθερά που χρησιμοποιεί ο Hoffer που έχει σχέση με την θέση του ενδοφακού.



## 4.5 Φόρμουλα του Haigis<sup>7</sup>

Όλοι οι γνωστοί τύποι λειτουργούν με την βοήθεια μίας σταθεράς για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού. Ανάλογα με την σταθερά αλλά και με τον τύπο που χρησιμοποιείται δημιουργείται μια καμπύλη βαθμονόμησης που προβλέπει την ισχύ του ενδοφακού που πρέπει να χρησιμοποιηθεί.

Η καμπύλη αυτή είναι σταθερή. Όσο μεγαλύτερη είναι η σταθερά τόσο μεγαλύτερο ενδοφακό θα προτείνει ο τύπος για την ίδια σειρά μετρήσεων, όπως και το αντίστροφο. Στις μέρες μας χρησιμοποιούνται κυρίως τέσσερις τύποι. Ο SRK/T που χρησιμοποιεί την σταθερά A, ο Holladay I που χρησιμοποιεί την σταθερά surgeon factor και ο holladay II που χρησιμοποιεί όπως και ο Hoffer Q μια σταθερά που έχει σχέση με το ACD (anterior chamber depth).

Οι σταθερές αυτές είναι συνδεδεμένες μεταξύ τους. Γνωρίζοντας έτσι τη μία μπορούν να υπολογιστούν και οι υπόλοιπες. Κατά συνέπεια οι χειρουργοί μπορούν να μεταφερθούν από τον ένα τύπο στον άλλο για τον ίδιο ενδοφακό.

Αλλαγές στο κερατόμετρο, την βαθμονόμηση της βιομετρίας και στην χειρουργική τεχνική που χρησιμοποιείται μπορεί να αλλάξει το αποτέλεσμα της ισχύος του ενδοφακού. Αυτό οφείλεται στο ότι προστίθενται καινούριες μεταβλητές, που δεν συμπεριλαμβάνονται στους τύπους που προαναφέρθηκαν.

Οι τρίτης γενιάς τύποι υποθέτουν μάλιστα ότι όσο μεγαλύτερο το αξονικό μήκος, τόσο βαθύτερος ο εμπρόσθιος θάλαμος και αντίστροφα. Ο Holladay και ο Gillis απόδειξαν ότι αυτό δεν συμβαίνει πάντοτε. Μάτια με αξονικό μήκος μικρότερο από 20mm μπορεί να έχουν εμπρόσθιο θάλαμο που αναλογεί σε μεγαλύτερους οφθαλμούς.

Ένας διαφορετικός τύπος από τους προηγούμενους που διόρθωσε τις ανακρίβειες αυτές είναι αυτός του Haigis. Ο τύπος αυτός χρησιμοποιεί τρεις σταθερές την  $a_0$ , την  $a_1$  και την  $a_2$  για τον υπολογισμό του ELP, αντί μιας

που χρησιμοποιούν οι υπόλοιποι τύποι με αποτέλεσμα να είναι πιο προσαρμόσιμος σε διαφορετικές συνθήκες.

Η σχέση που συνδέει τις σταθερές είναι:

$$d = ELP$$
$$d = a_0 + (a_1 * ACD) + (a_2 + AL)$$

Όπου ACD είναι το μετρούμενο βάθος του εμπρόσθιου θαλάμου και AL το αξονικό μήκος του ματιού. Η σταθερά  $a_0$  μετακινεί την καμπύλη με τον ίδιο τρόπο που κάνουν και οι άλλοι τύποι. Η  $a_1$  είναι συνδεδεμένη με το ACD ενώ η  $a_2$  είναι συνδεδεμένη με το αξονικό μήκος. Οι τρεις σταθερές μπορούν να προσαρμοσθούν ώστε να ταιριάζουν σε διάφορα είδη επέμβασης αλλά και τύπο ενδοφακών.

Ο τύπος του Haigis και του Holladay II θεωρούνται από τον Haigis, ως οι πλέον αξιόπιστοι τύποι.

#### **4.6 Επιλέγοντας τον σωστό τύπο**

Πολλές δημοσιεύσεις έχουν γίνει πάνω στον τομέα αυτό αλλά τα αποτελέσματα διαφέρουν από ερευνητή σε ερευνητή, ακόμα και στην περίπτωση που χρησιμοποιούν ίδιους τύπους. Αυτό οφείλεται στο ότι το αποτέλεσμα μπορεί να επηρεαστεί από την γεωμετρία των ενδοφακών, τις κερατομετρικές μετρήσεις, τις μετρήσεις για το αξονικό μήκος αλλά και από την διαφορετική μέτρηση του εμπρόσθιου θαλάμου. Όμως παρόλα αυτά τα προβλήματα υπάρχουν τύποι που ξεχωρίζουν και θεωρούνται πιο αξιόπιστοι από τους άλλους.

Ο dr.Hill <sup>8</sup> συνέκρινε έξι διαφορετικούς τύπους και τα αποτελέσματα του στον Πίνακα 2. Οι μετρήσεις του αξονικού μήκους έχουν γίνει από την συσκευή IOLMaster και τα αποτελέσματα αναλύθηκαν με βάση το μέσο απόλυτο προβλεπόμενο λάθος. Τα αποτελέσματα αφορούν ασθενείς με

κερατομετρικές ενδείξεις από 40 έως 50 διοπτρίες και περιέχουν μετρήσεις ασθενών με κερατόκονο.

## Πίνακας 2

### Συγκριτικά αποτελέσματα

AL in mm	Haigis a0 optimized	Haigis a0,a1,a2 optimized	Holladay 1 Sf optimized	Holladay II ACD optimized	Hoffer Q ACD optimized	SRK/T A-con optimized
18.00-19.99	0.50 D	0.50 D	1.00 D	0.50 D	0.50 D	2.00 D
20.00-21.99	0.25 D	0.25 D	0.50 D	0.25 D	0.25 D	1.00 D
22.00-25.99	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D
26.00-27.99	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D
28.00-30.00	0.50 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.50 D	0.50 D
Minus P IOLs	1.00 D	0.50 D	0.50 D	0.50 D	1.00 D	1.00 D

Παρατηρήθηκε ότι στα αξονικά μήκη από 22 έως 28mm όλοι οι τύποι παρουσιάζουν ακριβή αποτελέσματα ενώ στα υπόλοιπα αξονικά μήκη τα καλύτερα αποτελέσματα είχε ο τύπος του Holladay II και ο τύπος του Haigis, τους οποίους ο ερευνητής τελικώς θεωρεί πιο αξιόπιστους

Μια πρόσφατη έρευνα διεξήχθη το 2006 από τον Narvaez Julio<sup>9</sup> η οποία συνέκρινε 643 μάτια τα οποία χώρισε σε 4 group ανάλογα με το αξονικό μήκος του καθενός και τα μέτρησε με 4 διαφορετικούς τύπους (Hoffer Q, Holladay I, Holladay II και SRK/T).

Οι επεμβάσεις έγιναν όλες από τον ίδιο χειρουργό και με την ίδια χειρουργική τεχνική. Ενδοφακοί τύπου CC4204BF-Collamer-plate-haptic εμφυτεύτηκαν σε 338 μάτια και ενδοφακοί AA4203VF-silicone-plate-haptic (Staar surgical) σε 305 μάτια. Όλοι οι ασθενείς ήταν πάνω από 18 χρονών και είχαν καλύτερη από 20/40 μετεγχειρητική οξύτητα .

Χειροκίνητα κερατόμετρα χρησιμοποιήθηκαν σε όλες τις περιπτώσεις και η στατιστική ανάλυση έδωσε τα παρακάτω αποτελέσματα που παρουσιάζονται στον πίνακα 3 για τους τέσσερις τύπους που χρησιμοποιήθηκαν (Holladay I και II , Hoffer Q, SRK/T).

Αποτελέσματα: Οι τέσσερις τύποι είχαν περίπου παρόμοια ακρίβεια σε όλα τα αξονικά μήκη.

Επίσης σε μικρά αξονικά μήκη ματιών, η χρήση διαφορετικού τύπου επηρεάζει το αποτέλεσμα. Το αποτέλεσμα όμως δεν θεωρείται αξιόπιστο λόγω του μικρού αριθμού οφθαλμών με μικρό αξονικό μήκος.

Σε άλλη έρευνα ο Hoffer ανέλυσε τα δεδομένα από 317 μάτια που υπεβλήθησαν σε επέμβαση από ένα χειρουργό, με την ίδια τεχνική και το ίδιο είδος φακού.

Έγινε σύγκριση για τέσσερις διαφορετικούς τύπους. Αυτοί ήταν οι Holladay I και II, Hoffer Q και SRK/T. Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 4. Ο Hoffer παρατήρησε ότι την μικρότερη τυπική απόκλιση είχε ο τύπος Holladay II, ενώ το μικρότερο διαθλαστικό σφάλμα είχε ο τύπος Hoffer Q.

Ο Hoffer συνέκρινε τους παραπάνω τύπους σύμφωνα με τα αξονικά τους μήκη και τα αποτελέσματα του ήταν τα εξής: Ο Holladay II είναι ισάξιος του Hoffer Q για μάτια μικρότερα από 22mm. Ο Holladay I είναι ισάξιος του Hoffer Q για μάτια μεσαίου μεγέθους (22mm–24.5mm), του SRK/T και του Holladay II για μάτια από 24.5mm έως 26mm και ο SRK/T είναι λίγο καλύτερος από τον Holladay II για πολύ μεγάλους οφθαλμούς.

### Πίνακας 3

#### Συγκριτικά αποτελέσματα

AL (mm)	eyes	Holladay I	Holladay II	Hoffer Q	SRK/T	P Value
<22.0	25					.38
Mean ± S D		0.75 ± 0.56	0.75 ± 0.60	0.69 ± 0.48	0.77 ± 0.59	
Range		0.03 to 1.82	0.02 to 2.17	0.09 to 1.62	0.06 to 1.89	
22.0-24.5	437					0.74
Mean ± S D		0.52 ± 0.43	0.52 ± 0.43	0.53 ± 0.44	0.52 ± 0.43	
Range		0.00 to 2.38	0.00 to 2.46	0.00 to 2.26	0.00 to 2.49	
24.5-26	137					.53
Mean ± S D		0.49 ± 0.39	0.47 ± 0.38	0.50 ± 0.58	0.49 ± 0.39	
Range		0.01 to 2.43	0.00 to 2.63	0.01 to 2.81	0.00 to 2.26	
>26 -29.5	44					0.04.19
Mean ± S D		0.60 ± 0.62	0.53 ± 0.55	0.59 ± 0.58	0.55 ± 0.64	
Range		0.01 to 3.21	0.01 to 3.19	0.02 to 3.03	0.04 to 3.48	
Total (21.12-29-50)	643					.45
Mean ± S D		0.53 ± 0.44	0.52 ± 0.44	0.53 ± 0.44	0.53 ± 0.45	
Range		0.01 to 3.21	0.01 to 3.19	0.02 to 3.03	0.04 to 3.48	

#### Πίνακας 4

##### Αποτελέσματα διαφόρων τύπων

Formula	Pers ACD	SD	A-Constant	ME (D)	MAE (D)	SD (D)	MAX (D)	>±2D (%)
Holladay 2	5.429	0.021	5.429	-0.448	0.548	0.495	-1.60	0
Holladay 1	5.673	0.025	1.910	-0.147	0.426	0.509	-1.44	0
Hoffer Q	5.748	0.026	5.748	-0.081	0.449	0.546	-1.61	0
SRK/T	5.661	0.023	119.115	-0.198	0.442	0.517	-1.45	0

**Pers ACD=προσωποποιημένο βάθος εμπρόσθιου θαλάμου,  
SD=τυπική απόκλιση, ME=μέσο λάθος της διάθλασης,  
MAE=μέσω απόλυτο λάθος της διάθλασης,  
MAX =μέγιστο διαθλαστικό λάθος > ± 2D = επί τις εκατό των ματιών με  
διαθλαστικό λάθος πάνω από 2 .00D.  
\* Πίνακας από την δημοσίευση 10 (references).**

Σύμφωνα με καινούριες δημοσίευσης οι τύποι που θεωρούνται πιο αξιόπιστοι και χρησιμοποιούνται ευρέως είναι του Hoffer Q, του Holladay II και του Haigis, που δίνουν καλύτερα αποτελέσματα σε όλο το αξονικό μήκος του οφθαλμού.

## **Κεφάλαιο 5: Μέθοδοι υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση, όταν είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή.**

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, μετά από διαθλαστική επέμβαση, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα κερατόμετρα και οι τοπογραφικές συσκευές για τον υπολογισμό της ισχύος του κερατοειδή.

Παρακάτω αναφέρονται οι μέθοδοι που βοηθούν στην επίλυση των προβλημάτων που δημιουργεί η διαθλαστική επέμβαση όταν είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή.

### **5.1: Μέθοδος του Ιστορικού**

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί την κερατομετρική τιμή της διάθλασης μετά την επέμβαση και τα μετεγχειρητικά και προεγχειρητικά διαθλαστικά δεδομένα του ασθενή για να υπολογίσει τη σωστή ισχύ του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση. Η τιμή αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί στους παραπάνω τύπους για τον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού.

Το παρακάτω παράδειγμα βοηθούν να γίνει κατανοητή η λειτουργία της μεθόδου.

Έστω ότι σε έναν οφθαλμό έχουν γίνει οι παρακάτω μετρήσεις:

Προεγχειρητική διάθλαση	= -8.0 D
Προεγχειρητική κερατομετρία	= 44.0 D
Διαθλαστική διόρθωση (επιθυμητή)	= -8.0 D
Μετά-LASIK διάθλαση	= -1.0 D

Υπολογισμός:

Διαθλαστικό λάθος που διορθώθηκε = 7.0 D

Μετα-LASIK κερατομετρική τιμή =  $44.0D - 7.0D = 37.0 D$

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί το διαθλαστικό σφάλμα του ασθενή μετά την επέμβαση διαθλαστικής χειρουργικής και πριν την ανάπτυξη καταρράκτη. Συνήθως οι μετρήσεις γίνονται ένα μήνα μετά από τη διαθλαστική επέμβαση ή όταν έχει επιτευχθεί σταθερότητα. Αφού η αλλαγή στο διαθλαστικό σφάλμα είναι το άμεσο αποτέλεσμα της αλλαγής του κερατοειδή, λόγω της επέμβασης, είναι λογικό η τελική ισχύς του κερατοειδή να προέρχεται από το διαθλαστικό σφάλμα πριν την επέμβαση. Αν και αυτή η μέθοδος λειτουργεί σχετικά καλά, απαιτείται πρόσβαση στα δεδομένα του ασθενή πριν και μετά τη διαθλαστική επέμβαση. Επίσης λεπτομέρειες της χειρουργικής διαδικασίας είναι επίσης απαραίτητες.

