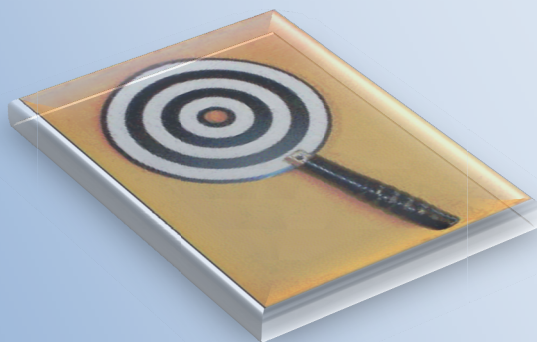


2008

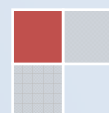
Διδακτορική Διατριβή

*“Μελέτη της επαναληψιμότητας
μετρήσεων τοπογραφικών συστημάτων
του κερατοειδούς στην οφθαλμολογία”*

Κατατέθηκε στην επιτροπή μεταπτυχιακών σπουδών
του Πανεπιστημίου Κρήτης σαν μερική εκπλήρωση
των προϋποθέσεων για την απόκτηση Διδακτορικού
τίτλου σπουδών από τη Σχολή Επιστημών Υγείας.
ΙΟΥΛΙΟΣ 2007



Γεώργιος ΑΘ. Κουνής, Φυσικός
Επιβλέπων Καθηγητής : Παλλήκαρης Γ. Ιωάννης
*Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τομέας
Νευρολογίας & Αισθητηρίων Οργάνων, Τμήμα Οφθαλμολογίας.*



Έγινε δεκτό από την επταμελή επιτροπή παρακολούθησης της
Διδακτορικής Διατριβής:

Μάρτιος 2008

Τριμελής επιτροπή:

Παλλήκαρης Ιωάννης, Καθηγητής¹

Φωτιάκης Κωνσταντίνος, Καθηγητής²

Τσιλιμωάρης Μιλτιάδης, Εδικ. Καθηγητής¹

Επταμελής Επιτροπή:

Κιτσώπουλος Θεοφάνης, Καθηγητής³

Χαραλαμωίδης Δημήτριος, Καθηγητής²

Ταρουδάκης Μιχαήλ, Αναπλ. Καθηγητής⁴

Παυδάρογλου Δημήτριος, Λέκτορας⁵

-
1. Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Οφθαλμολογίας
 2. Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής
 3. Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Χημείας
 4. Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Μαθηματικών
 5. Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Επιστήμης & Τεχνολογίας Υλικών

Αυτή η διατριβή είναι αφιερωμένη στη μητέρα μου που
δυστυχώς δεν μπορώ πλέον να την ευχαριστήσω για τα
εφόδια που μου έδωσε, ώστε να φτάσω εδώ σήμερα.

Αδαμαντία Κουνή - Μπάκα

1952 - Μάρτιος 2003

George A Kounis

ΕΥΧΑΡΙΣΤΗΡΙΑ

Η μελέτη πραγματοποιήθηκε στους χώρους του Βαρδινογιάννειου Εργαστηρίου Μεταμοσχεύσεων & Μικροχειρουργικής του Οφθαλμού (B.E.M.M.O.)

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου που με ανέχτηκε όσο καιρό μου πήρε να συγγράψω το διδακτορική μου διατριβή και ειδικά τη γυναίκα μου που συνεχίζει να με υποστηρίζει στη ιδιότητα και τις ειδικότητές μου.

Ειδικώς ευχαριστώ το κ. Φωτιάκη που μέσω των μαθημάτων της αυτοηλεκτρονικής και των εργαστηριακών ασκήσεων στο ΙΗΔΠ μου έδωσε τη δυνατότητα να γνωρίσω τη εφαρμογή της φυσικής στην οπτική και τα laser που στη συνέχεια αποτέλεσε αποκλειστικό εργαλείο για την ερευνητική μου ιδιότητα.

Ευχαριστώ το κ. Παλλήκαρη που μου έδωσε τη δυνατότητα να γίνω μέλος μιας μικρής ομάδας ερευνητών το 1996 και κατόπιν να εκδιουήσω τη διδακτορική μου διατριβή στους χώρους ενός μικρού εργαστηρίου που στη συνέχεια ζηταντιώθηκε για να γίνει ορόσημο για τη ιδιότητα της σύγχρονης οφθαλμολογίας μέσα από το ερευνητικό έργο που υπαράχθηκε με ιολύ κώδο από όλους μας.

Θέλω θερμά να ευχαριστήσω το κ. Τσιλιμυάρη, που χωρίς τη ιολύτιμη βοήθεια του και τις συνεχείς υποτροφίες του, που δικαίως έφταναν καμιά φορά να είναι έντονες, δεν θα είχα ολοκληρώσει ποτέ τη ιολύτιμα διατριβή.

Τέλος ευχαριστώ θερμά τα μέλη της ειδοταμελούς μου για τη ιολύτιμη βοήθεια και το χρόνο που μου δέδωσαν.

Κωνής Αθ. Γεώργιος



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός: Ο προσδιορισμός της επαναληψιμότητας τοπογραφικών συστημάτων μέσω ενός λογισμικού που χρησιμοποιεί ανάλυση σημείο-προς-σημείο των εξαχθέντων πρωτεύοντων δεδομένων (Raw Data).

Μέθοδοι: Ένας εξεταστής λαμβάνει 10 διαδοχικές τοπογραφικές μετρήσεις με δυο τοπογραφικά συστήματα το TechnoMed C-Scan και το Tomey Topographic Modeling System (TMS-2N) σε σφαίρες βαθμονόμησης, σε εμμετροπικούς, μυωπικούς, αστιγματικούς και σε πολύ ανώμαλης επιφανείας κερατοειδείς. Ο κερατοειδής χωρίζεται σε 1200 τμήματα και για κάθε τμήμα υπολογίζεται: η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και ο συντελεστής μεταβλητότητας (coefficient of variation) μέσω λογισμικού που αναπτύχθηκε σε γλώσσα προγραμματισμού Visual Basic 6.0. Τα αποτελέσματα εκφράζονται και αριθμητικά και γραφικά υπό τη μορφή εγχρώμων χαρτών που είναι παρόμοιοι με αυτούς της τοπογραφίας και η επαναληψιμότητα εκφράζεται μέσω του συντελεστή μεταβλητότητας.

Αποτελέσματα: Ακόμη και αν οι σφαίρες βαθμονόμησης έχουν καλύτερα αποτελέσματα ως προς τη επαναληψιμότητα ($CoV < 0.5\%$) σε σχέση με τους κερατοειδείς ($CoV > 0.5\%$), υπάρχουν και περιοχές όπου η επαναληψιμότητα μειώνεται αισθητά ($CoV > 1.25\%D$). Το φαινόμενο αυτό είναι πιο αισθητό στη κεντρική και περιφερική ζώνη για τις πιο κυρτές και πιο πεπλατυσμένες σφαίρες (6.50 χιλ. και 10.0 χιλ.) και κυρίως για το σύστημα της TechnoMed C-Scan. Στους κερατοειδείς τα αποτελέσματα είναι κοντινά και για τα δυο συστήματα, σε αντίθεση με τις σφαίρες βαθμονόμησης, και τα καλύτερα αποτελέσματα παρουσιάζονται στη παρακεντρική περιοχή. Η μείωση της επαναληψιμότητας είναι ανάλογη με τη αύξηση

της ανωμαλίας. Στους κερατοειδείς με ανώμαλο αστιγματισμό παρουσιάζονται διαμορφώσεις επαναληψιμότητας η μεταβλητότητας (Variability), που σχετίζονται με τη διαμόρφωση του αρχικού τοπογραφικού χάρτη: οι κυρτότερες περιοχές του κερατοειδή δίνουν μεγαλύτερες τιμές μεταβλητότητας (μικρότερη επαναληψιμότητα) σε σχέση με άλλες περιοχές επάνω στο χάρτη που είναι πιο πεπλατυσμένες. Τα αριθμητικά αποτελέσματα προσφέρονται για περαιτέρω στατιστική ανάλυση.

Συμπεράσματα: Προτείνουμε μία μέθοδο που επιτρέπει τον ακριβή προσδιορισμό της μεταβλητότητας (επαναληψιμότητας) σε τοπογραφικές μετρήσεις του κερατοειδούς. Η μέθοδος αναπαράστασης των αποτελεσμάτων γραφικά και αριθμητικά βελτιώνει την ερμηνεία και διευκολύνει τη χωρική συσχέτιση των χαρτών μεταβλητότητας με αυτούς της τοπογραφίας. Δεδομένης της εξάπλωσης των εξατομικευμένων επεμβάσεων καθοδηγούμενων από laser, είναι πιθανό ότι οι χάρτες μεταβλητότητας μπορούν να προσφέρουν βοήθεια στους κλινικούς στην κατεύθυνση της εκτίμησης τοπογραφικών χαρτών που προέρχονται από ασθενείς με ανώμαλους κερατοειδείς που πρόκειται να υποστούν εξατομικευμένη διόρθωση.

Λέξεις κλειδιά: Corneal topography, videokeratoscopy, repeatability-reproducibility of results, Computer-Assisted/instrumentation.

Περιεχόμενα

1. Θεωρητικό Μέρος - Εισαγωγή	1
2. Κεφάλαιο 2 - Ο ανθρώπινος οφθαλμός.	3
2.1 Εισαγωγή.	3
2.2 Διαστάσεις, δομή και τυπικά χαρακτηριστικά μεγέθη στον ανθρώπινο οφθαλμό.	4
2.2.1 Διαστάσεις στον ανθρώπινο οφθαλμό.	4
2.2.2 Δομή του ανθρώπινου οφθαλμού.	4
2.2.3 Καρδινάλια σημεία και οπτικό σύστημα του ανθρώπινου οφθαλμού.	6
2.2.3.1 Εστιακά Σημεία (F και F').	6
2.2.3.2 Κύρια Σημεία (P και P').	7
2.2.3.3 Δεσμικά Σημεία (N και N').	7
2.3 Οπτική δομή και διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού.	8
2.3.1 Διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού.	8
2.3.1.1 Κερατοειδής Χιτώνας - Εισαγωγή.	9
2.3.1.2 Ανατομική δομή του κερατοειδούς χιτώνα.	10
2.3.1.2.1 Η Δακρυϊκή στοιβάδα.	10
2.3.1.2.2 Το Επιθήλιο.	11
2.3.1.2.3 Η Μεμβράνη του Bowman.	12
2.3.1.2.4 Το Στρώμα.	12
2.3.1.2.5 Η Μεμβράνη του Descement.	12
2.3.1.2.6 Το Ενδοθήλιο.	12
2.3.1.3 Ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδούς.	12
2.3.1.4 Ο Κρυσταλλοειδής Φακός.	13
2.3.1.4.1 Διαστάσεις και δομή του κρυσταλλοειδούς φακού - Διαδικασία της προσαρμογής.	13
2.3.1.4.2 Ο δείκτης διάθλασης του κρυσταλλοειδή φακού.	14
2.3.1.5 Η Ίριδα - Εισαγωγή.	15
2.3.1.5.1 Κόρη εισόδου και Κόρη εξόδου.	15
2.3.1.5.2 Η θέση της κόρης σε σχέση με τα οπτικά στοιχεία του οφθαλμού.	15
2.3.1.5.3 Το μέγεθος της κόρης και η κλινική σημασία του.	16
2.3.2 Το σύστημα απεικόνισης του οφθαλμού.	16
2.3.2.1 Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας - Εισαγωγή.	16
2.3.2.1.1 Χαρακτηριστικές περιοχές και δομή του αμφιβληστροειδή χιτώνα.	17
2.3.2.1.2 Ο οπτικός δίσκος «Τυφλό Σημείο» και η Ωχρά κηλίδα.	17
2.4 Αρχές της δημιουργίας ειδώλου στον οφθαλμό.	18
2.4.1 Οπτική δομή και δημιουργία ειδώλου.	18
2.4.1.1 Η ισοδύναμη διαθλαστική ισχύς και το αξονικό μήκος.	19
2.4.1.2 Ακτίνα καμπυλότητας και συνολική διοπτρική ισχύς του οφθαλμού.	20
2.4.1.3 Τα διαθλαστικά σφάλματα του οφθαλμού.	22
2.4.2 Άξονες του οφθαλμού - Εισαγωγή.	22

2.4.2.1	Η διεύθυνση των αξόνων.....	23
2.4.2.2	Ο γεωμετρικός άξονας (Optical Axis).....	24
2.4.2.3	Η γραμμή της όρασης (Line of Sight).....	25
2.4.2.4	Ο οπτικός άξονας (Visual Axis).....	25
2.4.2.5	Ο κορικός άξονας (Pupillary Axis).....	26
2.4.2.6	Ο άξονας προσήλωσης (Fixation axis).....	26
2.4.3	Δευτερεύοντες άξονες του Οφθαλμού.....	27
2.4.3.1	Ο αχρωματικός άξονας (Achromatic axis).....	27
2.4.3.2	Ο κερατομετρικός άξονας (Keratometric Axis).....	27
3.	Τοπογραφία του κερατοειδούς.....	29
3.1	Ο προσδιορισμός του σχήματος του κερατοειδούς.....	29
3.2	Ιστορική εξέλιξη της τοπογραφίας του κερατοειδούς.....	29
3.3	Περιγραφή του σχήματος του κερατοειδούς.....	31
3.3.1	Κερατοειδικό ύψος ή ανύψωση (Corneal Height or Elevation).....	32
3.3.2	Επιφανειακή Κλίση.....	32
3.3.3	Ακτίνα καμπυλότητας.....	35
3.3.4	Διαθλαστική Ισχύς.....	36
3.4	Μέθοδοι μέτρησης.....	37
3.4.1	Αρχή της ανάκλασης.....	37
3.4.2	Αρχή της προβολής.....	37
3.4.3	Εφαρμογές της τοπογραφίας.....	38
3.5	Βιντεοκερατοσκοπία και αρχή της ανάκλασης.....	39
3.5.1	Οπτική και κυρτά κάτοπτρα.....	39
3.5.2	Κερατομετρία.....	41
3.5.3	Φωτοκερατοσκοπία.....	42
3.5.4	Βιντεοκερατοσκοπία υποβοηθούμενη από H/Y - Η σύγχρονη τοπογραφία του κερατοειδούς.....	42
3.5.4.1	Ηλεκτρομηχανολογικά μέρη.....	44
3.5.4.1.1	Δίσκος-Κώνος των δακτυλίων του Placido.....	44
3.5.4.1.2	Ευθυγράμμιση και εστίαση.....	44
3.5.4.1.3	Η σύλληψη της εικόνας.....	45
3.5.4.2	Λογισμικό.....	45
3.5.4.2.1	Ψηφιοποίηση.....	45
3.5.4.2.2	Ανάλυση εικόνας.....	45
3.5.4.2.3	Αλγόριθμοι ανακατασκευής στην τοπογραφία του κερατοειδούς.....	46
3.5.4.2.4	Επισκόπηση των βασικών αλγορίθμων ανακατασκευής στη τοπογραφία.....	47
3.5.4.2.4.1	Ο αλγόριθμος Van Saarloos.....	50
3.5.4.2.4.2	Ο αλγόριθμος του Klein.....	51
3.5.4.3	Ακρίβεια των τοπογραφικών μετρήσεων.....	53
3.6	Τοπογραφία και αρχή της προβολής.....	54
3.6.1	Η αρχή της προβολής.....	54
3.6.2	Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των συστημάτων προβολής.....	55
3.7	Το σχήμα του φυσιολογικού κερατοειδή.....	57
3.7.1	Κερατοειδική ασφαιρικότητα.....	59
3.7.2	Ζώνες στη κερατοειδική επιφάνεια.....	61
3.7.2.1	Κεντρική Ζώνη (Central zone).....	61

3.7.2.2	Παρακεντρική Περιοχή (Paracentral zone)	62
3.7.2.3	Περιφερική ζώνη (Peripheral zone).....	62
3.7.2.4	Σκληροκερατοειδική ζώνη (Limbal zone).....	62
3.7.3	Διευθύνσεις στην επιφάνεια του κερατοειδή : Άξονες, Μεσημβρινοί και Ημιμεσημβρινοί(Meridians & Semi-meridians).....	62
3.7.4	Οι κερατοειδικοί πόλοι	63
3.7.4.1	Γεωμετρικός κερατοειδικός πόλος (Geometrical Corneal Centre: GCC). 64	
3.7.4.2	Κερατοειδικός πόλος ανάκλασης (Corneal Reflex Centre: CRC) 65	
3.7.4.3	Πόλος κορικής εισόδου (Entrance Pupil Centre: EPC).....	65
3.7.4.4	Πόλος οπτικού άξονα (VAC).....	66
3.8	Παρουσίαση των τοπογραφικών δεδομένων	67
3.8.1	Προσδιορισμός των κερατοειδικών τοποθεσιών	67
3.8.2	Ύψος, Κλίση, Καμπυλότητα και διαθλαστική ισχύς.....	69
3.8.3	Ο τυπικός κερατομετρικός δείκτης και οι κερατομετρικές διοπτρίες.....	69
3.8.4	Τρισδιάστατες αναπαραστάσεις και κερατοειδικό ύψος (Height).....	71
3.8.5	Χρώματα και κλίμακες.....	73
3.8.6	Ο φυσιολογικός κερατοειδής.....	74
3.9	Ορθή χρήση των τοπογραφικών συστημάτων και ανώμαλα μοτίβα.....	75
3.9.1	Ευθυγράμμιση και εστίαση.....	75
4.	Η στατιστική έννοια της επαναληψιμότητας και της ακριβείας.....	77
4.1	Δια-συγκριτικοί έλεγχοι και ακρίβεια.....	77
4.2	Έννοιες που χρησιμοποιούνται συχνά στους δια-συγκριτικούς ελέγχους... 78	
4.2.1	Αποδεκτή τιμή αναφοράς (<i>Accepted reference value</i>).....	78
4.2.2	Ορθότητα (<i>Accuracy</i>).....	79
4.2.3	Μεροληψία (<i>Bias</i>).....	79
4.2.4	Σφάλμα (<i>Error</i>).....	79
4.2.5	Ακρίβεια (<i>Precision</i>).....	79
4.3	Τυπικές διαδικασίες για τη στατιστική ανάλυση αποτελεσμάτων των εργαστηριακών ελέγχων.....	80
4.4	Χωρική Στατιστική (Spatial Statistics) και χάρτες χωρικής μεταβλητότητας (Spatial Variability Maps).....	82
4.4.1	Ο χαρακτήρας της χωρικότητας (spatiality).....	83
4.4.2	Χωρική μεταβλητότητα και πίνακες μεταβλητότητας.....	84
5.	Ειδικό μέρος - Εισαγωγή.....	87
6.	Κεφάλαιο 6 - Μέθοδος.....	91
6.1	Τοπογραφικά συστήματα του κερατοειδούς.....	91
6.2	Μετρήσεις σε ασθενείς και σφαίρες βαθμονόμησης.....	93
6.3	Δεδομένα και στατιστική επεξεργασία.....	94
6.3.1	Μορφή των πρωτεύοντων δεδομένων	94
6.4	Προβλήματα που προέκυψαν κατά την ανάλυση των δεδομένων.....	96
6.5	Δημιουργία λογισμικού.....	97
6.5.1	Μέθοδος του διαμερισμού - Ανάλυση δεδομένων	97
6.5.2	Στατιστική επεξεργασία και στατιστικοί δείκτες.....	100
6.5.3	Γραφική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων.....	102
6.5.4	Αριθμητικά αποτελέσματα	105
7.	Κεφάλαιο 7 - Αποτελέσματα	106

7.1	Σφαίρες βαθμονόμησης	106
7.2	Ανθρώπινοι οφθαλμοί.....	107
7.2.1	Φυσιολογικοί οφθαλμοί.....	107
7.2.2	Χαμηλής Μυωπίας οφθαλμοί.....	108
7.2.3	Υψηλής Μυωπίας οφθαλμοί.....	108
7.2.4	Χαμηλού αστιγματισμού οφθαλμοί.....	109
7.2.5	Υψηλού αστιγματισμού οφθαλμοί.....	109
7.2.6	Ανώμαλου αστιγματισμού οφθαλμοί.....	110
7.2.7	Οφθαλμοί που έχουν υποστεί επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής.....	111
7.2.8	Συγκριτικά αποτελέσματα	111
7.2.9	Μοτίβα επαναληψιμότητας.....	113
7.2.10	Γενικότερες Παρατηρήσεις.....	114
8.	Κεφάλαιο 8 - Συμπεράσματα-Συζήτηση.....	116
9.	Επίλογος.....	128
10.	Παραρτήματα.....	129
10.1	Παράρτημα 1. Ορισμός της ελλείψεως και γενικευμένες εξισώσεις.....	129
10.2	Παράρτημα 2. Το Apex και το Vertex σαν όροι της τοπογραφίας του κερατοειδούς.....	131
10.3	Παράρτημα 3. Εκκεντρότητα και κωνοειδή.....	132
10.4	Παράρτημα 4. Γενικευμένη εξίσωση των κωνοειδών και τύπος του Baker.....	134
10.5	Παράρτημα 5. Ακτινική και εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας.....	139
10.6	Παράρτημα 6. Το σύστημα του δίσκου-κώνου του Placido.....	141
10.7	Παράρτημα 7. Ορθότητα και ακρίβεια. Η θεώρηση του στόχου.....	143
10.8	Παράρτημα 8. Λήψη μετρήσεων από ψηφιακές εικόνες.....	146
10.9	Παράρτημα 9. Σχήματα ειδικού μέρους.....	148
10.10	Παράρτημα 10. Χάρτες επαναληψιμότητας.....	153
11.	Βιβλιογραφία	163
12.	Βιογραφικό Σημείωμα	I
13.	Δημοσίευση.....	IX

Σχήματα και Πίνακες

Εικόνα 1.1. Ο δίσκος του Placido	1
Εικόνα 1.2. Τοπογραφική αναπαράσταση του κερατοειδούς από σύγχρονο τοπογραφικό σύστημα με κλίμακα σε μονάδες ακτίνας καμπυλότητας.....	2
Εικόνα 2.1. Δομή και διαστάσεις του ανθρώπινου οφθαλμού χωρίς προσαρμογή σε κλίμακα 4:1	3
Εικόνα 2.2. Απεικόνιση εγκάρσιας τομής κετρικού τμήματος του κερατοειδούς σε κλίμακα 200:1	11
Εικόνα 2.3. Τυπικές διαστάσεις του κρυσταλλοειδούς φακού σε θέση ηρεμίας.	13
Εικόνα 2.4. Φακός σε θέση ηρεμίας και πλήρους προσαρμογής με αλλαγή του σχήματός του.	13
Εικόνα 2.5. Ο Οπτικός Δίσκος. Στη περιοχή 1, 2 και 3 διακρίνονται αντιστοίχως : η Ωχρά Κηλίδα(Macula Lutea), η κεντρική περιοχή της ωχρής κηλίδας (Fovea) και το κεντρικό βοθρίο (Foveola).....	18
Εικόνα 2.6 Αντικείμενο με ομοαξονικές και παραξονικές δέσμες.....	19
Εικόνα 2.7. Τα διαθλαστικά σφάλματα του οφθαλμού	22
Εικόνα 2.8. Οι βασικοί άξονες του ανθρώπινου οφθαλμού. Το σημείο E είναι το κέντρο της κόρης εξόδου.	24
Εικόνα 2.9 Ο κερατομετρικός άξονας και η γραμμή της όρασης ενός τοπογραφικού συστήματος του κερατοειδούς. (α) Συνήθης Διαδικασία. Η γραμμή της όρασης και ο κερατομετρικός άξονας συμπίπτουν στο σημείο προσήλωσης. (β) Η ευθυγράμμιση έχει αλλάξει έτσι ώστε ο κερατομετρικός άξονας να τέμνει την επιφάνεια του κερατοειδή στο κερατοειδικό κέντρο της όρασης.	28
Εικόνα 3.1. Ανάπτυξη της τοπογραφίας του κερατοειδούς ανάλογα με τις κλινικές απαιτήσεις.	30
Εικόνα 3.2. Επίγεια τοπογραφική απεικόνιση.....	32
Εικόνα 3.3. Διαδικασίες μέτρησης και προσδιορισμού της ακτίνας καμπυλότητας και της διοπτρικής ισχύς του κερατοειδή με δυο διαφορετικές τεχνικές μέτρησης.	33
Εικόνα 3.4. Κερατοειδική κλίση και ακτίνα καμπυλότητας.....	35
Εικόνα 3.5. Δημιουργία ειδώλου από κυρτό κάτοπτρο.	40
Εικόνα 3.6. Αναπαράσταση στόχων από κερατοσκόπιο, φωτοκερατοσκόπιο και τοπογραφία. Διαφοροποίηση των στόχων ως προς τη κερατοειδική κάλυψη από 2 στόχους στα 3 χιλ. στο κερατοσκόπιο, 12 δακτυλίους στο φωτοκερατοσκόπιο και 25 στη τοπογραφία.....	42
Εικόνα 3.7. Tomey Topographic Modeling System(TMS) στα αριστερά και EyeSys 2000 Corneal Analysis System στα δεξιά.....	46
Εικόνα 3.8. Ψηφιοποίηση των δεδομένων από τους ανακλώμενους δακτυλίους. Τα δεδομένα-σημεία βρίσκονται στη τομή των μεσημβρινών με τους δακτυλίους	47

Εικόνα 3.9 Σύστημα πολικών συντεταγμένων για την ανάλυση δεδομένων τοπογραφίας του κερατοειδούς.....	49
Εικόνα 3.10. Γενική γεωμετρία στη θεώρηση στόχου-ειδώλου στη τοπογραφία	50
Εικόνα 3.11. Ο αλγόριθμος van Saarloos.....	51
Εικόνα 3.12. Ο αλγόριθμος Klein.....	53
Εικόνα 3.13. Αντικείμενο προβαλλόμενο στο κερατοειδή για τοπογραφικά συστήματα που κάνουν χρήση της αρχής της προβολής.....	55
Εικόνα 3.14. Τα αποτελέσματα της ασφαιρικότητας στο σχήμα του κωνοειδούς που προκύπτει από τη γενικευμένη εξίσωση του Baker. Όλα τα κωνοειδή έχουν τη ίδια apical ακτίνα καμπυλότητας.....	59
Εικόνα 3.15. Παρουσίαση των διαφορετικών επιφανειών αναλόγως με τη ασφαιρικότητα Q και τη σχέση του με το ελλειπτικό σχήμα.	60
Εικόνα 3.16. Οι ζώνες στο κερατοειδή. Διαγραμματική αναπαράσταση του δεξιού οφθαλμού σε κάθετη τομή αριστερά και σε μία πρόσθια λήψη στα δεξιά. Ο κερατοειδής μπορεί να χωριστεί αυθαίρετα σε 4 ζώνες: κεντρική, παρακεντρική, περιφερική και σκληροκερατοειδική.....	61
Εικόνα 3.17. (Α)Παραδείγματα 3 μεσημβρινών η κυλινδρικών αξόνων σε 3 διαφορετικές κατευθύνσεις. (Β)Τρεις θέσεις επάνω στο κερατοειδή σε διαφορετικούς ημιμεσημβρινούς και διαφορετικές αποστάσεις από το γεωμετρικό κέντρο του κερατοειδή.....	63
Εικόνα 3.18. Πόλοι όπως μπορούν να εμφανιστούν στην επιφάνεια του κερατοειδή.....	64
Εικόνα 3.19. Τυπική αναπαράσταση τοπογραφικού χάρτη.....	67
Εικόνα 3.20. Παρουσίαση των 4 μεθόδων με τις οποίες μπορεί να υπολογιστεί η διοπτρική ισχύς από τα δεδομένα κλίσης των τοπογραφικών συστημάτων.....	70
Εικόνα 3.21. Τυπική γενικευμένη αναπαράσταση αποτελεσμάτων διοπτρικής ισχύος από τοπογραφικά συστήματα.....	71
Εικόνα 3.22. Τρισδιάστατη αναπαράσταση τοπογραφικών δεδομένων του κερατοειδή από σύστημα που χρησιμοποιεί την αρχή της προβολής.....	72
Εικόνα 3.23. Χρωματικές κλίμακες και αντίστοιχη κωδικοποίηση.....	73
Εικόνα 3.24. Απόλυτες και εξατομικευμένες κλίμακες στη τοπογραφία του κερατοειδούς. Χρωματικές κλίμακες και αντίστοιχη κωδικοποίηση.....	73
Εικόνα 3.25. Τοπογραφικές αναπαραστάσεις φυσιολογικών κερατοειδών.....	74
Εικόνα 3.26. Τοπική πλάτυνση του κερατοειδή στην εμφάνιση του αστιγματισμού ωφειλόμενη σε κακή ποιότητα δακρυϊκής στοιβάδας.....	75
Εικόνα 3.27. Τοπογραφική απεικόνιση με λανθασμένη εστίαση και αποτέλεσμα με ορθή επανεστίαση.....	75
Εικόνα 3.28. Διαδικασία επικέντρωσης-εστίασης της τοπογραφικής συσκευής και του κερατοειδή.....	76
Εικόνα 4.1. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην εδαφολογία.....	84
Εικόνα 4.2. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην εδαφολογία και τη μελέτη της μόλυνσης.....	85
Εικόνα 4.3. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην επιδημιολογία.....	86

Εικόνα 6.1. Τυπικά χαρακτηριστικά τοπογραφικού συστήματος που χρησιμοποιήθηκε για την ερευνά μας.....	91
Εικόνα 6.2. Μέθοδος μερισμού του κερατοειδικού επιπέδου από το λογισμικό για την τοποθέτηση των μετρήσεων από τις δέκα επαναληπτικές μετρήσεις σε σαφώς ορισμένα τμήματα.....	99
Εικόνα 6.3. Απεικόνιση της κατανομής των μετρήσεων ανά διαμέρισμα. Αριστερά φαίνεται το σύστημα C-Scan και δεξιά το σύστημα Tomey.	100
Εικόνα 6.4. Αναπαράσταση των βασικών χρωματικών χαρτών που λαμβάνονται από το λογισμικό για τα δυο τοπογραφικά συστήματα που εξετάστηκαν.....	102
Εικόνα 6.5. Τρεις χάρτες μεταβλητότητας με διαφορετικές κλίμακες.....	104

Πίνακας 2-1 Ανατομικοί και οπτικοί δείκτες του φυσιολογικού πρόσθιου κερατοειδή.....	8
Πίνακας 2-2 Διάφοροι άξονες που χρησιμοποιούνται για τον οφθαλμό και τα σύμβολα που χρησιμοποιούνται για να οριστούν οι γωνιές μεταξύ των.....	24
Πίνακας 3-1 Συμβάσεις που ισχύουν στη μετατροπή της ακτίνας καμπυλότητας σε κερατομετρική διοπτρική ισχύ.....	36
Πίνακας 3-2 Εφαρμογές της τοπογραφίας του κερατοειδούς.....	38
Πίνακας 3-3 Σύγκριση 3 συσκευών υπολογισμού της κερατοειδικής ακτίνας καμπυλότητας.....	41
Πίνακας 3-4 Προϋποθέσεις που υπάρχουν για τη ορθή λειτουργία του κερατομέτρου (K), του φωτοκερατοσκόπιο (Φ) και του βιντεοκερατοσκοπίου(B).....	43
Πίνακας 3-5 Περιορισμοί που υπεισέρχονται στη λειτουργία του κερατομέτρου (K), του φωτοκερατοσκόπιο (Φ) και του βιντεοκερατοσκοπίου (B)(+:Μέτρια, ++:Ισχυρή, -:Καμία).....	43
Πίνακας 3-6. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της αρχής της προβολής στη τοπογραφία του κερατοειδούς.....	56
Πίνακας 3-7 Ασφαιρικότητα και κερατοειδικό σχήμα.....	60
Πίνακας 3-8 Ορισμός και εφαρμογή των κερατοειδικών πόλων.....	64
Πίνακας 4-1 Συνθήκες ελέγχων για μελέτη επαναληψιμότητας και αναπαραγωγικότητας.....	80
Πίνακας 4-2 Στατιστικές παράμετροι για τον υπολογισμό της παραμέτρου R&R.....	81
Πίνακας 6-1 Μορφή πρωτευόντων δεδομένων όπως εξάγονται από τα τοπογραφικά συστήματα που εξετάστηκαν.....	95
Πίνακας 7-1 Ποσοστό διαμερισμάτων με τιμές πάνω από το όριο CV στις σφαίρες βαθμονόμησης.....	106
Πίνακας 7-2 Ποσοστό διαμερισμάτων με τιμές πάνω από το όριο CV στους κερατοειδείς.....	113

1. Θεωρητικό Μέρος - Εισαγωγή



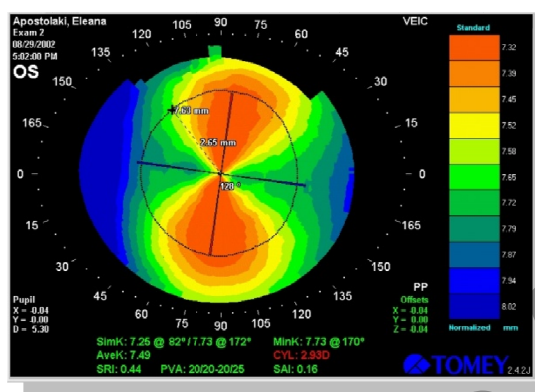
Εικόνα 1.1. Ο δίσκος του Placido

Η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς είναι η βασική διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού και είναι υπεύθυνη για τα δυο τρίτα της διοπτρικής του ισχύος. Συνεπώς πολύ μικρές αλλαγές του σχήματος της επιφάνειας του κερατοειδούς έχουν πολύ μεγάλη επίπτωση στην ευκρίνεια με την οποία μια εικόνα εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα. Καθώς οι χειρουργοί προσπαθούν να βελτιώσουν με διάφορες χειρουργικές επεμβάσεις την ποιότητα της όρασης, που μειώνεται από διάφορες ανωμαλίες στην επιφάνεια του κερατοειδούς, είναι διαρκώς αυξανόμενη η ανάγκη της μέτρησης και της απεικόνισης της επιφάνειας του κερατοειδούς με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια.

Η τοπογραφία είναι η επιστήμη που περιγράφει ή αναπαριστά τα χαρακτηριστικά μιας συγκεκριμένης γεωγραφικής τοποθεσίας με μεγάλη λεπτομέρεια. Η τοπογραφία του κερατοειδούς είναι μέθοδος λεπτομερούς απεικόνισης της επιφάνειας του κερατοειδούς και συγχρόνως διαγνωστική διαδικασία για διάφορες ασθένειες που δημιουργούνται λόγω ανωμαλιών αυτής της διαθλαστικής επιφάνειας του οφθαλμού.

Η τοπογραφία του κερατοειδούς είναι μια μέθοδος που βασίζεται στη φωτογράφιση του κερατοειδούς ενώ στην επιφάνεια του προβάλλεται ένα μοτίβο ομόκεντρων ασπρόμαυρων ή έγχρωμων δακτυλίων. Αυτό το μοτίβο έχει ονομαστεί από τον εφευρέτη του *Δίσκος του Placido (εικόνα 1.1)*. Η συγκεκριμένη μέθοδος/εξέταση έχει σαν τελικό σκοπό την απόδοση της ακτίνας καμπυλότητας κάθε σημείου επάνω στον κερατοειδή. Για να επιτευχθεί ο σκοπός αυτός απαιτείται να

υπάρξει ένα δεύτερο στάδιο μετά τη φωτογράφιση του κερατοειδούς. Σε αυτό το στάδιο η ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας και η ανάλυση μέσω πολύπλοκων αλγορίθμων και συμβάσεων από έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή εξάγει πληροφορία για την ακτίνα καμπυλότητας σε κάθε σημείο στο κερατοειδή. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται σε χρωματικούς χάρτες με ανάλογες απόλυτες ή εξατομικευμένες χρωματικές κλίμακες. Διαφορετικά μοτίβα σε αυτούς τους χρωματικούς χάρτες αντιστοιχούν σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις του κερατοειδούς που οδηγούν σε μειωμένη οπτική οξύτητα (εικόνα 1.2).



Εικόνα 1.2. Τοπογραφική αναπαράσταση του κερατοειδούς από σύγχρονο τοπογραφικό σύστημα με κλίμακα σε μονάδες ακτίνας καμπυλότητας.

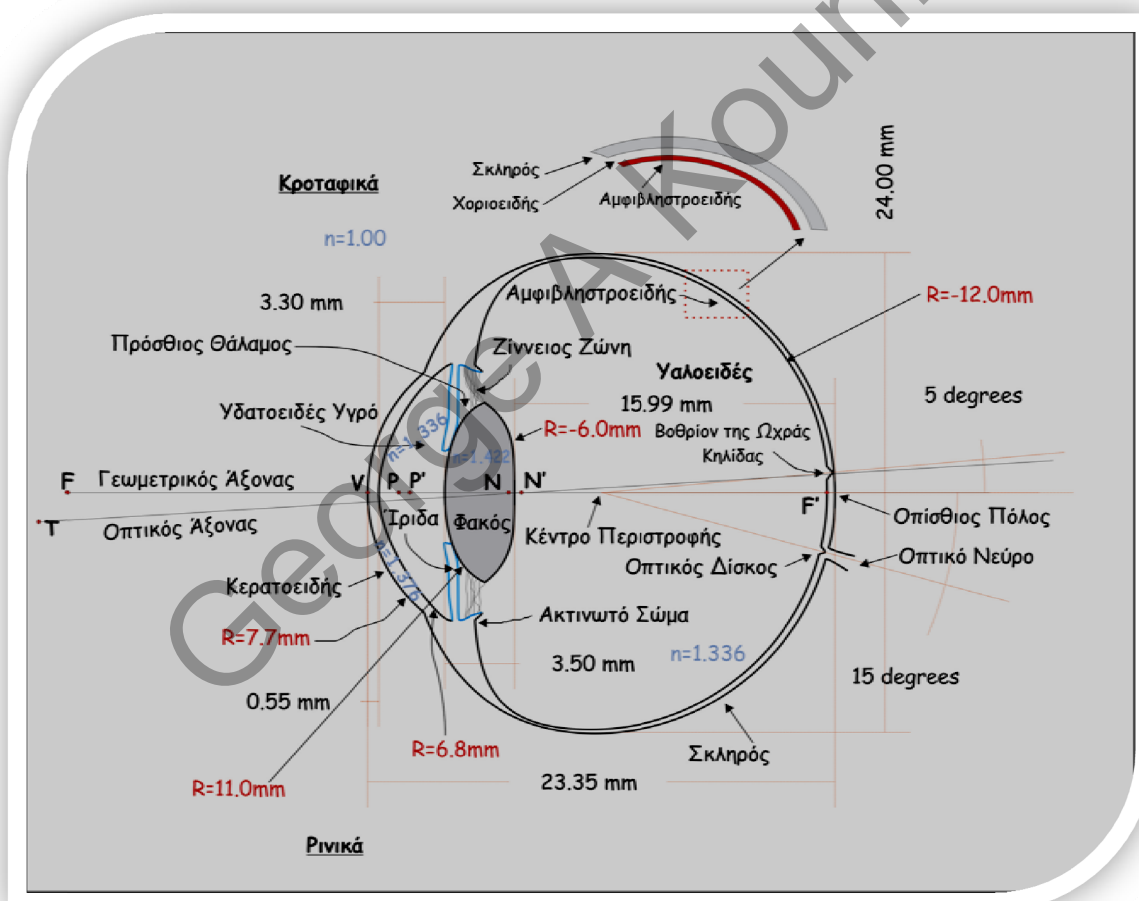
Επανάληψιμότητας μετρήσεων των τοπογραφικών συστημάτων με τρόπο που να είναι όσο το δυνατόν πιο ακριβής και παράλληλα να εξάγει τα αποτελέσματα της μελέτης με τον απλούστερο δυνατό τρόπο, δίνοντας άμεσα την εικόνα της επανάληψιμότητας στους κλινικούς που θα ερμηνεύουν την πληροφορία αυτή με την ίδια ευκολία που ερμηνεύουν και τους τοπογραφικούς χάρτες.