Κατά πόσο πρέπει να μετράτε η τιμή της διάθλασης του ασθενή στο επίπεδο του κερατοειδή (corneal plane) ή στο spectacle plane που απέχει συνήθως 12 με 14mm από τον κερατοειδή είναι κάτι το οποίο δεν έχει διευκρινιστεί ακόμα πλήρως. Το παρακάτω παράδειγμα εξηγεί τον παραπάνω συλλογισμό<sup>10</sup>.

Έστω ότι οι μετρήσεις του ασθενή είναι οι παρακάτω:

- Προεγχειρητικό K:  $42.5D @ 90^0$  και  $41.5D @ 180^0 = 42.00 D$  (average)
- Προεγχειρητική διάθλαση:  $-10.00 + 1.00x 90^0$ , vertex = 14mm
- Μετεγχειρητική διάθλαση:  $-0.25 + 1.00x 90^0$ , vertex = 14mm



## Βήμα 1

Το σφαιρικό ισοδύναμο καθορίζεται στο corneal plane ( $SEQ_c$ ). Για να γίνει αυτό χρησιμοποιείται το σφαιρικό ισοδύναμο στο spectacle plane ( $SEQ_s$ ) σε μια δεδομένη απόσταση, ενώ για να καθορισθεί το μετεγχειρητικό και προεγχειρητικό SEQ στο επίπεδο του κερατοειδή χρησιμοποιούνται οι ακόλουθες σχέσεις:

$$SEQ = \text{Sphere} + 0.5(\text{cylinder})$$

$$SEQ_c = \frac{1000}{\frac{1000}{SEQ_s} - (\text{vertex}(mm))}$$

Προεγχειρητικά:

$$SEQ_r = -10.00 + (0.5 * 1.00) = -9.50D$$

$$SEQ_c = \frac{1000}{\frac{1000}{-9.50} - 14} = -8.38D$$

Μετεγχειρητικά:

$$SEQ_r = -0.25 + (0.5 * 1.00) = 0.25D$$

$$SEQ_s = \frac{1000}{\frac{1000}{0.25} - 14} = +0.25D$$

## Βήμα 2

Υπολογίζεται η αλλαγή στην διάθλαση στο επίπεδο του κερατοειδή αφαιρώντας το μετεγχειρητικό SEQ<sub>c</sub> από το αντίστοιχο προεγχειρητικό

$$-8.38-(+0.25)=-8.63D$$

## Βήμα 3

Καθορίζεται η υπολογισμένη προεγχειρητική διαθλαστική ισχύς του κερατοειδή αφαιρώντας την αλλαγή στη διάθλαση στο επίπεδο του κερατοειδή από την μέση K.

$$42.00- 8.63 D=33.37 D$$

Αυτή είναι η κεντρική ισχύς του κερατοειδή μετά από διαθλαστική χειρουργική η οποία χρησιμοποιείται στον τύπο για τον υπολογισμό του IOL. Πολλοί ερευνητές πιστεύουν ότι η δεύτερη μέθοδος είναι καλύτερη για διορθώσεις μικρότερες από 10D χωρίς να έχει διερευνηθεί επαρκώς το συγκεκριμένο θέμα.

Τα αρνητικά της μεθόδου είναι ότι απαιτεί την γνώση προεγχειρητικών δεδομένων .

## 5.2: Μέθοδος DBR <sup>11</sup>

Στην μέθοδο αυτή υπολογίζεται άμεσα η ισχύς του ενδοφακού που πρέπει εμφυτευτεί στο μάτι. Όταν ο ασθενής παρουσιαστεί για διαθλαστική χειρουργική υπολογίζεται πριν την επέμβαση η διάθλαση, οι κερατομετρικές ενδείξεις, το αξονικό μήκος αλλά και η ισχύς του ενδοφακού σαν να ήταν εμμέτρωπας. Μετά καταγράφεται το διαθλαστικό σφάλμα μετά την επέμβαση. Το παρακάτω παράδειγμα εξηγεί πλήρως την μέθοδο αυτή.

Έστω ότι σε έναν οφθαλμό έχουν γίνει οι παρακάτω μετρήσεις:

Προεχειρητική διάθλαση	= -5.25D
Προεχειρητική κερατομετρία	= 46.2D
Διαθλαστική διόρθωση (επιθυμητή)	= -5.25D
Μετά-LASIK διάθλαση	= plano
Αξονικό μήκος	= 25.0mm
IOL ισχύ για εμμετρωπία	=16.8D

Αφού έχει γίνει αλλαγή στην διάθλαση κατά 5.25D στο spectacle επίπεδο (12mm) μετά την διαθλαστική επέμβαση, η ισχύς του IOL του ματιού θα έχει αυξηθεί με ένα ισοδύναμο ποσό ώστε το μάτι να παραμείνει εμμετρωπικό μετά την διαθλαστική επέμβαση. Υπολογίστηκε ότι για κάθε 0.7D μετρημένες στο spectacle plane διάθλασης, αντιστοιχεί ένας βαθμός μεταβολής στην ισχύ του IOL.

Παράδειγμα

5.25 D αλλαγή στο spectacle επίπεδο ισοδυναμεί με αύξηση του IOL κατά  $5.25/0.7=7.5D$  και συνεπώς η ισχύς του IOL τελικώς θα είναι ίση με  $16.8+7.5=24.3D$ .

Μια παρόμοια μέθοδος που συσχετίζει την ισχύ του ενδοφακού που πρέπει να χρησιμοποιηθεί με τη βοήθεια της ολικής προηγούμενης διόρθωσης με laser (LSE), δίνεται από την παρακάτω σχέση που βασίζεται στην μέθοδο DBR.

$$\text{IOL power adjust} = \text{LSE} * (-0,236) + 0,101$$

### 5.3: Τοπογραφία στον κερατοειδή

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί συγκεκριμένη τοπογραφική μονάδα (EyeSys device) που μετράει την ενεργό ισχύ στο κέντρο του κερατοειδή (EffRP ) με την βοήθεια του Holladay Diagnostic Summary προγράμματος.



Σχήμα 5.1: Τοπογραφική συσκευή EyeSys.

Η τιμή που υπολογίζεται είναι η μέση διαθλαστική ισχύς της κεντρικής κυκλικής επιφάνειας του κερατοειδή ακτίνας 3mm. Παρατηρήθηκε ότι μετά την διαθλαστική επέμβαση η  $\text{EffRP}_{post}$  (effective refractive power after surgery) είχε την τάση να υπερεκτιμά την ισχύ του κερατοειδή και ότι αυτή η τάση γινόταν όλο και μεγαλύτερη όσο μεγάλωνε το σφαιρικό ισοδύναμο. Για να βελτιωθεί η ακρίβεια του υπολογισμού της ισχύος του κερατοειδή από την συγκεκριμένη συσκευή χρησιμοποιήθηκε η παρακάτω σχέση.

$$\text{EffRP}_{post-adj} = \text{EffRP}_{post} - 0.15(\text{SE}_{post} - \text{SE}_{pre}) - 0.05$$

Όπου

$EffRP_{post-adj}$  -προσαρμοσμένη μετεγχειρητική ενεργή διαθλαστική ισχύς του κερατοειδή

$SE_{post}$  - μετα-LASIK σφαιρικό ισοδύναμο διαθλαστικό σφάλμα

$SE_{pre}$  - προ-LASIK σφαιρικό ισοδύναμο διαθλαστικό σφάλμα

#### **5.4: Η μέθοδος *double K***<sup>12</sup>

Η μέθοδος της κλινικής ιστορίας είναι θεωρητικά η καλύτερη μέθοδος υπολογισμού της ισχύος του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση, αν και παρατηρήθηκαν υπερμετρωπικά αποτελέσματα<sup>13</sup>.

Το λάθος της υποτίμησης στον υπολογισμό οφείλεται στη λάθος εκτίμηση του ELP από της 3<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> γενιάς θεωρητικούς τύπους εξαιτίας των μετεγχειρητικών κερατομετρικών ενδείξεων που χρησιμοποιούσαν για τον υπολογισμό του. Όπως έχει αναφερθεί τα κερατόμετρα δεν είναι ικανά να υπολογίσουν σωστά την διάθλαση του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση.

Για την λύση του προβλήματος ο Aramberrri πρότεινε την μέθοδο *double – k*. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί τις ακόλουθες κερατομετρικές ενδείξεις. Μια κερατομετρική ένδειξη πριν την διαθλαστική επέμβαση για τον υπολογισμό του ELP και μια μετεγχειρητική την  $K_{post}$  (που υπολογίζεται με την *clinical history* μέθοδο) και χρησιμοποιείται στον vergence τύπο, ο οποίος τελικά δίνει την ισχύ του ενδοφακού που πρέπει να χρησιμοποιηθεί.

Στη μέθοδο του Aramberrri βασίστηκε ο Holladay για την τελειοποίηση του τύπου Holladay 2. Στον τύπο αυτό, η ισχύς του κερατοειδή πριν τη διαθλαστική επέμβαση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του ELP.

Για ασθενείς που δεν έχουν ιστορικό, ο τύπος αυτός προσφέρει την επιλογή της χρησιμοποίησης μιας σταθερής τιμής 44D για την ισχύ του κερατοειδή.

Οι περισσότεροι τύποι που χρησιμοποιούν τη μέθοδο double-k έχουν πολύ καλύτερα αποτελέσματα<sup>12</sup>.

### 5.5: Θεωρητική Φόρμουλα<sup>14</sup>

Η σχέση αυτή υπολογίζει τη σωστή μετεγχειρητική ισχύ του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση και απαιτεί γνώσεις προεγχειρητικών κερατομετρικών δεδομένων, καθώς και τη μετεγχειρητική ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή (χρησιμοποιώντας αυτόματο κερατόμετρο) με αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα. Η σχέση που χρησιμοποιείται είναι:

$$K_{postop} = K_{preop} - [(N_c - 1) \times (R_{a-postop} - R_{a-preop}) / (R_{a-postop} \times R_{a-preop})]$$

Όπου

$K_{postop}$  - Κερατομετρικά δεδομένα μετά από LASIK

$K_{preop}$  - Κερατομετρικά δεδομένα πριν από LASIK

$N_c$  - Δείκτης διάθλασης κερατοειδή (1.376)

$R_{a-postop}$  - Μετεγχειρητική ακτίνα καμπυλότητας της εξωτερικής επιφάνειας του κερατοειδή

$R_{a-preop}$  - Προεγχειρητική ακτίνα καμπυλότητας της εξωτερικής επιφάνειας του κερατοειδή

## 5.6: Μέθοδος Υπολογισμού Ισχύς Ενδοφακού με προεγχειρητικά Κερατομετρικά Δεδομένα <sup>15</sup>

Η συγκεκριμένη μέθοδος υπολογισμού της ισχύος του IOL κάνει την υπόθεση ότι ο ασθενής δεν έχει υποστεί LASIK. Χρησιμοποιεί τις κερατομετρικές ενδείξεις και τις διαθλάστικες μετρήσεις πριν από την LASIK όπως και το αξονικό μήκος του οφθαλμού. Η προ-LASIK διάθλαση προορίζεται για την επιλογή του IOL.

Θεωρητικά η μέθοδος υπολογίζει το κατάλληλο IOL για τον ασθενή πριν από τη LASIK αλλά τον αφήνει με την αρχική μυωπία του και μετά υποθέτει ότι κάνει την επέμβαση LASIK. Αυτή η μέθοδος λειτουργεί ανάποδα ώστε να καθορίσει την ισχύ του ενδοφακού χωρίς την χρήση ανακριβών κερατομετρικών δεδομένων μετά τη διαθλαστική επέμβαση. Με το παρακάτω παράδειγμα γίνεται αντιληπτό ο τρόπος λειτουργίας της μεθόδου.

### Παράδειγμα

Έστω ότι η προ-LASIK διάθλαση είναι  $-11.75D$ .

Το αξονικό μήκος και τα προ-LASIK κερατομετρικά δεδομένα εισάγονται στον τύπο του Holladay. Έστω ότι η ισχύς του ενδοφακού που μας δίνει ο τύπος είναι  $19.5D$  η οποία είναι και η ισχύς του φακού που πρέπει να τοποθετηθεί στον ασθενή για να έχει εμμετρικό αποτέλεσμα.

Δυο άλλες μέθοδοι που χρησιμοποιούν την παραπάνω ιδέα με καλά αποτελέσματα<sup>16</sup> είναι:

Η πρώτη μέθοδος χρησιμοποιεί τα μετά LASIK 'flattest' κερατομετρικά δεδομένα με τα οποία υπολογίζει την ισχύ του ενδοφακού  $IOL_{flat}$  από ένα τοπογράφο ενώ η δεύτερη τα 'average' κερατομετρικά δεδομένα από τα οποία υπολογίζει την  $IOL_{avgK}$ .

Σύμφωνα με τα ερευνητικά αποτελέσματα το ποσό της υποτίμησης θα μπορούσε να προβλεφθεί αν το προεγχειρητικό  $SEQ_m$  ήταν γνωστό (myopic spherical equivalent before refractive surgery- σφαιρικό ισοδύναμό πριν από διαθλαστική επέμβαση) με την βοήθεια κατάλληλης προσαρμογής.

Για την  $IOL_{flatK}$  η προσαρμογή είναι  $-(0.47\chi + 0.85)$  όπου  $\chi$  είναι το προεγχειρητικό  $SEQ_m$ , ενώ για το  $IOL_{avgK}$  η προσαρμογή είναι  $-(0.46\chi + 0.21)$ .

### Παράδειγμα

Αν ο ασθενής έκανε διαθλαστική επέμβαση για την διόρθωση -6.5D (SEQ), τότε η προσαρμογή στην ισχύ του IOL που θα έπρεπε να γίνει αν χρησιμοποιούνταν τα επίπεδα κερατομετρικά δεδομένα ενός τοπογράφου θα ήταν:

$$\text{Προσαρμογή} = [-(0.47 * (\text{SEQ})) + 0.85] = + 2.20 \text{ D}$$

Συνεπώς αν η ισχύς του IOL υπολογιζόταν χρησιμοποιώντας τα επίπεδα κερατομετρικά δεδομένα ενός τοπογράφου και ήταν ίσα με 17.76D, τότε η σωστή ισχύς του IOL που θα έπρεπε να εμφυτευτεί στον οφθαλμό θα ήταν  $17,67 + 2.2 = 19.96 \text{ D}$ .

### **5.7: Ρύθμιση της Ισχύς του Ενδοφακού βάση νομογράμματος<sup>17</sup>**

Η ομάδα του Feiz Vahid σε μια έρευνα που έκανε το 2000, προσπάθησε να προβλέψει την ισχύ του ενδοφακού σε μία σειρά πολλών οφθαλμών χρησιμοποιώντας την αλλαγή στη διάθλαση μετά από επέμβαση LASIK και την ισχύ του ενδοφακού πριν την επέμβαση. Για να το καταφέρει αυτό έκανε τις ακόλουθες υποθέσεις:



1. Η ισχύς του ενδοφακού μετά από μυωπική επέμβαση LASIK θα ήταν μεγαλύτερη από την ισχύ πριν την επέμβαση.

2. Για να επιτευχθεί εμμετροπία μετά από LASIK, η αλλαγή της ισχύος του ενδοφακού πρέπει να εξισορροπεί τη διαθλαστική αλλαγή που προέρχεται από τη LASIK.

3. Για κάθε διοπτρία (D) αλλαγής της ισχύος του ενδοφακού, η διάθλαση στο spectacle επίπεδο αλλάζει μόνο κατά 0,67D.

Η ανάλυση που πραγματοποιήθηκε είχε σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας θεωρητικής σχέσης που επέτρεπε τον καθορισμό της υποτίμησης της ισχύος του ενδοφακού σε διοπτρίες με βάση την αλλαγή στο σφαιρικό ισοδύναμο.

$$\text{IOL power underestimation} = -0.231 + (0.595 \times \text{Αλλαγή στο SE})$$

Από την παραπάνω σχέση αναπτύχθηκε ένα νομόγραμμα στο οποίο απεικονίζεται η θεωρητική προσαρμογή της ισχύος του ενδοφακού. Το νομόγραμμα βασίστηκε στα post-LASIK κερατομετρικά δεδομένα αλλά και στη διαθλαστική αλλαγή που προερχότανε από την LASIK.

#### Παράδειγμα

Σε ένα οφθαλμό ισχύουν τα παρακάτω δεδομένα :

Προ-LASIK διάθλαση (spectacle):-13.75+0.75\*180

Σφαιρικό ισοδύναμο (spectacle):-13.38D

Σφαιρικό ισοδύναμο (corneal plane , vertex 12 mm) :-11.27D

Μετά-LASIK διάθλαση (Spectacle):-2.50D

Μετά-LASIK SE (spec): -2.50D

Μετά-LASIK (corneal plane , vertex 12 mm):-2.40D

Προ-LASIK κερατομετρία :41,75/43,00D

Μετά –LASIK κερατομετρία :35.90/33.40D

Αξονικό μήκος : 30.38mm

## Βήμα 1

Καθορισμός της αλλαγής στο σφαιρικό ισοδύναμο στο επίπεδο του spectacle (γυαλιά)  $-2,50 - (-13,38) = 10,88$  D.

## Βήμα 2

Καθορισμός της ισχύος του ενδοφακού σε σχέση με το αξονικό μήκος και τα κερατομετρικά δεδομένα μετά την LASIK με την βοήθεια του τύπου SRK/T.

## Βήμα 3

Προσαρμογή σύμφωνα με το νομόγραμμα για την ισχύ του ενδοφακού και έχουμε  $13,06 + 6.31 = 19.37$  D.

## Βήμα 4

Εμφύτευση ενδοφακού 19,50 D.

Η δημοσίευση του Feiz το 2005 κατέληξε σε δύο συμπεράσματα: 1. Η ισχύς του ενδοφακού μπορεί να προσαρμοστεί πλήρως μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις. 2. Η συγκεκριμένη μέθοδος είναι πιο ακριβής από την μέθοδο του ιστορικού.

### **5.8: Μέθοδος Διορθωμένου Δείκτη Διάθλασης** <sup>18</sup>

Έρευνες υπολόγισαν ένα διορθωτικό παράγοντα για τον ενεργό (πλασματικό) δείκτη διάθλασης του κερατοειδή και πρότειναν την χρήση του για τον υπολογισμό των κερατομετρικών ενδείξεων μετά από διαθλαστική επέμβαση.

Αν το διαθλαστικό λάθος πριν την επέμβαση είναι γνωστό προτάθηκε ο παρακάτω πίνακας.

### Πίνακας 5

Προ-διαθλαστικό σφάλμα σε σχέση με το δείκτη διάθλασης

<b>Pre-LASIK refractive error</b>	<b>New refractive index rN</b>
< -4D	1.3355
-4D έως -8 D	1.3286
-8D έως -12D	1.3237
>12D	1.3172

Τα σωστά κερατομετρικά δεδομένα εξάγονται με τη βοήθεια της σχέσεως:

$$K=[rN - 1/Ra]$$

Όπου Ra είναι η πρόσθια καμπυλότητα του κερατοειδή σε μέτρα, μετρούμενα μετά από τη διαθλαστική επέμβαση.

Επίσης περιγράφηκε μια εναλλακτική σχέση ώστε να καθορίσει τον δείκτη διάθλασης rN για μάτια στα οποία η αλλαγή στην διάθλαση μετά από την LASIK είναι γνωστή.

$$rN = 0.0014 * SE + 1.3375$$

**SE = σφαιρικό ισοδύναμο**

## **Κεφάλαιο 6: Υπολογισμός της ισχύος του ενδοφακού μετά από διαθλαστική επέμβαση, χωρίς να είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή**

Στη συνέχεια αναφέρονται οι μέθοδοι που βοηθούν στην επίλυση του προβλήματος που δημιουργεί η διαθλαστική επέμβαση χωρίς να είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή πριν τη διαθλαστική επέμβαση.

### **6.1: Τοπογραφία κερατοειδή - Ρυθμισμένη Μέθοδος του Maloney**

Οι λόγοι που τα αποτελέσματα της κερατομετρίας δεν είναι ικανοποιητικά, αναλύθηκαν παραπάνω.

Για μεγαλύτερη ακρίβεια των κερατομετρικών ενδείξεων ο Maloney πρότεινε τη παρακάτω προσαρμογή στην ισχύ του κερατοειδή που μετρήθηκε με ένα τοπογράφο (placido).

Προσαρμοσμένη κεντρική ισχύς του κερατοειδή = [ οι τιμές της ισχύος από την τοπογραφία x (376/337.5)] - 4.9

Η τιμή 4.9 που εμφανίζεται στη σχέση είναι η ισχύς της πίσω επιφάνειας του κερατοειδή.

Με τη συγκεκριμένη μέθοδο μπορεί να υπολογισθεί η ισχύς του κερατοειδή με τη βοήθεια μόνο της τοπογραφίας

Ο Koch χρησιμοποιώντας δεδομένα από 11 μάτια πρότεινε τη χρήση της τιμής 6.1D αντί της 4.9D .

## 6.2: Μέθοδος Σκληρού Φακού Επαφής

Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην ιδέα ότι αν ένας σκληρός φακός επαφής, γνωστής καμπυλότητας και ισχύος, τοποθετηθεί σε κερατοειδή με γνωστή διαθλαστική ισχύ και δεν την αλλοιώσει, η ισχύς του κερατοειδή είναι όση και η καμπυλότητα του ενδοφακού. Οι φακοί αυτοί είναι κατασκευασμένοι από πλαστικό PMMA (polymethyl metracrylate) το οποίο είναι πολύ ανθεκτικό αλλά δεν αφήνει το οξυγόνο να φτάσει στον κερατοειδή. Όταν το μάτι ανοιγοκλείνει, ο φακός μετακινείται και αφήνει το οξυγόνο αναμειγμένο με τα δάκρυα να φτάσουν στον κερατοειδή.

Η μέθοδος αυτή δεν μπορεί να εφαρμοστεί σε ασθενείς που έχουν ελάχιστο όριο BCVA 20/80.

Για να υπολογιστεί η ισχύς του κερατοειδή χρησιμοποιείται η παρακάτω σχέση:

$$K = B + P + R_c - R_b$$

Όπου  $R_b$  είναι η διάθλαση του ασθενή χωρίς το φακό,  $R_c$  η διάθλαση με φακό,  $B$  η καμπυλότητα και  $P$  η ισχύς του φακού.

Πρόσφατα η μέθοδος των φακών επαφής διατυπώθηκε διαφορετικά από τον Haigis<sup>19</sup>. Ο Haigis εξηγεί ότι η παραπάνω σχέση μπορεί να παρέχει μια κλινικά αποδεκτή εκτίμηση της ισχύς του κερατοειδή σε φυσιολογικούς οφθαλμούς. Όμως σε μάτια που έχουν υποστεί διαθλαστική επέμβαση, η σχέση μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση του αποτελέσματος. Για να ξεπεραστεί αυτή η υπερεκτίμηση προτάθηκε η παρακάτω σχέση:

$$PC_e = 1.119 \times P_{CLO} - 5.78$$

Όπου  $PC_e$  είναι η ισοδύναμη ισχύς του κερατοειδή και  $P_{CLO}$  ισχύς του φακού επαφής της προηγούμενης μεθόδου.

Η σχέση του Haigis βασίστηκε σε λεπτομερή οπτική ανάλυση του συστήματος φακού επαφής-κερατοειδή χωρίς τη χρήση προσεγγίσεων όπως ο έκανε ο Holladay <sup>20</sup> το 1989.

### **6.3: Μέθοδος του Shammass Χωρίς Ιστορικό<sup>21</sup>**

Σκοπός του Shammass ήταν να δημιουργήσει μια σχέση η οποία θα είχε μόνο μια μεταβλητή. Τις κερατομετρικές ενδείξεις μετά από διαθλαστική χειρουργική και η οποία θα οδηγούσε στα αποτελέσματα της μεθόδου της κλινικής ιστορίας τα οποία θεωρεί αξιόπιστα. Για να το καταφέρει αυτό χρησιμοποίησε την παρακάτω μεθοδολογία.

Χρησιμοποίησε 200 οφθαλμούς οι οποίοι αξιολογήθηκαν πριν και μετά από διαθλαστική επέμβαση LASIK. Σε κάθε οφθαλμό μετρήθηκε η pre-LASIK διάθλαση  $R_{c,pre}$  (spectacle plane), η post-LASIK διάθλαση  $R_{c,post}$  (spectacle plane), τα pre-LASIK ( $K_{pre}$ ) κερατομετρικά δεδομένα  $K$  και τα post-LASIK ( $K_{post}$ ) κερατομετρικά δεδομένα.

Για κάθε περίπτωση μετατράπηκε η διάθλαση από το επίπεδο του φακού στο επίπεδο του κερατοειδή με την βοήθεια της σχέσεως:

$$R_c = R_s / (1 - 0.012 R_s), v=12\text{mm}$$

Στη συνέχεια υπολογίσθηκαν για κάθε περίπτωση τα προ- και μετά-LASIK δεδομένα για την διάθλαση στο επίπεδο του κερατοειδή αλλά και το ποσό της διόρθωσης που πραγματοποιήθηκε στο επίπεδο του κερατοειδή CRc με την βοήθεια της παρακάτω σχέσης:

$$CRc = R_{c,post} - R_{c,pre}$$

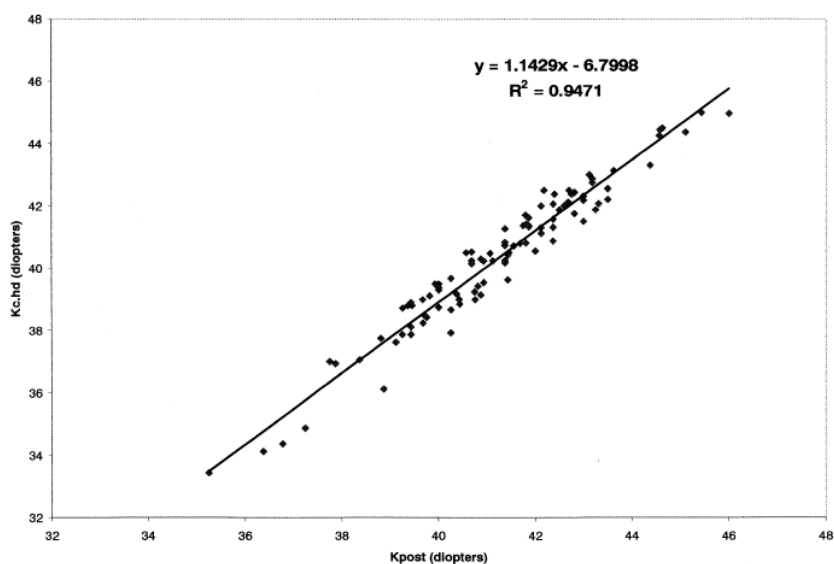
Η ισχύς του κερατοειδή υπολογίσθηκε με την χρήση της μεθόδου της ιστορίας ( $Kc.hd$ ) όπου

$$Kc.hd = K_{pre} - CRc$$

Μετά η Kc.hd συγκρίθηκε με την Kpost. Η μέση διαφορά τους ήταν  $0.23 \pm 0.11D$  για κάθε βαθμό μυωπίας που διορθώθηκε. Αυτή η διαφορά χρησιμοποιήθηκε για να υπολογισθεί η ισχύς του κερατοειδή με την μέθοδο που ονόμασε refraction-derived και δίνεται από την σχέση:

$$Kc.rd = Kpost - 0.23 CRc$$

Για να υπολογισθεί μια σχέση η οποία δεν θα είχε εξάρτηση από το CRc, οι τιμές του Kpost και του Kc.hd αποτυπώθηκαν σε ένα γράφημα διασποράς.



**Εικόνα 6.1: Γραφική παράσταση διασποράς Kpost – Kc.hd \* Πίνακας από την δημοσίευση 21 (references)**

Η καλύτερη συσχέτιση μεταξύ τους ήταν η  $Y=1.14x-6.8$  και ο συντελεστής συσχέτισης ήταν αρκετά καλός (0,9471).

Με την βοήθεια της παραπάνω συνάρτησης αναπτύχθηκε η μέθοδος που ονόμασε clinically- derived κατά την οποία:

$$Kc.cd = 1.14Kpost - 6.8$$

Οι τιμές που υπολογίστηκαν με τις δύο αυτές μεθόδους συγκρίθηκαν με τις τιμές της μεθόδου της κλινικής ιστορίας Kc.hd με πολύ καλά αποτελέσματα.