Αυτός είναι και ο στόχος της παρούσας διδακτορικής διατριβής με θέμα τη Μελέτη για την επανάληψιμότητα μετρήσεων τοπογραφικών συστημάτων του κερατοειδούς στην οφθαλμολογία.

2. Κεφάλαιο 2 - Ο ανθρώπινος οφθαλμός.

2.1 Εισαγωγή.

Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται μια ανασκόπηση της δομής και των οπτικών ιδιοτήτων του ανθρώπινου οφθαλμού. Αναφέρονται τα βασικά χαρακτηριστικά των κυριότερων διαθλαστικών μέσων του οφθαλμού: κερατοειδής, φακός, ίριδα καθώς επίσης και το σύστημα απεικόνισης του αμφιβληστροειδή χιτώνα. Τέλος γίνεται αναφορά στη διαδικασία σχηματισμού του ειδώλου και των βασικότερων αξόνων που υπάρχουν στον ανθρώπινο οφθαλμό.



Εικόνα 2.1. Δομή και διαστάσεις του ανθρώπινου οφθαλμού χωρίς προσαρμογή σε κλίμακα 4:1.

2.2 Διαστάσεις, δομή και τυπικά χαρακτηριστικά μεγέθη στον ανθρώπινο οφθαλμό.

2.2.1 Διαστάσεις στον ανθρώπινο οφθαλμό.

Οι διαστάσεις του οφθαλμού διαφέρουν κατά μεγάλο βαθμό μεταξύ διαφορετικών ανθρώπων. Κάποιο βαθμό εξάρτησης συμβαίνει να έχουν με την διαδικασία της προσαρμογής και την ηλικία. Οι τυπικές διαστάσεις φαίνονται στην **εικόνα 2.1**. Το τυπικό μήκος ενός μέσου εμμετρικού οφθαλμού (7.40 με 8.30 χιλιοστά ακτίνα καμπυλότητας κερατοειδούς) κυμαίνεται από τα 21.5 έως και τα 24.95 χιλιοστά και καλείται **Αξονικό Μήκος**. Προκειμένου η φύση να δημιουργήσει όσο το δυνατόν περισσότερους εμμετρικούς οφθαλμούς συνδύασε αντιστρόφως ανάλογα την ολική διαθλαστική ισχύ του οφθαλμού με το αξονικό μήκος. Έτσι απαντώνται οφθαλμοί με μικρές τιμές της ακτίνας καμπυλότητας του κερατοειδούς, ήτοι μεγάλη διαθλαστική ισχύ, να έχουν ελάττωση του αξονικού του μήκους και αντιστρόφως. Όσοι οφθαλμοί ξεφεύγουν από το «μοντέλο» παρουσιάζουν διαθλαστικά σφάλματα μυωπίας ή υπερμετροπίας. Η μέση διαθλαστική ισχύς του ανθρώπινου οφθαλμού είναι περίπου 60 διοπτρίες.

2.2.2 Δομή του ανθρώπινου οφθαλμού.

Η δομή του ανθρώπινου οφθαλμού φαίνεται στην **εικόνα 2.1**. Το εξωτερικό στρώμα χωρίζεται σε δυο μέρη: το πρόσθιο (**Κερατοειδής Χιτώνας**) και το οπίσθιο (**Σκληρός**). Ο κερατοειδής είναι μια διαφανής και περίπου σφαιρική επιφάνεια με ακτίνα καμπυλότητας περί τα 8.00 χιλ. Ο σκληρός είναι πυκνός, λευκός και αδιαφανής ινώδης ιστός με προστατευτικό κυρίως ρόλο και με σφαιρικό σχήμα με ακτίνα καμπυλότητας περί τα 12.0 χιλ. Τα κέντρα καμπυλότητας του σκληρού και του κερατοειδή έχουν απόσταση μεταξύ τους περίπου 5.00 χιλ.

Το μεσαίο στρώμα είναι ο *Ραγοειδής Χιτώνας*. Αποτελείται από την *Ίριδα* στο εμπρόσθιο τμήμα, από το *Χοριοειδή Χιτώνα* στο οπίσθιο και από το **ακτινωτό σώμα** ενδιάμεσα. Το ακτινωτό σώμα υποστηρίζει το *Κρυσταλλοειδή Φακό* που βρίσκεται μεταξύ του μεσαίου στρώματος και του εσωτερικού στρώματος του οφθαλμού. Η ίριδα με την δυνατότητα αυξομείωσης του μεγέθους της παίζει το ρόλο του διαφράγματος, το ακτινωτό σώμα είναι σημαντικό για την διαδικασία της προσαρμογής ενώ ο χοριοειδής χιτώνας και το ακτινωτό σώμα μαζί υποστηρίζουν της σημαντική διαδικασία της θρέψης.

Το εσωτερικό στρώμα του οφθαλμού είναι ο *Αμφιβληστροειδής Χιτώνας* που είναι μία προέκταση του κεντρικού νευρικού συστήματος και συνδέεται άμεσα με τον εγκέφαλο μέσω του οπτικού νεύρου.

Το εσωτερικό μέρος του οφθαλμού χωρίζεται σε τρία βασικά διαμερίσματα:

- Το *Πρόσθιο Θάλαμο*, μεταξύ του κερατοειδή χιτώνα και της ίριδας, που περιέχει το υδατοειδές υγρό με δείκτη διάθλασης $n=1.336$.
- Τον *Οπίσθιο Θάλαμο*, μεταξύ της ίριδας του ακτινωτού σώματος και του φακού, που περιέχει επίσης υδατοειδές υγρό.
- Τον *Υαλοειδικό Θάλαμο*, μεταξύ του φακού και του αμφιβληστροειδούς, ο οποίος περιέχει μια αδιαφανή άχρωμη και ζελατινώδης μάζα που καλείται υαλώδες σώμα ή υαλώδες υγρό με δείκτη διάθλασης $n=1.336$.

Η εσωτερική πίεση (*Ενδοφθάλμια Πίεση*) του οφθαλμού πρέπει να είναι μεγαλύτερη από την ατμοσφαιρική για να είναι δυνατή η διατήρηση του σχήματος του οφθαλμού και πρέπει να παραμένει σταθερή σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο, έτσι ώστε να διατηρείται η διαφάνεια των οπτικών μέσων. Η πίεση διατηρείται σταθερή από τη παραγωγή υδατοειδούς υγρού στο ακτινωτό σώμα και από την παροχέτευση

αυτού του υδατοειδούς υγρού από τον οφθαλμό και είναι περίπου ίση με 15.0 mmHg για ένα φυσιολογικό οφθαλμό. Η παροχέτευση γίνεται μέσω της **Γωνίας του Πρόσθιου Θαλάμου** (μεταξύ του κερατοειδή και της ίριδας) προς το **Κανάλι του Schlemm** και τέλος προς το φλεβικό σύστημα παροχέτευσης του οφθαλμού.

2.2.3 Καρδινάλια σημεία και οπτικό σύστημα του ανθρώπινου οφθαλμού.

Κάθε οπτικό σύστημα που έχει κάποια ισοδύναμη οπτική ισχύ (εστιακό) έχει έξι κύρια σημεία που κείτονται επάνω στον γεωμετρικό άξονα και χωρίζονται σε τρία ζεύγη. Δύο είναι οι εστίες του οπτικού συστήματος που συμβολίζονται **F** και **F'**. Δύο βασικά σημεία που συμβολίζονται με **P** και **P'**. Τέλος τα δύο δεσμικά σημεία που συμβολίζονται ως **N** και **N'**. Η θέση των κύριων σημείων σε έναν οφθαλμό εξαρτάται από τη δομή του και από το επίπεδο στο οποίο ο οφθαλμός έχει προσαρμόσει. Για έναν οφθαλμό εστιασμένο στο άπειρο ή προσεγγιστική θέση των κύριων σημείων φαίνεται στην **εικόνα 2.1**. Πιο συγκεκριμένα έχουμε:

2.2.3.1 Εστιακά Σημεία (F και F').

Το φως που προέρχεται από το πρώτο εστιακό σημείο **F** (πρόσθιο ή εξωτερικό) εισέρχεται στον οφθαλμό και θα μπορούσε να εστιάζεται στο άπειρο μετά από την τελική διάθλαση του μέσω του φακού εάν δεν υπήρχε ο αμφιβληστροειδής. Οι ακτίνες φωτός που είναι παράλληλες στο γεωμετρικό άξονα και εισέρχονται στο οφθαλμό από άπειρη απόσταση εστιάζονται στο δεύτερο εστιακό σημείο **F'** (οπίσθιο ή εσωτερικό). Έτσι για έναν οφθαλμό που είναι εστιασμένος στο άπειρο η επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς συμπίπτει με το δεύτερο εστιακό σημείο.

2.2.3.2 Κύρια Σημεία (P και P').

Αυτά αποτελούν το ένα είδωλο του άλλου έτσι ώστε η εγκάρσια μεγέθυνση τους να είναι +1. Δηλαδή αν ένα αντικείμενο τοποθετηθεί σε ένα από τα δύο σημεία τότε ένα είδωλο του αντικειμένου αυτού θα δημιουργηθεί στο άλλο βασικό σημείο το οποίο θα είναι ορθό και θα έχει το ίδιο μέγεθος με το αντικείμενο.

2.2.3.3 Δεσμικά Σημεία (N και N').

Αυτά αποτελούν το ένα είδωλο του άλλου και έχουν μια ειδική ιδιότητα που σχετίζεται με τις ακτίνες που προέρχονται από μη παραξονικά σημεία, οι οποίες αν διέρχονται από το σημείο **N** παρουσιάζονται να διέρχονται και από το σημείο **N'** στην πλευρά του ειδώλου του οπτικού συστήματος, ενώ αποκλίνουν κατά την ίδια γωνία από τον οπτικό άξονα σε κάθε πλευρά του οπτικού συστήματος. Κάθε τέτοια ακτίνα ονομάζεται **Δεσμική Ακτίνα** και όταν το μη παραξονικό σημείο είναι το σημείο εστίασης η ακτίνα ονομάζεται **Οπτικός Άξονας**.

Τα **Καρδινάλια Σημεία F, F', P, P', N, N'** που απεικονίζονται στην **Εικόνα 1** συνδέονται με μια σειρά χρήσιμων σχέσεων που ορίζουν τις διάφορες διαστάσεις ενός τυπικού οφθαλμού ανάλογα με τα διάφορα μοντέλα που χρησιμοποιούνται. Έτσι έχουμε τα παρακάτω :

$$f = \frac{-n}{PF} = \frac{n'}{P'F'} = 60D \quad (1) \quad PN = P'N' = \frac{(n'-n)}{f} = 5.6mm \quad (2)$$

$$N'F' = FP = 16.67mm \quad (3) \quad FN = P'F' = 22.27mm \quad (4)$$

που υπολογίζονται αν είναι γνωστά τα $n=1$ και $n'=1.336$ που είναι αντίστοιχα οι δείκτες διάθλασης του αέρα και του υδατοειδούς υγρού και f η συνολική διοπτρική ισχύς του οφθαλμού. Για έναν οφθαλμό που βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας (δεν

υπάρχει προσαρμογή) η συνολική διοπτρική ισχύς του οπτικού συστήματος είναι περίπου 60 διοπτρίες.

2.3 Οπτική δομή και διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού.

2.3.1 Διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού.

Ο τυπικός κερατομετρικός δείκτης (SKI) είναι ο δείκτης που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της διαθλαστικής δύναμης του κερατοειδή από τη ακτίνα καμπυλότητας του.

Δομή προσθίου μορίου	Μέση τιμή	Εύρος
Δείκτης Διάθλασης		
Αέρας	1.0	
Κερατοειδής	1.376	
SKI	1.3375	
Επιθήλιο	1.401	
Στρώμα	1.380	
Οπίσθιος κερατοειδής	1.373	
Υδατοειδές Υγρό	1.336	
Κρυσταλλοειδής Φακός	1.38-1.42	
Κεντρική ακτίνα καμπυλότητας		
Πρόσθια επιφάνεια	7.80 χιλ.	7,80-8,60 χιλ.
Οπίσθια επιφάνεια	6.70 χιλ.	
Διοπτρική Ισχύς		
Πρόσθια κερατοειδική επιφάνεια	49.50 D.	
Οπίσθια κερατοειδική επιφάνεια	-6.00D	
Συνολική κερατοειδική ισχύς	43.50D	39-48D
Συνολική ισχύς κρυσταλλοειδούς φακού	20.00D	
Συνολική ισχύς του οφθαλμού	63.50D	
Πάχος		
Κεντρικός κερατοειδής	0.56 χιλ.	50-60μm
Περιφερικός κερατοειδής	1.20 χιλ.	
Επιθήλιο του κερατοειδούς	0.60 χιλ.	

Πίνακας 2-1 Ανατομικοί και οπτικοί δείκτες του φυσιολογικού πρόσθιου κερατοειδή.

Τα διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού είναι **ο Κερατοειδής** και **ο Κρυσταλλοειδής Φακός**. Σημαντικό ρόλο στη λειτουργία της όρασης έχει η **Τριδα** αφού παίζει το ρόλο του διαφράγματος για τον έλεγχο του ποσοστού του φωτός που εισέρχεται στον οφθαλμό και καταλήγει στον αμφιβληστροειδή. Η διαδικασία της απεικόνισης λαμβάνει χώρα στο πίσω μέρος του οφθαλμού που ονομάζεται **Αμφιβληστροειδής Χιτώνας**.

Για να είναι δυνατή η καλύτερη ποιότητα δημιουργίας ειδώλου στον αμφιβληστροειδή, τα διαθλαστικά στοιχεία πρέπει να διατηρούνται το δυνατόν διαφανή και να έχουν την κατάλληλη ακτίνα καμπυλότητας και τους κατάλληλους δείκτες διάθλασης. Η διάθλαση συντελείτε σε τέσσερις επιφάνειες : την πρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή και του κρυσταλλοειδή φακού παράλληλα με τις ιδιότητες του κρυσταλλοειδούς φακού μεταβλητό δείκτη διάθλασης και τη διαδικασία της προσαρμογής. Τα γενικά χαρακτηριστικά των δεικτών διάθλασης και της διοπτρικής ισχύος των διαφόρων τμημάτων του κερατοειδή αναφέρονται στο **Πίνακα 2-1**.

2.3.1.1 Κερατοειδής Χιτώνας - Εισαγωγή.

Η μέγιστη διαθλαστική ισχύς του οφθαλμού οφείλεται στον **κερατοειδή**. Πρόκειται για τα δυο τρίτα της συνολικής διαθλαστικής ισχύος ενός οφθαλμού που δεν βρίσκεται σε προσαρμογή και μειώνεται όταν ο φακός προσαρμόζει αυξάνοντας τη διαθλαστική του ισχύ. Η μέση ισχύς του κερατοειδή για ένα εμμετροπικό οφθαλμό κυμαίνεται περί τις 42.2 διοπτρίες. Για πρακτικούς και λειτουργικούς λόγους, μπορούμε να διαιρέσουμε την επιφάνεια του κερατοειδή σε δυο γενικές ζώνες : την κεντρική οπτική ζώνη και τον υπόλοιπο κερατοειδή.

Η κεντρική οπτική ζώνη είναι η περιοχή του κερατοειδή που είναι υπεύθυνη για τη δημιουργία της εικόνας στο κεντρικό βοθρίο του αμφιβληστροειδούς χιτώνα. Αντιστοιχεί στη προβολή του διαφράγματος-ίριδας (κόρη εισόδου) στον κερατοειδή.

Ο υπόλοιπος κερατοειδής εξυπηρετεί τη μηχανική υποστήριξη του συστήματος σαν πηγή κυττάρων κατά τη διάρκεια της φυσιολογικής ανανέωσης και επισκευής και σαν διαθλαστικό μέσο όταν η κόρη βρίσκεται σε ευρεία διαστολή ή όταν παρατηρούνται αντικείμενα που βρίσκονται στο μη παραξονικό πεδίο της όρασης.

2.3.1.2 Ανατομική δομή του κερατοειδούς χιτώνα.

Πάχος σε χιλ. των διαφόρων στρωμάτων του κερατοειδή	
*Το στρώμα μπορεί να αυξάνεται μέχρι και 150 χιλ. προς τη περιφέρεια	
Δακρυϊκή Στοιβάδα	4-7
Επιθήλιο	50
Μεμβράνη του Bowman	8-14
Στρώμα*	500
Ντεσκεμέντιος Μεμβράνη	10-12
Ενδοθήλιο	5
Σύνολο	~580

Στην **εικόνα 2-2** φαίνεται σχηματικά η δομή του κερατοειδούς σε εγκάρσια τομή.

Υπάρχει η **Δακρυϊκή Στοιβάδα** στην πρόσθια επιφάνεια και από εκεί και πέρα αρκετές διακριτές επιφάνειες που είναι από έξω προς τα μέσα: **το Επιθήλιο, η Μεμβράνη του Bowman, το Στρώμα, η**

Ντεσκεμέντιος Μεμβράνη και το Ενδοθήλιο.

2.3.1.2.1 Η Δακρυϊκή στοιβάδα

Η **Δακρυϊκή Στοιβάδα** αποτελείται από ελαιώδη, βλεννώδη και υδατοειδή στρώματα με το 98% του πάχους να προσδίδεται στο υδατοειδές στρώμα. Η δακρυϊκή στοιβάδα είναι απαραίτητη για την ευκρινή όραση διότι υγραίνει συνεχώς τον κερατοειδή με αποτέλεσμα να εξομαλύνει τυχόν ανωμαλίες στην επιφάνεια των επιθηλιακών κυττάρων. Δεν συνεισφέρει σημαντικά στη διαθλαστική ισχύ του οφθαλμού όμως έχει πολύ σημαντικό ρόλο όταν δεν υπάρχει (ξηράνση) αφού μειώνεται κατά πολύ η διαύγεια του κερατοειδούς.



Εικόνα 2.2. Απεικόνιση εγκάρσιας τομής κερτικού τμήματος του κερατοειδούς σε κλίμακα 200:1

2.3.1.2.2 Το Επιθήλιο

Το **Επιθήλιο** προστατεύει τον υπόλοιπο κερατοειδή μέσω του φυσικού εμποδίου που δημιουργείται ανάμεσα σε αυτόν και το νερό, τα μεγαλύτερα μόρια και τις τοξικές ουσίες. Είναι πολύ-στοιβό και αποτελείται περίπου από έξι κυτταρικά μοριακά στρώματα (Επιφανειακά επιθηλιακά κύτταρα, περυγοειδή πολυγωνικά κύτταρα και βασικά επιθηλιακά κύτταρα) και μόνο τα κύτταρα του εσωτερικότερου στρώματος επιτρέπεται να διαιρούνται. Μετά τη δημιουργία τους, τα νέα κύτταρα μετακινούνται προς τα εξώτερα στρώματα καθώς τα επιφανειακά κύτταρα υπόκεινται απόπτωση. Έχει πάχος 50 μm στο κέντρο που αυξάνεται προς τη περιφέρεια στα 80 μm αποτελώντας το 10% της συνολικής επιφάνειας του κερατοειδούς.

2.3.1.2.3 Η Μembrάνη του Bowman

Η **Μembrάνη του Bowman** είναι ακυτταρική με πάχος 8-12 μm αποτελείται κυρίως από τυχαία διατεταγμένες ίνες κολλαγόνου και είναι συνέχεια του στρώματος στο οποίο και μεταπίπτει χωρίς να είναι δυνατόν να διαχωριστεί από αυτό.

2.3.1.2.4 Το Στρώμα

Το **Στρώμα** αποτελεί το 90% του συνολικού κερατοειδικού πάχους και αποτελείται από 200 ή περισσότερα στρώματα κολλαγόνου. Οι ίνες του κολλαγόνου μέσα σε κάθε ένα από τα στρώματα είναι παράλληλα διευθετημένες η μία προς την άλλη και κάθε διαδοχικό στρώμα διασταυρώνεται με το επόμενο. Έτσι επιτυγχάνεται μια καλά ταξινομημένη διαφανή δομή ενώ παράλληλα επιτυγχάνεται πολύ δυνατή μηχανική δομή.

2.3.1.2.5 Η Μembrάνη του Descement

Η **Δεσκεμέντιος μεμβράνη** είναι η μεμβράνη που αποτελεί βάση για τα ενδοθηλιακά κύτταρα και έχει πάχος περί τα 10 μm.

2.3.1.2.6 Το Ενδοθήλιο

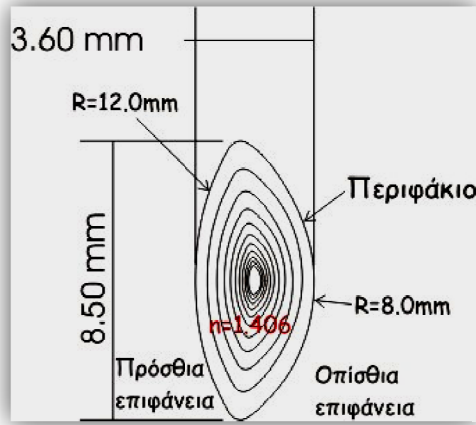
Το **Ενδοθήλιο** αποτελείται από ένα μονό κυτταρικό στρώμα με κύτταρα τα οποία έχουν εξάγωνο σχήμα και συγκροτούνται μαζί σαν μια κυψέλη και το πλήθος τους κυμαίνεται περί τα 400,000 με ύψος 4-6 μm. Το ενδοθήλιο ρυθμίζει της ισορροπία των υγρών στο κερατοειδή έτσι ώστε το στρώμα να διατηρεί τα επίπεδα υγρασίας του στο 78% και να παραμένει διαυγές.

2.3.1.3 Ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδούς

Κάθε στρώμα του κερατοειδή έχει το δικό του δείκτη διάθλασης αλλά αφού το στρώμα είναι το πιο παχύ τμήμα του κερατοειδή μπορεί κανείς να υποθέσει, χωρίς

μεγάλο ποσοστό λάθους, πως ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδούς είναι ο δείκτης διάθλασης του στρώματος δηλαδή 1.376.

2.3.1.4 Ο Κρυσταλλοειδής Φακός.



Ο κρυσταλλοειδής φακός είναι μια διαφανής και αμφίκυρτη δομή του οφθαλμού. Βρίσκεται σε απόσταση περίπου 3.85 χιλιοστά πίσω από τη πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς σε ένα μέσο οφθαλμό Θεωρείται απομονωμένος ιστός

Εικόνα 2.3. Τυπικές διαστάσεις του κρυσταλλοειδούς φακού σε θέση ηρεμίας.

μέσα στο ανθρώπινο σώμα και στερείται νεύρωσης και αιματικής παροχής.

2.3.1.4.1 Διαστάσεις και δομή του κρυσταλλοειδούς φακού - Διαδικασία της προσαρμογής.



Στην εικόνα 2.3 φαίνεται μια διαμήκης τομή του κρυσταλλοειδούς φακού περιλαμβάνοντας τις φυσικές του διαστάσεις σε θέση ηρεμίας. Ο φακός αποτελείται από κυτταρικό ιστό με μη ομογενή δείκτη διάθλασης και περιβάλλεται από το

Εικόνα 2.4. Φακός σε θέση ηρεμίας και πλήρους προσαρμογής με αλλαγή του σχήματός του.

περιφάκιο. Το περιφάκιο έχει σημαντικό ρόλο στη διαδικασία της προσαρμογής. Είναι

προσαρμοσμένο στο **Ακτινωτό Σώμα** μέσω κάποιων λεπτών ελαστικών ινών που σχηματίζουν τη **Ζίνειο Ζώνη** (εικόνα 2.1). Η σύσπαση του μυός του ακτινωτού

οδηγεί σε αλλαγή της τάσης που ασκείται στο φακό από τη Ζίνναιο Ζώνη με αποτέλεσμα την μερική αλλαγή του σχήματος του φακού. Η διαδικασία αυτή μεταβάλλει ανάλογα τη διαθλαστική δύναμη του φακού και συνεπώς τη συνολική διοπτρική ισχύ του οφθαλμού και ονομάζεται **Διαδικασία της Προσαρμογής (εικόνα 2.4)**. Το αποτέλεσμα όλης της παραπάνω διαδικασίας είναι να γίνεται δυνατή η εστίαση σε κοντινά αντικείμενα και με την αντίστροφη διαδικασία η εστίαση μακριά. Σε έναν οφθαλμό που βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας ο κρυσταλλοειδής φακός έχει μια μέση διαθλαστική ισχύ της τάξης των 19 διοπτριών ενώ σε έναν οφθαλμό που προσαρμόζει σε ένα αντικείμενο 10 εκατοστά από τον έξω κερατοειδή η ισχύς του φακού είναι περίπου 30 διοπτρίες.

2.3.1.4.2 Ο δείκτης διάθλασης του κρυσταλλοειδή φακού.

Ο δείκτης διάθλασης μέσα στο φακό δεν είναι σταθερός και μεταβάλλεται με αυξητικό ρυθμό από τη περιφέρεια προς το κέντρο. Στο κέντρο το πυρήνα είναι περίπου σταθερός. Αυτή η μεταβολή παράγει μια συνεχής μεταβολή της διάθλασης με αποτέλεσμα να είναι δυνατή η διόρθωση μέρους των σφαιρικών εκτροπών. Ο Gullstrand έχει δώσει μια σχέση που καθορίζει τον δείκτη διάθλασης μέσα στο φακό συναρτήσει της απόστασης από το γεωμετρικό κέντρο προς τη περιφέρεια Z και προς το περιφάκιο Y και είναι :

$$n(Y,Z)=1.406 - 0.0062685(Z-Z_0)^2 + 0.0003834(Z-Z_0)^3 - [0.00052375 + 0.00005735(Z-Z_0) + 0.00027875(Z-Z_0)^2]Y^2 - 0.000066717Z^4$$

Αυτή η σχέση δίνει μέγιστο δείκτη διάθλασης 1.406 στο κέντρο του φακού για $Z=Z_0=1.7\text{mm}$ και 1.386 στη περιφέρεια. Σαν ισοδύναμη τιμή του δείκτη διάθλασης συνήθως θεωρείται το 1.42 αντί της μέγιστης.

2.3.1.5 Η Ίριδα - Εισαγωγή.

Η ίριδα αποτελεί για το οπτικό σύστημα του οφθαλμού το διάφραγμα που συνήθως ονομάζεται και **Κόρη**. Το χρώμα της ίριδας διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο και εξαρτάται από τα επίπεδα της μελαγχρωστικής που βρίσκονται στο στρώμα.

2.3.1.5.1 Κόρη εισόδου και Κόρη εξόδου.

Γενικά στα οπτικά συστήματα, το άνοιγμα του διαφράγματος δεν αναφέρεται ως κόρη. Ο όρος κόρη αναφέρεται συνήθως στο είδωλο του διαφράγματος που δημιουργείται από τα στοιχεία που αποτελούν το οπτικό σύστημα στο χώρο του αντικειμένου (μπροστά από αυτά) και συνήθως ονομάζεται **Κόρη Εισόδου**. Το είδωλο του διαφράγματος στο χώρο του αντικειμένου (πίσω από τα οπτικά) ονομάζεται και **Κόρη Εξόδου**. Όταν παρατηρούμε τον οφθαλμό ουσιαστικά μπορούμε να διακρίνουμε την **Κόρη Εισόδου** που δημιουργείται από τον κερατοειδή. Η **Κόρη Εξόδου** δημιουργείται από το κρυσταλλοειδή φακό και δεν έχει καμία ιδιαίτερη σημασία για την μελέτη οπτικών ιδιοτήτων του οφθαλμού.

2.3.1.5.2 Η θέση της κόρης σε σχέση με τα οπτικά στοιχεία του οφθαλμού.

Η θέση της πραγματικής κόρης, σε ένα σχηματικό οφθαλμό κατά Gullstrand, βρίσκεται στα 3.60 χιλιοστά από το κερατοειδική κορυφή (vertex). Η κόρη εισόδου στον ίδιο σχηματικό οφθαλμό εντοπίζεται στα 3.05 χιλιοστά από το κερατοειδική κορυφή (vertex) και η κόρη εξόδου στα 3.67 χιλιοστά από το ίδιο σημείο. Η κόρη εισόδου είναι περί τα 13.3% μεγαλύτερη από τη διάσταση του διαφράγματος (πραγματική κόρη). Η κόρη δεν είναι συγκεντρική με τα υπόλοιπα οπτικά στοιχεία όπως συμβαίνει στα συμβατικά οπτικά συστήματα με συμμετρία εκ περιστροφής.

Συνήθως το κέντρο της είναι μετατοπισμένο κατά 0.5 χιλιοστά ρινικά σε σχέση με τον οπτικό άξονα, ενώ μεταβάλλεται όταν μεταβάλλεται η διάμετρος της.

2.3.1.5.3 Το μέγεθος της κόρης και η κλινική σημασία του.

Η διάμετρος της κόρης μεταβάλλεται ανάλογα με τα σχετικά επίπεδα φωτισμού από 2 χιλιοστά σε μέγιστο φωτισμό μέχρι 8 χιλιοστά στο απόλυτο σκοτάδι. Το μέγεθος εξαρτάται από την ηλικία, φάρμακα και από φυσιολογικούς παράγοντες όπως η συναισθηματική κατάσταση.

Το μέγεθος της κόρης επηρεάζει διάφορα χαρακτηριστικά της όρασης όπως το βάθος πεδίου, το επίπεδο της φωτεινότητας που φτάνει στον αμφιβληστροειδή, την ποιότητα του αμφιβληστροειδικού ειδώλου και της οπτικής λειτουργίας αφού μπορεί να περιορίσει τα διάφορα σφάλματα του οπτικού συστήματος.

2.3.2 Το σύστημα απεικόνισης του οφθαλμού.

2.3.2.1 Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας - Εισαγωγή

Τα διαθλαστικά στοιχεία του οφθαλμού, κερατοειδής και κρυσταλλοειδής φακός, εστιάζουν το σύνολο των ακτινών που προέρχονται από το παρατηρούμενο αντικείμενο σε μία φωτοευαίσθητη επιφάνεια στον οφθαλμό που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία του ειδώλου και χρησιμεύει σαν οθόνη προβολής. Η φωτοευαίσθητη αυτή επιφάνεια του οφθαλμού ονομάζεται **Αμφιβληστροειδής Χιτώνας**. Αποτελείται από έναν αριθμό κυτταρικών στρωμάτων και μελαγχρωστικών στρωμάτων και από ένα στρώμα νευρικών ινών. Αυτά τα στρώματα διαφέρουν, στο βαθμό που επηρεάζουν τις οπτικές ιδιότητες του οφθαλμού, αφού το εισερχόμενο φως ανακλάται και σκεδάζεται διαφορετικά σε καθένα από αυτά τα διαφορετικά στρώματα. Ο βασικός σκοπός του αμφιβληστροειδή είναι η μετατροπή της φωτεινής ενέργειας σε

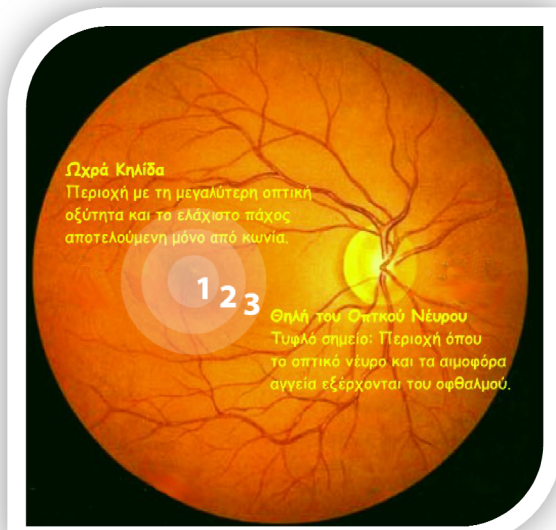
χημική και μετά σε ηλεκτρική ενέργεια έτσι ώστε αν γίνει επεξεργασία της οπτικής πληροφορίας από τους νευρώνες του εγκεφάλου.

2.3.2.1.1 Χαρακτηριστικές περιοχές και δομή του αμφιβληστροειδή χιτώνα.

Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας του οφθαλμού αποτελεί την εσωτερική επιφάνεια του βολβού και αποτελείται από δυο μεμβράνες. Το **Μελάγχρουν Επιθήλιο** προς τα έξω και τον **Ιδίως Αμφιβληστροειδή ή Νευροεπιθήλιο** προς τα έσω. Το νευροεπιθήλιο είναι ένας λεπτός και πολύ ευαίσθητος ιστός ο οποίος αποτελείται από ένα κεντρικό τμήμα γύρω από τον οπίσθιο πόλο διαμέτρου περίπου 5-6 χιλιοστά και ονομάζεται **Οπτικός Δίσκος**. Ο οπτικός δίσκος εκτείνεται περί τις 5° στην οριζόντια διεύθυνση και 7° στην κατακόρυφη διεύθυνση, ενώ το κέντρο του βρίσκεται περίπου 15° ρινικά και 1.5° προς τα πάνω σε σχέση με τη κεντρική περιοχή της **Ωχρής Κηλίδας**. Το πάχος του αμφιβληστροειδή κυμαίνεται από 500μm γύρω από τον **Οπίσθιο Πόλο** και λεπταίνει προς τη περιφέρεια μέχρι και τα 10-20 μm καθώς επίσης και στη περιοχή κοντά στον **Οπτική Θηλή** όπου φτάνει τα 50 μm.

2.3.2.1.2 Ο οπτικός δίσκος «Τυφλό Σημείο» και η Ωχρά κηλίδα

Η αγγειακός εφοδιασμός των εξώτερων στρωμάτων του αμφιβληστροειδή συντελείτε μέσω του χοριοειδούς χιτώνα που βρίσκεται μεταξύ του αμφιβληστροειδή και του σκληρού. Η διαδικασία του εφοδιασμού του εσωτερικού μέρους του αμφιβληστροειδή συντελείτε από το αγγειακό δίκτυο που εισέρχεται στον οφθαλμό μέσω του οπτικού νεύρου το οποίο βρίσκεται σε επαφή με τον οφθαλμός σε ένα σημείο που είναι χαρακτηριστικό πάνω στον αμφιβληστροειδής και ονομάζεται **Οπτική Θηλή** με διάμετρο περίπου 1.5 χιλιοστά (*εικόνα 2.5*).



Εικόνα 2.5. Ο Οπτικός Δίσκος. Στη περιοχή 1, 2 και 3 διακρίνονται αντιστοίχως : η Ωχρά Κηλίδα(Macula Lutea), η κεντρική περιοχή της ωχρής κηλίδας (Fovea) και το κεντρικό βοθρίο (Foveola).

Η θέση της Τυφλού Σημείου είναι 15° κροταφικά και 1.5° προς τα κάτω σχετικά με το σημείο εστίασης. Στη περιοχή της Οπτικής Θηλής δεν υπάρχουν φωτοϋποδοχείς, οπότε ονομάζεται και **Τυφλό Σημείο**. Η **Ωχρά Κηλίδα** αποτελεί μια ωσειδή περιοχή στον Οπτικό Δίσκο διαμέτρου περίπου 4.5 χιλιοστών. Το κέντρο της Ωχρής Κηλίδας βρίσκεται περίπου 4 χιλιοστά κροταφικά και 0.8 χιλιοστά κάτω από το κέντρο της Οπτικής Θηλής. Ενδιαφέροντα κλινικά σημεία της Ωχρής Κηλίδας αποτελούν η **Κεντρική Περιοχή της Ωχρής**, το **Κεντρικό Βοθρίο** και η **Ανάγγειος Ζώνη**. Η Κεντρική περιοχή της ωχρής κηλίδας έχει διάμετρο περίπου 1.5 χιλιοστά. Το Κεντρικό Βοθρίο, διαμέτρου περίπου 0.35 χιλιοστών (0.5°), είναι το πλέον λεπτό σημείο του αμφιβληστροειδούς και αποτελείται μόνο από ένα είδος φωτοϋποδοχέων (**Κωνία**). Είναι το σημείο στο οποίο επιτυγχάνεται η μέγιστη οπτική οξύτητα του ανθρώπινου οφθαλμού. Γύρω από το Κεντρικό Βοθρίο υπάρχει μία περιοχή που στερείται τριχοειδών αγγείων, η **Ανάγγειος Ζώνη**.

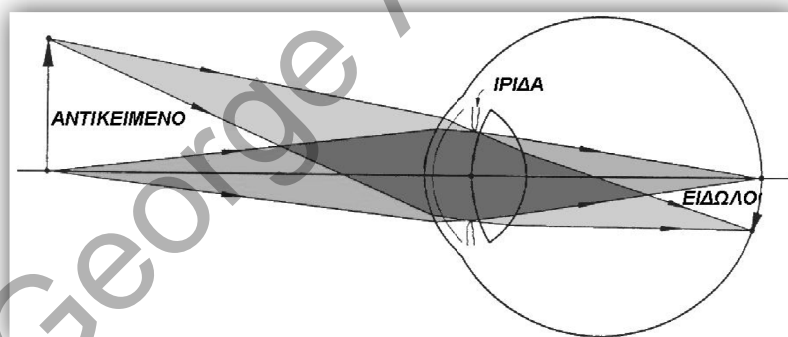
2.4 Αρχές της δημιουργίας ειδώλου στον οφθαλμό.

2.4.1 Οπτική δομή και δημιουργία ειδώλου

Οι αρχές δημιουργίας ειδώλου μέσω του ανθρώπινου οφθαλμού είναι οι ίδιες με αυτές των τεχνητών οπτικών συστημάτων όπως για παράδειγμα μιας φωτογραφικής μηχανής. Το φως που είναι υπεύθυνο για την δημιουργία του

ειδώλου στο αμφιβληστροειδή εισέρχεται στον οφθαλμό μέσω του κερατοειδή, διαθλάται από τον κερατοειδή και τον φακό και εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή. Από τα δυο διαθλαστικά μέσα του οφθαλμού αυτό με την μεγαλύτερη διαθλαστική ισχύς είναι ο κερατοειδής.

Παρόλο το γεγονός ότι η διαθλαστική ισχύς του κερατοειδή παραμένει σταθερή, ο οφθαλμός μπορεί να εστιάσει σε διαφορετικές αποστάσεις με τη διαδικασία της προσαρμογής, αφού ο φακός έχει τη δυνατότητα να αλλάζει τη διαθλαστική ισχύ του. Η διάμετρος της εισερχόμενης δέσμης φωτός στον οφθαλμό περιορίζεται από την ίριδα που λειτουργεί σαν διάφραγμα. Το άνοιγμα της ίριδας μέσω της οποίας επιτρέπεται στο φως να εισέλθει στο φακό ονομάζεται κόρη. Η **εικόνα 2.6** παρουσιάζει τις δυο δέσμες φωτός από το τα σημεία του αντικειμένου που σχηματίζουν το είδωλο στον αμφιβληστροειδή. Το αντικείμενο είναι ανεστραμμένο όπως σε μια κάμερα.



Εικόνα 2.6 Αντικείμενο με ομοαξονικές και παραξονικές δέσμες.