#### **6.4: Μέθοδος Αφακικής Διάθλασης** <sup>22</sup>

Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή ο καταρράκτης απομακρύνεται με επέμβαση, αλλά χωρίς άμεση τοποθέτηση ενδοφακού. Μετά από περίπου 30 λεπτά μετρείται το σφαιρικό ισοδύναμο του οφθαλμού χωρίς τον φακό με την βοήθεια ενός σκιοσκοπίου.

Ο υπολογισμός της ισχύος του φακού υπολογίζεται με την βοήθεια του αλγορίθμου του Mackoll.

#### **Αλγόριθμος του Mackoll**

$$\text{Σφαιρικό ισοδύναμο} / 12 = \text{Ισχύς του ενδοφακού} / 21$$

Τα αρνητικά της μεθόδου είναι η ανάγκη αρκετού χρόνου και περισσότερης προσπάθειας από τον χειρουργό και το υπόλοιπο προσωπικό, κάτι που έχει μεγάλο οικονομικό κόστος, ενώ πλεονεκτήματα είναι η μεγάλη ακρίβεια και απλότητά.

#### **6.5 Φόρμουλα του Gauss, 'Μια θεωρητική προσέγγιση'** <sup>23</sup>

Οι Cheng και Lam χρησιμοποίησαν τις κερατομετρικές μετρήσεις που έλαβαν από μια συσκευή Orbscan II και με τη βοήθεια του οπτικού τύπου του Gauss υπολόγισαν την ισχύ του κερατοειδή μετά από επέμβαση LASIK σε 121 οφθαλμούς. Απέδειξαν ότι υπάρχει μια αρκετά καλή συσχέτιση μεταξύ της μεθόδου τους και της μεθόδου του ιστορικού (  $r=0.97$ ,  $P < .001$ ).



Έδειξαν επίσης, χρησιμοποιώντας τις τοπογραφίες του Orbscan, ότι οι άμεσες μετρήσεις της κεντρικής ολικής ισχύος μετά από διαθλαστική επέμβαση δίνουν την ακριβή ισχύ του κερατοειδή.

Η τοπογραφία της ολικής οπτικής ισχύος του Orbscan βασίζεται στην ανάλυση ray-tracing και στη χρήση του νόμου διάθλασης του Snell τόσο για την εξωτερική όσο και την εσωτερική επιφάνεια του κερατοειδή, με σκοπό τον υπολογισμό των κερατομετρικών τιμών.

Για τον υπολογισμό της ισχύος του κερατοειδή, ο Orbscan χρησιμοποιεί τις παρακάτω σχέσεις:

$$K = P_1 + P_2 - [d/n_1] \times P_1 \times P_2$$
$$P_1 = [1/r_1 (n_1 - n_0)]$$
$$P_2 = [1/r_2 (n_2 - n_1)]$$

Όπου  $P_1$  = ισχύς της εμπρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή

$P_2$  = ισχύς της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδή

$n_0$  = δείκτης διάθλασης του αέρα (1.0)

$n_1$  = δείκτης διάθλασης του κερατοειδή (1,376)

$n_2$  = δείκτης διάθλασης του οφθαλμικού υγρού (1.336)

$d$  = πάχος του κερατοειδή

$r_1$  = ακτίνα καμπυλότητας της εμπρόσθιας επιφάνειας

$r_2$  = ακτίνα καμπυλότητας της οπίσθιας επιφάνειας

## **6.6: Καθορισμός ισχύος του κερατοειδή με τη χρήση Orbscan II<sup>24</sup>**

Κατά τη μελέτη τοπογραφιών του κερατοειδή είναι σημαντικό να διαχωρίζεται το είδος της ισχύος που απεικονίζεται σε κάθε τοπογραφία και που είναι συνάρτηση της καμπυλότητας. Η αξονική, η εφαπτόμενη αλλά και η μέση καμπυλότητα που μετράται μετατρέπεται σε ισχύ με τη βοήθεια της παραξονικής προσέγγισης.

Ο Orbscan II χρησιμοποιεί ένα τοπογραφικό χάρτη που έχει τη χαρακτηριστική ονομασία total power και δε βασίζεται στην παραξονική προσέγγιση.

Η τοπογραφία total optical power βασίζεται σε ray-tracing παράλληλων ακτινών στις οποίες εφαρμόζεται ο νόμος διάθλασης του Snell στην εξωτερική και εσωτερική επιφάνεια του κερατοειδή και για το λόγο αυτό θεωρείται μια πολύ καλή αναπαράσταση της ισχύος του κερατοειδή σε όλη την επιφάνεια του. Ο Orbscan II χρησιμοποιεί ένα συνδυασμό τεχνολογίας Placido disk και slit-scanning ώστε να μετράει άμεσα το βάθος και την καμπυλότητα των δύο επιφανειών (πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή).

Κατά τη μέτρηση του βάθους του κερατοειδή υπάρχουν περιορισμοί που θέτουν όρια στην απόδοση της συσκευής και οφείλονται στη θολότητα του εσωτερικού του κερατοειδή, η οποία μπορεί να προκαλέσει ασάφεια στην απεικόνιση της οπίσθιας επιφάνειας με συνέπεια την αλλοίωση των αποτελεσμάτων στον υπολογισμό της ολικής ισχύος. Η αξιοπιστία των μετρήσεων που γίνονται για την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή δεν έχουν εκτιμηθεί πλήρως για οφθαλμούς που έχουν υποστεί διαθλαστική επέμβαση. Επειδή, όμως, κατά τη μέτρηση της ολικής ισχύος καθοριστικό ρόλο παίζει η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή, πιθανά λάθη της οπίσθιας επιφάνειας καλύπτονται κατά τη μετατροπή σε διοπτρίες.

Οι Sonogo–Krone<sup>25</sup> έλαβαν ακριβείς μετρήσεις για τον υπολογισμό της ισχύος του κερατοειδή με τη βοήθεια μετρήσεων της κεντρικής και ολικής ισχύος του κερατοειδή που προήλθαν από τον Orbscan II.

### **6.7: Μέθοδος Θεωρητικού Μεταβλητού Δείκτη Διάθλασης** <sup>26,27</sup>

Για να εξακριβωθεί η εγκυρότητα της ισχύος του ενδοφακού με τη μέθοδο της χρήσης μεταβλητού δείκτη διάθλασης, που σχετίζεται με το αξονικό μήκος μετά από PRK, δημοσιεύτηκε η παρακάτω εργασία.

Η μελέτη βασίστηκε σε 347 οφθαλμούς που είχαν υποστεί PRK. Τα άτομα χωριστήκαν σε 3 ομάδες σύμφωνα με το μέγεθος της ζώνης που ακτινοβολήθηκε κατά την επέμβαση.

Η ισχύς του κερατοειδή υπολογίστηκε με τη βοήθεια κερατόμετρου Nidek KM-800, ενώ για να καθορισθεί η πραγματική ισχύς του ενδοφακού χρησιμοποιήθηκε ο τύπος SRK/T.

Η ισχύς του ενδοφακού που υπολογίστηκε από το κερατόμετρο ήταν υποτιμημένη. Έτσι αναπτύχθηκε ένας θεωρητικός μεταβλητός δείκτης διάθλασης που εξαρτιόταν από το αξονικό μήκος και παρείχε τις σωστές κερατομετρικές ενδείξεις.

Ο θεωρητικός δείκτης διάθλασης είναι ο παρακάτω:

$$\text{Theoretical refractive index (TRI)} = [-0.0006(AL \times AL) + (0.0213 \times AL) + 1.1572]$$

Στη συνέχεια, η ισχύς του κερατοειδή υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\text{Corneal power} = (\text{TRI} - 1) / r$$

Όπου r η καμπυλότητα του κερατοειδή σε μέτρα.

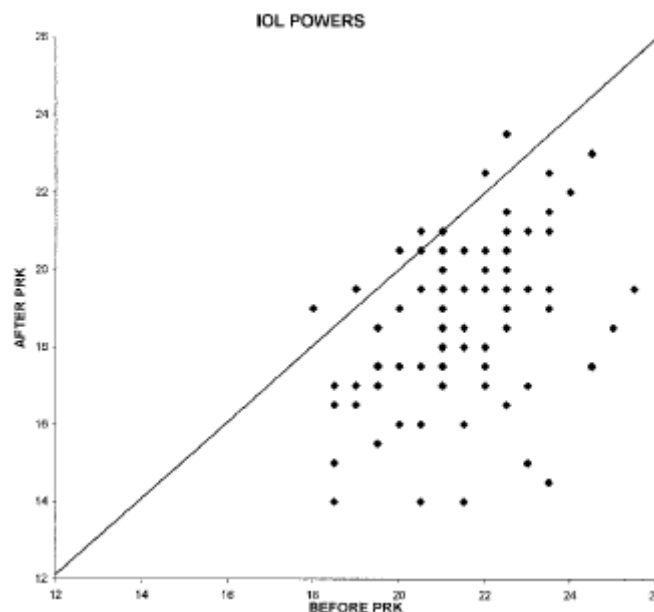
## 6.8: Μέθοδος της Rosa<sup>28</sup>

Η Rosa πρότεινε μια μέθοδο για τον υπολογισμό της ισχύος του κερατοειδή που βασίζεται στη συσχέτιση ενός διορθωτικού παράγοντα μεταξύ του αξονικού μήκους του οφθαλμού και της ακτίνας καμπυλότητας του κερατοειδή.

Ένα μήνα πριν και ένα μήνα μετά την PRK όλοι οι ασθενείς ηλικίας από 19 έως 56 ετών υπεβλήθησαν σε μετρήσεις κερατομετρίας και αξονικού μήκους. Συνολικά εξετάστηκαν 88 μάτια.

Πριν και μετά την επέμβαση PRK, η ισχύς του φακού παραμένει η ίδια .

Επίσης πριν και μετά την επέμβαση PRK υπολογίστηκε με την βοήθεια του τύπου SRK/T η ισχύς του ενδοφακού. Βρέθηκε η συσχέτιση μεταξύ των δυο υπολογισμών του IOL σε σχέση με το διαθλαστικό σφάλμα πριν και μετά. Η διαφορά των αποτελεσμάτων φαίνεται στο γράφημα 2.

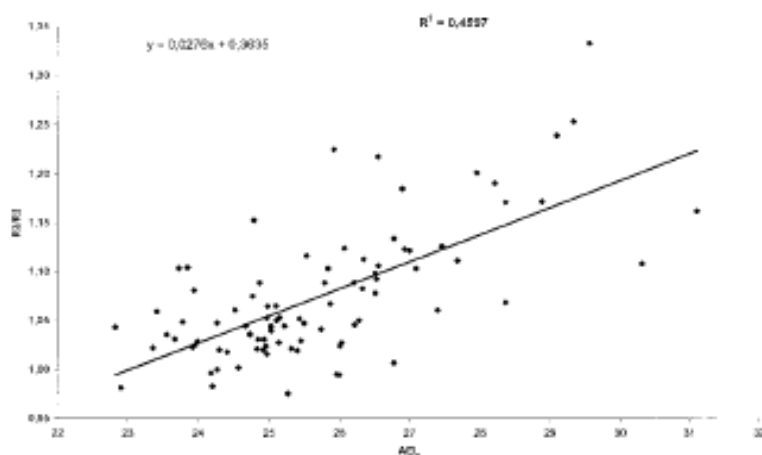


Εικόνα 6.2: Συσχέτιση Υπολογισμού IOL πριν και μετά από PRK.

Για κάθε ασθενή υπολογίστηκε η μέση κερατομετρική ισχύς (K3), η οποία έδινε την ίδια ισχύ του ενδοφακού η οποία είχε υπολογιστεί πριν την

επέμβαση. Από τη K3 υπολογίστηκε η ακτίνα καμπυλότητας R3 με δείκτη διάθλασης  $n=1.332$ .

Στη συνέχεια υπολογίστηκε η συσχέτιση μεταξύ R3 και R2 (μετεγχειρητική ακτίνα καμπυλότητας) με το αξονικό μήκος για κάθε ασθενή. Η γραμμική συσχέτιση ήταν  $y=0.0276 \cdot x + 0,3635$  με  $r^2=0.495$  όπως φαίνεται και στο γράφημα 3, όπου  $x$  το αξονικό μήκος του ματιού και  $y$  η αναλογία R3/R2.



Εικόνα 6.3: Συσχέτιση μεταξύ R3/ R2 με το αξονικό μήκος.

Με βάση τα πειραματικά δεδομένα προτάθηκε ο παραπάνω γραμμικός τύπος για τον υπολογισμό των διορθωτικών παραγόντων, που όταν πολλαπλασιαστούν με τις μετρήσεις της ακτίνας καμπυλότητας μετεγχειρητικά, δίνουν μία προσαρμοσμένη ακτίνα που μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τον τύπο SRK/T για να εξαχθούν τα επιθυμητά αποτελέσματα.

Η μέθοδος αυτή σύμφωνα με διάφορες μελέτες παρέχει καλύτερα μωωπικά αποτελέσματα.

## 6.9: Ξεχωριστή εξέταση οπίσθιας και εμπρόσθιας ισχύς κερατοειδή<sup>29</sup>

Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην υπόθεση ότι η ολική διαθλαστική ισχύς του κερατοειδή (P) μπορεί να υπολογισθεί προσθέτοντας την πρόσθια (P<sub>a</sub>) και την οπίσθια ισχύ (P<sub>b</sub>) του κερατοειδή σύμφωνα με την παρακάτω σχέση

$$P = P_a + P_b = (n_2 - n_1) / r_1 + (n_3 - n_2) / r_2$$

Όπου  $n_1$  = ο διαθλαστικός δείκτης του αέρα

$n_2$  = ο διαθλαστικός δείκτης του κερατοειδή (1.376)

$n_3$  = ο διαθλαστικός δείκτης του υδατοειδούς υγρού (1,336)

Προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά η ισχύς της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας μπορεί να μετρηθεί αν πολλαπλασιαστεί η ολική ισχύς του κερατοειδή της βιντεοκερατογραφίας VGK με 1.114, σύμφωνα με την δημοσίευση των Mandel και Maloney<sup>30</sup>.

$$P_a = \text{simk} * 1.114$$

Γνωρίζοντας την ισχύ της πρόσθιας επιφάνειας μπορεί να υπολογιστεί, πριν από την εγχείρηση, η ισχύς του P<sub>b</sub> οπίσθιου κερατοειδή με τη σχέση:

$$P_b = P_a - P = (\text{simK} * 1.114) - \text{SimK}$$

Για να μετρηθεί η ολική ισχύς του κερατοειδή μετά από διαθλαστική επέμβαση μπορούν να χρησιμοποιηθούν δύο τρόποι. 1. Αν τα προεγχειρητικά δεδομένα VGK είναι διαθέσιμα και μπορεί να υπολογισθεί η ισχύς της οπίσθιας επιφάνειας, η μετεγχειρητική ισχύς της πρόσθιας επιφάνειας μπορεί να προστεθεί στην ισχύ της οπίσθιας επιφάνειας, σύμφωνα με τη σχέση:

$$P = \text{postop } P_a + P_b = \text{postop simK} * 1.114 + (\text{preop simK} * 1.114 - \text{preop simK})$$

2. Αν τα προεγχειρητικά δεδομένα της VKG δεν είναι γνωστά τότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί η σχέση:

$$P = \text{postop } P_a + P_b = \text{postop SimK} * 1.114 - 4.98$$

Η μέθοδος αυτή δίνει, όπως θα δούμε και στη συνέχεια μέσα από διάφορες συγκρίσεις, εξαιρετικά αποτελέσματα.

## **Κεφάλαιο 7: Συγκρίσεις μεθόδων και αποτελέσματα**

Στο κεφάλαιο αυτό αναφέρονται μερικές από τις πιο πρόσφατες δημοσιεύσεις οι οποίες συγκρίνουν τόσο τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις όσο και τους τύπους για την εύρεση της ισχύος του ενδοφακού.

### **7.1: Σύγκριση Li Wang, 2004**

Το 2004 ο Li Wang<sup>31</sup> συνέκρινε 11 οφθαλμούς από 8 ασθενείς ηλικίας από 37 έως 60 χρονών που είχαν υποστεί διαθλαστική επέμβαση LASIK και στη συνέχεια παρουσίασαν καταρράκτη.

Για την αφαίρεση του καταρράκτη χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος της φακοθρυψίας ενώ τοποθετήθηκε ενδοφακός τύπου SA60AT. Το ποσό της διαθλαστικής διόρθωσης ήταν από  $(-5,50 \pm 2,61 \text{ D (SD)})$  και η διαθλαστική διόρθωση μετά από την επέμβαση καταρράκτη ήταν  $(-0,61 \pm 0,79 \text{ D})$  όπως φαίνεται και στον πίνακα 6.

Σκοπός της μελέτης ήταν η αξιολόγηση της ακρίβειας διαφόρων μεθόδων που προβλέπουν την ισχύ του ενδοφακού χρησιμοποιώντας τις τεχνικές single-K και double-K για τέσσερις τύπους υπολογισμού του ενδοφακού (SRK/T, Hoffer Q, Holladay I και Holladay II) με τέσσερις τρόπους υπολογισμού της ισχύος του κερατοειδή (clinical history, contact lens over-refraction, EffRP<sub>adj</sub> και Maloney). Επίσης αξιολόγησε και τη μέθοδο Feiz-Mannis.



## Πίνακας 6

### Χαρακτηριστικά εξεταζόμενων

CASE	AGE (YR)	PRIOR LASIK CORRECTION (D)	AXIAL EYE LENGTH (MM)	REFRACTION BEFORE CATARACT SURGERY (D)	IOL POWER IMPLANTED (D)	REFRACTION AFTER CATARACT SURGERY (D)
1	44	-4.25	25.97	-2.375	19	-0.75
2	37	-2.38	24.36	-0.25	21.5	-0.50
3	37	-2.75	24.40	0.125	21.5	-0.75
4	49	-7.27	25.08	-0.50	25.5	-1.125
5	49	-7.18	25.24	-0.75	23.5	0.125
6	60	-8.78	28.72	0	17.5	-0.50
7	57	-7.89	27.97	-0.25	18.5	1.00
8	44	-8.39	30.36	-1.50	15.5	0
9	59	-2.63	23.90	-2.625	22	-1.125
10	53	-6.50	25.59	-4.50	23.5	-2.00
11	59	-2.50	24.30	-2.00	21.5	-1.125

IOL, intraocular lens; LASIK, laser-assisted in-situ keratomileusis.

Πίνακας από την δημοσίευση 31 (references)

**Πίνακας 6 : Για κάθε μάτι αναγράφεται αναλυτικά κατά σειρά, η ηλικία (age), προ-LASIK διόρθωση (prior lasik correction), το αξονικό μήκος (axial length), η διάθλαση πριν την επέμβαση καταρράκτη (refraction before cataract surgery), ισχύς του ενδοφακού (IOL power implanted ) και η διάθλαση μετά την επέμβαση (refraction after cataract surgery).**

Στον Πίνακα 7 αναφέρεται το προβλεπόμενο διαθλαστικό λάθος που επιφέρουν οι ενδοφακοί με τη βοήθεια του τύπου Holladay II με διάφορες μεθόδους.

## Πίνακας 7

### Προβλεπόμενο λάθος των ενδοφακών (Holladay II)

CASE	SINGLE-K HOLLADAY 2				FEIZ-MANNIS	DOUBLE-K HOLLADAY 2		
	CLINICAL HISTORY	CONTACT LENS OVERREFRACTION	EFFRP <sub>Adj</sub> †	MALONEY		CLINICAL HISTORY	EFFRP <sub>Adj</sub> †	MALONEY
1	1.31	-0.43	-0.35	0.94	0.73	0.69	-1.37	0.23
2	0.35	N/A ‡	0.07	1.07	-0.36	-0.01	-0.35	0.90
3	0.14	N/A	0.68	0.79	-0.49	-0.26	0.41	0.54
4	0.93	1.65	0.59	2.71	-1.11	-0.85	-1.32	1.54
5	0.39	1.80	1.54	2.41	-1.30	-0.92	-0.04	1.28
6	1.24	6.36	1.70	2.44	0.05	0.17	0.74	1.64
7	0.67	5.03	0.84	1.91	-0.38	-0.57	-0.35	1.00
8	2.01	8.08	-0.22	1.73	2.36	1.10	-1.69	0.74
9	-1.14	N/A ‡	-0.07	0.81	-1.93	-1.94	-0.57	0.50
10	-0.80	N/A ‡	0.39	1.64	-2.90	-2.40	-0.83	0.76
11	-0.41	N/A ‡	-0.04	0.97	-1.09	-1.00	-0.53	0.72

\*Όταν θετική τιμή αναγράφεται στον πίνακα 7 σημαίνει ότι είχαμε μικρότερη πρόβλεψη από ότι θα έπρεπε με υπερμετρωπικό αποτέλεσμα + Η προσαρμοσμένη διαθλαστική ισχύς μετρήθηκε τον τοπογράφο EyeSys για την μέθοδο EFFPR<sub>adj</sub> \* Πίνακας από την δημοσίευση 31 (references)

Στον Πίνακα 8 φαίνεται το μέσο και απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό λάθος του ενδοφακού το οποίο υπολογίσθηκε με τέσσερις διαφορετικούς τύπους για διάφορες μεθόδους.

### Πίνακας 8

Μέσο και απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό λάθος του ενδοφακού

METHODS	SINGLE-K FORMULA				FEIZ-MANNIS	DOUBLE-K FORMULA		
	CLINICAL HISTORY	CONTACT LENS OVERREFRACTION	EFFRP <sub>Adj</sub> <sup>o</sup>	MALONEY		CLINICAL HISTORY	EFFRP <sub>Adj</sub> <sup>o</sup>	MALONEY
<b>SRK/T</b>								
Arithmetic error								
Mean	0.87 ± 1.27	4.26 ± 3.13	0.88 ± 0.81	1.94 ± 1.00	-0.78 ± 1.40	-1.02 ± 1.13	-0.98 ± 0.72	0.45 ± 0.51
Range	-1.12 to 3.07	0.09 to 8.54	-0.13 to 2.12	0.64 to 3.40	-3.44 to 2.00	-3.25 to 0.97	-2.09 to 0.01	-0.45 to 1.13
Absolute error								
Mean	1.29 ± 0.78	4.26 ± 3.13	0.91 ± 0.78	1.94 ± 1.00	1.22 ± 0.99	1.20 ± 0.92	0.98 ± 0.72	0.53 ± 0.40
Range	0.34 to 3.07	0.09 to 8.54	0.00 to 2.12	0.64 to 3.40	0.18 to 3.44	0.01 to 3.25	0.01 to 2.09	0.03 to 1.13
<b>Hoffer Q</b>								
Arithmetic error								
Mean	-0.12 ± 1.27	3.58 ± 3.62	-0.09 ± 0.61	1.25 ± 0.60	-0.25 ± 1.59	-0.61 ± 1.32	-0.57 ± 0.65	0.88 ± 0.50
Range	-2.64 to 2.10	-0.77 to 8.73	-1.13 to 0.83	0.40 to 2.37	-3.27 to 2.88	-3.33 to 1.69	-1.69 to 0.49	-0.03 to 1.75
Absolute error								
Mean	0.83 ± 0.93	3.84 ± 3.29	0.51 ± 0.31	1.25 ± 0.60	1.11 to 1.12	1.08 ± 0.93	0.69 ± 0.51	0.88 ± 0.49
Range	0.05 to 2.64	0.77 to 8.73	0.12 to 1.13	0.40 to 2.37	0.06 to 3.27	0.07 to 3.33	0.06 to 1.69	0.03 to 1.75
<b>Holladay 1</b>								
Arithmetic error								
Mean	0.60 ± 1.46	4.20 ± 3.61	0.63 ± 0.88	1.78 ± 1.01	-0.55 ± 1.59	-0.67 ± 1.53	-0.62 ± 0.87	0.80 ± 0.74
Range	-1.61 to 3.41	-0.21 to 9.09	-0.34 to 2.01	0.60 to 3.12	-3.54 to 2.54	-3.50 to 2.38	-1.87 to 0.56	-0.23 to 2.03
Absolute error								
Mean	1.25 ± 0.90	4.27 ± 3.51	0.80 ± 0.71	1.78 ± 1.01	1.26 to 1.06	1.24 ± 1.08	0.84 ± 0.63	0.85 ± 0.67
Range	0.22 to 3.41	0.21 to 9.09	0.04 to 2.01	0.60 to 3.12	0.25 to 3.54	0.02 to 3.50	0.15 to 1.87	0.05 to 2.03
<b>Holladay 2</b>								
Arithmetic error								
Mean	0.43 ± 0.95	3.75 ± 3.25	0.47 ± 0.69	1.58 ± 0.71	-0.58 ± 1.38	-0.55 ± 1.05	-0.54 ± 0.75	0.90 ± 0.44
Range	-1.14 to 2.01	-0.43 to 8.08	-0.35 to 1.70	0.79 to 2.71	-2.90 to 2.36	-2.40 to 1.10	-1.69 to 0.74	0.23 to 1.64
Absolute error								
Mean	0.85 ± 0.55	3.89 ± 3.04	0.59 ± 0.57	1.58 ± 0.71	1.15 to 0.91	0.90 ± 0.73	0.75 ± 0.51	0.90 ± 0.44
Range	0.14 to 2.01	0.43 to 8.08	0.04 to 1.70	0.79 to 2.71	0.05 to 2.90	0.01 to 2.40	0.04 to 1.69	0.23 to 1.64

\* Πίνακας από την δημοσίευση 31 (references)

Συγκρίνοντας τη single-K με τη double-K εκδοχή για κάθε τύπο, η single-K είχε την τάση να υποτιμάει την ισχύ του IOL στους περισσότερους οφθαλμούς (Πίνακας 8) το οποίο θα οδηγούσε σε υπερμετρωπικά αποτελέσματα. Μόνη εξαίρεση ήταν η χρήση της single-K στον τύπο Hoffer Q που είχε λάθος στην πρόβλεψη μόνο κατά -0,12D με τη βοήθεια της μεθόδου της κλινικής ιστορίας (Clinical method) και -0.09D για την EffPR<sub>adj</sub> μέθοδο.

Στις περισσότερες συγκρίσεις χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος double-k η οποία παρείχε σε γενικές γραμμές καλύτερα αποτελέσματα.

Με την εκδοχή double-k για τους τέσσερις τύπους, το μέσο αριθμητικό προβλεπόμενο λάθος για την κλινική μέθοδο ήταν από -1.02 έως -0.55D και της EffPR<sub>adj</sub> από -0.98 έως -0.54D που ήταν συγκρίσιμα μεταξύ τους ( $P>0.05$ ), αλλά διαφέρανε πολύ από τις προβλέψεις της μεθόδου του Maloney ( $P<0.002$ , Πίνακας 8).

Τα υψηλότερα μυωπικά και υπερμετρωπικά λάθη ήταν από -3.50 έως 2.38D με τη χρήση της κλινικής μεθόδου από -2.09 έως 0.74D με την χρήση της EffPR<sub>adj</sub> και από -0.45 έως 2.03D με τη μέθοδο του Maloney.

Η μέθοδος EffPR<sub>adj</sub> και η μέθοδος του Maloney είχαν μικρότερο απόλυτο προβλεπόμενο λάθος με τους τέσσερις τύπους (0.69-0.98D και 0.53-1.24D αντίστοιχα) σε σχέση με τη κλινική μέθοδο αν και οι διαφορές τους δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ( $P>0.05$ ).

Στον πίνακα 9 φαίνονται πόσοι οφθαλμοί για κάθε μέθοδο είχαν προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα από -1.0 – 0.5D, μικρότερο από -1.0D και μεγαλύτερο από 0.5D.

## Πίνακας 9

### Αποτελέσματα μεθόδων με διάφορους τύπους

REFRACTIVE PREDICTION ERROR	FEIZ-MANNIS	DOUBLE-K FORMULA		
		CLINICAL HISTORY	EFFRP <sub>Adj</sub> <sup>o</sup>	MALONEY
<b>SRK/T</b>				
<-1.0 D	2	2	4	0
-1.0 to +0.5 D	8	8	7	8
>+0.5 D	1	1	0	3
<b>Hoffer Q</b>				
<-1.0 D	2	2	1	0
-1.0 to +0.5 D	7	7	10	4
>+0.5 D	2	2	0	7
<b>Holladay 1</b>				
<-1.0 D	2	3	3	0
-1.0 to +0.5 D	7	7	8	6
>+0.5 D	2	1	0	5
<b>Holladay 2</b>				
<-1.0 D	2	2	1	0
-1.0 to +0.5 D	7	8	9	3
>+0.5 D	2	1	1	8

\* Πίνακας από την δημοσίευση 31 (references)

### 7.1.1: Συμπεράσματα

Τα συγκριτικά αποτελέσματα επιβεβαίωσαν τη μεγαλύτερη ακρίβεια της εκδοχής double-k σε τρίτης και τέταρτης γενιάς τύπων.

Η μέθοδος EffPR<sub>adj</sub> παρείχε καλύτερα αποτελέσματα από τη μέθοδο clinical history, που βασίζεται πολύ στα προ-LASIK κερατομετρικά δεδομένα και στο ποσό της διαθλαστικής διόρθωσης.