2.4.1.1 Η ισοδύναμη διαθλαστική ισχύς και το αξονικό μήκος.

Μία από τις πιο σημαντικές ιδιότητες ενός οπτικού συστήματος είναι η **ισοδύναμη διαθλαστική ισχύς** του. Αυτό είναι το μέτρο της δυνατότητας που έχει το σύστημα να αποκλίνει ή να συγκλίνει τις φωτεινές ακτίνες που εισέρχονται σε αυτό. Όσο μεγαλύτερη είναι η ισχύς τόσο μεγαλύτερη η δυνατότητα της συνολικής εκτροπής των φωτεινών ακτίνων. Η ισχύς του οπτικού συστήματος σχετίζεται με τις

αποστάσεις μεταξύ των κύριων σημείων και των εστιακών σημείων του συστήματος και συμβολίζεται με το F (εικόνα 2.1) και δίνεται από την εξίσωση :

$$F = -\frac{1}{PF} = \frac{n'}{P'F'}$$

όπου n' είναι ο δείκτης διάθλασης του υαλοειδικού θαλάμου.

Η μέση ισχύς του οφθαλμού ενός ενήλικα είναι περίπου 60 m^{-1} ή 60 D αλλά διαφέρει σημαντικά από οφθαλμό σε οφθαλμό. Χρησιμοποιώντας αυτή την ισχύ ο διαδεδομένος δείκτης διάθλασης n' του υαλοειδικού θαλάμου είναι περίπου 1.336 και η εστιακή απόσταση του οφθαλμού είναι: $PF = -16,7 \text{ mm}$ και $P'F' = +22,3 \text{ mm}$.

Ενώ η ισοδύναμη διαθλαστική ισχύς του οφθαλμού είναι μια πολύ βασική ιδιότητα, εντούτοις δεν είναι πολύ εύκολο να μετρηθεί άμεσα. Η τιμή της συνήθως επηρεάζεται από άλλες μετρήσιμες ποσότητες όπως η ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή, αξονικό μήκος του οφθαλμού, απόσταση μεταξύ διαφορετικών διακριτών επιφανειών και υποτιθέμενους δείκτες διάθλασης των διαφόρων οπτικών μέσων.

2.4.1.2 Ακτίνα καμπυλότητας και συνολική διοπτρική ισχύς του οφθαλμού.

Αρκετές μελέτες έχουν διεξαχθεί μέχρι σήμερα για τον ακριβή προσδιορισμό της **Ακτίνας Καμπυλότητας** (Radius of Curvature) των δυο επιφανειών του κερατοειδή¹⁻⁶. Η ακτίνα καμπυλότητας του πρόσθιου κεντρικού κερατοειδή έχει βρεθεί να είναι περίπου 7.86 ± 0.26 χιλιοστά με διοπτρική ισχύ περί τις 47.8 D . Για την οπίσθια επιφάνεια έχει βρεθεί ακτίνα καμπυλότητας 6.46 ± 0.26 χιλιοστά με διοπτρική ισχύ περί τις -6.20 D . Τα παραπάνω αποτελέσματα συνιστούν συνολική διοπτρική ισχύ του κερατοειδή περί τις 43.2 D .

Η οριζόντια ακτίνα καμπυλότητας είναι συνήθως $0.05-0.25$ χιλ. πιο επίπεδη από τη κάθετη (Αστιγματισμός με το κανόνα). Αυτό συνήθως οδηγεί σε ένα

αστιγματισμό της τάξης 0.25-1.25 D (Μέσος αστιγματισμός φυσιολογικού οφθαλμού 0.75D).

Από την ακτίνα καμπυλότητας έχουμε τη δυνατότητα να εξάγουμε την αντίστοιχη διοπτρική F ισχύ χρησιμοποιώντας την εξίσωση : $F = \frac{(n' - n)}{R}$, όπου τα n' και n είναι αντίστοιχα ο δείκτης διάθλασης του μέσου στο οποίο διαδίδεται η προσπίπτουσα και η διαθλώμενη ακτίνα σύμφωνα με τη παραξονική προσέγγιση. Για τη πρόσθια επιφάνεια έχουμε: $n' = 1.376$ και $n = 1$ και για την οπίσθια: $n' = 1.336$ και $n = 1.376$. Η συνολική διοπτρική ισχύς του οφθαλμού μπορεί να υπολογιστεί από της εξίσωση που δίνει τη συνολική διοπτρική ισχύ συστήματος λεπτών φακών με απόστα d μεταξύ τους:

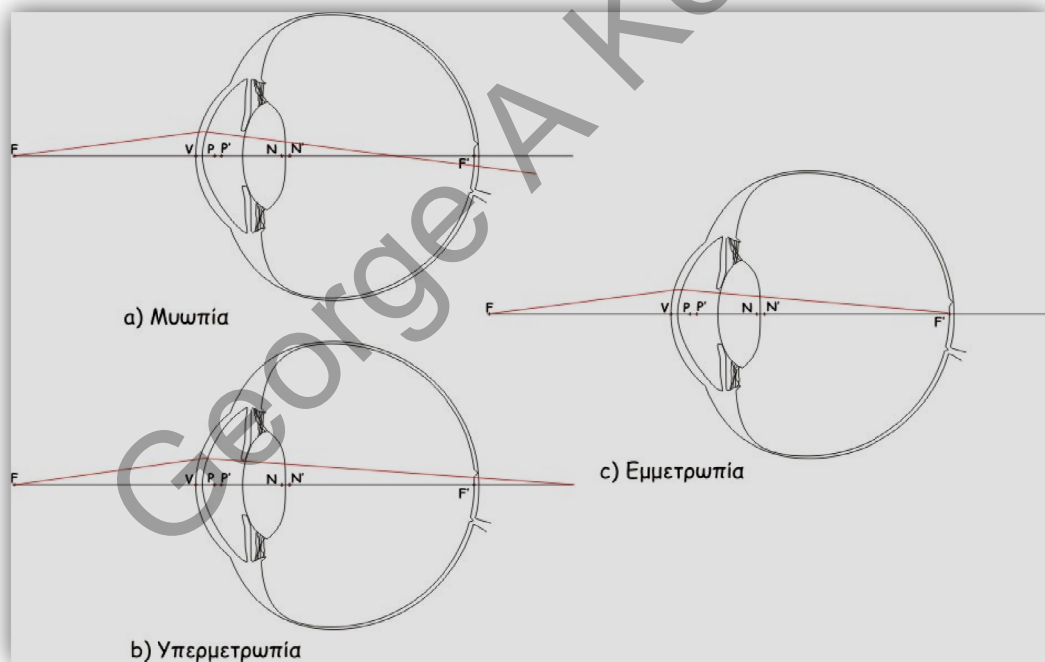
$$F_{\alpha\lambda} = f_1 + f_2 - \frac{f_1 f_2 d}{\mu} \quad (1)$$

Εδώ το f_1, f_2 είναι αντίστοιχα η διοπτρική ισχύς του πρόσθιου και του οπίσθιου κερατοειδή, d είναι το πάχος του κερατοειδή στο κορυφαίο σημείο του και μ είναι ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδή.

Εδώ μπορεί κανείς να χρησιμοποιήσει «χονδρικά» μόνο το μέρος $F_{\alpha\lambda} = f_1 + f_2$ από την εξίσωση (1) και να πάρει τελικά 42.1 διοπτρίες αφού ο όρος $\frac{f_1 f_2 d}{\mu}$ για $d=0.5$ χιλιοστά και $\mu=1.376$ δίνει μια διαφορά 0.1 διοπτρίες παραπάνω συνολική διοπτρική ισχύ.

2.4.1.3 Τα διαθλαστικά σφάλματα του οφθαλμού.

Παρόλα αυτά πιο σημαντική μεταβλητή από την ισοδύναμη ισχύ είναι το **διαθλαστικό σφάλμα**. Μπορεί να οριστεί σαν το σφάλμα της ισοδύναμης ισχύς λόγω διαφορετικής σχέσης μεταξύ της ισχύς και του αξονικού μήκους του οφθαλμού. Για παράδειγμα αν έχουμε έναν οφθαλμό με μεγάλη ισχύ, μεγαλύτερη από αυτή που επιτρέπει το αξονικό μήκος, τότε το είδωλο θα εμφανίζεται πριν τον αμφιβληστροειδή και το αποτέλεσμα θα είναι **μυωπικό** διαθλαστικό σφάλμα. Αν η ισχύς είναι πολύ μικρότερη από αυτή που επιτρέπει το αξονικό μήκος τότε το σφάλμα θα είναι **υπερμετρωπικό** και το είδωλο θα σχηματίζεται πίσω από το αμφιβληστροειδή. Ο οφθαλμός που δεν έχει κανένα διαθλαστικό σφάλμα ονομάζεται **εμμετροπικός**. (εικόνα 2.7)



Εικόνα 2.7. Τα διαθλαστικά σφάλματα του οφθαλμού

2.4.2 Άξονες του οφθαλμού - Εισαγωγή.

Τα περισσότερα οπτικά συστήματα παρουσιάζουν συμμετρία εκ περιστροφής γύρω από μια ευθεία γραμμή που ονομάζεται γεωμετρικός άξονας. Αυτή η γραμμή

συνήθως ενώνει τα κέντρα καμπυλότητας των διαφόρων διαθλαστικών επιφανειών όταν είναι σφαιρικού σχήματος. Συνεπώς για να περιγράψει κανείς τις οπτικές ιδιότητες του οφθαλμού πρέπει να αναφερθεί σε ένα αριθμό αξόνων. Αυτό συμβαίνει διότι στον οφθαλμό δεν υπάρχει συμμετρία αφού το σημείο εστίασης δεν είναι συνευθειακό με το κεντρικό βοθρίο. Η ορθότητα του ορισμού αυτών των αξόνων εξαρτάται από ιδεατές ιδιότητες που προσδίδουμε στον οφθαλμό όπως τα καρδινάλια σημεία που ορίζονται μόνο για οπτικά συστήματα με συμμετρία εκ περιστροφής. Επίσης το μοναδικό κέντρο περιστροφής του οφθαλμού που είναι αναγκαίο για τον ορισμό του εστιακού άξονα.

Στην 2.8 φαίνονται οι διάφοροι άξονες που ορίζονται στον ανθρώπινο οφθαλμό: ο **Οπτικός Άξονας** (*Visual Axis*), ο **Γεωμετρικός Άξονας** (*Optical Axis*), ο **Κορικός Άξονας** (*Pupillary Axis*), ο **Άξονας Προσήλωσης** (*Fixation Axis*) και η **Γραμμή της Όρασης** (*Line of Sight*).

2.4.2.1 Η διεύθυνση των αξόνων

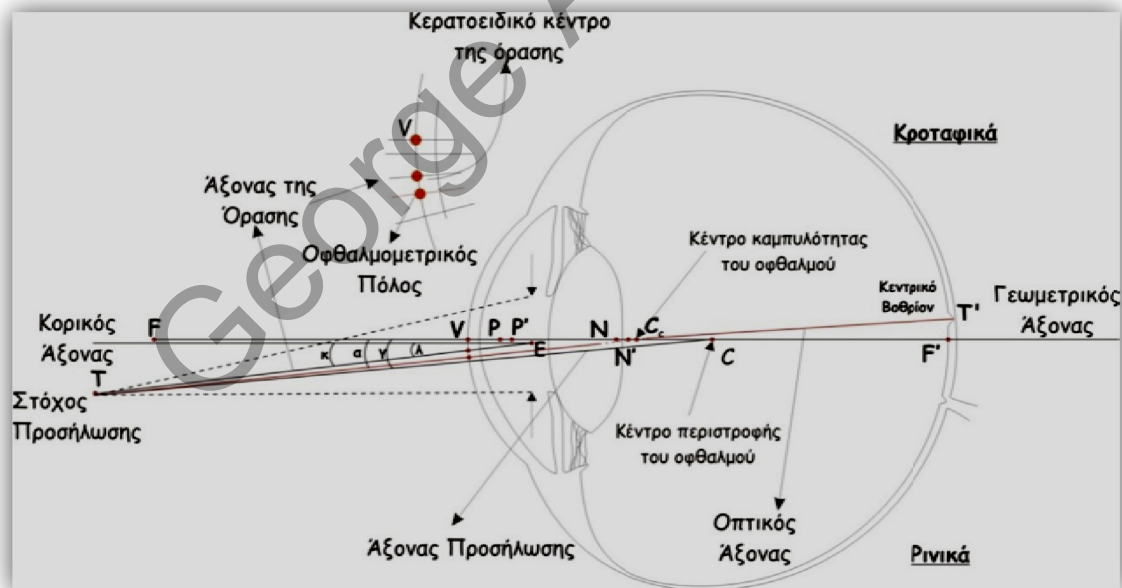
Ο ορισμός των αξόνων είναι άνευ σημασίας εάν δεν ορίζεται η διεύθυνση τους και τα σημεία εισόδου τους στον οφθαλμό. Η διεύθυνση τους ορίζεται μέσω των γωνιών που σχηματίζουν μεταξύ τους (**Πίνακας 2-2**). Τρεις από τους άξονες που ορίζονται διέρχονται από το κέντρο της κόρης και εφόσον η κόρη αλλάζει τη θέση του κέντρου της όταν αλλάζει η διάμετρος της, οι τρεις αυτοί άξονες αλλάζουν αντίστοιχα διεύθυνση.

Πίνακας 2-2 Διάφοροι άξονες που χρησιμοποιούνται για τον οφθαλμό και τα σύμβολα που χρησιμοποιούνται για να οριστούν οι γωνίες μεταξύ των.

	Γεωμετρικός <i>Optical</i>	Οπτικός <i>Visual</i>	Γραμμή της όρασης <i>Line of Sight</i>	Αχρωματικός <i>Achromatic</i>
Οπτικός <i>Visual</i>	α	-	-	ψ
Κορικός <i>Pupillary</i>	-	κ	λ	-
Προσήλωσης <i>Fixation</i>	γ	-	-	-

2.4.2.2 Ο γεωμετρικός άξονας (*Optical Axis*)

Ο Γεωμετρικός Άξονας συνήθως ορίζεται από τη ευθεία γραμμή που ενώνει τα κέντρα καμπυλότητας των διαφόρων διαθλαστικών επιφανειών ενός οπτικού συστήματος, αν αυτές είναι σφαιρικές και συμμετρικές εκ περιστροφής. Αν υπάρχει αστιγματισμός δηλαδή οι επιφάνειες είναι τορικές, τότε υπάρχουν δυο επίπεδα συμμετρίας και η τομή τους είναι ο οπτικός άξονας.



Εικόνα 2.8. Οι βασικοί άξονες του ανθρώπινου οφθαλμού. Το σημείο E είναι το κέντρο της κόρης εξόδου.

Όμως ο οφθαλμός δεν είναι καθόλα συμμετρικός εκ περιστροφής και συνεπώς ακόμη και αν οι τέσσερις διαθλαστικές επιφάνειες (Εξω Κερατοειδής, έσω

κερατοειδής, έξω περιφάκιο και έσω περιφάκιο) του ήταν τέλεια συμμετρικές εκ περιστροφής τα τέσσερα κέντρα καμπυλότητας δεν θα ήταν συνγραμικά. Έτσι στη περίπτωση του οφθαλμού ορίζουμε τον γεωμετρικό άξονα σαν την ευθεία γραμμή που διέρχεται με τη καλύτερη δυνατή προσέγγιση από τα κέντρα καμπυλότητας των τεσσάρων καλύτερα εφαρμοζόμενων σφαιρών (Best Fitted Sphere) στις τέσσερις αυτές επιφάνειες. Ο άξονας αυτός δεν έχει ιδιαίτερη κλινική σημασία αλλά χρησιμοποιείται σαν άξονας αναφοράς για το ορισμό των υπολοίπων αξόνων.

2.4.2.3 Η γραμμή της όρασης (Line of Sight)

Η **Γραμμή της Όρασης** είναι η ευθεία που ενώνει το σημείο εστίασης και το κέντρο της κόρης εισόδου **E**. Ο άξονας αυτός θεωρείται από τους σημαντικότερους από πλευράς οπτικής λειτουργίας, συμπεριλαμβανομένων και των διαθλαστικών διαδικασιών, αφού ορίζει τη κεντρική ακτίνα της δέσμης που εισέρχονται στον οφθαλμό από το σημείο εστίασης. Δυστυχώς δεν είναι δεδομένο κάθε φορά αφού εξαρτάται από το μέγεθος της κόρης.

Το κέντρο της ωχρής κηλίδας βρίσκεται συνήθως στη κροταφική πλευρά του γεωμετρικού άξονα. Συνεπώς το σημείο στο χώρο του αντικειμένου που κείται συνευθειακά με το κέντρο της ωχρής κηλίδας είναι επίσης εκτός του γεωμετρικού άξονα προς τη ρινική πλευρά. Η γραμμή της όρασης καλείται και *παραξονική κορική ακτίνα (Paraxial Pupil Ray)* και το σημείο στο οποίο τέμνει τον κερατοειδή ονομάζεται *κερατοειδικό κέντρο της όρασης (Corneal Sight Center)* ή *οπτικό κέντρο του κερατοειδή (Visual Centre of the Cornea)*.

2.4.2.4 Ο οπτικός άξονας (Visual Axis)

Ο **Οπτικός Άξονας** ορίζεται σαν την ευθεία γραμμή που ενώνει το αντικείμενο στο οποίο εστιάζει ο οφθαλμός και της ωχρής κηλίδας και η οποία διέρχεται από τα δεσμικά σημεία **N** και **N'**. Είναι ουσιαστικά τα δυο ευθύγραμμα

τμήματα NT και $N'T'$ στην *εικόνα* . Ο οπτικός άξονας είναι ένα βολικό σημείο αναφοράς για τις διαδικασίες που αφορούν την όραση αφού δεν εξαρτάται από το μέγεθος της κόρης. Είναι πολύ κοντά στη γραμμή όρασης (**Line of Sight**). Το σημείο επαφής του με την επιφάνεια του κερατοειδούς ονομάστηκε **Οφθαλμομετρικός Πόλος** (*εικόνα 2.8*).

2.4.2.5 Ο κορικός άξονας (Pupillary Axis)

Ο **Κορικός Άξονας** ορίζεται ως η ευθεία που διέρχεται από το κέντρο της κόρης και είναι κάθετος στο κερατοειδή. Χρησιμοποιείται σαν αντικειμενική μέθοδος μέτρησης για το ποσοστό της έκκεντρης εστίασης, μία κατάσταση κατά την οποία ένα σημείο του αμφιβληστροειδή διαφορετικό από το κέντρο της ωχρής κηλίδας χρησιμοποιείται για την εστίαση. Αν ο οφθαλμός ήταν ένα κεντρικό σύστημα και η κόρη ήταν ομόκεντρη με τα υπόλοιπα οπτικά στοιχεία, ο κορικός άξονας θα έπρεπε να κείται επάνω στον γεωμετρικό άξονα. Παρόλα αυτά η κόρη δεν είναι ομόκεντρη και συνήθως έχει και ακανόνιστο σχήμα. Οι δύο αυτοί παράγοντες τελικά δεν επιτρέπουν στον κορικό άξονα να διέρχεται από το σημείο T στην *εικόνα 2.8*.

2.4.2.6 Ο άξονας προσήλωσης (Fixation axis)

Ο **Άξονας Προσήλωσης** είναι η ευθεία που διέρχεται από το σημείο προσήλωσης και το κέντρο περιστροφής του οφθαλμού και χρησιμοποιείται σαν σημείο αναφοράς για τη μέτρηση των οφθαλμικών κινήσεων. Το κέντρο περιστροφής του οφθαλμού δεν μπορεί να είναι μοναδικό και ορίζεται από τη διεύθυνση περιστροφής.

2.4.3 Δευτερεύοντες άξονες του Οφθαλμού.

Άλλοι δευτερεύοντες άξονες που μπορούν να οριστούν είναι ο **Αχρωματικός Άξονας του Βοθρίου (Foveal Achromatic Axis)** και ο Κερατομετρικός Άξονας (**Keratometric Axis**).

2.4.3.1 Ο αχρωματικός άξονας (Achromatic axis).

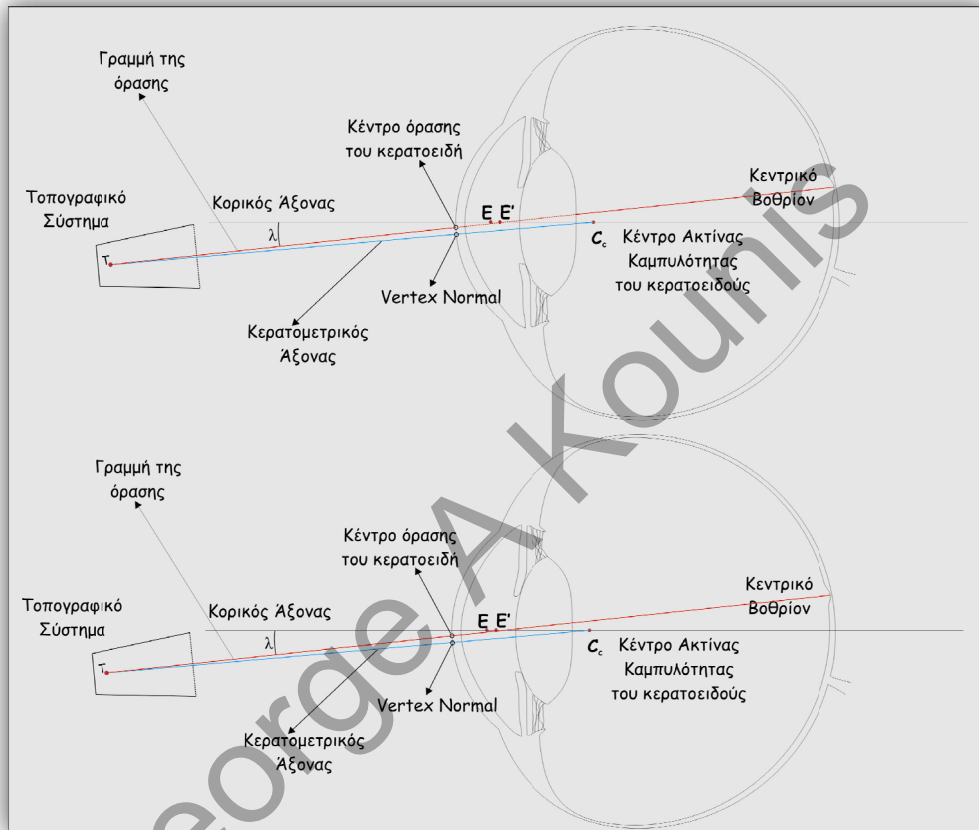
Ο **Αχρωματικός Άξονας** συσχετίζεται με το οπτικό άξονα καθώς μπορεί να οριστεί σαν το οπτικό δρόμο από το σημείο εστίασης προς στην ωχρά κηλίδα έτσι ώστε να μη δημιουργούνται χρωματικές εκτροπές. Αγνοώντας τις μικρές αλλαγές στα δεσμικά σημεία N και N' λόγω της αλλαγής του μήκους κύματος της εισερχόμενης δέσμης αυτός ο άξονας μπορεί να ταυτιστεί με τον οπτικό άξονα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον ορισμό του άξονα αυτού.

2.4.3.2 Ο κερατομετρικός άξονας (Keratometric Axis)

Ο **Κερατομετρικός Άξονας** σχετίζεται με το κερατόμετρο ή τα τοπογραφικά συστήματα του κερατοειδούς (ευθυγράμμιση) και διέρχεται από το κέντρο καμπυλότητας της έξω επιφάνειας του κερατοειδούς. Στη συνήθη μέτρηση με ένα τοπογραφικό σύστημα ο άξονας συμπίπτει με τη γραμμή της όρασης στο σημείο T (**Σημείο προσήλωσης**) (εικόνα 2.9α). Σε αυτή τη περίπτωση ο κερατομετρικός άξονας δεν είναι ούτε η γραμμή της όρασης ούτε διέρχεται από το **Apex** (**Παράρτημα 2**).

Το **Apex** ορίζεται ως το σημείο του κερατοειδή με τη μικρότερη ακτίνα καμπυλότητας, δηλαδή με τη μεγαλύτερη διοπτρική ισχύ ή το πιο διαθλαστικό. Το σημείο στο οποίο ο κερατομετρικός άξονας διέρχεται από το κερατοειδή ορίζεται ως **Vertex Normal**. Το σημείο αυτό είναι το κέντρο του εκάστοτε τοπογραφικού συστήματος και συνήθως αντιπροσωπεύει και το κέντρο των τοπογραφικών χαρτών

του κερατοειδή. Αν το *Vertex Normal* απομακρυνθεί πολύ από το *Apex*, τα τοπογραφικά συστήματα δίνουν λανθασμένη και ψευδή αναπαράσταση της επιφανειακής ακτίνας καμπυλότητας του κερατοειδούς. Το σημείο εστίασης μπορεί να μετακινηθεί εσκεμμένα έτσι ώστε να μην ισχύει η παραπάνω σύμβαση (εικόνα 2.9β).



Εικόνα 2.9 Ο κερατομετρικός άξονας και η γραμμή της όρασης ενός τοπογραφικού συστήματος του κερατοειδούς. (α) Σνήθης Διαδικασία. Η γραμμή της όρασης και ο κερατομετρικός άξονας συμπίπτουν στο σημείο προσήλωσης. (β) Η ευθυγράμμιση έχει αλλάξει έτσι ώστε ο κερατομετρικός άξονας να τέμνει την επιφάνεια του κερατοειδή στο κερατοειδικό κέντρο της όρασης.

3. Τοπογραφία του κερατοειδούς.

3.1 Ο προσδιορισμός του σχήματος του κερατοειδούς

Τοπογραφία καλείται ο επιστημονικός τομέας όπου περιγράφονται τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά ενός χώρου/τόπου με μεγάλη λεπτομέρεια μέσω απεικονιστικών τεχνικών. Στα προηγούμενους τέσσερις αιώνες διάφορες νέες τεχνικές αναπτύχθηκαν για την εξέλιξη της τοπογραφίας του κερατοειδούς με σκοπό την ανταπόκριση στις συνεχώς μεταβαλλόμενες κλινικές ανάγκες που απαιτούσαν ενδελεχή και ακριβή απεικόνιση του κερατοειδικού σχήματος.

3.2 Ιστορική εξέλιξη της τοπογραφίας του κερατοειδούς

Με την εξέλιξη της διαθλαστικής χειρουργικής στις αρχές του 17^{ου} αιώνα, το ενδιαφέρον για τη μελέτη του σχήματος της επιφάνειας του ανθρώπινου οφθαλμού και των οπτικών ιδιοτήτων του αυξήθηκε ραγδαία (*εικόνα 3.1*).

Το 1619 ο Scheiner προέβη στις πρώτες μετρήσεις του σχήματος του κερατοειδούς μέσω κοίλων καθρεπτών διαφορετικών καμπυλοτήτων που τοποθετούνταν απέναντι από τον οφθαλμό μέχρι να βρεθεί αυτός που θα έδινε είδωλο που θα είχε ίδιο μέγεθος με την εικόνα από το κερατοειδή.

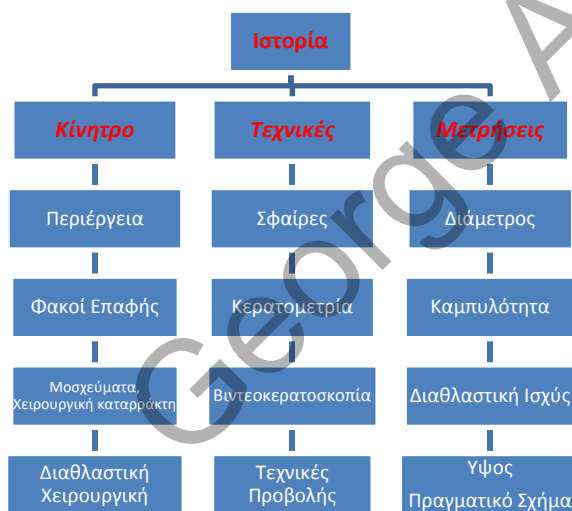
Το 1820 ο Cuinet κατασκεύασε το κερατοσκόπιο μέσω του οποίου παρατηρούσε την ανακλώμενη εικόνα ενός φωτιζόμενου αντικειμένου που βρισκόταν μπροστά από τον οφθαλμό. Το βασικό πρόβλημα της μεθόδου ήταν η ευθυγράμμιση του στόχου, της φωτεινής πηγής και του παρατηρητή με τον οπτικό άξονα του οφθαλμού.

Το 1882 ο Placido τοποθέτησε μια οπή στο κέντρο του στόχου του που ήταν ένας δίσκος με ομόκεντρους δακτυλίους λευκού και μαύρου χρώματος τοποθετημένους εναλλάξ. Η μορφή αυτή των στόχων χρησιμοποιείται ακόμη και σήμερα στα συστήματα τοπογραφίας του κερατοειδούς.

Η ποσοτική μέτρηση της ακτίνας καμπυλότητας του κερατοειδούς έγινε δυνατή το 1854 με την ανάπτυξη το κερατομέτρου (οφθαλμομέτρου) από τον Helmholtz. Η απόσταση μεταξύ δυο ζευγών στόχων έδινε πληροφορία για τη σφαιροκυλινδρική καμπυλότητα των κεντρικών 3 χιλιοστών σε δυο μεσημβρινούς.

Ο Javal το 1889 ενσωμάτωσε ένα δίσκο του Placido στο κερατοσκόπιο. Το τηλεσκοπικό προσοφθάλμιο του έδινε τη δυνατότητα μιας μεγεθυνόμενης κερατοσκοπικής εικόνας. Ο Javal αναγνώρισε αμέσως την αναγκαιότητα αποθήκευσης της εικόνας και της μέτρησης των διαστάσεων των ανακλώμενων δακτυλίων.

Η τελευταία αυτή διαδικασία έγινε δυνατόν να εφαρμοστεί το 1896 από το Gullstrand που ενσωμάτωσε τη φωτογραφική μηχανή στο φωτοκερατοσκόπιο του Javal. Πολλές τεχνικές αναπτύχθηκαν για τη ποσοτικοποίηση της πληροφορία από το



φωτοκερατοσκόπιο μέσω σύγκρισης με φωτογραφίες σφαιρών γνωστής ακτίνας καμπυλότητας, αλλά οι τεχνικές αυτές αποδείχθηκαν πολύ επίπονες και χρονοβόρες.

Από εκεί και πέρα πολύ μικρές εξελίξεις υπήρξαν στην ανάπτυξη της κερατοειδικής τοπογραφίας μέχρι και τα μέσα του 20^{ου} αιώνα και την

Εικόνα 3.1. Ανάπτυξη της τοπογραφίας του κερατοειδούς ανάλογα με τις κλινικές απαιτήσεις.

χρήση των φακών επαφής. Το κερατόμετρο είχε τη δυνατότητα να δώσει πληροφορία για σχετικά ομαλούς κερατοειδείς με κανονικό αστιγματισμό ειδικά για την ορθή εφαρμογή των φακών επαφής.

Με την εξέλιξη διαφόρων μικροχειρουργικών τεχνικών όπως οι επεμβάσεις καταρράκτη και οι επεμβάσεις με τοξοειδείς τομές το ενδιαφέρον στράφηκε στην οπτική ισχύ του κερατοειδή και το προσδιορισμό της. Η μέτρηση της ακτίνας καμπυλότητας του κερατοειδή μπορούσε να αναχθεί σε οπτική ισχύ με τη χρήση ενός τυπικού κερατομετρικού δείκτη διάθλασης που θα προσδιόριζε το κερατοειδή ως μια επιφάνεια. Καθώς οι παραπάνω τεχνικές βελτιστοποιούσαν τα αποτελέσματά τους ο ορθός προσδιορισμός του τελικού διαθλαστικού αποτελέσματος έγινε επιτακτικός.

Επιτακτική ήταν και η ανάγκη για την εξέλιξη μεθόδων τοπογραφίας του κερατοειδούς που θα απεικόνιζαν την επιφάνεια του κερατοειδή μέχρι και τα 10 χιλιοστά διάμετρο με μεγάλη λεπτομέρεια. Η εξέλιξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών και η ανάπτυξη των σύγχρονων και ταχύτατων μεθόδων απεικόνισης έδωσε τη δυνατότητα, άμεσα στη δεκαετία του 90, να εξελιχθούν σε μεγάλο βαθμό και στο μέγιστο των δυνατοτήτων τους τα τοπογραφικά συστήματα του κερατοειδούς.

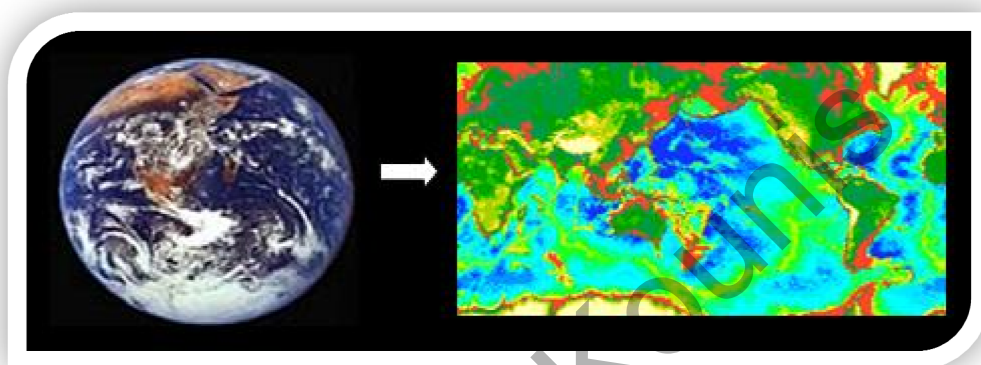
Η εξέλιξη της διαθλαστικής χειρουργικής και των συσκευών φωτοαποδόμησης του κερατοειδούς (Excimer Laser) οδήγησαν στη αναγκαιότητα ακριβών μετρήσεων του υπολειπομένου βάθους που υπάρχει στο κερατοειδή. Έτσι η αρχή λειτουργίας των τοπογραφικών συστημάτων έχει αρχίσει πλέον να μετατίθεται στην αρχή της προβολής σε σχέση με τη μέθοδο του Placido που ακολουθούσε την αρχή του ανάκλασης⁷⁻⁹.

3.3 Περιγραφή του σχήματος του κερατοειδούς.

Υπάρχουν αρκετοί τρόποι με τους οποίους το σχήμα ενός κερατοειδή μπορεί να μετρηθεί και να αναπαρασταθεί¹⁰⁻¹². Κάθε μια έχει τα πλεονεκτήματά της και τα μειονεκτήματά της αναλόγως με τον τομέα στον οποίο πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Στη συνέχεια του κεφαλαίου θα αναφερθούμε στις περισσότερες από αυτές.

3.3.1 Κερατοειδικό ύψος ή ανύψωση (Corneal Height or Elevation).

Η βασική αρχή για την περιγραφή και αναπαράσταση μιας επιφάνειας είναι ο προσδιορισμός της απόστασης κάθε σημείου της από ένα επίπεδο αναφοράς όπως στους γεωγραφικούς τοπογραφικούς χάρτες (*εικόνα 3.2*). Για το κερατοειδή δεν υπάρχει μια τυποποιημένη θέση για το επίπεδο αναφοράς και συνήθως επιλέγεται το apex ή μια θέση κοντά στο σκληροκερατοειδικό όριο.

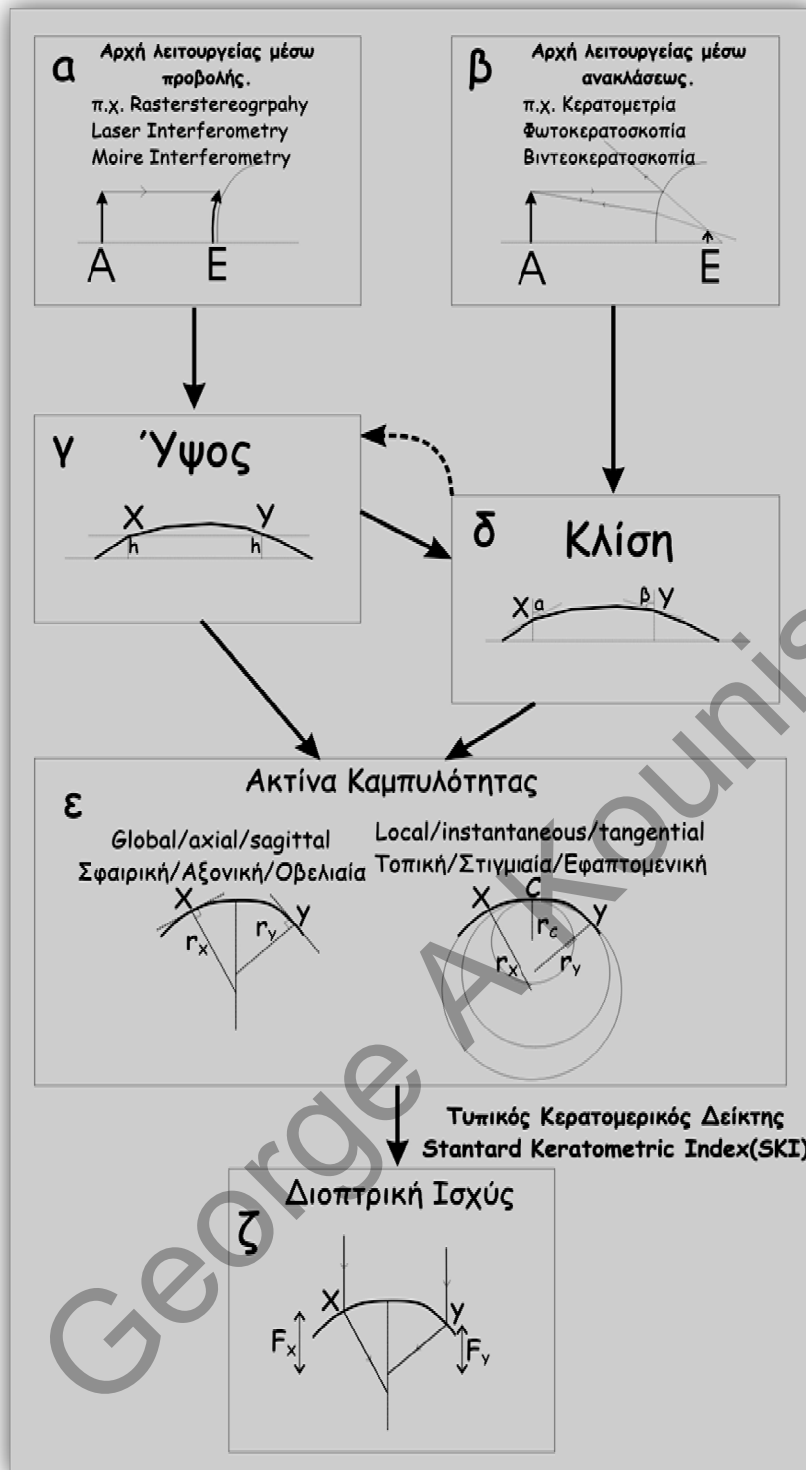


Εικόνα 3.2. Επίγεια τοπογραφική απεικόνιση

Δεδομένα στη μορφή ύψους ή ανύψωσης από ένα επίπεδο αναφοράς δίνουν πληροφορία για το πραγματικό σχήμα της κερατοειδικής επιφάνειας ενώ μετέπειτα τα δεδομένα αυτά μπορούν να μετατραπούν σε κλίση, ακτίνα καμπυλότητας και διοπτρική ισχύ στη περίπτωση του κερατοειδή. Η γνώση του πραγματικού σχήματος είναι πολύ χρήσιμη στη διαθλαστική χειρουργική που βασίζεται στη στο συνολικό πάχος ιστού που εκτέμνεται (*εικόνα 3.3γ*).

3.3.2 Επιφανειακή Κλίση.

Μαθηματικά όπως αναφέρθηκε και στο δεύτερο κεφάλαιο, η κλίση σε τυχαίο σημείο μιας επιφάνειας είναι η πρώτη παράγωγος της καλύτερα εφαπτόμενης καμπύλης και συνεπώς είναι ο πιο ευαίσθητος τρόπος απεικόνισης μικρών αλλαγών στο σχετική αλλαγή του ύψους δυο σημείων της καμπύλης.



Εικόνα 3.3. Διαδικασίες μέτρησης και προσδιορισμού της ακτίνας καμπυλότητας και της διοπτρικής ισχύς του κερατοειδή με δυο διαφορετικές τεχνικές μέτρησης.

Στην *εικόνα 3.3* παρουσιάζονται μέθοδοι αναπαράστασης τοπογραφικών δεδομένων από διάφορα τοπογραφικά συστήματα. Η αναπαράσταση αφορά δύο σημεία X, Y τα οποία βρίσκονται στο ίδιο ύψος δυο αντιθέτων ημι-μεσημβρινών σε έναν μη συμμετρικό κερατοειδή όπως π.χ. σε περιπτώσεις υψηλού αστιγματισμού.

Στα συστήματα που χρησιμοποιούν της αρχή της προβολής (*εικόνα 3.3α*), ένα αντικείμενο προβάλλεται επάνω στη κερατοειδή για να δημιουργήσει ένα είδωλο από το οποίο το πραγματικό σχήμα του κερατοειδούς μπορεί να προσδιοριστεί με όρους ύψους (h), ή υψομετρική διαφορά από ένα επίπεδο αναφοράς. Τα δεδομένα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για το προσδιορισμό της γεωμετρικής κλίσης σε κάθε σημείο της επιφάνειας του κερατοειδούς, της ακτίνας καμπυλότητα και της αντίστοιχης διοπτρικής ισχύος(*εικόνα 3.3γ*).

Στα συστήματα που βασίζονται στην ανάκλαση (*εικόνα 3.3β*) το πρώτο είδωλο του Purkinje που σχηματίζεται πίσω από το κερατοειδή μπορεί να αποθηκευτεί σαν εικόνα και κατόπιν η γεωμετρική κλίση της επιφάνειας του κερατοειδή μπορεί υπολογιστεί (γωνίες α και β). Κατόπιν υπολογίζεται η ακτίνα καμπυλότητας και η διοπτρική ισχύς. Η κλίση δεν μπορεί να μετατραπεί σε ύψος χωρίς επιμέρους πρόσθετες μετρήσεις και συμβιβασμούς(*εικόνα 3.3δ*).

Η ακτίνα καμπυλότητας (*εικόνα 3.3ε*) μπορεί να υπολογιστεί γενικά ή τοπικά. Η σφαιρική ή αξονική ή οβελιαία ακτίνα καμπυλότητας (Global/Axial/Sagittal) αντιπροσωπεύει την κάθετη απόσταση (r) από την εφαπτόμενη σε ένα σημείο του κερατοειδή μέχρι και τον οπτικό άξονα. Η ακρίβεια αυτών των μετρήσεων περιορίζεται στη περιφέρεια και συνήθως έχει σφαιρική μεροληψία καθώς σχετίζεται με τον οπτικό άξονα.

Η τοπική ή εφαπτόμενη ακτίνα καμπυλότητας (Local/Instantaneous/Tangential) είναι η ακτίνα μιας σφαίρας, που μπορεί να εφαρμοστεί καλύτερα σε ένα πεπερασμένο αριθμό σημείων γύρω από το εξεταζόμενο σημείο (**Παράρτημα 5**). Η ακρίβεια διατηρείται καλύτερα από το κέντρο C προς τη περιφέρεια (σημεία X και Y) και έχει λιγότερη σφαιρική μεροληψία. Η ακτίνα

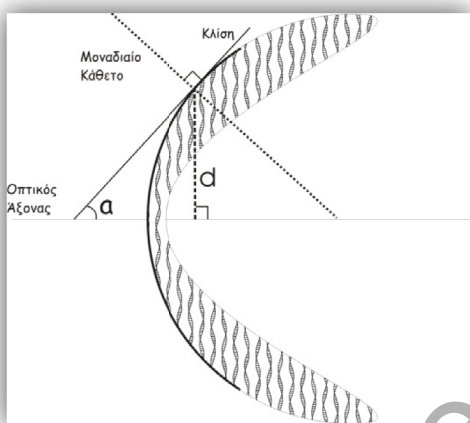
καμπυλότητας μπορεί να μετατραπεί σε διοπτρική ισχύ με τη χρήση του τυπικού κερατομετρικού δείκτη διάθλασης (Standard Keratometric Index, SKI=1.3375), κάτω από συγκεκριμένες προϋποθέσεις ή συμβάσεις. Η διοπτρική ισχύς είναι ένα μέτρο για τη ικανότητα του κερατοειδή σαν οπτικό μέσο, να διαθλά τις ακτίνες του φωτός σαν συγκλίνων φακός με εστιακή απόσταση f (η ισχύς είναι αντιστρόφως ανάλογη της ακτίνας καμπυλότητας)(*εικόνα 3.3ζ*).

3.3.3 Ακτίνα καμπυλότητας.

Για το κερατοειδή ένας εναλλακτικός τρόπος να εκφραστεί η κλίση είναι σε ακτίνα καμπυλότητας. Στο *εικόνα 3.3ε* εκφράζεται μια εναλλακτική μέθοδος για την έκφραση της κλίσης σε ακτίνα καμπυλότητας. Η κλίση a μετατρέπεται σε ακτίνα καμπυλότητας r μέσω του τύπου :

$$r = d / \cos a$$

όπου d εκφράζει την απόσταση



Εικόνα 3.4. Κερατοειδική κλίση και ακτίνα καμπυλότητας.

από το κέντρο του κερατοειδούς (*εικόνα 3.4*). Ένα σημείο στον κερατοειδή βρίσκεται σε απόσταση d από το γεωμετρικό (οπτικό) άξονα του κερατοειδή. Η κερατοειδική κλίση σε αυτό το σημείο βρίσκεται σε γωνία a και η γραμμή που βρίσκεται κάθετα σε αυτή είναι το μοναδιαίο κάθετο. Η ακτίνα καμπυλότητας r είναι η απόσταση επί της επέκτασης του μοναδιαίου κάθετου από την επιφάνεια του κερατοειδή μέχρι της τομής του με το γεωμετρικό άξονα η οποία δίνεται από το τύπο $d/\cos a$. Αυτή είναι η σφαιρική/αξονική/οβελιαία ακτίνα καμπυλότητας.

Οι κυρτοί κερατοειδείς παρουσιάζουν μικρή ακτίνα καμπυλότητας ενώ οι επίπλαταις μεγαλύτερη^{13, 14}. Η ακτίνα καμπυλότητας μπορεί να εκφραστεί με δυο

τρόπους σαν αξονική ή σαν τοπική ακτίνα καμπυλότητας. Κάθε τύπος ακτίνας καμπυλότητας μπορεί να εκφραστεί σαν την αντίστοιχη διοπτρική ισχύ με αντίστοιχα πλεονεκτήματα ή μειονεκτήματα^{15, 16}(Παράρτημα 4).

3.3.4 Διαθλαστική Ισχύς

Η διαθλαστική ισχύς ενός φακού στην οπτική μπορεί να καθοριστεί από την ακτίνα καμπυλότητας του φακού και τους αντίστοιχους δείκτες διάθλασης του μέσου διάδοσης (αέρα $n_1=1$) και του υλικού του φακού (κερατοειδής $n_2=1.376$) **εικόνα 3.3ζ**.

Ο τύπος που δίνει την ισχύ είναι: $P=(n_2 - n_1)/r$. Η ίδια μεθοδολογία ισχύει για την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή αλλά εκεί δεν είναι πολύ εύκολος ο υπολογισμός της καμπυλότητας^{6, 17}. Γι' αυτό το λόγο δημιουργήθηκε ο τυπικός κερατομετρικός δείκτης (Standard Keratometric Index SKI=1.3375) που αποτελεί μια προσέγγιση στην μετατροπή της ακτίνας καμπυλότητας σε διοπτρική ισχύ παίρνοντας υπ' όψιν και τις δυο επιφάνειες του κερατοειδή (**Παράρτημα 4**). Παρόλα αυτά αν ο κερατοειδής είναι ασυνήθιστα παχύς ή λεπτός οι εκτιμήσεις αυτές δεν δίνουν πολύ σωστά αποτελέσματα¹⁸⁻²⁰.

Πίνακας 3-1 Συμβάσεις που ισχύουν στη μετατροπή της ακτίνας καμπυλότητας σε κερατομετρική διοπτρική ισχύ

<i>Σύμβαση</i>	<i>Αποτελέσματα</i>
Τύπος μετατροπής → Σφαιρικά οπτικά	Ανακρίβης εκτός του κεντρικού κερατοειδή
SKI → Κανονική πρόσθια καμπυλότητα	Ανακρίβης για πολύ καμπύλους ή πολύ επίπλατους κερατοειδείς (Υψηλή μυωπία ή υπερμετροπία)
SKI → Κανονικό πάχος κερατοειδή	Ανακρίβης μετά από επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής
SKI → Ομογενής κερατοειδικός δείκτης διάθλασης & Μη αναγνωρίσιμη διαφορά μεταξύ οπτικών ιδιοτήτων επιθηλίου και στρώματος	Ανακρίβης μετά από επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής

Τελικά στη τοπογραφία χρησιμοποιείται ο τύπος: $P=0.3375/r$ όπου το r πρέπει να εκφραστεί σε μέτρα. Η διοπτρική ισχύς είναι ένας καλός τρόπος να εκφράζεται η διαθλαστική δύναμη του κερατοειδή αλλά όχι και το σχήμα του ή μορφή του αφού υπάρχει ένας σημαντικός αριθμός προϋποθέσεων για τις μετατροπές μεταξύ των που είναι πηγές ανακρίβειας (**Πίνακας 3-1**).

3.4 Μέθοδοι μέτρησης.

Οι μέθοδοι μέτρησης στην κερατοειδική τοπογραφία χωρίζονται σε δυο βασικές κατηγορίες: Αυτές που χρησιμοποιούν τη αρχή της ανάκλασης και αυτές που χρησιμοποιούν την αρχή της προβολής και διαφέρουν κυρίως στον τρόπο με τον οποίο εκτελούνται οι μετρήσεις.

3.4.1 Αρχή της ανάκλασης.

Τα περισσότερα συστήματα σήμερα χρησιμοποιούν την αρχή της ανάκλασης (Κερατόμετρα και βιντεοκερατοσκόπια). Μετρούν τη κερατοειδική κλίση και τη μετατρέπουν σε ακτίνα καμπυλότητας και διοπτρική ισχύ (**εικόνα 3.3B**). Μέσω της κλίσης δεν μπορεί να προσδιοριστεί η υψομετρική διαφορά ενός σημείου του κερατοειδή στον άξονα των z . Το πραγματικό σχήμα του κερατοειδή δεν μπορεί να προσδιοριστεί χωρίς να ισχύουν κάποιες περιοριστικές συνθήκες^{16, 21, 22}.

3.4.2 Αρχή της προβολής

Τα νέα τοπογραφικά συστήματα βασίζονται στην αρχή της προβολής και χρησιμοποιούν μεθόδους όπως: σχισμοειδή φωτογράφιση, ραστερογραφία, συμβολομετρία Moire και συμβολομετρία με χρήση laser. Μετρούν απευθείας το πραγματικό σχήμα του κερατοειδή σε όρους υψομέτρου (Height) από το οποίο εξάγονται η κλίση, η καμπυλότητα και η διοπτρική ισχύς (**εικόνα 3.3B**).

3.4.3 Εφαρμογές της τοπογραφίας

Οι εφαρμογές της τοπογραφίας μπορούν να υπάρξουν στη καθημερινή κλινική πράξη και στη έρευνα.

<i>Κατάσταση</i>	<i>Εφαρμογή</i>	<i>Κλινικές ενδείξεις για χρήση τοπογραφίας</i>	<i>Παραδείγματα για χρήση τοπογραφίας στην έρευνα</i>
Κανονικός Κερατοειδής	Άλλες τεχνικές: κερατομετρία, διάθλαση, σχισμοειδής λυχνία	Παρακολούθηση	Καθορισμός του σχήματος και συσχέτιση με την οπτική λειτουργία
Φακοί επαφής	Έλεγχος εφαρμογής	Εφαρμογή σε περίπλοκες περιπτώσεις. Εντοπισμός ψευδοευρημάτων (warpage)	Αποτελέσματα της εφαρμογής των φακών στον κερατοειδή
Κερατοειδικές Ασθένειες	Διαγνώσεις ρουτίνας και παρακολούθηση	Παρακολούθηση των αποτελεσμάτων της οπτικής λειτουργίας, Υποκλινικές ενδείξεις, γενετικός έλεγχος νοσημάτων	Οπτικά αποτελέσματα
Επεμβάσεις καταρράκτη	Απλές περιπτώσεις. Σχεδιασμός τομών. Υπολογισμός παραμέτρων IOL, Αφαίρεση ραμμάτων	Περίπλοκες περιπτώσεις Σχεδιασμός τομών. Υπολογισμός παραμέτρων IOL, Αφαίρεση ραμμάτων, Έρευνα σε περίπτωση μη επιθυμητών αποτελεσμάτων	Ποσοτικοποίηση για κλινικές δοκιμές. Αρχιτεκτονική τομών. Παράγοντες που καθορίζουν το τελικό αποτέλεσμα
Διαθλαστική χειρουργική	Μετεγχειρητική παρακολούθηση	Προεγχειρητική παρακολούθηση. Σχεδιασμός τομών, Αρχαιοποίηση Έρευνα σε περίπτωση μη επιθυμητών αποτελεσμάτων	Ποσοτικοποίηση για κλινικές δοκιμές. Κατανόηση αποτελεσμάτων. Οπτική ποιότητα. Παρακολούθηση της διαδικασίας επούλωσης

Πίνακας 3-2 Εφαρμογές της τοπογραφίας του κερατοειδούς

Είναι μη επεμβατική μέθοδος και πολύ εύχρηστη και μπορεί να εφαρμοστεί σε κάθε είδος ασθενή. Όμως όταν μια τέτοια τεχνική εφαρμόζεται καλό είναι να υπάρχει λίγο κριτική σκέψη που θα αφορά το κέρδος για το ασθενή, το κόστος, και το αν υπάρχουν εναλλακτικές τεχνικές. Στο *Πίνακα 3-2* δίνονται οι περισσότερες εφαρμογές, οι εναλλακτικές μέθοδοι και διάφορα παραδείγματα^{23, 24}.

3.5 Βιντεοκερατοσκοπία και αρχή της ανάκλασης.

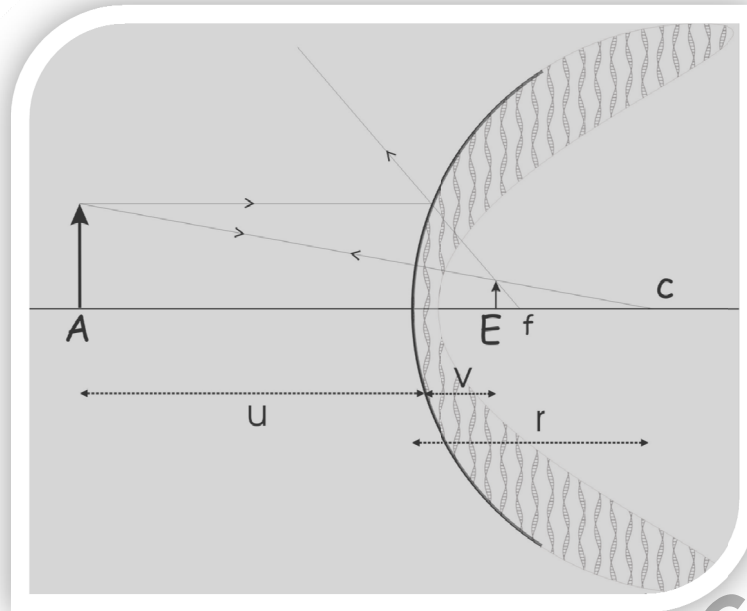
Οι πρώτες τεχνικές που εφαρμόστηκαν για τη μελέτη του σχήματος του κερατοειδούς, όπως η κερατομετρία, η φωτοκερατοσκοπία και η βιντεοκερατοσκοπία στηρίζονται στην αρχή της ανάκλασης.

3.5.1 Οπτική και κυρτά κάτοπτρα.

Το είδωλο που παράγεται από ένα κυρτό κάτοπτρο μπορεί να κατασκευαστεί αν γίνει χρήση ανάλυσης ίχνους ακτινών (Ray Tracing) και χρησιμοποιηθούν η παράλληλη προς το γεωμετρικό άξονα ακτίνα και η ακτίνα που διέρχεται από το κέντρο καμπυλότητας όπως στην *εικόνα 3.5*. Η κερατομετρία και η κερατοσκοπία χρησιμοποιούν την παραπάνω αρχή με τη πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή να λειτουργεί σαν κάτοπτρο και ένα φανταστικό είδωλο του κάθε σημείου των δακτυλίων του δίσκου του Placido (**Παράρτημα 5**) να δημιουργείται στο πρόσθιο θάλαμο για το (Αντικείμενο, Είδωλο, f = εστία, C = κέντρο καμπυλότητας κερατοειδή, u = απόσταση αντικειμένου από κερατοειδή, v =απόσταση ειδώλου από το κερατοειδή, r =ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδή.

Η μεγέθυνση το φανταστικού ειδώλου δίνεται από τη εξίσωση συμφωνά με την οπτική: $Mag = \frac{E}{A} = \frac{v}{u} = \frac{r}{2u} \Rightarrow r = 2u \times \frac{E}{A}$ επειδή το είδωλο είναι σχηματισμένο πολύ κοντά στη εστία που είναι το μισό της ακτίνας καμπυλότητας και με μέγεθος αντικειμένου σταθερό.

Συνεπώς εξηγείται γιατί ένας κερατοειδής που είναι πολύ κυρτός με μικρή ακτίνα καμπυλότητας παρουσιάζει τους δακτυλίους πιο κοντά τον ένα στον άλλο απ' ότι ένας πιο επίπλατος.



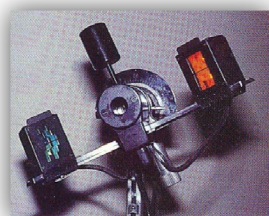
Εικόνα 3.5. Δημιουργία ειδώλου από κυρτό κάτοπτρο.

Η ανάκλαση των ακτινών γίνεται στη διεπιφάνεια μεταξύ αέρα και δακρυϊκής στοιβάδας και αυτό είναι σημαντικό όταν πρόκειται να εξετασθούν ασθενείς με ανώμαλη δακρυϊκή στοιβάδα ή ανώμαλους κερατοειδείς γενικότερα. Το είδωλο ενός σημείου του δακτυλίου δημιουργείται στο πρόσθιο θάλαμο μπροστά από τη πρόσθια επιφάνεια του φακού στα 4 χιλ πίσω από το κερατοειδή (Πρώτο είδωλο Purkinje). Από το μέγεθος αυτού του ειδώλου μπορεί να ποσοτικοποιηθεί η ακτίνα καμπυλότητας του συγκεκριμένου σημείου του κερατοειδή. Η ανάλυση δίνει πληροφορία για τη κλίση α στο συγκεκριμένο σημείο αλλά δεν δίνεται καμία πληροφορία για την απόσταση του σημείου από το γεωμετρικό άξονα (εικόνα 3.5). Έτσι δεν είναι δυνατόν να δοθεί πληροφορία για τις ύψος (Corneal Height).

Δυο περαιτέρω μετρήσεις πρέπει να γίνουν για να αποδοθεί η πληροφορία του ύψους. Πρώτον το ύψος του apex από ένα επίπεδο αναφοράς, μέσω μιας κάμερας που βρίσκεται ρινικά ή κροταφικά στη συσκευή μέτρησης, για να αποδώσει το κάθετο προφίλ του κερατοειδή. Δεύτερον πρέπει να θεωρηθεί ότι η επιφάνεια του κερατοειδή

μπορεί να αποδοθεί από «φέτες» στο κερατοειδή σε διάφορους μεσημβρινούς που μπορούν να θεωρηθούν δυσδιάστατες συνεχείς καμπύλες (παραγωγίσιμες παντού).

3.5.2 Κερατομετρία



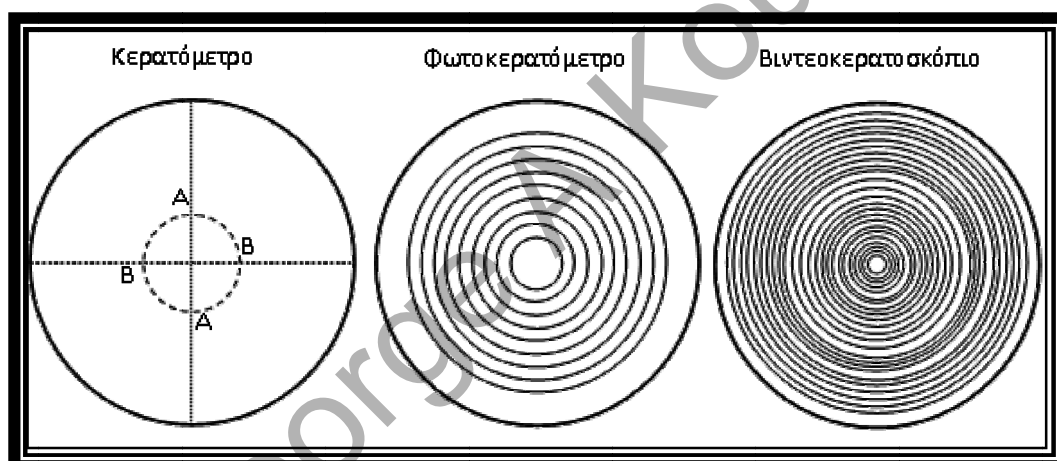
Το κερατόμετρο μετρά τη απόσταση μεταξύ των ειδώλων δυο καθέτων μεταξύ των αντικειμένων που ανακλώνται από το κερατοειδή σε μια ζώνη 3 χιλιοστών από το κέντρο στη παρακεντρική περιοχή²⁵⁻²⁷. Οι μετρήσεις του κερατομέτρου είναι πολύ ακριβείς και επαναλήψιμες για ένα κανονικό κερατοειδή με σφαιροκυλινδρική επιφάνεια. Παρόλα αυτά δεν ενδείκνυται για πολύ ανώμαλους κερατοειδείς (**Πίνακας 3-3**) λόγω της παραμόρφωσης που υφίστανται η στόχοι στην ανάκλαση τους και τελικά δεν μπορεί να εξαχθεί καμία χρήσιμη πληροφορία²⁸.

Συστήματα	Κερατόμετρο	Φωτοκερατοσκόπιο	Βιντεοκερατοσκόπιο
Παραδείγματα	Von Helmholtz, Javal-Schiøtz	Corneascope	TMS, Eye-Sys
Αριθμός σημείων	4	Πολλά	6000-11000
Περιοχή κάλυψης	Δακτύλιος ακτίνας 3 mm	70% επιφάνειας	95% επιφάνειας 9-11mm διάμετρος
Διοπτρικό εύρος	30-60 D	άπειρο	8-110 D
Εστίαση	Υπέρθεση/ευθυγράμμιση 2 στόχων (εύκολη)	Υποκειμενική σε μια απλή φωτογράφιση (Δύσκολη)	Επικαλυπτόμενα laser ή στόχος(εύκολα)
Στόχος	4 αντικείμενα	12 δακτύλιοι	15-38 δακτύλιοι
Καταγραφή	2 νούμερα	Απλή φωτογραφία	Φωτογραφίες από βίντεο
Μέθοδος	Μέτρηση	Παρατήρηση	Ανάλυση από H/Y
Τοπογραφική πληροφορία	Καμία	Ποιοτική	Ποσοτική
Ακρίβεια	Τέλεια για σφαίρες	Φτωχή	Καλή
Εναισθησία	Μέτρια	Χαμηλή(3DC)	0.25 D ή καλύτερη
Επαναληψιμότητα	Τέλεια	Μέτρια	Καλή(0.5D)

Πίνακας 3-3 Σύγκριση 3 συσκευών υπολογισμού της κερατοειδικής ακτίνας καμπυλότητας

3.5.3 Φωτοκερατοσκοπία

Τα οφέλη της φωτοκερατοσκοπίας έναντι της κερατομετρίας περιλαμβάνουν την ποιοτική ανάλυση μιας μεγαλύτερης περιοχής του κερατοειδή και είναι ιδιαίτερα χρήσιμη όταν πρόκειται να εξετασθεί ένας ανώμαλος κερατοειδής. Το αντικείμενο – στόχος μοιάζει με αυτό της τοπογραφίας (δίσκος του Placido-Παράρτημα 6) αλλά με λιγότερους δακτυλίους όπως στην **εικόνα 3.6**. Η εικόνα του ειδώλου φωτογραφίζεται και υπάρχει μια ποιοτική ανάλυση του ειδώλου που ανάλογα με τη παραμόρφωση του δίνει πληροφορία για διάφορες παθολογίες στο κερατοειδή όπως τον αστιγματισμό ή το κερατόκωνο. Φυσικά λόγω της έλλειψης δακτυλίων στο κέντρο δεν υπάρχει πληροφορία για το κεντρικό κερατοειδή.



Εικόνα 3.6. Αναπαράσταση στόχων από κερατοσκόπιο, φωτοκερατοσκόπιο και τοπογραφία. Διαφοροποίηση των στόχων ως προς τη κερατοειδική κάλυψη από 2 στόχους στα 3 χιλ. στο κερατοσκόπιο, 12 δακτυλίους στο φωτοκερατοσκόπιο και 25 στη τοπογραφία.

3.5.4 Βιντεοκερατοσκοπία υποβοηθούμενη από Η/Υ - Η σύγχρονη τοπογραφία του κερατοειδούς.

Στη βιντεοκερατοσκοπία το είδωλο του στόχου (**εικόνα 3.6**) συλλαμβάνεται από ένα από τα καρέ του βίντεο που καταγράφηκε με τον ανακλώμενο στόχο στο κερατοειδή και μετά ψηφιοποιείται και αναλύεται από ένα Η/Υ²⁹. Έτσι παρέχεται μια

λεπτομερής ποσοτική πληροφορία για το λεπτομερές σχήμα της κερατοειδικής επιφάνειας με μεγάλη ακρίβεια και πληροφορία για το κεντρικό κομμάτι του κερατοειδή. Στο Πίνακα 3-4 και Πίνακα 3-5 βρίσκονται οι προϋποθέσεις και οι περιορισμοί που ισχύουν για τη χρήση των 3 συστημάτων που αναφέρθηκαν μέχρι τώρα.

Προϋπόθεση	K	Φ	B
Ο κερατοειδής είναι σφαιροκυλινδρική	+		
Η κερατοειδής είναι τοπικά σφαιρικός			+
Ο κύριος και ο δευτερεύον άξονας σχηματίζουν 90ο γωνία	+		
Ο κερατοειδής έχει ομογενή δείκτη διάθλασης	+		+
Παραβλέπει το πάχος κερατοειδή	+	+	+
Παραβλέπει το σχήμα του κερατοειδή μετά από διαθλαστική χειρουργική	+	+	+
Σωστή θέση και προσανατολισμός κερατοειδή	+	+	+
Το φως που εξέρχεται από ένα συγκεκριμένο μεσημβρινό σε ένα δίσκο βρίσκεται στον ίδιο μεσημβρινό στο επίπεδο του φιλμ		+	+
Τα κέντρα καμπυλότητας βρίσκονται στον γεωμετρικό άξονα για όλα τα σημεία ανάκλασης			+

Πίνακας 3-4 Προϋποθέσεις που υπάρχουν για τη ορθή λειτουργία του κερατομέτρου (K), του φωτοκερατοσκόπιο (Φ) και του βιντεοκερατοσκοπίου(B)

Περιορισμός	K	Φ	B
Καμία άμεση μέτρηση του κεντρικού κερατοειδή	++	++	
Καμία άμεση μέτρηση του περιφερικού κερατοειδή	++	+	
Μειωμένη ευαισθησία στο περιφερικό κερατοειδή	-	-	+
Πολύ κυρτοί ή πολύ επίπλατους κερατοειδείς			+
Ανώμαλοι κερατοειδείς	++		+
Περίπλοκες αλλαγές στη κερατοειδική επιφάνεια	++	+	
Προϋποθέσεις των αλγορίθμων ανακατασκευής μπορεί να μην ισχύουν	+		++
Υποκειμενική ερμηνεία των δεδομένων που παρουσιάζονται	+		++
Εξετάζεται η διεπιφάνεια αέρα – δακρυϊκής στοιβάδας και όχι ο κερατοειδής	+	+	+

Πίνακας 3-5 Περιορισμοί που υπεισέρχονται στη λειτουργία του κερατομέτρου (K), του φωτοκερατοσκόπιο (Φ) και του βιντεοκερατοσκοπίου (B)(+:Μέτρια, ++:Ισχυρή, -:Καμία)

3.5.4.1 Ηλεκτρομηχανολογικά μέρη.

3.5.4.1.1 Δίσκος-Κώνος των δακτυλίων του Placido.

Τα περισσότερα τοπογραφικά συστήματα έχουν για στόχο ένα κώνο που αποτελείται από μια σειρά ομόκεντρων δακτυλίων (**Παράρτημα 6**). Μερικά από τα συστήματα προσπαθούν να εντοπίσουν το κέντρο 30-40 στενών δακτυλίων ενώ αλλά τα εσωτερικά η εξωτερικά όρια 10-30 φαρδύτερων δακτυλίων. Μερικά χρησιμοποιούν ασπρόμαυρους δακτυλίους και άλλα μια σειρά από έγχρωμους με την προϋπόθεση ότι έτσι μπορεί να εντοπισθούν ευκολότερα τα όρια τους από τη ανάκλαση σε ανώμαλους κερατοειδείς, όπου οι δακτύλιοι τείνουν να αλληλεπικαλύπτονται στην θέση του ειδώλου. Αυτοί οι κώνοι επιτρέπουν τη κάλυψη περιοχής του κερατοειδή μέχρι και 11.0 χιλιοστά σε διάμετρο εκτός των 0.30 χιλιοστών της πολύ κεντρικής περιοχής και της παρασκληρικής περιοχής. Στη κεντρική περιοχή του κώνου υπάρχει μια μικρή φωτεινή πηγή(πράσινου ή ερυθρού χρώματος), που συνήθως αναβοσβήνει και χρησιμοποιείται για την ορθή προσήλωση του ασθενούς.

3.5.4.1.2 Ευθυγράμμιση και εστίαση.

Η ευθυγράμμιση είναι απαραίτητη για την σχετική τοποθέτηση του κώνου ως προς τους X και Y άξονες του κερατοειδή. Η εστίαση είναι απαραίτητη για τη ορθή τοποθέτηση ως προς τον Z άξονα. Οι διαδικασίες αυτές είναι απαραίτητες περισσότερο για τα συστήματα που χρησιμοποιούν την αρχή της ανάκλασης παρά για αυτά που χρησιμοποιούν την αρχή της προβολής^{30, 31}. Τα παλαιότερα συστήματα χρησιμοποιούσαν χειροκίνητη ευθυγράμμιση και εστίαση με χρήση laser και στόχων

που έπρεπε να αλληλεπικαλυφθούν. Τα νεότερα έχουν αυτοματοποιήσει τις διαδικασίες αυτές.

3.5.4.1.3 Η σύλληψη της εικόνας.

Η σύλληψη της εικόνας γίνεται από μια CCD κάμερα που συλλαμβάνει ένα βίντεο μικρού μήκους. Η εικόνα των ανακλώμενων δακτυλίων λαμβάνεται από ένα από τα καρέ του παραπάνω βίντεο. Η CCD κάμερα βρίσκεται πίσω από άνοιγμα στο κέντρο του κώνου και ενεργοποιείται είτε από το χειριστή, είτε αυτόματα.

3.5.4.2 Λογισμικό.

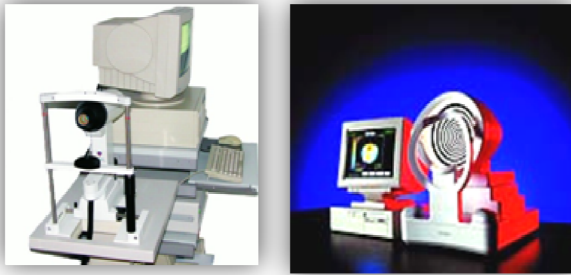
3.5.4.2.1 Ψηφιοποίηση.

Το καρέ του βίντεο χρησιμοποιείται για τη ψηφιοποίηση. Μία ανάλυση εικονοστοιχείου προς εικονοστοιχείο μπορεί να δώσει ακρίβεια 1.20 D ή μέσω στατιστικών διεργασιών μέχρι και 0.25 D (**Παράρτημα 8**).

3.5.4.2.2 Ανάλυση εικόνας.

Πρώτα ένα σημείο αναφοράς συνίσταται, απ' όπου κάθε θέση πάνω στο κερατοειδή μπορεί να οριστεί μαθηματικά μέσω πολικών συντεταγμένων. Τα περισσότερα συστήματα χρησιμοποιούν είτε το κέντρο του μικρότερου και εσωτερικότερου δακτυλίου είτε την ανάκλαση της φωτεινής πηγής που χρησιμοποιείται για τη προσήλωση. Η ακρίβεια της εύρεσης αυτού του σημείου συνίσταται στη καλή ευθυγράμμιση του οργάνου και στη καλή προσήλωση του ασθενούς.

3.5.4.2.3 Αλγόριθμοι ανακατασκευής στην τοπογραφία του κερατοειδούς.



Εικόνα 3.7. Tomey Topographic Modeling System(TMS) στα αριστερά και EyeSys 2000 Corneal Analysis System στα δεξιά.

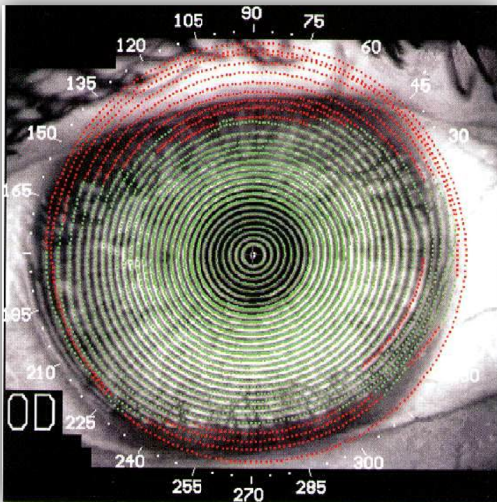
Ενώ γίνεται προσπάθεια απ' όλα τα τοπογραφικά συστήματα να δημιουργήσουν μια ακριβή εικόνα του κερατοειδικού σχήματος, όλα αντιμετωπίζουν εγγενείς αδυναμίες που εισάγουν σφάλματα που πρέπει να

ελαχιστοποιηθούν από το σχεδιασμό του συστήματος και την ανάλυση των δεδομένων¹⁴. Η εξέταση των ζητημάτων που αφορούν τον σχεδιασμό των συστημάτων με το παραπάνω σκοπό αφορούν την απόσταση λειτουργίας και το μέγεθος του φωτιζόμενου δίσκου του Placido που λειτουργεί σαν στόχος καθώς επίσης τις διαδικασίες ψηφιοποίησης και ανάλυσης εικόνας και των αλγορίθμων αναπαραγωγής.

Στην αγορά επικρατούν δυο διαφορετικές τεχνικές σύμφωνα με τα παραπάνω. Το Tomey Topographic Modeling System (TMS) χρησιμοποιεί μικρό δίσκο (Μέγιστη κάλυψη κερατοειδικής επιφάνειας) και μικρή απόσταση (πολύ ευαίσθητο σε σφάλματα λόγω λανθασμένης εστίασης και/ή ευθυγράμμισης). Το EyeSys 2000 Corneal Analysis System χρησιμοποιεί μεγάλο δίσκο (Ελλειπείς μετρήσεις λόγω σημείων που υπολείπονται επειδή η μέτρηση παρεμποδίζεται από τη μύτη ή τα φρύδια του εξεταζόμενου (**εικόνα 3.7**)) και μεγάλη απόσταση λειτουργίας (ελαχιστοποίηση σε σφάλματα λόγω λανθασμένης εστίασης και/ή ευθυγράμμισης).

Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής απαιτούν να υπάρχει απόλυτη εστίαση του δίσκου σε ένα επίπεδο στην απόσταση λειτουργία, αλλά αυτό δεν είναι πάντα εφικτό για όλους του κερατοειδείς. Ακόμη και ο σχεδιασμός του δίσκου του Placido με τα

ομόκεντρα δακτυλίδια έχει εγγενείς περιορισμούς αφού δίνει δυνατότητα για την



Εικόνα 3.8. Ψηφιοποίηση των δεδομένων από τους ανακλώμενους δακτυλίους. Τα δεδομένα-σημεία βρίσκονται στη τομή των μεσημβρινών με τους δακτυλίους

συλλογή μετρήσεων κατά μήκος ακτινικών μεσημβρινών αλλά καθόλου πληροφορία για το σχήμα του κερατοειδή στη περιμετρική κατεύθυνση^{21, 32}. Επίσης το σχήμα του κερατοειδή είναι πολύπλοκο με αποτέλεσμα οι αλγόριθμοι να δίνουν μια εικόνα του σχήματος που είναι προσέγγιση

της πραγματικής και τείνει γι' αυτό να είναι πιο ακριβής στο κέντρο όπου ο κερατοειδής

είναι πιο σφαιρικός¹⁴ και η παραξονική προσέγγιση μπορεί να εφαρμόζεται από τους αλγόριθμους.

Παρά τους παραπάνω περιορισμούς οι αλγόριθμοι και ο σχεδιασμός των τοπογραφικών συστημάτων σε κατασκευαστικό επίπεδο περιορίζουν στο ελάχιστο δυνατό όλα τα σφάλματα που μπορεί να προκύπτουν και δίνουν τη δυνατότητα για μια μη επεμβατική μέτρηση του σχήματος του κερατοειδούς, που είναι αρκετή τόσο σε κλινικό όσο και σε ερευνητικό επίπεδο. Φυσικά οι διαδικασίες εξομάλυνσης που εμπεριέχονται σε κάποιους αλγόριθμους τείνουν να μειώνουν τις ανωμαλίες λόγω διαφόρων τεχνημάτων (artifact) με αποτέλεσμα να υποεκτιμούνται μερικές φορές και οι πραγματικές ανωμαλίες του κερατοειδή^{33, 34}.

3.5.4.2.4 Επισκόπηση των βασικών αλγορίθμων ανακατασκευής στη τοπογραφία.