Η μέθοδος του Maloney έχει το πλεονέκτημα ότι δεν χρησιμοποιεί ιστορικά δεδομένα. Στην συγκεκριμένη όμως έρευνα, ακόμα και με την εκδοχή της double-K, υποτιμούσε πάντα την ισχύ του ενδοφακού με αποτέλεσμα να δημιουργεί υπερμετρωπικά αποτελέσματα. Η συνεκτικότητα όμως των αποτελεσμάτων της προβλέψης του IOL ήτανε καλύτερη από την clinical

history μέθοδο, κάτι που δείχνει ότι με κατάλληλη προσαρμογή θα μπορούσε να έχει πολύ καλά αποτελέσματα.

Η μέθοδος του Feiz-Mannis οδήγησε σε αποτελέσματα που μπορούν να συγκριθούν με τις μεθόδους clinical history και  $\text{EffPR}_{adj}$ , όμως τα αποτελέσματα της δεν είχαν καλή συνεκτικότητα μεταξύ τους που καθιστά αδύνατη οποιαδήποτε προσαρμογή για την επίτευξη καλύτερων αποτελεσμάτων με κατάλληλη προσαρμογή.

Συνεπώς η μέθοδος  $\text{EffPR}_{adj}$  με τη βοήθεια των τύπων που χρησιμοποιούν την εκδοχή double-K προβλέπει καλύτερα την ισχύ του IOL και μειώνει τη πιθανότητα υπερμετρωπικών αποτελεσμάτων.

## **7.2: Σύγκριση από Robert A, 2005**

Το 2005 ο Robert A<sup>32</sup> και οι συνεργάτες του δημοσιεύσαν μια εργασία για να εκτιμήσουν διάφορες μεθόδους για τον υπολογισμό της ισχύος των ενδοφακών.

Χρησιμοποίησαν 21 οφθαλμούς από άτομα ηλικίας 42 έως 74 ετών τα οποία υπεβλήθησαν σε επέμβαση καταρράκτη με τη μέθοδο της φακοθρυψίας και τα οποία είχαν υποστεί τα προηγούμενα χρόνια διαθλαστική επέμβαση με laser. Η ισχύς του ενδοφακού υπολογίστηκε με τον τύπο SRK/T. Οι κερατομετρικές τιμές που χρησιμοποιήθηκαν υπολογίστηκαν σε 14 περιπτώσεις με τη μέθοδο της clinical history και σε τέσσερις περιπτώσεις με τη βοήθεια συσκευής βιντεοκερατογραφίας.

Σε 16 οφθαλμούς χρησιμοποιήθηκε ενδοφακός τύπου SA60AT (Alcon Inc), σε 3 οφθαλμούς AQ2010 V star surgical) και σε δύο οφθαλμούς LI61U (Bausch&Lomp).

Οι μέθοδοι που χρησιμοποίησε ήταν οι παρακάτω:

1. Η μέθοδος της κλινικής ιστορίας (HisK). Η αλλαγή στο σφαιρικό ισοδύναμο καθορίστηκε και προσαρμόστηκε στο επίπεδο του κερατοειδή χρησιμοποιώντας την απόσταση των 12mm. Η ισχύς του κερατοειδή που υπολογίστηκε από αυτή τη μέθοδο χρησιμοποιήθηκε στον τύπο SRK/T για τον υπολογισμό του ενδοφακού  $IOL_{HisK}$ .

2. Ακριβώς η ίδια μέθοδος με την προηγούμενη με τη διαφορά ότι η αλλαγή στο σφαιρικό ισοδύναμο δεν προσαρμόστηκε στο επίπεδο του κερατοειδή αλλά παρέμεινε στο επίπεδο του φακού.  $IOL_{HisK}$ .

3. Μέθοδος DBR της οποίας τα αποτελέσματα θα αναφέρονται ως  $IOL_{vertex}$ .

4. Μέθοδος DBR με την διαφορά, ότι έκαναν την υπόθεση ότι το αξονικό μήκος του οφθαλμού δεν αλλάζει μετά την επέμβαση  $IOL_{BC}$ .

5. Η ισχύς του ενδοφακού υπολογίζεται με βάση τη μέση τιμή των μετά-LASIK κερατομετρικών δεδομένων  $IOL_{avgK}$ .

6. Η ισχύς του ενδοφακού επιλέγεται με βάση τις πιο ομαλές κερατομετρικές ενδείξεις από προηγούμενα μυωπικά μάτια  $IOL_{flatK}$ .

Για τις μεθόδους 5 και 6 τα κερατομετρικά δεδομένα (Javal με δείκτη διάθλασης 1,3376) πάρθηκαν μετά την επέμβαση LASIK.

Μέτρο σύγκρισης των αποτελεσμάτων των μεθόδων αυτών είναι η  $IOL_{exact}$ , η οποία είναι η κατάλληλη ισχύς του ενδοφακού που θα έπρεπε να χρησιμοποιηθεί σε κάθε οφθαλμό ώστε να έχουμε εμμετρικά αποτελέσματα. Για να υπολογισθεί η  $IOL_{exact}$  με τη βοήθεια του τύπου SRK/T έγιναν πολλές δοκιμές διαφόρων κερατομετρικών τιμών μέχρι πάρουν το επιθυμητό αποτέλεσμα.

## 7.2.1: Αποτελέσματα

Για τους 16 οφθαλμούς το σφαιρικό ισοδύναμο πριν τη διαθλαστική επέμβαση ήταν  $-5.45 \pm 2,82D$ , ενώ μετά την επέμβαση το σφαιρικό ισοδύναμο του ήταν  $-0.23 \pm 0,90D$ . Πιο αναλυτικά τα στοιχεία των ασθενών πριν και μετά τις επεμβάσεις, φαίνονται στον Πίνακα 10 .

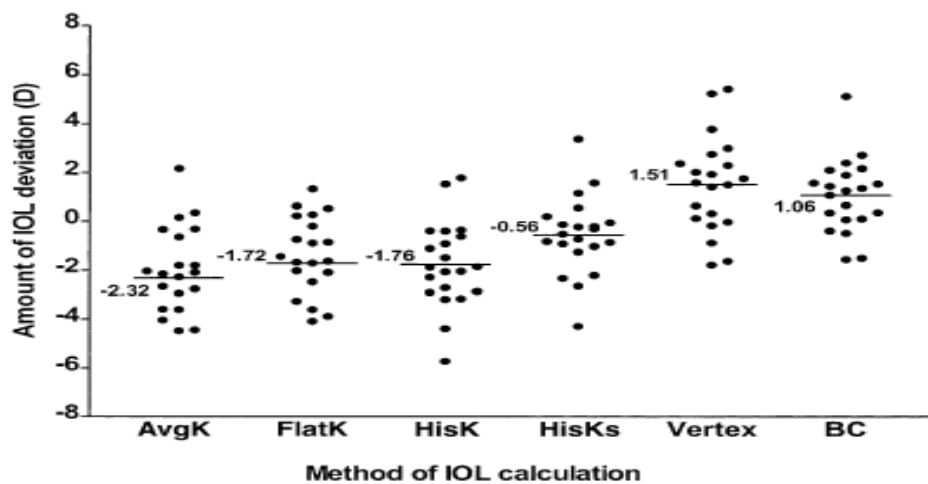
### Πίνακας 10

Στοιχεία εξεταζόμενων

Parameter	Mean $\pm$ SD	Median	Range
Pre-LASIK SE (D)	$-5.45 \pm 2.82$	-5.00	-10.37 to -1.25
Post-LASIK SE (D)	$-0.23 \pm 0.90$	0.00	+1.25 to -3.62
Pre-cat SE (D)	$-1.88 \pm 1.59$	-1.25	-5.13 to +1.25
Pre-CS BCVA	$0.59 \pm 0.20$	0.66	0.33 to 1.00
Post-SE target (D)	$+1.48 \pm 2.09$	1.41	-2.28 to +6.30
Post-CS SE (D)	$+0.03 \pm 2.44$	-0.12	-3.12 to +7.50
Post-CS UCVA	$0.63 \pm 0.33$	0.66	0.05 to 1.00
Post-CS BCVA	$0.98 \pm 0.22$	1.00	0.50 to 1.33

\* Πίνακας από την δημοσίευση 32 (references)

Στο παρακάτω γράφημα βλέπουμε τη μέση απόκλιση από την εμμετρωπία για κάθε μέθοδο. Χρησιμοποιώντας το t test μόνο η  $IOL_{Hisks}$  δεν έχει στατιστική διαφορά από την  $IOL_{exact}$  με αποτέλεσμα να θεωρείται πιο αξιόπιστη μέθοδος.

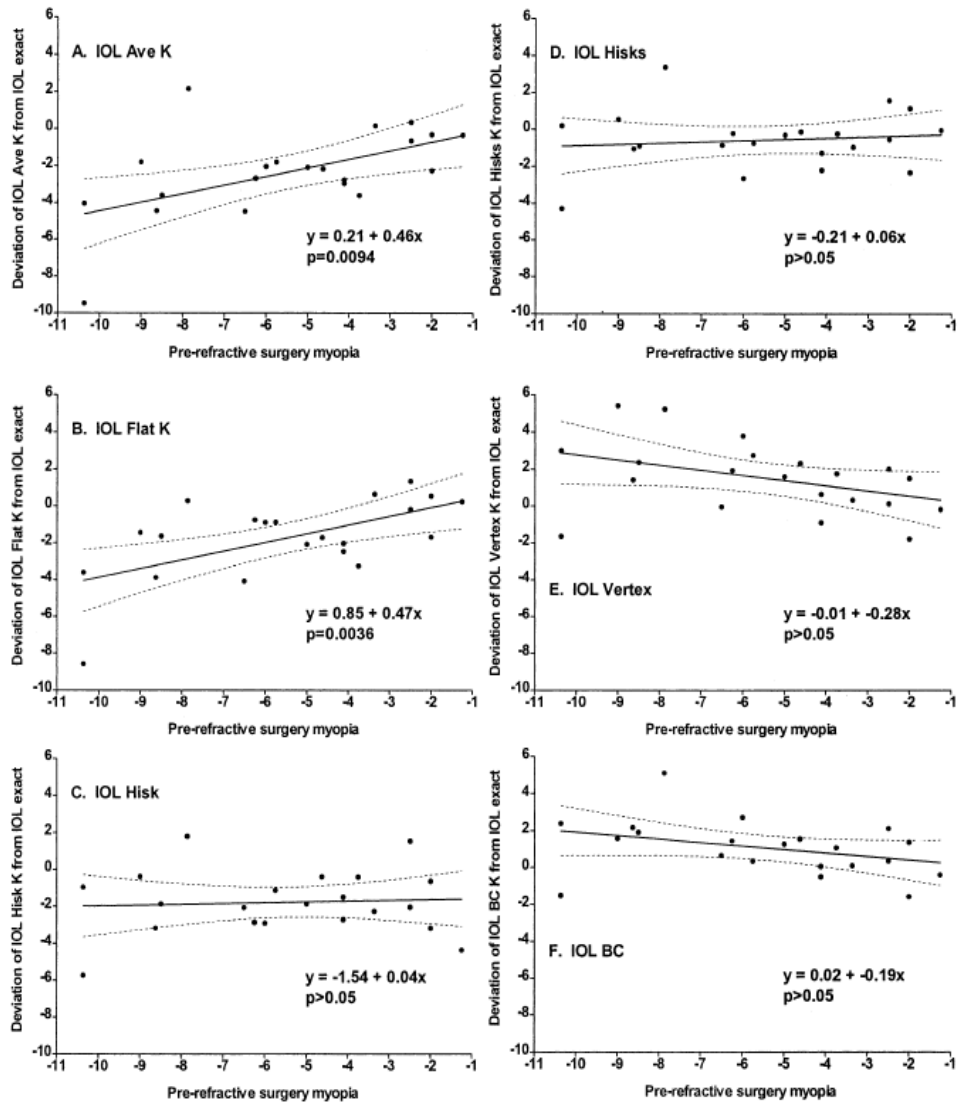


\*Γραφική από την δημοσίευση 32 (references)

**Εικόνα 6.4: Απόκλιση του IOL για κάθε μέθοδο.**

Γραμμική συσχέτιση κάθε μεθόδου με το  $SEQ_m$  (myopic spherical equivalent before refractive surgery) έδειξε ότι μόνο η  $IOL_{flatK}$  ( $P=0,0036$ ) και η  $IOL_{avgK}$  ( $P=0,0094$ ) είναι στατιστικά σημαντική. Συνεπώς αν το  $SEQ_m$  είναι γνωστό θα μπορούσαν να προβλέψουν το ποσό της υποτίμησης. Για το  $IOL_{flatK}$  η προσαρμογή είναι  $-(0,47\chi + 0.85)$  όπου  $\chi$  είναι το  $SEQ_m$  ενώ για  $IOL_{avgK}$  είναι  $-(0.46\chi + 0.21)$  όπως φαίνεται και στις παρακάτω γραφικές.





\* Πίνακες από την δημοσίευση 32 (references)

**Εικόνα 6.5:** Γραφικές παραστάσεις της απόκλισης διαφόρων μεθόδων με το σφαιρικό ισοδύναμο των ασθενών

### **7.2.2: Συμπεράσματα**

Κατά τη διαθλαστική επέμβαση η καμπυλότητα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή αλλάζει με αποτέλεσμα οι παραδοσιακές κερατομετρικές μετρήσεις να μην είναι σωστές. Η μελέτη του Robert δείχνει γιατί τα αποτελέσματα του  $IOL_{flatK}$  και του  $IOL_{avgK}$  που χρησιμοποιούν κερατομετρικά δεδομένα οδηγούν σε λανθασμένα αποτελέσματα.

Επίσης η μέτρηση του SE στο επίπεδο του κερατοειδή με τη μέθοδο της κλινικής ιστορίας έχει καλύτερα αποτελέσματα απ' ό τι στο επίπεδο του φακού (spectacle).

Η δημοσίευση αυτή δείχνει ότι σε οφθαλμούς που είχαν υψηλή μυωπία πριν υποβληθούν σε διαθλαστική χειρουργική οι δυο παραπάνω μέθοδοι γίνονται πιο ανακριβείς.

Τελειώνοντας καταλήγει ότι η  $IOL_{Hisks}$  δίνει καλύτερα αποτελέσματα από τις άλλες μεθόδους, όμως έχει το μειονέκτημα ότι απαιτεί δεδομένα πριν την χειρουργική επέμβαση. Σε περίπτωση που δεν είναι γνωστό το ιστορικό του ασθενή για τη μέτρηση της ισχύος του κερατοειδή προτείνει την χρήση σύγχρονων τοπογράφων (Orbscan II) με την βοήθεια των προσαρμοστικών σχέσεων για τα  $IOL_{flatK}$  και  $IOL_{avgK}$ .