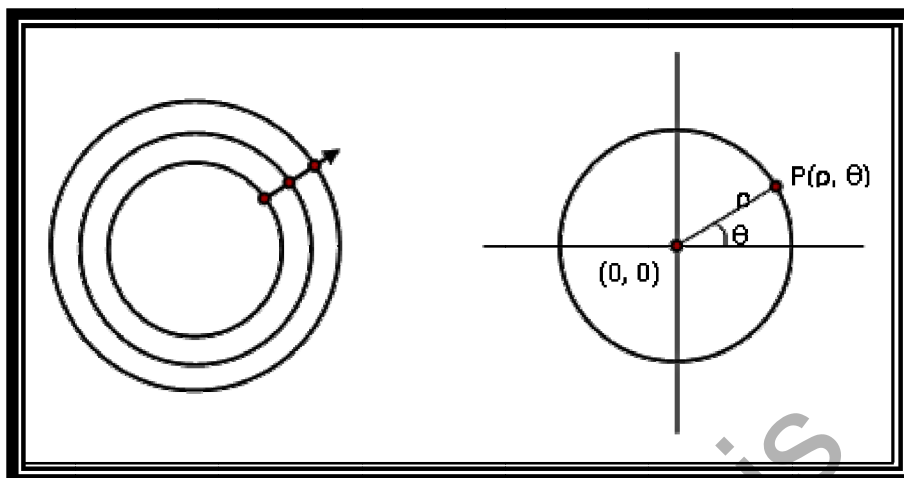
Οι διαδικασίες για τη δημιουργία ενός τοπογραφικού χάρτη του κερατοειδούς από τα δεδομένα που συλλέγονται ακολουθούν τα παρακάτω γενικά βήματα:

- Σύλληψη της εικόνας των ανακλώμενων δακτυλίων του δίσκου του Placido στο κερατοειδή,
- Προσδιορισμός των πολικών συντεταγμένων των διακριτών σημείων κάθε δακτυλίου,
- Μαθηματική αναπαράσταση της κερατοειδικής επιφάνειας σημείο προς σημείο,
- Υπολογισμός ενός κατάλληλου δείκτη (ακτίνα καμπυλότητας/Διοπτρική ισχύς) για τη περιγραφή κάθε σημείου της επιφάνειας,
- Δημιουργία ψευδοχρωματικού χάρτη προς παρουσίαση αυτών των δεικτών επί της επιφάνειας του κερατοειδούς.

Οι πραγματικοί αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται σε κάθε σύστημα τοπογραφία του κερατοειδούς που είναι διαθέσιμο εμπορικά δεν αποκαλύπτονται και δεν είναι ίδιοι με αυτούς που κυκλοφορούν στη διεθνή βιβλιογραφία^{16, 22, 35-42}. Παρόλα αυτά οι αλγόριθμοι που παρουσιάζονται στις παραπάνω μελέτες αποτελούν χρήσιμη πληροφορία αφού εκθέτουν τις βασικές αρχές κάτω από τις οποίες ανακατασκευάζονται τα τοπογραφικά δεδομένα για να αποδώσουν την κερατοειδική επιφάνεια.

Η ανακατασκευή των τοπογραφικών δεδομένων ξεκινά με την ανάλυση της φωτογραφία των ανακλώμενων δακτυλίων επάνω στο κερατοειδή (**εικόνα 3.8**). Ένα σύστημα πολικών συντεταγμένων υπερτίθεται επάνω στην φωτογραφική αναπαράσταση των δακτυλίων και κάθε σημείο τους προσδιορίζεται μοναδικά με ένα μεσημβρινό (Meridian) και μία απόσταση από το κέντρο. Με την ανάλυση του κερατοειδή μεσημβρινό προς μεσημβρινό, τα συστήματα τοπογραφίας

απλουστεύουν την ανάλυση θεωρώντας την επιφάνεια σαν ένα σύνολο από πολλές δυσδιάστατες, ακτινικής διάταξης, κατατομές (εικόνα 3.9)

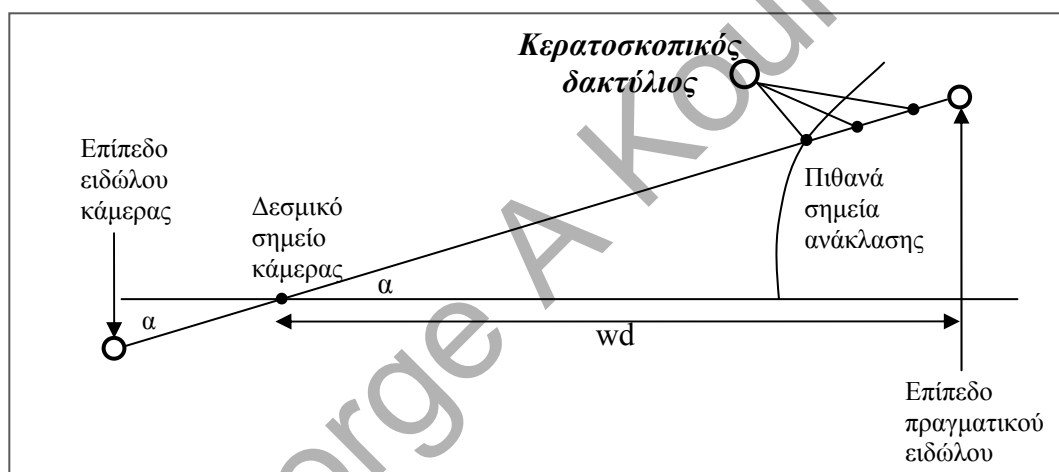


Εικόνα 3.9 Σύστημα πολικών συντεταγμένων για την ανάλυση δεδομένων τοπογραφίας του κερατοειδούς.

Φυσικά αυτή προσέγγιση θεωρεί πως κάθε μεσημβρινός είναι μία «φέτα» από μια συμμετρική εκ' περιστροφής επιφάνεια. Σε αυτό το γεωμετρικό χώρο η προσπίπτουσα ακτίνα και η ανακλώμενη ακτίνα φωτός από ένα σημείου του δακτυλίου του δίσκου του Placido βρίσκονται στο ίδιο επίπεδο, γεγονός που δεν συμβαίνει σε πραγματικούς κερατοειδείς μη συμμετρικούς εκ περιστροφής και με σημαντικές ανωμαλίες όπως ένα υψηλός αστιγματισμός. Σε αυτές τις περιπτώσεις οι θεωρήσεις των αλγορίθμων εισάγουν λάθη τα οποία στις περισσότερες των περιπτώσεων και για σχετικά ομαλούς κερατοειδείς είναι αμελητέα^{13, 43}.

3.5.4.2.4.1 Ο αλγόριθμος Van Saarloos

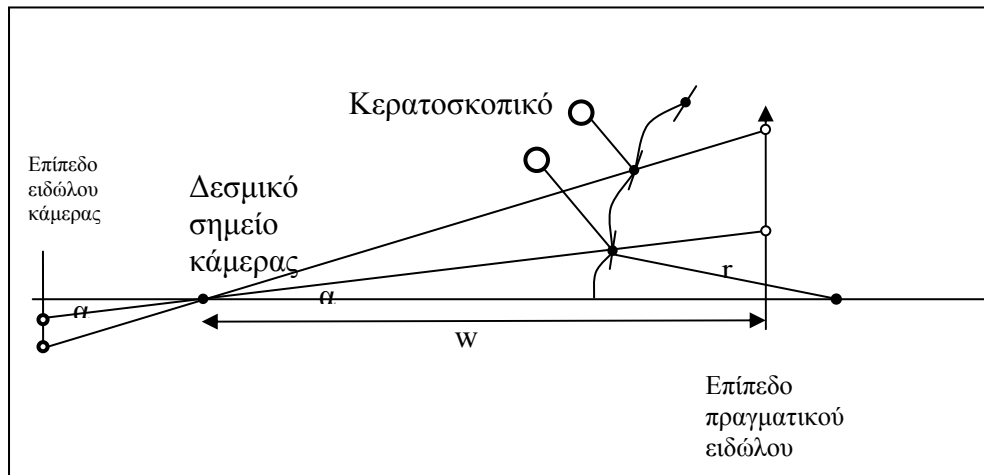
Ο Van Saarloos⁴⁰ στράφηκε σε έναν αλγόριθμο με χρήση τοξοειδών βημάτων για την ανακατασκευή του τοπογραφικού χάρτη. Θεωρώντας ότι σε δυο διαστάσεις οι κερατοσκοπικοί δακτύλιοι αποτελούνται από σημεία διαφορετικών αποστάσεων από το γεωμετρικό άξονα και ότι μετά την ανάκλαση, των ακτινών που προέρχονται από τα αντίστοιχα σημεία από την επιφάνεια του κερατοειδούς, οι κυρίες ακτίνες μπορούσαν να εντοπισθούν στο επίπεδο απεικόνισης της κάμερας μέσω των δεσμικών σημείων της κάμερας σε αντίστοιχα σημεία του ειδώλου δημιούργησε τον αλγόριθμο (εικόνα 3.10).



Εικόνα 3.10. Γενική γεωμετρία στη θεώρηση στόχου-ειδώλου στη τοπογραφία

Η γνωστή απόσταση του κάθε σημείου του αντικειμένου-στόχου, η απόσταση στην οποία βρίσκεται η κάμερα και η γωνιακή θέση του κάθε σημείου του ειδώλου αρκούν για να υπολογιστούν τα σημεία της ανάκλασης στον κερατοειδή. Δυστυχώς για να οδηγηθεί σε μοναδική λύση (Μοναδική θέση για κάθε σημείο ανάκλασης επάνω στο κερατοειδή) θα πρέπει να ισχύουν μερικές παραδοχές⁴¹:

- Τα διαδοχικά σημεία του κερατοειδή συνδέονται με μικρά κυκλικά τόξα
- Τα γειτονικά τόξα έχουν μοναδική κλίση στις ενώσεις τους



Εικόνα 3.11. Ο αλγόριθμος van Saarloos.

Ο αλγόριθμος van Saarloos. Επαναλαμβανόμενες διαδικασίες εκτιμούν το σημείο ανάκλασης κάθε σημείου από το δακτύλιο του δίσκου του Placido. Τα σημεία αυτά διαδοχικά συνδέονται με τόξα κύκλου και στις περιοχές ένωσης πρέπει να υπάρχει κοινή κλίση

Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί αρκετούς επαναληπτικούς υπολογισμούς για την εύρεση του βέλτιστου σημείου ανάκλασης.. Στην *εικόνα 3.11* αναπαρίσταται η γεωμετρία του αλγόριθμου που συνοψίζεται στα επόμενα βήματα:

- Εκτίμηση της ακτίνας καμπυλότητα στο apex
- Υπολογισμός του πρώτου σημείου ανάκλασης από το κερατοειδή και η κλίση του
- Μέσω των δεδομένων από το προηγούμενο σημείο υπολογίζονται οι συντεταγμένες και οι κλίσεις των επόμενων σημείων ανάκλασης
- Επανάληψη των διαδικασιών για τον επόμενο μεσημβρινό.

3.5.4.2.4.2 Ο αλγόριθμος του Klein.

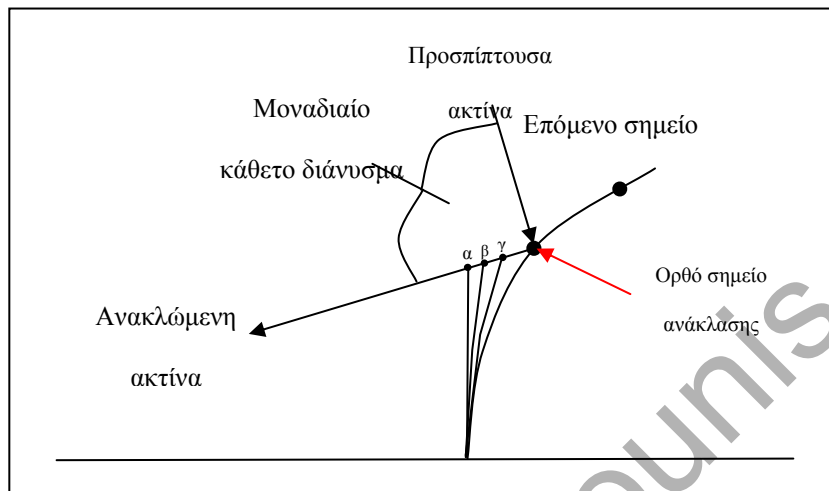
Ο αλγόριθμος που περιγράφει ο Van Saarloos έχει εγγενείς προβλήματα αφού η ένωση μέσω τόξων κύκλου προσδίδει απότομες αλλαγές της καμπυλότητας σε κάθε σημείο. Ο Klein σχεδίασε ένα αλγόριθμο που συνδέει τα σημεία ανάκλασης στο κερατοειδή με ομαλές συνεχείς καμπύλες που περιγράφουν καλύτερα το μοντέλο του κερατοειδή³⁶. Όπως και στο προηγούμενο αλγόριθμο έτσι και εδώ οι υπολογισμοί βασίζονται στις πολικές συντεταγμένες του κάθε σημείου και δύο περιορισμοί είναι απαραίτητοι για να υπάρχει μοναδική λύση για κάθε σημείο:

- Η επιφάνεια μοντελοποιείται μέσω ενός πολυωνύμου τρίτου βαθμού
- Τα σημεία της δειγματοληψίας να βρίσκονται στη τομή της ανακλώμενης ακτίνας και του υπολογιζόμενου πολυωνύμου

Ο αλγόριθμος μπορεί να υλοποιηθεί με λίγες γραμμές κώδικα σε απλούστατη γλωσσά προγραμματισμού. Στην *εικόνα 3.12* φαίνεται και η γεωμετρία στην οποία στηρίζεται ο αλγόριθμος. Τα βήματα έχουν ως εξής:

- Εκτίμηση του πρώτου σημείου ανάκλασης (α) ακριβώς πάνω από το apex
- Σύγκριση της γωνίας μεταξύ της προσπίπτουσας ακτίνας και του μοναδιαίου κάθετου στο συγκεκριμένο σημείο με τη γωνία μοναδιαίου κάθετου και ανακλώμενης ακτίνας. Αν η πρώτη γωνία είναι μεγαλύτερη από τη δεύτερη γίνεται επαναπροσδιορισμός της ανακλώμενης ακτίνας για να βρεθεί καταλληλότερο σημείο (β)
- Υπολογισμός της πολυονυμικής καμπύλης μεταξύ του apex και του σημείου (β)
- Επανάληψη των βημάτων 2, 3 μέχρι η γωνία προσπίπτουσας και ανακλώμενης να είναι ίσες μέσα σε ένα προκαθορισμένο όριο ανοχής

- Χρήση των δεδομένων του σημείου ανάκλασης για τον υπολογισμό των επομένων
- Επανάληψη για όλους τους μεσημβρινούς.



Εικόνα 3.12. Ο αλγόριθμος Klein.

Οι παραπάνω αλγόριθμοι παρουσιάζουν διαδικασίες οι οποίες χρησιμοποιούν δυσδιάστατους υπολογισμούς για το προσδιορισμό τρισδιάστατων επιφανειών. Όλοι οι υπολογισμοί επαναλαμβάνονται για κάθε ημιμεσημβρινό σε μικρά ακτινικά διαστήματα. Αναλόγως το τοπογραφικό σύστημα 5000 με 10000 σημεία πρέπει να υπολογιστούν για να προσδιοριστεί και να ανακατασκευαστεί η κερατοειδική επιφάνεια.

3.5.4.3 Ακρίβεια των τοπογραφικών μετρήσεων

Η βιντεοκερατοσκοπία μπορεί να προσδιορίσει τη διαθλαστική ισχύ σφαιρικών επιφανειών με ακρίβεια 0.25D ή και καλύτερα σε μια περιοχή που αφορά το 70% της συνολικής επιφάνειας του κερατειδή^{27, 44-48}. Το παραπάνω γεγονός μπορεί να δώσει μια ικανότητα ανάλυσης με ακρίβεια 0.15D που βρίσκεται μέσα στα όρια κλινικής ανοχής. Όταν πρέπει να μετρηθούν σφαιρικές επιφάνειες, που προσεγγίζουν καλύτερα στο σχήμα του κερατοειδούς, τότε η ακρίβεια φθίνει ραγδαία.

αγγίζοντας και τις 3.00D τυπικής απόκλισης έξω από τα 4 χιλιοστά της κεντρικής περιοχής^{14, 49, 50}. Αυτό συμβαίνει λόγω της σφαιρικής μεροληψίας (spherical bias) όταν παρουσιάζονται αποτελέσματα μέσω χαρτών εφαπτομενικής ή γενικής ακτίνας καμπυλότητας (tangential ή global). Η περιφερική ακρίβεια ενός βιντεοκερατοσκοπίου μπορεί να βελτιωθεί με τη χρήση νέων αλγορίθμων⁴¹, με μαθηματική προσαρμογή επιφανειών στο σχήμα του κερατοειδή(Παράρτημα 3, 4).

Η ακρίβεια επίσης μειώνεται όταν πρόκειται να μελετηθούν πολύ κυρτοί(>46 D) ή πολύ επίπλευτοι κερατοειδείς (<38)^{19, 27, 44, 46} ή κερατοειδής με ανώμαλο σχήμα λόγω κάποιας παθολογίας όπως κερατόκωνος ή κερατοειδείς που έχουν υποστεί διαθλαστική χειρουργική κ.α.⁵¹⁻⁵⁴

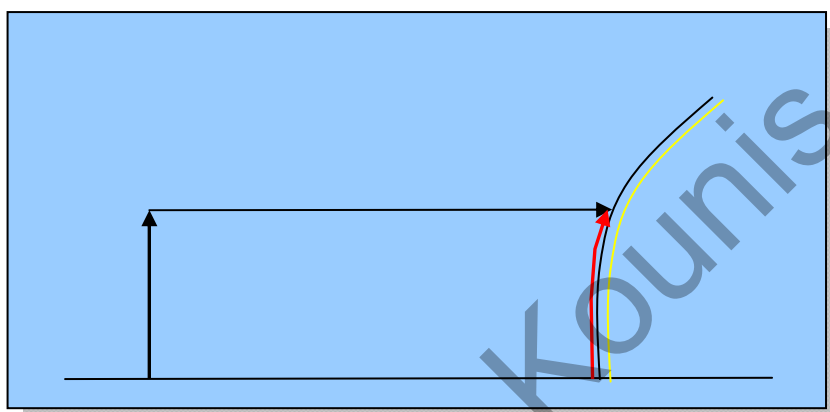
3.6 Τοπογραφία και αρχή της προβολής.

Τα τοπογραφικά συστήματα του κερατοειδούς που στηρίζονται στην αρχή της ανάκλασης έχουν αρκετούς περιορισμούς στη λειτουργία τους ειδικά όταν πρόκειται για πολύ ανώμαλους κερατοειδείς. Σε αυτές τις περιπτώσεις η αρχή της προβολής και τα συστήματα που στηρίζονται σε αυτή δίνουν λύση στην ανακατασκευή του κερατοειδικού σχήματος με ορθό τρόπο.

3.6.1 Η αρχή της προβολής.

Με αυτή τη μέθοδο το αντικείμενο-στόχος σχηματίζεται στην επιφάνεια του κερατοειδή, στη δακρυϊκή στοιβάδα σαν προβολή διαφάνειας σε οθόνη όπως στο σχήμα 14. Η εφαρμογή των τεχνικών προβολής βρίσκει δυο βασικές δυσκολίες. Η πρώτη είναι ότι ο κερατοειδής είναι διαφανής και με το φως να τον διαπερνά το σήμα επιστροφής είναι μικρό. Δευτερευόντως υπάρχει αρκετό φως που ανακλάται από τη δακρυϊκή στοιβάδα και οδηγεί σε πολύ θόρυβο. Οι τεχνικές της χρήση πούδρας ή

φλουοροσκεΐνης στον κερατοειδή για την αποφυγή ανάκλασης από τη δακρυϊκή στοιβάδα δεν έχουν οδηγήσει σε καλά αποτελέσματα. Τα τοπογραφικά συστήματα που χρησιμοποιούν σχισμοειδείς λυχνίες, ραστερογραφία, συμβολομετρία με χρήση laser ή συμβολή μοιρέ προβάλλουν ένα αντικείμενο-στόχο στην επιφάνεια του κερατοειδή με τη ενστάλαξη, μερικές φορές, χρωστικών όπως φλουοροσκεΐνης στη δακρυϊκή στοιβάδα(εικόνα 3.13).



Εικόνα 3.13. Αντικείμενο προβαλλόμενο στο κερατοειδή για τοπογραφικά συστήματα που κάνουν χρήση της αρχής της προβολής.

3.6.2 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των συστημάτων προβολής.

Σε αντίθεση με τα συστήματα ανάκλασης που μετρούν κλίση, τα συστήματα προβολής μετρούν κερατοειδικό ύψος (Height) από κάποιο επίπεδο αναφοράς, συνήθως στο apex, και από αυτή τη μέτρηση μπορεί να εξαχθεί η πληροφορία για την ακτίνα καμπυλότητας και τη διοπτρική ισχύ με μεγαλύτερη ακρίβεια. Η χρήση της πληροφορίας του ύψους είναι πολύ σημαντική αφού δίνεται η δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί για την καθοδήγηση της δέσμης ενός laser με σκοπό τις εξατομικευμένες επεμβάσεις (customized treatments)⁵⁵⁻⁵⁷. Η εξέταση ανώμαλων κερατοειδών ή κερατοειδών με μικρή ανακλαστικότητα λόγω κάποιου τραύματος είναι πιο εύκολη. Η κάλυψη του κερατοειδούς είναι καθολική συμπεριλαμβάνοντας

τη κεντρική και τη περιφερική περιοχή. Η ανάλυση είναι μεγάλη και μπορεί να φτάσει τα 3 με 5 μm (Πίνακας 3-6).

Τέλος η ανακατασκευή του κερατοειδικού σχήματος παρουσιάζει ομογενή ακρίβεια παντού αφού δεν υπάρχει μεροληψία λόγω ασφαιρικότητας ή σφαιρικότητας όπως στα τοπογραφικά συστήματα με τη χρήση της αρχής της ανάκλασης και η ανάλυση δεν γίνεται σε σχέση με τον οπτικό άξονα ή το κέντρο του κερατοειδούς. Η ευθυγράμμιση παύει τότε να είναι πολύ σημαντική καθώς επίσης και η εστίαση, αφού γίνεται χρήση παραλλήλων δεσμών φωτός και η επιφάνεια ανακατασκευάζεται από τη θέση των σημείων σε σχέση με τα κοντινά τους και από ένα μαθηματικά εκπεφρασμένο επίπεδο αναφοράς σε αντίθεση με τα τοπογραφικά συστήματα ανάκλασης όπου γίνεται χρήση μια απόλυτης θέσης στο χώρο⁵⁸.

Πλεονεκτήματα	Μειονεκτήματα
Μέτρηση κερατοειδικού Ύψους(Height)	Τα πρωτότυπα είναι δύσχρηστα
Δυνατότητα μέτρησης ανώμαλων κερατοειδών	Η λήψη της εικόνα είναι χρονοβόρα
Μέτρηση επιφανειών με μικρή ανακλαστικότητα	Η ανάλυση της εικόνας είναι χρονοβόρα
Μέτρηση όλης της επιφάνειας του κερατοειδούς	Μικρή κλινική εμπειρία από τη χρήση
Μεγάλη ανάλυση και ακρίβεια	Μη ύπαρξη τυπικών μορφών παρουσίας
Ομοιογενής ακρίβεια σε όλο το κερατοειδή	Ανάγκη χρήσης φλουοροσκεϊνης
Ευθυγράμμιση και εστίαση λιγότερο σχηματικές	

Πίνακας 3-6. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της αρχής της προβολής στη τοπογραφία του κερατοειδούς

Στα μειονέκτημα των συστημάτων αυτών περιλαμβάνεται η περίπλοκη δομή των πρότυπων που κατασκευάζονται και μεγάλος αριθμός μετρήσεων απαιτεί πολύ χρόνο για ανάλυση. Η δακρυϊκή στοιβάδα χρησιμοποιείται και από τα δύο είδη για τη μελέτη μιας επιφάνεια που βρίσκεται κάτω από αυτήν. Οι προϋποθέσεις που πρέπει να ισχύουν είναι ότι η δακρυϊκή στοιβάδα είναι ομογενής και πολύ λεπτή με μελέτες

να αναφέρουν πάχος 7μm. Το πάχος αυτό έχει αμελητέα επίδραση στη κερατοειδική καμπυλότητα και ισχύ που δεν είναι δυνατόν να επηρεάσει τα τοπογραφικά συστήματα με ακρίβεια 0.25 D και ευαισθησία πολύ μικρότερη. Σε ύστερες μελέτες έχει βρεθεί πάχος δακρυϊκής στιβάδας μέχρι και 40 μm οπότε εκεί δεν είναι γνωστό τι μπορεί να συμβαίνει με τη τοπογραφία εν γένει.

Η ενστάλαξη φλουροσκεΐνης για την επίλυση κάποιων προβλημάτων στα συστήματα προβολής μπορεί να επεμβαίνει δραστικά στο τελικό αποτέλεσμα. Τέλος η έλλειψη μιας μορφής παρουσίασης τοπογραφικών χαρτών με τυπικό και μοναδικό χαρακτήρα λείπει αφού υπάρχουν δεκάδες τρόποι παρουσίασης και αυτό λειτουργεί σαν τροχοπέδη και για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων των συστημάτων προβολής.

3.7 Το σχήμα του φυσιολογικού κερατοειδή.

Ο κερατοειδής είναι μια μοναδικής φύσης ιστός που δεν μοιάζει με άλλο είδος ιστού στο σώμα. Σαν αποτέλεσμα της θέσης του δημιουργεί ένα τοίχωμα στο εξώτερο μέρος του οφθαλμού και γι' αυτό έχει κάποιες ειδικές λειτουργίες. Σαν το εξώτερο τμήμα του οφθαλμού μαζί με το σκληρό δημιουργούν μια επιφάνεια που συγκροτεί την ενδοφθάλμια πίεση σταθερή υποστηρίζοντας τα οπίσθια τμήματα και προστατεύοντας από τραύματα η λοιμώξεις. Εκτός από τις μηχανικές του ιδιότητες έχει και δυο βασικούς ρόλους στη διαδικασία της όρασης. Το πρόσθιο τμήμα του είναι η βασική διαθλαστική επιφάνεια, υπεύθυνη για την εστίαση του φωτός στον αμφιβληστροειδή και είναι διαφανής στο φως επιτρέποντας τη παραπάνω διαδικασία.

Το σχήμα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς έχει μελετηθεί διεξοδικά κυρίως στα κεντρικά 8 χιλ. από τα συνολικά 12 χιλ. της διαμέτρου του. Για να προσεγγίσει κανείς σχηματικά τη κεντρική οπτική ζώνη, που είναι υπεύθυνη για τη

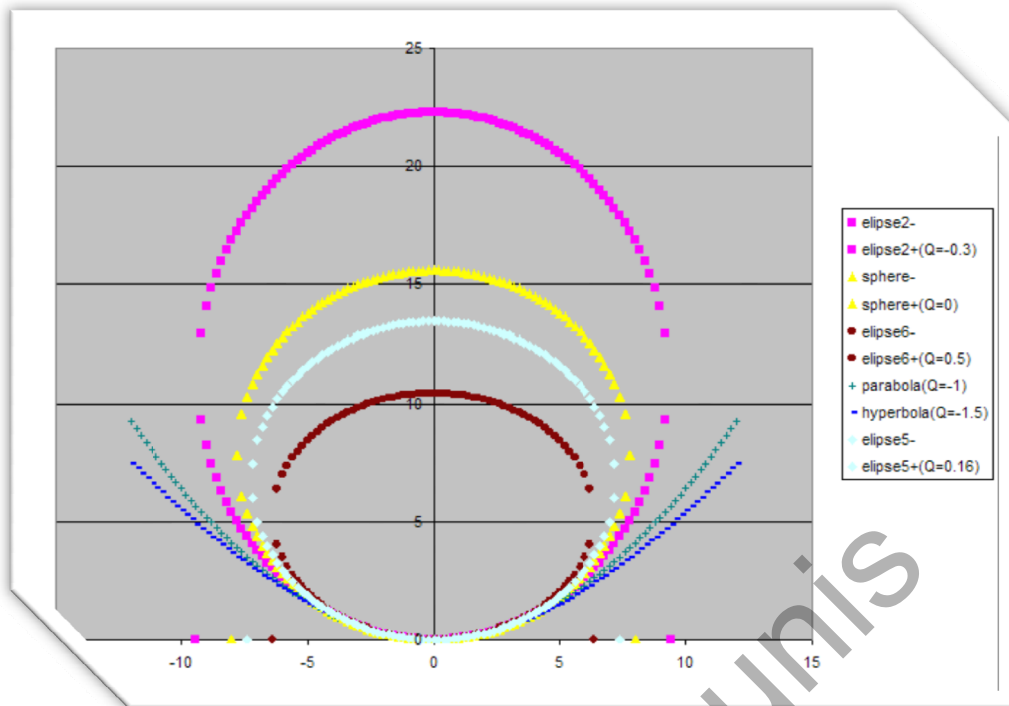
δημιουργία ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή, συνήθως πρέπει να χρησιμοποιήσει την γενικευμένη εξίσωση ενός κωνοειδούς στις τρεις διαστάσεις **(Παράρτημα 4)**.

Ο φυσιολογικός κερατοειδής προσεγγίζεται από ένα προμήκες ελλειψοειδές. Το ελλειψοειδές δημιουργείται εκ περιστροφής από μια έλλειψη **(Παράρτημα 1)**. Η γενικευμένη εξίσωση που περιγράφει κάθε κωνοειδές, συμπεριλαμβανόμενου και του ελλειψοειδούς είναι η παρακάτω :

$$h^2 + (1+Q)Z^2 - 2ZR = 0 \quad (2)$$

όπου Z είναι ο οπτικός άξονας, $h^2 = X^2 + Y^2$ και R είναι η ακτίνα καμπυλότητας στο vertex **(Παράρτημα 2)** και Q είναι η ασφαιρικότητα του κερατοειδούς ($Q = -e^2$ και $p = 1 + Q$) **(Παράρτημα 3)**. Ο τρόπος με τον οποίο προκύπτει η εξίσωση 2 από τη γενικευμένη εξίσωση της ελλείψεως περιγράφεται στο **Παράρτημα 4**. Η συνήθης τιμή της ασφαιρικότητας για φυσιολογικούς κερατοειδείς είναι $Q = -0.28$. Λύνοντας την παραπάνω εξίσωση όπως στο παράρτημα μπορούμε να έχουμε την οβελιαία απόσταση από το vertex του κερατοειδή που θεωρητικά μπορεί να έχει το σχήμα οποιουδήποτε ελλειψοειδούς **(εικόνα 3.14)**..

$$Z = \frac{h^2 \kappa}{1 + \sqrt{1 - p h^2 \kappa^2}}$$



Εικόνα 3.14. Τα αποτελέσματα της ασφαιρικότητας στο σχήμα του κωνοειδούς που προκύπτει από τη γενικευμένη εξίσωση του Baker. Όλα τα κωνοειδή έχουν τη ίδια apical ακτίνα καμπυλότητας

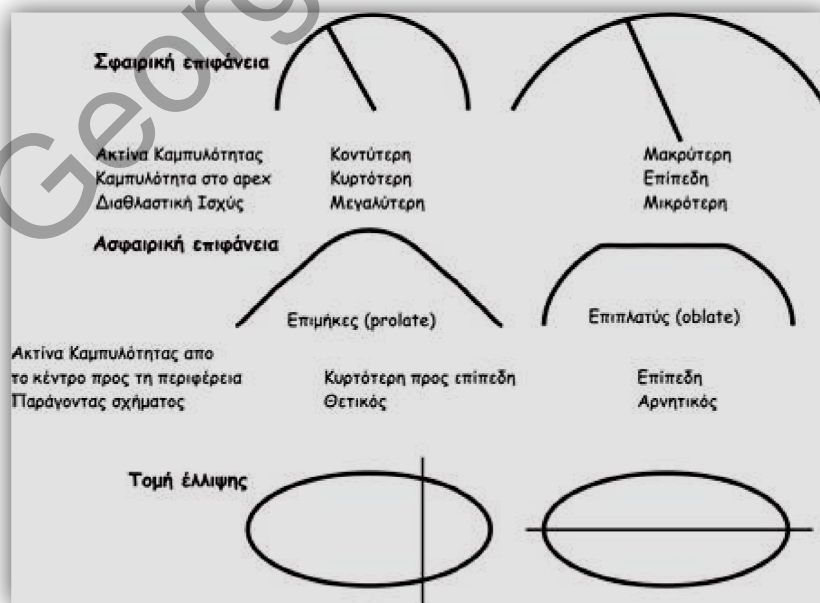
3.7.1 Κερατοειδική ασφαιρικότητα

Η κεντρική περιοχή του κερατοειδή μέχρι τα 4 χιλιοστά από το κέντρο μπορεί να θεωρηθεί περίπου σφαιρική. Πέραν αυτής της περιοχής ο περιφερικός κερατοειδής είναι ασφαιρικού σχήματος και παρουσιάζει ακτινική ασυμμετρία: αλλαγή της ακτίνας καμπυλότητας από το κέντρο προς τη περιφέρεια σε διαφορετικές αναλογίες και σε διαφορετικούς ημιμεσημβρινούς^{26, 59}. Το προφίλ του κερατοειδικού σχήματος σε κάθε ημιμεσημβρινό μπορεί να θεωρηθεί σαν μέρος ελλειψης¹². Ο φυσιολογικός κερατοειδής είναι επιμήκης (prolate), δηλαδή κυρτός στο κέντρο του ενώ πλαταίνει στη περιφέρεια (εικόνα 3.15). Αντίθετα ο επίπλευτος ή προμήκης (oblate) κερατοειδής που είναι πλατύς στο κέντρο του και κυρτώνει στη περιφέρεια προδίδει ανώμαλο κερατοειδή ως προς το σχήμα πιθανών λόγω διαθλαστικών επεμβάσεων. Πολλές

προσπάθειες έχουν γίνει για τη λεπτομερή αναπαράσταση του κερατοειδικού σχήματος μέσω μαθηματικών ή γραφικών μοντελών⁴¹. Παρόλα αυτά καμία μέθοδος δεν έχει θεωρηθεί αρκετά ακριβής. Όπως αναφέρεται και στο **Παράρτημα 3** το ποσοστό της ασφαιρικότητας ενός κερατοειδή μπορεί να περιγραφεί από μια μεταβλητή που ονομάζεται ασφαιρικότητα Q και έχει σχέση με τη μαθηματική περιγραφή της έλλειψης. Στο **Πίνακα 3-7** περιγράφονται οι διάφορες μορφές ασφαιρικότητας.

Πίνακας 3-7 Ασφαιρικότητα και κερατοειδικό σχήμα

Ασφαιρικότητα (Q)	Σχήμα	Περιγραφή	Παράδειγμα
>0	Επίπλευτος	Περιφερική κύρτωση	Ακτινωτές κερατεκτομές, διαθλαστική χειρουργική
0	Σφαιρικός	Ομοιογενής καμπυλότητα	Σφαίρα βαθμονόμησης
<0	Επιμήκης	Περιφερική επιπλάτυνση	
-0.26	Επιμήκης	Ήπια περιφερική επιπλάτυνση	Κανονικός κερατοειδής
<-0.26	Επιμήκης	Σημαντική περιφερική επιπλάτυνση	Κερατοκωνικός κερατοειδής



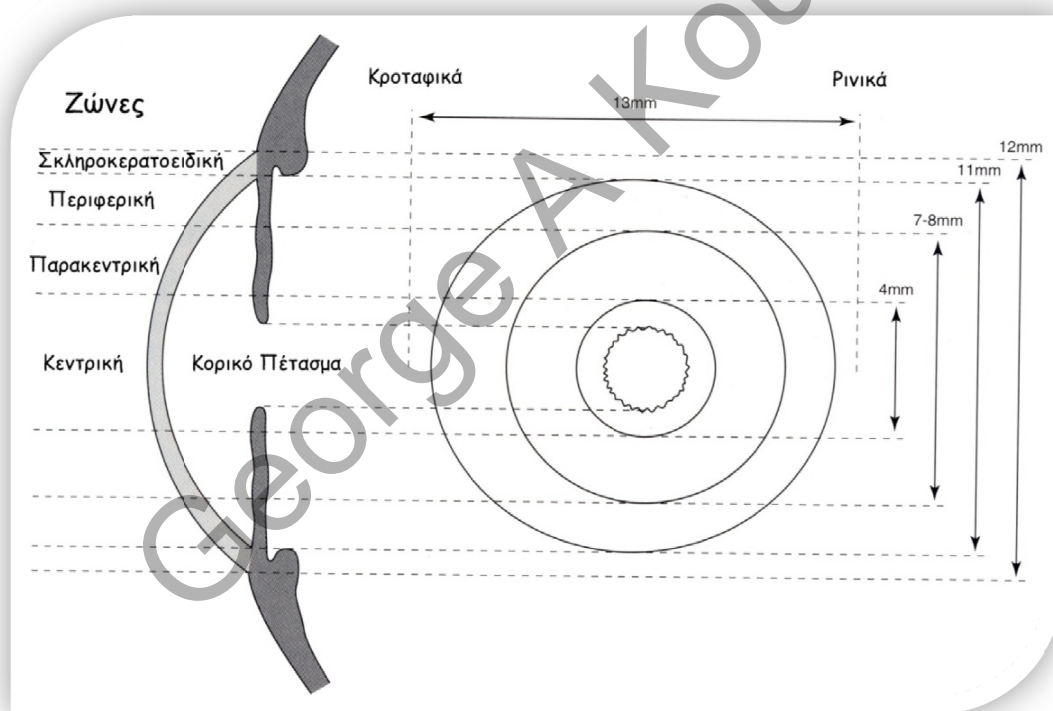
Εικόνα 3.15. Παρουσίαση των διαφορετικών επιφανειών αναλόγως με τη ασφαιρικότητα Q και τη σχέση του με το ελλειπτικό σχήμα.

3.7.2 Ζώνες στη κερατοειδική επιφάνεια.

Η κερατοειδική επιφάνεια έχει χωριστεί αυθαίρετα σε τέσσερις ζώνες (εικόνα 3.16) που χρησιμεύουν για να μπορεί κανείς να περιγράψει χαρακτηριστικά του κερατοειδικού σχήματος που προκύπτουν από τη τοπογραφική απεικόνιση.

3.7.2.1 Κεντρική Ζώνη (Central zone).

Η Κεντρική ζώνη είναι η πιο σημαντική περιοχή του κερατοειδή για τη διαδικασία της όρασης και τη διαθλαστική χειρουργική διάμετρο 4 χιλ. και είναι περίπου σφαιρική με καμπυλότητα που δεν ποικίλει περισσότερο από 0.25D ή 0.05 χιλ⁶⁰.



Εικόνα 3.16. Οι ζώνες στο κερατοειδή. Διαγραμματική αναπαράσταση του δεξιού οφθαλμού σε κάθετη τομή αριστερά και σε μία πρόσθια λήψη στα δεξιά. Ο κερατοειδής μπορεί να χωριστεί αυθαίρετα σε 4 ζώνες: κεντρική, παρακεντρική, περιφερική και σκληροκερατοειδική.

3.7.2.2 Παρακεντρική Περιοχή (Paracentral zone)

Η παρακεντρική περιοχή βρίσκεται σε ένα δακτύλιο με διάμετρο από 4 χιλ. έως τα 7-8 χιλ. και συνήθως είναι πιο επίπεδη από τη κεντρική ζώνη. Μαζί με τη κεντρική ζώνη αποτελούν την κορυφώδη ζώνη (apical zone) η οποία χρησιμοποιείται σαν επιφάνεια για όλες τις μορφές διαθλαστικών επεμβάσεων και για την εφαρμογή φακών επαφής.

3.7.2.3 Περιφερική ζώνη (Peripheral zone)

Η περιφερική ζώνη είναι η περιοχή στην οποία έχουμε τη μέγιστη επιπλάτυνση και την αξονική ασυμμετρία. Χρησιμοποιείται κυρίως για την ορθή τοποθέτηση των φακών επαφής αφού εκεί θα εδράζονται περισσότερο.

3.7.2.4 Σκληροκερατοειδική ζώνη (Limbal zone).

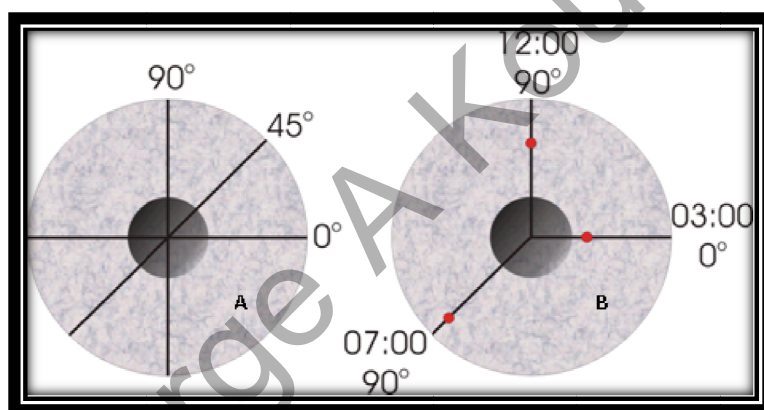
Η σκληροκερατοειδική ζώνη είναι ένα χείλος πάχους 0.5-1 χιλ. που εφάπτεται στο σκληρό. Συχνά καλύπτεται από μέρος του φλέβο-αρτηριακού δικτύου του επιπεφυκότος. Ενώ δημιουργείται μια τοπική κύρτωση για το σχηματισμό του σκληρικού αυλακιού (sulcus). Οι τεχνικές τοπογραφίας με χρήσης ανάκλασης έχουν πρόβλημα στο να μετρήσουν ορθά την περιοχή αυτή σε σχέση με τα συστήματα που χρησιμοποιούν τη τεχνική της προβολή.

3.7.3 Διευθύνσεις στην επιφάνεια του κερατοειδή : Άξονες, Μεσημβρινοί και Ημιμεσημβρινοί(Meridians & Semi-meridians).

Στη γεωγραφία μεσημβρινός ορίζεται μια γραμμή που ενώνει το βόρειο με το νότιο πόλο και μπορεί να βρίσκεται αριστερά ή δεξιά του πρώτου μεσημβρινού από 0 έως 180 μοίρες. Η θέση ενός τόπου ορίζεται από τη τομή των μεσημβρινών με τους παράλληλους που αντιστοίχως διατρέχουν τη γη κάθετα στους μεσημβρινούς άνω και κάτω του ισημερινού.

Στον κερατοειδή αντιστοίχως, επειδή δεν υπάρχει βόρειος ή νότιος πόλος, σαν μεσημβρινός ορίζεται η γραμμή που διατρέχει τον κερατοειδή από τη μια πλευρά του σκληροκερατοειδικού ορίου στο άλλο. Οι μεσημβρινοί ονομάζονται ανάλογα με τη γωνία στην οποία βρίσκονται από 0 έως 180 μοίρες με φορά αντίθετη από αυτήν της φοράς των δεικτών του ρολογιού. Ο όρος άξονας αναφέρεται στη διεύθυνση ενός κυλινδρικού φακού κατά την οποία η διαθλαστική ισχύς είναι μηδενική.

Λόγω του ότι στον κερατοειδή δεν υπάρχει βορράς ή νότος ή παράλληλοι ομόνοτος τρόπος να εντοπιστεί ένα σημείο είναι να οριστεί η απόσταση σε χιλιοστά από το κέντρο και οι μοίρες του αντίστοιχου ημimesημβρινού. Διευθύνσεις και τοποθεσίες στον κερατοειδή(εικόνα 3.17).



Εικόνα 3.17. (Α) Παραδείγματα 3 μεσημβρινών η κυλινδρικών αξόνων σε 3 διαφορετικές κατευθύνσεις. (Β) Τρεις θέσεις επάνω στο κερατοειδή σε διαφορετικούς ημimesημβρινούς και διαφορετικές αποστάσεις από το γεωμετρικό κέντρο του κερατοειδή.

3.7.4 Οι κερατοειδικοί πόλοι

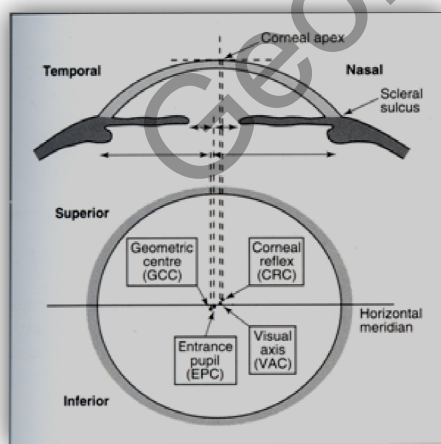
Οι κερατοειδικοί πόλοι μπορούν να οριστούν με πολλούς τρόπους λόγω του περίπλοκου σχήματος του κερατοειδή και λόγω των πολλών οπτικών στοιχείων που απαρτίζουν τον οφθαλμό. Υπάρχουν τέσσερις πολύ γνωστοί χρησιμοποιούμενοι πόλοι που αναφέρονται στο παρακάτω πίνακα και απεικονίζονται στην *εικόνα 3.18*

και αναφέρονται στο Πίνακα 3-8. Οι πόλοι αυτοί ποικίλουν σε θέση ανάλογα με τον υποκείμενο κερατοειδή που εξετάζεται⁶¹.

Πίνακας 3-8 Ορισμός και εφαρμογή των κερατοειδικών πόλων.

Οι άξονες του οφθαλμού ορίζονται από τα σημεία τομής με την πρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια				
Πόλος	Σημείο πρόσθιας επιφάνειας	Κερατοειδικό σημείο	Σημείο οπίσθιας επιφάνειας	Εφαρμογές
Γεωμετρικός κερατοειδικός πόλος (Geometrical Corneal Centre: GCC)		Ίση απόσταση από αντίθετα σκληροκερατοειδικά όρια		Φακοί επαφής
Κερατοειδικός πόλος Ανακλασης (Corneal Reflex Centre: CRC)	Σημείο Εστίασης (Fixation Point)	Κερατοειδική Κορυφή (Apex)		Τοπογραφία
Πόλος κορικής εισόδου (Entrance Pupil Centre: EPC)	Σημείο Εστίασης (Fixation Point)	Σημείο τομής με κερατοειδή	Πόλος κορικής εισόδου	Διαθλαστική χειρουργική
Πόλος οπτικού άξονα (Visual axis Centre: VAC)	Σημείο Εστίασης (Fixation Point)	Σημείο τομής με κερατοειδή	Βοθρίον	Λειτουργία της όρασης

3.7.4.1 Γεωμετρικός κερατοειδικός πόλος (Geometrical Corneal Centre: GCC).



Εικόνα 3.18. Πόλοι όπως μπορούν να εμφανιστούν στην επιφάνεια του κερατοειδή.

Ο γεωμετρικός πόλος ή το ανατομικό κέντρο του κερατοειδούς βρίσκεται εκεί που τα μακρύτερα οριζόντια και κάθετα τόξα της επιφάνειας τέμνονται, γι' αυτό και απέχει ίση απόσταση από δυο αντίθετα σκληροκερατοειδικά όρια. Δεν έχει καμία ειδική σημασία στη διάθλαση που γίνεται από

τον οφθαλμό αφού τα γεωμετρικά κέντρα των διαφόρων οπτικών στοιχείων του δεν είναι

συνευθειακά.

3.7.4.2 Κερατοειδικός πόλος ανάκλασης (Corneal Reflex Centre: CRC)

Είναι το σημείο του κερατοειδή στο οποίο φαίνεται η ανάκλαση του στόχου εστίασης ή προσήλωσης όταν ο κερατοειδής παρατηρείται ομοαξονικά με τη στόχο αυτό. Εξ ορισμού είναι το κορυφαίο σημείο του κερατοειδή (apex) καθώς όταν ο οφθαλμός εστιάζει στο στόχο εστίασης η κερατοειδική επιφάνεια μπορεί μόνο να είναι κάθετη στην εισερχόμενη ακτίνα φωτός στη σημείο που έχει το μεγαλύτερο κάθετο ύψος (sagittal height)⁶². Ο κερατοειδικός πόλος ανάκλασης χρησιμοποιείται για την ορθή επικέντρωση των συστημάτων τοπογραφίας του κερατοειδούς που χρησιμοποιούν την αρχή της ανάκλασης. Μετά από διαθλαστική χειρουργική το σημείο ανάκλασης μπορεί να έχει μετατοπισθεί αρκετά σε σχέση με τους άλλους πόλους.

3.7.4.3 Πόλος κορικής εισόδου (Entrance Pupil Centre: EPC)

Βρίσκεται στο σημείο τομής της γραμμής που ενώνει το σημείο προσήλωσης με το κέντρο της κόρης. Αναφέρεται βιβλιογραφικά και σαν γραμμή της όρασης (Line of sight) γιατί το κορικό διάφραγμα καθορίζει τον αριθμό των εισερχόμενων ακτινών φωτός, προερχομένων από το αντικείμενο παρατήρησης, που θα σχηματίσουν το είδωλο στον αμφιβληστροειδή⁶³. Παρόλα αυτά η ακτίνα που διέρχεται από το κέντρο της κόρης δεν έχει καμία σημασία, από πλευράς οπτικής, όσον αφορά στο σημείο του κερατοειδή ή του αμφιβληστροειδή στο οποίο προσπίπτει. Χρησιμοποιείται κυρίως για την επικέντρωση διαφόρων διαθλαστικών επεμβάσεων λόγω της καλής ορατότητας της κόρης. Τελικά η αξιοπιστία του συγκεκριμένου σημείου είναι μειωμένη λόγω του μεταβλητού μεγέθους της κόρης. Το κέντρο της κόρης μπορεί να μετακινηθεί μέχρι και 0.7 χιλ. με την αλλαγή του μεγέθους της⁶⁴.

3.7.4.4 Πόλος οπτικού άξονα (VAC).

Ο πόλος αυτός βρίσκεται στο σημείο που τέμνει ο οπτικός άξονας το κερατοειδή. Οπτικός άξονας καλείται η ευθεία που ενώνει το σημείο προσήλωσης με το κεντρικό βοθρίο. Αν και θεωρείται το πιο σημαντικό σημείο της οπτικής ζώνης του κερατοειδή, οπότε όλες οι επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής θα έπρεπε να επικεντρώνονται εκεί, εντούτοις είναι πολύ δύσκολο να εντοπιστεί κλινικά. Είναι το πιο κοντινό σημείο στο κερατοειδικό πόλο ανάκλασης και γι' αυτό το σημείο αυτό θεωρείται ιδανικό για την επικέντρωση διαθλαστικών επεμβάσεων⁶⁵.

Η πιο κοινή σχετική θέση των κερατοειδικών πόλων είναι από την κάτω κροταφική περιοχή προς τη άνω ρινική περιοχή με τη παρακάτω σειρά: Γεωμετρικός, Κορικής εισόδου, Οπτικού άξονα και τέλος κερατοειδικής ανάκλασης (*εικόνα 3.18*).

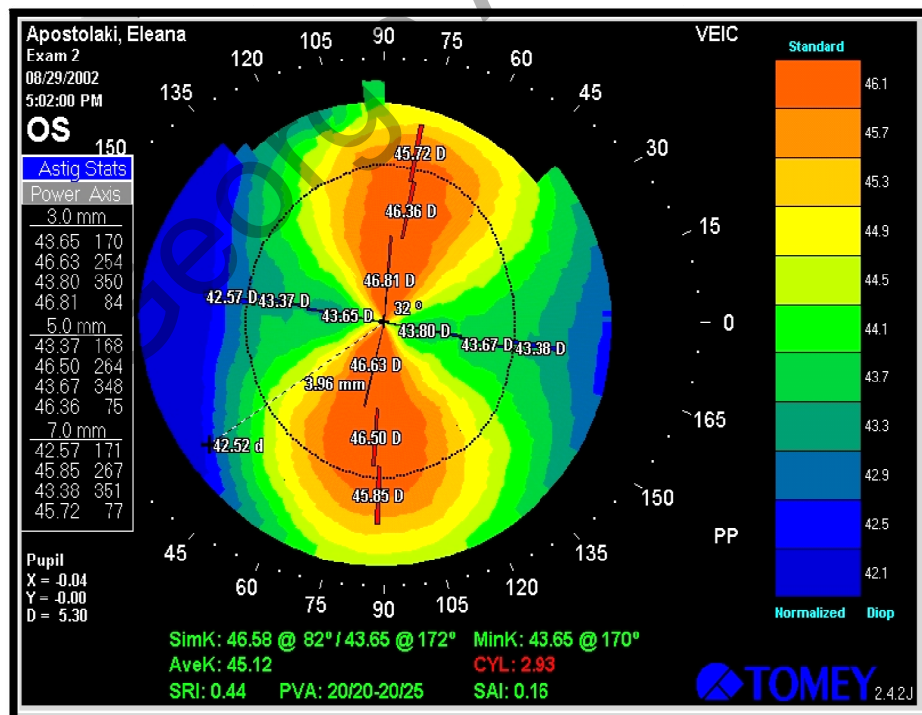
3.8 Παρουσίαση των τοπογραφικών δεδομένων

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της τοπογραφίας του κερατοειδούς γίνεται κυρίων μέσω χρωματικών χαρτών που μπορεί να είναι δυο διαστάσεων ή τριών διαστάσεων αναλόγως με το τι παρουσιάζεται^{42, 66-68}. Περιοχές με παρόμοια χαρακτηριστικά (Υψος, διοπτρική ισχύς, ακτίνα καμπυλότητας) παρουσιάζονται με όμοια χρώματα (εικόνα 3.19).

3.8.1 Προσδιορισμός των κερατοειδικών τοποθεσιών

Όταν περιγράφονται σημεία ή τοποθεσίες στην επιφάνεια του κερατοειδή είναι σημαντικό να είναι δυνατός ο εντοπισμός χωρίς καμία αμφιβολία. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται στη τοπογραφία οι μεσημβρινοί και οι άξονες.

Κάθε σημείο μπορεί να οριστεί επάνω στο τοπογραφικό χάρτη με τη χρήση πολικών συντεταγμένων που θα δίνουν την απόσταση από το κέντρο και τον αντίστοιχο άξονα σε μοίρες.



Εικόνα 3.19. Τυπική αναπαράσταση τοπογραφικού χάρτη.

Στην **εικόνα 3.19** στα δεξιά φαίνεται η χρωματική κλίμακα σε διοπτρίες. Πάνω αριστερά δίνονται πληροφορίες για τον ασθενή. Κάτω από το χάρτη διακρίνονται οι διάφοροι στατιστικοί δείκτες. Μετά από σύγκριση τους με τιμές που θεωρούνται φυσιολογικές μπορούν να προκύψουν συμπεράσματα για διάφορες ανωμαλίες του κερατοειδούς όπως ο κερατόκωνος ή ο ανώμαλος αστιγματισμός. Το **SimK** δίνει πληροφορία παρόμοια με αυτή ενός κερατομέτρου για τη μέση διοπτρική ισχύ στα κεντρικά 3 χιλ. σε ένα μεσημβρινό. Ο μείζων άξονας έχει τη μεγαλύτερη ισχύ και ο ελάσσων βρίσκεται σε γωνία 90 μοιρών σε σχέση με το μείζονα. Επίσης ο δείκτης **MinK** υπολογίζεται για το μεσημβρινό με την ελάχιστη ισχύ. Ο κερατομετρικός αστιγματισμός: **Cyl** είναι η διαφορά μεταξύ των τιμών του μείζονα και του ελάσσονα άξονα. Ο **SRI** είναι ένδειξη της τοπικής ομαλότητας που παρουσιάζει το κερατοειδικό σχήμα στα κεντρικά 4.5 χιλ. και συσχετίζεται καλά με τη διαδικασία της όρασης. Οι φυσιολογικοί κερατοειδείς έχουν χαμηλή τιμή $SRI < 1.0$ ενώ αυτοί με μικρή οπτική οξύτητα λόγω ανωμαλιών παρουσιάζουν μεγαλύτερες τιμές. Το **SAI** προσδιορίζει τη διαφορά της κερατοειδικής διαθλαστικής ισχύος μεταξύ σημείων του ίδιου δακτυλίου και βρίσκονται σε αντί-διαμετρικές θέσεις. Η κατανομή της ισχύος σε ένα φυσιολογικό κερατοειδή είναι συμμετρική με $SAI < 0.5$. Η τιμή αυτή μπορεί να αυξηθεί όταν υπάρχουν ανωμαλίες όπως ο κερατόκωνος. Στα αριστερά δίνονται οι τιμές για το περισσότερο και το λιγότερο διαθλαστικό άξονα με τη μορφή ημιμεσημβρινών σε διάφορες ζώνες (κεντρική, παρακεντρική και περιφερική συνήθως). Κάτω αριστερά δίνονται τα στοιχεία που αφορούν τη κόρη όπως η διάμετρος και η απόσταση στην οποία βρέθηκε ο πόλος του οπτικού άξονα από το κέντρο της κόρης. Όσο μεγαλύτερη είναι η απόσταση αυτή, τόσο περισσότερο ανακριβής είναι η μέτρηση.

3.8.2 Ύψος, Κλίση, Καμπυλότητα και διαθλαστική ισχύς.

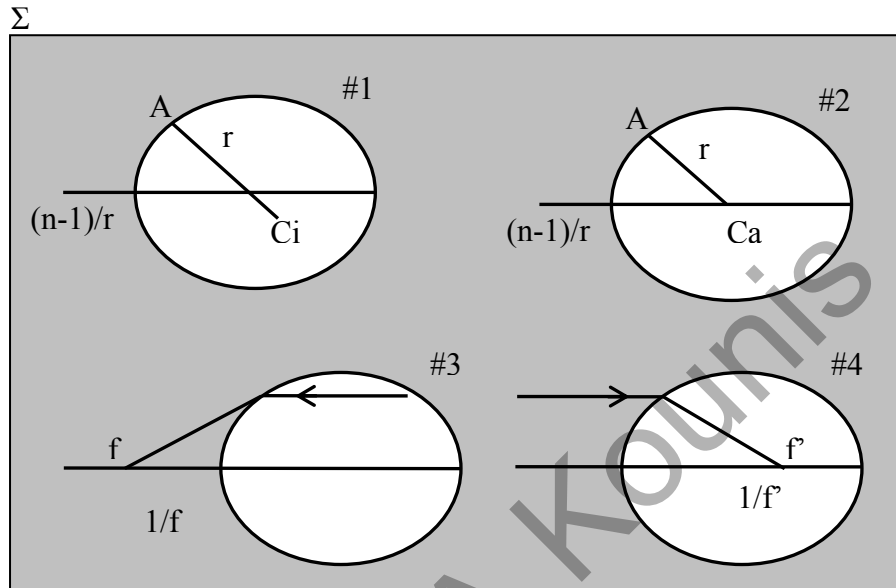
Τα συστήματα που χρησιμοποιούν τεχνικές προβολής μπορούν αμέσως να παρουσιάσουν τα αποτελέσματα με τη μορφή κερατοειδικού ύψους από ένα επίπεδο αναφοράς ή ακόμη και μια σφαίρα καθορισμένης καμπυλότητας που έχει προσαρμοστεί στη κερατοειδική επιφάνεια. Η παρουσίαση αυτή είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για τη διαθλαστική χειρουργική⁶⁹ αφού μπορεί να παρουσιάσει μια τρισδιάστατη εικόνα του κερατοειδή. Μπορεί δε να εφαρμοστεί και σε συστήματα που χρησιμοποιούν την αρχή της ανάκλασης με καταλλήλους υπολογισμούς^{66, 70}.

Η κλίση και η καμπυλότητα προέρχονται από τη πρώτη παραγωγό του ύψους και αναπαριστά το ρυθμό αλλαγής του ύψους. Η διαθλαστική ισχύς είναι πιο ευαίσθητη στις ανωμαλίες του κερατοειδή λόγω των υποθέσεων που πρέπει να ισχύουν στους υπολογισμούς της. **(Παράρτημα 1, 3, 4)**

3.8.3 Ο τυπικός κερατομετρικός δείκτης και οι κερατομετρικές διοπτρίες.

Με τη χρήση του τυπικού κερατομετρικού δείκτη μπορεί να μετατραπεί η υπολογιζόμενη ακτίνα καμπυλότητας σε διοπτρική ισχύ μέσω του τύπου $(1.3375 - 1)/K(m)$. Αυτό σημαίνει ότι όσο αυξάνεται η ακτίνα καμπυλότητας καθώς μειώνεται η διοπτρική ισχύς και αντίστροφα. Στη βιβλιογραφία αναφέρονται τέσσερις διαφορετικές μορφές διοπτρικής ισχύος αναφερόμενες στην ίδια ακτίνα καμπυλότητας όπως στην *εικόνα 3.20*. Στην *εικόνα3.20#1* η διοπτρική ισχύς υπολογίζεται από την τοπική ακτίνα καμπυλότητας και στην *εικόνα3.20#2* από τη αξονική ακτίνα καμπυλότητας μέσω της παραξονικής προσέγγισης και του τυπικού κερατομετρικού δείκτη όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Στην *εικόνα3.20#3* έχουμε υπολογισμό της διοπτρικής ισχύς από την εστιακή απόσταση με το γνωστό τρόπο που εφαρμόζεται στην οπτική (Ray Tracing) και εκφράζεται σαν το αντίστροφο της

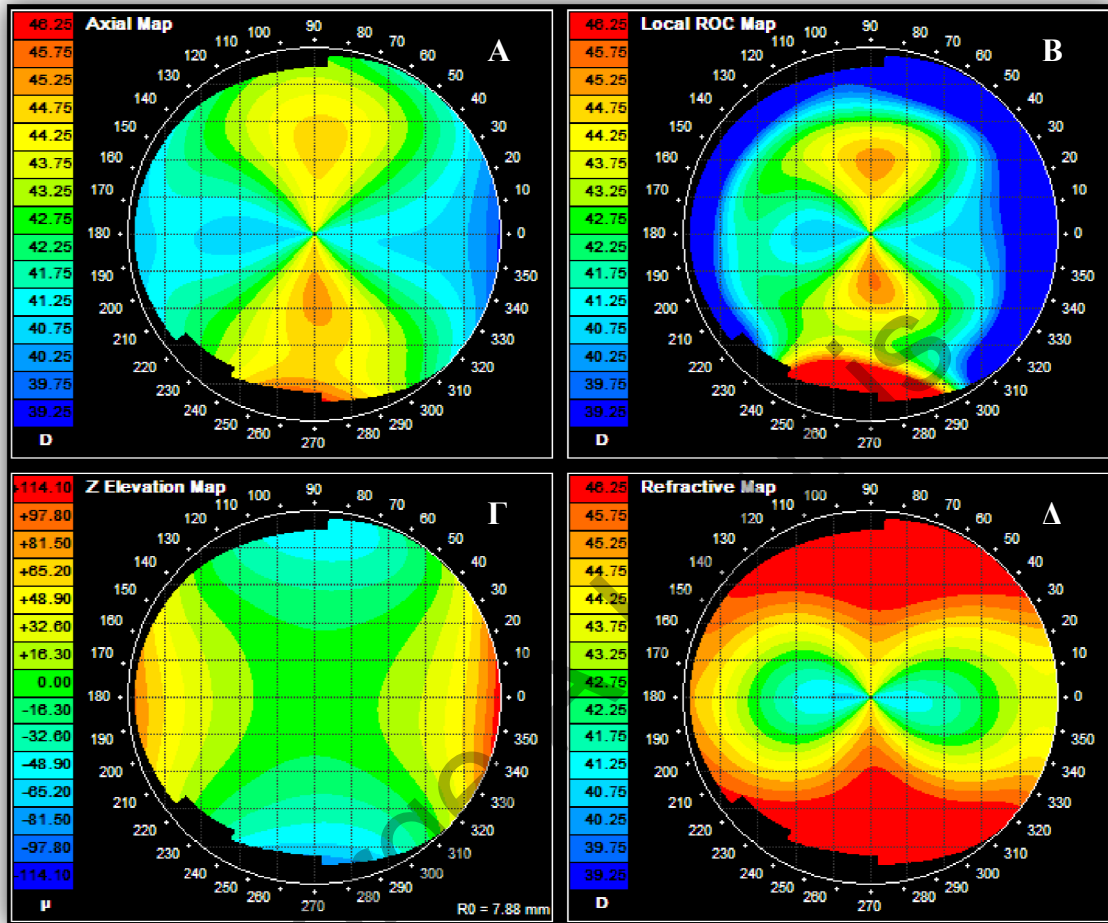
απόστασης στην οποία μια δέσμη που εξέρχεται από τον οφθαλμό θα τέμνει τον γεωμετρικό άξονα καθώς διαθλάται. Στην **εικόνα 3.20#4** η διοπτρική ισχύ ορίζεται σαν το αντίστροφο της απόστασης από τον κερατοειδή στην οποία μια δέσμη που εισέρχεται στον οφθαλμό θα τέμνει το οπτικό άξονα αφού διαθλαστεί.



Εικόνα 3.20. Παρουσίαση των 4 μεθόδων με τις οποίες μπορεί να υπολογιστεί η διοπτρική ισχύς από τα δεδομένα κλίσης των τοπογραφικών συστημάτων.

Σε κλινική βάση οι χρωματικοί χάρτες που παρουσιάζουν τη διοπτρική ισχύ μέσω της αξονικής ακτίνας καμπυλότητας (axial) (**εικόνα 3.21A**) χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση των ασθενών. Οι χάρτες της εφαιτομενικής (Instantaneous) διοπτρικής ισχύος (**εικόνα 3.21B**) και της διαθλαστικής (Refractive) ισχύος που προέρχεται από τη οπτική ανάλυση Ray tracing (**εικόνα 3.21A**) είναι διαθέσιμοι σε όλα τα συστήματα τοπογραφίας αλλά δεν χρησιμοποιούνται καθώς δίνουν αποτελέσματα που αν και θεωρούνται πιο ακριβή δεν υιοθετηθήκαν ποτέ από τους κλινικούς. Ο λόγος είναι ότι οι μεν χάρτες εφαιτομενικής ισχύος παρουσιάζουν πλάτυνση στη περιφέρεια ενώ οι διαθλαστικοί χάρτες παρουσιάζουν τα αποτελέσματα με διαφορετικό μοτίβο από αυτό που έχουν συνηθίσει οι κλινικοί. Στην **εικόνα 3.21Γ** παρουσιάζεται επίσης η

χάρτης ύψους που δίνει τις υψομετρικές διαφορές που υπάρχουν στη κερατοειδική επιφάνεια εάν σε αυτή προσαρμοστεί μια σφαιρική επιφάνεια με ακτίνα καμπυλότητας τη μέση ακτίνα καμπυλότητας του κερατοειδούς (Παράγραφος 3.8.4)



Εικόνα 3.21. Τοπική γενικευμένη αναπαράσταση αποτελεσμάτων διοπτρικής ισχύος από τοπογραφικά συστήματα.

3.8.4 Τρισδιάστατες αναπαραστάσεις και κερατοειδικό ύψος (Height).

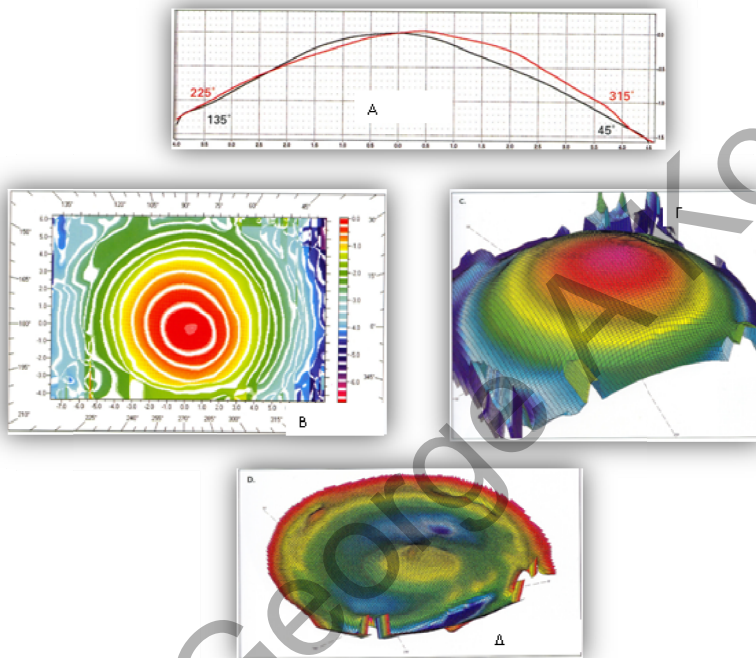
Στην *εικόνα 3.22Α* παρουσιάζονται τα προφίλ δυο μεσημβρινών από ένα κερατοκωνικό κερατοειδή ο οποίος έχει μετρηθεί με σύστημα που χρησιμοποιεί την αρχή της προβολής. Ο μεσημβρινός των 45 μοιρών παρουσιάζει σχετικά φυσιολογικό συμμετρικό σχήμα. Ο μεσημβρινός των 135 μοιρών είναι επίπεδος στο άνω ρινικό

μέρος ενώ γίνεται κυρτότερος στο κάτω κροταφικό μέρος. Το apex σε αυτό το μεσημβρινό βρίσκεται στα 0.45 χιλ. από το κέντρο του κερατοειδή (οπτικός άξονας).

Στην **εικόνα 3.22B** παρουσιάζεται μια δυσδιάστατη αναπαράσταση του κερατοειδή σε μορφή ύψους, όπου φαίνονται μόνο χονδροειδείς ανωμαλίες. Οι ανακλώμενοι δακτύλιοι φαίνεται να πλησιάζουν στο κάτω κροταφικό μέρος όπου η ανωμαλία του κερατόκωνου δημιουργεί μεγαλύτερη τραχύτητα. Στην **εικόνα 3.22Γ** χρησιμοποιήθηκε μια σφαίρα με ακτίνα καμπυλότητας 7 χιλ. και προσαρμόστηκε

(**εικόνα 3.22Α**) στα δεδομένα του κερατοειδή.

Το αποτέλεσμα φαίνεται στην **εικόνα 3.22Δ** καθώς τα πράσινα χρώματα να αναπαριστούν σημεία που βρίσκονται πάνω από τη σφαίρα. Σημεία που βρίσκονται από πάνω παρουσιάζονται



Εικόνα 3.22. Τρισδιάστατη αναπαράσταση τοπογραφικών δεδομένων του κερατοειδή από σύστημα που χρησιμοποιεί την αρχή της προβολής.

σαν κόκκινα/κίτρινα και αυτά που βρίσκονται από κάτω παρουσιάζονται με μπλε χρώμα. Σημεία που προσαρμόζονται ακριβώς εμφανίζονται με πράσινο χρώμα. Είναι εμφανής η λεπτομερέστερη εικόνα του κερατοειδή σε σχέση με το **εικόνα 3.22B**

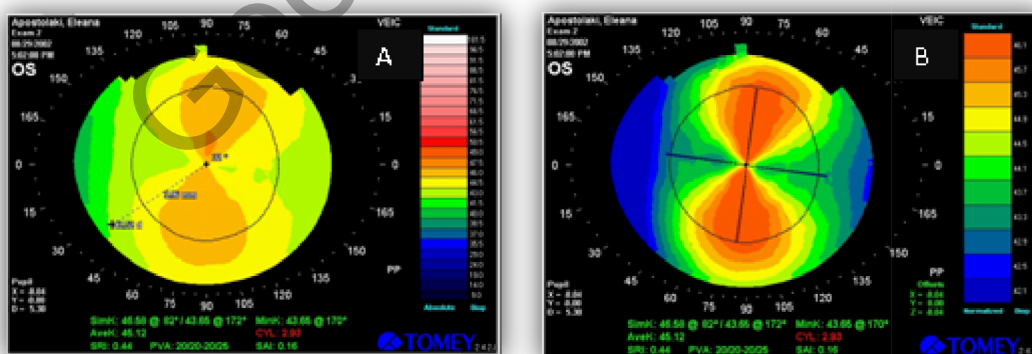
3.8.5 Χρώματα και κλίμακες.

Οι χρωματικοί χάρτες είναι δυσδιάστατες αναπαραστάσεις του τοπογραφικού σχήματος που απεικονίζουν είτε ακτίνα καμπυλότητας, είτε την αντίστοιχη διοπτρική ισχύ. Τα χρώματα που χρησιμοποιούνται είναι ζεστά χρώματα (κόκκινο, πορτοκαλί, κίτρινο) για τις πολύ κυρτές περιοχές και

Population	Slope	Curvature (mm)	Power (D)	Color									
+3SD	Steep	7.0	48.0	Red									
+1SD		7.5	45.0	Orange/yellow									
Mean	Average	7.8	Yellow/Green	-1SD		8.0	42.0	Green/Light Blue	-3SD	Flat	8.7	39.0	Blue
-1SD		8.0	42.0	Green/Light Blue									
-3SD	Flat	8.7	39.0	Blue									

Εικόνα 3.23. Χρωματικές κλίμακες και αντίστοιχη κωδικοποίηση.

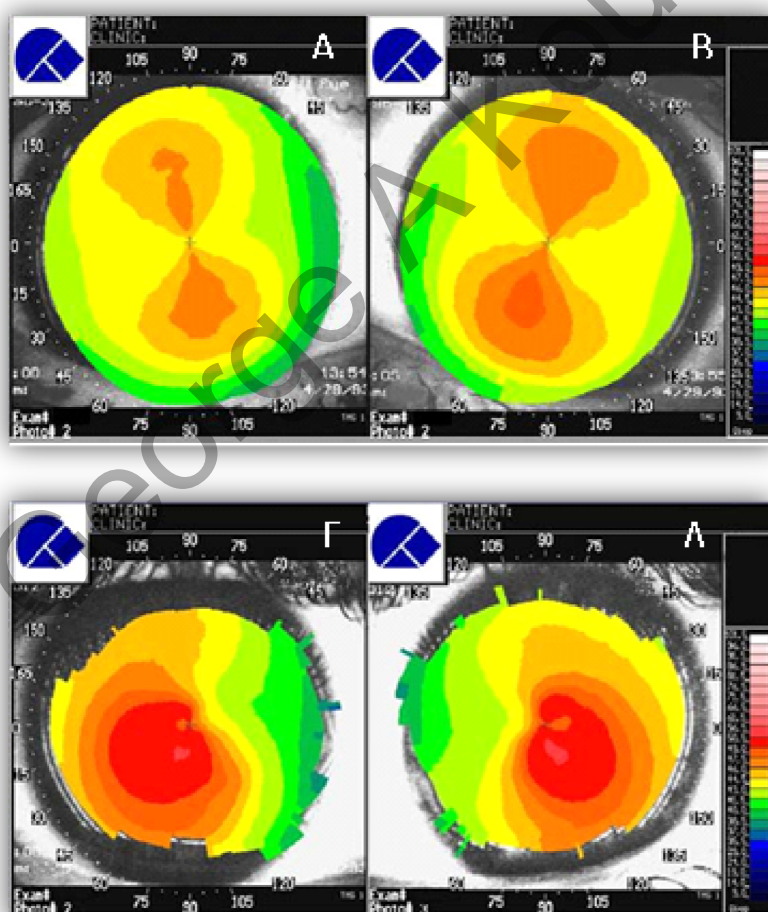
περισσότερο διαθλαστικές και ψυχρά χρώματα (πράσινο, μπλε, μωβ) για τις πιο πεπλατυσμένες και λιγότερο διαθλαστικές (εικόνα 3.24). Οι κλίμακες παρουσιάζονται σε χιλιοστά για τη καμπυλότητα και το ύψους ή σε διοπτρίες για τη διοπτρική ισχύ. Οι κλίμακες μπορεί να είναι απόλυτες με συγκεκριμένο εύρος τιμών (9.0-100D και βήμα 5D) (εικόνα 3.23A) ή εξατομικευμένες με τιμές που παίρνουν την μεγαλύτερη και μικρότερη τιμή του περιγραφόμενου δείκτη (εικόνα 3.23B) με δυνατότητα μικρότερης ή μεγαλύτερης απεικονιστικής λεπτομέρειας.



Εικόνα 3.24. Απόλυτες και εξατομικευμένες κλίμακες στη τοπογραφία του κερατοειδούς. Χρωματικές κλίμακες και αντίστοιχη κωδικοποίηση.

3.8.6 Ο φυσιολογικός κερατοειδής

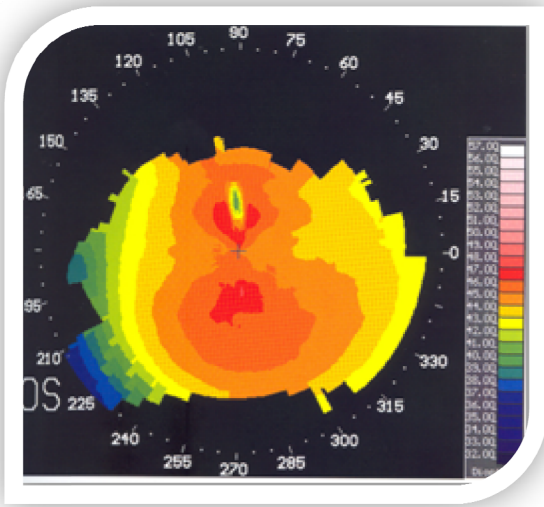
Οι δυο οφθαλμοί από τον ίδιο ασθενή έχουν πάντοτε εικόνα ειδώλου-αντικειμένου μεταξύ του (συμμετρικότητα) ενώ υπάρχει πλάτυνση πάντοτε προς τη ρινική περιοχή είτε πρόκειται για φυσιολογικό κερατοειδή (*εικόνα 3.25A* δεξιά και *εικόνα 3.25B* αριστερά). Ακόμη και εάν πρόκειται για ασθενή που παρουσιάζει ανωμαλία κερατοειδούς όπως κερατόκωνος (*εικόνα 3.25Γ και Δ*)⁷¹ η πλάτυνση ρινικά και η συμμετρία εξακολουθούν να υφίστανται. Στους φυσιολογικούς οφθαλμούς συνήθως παρουσιάζεται κερατοειδικός αστιγματισμός που δεν υπερβαίνει τη 1 διοπτρία και δεν προκαλεί σημαντική μείωση στη οπτική οξύτητα.



Εικόνα 3.25. Τοπογραφικές αναπαραστάσεις φυσιολογικών κερατοειδών.

3.9 Ορθή χρήση των τοπογραφικών συστημάτων και ανώμαλα μοτίβα.

Είναι πιθανόν μερικές φορές λόγω κακής χρήσης των τοπογραφικών συστημάτων να προκύπτουν χρωματικοί χάρτες που απεικονίζουν ανώμαλα κερατοειδικά μοντέλα, ενώ στη πραγματικότητα πρόκειται για τεχνήματα (artifacts) που δεν έχουν σχέση με το πραγματική μορφολογία

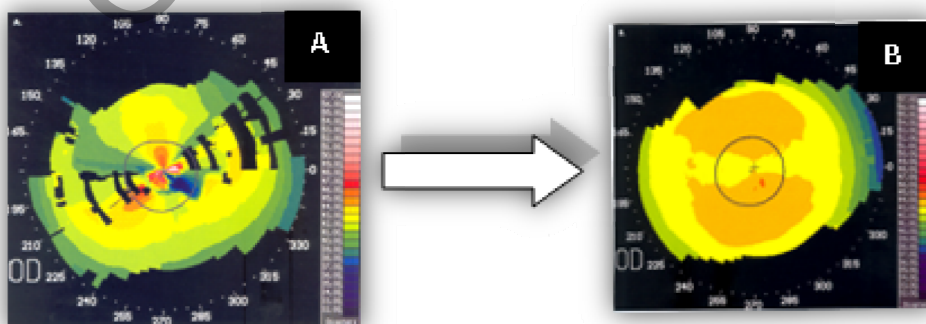


Εικόνα 3.26. Τοπική πλάτυνση του κερατοειδή στην εμφάνιση του αστιγματισμού ωφειλόμενη σε κακή ποιότητα δακρυϊκής στοιβάδας.