### **7.3: Σύγκριση από Carlos Argento, 2003**

Ο Carlos Argento<sup>33</sup> το 2003 δημοσίευσε μια εργασία για να συγκρίνει την ικανότητα διαφόρων μεθόδων να προβλέπουν την ισχύ του ενδοφακού μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις.

Ο Carlos μελέτησε επτά περιπτώσεις που υπέστησαν επέμβαση με τη μέθοδο της φακοθρυψίας ενώ είχαν υποστεί οι έξι LASIK και ο ένας PRK. Στις

περιπτώσεις 5 και 6 χρησιμοποιήθηκε φακός Acrysof (alon) MA60BM και στις υπόλοιπες (1,2,3,4 και 7) MA30BA.

Η ισχύς του ενδοφακού υπολογίσθηκε με το τύπο του Holladay II χρησιμοποιώντας τις κερατομετρικές τιμές πριν την επέμβαση καταρράκτη, οι οποίες μετρήθηκαν με 4 μεθόδους. Συμβατική κερατομετρία (CK), προσαρμοσμένη κερατομετρία (AK), τη μέθοδο κλινικής ιστορίας (CHM) και με τοπογραφία του κερατοειδή (CT).

Οι μέθοδοι αυτοί συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα ενός προγράμματος το οποίο έχει την δυνατότητα να υπολογίζει τη σωστή ισχύ του ενδοφακού μετά την επέμβαση καταρράκτη, βασιζόμενο στα αποτελέσματα των διαφόρων μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν. Το πρόγραμμα αυτό ονομάζεται BackCalcs (Holladay IOL consultant).

Οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι παρακάτω

#### Συμβατική κερατομετρία

Με τη μέθοδο CK οι κερατομετρικές τιμές προέρχονται από αυτόματο κερατόμετρο (Topcon KP 9000) πριν από την επέμβαση καταρράκτη.

#### Προσαρμοσμένη κερατομετρία

Με τη μέθοδο AK, προστίθεται 1.0D στις συμβατικές κερατομετρικές τιμές.

#### Μέθοδος κλινικής ιστορίας

Με τη μέθοδο CHM ο αριθμός των διοπτριών που διορθώνονται από τη διαθλαστική επέμβαση προστίθενται στα κερατομετρικά δεδομένα που παρατηρήθηκαν πριν την διαθλαστική επέμβαση.

#### Τοπογραφία του κερατοειδή

Με τη μέθοδο CT, υπολογίζονται τα κερατομετρικά δεδομένα μέσα στην κεντρική ζώνη των 3mm του κερατοειδή από την συσκευή Tomey TMS-1.

## Contact lens method

Μέθοδος των φακών επαφής.

### **7.3.1: Αποτελέσματα**

Η μέση ηλικία των εξεταζόμενων ήταν από 49 έως 59 ετών. Ο πίνακας 11 δείχνει για όλους τους ασθενείς την ηλικία, το φύλλο, το σφαιρικό ισοδύναμο, το χρόνο που μεσολάβησε από τη διαθλαστική επέμβαση μέχρι τη δημιουργία καταρράκτη και το διάστημα που ακολούθησε μετά την επέμβαση καταρράκτη.

#### **Πίνακας 11**

Στοιχεία διαφόρων ασθενών

Case	Age (Y)	Sex	Pre-RF SE (D)	RS	Post-RS SE (D)	Pre-Ph SE (D)	Post-Ph SE (D)	Time RS-Ph (Y)	Follow-Up Post-Ph (Mo)
1	59	F	-7.50	LASIK	-1.50	-3.00	1.75	5	48
2	57	F	-11.00	LASIK	-1.37	-11.47	0.75	4	12
3	57	F	-11.87	LASIK	-3.75	-13.00	1.00	4	12
4	49	F	-9.87	LASIK	-0.50	-0.75	-0.50	3	27
5	49	M	-11.25	LASIK	0.50	-2.00	-0.75	3	27
6	49	M	-12.00	LASIK	-0.25	-1.75	-1.00	3	14
7	57	M	-2.25	RK	-0.75	-1.75	0.12	3	12

\* Πίνακας από την δημοσίευση 30 (references)

Ο πίνακας 12 συγκρίνει τις κερατομετρικές ενδείξεις κάθε μεθόδου αλλά και την ισχύ του IOL που παρατηρήθηκε με βάση τις κερατομετρικές ενδείξεις.

## Πίνακας 12

### Αποτελέσματα διαφόρων μεθόδων

Case	CK		AK		CHM		CT		CLM	
	K	IOL/TR	K	IOL/TR	K	IOL/TR	K	IOL/TR	K	IOL/TR
1	37.69	21.0 -0.66	36.69	22.0 -0.34	<b>40.00</b>	17.5 -0.53	38.9	19.0 -0.47	37.5	21.0 -0.64
2	37.56	15.0 -0.11	36.56	16.0 -0.67	35.63	18.0 -0.11	<b>38.5</b>	13.5 -0.11	37.0	15.0 -0.41
3	<b>37.62</b>	16.0 -0.55	36.62	18.0 -0.56	37.11	17.0 -0.66	38.0	15.5 -0.59	37.5	16.5 -0.64
4	38.37	14.0 -0.63	37.37	16.0 -0.60	<b>35.98</b>	<b>18.0</b> -0.58	35.5	18.5 -0.50	36.25	17.5 -0.64
5	37.62	7.5 -0.40	36.62	9.5 -0.64	<b>28.68</b>	<b>20.0</b> -0.58	33.1	13.5 -0.59	36.7	10.0 -0.55
6	34.55	14.5 -0.35	33.55	16.5 -0.57	<b>29.50</b>	<b>21.5</b> -0.45	31.6	17.5 -0.35	37.0	14.5 -0.65
7	41.06	19.0 -0.52	40.06	21.0 -0.43	<b>40.89</b>	<b>19.0</b> -0.33	41.3	19.0 -0.45	NA	NA

Πίνακας από την δημοσίευση 34 (references)

**\*IOL/TR= intraocular lens / target refraction ,οι μετρήσεις που είναι ποιο σκούρες από τις άλλες δείχνουν την μέθοδο με την μεγαλύτερη ακρίβεια για κάθε ασθενή.**

Ο πίνακας 13 δείχνει την ισχύ του ενδοφακού που χρησιμοποιήθηκε, τη διάθλαση μετά από την φακοθρυψία και τις κερατομετρικές ενδείξεις που εκτιμήθηκαν από το BlackCalcs (Holladay IOL Consultant).

## Πίνακας 13

### Στοιχεία των ασθενών

Case	IOL (D)	Postop SE (D)	K Back (D)
1	17.5	1.75	37.65
2	14.5	0.75	36.99
3	16.0	1.00	36.31
4	18.0	-0.50	35.90
5	22.5	-0.75	26.99
6	23.0	-1.00	28.97
7	19.5	0.12	40.09

\* Πίνακας από την δημοσίευση 30 (references)

### **7.3.2: Συμπεράσματα**

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της δημοσίευσης, στην οποία χρησιμοποιήθηκε ο τύπος του Holladay 2, η μέθοδος της κλινικής ιστορίας ήταν η πιο ακριβής σε 3 περιπτώσεις (43%), ενώ η μέθοδος (AK) ήταν πιο ακριβής σε 2 περιπτώσεις, ενώ στις εναπομείναντες η πιο ακριβής ήταν για η μέθοδος (CK) και η μέθοδος (CLM).

Επίσης στη δημοσίευση του συγκρίνει τα αποτελέσματα του και με άλλους τύπους όπως είναι ο Holladay 1 και ο Hoffer Q και καταλήγει στο συμπέρασμα ότι το μέσο ελάχιστο σφάλμα υπήρχε με τη μέθοδο CHM και τον τύπο Holladay II και Hoffer Q.

Όταν δεν έχουμε προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά K-δεδομένα και η διάθλαση δεν μπορεί να υπολογισθεί, η (CT) πρέπει να είναι η μέθοδος υπολογισμού των K-δεδομένων αφού μετράει την ισχύ του κερατοειδή άμεσα και δεν επηρεάζεται από τις αλλαγές που επιφέρει ο ενδοφακός.

Κλείνοντας προτείνεται η χρήση της μεθόδου (CHM) στον υπολογισμό της κεντρικής ισχύος του κερατοειδή όταν όλα τα ιστορικά δεδομένα είναι γνωστά και τις μεθόδους (AK) και (CT) σε περιπτώσεις που δεν είναι γνωστά, τις οποίες θεωρεί πιο ακριβείς από τις μεθόδους (CK) και (CLM).

### **7.4 Σύγκριση από Giacomo Savini, 2006**

Μια από τις πιο ολοκληρωμένες δημοσιεύσεις που έγιναν με σκοπό την σύγκριση διαφόρων μεθόδων είναι του Giacomo Savini<sup>34</sup> το 2006, ο οποίος χρησιμοποίησε δεδομένα από οφθαλμούς που έχουν υποστεί διαθλαστική επέμβαση από το έτος 1999 έως το 2004. Οι μέθοδοι που χρησιμοποίησε είναι οι παρακάτω:

1. Με την βοήθεια του τοπογράφου TMS-2 μέτρησε τις κερατομετρικές ενδείξεις simK.

2. Μέθοδος της κλινικής ιστορίας (clinical history)
3. Shammas no history method
4. Shammas no history method, με τη διαφορά ότι χρησιμοποιεί μια οπισθοδρομική συσχέτιση για να απλοποιήσει τη σχέση του με τη σχέση  $K_{c.rd} = 1.14 * K_{post} - 6.8$ .
5. Method by Rosa
6. Theoretical variable refractive index method
7. Τη μέθοδο της ξεχωριστής εξέτασης οπίσθιας και πρόσθιας ισχύος του κερατοειδή.

Οι κερατομετρικές ενδείξεις χρησιμοποιήθηκαν στους τύπους Holladay I και SRK/T με την μέθοδο single-K και double-K για να υπολογισθεί η ισχύς του ενδοφακού.

Επίσης η ισχύς του ενδοφακού μετρήθηκε από τη μέθοδο του Feiz-Mannis, τη μέθοδο που χρησιμοποιεί νομογράμματα και τη μέθοδο back calculated IOL power βασιζόμενοι στις μέσες και πλατυσμένες (flat) κερατομετρικές ενδείξεις.

Για να μπορέσει να συγκρίνει όλα τα δεδομένα μεταξύ τους χρησιμοποίησε ως σημείο αναφοράς τις ενδείξεις Back-calculated IOL που υπολογίσθηκαν μέσω του προγράμματος Holladay IOL consultant program.

#### **7.4.1: Αποτελέσματα**

98 ασθενείς που είχαν υποστεί PRK ή LASIK για διόρθωση μυωπίας κρίθηκαν κατάλληλοι για να συμπεριληφθούν στην σύγκριση. Η μέση ηλικία τους ήταν  $33,7 \pm 8.6$  ετών, το μέσο σφαιρικό ισοδύναμο ήταν από  $-1.13$  έως  $-11.38D$ , τα simK από  $39,86$  έως  $48,93D$  και το αξονικό μήκος τους από  $22,15$  έως  $28,44mm$ . Το 55.1% είχε υποστεί PRK ενώ το 44.8% LASIK. Μετεγχειρητικές εκτιμήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά από  $116 \pm 74.3$  μέρες στην περίπτωση της PRK και  $122 \pm 96,4$  στην περίπτωση της LASIK.

Στον πίνακα 14 φαίνεται η μετεγχειρητική ισχύς του κερατοειδή όπως υπολογίσθηκε με διάφορες μεθόδους.

### **Πίνακας 14**

Ισχύς του κερατοειδή όπως μετρήθηκε από διάφορες μεθόδους

VKG	Clinical History	Shammas Rd-K	Shammas Cd-K	Rosa	Ferrara	A+PCC <sup>wpd</sup>	A+PCC <sup>npd</sup>
39.21 ± 2.10	38.95 ± 2.27	37.99 ± 2.47	37.80 ± 2.45	36.86 ± 2.77	35.97 ± 3.14	38.60 ± 2.40	38.60 ± 2.30

A+PCC<sup>npd</sup> = separate consideration of anterior + posterior corneal curvatures (no preoperative data); A+PCC<sup>wpd</sup> = separate consideration of anterior + posterior corneal curvatures (with preoperative data); Cd-K = clinically derived keratometry; Rd-K = refraction-derived keratometry; VKG = videokeratography.

All data are presented as mean values ± SD.

\*Πίνακας από την δημοσίευση 34 (references)

Η μέθοδος με τη χρήση τοπογράφου έδωσε την υψηλότερη μέση ισχύ του κερατοειδή ενώ η μέθοδος του μεταβλητού δείκτη διάθλασης του Ferrara τη μικρότερη. Οι δύο μέθοδοι που χρησιμοποίησαν το διαχωρισμό της πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας υπολόγισαν την ισχύ του κερατοειδή πολύ κοντά σε σχέση με τη μέθοδο της κλινικής ιστορίας, η οποία θεωρείται σε αυτές τις περιπτώσεις η πιο αξιόπιστη διαδικασία.

Επίσης μεγάλη στατιστική διαφορά παρατηρήθηκε σε όλες τις μεθόδους με τον τύπο double-K να έχει πάντα καλύτερα αποτελέσματα.



### 7.4.2 Μέθοδοι που απαιτούν προεγχειρητικά δεδομένα

Με τη βοήθεια της μεθόδου double-k, η μέθοδος της κλινικής ιστορίας είχε τα πιο αξιόπιστα αποτελέσματα (Πίνακας 17) η οποία είχε το χαμηλότερο μέσω αριθμητικό λάθος ( $-0.06 \pm 0.18D$ ) και απόλυτο λάθος ( $0.13 \pm 0.14D$ ) σε σχέση με τη φυσική ισχύ του φακού όπως φαίνεται στον πίνακα 17.

Η μέθοδος του Feiz–Mannis ήταν δεύτερη σε αξιοπιστία με μέσο αριθμητικό λάθος  $-0.25 \pm 0.31D$  και μέσο απόλυτο λάθος  $0.27 \pm 0.29D$ .

Η μέθοδος του Shammas είχε τη μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με τις άλλες μεθόδους που χρησιμοποίησαν προεγχειρητικά δεδομένα και κατά περίεργο τρόπο λειτουργούσε πολύ καλύτερα με τη βοήθεια της υπολογιστικής μεθόδου single-K, παρά όταν χρησιμοποιείται η double-K μέθοδος.