και ουσιαστικά οφείλονται σε εξωτερικούς παράγοντες (εικόνα 3.26).

3.9.1 Ευθυγράμμιση και εστίαση.

Στη λήψη μιας τοπογραφίας για να αποδοθεί με ακρίβεια το τελικό σχήμα του κερατοειδή πρέπει ο χειριστής να είναι προσεκτικός στο χειρισμό του ασθενή. Ο κερατοειδής πρέπει να είναι πολύ καλά τοποθετημένος σε σχέση με τον κώνο του Placido ώστε να ισχύουν οι συνθήκες που διέπουν τους αλγορίθμους ανακατασκευής.

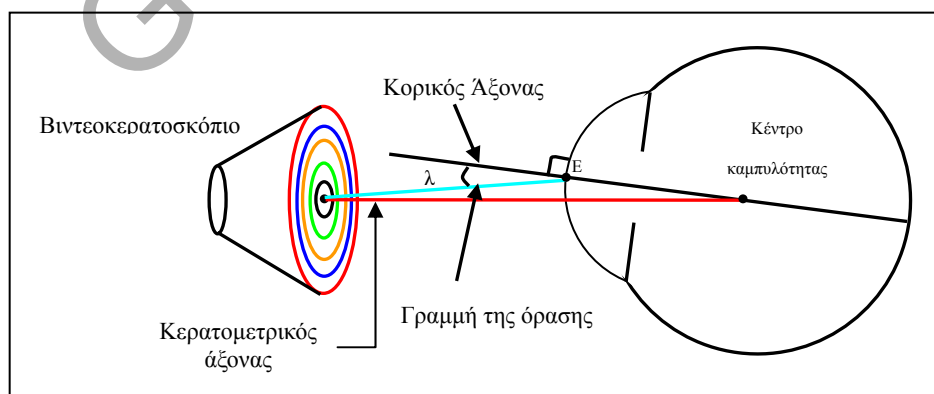


Εικόνα 3.27. Τοπογραφική απεικόνιση με λανθασμένη εστίαση και αποτέλεσμα με ορθή επανεστίαση.

Ο ασθενής πρέπει να προσηλώνει στο στόχο προσήλωσης και ο κώνος πρέπει να επικεντρωθεί και να εστιαστεί ορθά. Μικρά λάθη στην επικέντρωση ή την εστίαση μπορούν να οδηγήσουν στα λάθη που φαίνονται στην *εικόνα 3.27A* και που τελικά δίνουν σωστό αποτέλεσμα με τα από ορθή τοποθέτηση στη *εικόνα 3.27A*^{30, 31}.

Στην εστίαση του τοπογραφικού συστήματος μπορεί να υπάρξει, όπως περιγράφει και παραπάνω, λανθασμένη εστίαση και επικέντρωση της συσκευής. Αυτό συνήθως σημαίνει ότι ο κερατομετρικός άξονας και γραμμή της όρασης δεν συμπίπτουν στο στόχο προσήλωσης. Ιδεατά όπως φαίνεται στο σχήμα 37 θα πρέπει το βιντεοκερατοσκόπιο να ευθυγραμμιστεί σε σχέση με τη γραμμή όρασης του υποκειμένου, οριζόμενη ως ή γραμμή που ενώνει το σημείο/στόχο προσήλωσης με το κέντρο της κόρης εισόδου και το κέντρο της κόρης εξόδου με το κεντρικό βοθρίο. Με αυτό το τρόπο (*εικόνα 3.28*) η ανάκλαση του στόχου προσήλωσης στο κερατοειδή, η γραμμή της όρασης και ο κορικός άξονας θα έχουν τις θέσεις που φαίνονται στο σχήμα. Ο κορικός άξονας και η γραμμή της όρασης περνούν και οι δύο από το κέντρο της κόρης εισόδου. (**Παράγραφος 2.4.3.2**)

Η γωνία λάμδα είναι περίπου 3 με 6 μοίρες με το κορικό άξονα να διευθύνεται κροταφικά προς τη γραμμή της όρασης⁶³.



Εικόνα 3.28. Διαδικασία επικέντρωσης-εστίασης της τοπογραφικής συσκευής και του κερατοειδή.

4. Η στατιστική έννοια της επαναληψιμότητας και της ακριβείας.

4.1 Δια-συγκριτικοί έλεγχοι και ακρίβεια.

Οι δια-συγκριτικοί έλεγχοι (*inter-comparisons tests*) χρησιμοποιούνται για να καθοριστεί η ακρίβεια των μεθόδων ελέγχου (*precision tests*) και να προσδιοριστεί η απόδοση των ελέγχων στους εκάστοτε τύπους ελέγχου-εργαστήρια (*proficiency tests*).⁷² Ένας επιτυχημένος δια-συγκριτικός έλεγχος βασίζεται:

- στη καλή οργάνωση της διαδικασίας ελέγχου, συμπεριλαμβανομένης και της επιλογής των εργαστηρίων,
- επιλογή των υλικών προς έλεγχο-δοκίμια,
- καθορισμός των επιπέδων ελέγχου,
- αριθμός επαναληπτικών μετρήσεων,
- πλάνο προγραμματισμού των ελέγχων,
- κατανομή των υλικών προς έλεγχο, οδηγίες, σχεδιασμός του πρωτοκόλλου και συλλογή δεδομένων.

Τα συλλεγμένα δεδομένα πρέπει να αναλυθούν στατιστικά ως προς την ακρίβεια της μεθόδου ελέγχου (*precision*) και την απόδοση του ελέγχου σε κάθε εργαστήριο σύμφωνα με τη γενική γνώση των διεθνών προτύπων/μεθόδων. Οι διαδικασίες ISO/TR 22971:2005 και οι γενικές αρχές και οι ορισμοί βρίσκονται στο ISO 5725-1:1994(E) περιγράφουν σαφώς και βήμα προς βήμα το σχεδιασμό, την εκτέλεση και τη στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων των δια-συγκριτικών ελέγχων με σκοπό τον έλεγχο της μεταβλητότητας μιας τυπικής μεθόδου ελέγχου και για το προσδιορισμό της επαναληψιμότητας (*repeatability*) και αναπαραγωγικότητας (*reproducibility*) αποτελεσμάτων που λαμβάνονται από ελέγχους μεταξύ διαφορετικών εργαστηρίων⁷³.

Γενικά, λόγω αναπόφευκτων εγγενών σφαλμάτων, σε κάθε διαδικασία ελέγχου, οι δοκιμασίες που εκτελούνται σε σχετικά όμοια δοκίμια και κάτω από τις ίδιες συνθήκες δεν δίνουν εν γένει όμοια αποτελέσματα⁷². Τα σφάλματα των αποτελεσμάτων πρέπει να ληφθούν υπ' όψει στη πρακτική ερμηνεία των πειραματικών δεδομένων. Διαφορετικές μέθοδοι ή διαδικασίες ελέγχου μπορεί να δώσουν διαφορετικές διακυμάνσεις (*variation*) και σφάλματα στα αποτελέσματα. Η ακρίβεια (*precision*) είναι γενικός ορισμός για το βαθμό μεταβλητότητας (*variability*) μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων-ελέγχων.

Εκτός από τις διακυμάνσεις των αποτελεσμάτων που προέρχονται από ίδια δείγματα, οι παρακάτω παράγοντες μπορεί να συμβάλουν στη μεταβλητότητα των αποτελεσμάτων μιας διαδικασίας ελέγχου:

- Ο χειριστής
- Ο εξοπλισμός
- Η βαθμονόμηση του εξοπλισμού
- Οι συνθήκες (θερμοκρασία, υγρασία...)
- Ο χρόνος που περνά μεταξύ των μετρήσεων

4.2 Έννοιες που χρησιμοποιούνται συχνά στους δια-συγκριτικούς ελέγχους

4.2.1 Αποδεκτή τιμή αναφοράς (Accepted reference value).

Μια τιμή που εξυπηρετεί σαν τιμή αναφοράς για συγκρίσεις. Μπορεί να εξαχθεί σαν:

Θεωρητική ή τεκμηριωμένη τιμή μέσω επιστημονικών αρχών

Μια γενικής παραδοχής ή τεκμηριωμένη τιμή βασισμένη σε πειραματική εργασία κάτω από τη αιγίδα μιας επιστημονικής ομάδας

Όταν τα παραπάνω δεν είναι εφικτά τότε μπορεί να θεωρηθεί η πειραματική τιμή της μετρημένης ποσότητας π.χ. η μέση τιμή του συγκεκριμένου πληθυσμού των μετρήσεων

4.2.2 Ορθότητα (Accuracy).

Η εγγύτητα της συμφωνίας μεταξύ του αποτελέσματος του ελέγχου και της αποδεκτής τιμής αναφοράς. Όταν εφαρμόζεται σε μια ομάδα αποτελεσμάτων, εμπεριέχει το συνδυασμό τυχαίων σφαλμάτων και συχνών συστηματικών σφαλμάτων τα οποία είναι εγγενή σε μια μέθοδο ελέγχου λόγω κάποιων υποθέσεων ή προσεγγίσεων που χρησιμοποιούνται για να είναι εφικτή η μέθοδος **(Παράρτημα 7)**.

4.2.3 Μεροληψία (Bias).

Η διαφορά μεταξύ του προσδοκώμενου αποτελέσματος του ελέγχου και της τιμής αναφοράς. Είναι το συνολικό συστηματικό σφάλμα που συνεισφέρει ένας ή περισσότεροι παράγοντες συστηματικού σφάλματος.

4.2.4 Σφάλμα (Error).

Τυχαία σφάλματα που προέχονται από τυχαίους παράγοντες που επηρεάζουν τα αποτελέσματα ενός ελέγχου.

4.2.5 Ακρίβεια (Precision).

Η εγγύτητα της συμφωνίας μεταξύ των αποτελεσμάτων ανεξάρτητων ελέγχων που λαμβάνονται κάτω από σαφείς προϋποθέσεις. Εξαρτάται μόνο από κατανομή των τυχαίων σφαλμάτων και δεν σχετίζεται με τη αληθινή τιμή. Αναφέρεται και ως επαναληψιμότητα ή αναπαραγωγικότητα ανάλογα με τις συνθήκες της μέτρησης **(Παράρτημα 7)**.

Επαναληψιμότητα (Repeatability) και αναπαραγωγικότητα (Reproducibility) :

Ακρίβεια επαναληψιμότητας και αναπαραγωγικότητας αντίστοιχα.

Συνθήκες επαναληψιμότητας/αναπαραγωγικότητας : Συνθήκες κάτω από τις οποίες μπορεί να γίνει ένας συγκεκριμένος έλεγχος με σκοπό τη μελέτη της επαναληψιμότητας ή αναπαραγωγικότητας της μεθόδου μέτρησης (**Πίνακας 4-1**).

Συνθήκες Επαναληψιμότητας		Συνθήκες Αναπαραξιμότητας	
Χρήση του ίδιου είδους ελέγχου			
Έλεγχος όμοιων δειγμάτων-υλικών			
Στο ίδιο εργαστήριο		Σε διαφορετικά εργαστήρια	
Από τον ίδιο χειριστή		Από διαφορετικούς χειριστές	
Από το ίδιο εξοπλισμό		Από διαφορετικούς εξοπλισμούς	
Στο ίδιο χρονικό διάστημα			

Πίνακας 4-1 Συνθήκες ελέγχων για μελέτη επαναληψιμότητας και αναπαραγωγικότητας

4.3 Τυπικές διαδικασίες για τη στατιστική ανάλυση αποτελεσμάτων των εργαστηριακών ελέγχων

Το βασικό στατιστικό μοντέλο- μέθοδος στο οποίο βασίζεται ο υπολογισμός της επαναληψιμότητας-αναπαραγωγικότητας είναι η ANOVA ή ανάλυση διασποράς 2 παραγόντων⁷⁴. Η ανάλυση μεταβλητότητας δίνει τη δυνατότητα να αναλυθεί στατιστικά η μεταβλητότητα της αλληλεπίδρασης των χειριστών και των υπό δοκιμή δειγμάτων που υπόκεινται σε επαναληπτικές μετρήσεις. Η μέθοδος ονομάζεται Range & Average Method ή Gage R&R και υπολογίζει τη συνολική μεταβλητότητα όλων των μετρήσεων ενώ παράλληλα επιτρέπει τη συνολική μεταβλητότητα να χωριστεί σε επαναληψιμότητα, αναπαραγωγικότητα και μεταβλητότητα δείγματος. Μέσω των παραπάνω μεταβλητών προκύπτουν δείκτες που ορίζονται σαφώς με συγκεκριμένα

διαστήματα εμπιστοσύνης. Παρακάτω δίνεται ένα τυπικός πίνακας αποτελεσμάτων 2-way ANOVA.

Source of Variation	Sum of Squares	Degrees of Freedom	Mean Square	F Statistic
Appraiser - Χειριστής	SSA	a-1	$MSA = \frac{SSA}{a-1}$	$F = \frac{MSA}{MSE}$
Part - Δείγμα	SSB	b-1	$MSB = \frac{SSB}{b-1}$	$F = \frac{MSB}{MSE}$
Interaction (Appraiser, Parts) Αλληλεπίδραση χειριστή - Δείγματος	SSAB	(a-1)(b-1)	$MSAB = \frac{SSAB}{(a-1)(b-1)}$	$F = \frac{MSAB}{MSE}$
Gage- (Error) Μέτρηση	SSE	ab(n-1)	$MSE = \frac{SSE}{ab(n-1)}$	
Συνολική-Total	TSS	N-1		

a : αριθμός χειριστών
b : Αριθμός δειγμάτων
n : Αριθμός επαναλήψεων ανά δείγμα
N : Συνολικός αριθμός επαναλήψεων
SSE=TSS-SSA-SSB-SSAB

Τα χαρακτηριστικά μεγέθη για τον υπολογισμό της συνολικής μεταβλητότητας δίνονται παρακάτω στο **Πίνακα 4-2**:

Επεξηγήσεις	Οροί	Συντ.	Υπολογισμός	% Ανοχής
Μεταβλητότητα λόγω εξοπλισμού	Repeatability-Equipment Var	EV	$6\sqrt{MSA}$	$100(EV/TV)$
Μεταβλητότητα λόγω χειριστή-Appraiser Var	Reproducibility-Appraiser Var	AV	$6\sqrt{\frac{MSA - MSAB}{bn}}$	$100(AV/TV)$
Μεταβλητότητα αλληλεπίδρασης χειριστή-δοκιμίου	Interaction Var	IV	$6\sqrt{\frac{MSAB - MSAB}{n}}$	
Μεταβλητότητα Μεμονωμένης μέτρησης	Gauge R&R- Repeatability&Reproducibility Var	RR	$\sqrt{EV^2 + AV^2 + I^2}$	$100(RR/TV)$
Μεταβλητότητα δοκιμίου	Part Var	PV	$6\sqrt{\frac{MSB - MSAB}{an}}$	$100(PV/TV)$
Συνολική μεταβλητότητα	Total Variation	TV	$\sqrt{RR^2 + PV^2}$	

Πίνακας 4-2 Στατιστικές παράμετροι για τον υπολογισμό της παραμέτρου R&R

Η μεταβλητή που εξετάζεται τελικά είναι η R&R δηλαδή η μεταβλητότητα μεμονωμένης μέτρησης ως προς την επαναληψιμότητα, την αναπαραγωγικότητα και την αλληλεπίδραση μέτρησης δοκιμίου από διαφορετικούς χειριστές. Αν αυτή είναι μικρότερη από 10% τότε η μέτρηση είναι εξαιρετική. Αν βρίσκεται μεταξύ 11% και 20% είναι αποδεκτή, μεταξύ 21% και 30% είναι οριακά αποδεκτή και πάνω από 30% είναι μη αποδεκτή⁷⁵.

4.4 Χωρική Στατιστική (Spatial Statistics) και χάρτες χωρικής μεταβλητότητας (Spatial Variability Maps).

Στη στατιστική η χωρική ανάλυση ή χωρική στατιστική περιλαμβάνει τις τεχνικές που μελετούν μεταβλητές χρησιμοποιώντας τα τυπολογικά, γεωμετρικά και γεωγραφικά χαρακτηριστικά τους και γι' αυτό αναφέρεται πολύ συχνά στη βιβλιογραφία ως γεωστατιστική. Η ιστορία της χωρικής στατιστικής αρχίζει με τη πρόωπη έναρξη τη χαρτογραφίας και της γεωγραφίας παρόλο που ο φορμαλισμός της αναπτύχθηκε κυρίως στο τέλος του 20^{ου} αιώνα. Η μοντέρνα γεωστατιστική ανάλυση εστιάζεται σε τεχνικές με τη χρήση Η/Υ λόγω του μεγάλου όγκου δεδομένων προς ανάλυση και της πολυπλοκότητας των υπολογιστικών μοντέλων. Οι τεχνικές χωρικής ανάλυσης έχουν εξελιχθεί στη γεωγραφία, τη βιολογία, την επιδημιολογία, τη γεωγραφική επιστήμη πληροφοριών (GIS), την επιστήμη υπολογιστών και στα μαθηματικά. Η βιολογία συνέβαλε με τη βοτανολογικές μελέτες για τη παγκόσμια κατανομή τοπικής πανίδας και χλωρίδας. Η επιδημιολογία συνέβαλε με μελέτες που αφορούσαν τη χαρτογράφηση εξάπλωσης ασθενειών και μελέτες για το τυπολογικό χαρακτηρισμό της ποιότητας υπηρεσιών υγείας. Η GIS είναι ένας από τους βασικούς φορείς ανάπτυξης της χωρικής στατιστικής συμβάλλοντας μέσω της ανάπτυξης γεωχωρικών λογισμικών σαν σύγχρονα αναλυτικά εργαλεία. Στην επιστήμη

υπολογιστών συνέβαλε η ανάπτυξη πολύπλοκων αλγορίθμων. Τα μαθηματικά συμβάλουν με την ανάπτυξη θεμελιωδών εργαλείων για την ανάλυση των δεδομένων.

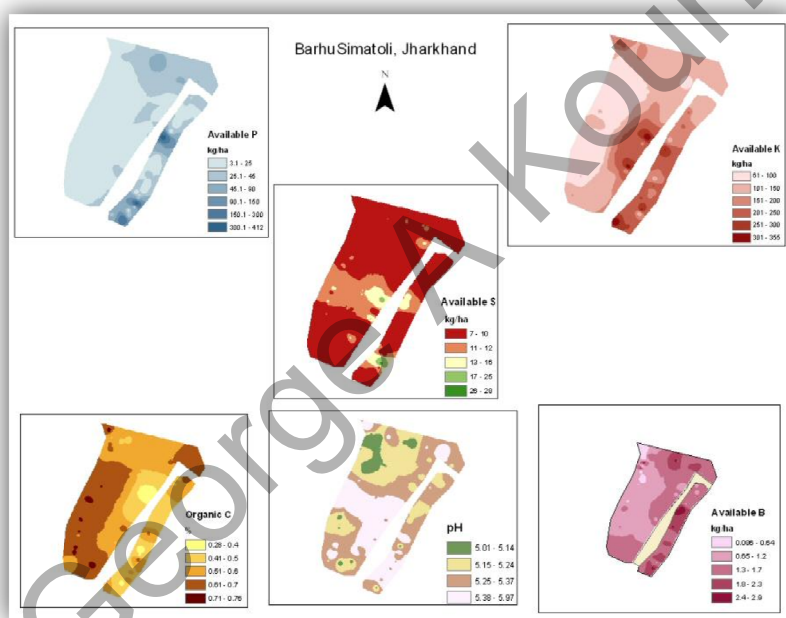
Η χωρική στατιστική αντιμετωπίζει μερικά θεμελιώδη ζητήματα στον προσδιορισμό των αντικειμένων μελέτης της ως προς της κατασκευή των αναλυτικών διαδικασιών που χρησιμοποιούνται, τη χρήση Η/Υ, των περιορισμών και ιδιαιτεροτήτων των γνωστών τρόπων ανάλυσης και του τρόπου παρουσίασης των αποτελεσμάτων μέσω χρωματικών χαρτών. Ιδιαίτερα το τελευταίο πρόβλημα παρουσιάζει μεγάλους κινδύνους στη χωρική στατιστική αφού μια ιδιαίτερα ακριβής μέθοδος ανάλυσης πρέπει να παρουσιάσει τα αποτελέσματά της μέσω χαρτών που θεωρείται χονδροειδής αναπαράσταση.

4.4.1 Ο χαρακτήρας της χωρικότητας (spatiality).

Ο ορισμός της χωρικότητας σε μία ομάδα δεδομένων εμποδίζει την εφαρμογή στατιστικών αναλύσεων που μπορεί να εφαρμοστούν στα δεδομένα αυτά και συνεπώς να επηρεάσουν το τελικό αποτέλεσμα. Οι στατιστικές δοκιμασίες που εφαρμόζονται σε ομάδες δεδομένων, που ουσιαστικά είναι μονοδιάστατα, δεν μπορούν να εφαρμοστούν σε δεδομένα που χαρακτηρίζουν μια επιφάνεια ή έναν συγκεκριμένο όγκο. Ακόμη μια ιδιότητα των δεδομένων που χαρακτηρίζονται από χωρικότητα είναι το χωρικό όριο ή σύνορο που βρίσκεται στη περιοχή μελέτης. Τα όρια αυτά μπορεί να προκαλέσουν ψευδοευρήματα στη περιοχή των συνόρων που επηρεάζουν την τελική αναπαράσταση των δεδομένων.

4.4.2 Χωρική μεταβλητότητα και πίνακες μεταβλητότητας.

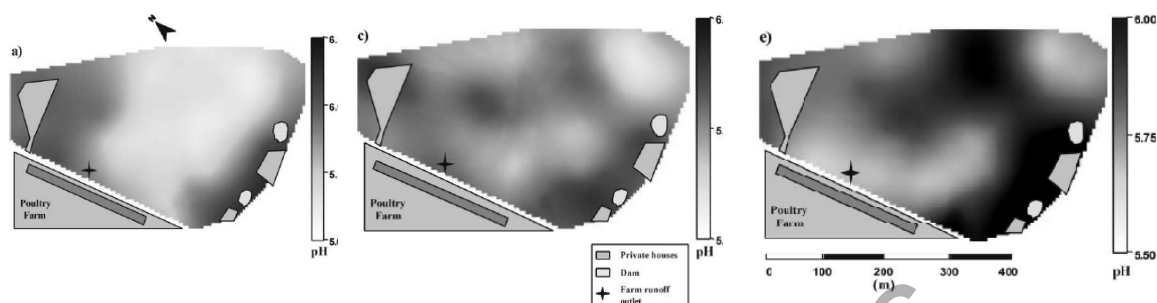
Η χωρική μεταβλητότητα είναι ουσιαστικά η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής και μπορεί να εκφραστεί σαν το συντελεστή μεταβλητότητας, που είναι το πηλίκο των δυο τιμών σε εκατοστιαία έκφραση. Τα δεδομένα κατόπιν μπορούν εκφραστούν σε χάρτες μεταβλητότητας. Στη γεωστατιστική κυρίως, η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της στατιστικής ανάλυσης δεδομένων μέσω χαρτών μεταβλητότητας για την παρουσίαση παραμέτρων που αφορούν τη σύσταση του χώματος, ή τη μόλυνση του νερού ή την διασπορά δασικών εκτάσεων, είναι πολύ συχνή.



Εικόνα 4.1. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην εδαφολογία.

Στην *εικόνα 4.1* αποδίδονται οι χωρικές κατανομές των παραμέτρων του χώματος (κάλιο, φώσφορος, θείο, οργανικός άνθρακας, Βόριο και PH) που προκύπτουν από τη χημική ανάλυση. Παρόλο που οι στατιστικοί έλεγχοι μπορούν να δώσουν μεγάλη ποσότητα πληροφοριών, οι χάρτες μεταβλητότητας παρέχουν ένα

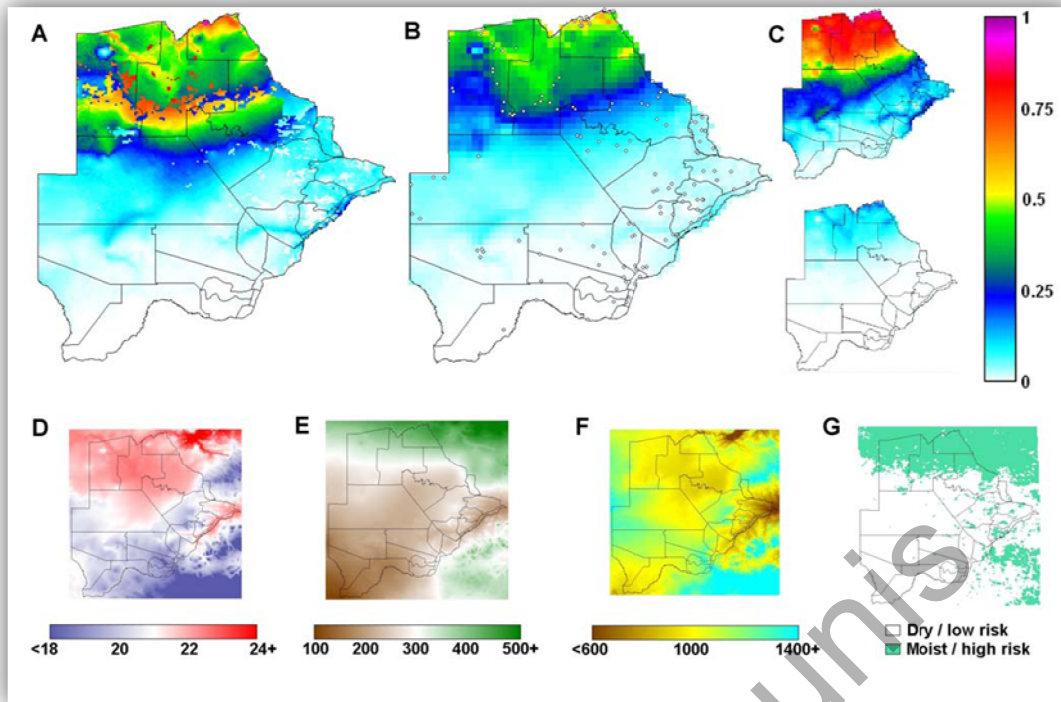
οπτικό βοήθημα που δίνει τη δυνατότητα παρατήρησης της κατανομής των παραμέτρων του χώματος εν συντομία με μια ματιά⁷⁶.



Εικόνα 4.2. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην εδαφολογία και τη μελέτη της μόλυνσης.

Στην *εικόνα 4.2* δίνεται η χωρική κατανομή του PH του χώματος δίπλα σε φάρμα με σκοπό την απεικόνιση της εδαφικής μόλυνσης. Συνήθως τα διαγράμματα αυτή της μορφής απεικονίζουν μετρήσεις σε πολλαπλά επίπεδα για διαφορετικά βάθη. Δίπλα στα αντίστοιχα διαγράμματα υπάρχουν και οι αντίστοιχες κλίμακες που είναι εξατομικευμένες για το κάθε διάγραμμα⁷⁷.

Ένα από τα πλέον διαδεδομένα ερευνητικά πεδία, στο οποίο βρίσκεται εφαρμογή η χωρική στατιστική είναι και το πεδίο της επιδημιολογίας μέσω γεωγραφικής ανάλυση που εξετάζει εξάπλωση ασθενειών ή επιδημικών νόσων. Στην *εικόνα 4.3* φαίνεται η γεωγραφική εξάπλωση της ασθένειας της παιδικής μαλάριας στη Μποτσουάνα στους τρεις πρώτους χάρτες με το τρίτο ζεύγος να δίνει διαστήματα εμπιστοσύνης στο 95%⁷⁸. Οι επόμενοι χάρτες αναφέρονται σε συμμεταβλητές που συμμετείχαν στην ανάλυση όπως θερμοκρασία, βροχόπτωση, υψόμετρο κ.α.



Εικόνα 4.3. Χωρική κατανομή στατιστικών παραμέτρων στην επιδημιολογία.

5. Ειδικό μέρος - Εισαγωγή.

Η χειρουργική του κερατοειδή με σκοπό την αλλαγή του σχήματός του με προβλεπόμενο τρόπο χρήζει μεθόδων μέτρησης του κερατοειδικού σχήματος με πολύ ακριβή και επαναλήψιμο τρόπο^{24, 79, 80}. Η αναγκαιότητα αυτή ήταν ήδη εμφανής από την έναρξη των επεμβάσεων διαθλαστικής χειρουργικής μέσω ακτινωτών κερατεκτομών και των μετρήσεων που είχαν ως αποτέλεσμα τη ποσοτικοποίηση της κερατοειδικής συμμετρίας ή ασυμμετρίας^{26, 81}. Ο Steffen Klyce στα μέσα της δεκαετίας του 80 περιέγραψε μια μέθοδο για την αναπαράσταση του κερατοειδικού σχήματος με τη χρήση τοπογραφικών χαρτών, που προέρχονταν από την ποσοτική ανάλυση ενός μεγάλου αριθμού σημείων από την ανάκλαση του δίσκου του Placido στο κερατοειδή χρησιμοποιώντας H/Y³⁸. Η μέθοδος αυτή εξελισσόμενη στη συνέχεια τόσο μέσω της ανάλυσης με H/Y όσο και με τη σύλληψη της εικόνας με ψηφιακές κάμερες ονομάστηκε βιντεοκερατοσκοπία υποβοηθούμενη από H/Y. Τα τρέχοντα σύστημα τοπογραφίας του κερατοειδούς δίνουν την τελική πληροφορία μέσω χρωματικών χαρτών καμπυλότητας η διοπτρικής ισχύος, όπως αναφέρθηκε και στο θεωρητικό μέρος. Τα τοπογραφικά συστήματα βοηθούν σημαντικά στη κατανόηση του σχήματος του κερατοειδή μετρώντας χιλιάδες σημεία σε μια μεγάλη περιοχή του και αναπαριστώντας γραφικά τα αποτελέσματα μέσω περίπλοκων αλγορίθμων^{8, 9, 36, 40, 41, 66, 82, 83}.

Η παρακολούθηση των ασθενών που πρόκειται να υποστούν επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής είναι μια ουσιώδης και αναγκαία διαδικασία προεγχειρητικά. Κύριος σκοπός είναι η εξαίρεση ασθενών που πιθανόν έχουν πολύ ανωμάλους κερατοειδείς λόγω κερατόκωνου ή λόγω χρόνιας χρήσης φακών επαφής. Σε αυτές τις περιπτώσεις τα αποτελέσματα μιας διαθλαστικής επέμβασης είναι ανεπιθύμητα έως και επικίνδυνα^{51, 84, 85}. Η τοπογραφία του κερατοειδούς επίσης είναι

μια από τις πιο ευαίσθητες μεθόδους στην πρώιμη ανίχνευση του κερατόκωνου και της παρακολούθησης της προόδου του. Πρόκειται για ασθένεια που δημιουργεί πολύ έντονο αστιγματισμό και συνήθως τα συστήματα που χρησιμοποιούν την αρχής της προβολής και μετρούν το κερατοειδικό ύψος σαν πρωτεύουσα μέτρηση δίνουν καλύτερα αποτελέσματα σε αυτή τη κατεύθυνση⁸⁶⁻⁸⁸. Η εκτίμηση του ανώμαλου αστιγματισμού λόγω εκτασίας^{89, 90}, Pellucid και Terrien's Marginal Degenerations^{52, 91-93} καθώς επίσης και η βέλτιστη εφαρμογή φακών επαφής συστήνουν μερικές από τις εφαρμογές που βρίσκει η τοπογραφία στη καθημερινή ρουτίνα ενός οφθαλμιάτρου⁹⁴.

Ο μετεγχειρητικός έλεγχος μέσω της τοπογραφίας του κερατοειδούς είναι απολύτως απαραίτητος για τον εντοπισμό διαφόρων ανεπιθύμητων αποτελεσμάτων που ακολουθούν μερικές φορές τις επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής όπως: ανώμαλος αστιγματισμός, έκκεντρες φωτοαποδομήσεις και μικρές οπτικές ζώνες επέμβασης⁹⁵⁻⁹⁸.

Η σύνδεση μεταξύ κερατοειδικής τοπογραφίας και σύγχρονων συσκευών laser χρησιμοποιείται ευρέως για τη διόρθωση ανώμαλων αστιγματισμών και έκκεντρων φωτοαποδομήσεων που χρήζουν διόρθωσης. Οι διαδικασίες αυτές βασίζονται στην ακριβή και επαναλήψιμη αναπαράσταση του κερατοειδικού σχήματος από τις τοπογραφικές συσκευές και ονομάζονται εξατομικευμένες διορθώσεις καθοδηγούμενες από τοπογραφικά συστήματα^{55, 56, 99-101}.

Η κερατοειδική τοπογραφία εξακολουθεί να είναι ένα κρίσιμο διαγνωστικό εργαλείο για τους οφθαλμιάτρους. Ακόμη και με τη έλευση περίπλοκων συστημάτων όπως τα συστήματα μελέτης μετώπου κύματος που παρέχουν πληροφορία για όλες τις εκτροπές συνολικά στον οφθαλμό, δηλαδή όχι μόνο αυτές που προέρχονται από το

κερατοειδή, είναι ακόμη χρήσιμη η πληροφορία που δίδεται από ένα ακριβές τοπογραφικό σύστημα¹⁰²⁻¹⁰⁴. Κυρίως μέλημα των οφθαλμιάτρων που πρόκειται να προβούν σε διορθώσεις καθοδηγούμενες από συστήματα μετώπου κύματος για τη διόρθωση των εκτροπών μεγάλης τάξεως, είναι το αν οι εκτροπές αυτές προέρχονται από το κερατοειδή ή από τον υπόλοιπο οφθαλμό κατά κύριο μέρος. Αν οι εκτροπές προέρχονται από το κερατοειδή μπορούν αν διορθωθούν και να μην ξαναεμφανιστούν σε μεγάλο βαθμό. Σε αυτό το προσδιορισμό των εκτροπών από το κερατοειδή μπορεί να προβεί κανείς μόνο μέσω μετρήσεων από ακριβή τοπογραφικά συστήματα με δυνατότητες προσδιορισμού εκτροπών μεγάλης τάξης^{105, 106}.

Αρκετές μελέτες έχουν ήδη γίνει για να πιστοποιηθεί η επαναληψιμότητα και η μεταβλητότητα των μετρήσεων διαφόρων τοπογραφικών συστημάτων που είναι εμπορικά διαθέσιμα^{27, 34, 43-47, 50, 107-115}. Οι τοπογραφικοί χάρτες παρέχουν ανακριβείς αναπαραστάσεις του κερατοειδικού σχήματος, σε σχέση με τη πραγματική επιφάνεια ειδικά στις πολύ κεντρικές περιοχές όπου δεν υπάρχουν αρκετές μετρήσεις και στις περιφερικές περιοχές όπου παύει να ισχύει η παραξονική προσέγγιση^{20, 33, 43, 116-118}. Η απόλυτη ακρίβεια και επαναληψιμότητα μπορεί να μην είναι απολύτως απαραίτητες για τη καθημερινή κλινική πρακτική με σκοπό το εντοπισμό ενός κερατόκωνου ή ενός ανώμαλου αστιγματισμού. Η τρέχουσα ακρίβεια των τοπογραφικών συστημάτων θεωρείται αρκετή, τόσο σε κλινικό όσο και σε επιστημονικό επίπεδο για το εντοπισμό ανωμαλιών. Παρόλα αυτά η ακρίβεια και η επαναληψιμότητα είναι πολύ σημαντικές όταν ένα σύστημα laser διασυνδεδεμένο με ένα τοπογραφικό σύστημα που πρόκειται να μεταβάλλει κατευθυνόμενα και εξατομικευμένα το κερατοειδικό σχήμα^{119, 120}. Ο τεράστιος όγκος πληροφορίας που δίνουν τα τοπογραφικά συστήματα σαν πρωτεύουσα πληροφορία (Raw Data) μετά την

ανάλυση(ανακλώμενες εικόνες του δίσκου του Placido από το κερατοειδή) των δεδομένων είναι μια πρόκληση για όποιον προσπαθεί να ερευνήσει την ακρίβεια και την επαναληψιμότητά τους. Ακόμη και αν κάποιος καταφέρει να ελέγξει και να αναλύσει την τεράστια ποσότητα της πληροφορίας, η αναπαράσταση των αποτελεσμάτων σε ένα απλό και κατανοητό κλινικά τρόπο μπορεί να αποδειχθεί ένα δύσκολο εγχείρημα.

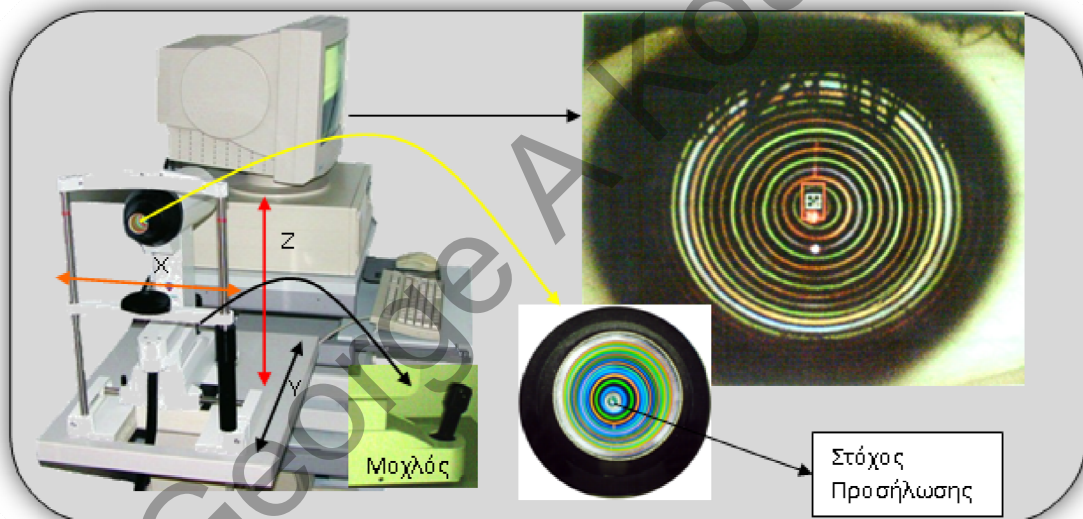
Ο βασικός σκοπός της παρούσας διατριβής ήταν ο προσδιορισμός της επαναληψιμότητας (reproducibility) και της μεταβλητότητας (variability) των μετρήσεων τοπογραφικών συστημάτων που χρησιμοποιούν την αρχή της ανάκλασης για τη λειτουργία τους, μέσω επαναλαμβανόμενων μετρήσεων από ένα χειριστή και η παρουσίαση των αποτελεσμάτων με τρόπο ο οποίος θα είναι απόλυτα συγκρίσιμος με τους τοπογραφικούς χάρτες.