#### Πίνακας 15

Η ισχύς του ενδοφακού όπως μετρήθηκε με διάφορες μεθόδους

Ferrara		Anterior + Posterior Corneal Curvatures (with Preoperative Data)		Anterior + Posterior Corneal Curvatures (No Preoperative Data)		Feiz–Mannis Formula	Feiz–Mannis nomogram	Latkany (Average Keratometry)	Latkany (Flattest Keratometry)
SK	DK	SK	DK	SK	DK				
22.95±1.10	25.53±1.43	20.24±1.70	21.94±1.83	20.24±1.66	21.94±1.74	21.42±1.58	22.30±1.86	21.70±1.72	21.45±1.69
1.29±1.06	3.87±1.28	-1.42±1.01	0.37±0.78	-1.42±1.04	0.28±0.76	-0.25±0.31	0.64±0.68	0.04±0.61	-0.21±0.57
-1.48	0.16	-4.35	-2.17	-4.45	-2.76	-1.31	-0.98	-2.05	-2.38
4.77	7.51	0.67	2.34	0.60	2.34	0.25	2.65	1.52	1.16
1.42±0.87	3.87±1.28	1.45±0.96	0.68±0.54	1.45±0.99	0.64±0.49	0.27±0.29	0.73±0.58	0.47±0.38	0.48±0.37
14.2	1	15.3	50	11.2	50	86.7	45.9	64.2	62.2
4.1	0	84.7	13.2	87.8	14.2	13.2	2	13.2	22.4
79.6	99	52	78.6	1	35.7	0	52	22.6	13.4

### Πίνακας 15 (συνέχεια)

	VKG		Clinical History		Shammas Rd-K		Shammas Cd-K		Rosa	
	SK	DK	SK	DK	SK	DK	SK	DK	SK	DK
IOL power (D) (mean ± SD)	19.69±1.72	21.21±1.74	19.98±1.52	21.6±1.59	20.86±1.67	22.76±1.91	21.09±1.65	23.05±1.75	22.13±1.33	24.43±1.51
ME* (mean ± SD)	-1.97±1.14	-0.45±0.77	-1.68±0.78	-0.06±0.18	-0.8±0.79	1.10±0.74	-0.57±1.03	1.39±0.76	0.46±1.02	2.76±1.03
Error range	- 4.98 0.36	-3.41 1.29	-3.72 -0.29	-0.66 0.91	-3.23 0.89	-1.18 3.10	-3.61 1.42	-1.62 3.07	-2.63 3.20	0.24 5.63
MAE (mean ± SD)	1.98±1.13	0.68±0.58	1.68±0.78	0.13±0.14	0.88±0.71	1.13±0.69	0.87±0.79	1.43±0.70	0.91±0.65	2.76±1.03
% within ±0.5 D	6.1	46.0	4	96.9	36.7	20.4	38.7	7.1	28.5	1
% with IOL underestimation > 0.5 D	93.9	44.9	95.9	1	60.2	1	46.9	1	16.3	0
% with IOL overestimation > 0.5 D	0	9.1	0	2	3	78.6	7.1	91.9	55.1	99

**Cd-K= κλινικά μετρούμενη κερατομετρία D= διοπτρίες DK= double-K τύπος MAE= μέσο απόλυτο λάθος (σε σχέση με το σημείο αναφοράς που έχουμε θέσει ) \*Αρνητικές τιμές δείχνουν ότι η ισχύ του ενδοφακού είναι χαμηλότερη από την ισχύ του φυσικού φακού. \* Πίνακας από την δημοσίευση 34 (references)**

### 7.4.3: Μέθοδοι που δεν χρησιμοποιούν προεγχειρητικά δεδομένα

Η μέθοδος που υπολογίζει ξεχωριστά την πρόσθια και οπίσθια ισχύ της επιφάνειας του κερατοειδή με τη βοήθεια της double-K έδωσε τα πιο ακριβή αποτελέσματα με μέσο λάθος  $0.28 \pm 0.76D$  στον υπολογισμό της ισχύος του ενδοφακού και 50% των μετρήσεων να έχουν απόκλιση μικρότερη από 0.5D.

#### **7.4.4: Συμπεράσματα**

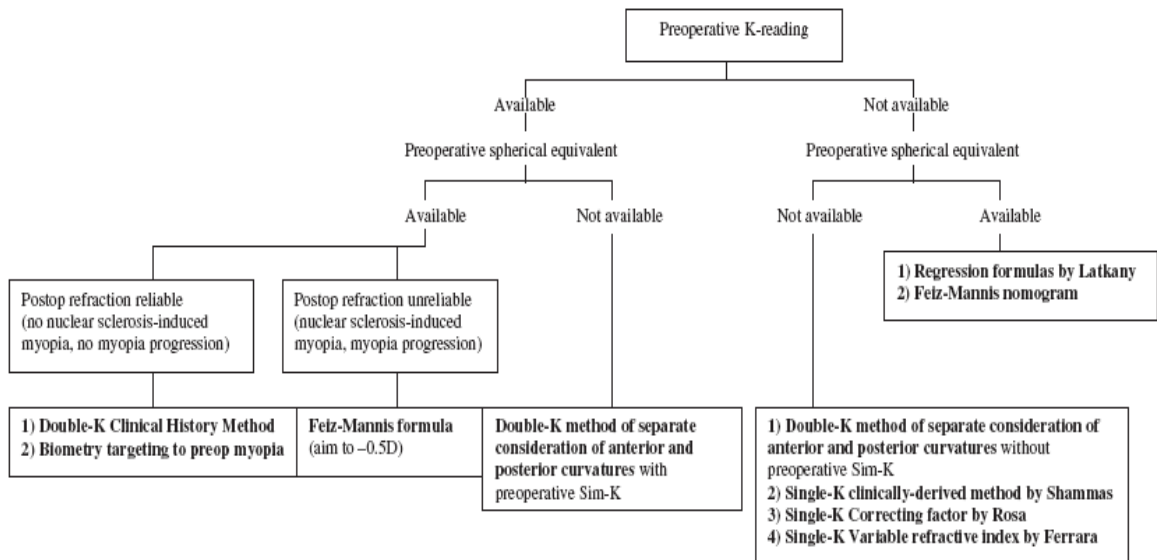
- Αν υπάρχουν οι κερατομετρικές ενδείξεις Sim-K πριν την επέμβαση στον κερατοειδή, η ακριβής διαθλαστική αλλαγή και το σφαιρικό ισοδύναμο μετά την επέμβαση, η double-K clinical history είναι η πιο αξιόπιστη επιλογή.
- Αν είναι γνωστές οι προεγχειρητικές κερατομετρικές ενδείξεις sim-K και το σφαιρικό ισοδύναμο πριν, αλλά το μετεγχειρητικό δεν είναι αξιόπιστο, η καλύτερη εναλλακτική μέθοδος είναι του Feiz-Mannis.
- Αν μόνο το προεγχειρητικό Sim-K είναι διαθέσιμο (και όχι το προεγχειρητικό σφαιρικό ισοδύναμο), η μέθοδος που χρησιμοποιεί τον διαχωρισμό πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας για τον υπολογισμό του IOL, με τη βοήθεια της double-K μεθόδου, είναι η καλύτερη επιλογή.
- Αν γνωρίζουμε μόνο το προεγχειρητικό σφαιρικό ισοδύναμο οι τύποι συσχέτισης του Latkany, βασιζόμενοι στις μέσες ή 'flat' κερατομετρικές ενδείξεις ενός τοπογράφου, είναι η πιο αξιόπιστη λύση. Επίσης σε αυτήν τη περίπτωση μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα νομογράμματα του Feiz-Mannis.
- Αν τίποτα δεν είναι γνωστό, η πρώτη επιλογή είναι να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος διαχωρισμού πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας με την βοήθεια της double-K, χρησιμοποιώντας την τιμή -4.98 για την οπίσθια επιφάνεια.

Συνοπτικά τα αποτελέσματα φαίνονται στον παρακάτω πίνακα :

## Πίνακας 17

### Συνοπτικά αποτελέσματα

Savini et al • IOL Power Calculation after Refractive Surgery



\*Γράφημα από την δημοσίευση 34 (references)

Είναι φανερό ότι η τελευταία συγκριτική ερευνητική εργασία δίνει τις καλύτερες απαντήσεις σχετικά με το ποια μέθοδος είναι η πλέον αξιόπιστη, αλλά και ποια μέθοδος πρέπει να χρησιμοποιείται ανάλογα με τις επικρατούσες συνθήκες. Αυτό δε σημαίνει ότι το πρόβλημα του υπολογισμού της ισχύος του ενδοφακού έχει λυθεί πλήρως.

Πολλές μέθοδοι που έχουν δημοσιευθεί ή ετοιμάζονται να δημοσιευθούν δεν έχουν μελετηθεί ακόμα αναλυτικά. Μέσω περεταίρω αναλύσεων, συγκρίσεων και κυρίως με τη χρήση εξελιγμένων υπολογιστικών προγραμμάτων εξομοίωσης είναι δυνατός ο σωστός και ακριβής υπολογισμός όλων των παραμέτρων που είναι απαραίτητες για την επιλογή, από το γιατρό, του ενδοφακού εκείνου που θα οδηγήσει στη καλύτερη δυνατή μετεγχειριστική οπτική οξύτητα για τον εκάστοτε ασθενή.

## REFERENCES

1. Federov Sn, Kolinko AI Estimation of the optical power of the intraocular lens *Vestnck ophthalmol* 80:27-31 1967
2. Intraocular lens power calculation manual . A guide to the authors T 58/59 IOL Power Module 2<sup>nd</sup> ed. Ney York 1981
3. Holladay JT, Prager TC Chandley : A three part system for refining intraocular lens power calculation *Refractive Surg* 13:17-24 1886
4. Jack T Holladay MD MSEE : intraocular lens power calculation for refractive surgeon
5. Holladay JT , Prager TC .A three-part system for refining intraocular lens power calculation *J cataract refract surg* 1988; 20 :677
6. The hoffer Q formula : Acomparison of theoretic and regression formyla . *J Cataract refract Surg* 19 :700-712 ; ERRATA 20 : 677 ,1994
7. Warren E , Hill M.D. FACS Mesa Ariz . the Haigis formula for IOL Power Calculation
8. <http://doctor-Hill.com /lol-main/formulas.htm>
9. Accuracy of intraocular lens power prediction using hoffer Q, holladay1 , holladay3 and SRK/T formulas *Julio narvaez, MD, Grenith Zimmerman, PhD, R.Doyle Stulting, MD, PhD, Daniel H. Chang, MD J cataract refract surg* 2006; 32:2050-2053
10. Jack T.Holladay , M.D, M.S.E.E Determining corneal power is a challenge. Here are two ways to improve your outcomes . (*Ophthalmology management*)
11. Vahid.feiz Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for muopia and hyperopia *Corena* 20(8) 792-797 2001]
12. Jaine Aramberri ,MD Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery : Double K-method
13. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX , Underestimation of intraocular lens power calculation after photorefractive keratoctomy . *J cataract Refract Surg* 2000 ; 106:693 -70213
14. Jarade EF ,Tabbara KF , new formula for calculating intraocular lens power after laser in situ kratomilleysis *J cataract refr. Surf* 2004 ; 30:1711-15

15. Keith A Walter *Accurate intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis bypassing corneal power* J cataract Refract Surg 2006; 32:425 -429
16. Hamed HA *,A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes tjhat have undergone myopic laser in situ keratomileusis .* Ophtalmology 2002 ; 109;651-58
17. Feiz Vahid *Nomogram \_based intraocular lens power adjustment after myopic photorefractive keratotomy and lasik* Opphthalmology 2005;112: 1381-1387
- 18 EliasF. Jarade *Intraocccular lens power calculation following lasik : determination of the new effective index of refraction journal of refractive surgery* 2006;22:75-80
19. Haigis . *corneal power after refractive surgery for myopia : contact lens method j cataract refract surg* 2003 ; 29 : 1397 -1411
20. J.T.Holladay , *Consultation in refractive surgery Refarct Corneal Surg* 5 (1989) p 203
21. H.John Shamma MD *Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis* Am J Ophthalmol 2003:136:426-432
22. Richard J. Mackool , MD, Wilson Ko ,MD, Ricard Makcool, MD, *Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomilkleusis : Aphakic refraction technique* J cataract rfract Surg 2006 ;32 :435-437
23. Cheng ACK , Lam DSC . *Keratometry for intraocular lens power calculation using Orbscan II in eyes with laser in situ keratomileusis ,* J refract surg 20005; 21 :365-6
24. Mujtaba Qazi , MD , Irwin Y. Cua , MD j *Determing corneal power using Orbscan II videokeratography for intraocular lens calculation after excimer laser surgery for myopia* cataract refract surg 2007 ; 33:21-30
25. Sonogo-Krone S . *A direct method to measure the power of the central cornea after myopic in situ keratomileusis ,* Arch Ophthalmol 2004 ; 122 :159-166
26. Arthur C.K.Cheng *MRCSC Pachymetry assessment with Orbscan II in Postopertaive Patients with Myopic LASIK* J Refract Surg 2006;22:363-366

27. *Guiseppe Ferrara MD, New formula to calculate corneal power after refractive surgery J Refract Surg 2004 ;20 :465-471*
28. *Nicola Rosa A new method of calculating intraocular lens power after photorefractive keratectomy journal of refractive syrgery 2002;18 :720;724*
29. *Speicher L. Intra-ocular lens calculation status after corneal refractive surgery , Curr Opin Ophtalmol . 2001 ; 12:17-29*
30. *Mandell RB Corneal Power correction for eyes after refractive keratotomy j refract corneal surg 1994 10 :125-8*
31. *Wang L , Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone LASIK Ophthalmology 2004 ; 111 :1825-1831*
32. *Robert A. Latkany, intraocular lens calculation after refractive syrgery J cataract Refract. Surg 2005; 31:562-570*
33. *Argento C , Cosentino Mj intraocular lens power calculation after refractive surgery , j refract cataract surg 2003;29 1346-1351*
34. *Giacomo Savini MD , Piero Barboni MD , Maurizio Zanini MD, Intraocular lens power calculation after myopic refractive surgery Ophthalmology 2006 113:1271-1282*



**ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ**  
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ

**ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ**  
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ  
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ



**Η ΠΑΙΔΕΙΑ ΣΤΗΝ ΚΟΡΥΦΗ**  
Επιχειρησιακό Πρόγραμμα  
Εκπαίδευσης και Αρχικής  
Επαγγελματικής Κατάρτισης