Για την εφαρμογή της μεθόδου έγινε χρήση δύο τοπογραφικών συσκευών με μόνη διαφορά τον συνολικό αριθμό πρωτευουσών μετρήσεων και λήψη 10 επαναληπτικών μετρήσεων ανά δείγμα. Η μέθοδος βασίστηκε στην ανάλυση των πρωτογενών δεδομένων που λαμβάνει η τοπογραφία από την ανάλυση των φωτογραφιών της ανάκλασης του δίσκου του Placido στο κερατοειδή. Αυτά αποτελούνται από τη κερατομετρική διοπτρική ισχύ που υπολογίζεται από τον υπολογισμό των κλίσεων στην επιφάνεια του κερατοειδή (**Παράρτημα 4**). Η ανάλυση των πρωτογενών δεδομένων έγινε μέσω διαδικασίας ομαδοποίησης στο κερατοειδικό επίπεδο και στατιστικής ανάλυσης μέσω ειδικού λογισμικού που δημιουργήθηκε. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων επιτεύχθηκε μέσω χρωματικών χαρτών όμοιων με της τοπογραφίας του κερατοειδούς και μέσω αριθμητικών δεδομένων προς στατιστική ανάλυση με τη χρήση πινάκων συνάφειας και χ^2 .

6. Κεφάλαιο 6 - Μέθοδος.

6.1 Τοπογραφικά συστήματα του κερατοειδούς.

Για τη παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν δυο τοπογραφικά συστήματα (Corneal Topographic System-CTS) : το TechnoMed C-Scan-Color Ellipsoid Topometer (TechnoMed Technology GmbH, Germany) και το TOMÉY Topographer TMS-2N v.2.4.2.j (TOMEY Corporation USA). Τα δυο αυτά συστήματα διαφοροποιούνται ελαφρώς ως προς τον τρόπο με το οποίο επεξεργάζονται τις πρωτεύουσες μετρήσεις ενώ βασίζονται και τα δυο στην αρχή της ανάκλασης μέσω δίσκων-κόνων του Placido.



Εικόνα 6.1. Τυπικά χαρακτηριστικά τοπογραφικού συστήματος που χρησιμοποιήθηκε για την ερευνά μας. Μέσω της περιστροφής του μοχλού ελέγχου γίνεται η μετακίνηση κατά τον άξονα Z ενώ είναι η εμφανής ο τρόπος ελέγχου κατά τους X, Y άξονες. Κάτω δεξιά διακρίνεται ο κόνος με τους δακτυλίους του Placido. Πάνω δεξιά διακρίνεται ο οφθαλμός και το σταυρόνημα που χρησιμοποιείται για την ορθή τοποθέτηση ως προς X και Z διευθύνσεις. Η ανάκλαση από το laser μπορεί να προσδιορίσει την ορθή τοποθέτηση ως προς τη διεύθυνση Y και συνεπώς την εστίαση των δακτυλίων στον κερατοειδή.

Το TechnoMed C-Scan CTS έχει ένα κώνο μικρού μεγέθους με 15 έγχρωμους δακτυλίους με δυνατότητα συνολικών μετρήσεων σε 30 δακτυλίους. Μπορεί να καλύψει κερατοειδικό εύρος από 0.2 χιλ. έως και 9.0 χιλ. που εξαρτάται κυρίως από

τη φυσιολογία του εξεταζόμενου οφθαλμού. Μια ψηφιακή έγχρωμη κάμερα υψηλής ανάλυσης βεβαιώνει περίπου 10.800 μετρούμενα σημεία με 360 μετρήσεις ανά δακτύλιο ξεκινώντας από την 3^η ώρα και συνεχίζοντας με διεύθυνση αντίθετη από αυτή της φοράς του ρολογιού. Στη κεντρική περιοχή μέχρι τα 3 χιλ. το σύστημα μπορεί να λάβει μέχρι και 4000 σημεία προς ανάλυση. Η ευθυγράμμιση και η εστίαση του κώνου γίνεται χειροκίνητα από τον εκάστοτε χρήστη.

Το TOMMY CTS έχει επίσης μικρό κώνο με 14 ασπρόμαυρους δακτυλίους με δυνατότητα συνολικών μετρήσεων σε 28 δακτυλίους. Ο συνολικός αριθμός των μετρούμενων σημείων φτάνει τα 7168 με 256 μετρήσεις σε κάθε δακτύλιο δηλαδή μία μέτρηση κάθε 1,40625 μοίρες. Η ευθυγράμμιση και η εστίαση του κώνου γίνεται χειροκίνητα από το χρήστη επίσης. Για την ευθυγράμμιση του εξεταζόμενου οφθαλμού γίνεται χρήση φωτεινού στόχου στο κέντρο του κώνου του Placido (εικόνα 6.1).

Για την εστίαση στο κερατοειδικό επίπεδο αρχικά γίνεται η σωστή τοποθέτηση στον άξονα X και Z που αφορά την ορθή τοποθέτηση ως προς το ύψος Z μέσω της περιστροφής του μοχλού ελέγχου και μετακίνηση αριστερά ή δεξιά. Συνήθως ένα σταυρόνημα που βρίσκεται στο κέντρο της οθόνης ελέγχου πρέπει να βρίσκεται στην ίδια θέση με την ανάκλαση του στόχου εστίασης από τη επιφάνεια του κερατοειδούς. Η ορθή εστίαση απαιτεί μετακίνηση του κώνου προς το κερατοειδή ή αντίθετα στη διεύθυνση Y μέχρι η φωτεινή πηγή (συνήθως ένα διοδικό laser), που είναι τοποθετημένη σε κάποια πλάγια θέση στο κώνο, να βρεθεί σε θέση κοντά στο σταυρόνημα.

Η ακριβής τοποθέτηση του κερατοειδούς σε σχέση με το κώνο του Placido συμβάλει στη ακριβή αναπαράσταση του τοπογραφικού χάρτη διότι μέσω της

ακριβούς τοποθέτησης εκπληρώνονται πολλές από τις προϋποθέσεις που απαιτούνται για την ορθή λειτουργία των αλγορίθμων ανακατασκευής. Η λήψη μιας ακριβούς μέτρησης και συνεπώς μιας ακριβούς τοπογραφικής εικόνας, εξαρτάται και από το χειριστή και από τη συνεργασία του ασθενούς που πρέπει να εστιάζει συνεχώς στην ενδεδειγμένη φωτεινή πηγή. Είναι πολύ σημαντικό να αναγνωρίζονται οι ανωμαλίες στους τοπογραφικούς χάρτες, που επηρεάζουν την επαναληψιμότητα των μετρήσεων σε τέτοιου είδους μελέτες, και οφείλονται σε εξωτερικούς παράγοντες και όχι στο σχήμα της επιφάνειας του κερατοειδούς τη στιγμή της μέτρησης.

Όπως αναφέρθηκε και στο θεωρητικό μέρος η κατάσταση της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς στην οποία θα λάβει μέρος η ανάκλαση των δακτυλίων του Placido, δηλαδή η διεπιφάνεια δακρυϊκής στοιβάδας-επιθηλίου του κερατοειδούς, πρέπει να βρίσκεται στη καλύτερη δυνατή κατάσταση. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με βλεφαρισμούς πριν τη τελική μέτρηση.

6.2 Μετρήσεις σε ασθενείς και σφαίρες βαθμονόμησης

Και τα δυο τοπογραφικά συστήματα διεξήγαγαν 10 διαδοχικές μετρήσεις σε 5 σφαίρες βαθμονόμησης κατασκευασμένες από PMMA ακτίνας καμπυλότητας 6.5, 7.0, 8.0, 9.0 και 10 χιλ. και σε 60 ασθενείς σε κάθε μια από τις παρακάτω κατηγορίες (10 ανά κατηγορία) : εμμέτροπες (αστιγματισμός και/ή σφαίρωμα μέχρι και 0.25D), χαμηλούς μύωπες (σφαίρωμα λιγότερο από 3.00D), υψηλούς μύωπες (σφαίρωμα περισσότερο από 3.00D), χαμηλούς αστιγματισμούς (κύλινδρος λιγότερο από 3.00D), υψηλούς αστιγματισμούς (κύλινδρος περισσότερο από 3.00D) και ανώμαλους αστιγματισμούς (κύλινδρος περισσότερο από 5.00D παρά το κανόνα) ή περιπτώσεις κερατόκωνου ή μεταμοσχεύσεων ή κερατοειδείς που έχουν υποστεί τοξοειδείς τομές

ή άλλο είδος διαθλαστικής χειρουργικής. Όλοι οι ασθενείς είχαν ηλικίες από 25 μέχρι και 40 ετών και δεν ήταν χρήστες φακών επαφής.

Διάφορες ουσίες όπως κολλύρια δεν εφαρμόστηκαν πριν τις εξετάσεις για να μην επηρεάσουν τη δακρυϊκή στοιβάδα, που όπως αναφέρθηκε και στο θεωρητικό μέρος, αποτελεί την διεπιφάνεια στην οποία γίνεται η ανάκλαση των δακτυλίων για να σχηματιστεί το είδωλο στη κάμερα του συστήματος τοπογραφίας. Όλοι οι ασθενείς βλεφάριζαν έντονα πριν από κάθε επαναλαμβανόμενη μέτρηση για τη δημιουργία βέλτιστης δακρυϊκής στοιβάδας και συνεπώς της βέλτιστης ανακλαστικής επιφάνειας. Επίσης ζητήθηκε κάθε φορά να αλλάζουν τη κατεύθυνση του βλέμματος του και να εστιάζουν εκ νέου στο στόχο για να προβλεφθούν τυχόν λάθη εστίασης και ευθυγράμμισης λόγω συστηματικών σφαλμάτων στη μέτρηση από το χειριστή.

6.3 Δεδομένα και στατιστική επεξεργασία

6.3.1 Μορφή των πρωτεύοντων δεδομένων

Όλες οι μετρήσεις εξήχθησαν υπό τη μορφή ASCII δεδομένων. Τα δεδομένα εισαχθήκανε σε λογισμικό που κατασκευάστηκε σε γλώσσα Microsoft Visual Basic 6.0 Microsoft Corp. έτσι ώστε να γίνουν οι υπολογισμοί για τον προσδιορισμό της επαναληψιμότητας. Η μορφή των πρωτεύοντων δεδομένων που εξάχθηκαν προς επεξεργασία φαίνεται στο πίνακα παρακάτω και για τα δυο τοπογραφικά συστήματα:

Τα δεδομένα αποτελούνται από αρκετές εκατοντάδες ζεύγη τιμών που εξαρτώνται από τον αριθμό των δακτυλίων του κάθε κώνου και από τις μετρήσεις που λαμβάνονται ανά δακτύλιο (μέτρηση ανά μοίρα). Κάθε ζεύγος τιμών αποτελείται: α) **Απόσταση (Dist)** του κάθε μετρούμενου σημείου από το ανακλώμενο κέντρο του δίσκου στο κερατοειδή που ορίζεται ως **Κέντρο** ή vertex και β) η υπολογιζόμενη **Διοπτρική Ισχύς (Dior)** σε διοπτρίες.

a. TechnoMed c-scan CTS				B. tomeys CTS			
Ang	Ring	Dist	diop	Ang	Ring	Dist	Diop
0	1	311	44,23	0	1	242	45,45
0	2	381	44,21	0	2	379	44,89
.
0	30	4182	42,10	0	28	4706	38,83
1	1	312	44,28	1	1	242	45,46
1	2	385	44,24	1	2	382	45,82
.....
1	30	4184	42,35	1	28	4705	38,83
.....
359	1	311	44,89	255	1	242	45,36
.....
359	30	4185	41,95	255	28	4711	38,78

Πίνακας 6-1 Μορφή πρωτευόντων δεδομένων όπως εξάγονται από τα τοπογραφικά συστήματα που εξετάστηκαν.

Η διοπτρική ισχύς προκύπτει για το κάθε σημείο από την υπολογιζόμενη κλίση μέσω των αλγόριθμων ανακατασκευής, τον ορισμένο τυπικό κερατομετρικό δείκτη διάθλασης (SKI) και την αξονική ακτίνα καμπυλότητας (Βλέπε κεφάλαιο 3-Παράρτημα 4). Με αυτό το τρόπο κάθε σημείο που μετρήθηκε επάνω στο κερατοειδή μπορεί να ορίζεται μοναδικά από τις πολικές συντεταγμένες (**γωνία (Ang)** και απόσταση από το **Κέντρο (Dist)**) και από τη **Διοπτρική Ισχύ (Diop)** του.

Τα δυο συστήματα διαφέρουν στο τελικό αριθμό των μετρήσεων που λαμβάνουν λόγω του διαφορετικού αριθμού δακτυλίων που περιέχει ο κάθε κώνος και λόγω του αριθμού των μετρήσεων που λαμβάνονται ανά μοίρα σε κάθε δακτύλιο. Έτσι το C-Scan CTS με 30 δακτυλίους και μέτρηση ανά 1 μοίρα δίνει 10800 σημεία ανά εξέταση και 108000 για τις 10 διαδοχικές μετρήσεις. Αντίστοιχα το Tomeys CTS με 28 δακτυλίους και μέτρηση ανά 1.4 μοίρες δίνει 7168 σημεία αν εξέταση και 71680 για τις 10 διαδοχικές.

6.4 Προβλήματα που προέκυψαν κατά την ανάλυση των δεδομένων.

Στη πρωταρχική μελέτη ο σχεδιασμός ήταν να γίνει ανάλυση των δεδομένων σημείο προς σημείο σε κάθε δακτύλιο και υπολογισμός της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης. Πρακτικά η διαδικασία αυτή σημαίνει 10800 σημεία ή 7168 σημεία μέσης τιμής και αντίστοιχης τυπικής απόκλισης για το CScan και το TOMEX αντίστοιχα. Μετά τη διαδικασία αυτή ακολουθεί η στατιστική ανάλυση των δεδομένων και η μορφοποίηση τους ώστε να παρουσιάζονται με τέτοιο τρόπο που να είναι δυνατή η σύγκριση τους με τους αντίστοιχους τοπογραφικούς χάρτες.

Κατόπιν της εξαγωγής των παραπάνω αποτελεσμάτων θα μπορούσε να ακολουθήσει διαδικασία στατιστικής ανάλυσης των δεδομένων μέσω ομαδοποίησης σε ζώνες (Κεντρική, παρακεντρική και περιφερική), αναλόγως με την απόσταση της κάθε συγκεκριμένης μέτρησης από το κέντρο, μέσω ανάλυσης διασποράς (ANOVA). Φυσικά η παραπάνω ανάλυση έχει ήδη αναφερθεί στις περισσότερες βιβλιογραφικές αναφορές που ασχολήθηκαν με αναλύσεις επαναληψιμότητας, μεταβλητότητας ή ακρίβειας των τοπογραφικών συστημάτων. Ένα μειονέκτημα που παρουσιάζει η παραπάνω μέθοδος ανάλυσης εκτός του γεγονότος ότι έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς σε πρότερες μελέτες, είναι η αδυναμία της σύγκρισης των αποτελεσμάτων με τους πραγματικούς τοπογραφικούς χάρτες αφού μέσω των ομαδοποιήσεων χάνεται η χωρική ανάλυση των τελικών αποτελεσμάτων.

Πριν τη στατιστική ανάλυση των δεδομένων υπάρχει όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η μεθοδολογία που πρέπει να ακολουθηθεί ώστε να είναι δυνατή η πρωτεύουσα επεξεργασία των δεδομένων από τις δέκα διάδοχες μετρήσεις. Η ανάλυση των σημείων ένα προς έναν, που προκύπτουν από κάθε εξέταση οδηγεί σε προβλήματα που έχουν να κάνουν κυρίως με αδυναμία της τεχνικής χρήσης των

τοπογραφικών συστημάτων, όπου η ακριβής επανατοποθέτηση του συστήματος σε σχέση με προηγούμενες μετρήσεις δεν είναι δυνατή. Τα αποτελέσματα αυτής της εγγενούς αδυναμίας των τοπογραφικών συστημάτων είναι η ύπαρξη σημείων, που αφορούν τον ίδιο δακτύλιο στην ίδια γωνιακή διεύθυνση, σε διαφορετικές αποστάσεις από το κέντρο της τοπογραφίας.

Το πρόβλημα που προέκυπτε παρατηρήθηκε τόσο για σφαίρες βαθμονόμησης, όπου η μεταβλητότητα από μέτρηση σε μέτρηση αναμενόταν να είναι η μικρότερη, όσο και για τους οφθαλμούς. Σε καμία από τις 10 διαδοχικές μετρήσεις, τα σημεία του ίδιου δακτυλίου στις ίδιες μοίρες παρατήρησης, δεν βρέθηκαν σε ίδιες πολικές συντεταγμένες. Το αποτέλεσμα μιας ανάλυσης σημείο προς σημείο θα έδινε αποτελέσματα που δεν θα είχαν καμία στατιστική σημαντικότητα αφού καθένα από τα δέκα διαδοχικά σημεία θα προέρχονταν από διαφορετική κερατοειδική περιοχή.

Για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα έπρεπε να γίνει δυνατή μια συστηματοποίηση/ομαδοποίηση των περιοχών του κερατοειδή που θα παρείχε στη συνέχεια συγκεκριμένες θέσεις για τις οποίες, θα μπορούσαν να υπολογιστούν οι στατιστικές μεταβλητές για συγκεκριμένο και μοναδικό σημείο/περιοχή κάθε φορά.

6.5 Δημιουργία λογισμικού

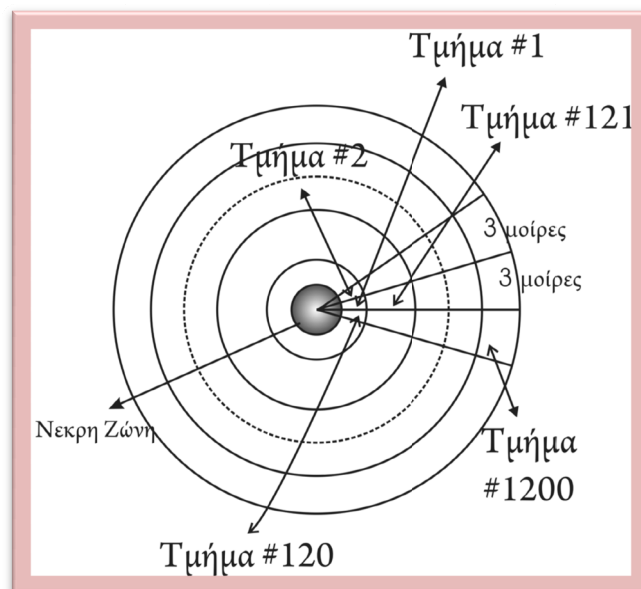
6.5.1 Μέθοδος του διαμερισμού - Ανάλυση δεδομένων

Το λογισμικό δημιουργήθηκε με σκοπό να αναλύσει τα δεδομένα μορφής ASCII όπως αναφέρθηκε στη προηγούμενη παράγραφο. Αρχικά το λογισμικό μείρισε το ιδεατό επίπεδο της τοπογραφίας που αναπαριστά το κερατοειδή. Ο διαμερισμός ήταν αναγκαίος όπως αναφέρθηκε για να εφαρμοστεί ο υπολογισμός των στατιστικών μεταβλητών στις διαφορετικές μοναδικές περιοχές. Για την εφαρμογή του διαχωρισμού το λογισμικό λειτούργησε σε τρεις φάσεις ακολούθως:

- Οι μέγιστες και ελάχιστες αποστάσεις από το κέντρο του κερατοειδή στις οποίες βρέθηκαν μετρήσεις προσδιορίστηκαν και για τις δέκα διαδοχικές μετρήσεις. Συνακόλουθα οι μέσες τιμές από τις δέκα διαδοχικές μετρήσεις υπολογίστηκαν για αυτές τις αποστάσεις.
- Κατόπιν 11 ομόκεντροι δακτύλιοι κατασκευάστηκαν στο ιδεατό επίπεδο του κερατοειδή. Ο κεντρικός δακτύλιος είχε ακτίνα ίση με τη μέση ελάχιστη απόσταση που υπολογίστηκε στο προηγούμενο βήμα. Οι εναπομείναντες 10 δακτύλιοι είχαν το ίδιο εύρος, ίσο με το 1/10 της διαφοράς μεταξύ της μέσης ελάχιστης και της μέσης μέγιστης απόστασης.
- Τέλος τόξα με εύρος 3 μοίρες δημιουργήθηκαν στο κερατοειδικό επίπεδο και έτσι δημιουργήθηκαν 120 γωνιακά διαμερίσματα/περιοχές.

Συνεπώς 1320 διαμερίσματα δημιουργήθηκαν συνολικά με τα 1200 μόνο να συμμετάσχουν στους στατιστικούς υπολογισμούς, αφού τα κεντρικά 120 αναπαριστούν μια περιοχή όπου τα τοπογραφικά συστήματα δεν λαμβάνουν μετρήσεις (Νεκρή ζώνη, Null Zone) όπως φαίνεται και στην *εικόνα 6.2*.

Η επιλογή των δεδομένων που ανήκουν σε κάποιο συγκεκριμένο διαμέρισμα η έγινε με βάση τη σύγκριση των πολικών συντεταγμένων του κάθε σημείου και του εκάστοτε διαμερίσματος (Το κάθε διαμέρισμα μπορούσε να δεχθεί παραπάνω από μια τιμές). Κάθε φορά που ένα σημείο συγκαταλέγονταν σε ένα συγκεκριμένο διαμέρισμα η διοπτρική ισχύς του αθροίζονταν στη συνολική διοπτρική ισχύ του συγκεκριμένου διαμερίσματος που προέκυπτε από τις προηγούμενες μετρήσεις.

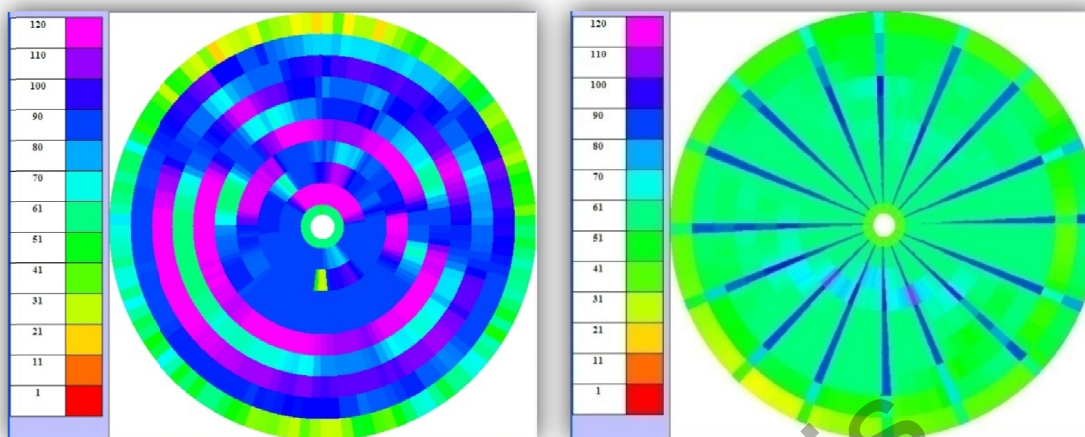


Εικόνα 6.2. Μέθοδος μερισμού του κερατοειδικού επιπέδου από το λογισμικό για την τοποθέτηση των μετρήσεων από τις δέκα επαναληπτικές μετρήσεις σε σαφώς ορισμένα τμήματα.

Για την διαδικασία της κατανομής σε διαμερίσματα ακολουθήθηκαν δυο μέθοδοι λόγω της εξάρτησης των βασικών στατιστικών παραμέτρων της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης της μέσης τιμής από τον συνολικό αριθμό των μετρήσεων. Στη πρώτη μέθοδο έγινε διαμερισμός για κάθε μία από τις δέκα διαδοχικές εξετάσεις με σύνολο 6 με 12 μετρήσεις ανά διαμέρισμα. Σε κάθε εξέταση βρέθηκαν οι μέσες τιμές και οι τελικές στατιστικές παράμετροι προέκυψαν για κάθε ένα από τα 1200 διαμερίσματα από 10 αντίστοιχες τιμές.

Στη δεύτερη μέθοδο όλες οι μετρήσεις και από τις 10 διαδοχικές εξετάσεις διαμερίστηκαν σε ένα χάρτη που τελικά περιείχε, κατά διαμέρισμα, από 60 έως και 120 τιμές. Από τα δεδομένα αυτά προέκυπταν και οι τελικές στατιστικές παράμετροι. Το λογισμικό είχε τη δυνατότητα να αναπαραστήσει το συνολικό αριθμό μετρήσεων και γραφικά όπως στην *εικόνα 6.3*. Τελικά η δεύτερη μέθοδος επιλέχθηκε ως η ορθότερη αφού η ακρίβεια των μέσων τιμών και των τυπικών αποκλίσεων για μία

μεταβλητή είναι ανάλογη του συνολικού αριθμού των μετρήσεων και η ακριβέστερη τυπική απόκλιση μετρήσεως προκύπτει από το μεγαλύτερο αριθμό παρατηρήσεων.



Εικόνα 6.3. Απεικόνιση της κατανομής των μετρήσεων ανά διαμέρισμα. Αριστερά φαίνεται το σύστημα C-Scan και δεξιά το σύστημα Tomey. Ο εν γένει μικρότερος αριθμός μετρήσεων του Tomey είναι φανερός λόγω του μικρότερου αριθμού πρωτογενών μετρήσεων έναντι του C-Scan. Η ακτινική αύξηση κατά τόπους στο σύστημα Tomey οφείλεται κυρίως στο δειγματοληπτικό μοτίβο λειτουργίας που λαμβάνει μία μέτρηση κάθε περίπου 1.5 μοίρες σε σχέση με το C-Scan που λαμβάνει μετρήσεις κάθε μια μοίρα.

6.5.2 Στατιστική επεξεργασία και στατιστικοί δείκτες.

Όπως αναφέρθηκε και στο σκοπό της μελέτης το τελικό αποτέλεσμα θα πρέπει να αναφέρεται στην επαναληψιμότητα των μετρήσεων από τα τοπογραφικά συστήματα. Στο 4^ο κεφάλαιο το θεωρητικού μέρους έγινε εκτενής αναφορά στις μεθόδους ανάλυσης της επαναληψιμότητα και της αναπαραγωγικότητας καθώς επίσης και εκτενής αναφορά στη σαφή περιγραφή των στατιστικών παραμέτρων που χαρακτηρίζουν μια μέτρηση ως προς την ορθότητα και την ακρίβειά της. Στη παρούσα μελέτη η ορθότητα και η ακρίβεια των μετρήσεων των τοπογραφικών συστημάτων θεωρήθηκε ως δεδομένη (Υπάρχουσες βιβλιογραφικές αναφορές). Στη μελέτη μας λοιπόν έμενε να αναλυθεί μόνο το ζήτημα της επαναληψιμότητας. Εφόσον ο χειριστής παραμένει ο ίδιος και το σύστημα μετρήσεων επίσης το ίδιο με τα δείγματα να κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το διαθλαστικό σφάλμα τους η

μελέτη της αναπαραγωγικότητας (reproducibility) δεν ήταν αναγκαία. Για τη μελέτη της επαναληψιμότητας (repeatability) ήταν αναγκαίος μόνο ο υπολογισμός της μεταβλητότητας (variability) και της τυπικής απόκλισης (standard deviation) των μετρήσεων ανά κατηγορία δείγματος.

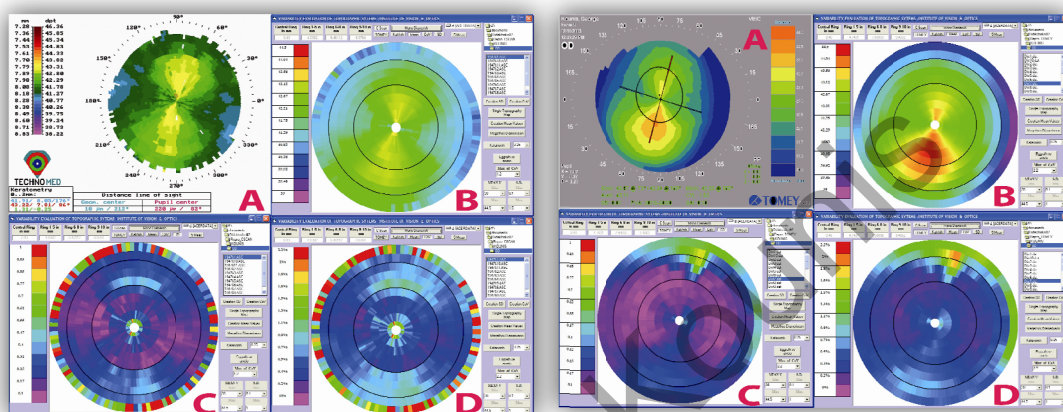
Για κάθε διαμέρισμα υπολογίστηκε: η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής και ο συντελεστής μεταβλητότητας (Coefficient of Variation ή CV). Ο συντελεστής μεταβλητότητας εκφράζει την τυπική απόκλιση σαν ποσοστό της μέσης τιμής:

$$CV = \frac{SD}{\bar{x}} * 100$$

Ο συντελεστής μεταβλητότητας είναι μια χρήσιμη παράμετρος στη στατιστική επεξεργασία δεδομένων, όταν υπάρχει η αναγκαιότητα να συγκρίνει κανείς την απόκλιση στις μέσες τιμές δυο πληθυσμών. Η παρουσίαση της CV σαν ποσοστικοποιημένη μεταβλητή παρέχει τη δυνατότητα για σύγκριση των αποτελεσμάτων χωρίς την αναγκαιότητα πολύπλοκων στατιστικών παραμέτρων. Τα διαφορετικά συστήματα ή οι διαφορετικοί ασθενείς ή οι σφαίρες βαθμονόμησης μπορούν να συγκριθούν μεταξύ τους χωρίς την αναγκαιότητα ύπαρξης των χαρτών των μέσων τιμών. Γι' αυτό ο συντελεστής μεταβλητότητας χρησιμοποιήθηκε για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων της επαναληψιμότητας έναντι της τυπικής απόκλισης που χρησιμοποιήθηκε σε πλήθος προγενέστερων σχετικών μελετών.

6.5.3 Γραφική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων.

Το λογισμικό που αναπτύχθηκε είχε τη δυνατότητα να αναπαράγει τρεις χρωματικούς χάρτες όμοιους με αυτούς των τοπογραφικών συστημάτων. Ο πρώτος χάρτης που φαίνεται επάνω δεξιά (B) στην *εικόνα 6.4* αναπαριστά τις μέσες τιμές για κάθε διαμέρισμα από τις 10 διαδοχικές μετρήσεις.



Εικόνα 6.4. Αναπαράσταση των βασικών χρωματικών χαρτών που λαμβάνονται από το λογισμικό για τα δυο τοπογραφικά συστήματα που εξετάστηκαν. Αριστερά παρουσιάζεται το C-Scan και δεξιά το Tomey. Αντιστοίχως παρουσιάζονται τα εξής: A) Αναπαράσταση τυπικού τοπογραφικού χάρτη ασθενή με χαμηλό κερατοειδικό αστιγματισμό. B) Χάρτης μέσω των τιμών των δέκα επαναληπτικών μετρήσεων όπως αυτές προκύπτουν μετά τη διαδικασία της διαμερίσης. C) Χάρτης των τυπικών αποκλίσεων της μέσης τιμής. D) Χάρτης του συντελεστή μεταβλητότητας(CoV).

Για την αναπαράσταση των μέσων τιμών, όμοια με τους τοπογραφικούς χάρτες, χρησιμοποιήθηκαν τα ψυχρά χρώματα για την αναπαράσταση μικρής διοπτρικής ισχύος ενώ τα θερμά χρησιμοποιήθηκαν για μεγαλύτερες διοπτρικές ισχύς. Ο χάρτης αυτός χρησιμοποιήθηκε κυρίως για σύγκριση με τον χάρτη A της που αναπαριστά το πραγματικό τοπογραφικό χάρτη του παρατηρούμενου δείγματος. Οποιαδήποτε σοβαρή ανακολουθία μεταξύ αυτών των χαρτών σήμαινε πως κάποια από τις 10 διαδοχικές μετρήσεις είχε κάποιο πρόβλημα στη λήψη της και συνεπώς όφειλε να μην συμπεριληφθεί στη μελέτη. Σε αυτή τη περίπτωση εξετάζονταν οι

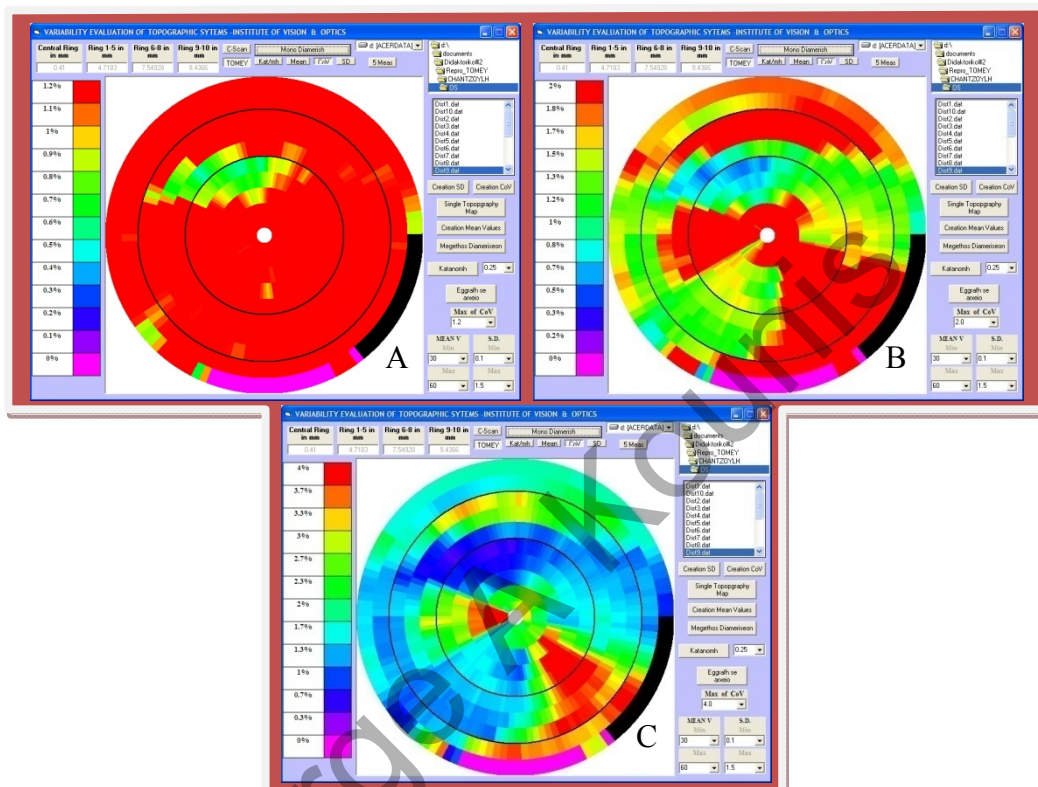
διαδοχικές τοπογραφίες για τυχόν λάθη λόγω ευθυγράμμισης ή εστίασης και αν υπήρχαν η εξέταση αντικαθίσταντο.

Οι άλλες δυο στατιστικές παράμετροι αναπαρίστανται επίσης με χρωματικούς χάρτες όμοιους με αυτούς της κερατοειδικής τοπογραφίας (*εικόνα 6.4C, 6.4D*). Για την αναπαράσταση αυτή χρησιμοποιήθηκε αντιστοίχιση των τιμών σε χρωματική κλίμακα Hue-Saturation-Brightness (HSB) λόγω της γραμμικότητάς της από τα θερμά στα ψυχρά χρώματα. Για την αναπαράσταση των τυπικών αποκλίσεων και του συντελεστή μεταβλητότητας χρησιμοποιήθηκαν θερμά χρώματα για την αναπαράσταση αυξημένων τιμών και ψυχρά για την αναπαράσταση των μικρών τιμών.

Οι κλίμακες μπορούσαν να διαμορφωθούν απόλυτα, δηλαδή από μια μέγιστη σε μια ελάχιστη τιμή που περιλάμβανε όλες τις τιμές που παρουσιάζονταν στον εκάστοτε χάρτη. Για τις μέσες τιμές επιλέχθηκαν οι τιμές από 30 έως και 60 διοπτρίες, για τη τυπική απόκλιση επιλέχθηκαν τιμές από 0 έως και 2 διοπτρίες και για το συντελεστή μεταβλητότητας από 0 έως και 3.3% που αντιστοιχεί σε μέση τιμή 60 διοπτρίες και τυπική απόκλιση 2 διοπτρίες

Εκτός της απόλυτης κλίμακας το λογισμικό έδινε τη δυνατότητα για εξατομικευμένες κλίμακες με σκοπό την λεπτομερέστερη αναπαράσταση των χαρτών (*εικόνα 6.5*). Οι εξατομικευμένες κλίμακες μπορούν να κυμαίνονται από την ελάχιστη στη μέγιστη τιμή που παρατηρείται στο σύνολο των μετρήσεων. Η κλίμακα για το συντελεστή μεταβλητότητας για παράδειγμα μπορούσε να ποικίλει από 0% έως και 1.2 % μέγιστη τιμή με τη τελευταία να προσδιορίζει τυπική απόκλιση της τάξης των 0.51D για μέση διοπτρική ισχύ των 42.2D. Κάθε τιμή άνω του μέγιστου ορίου εξισώνονταν με το όριο για να γίνει η αναπαράστασή της στο χάρτη. Οι χάρτες του

συντελεστή μεταβλητότητας ονομάστηκαν χάρτες μεταβλητότητας ή επαναληψιμότητας. Περιοχές με χαμηλή μεταβλητότητα χαρακτηρίζονται από υψηλή επαναληψιμότητα και αντίστροφα περιοχές με υψηλή μεταβλητότητα χαρακτηρίζονται από χαμηλή επαναληψιμότητα.



Εικόνα 6.5. Τρεις χάρτες μεταβλητότητας με διαφορετικές κλίμακες. Α) μέγιστη τιμή 1.2%, Β) μέγιστη τιμή 1.4%, C) μέγιστη τιμή 2%. Η ευκρίνεια αναπαράστασης αυξάνεται με την αύξηση της μέγιστης τιμής της κλίμακας με αποτέλεσμα ο χάρτης επαναληψιμότητας να γίνεται πιο κατανοητός στα σημεία που πριν δεν ήταν ευδιάκριτα.

Και οι τρεις χάρτες που αναπαράστηκαν χωρίστηκαν σε τρεις περιοχές-ζώνες : κεντρική, παρακεντρική και περιφερική όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο 4. Κάθε ζώνη εκτείνεται μέχρι τα 4.5 χιλ., 7.0 χιλ. και 9.0 χιλ αντίστοιχα από το κέντρο και παρουσιάζεται στο κάθε χάρτη με έναν από τους τρεις ομοκέντρους κύκλους μαύρου χρώματος. Στη κάθε ζώνη υπάρχει συγκεκριμένος αριθμός διαμερισμάτων (Κεντρική : 600, Παρακεντρική : 360, Περιφερική : 240). Ο κεντρικός

δίσκος λευκού χρώματος δημιουργήθηκε σε κάθε χάρτη για να αναπαραστήσει τη περιοχή στην οποία δεν υπάρχουν πραγματικές μετρήσεις λόγω της θέσης της ψηφιακής κάμερας στο κέντρο του δίσκου-στόχου. Αυτός ο δίσκος εκτείνεται κατά περίπτωση από τα 0.3χιλ. έως και 0.5 χιλ.

6.5.4 Αριθμητικά αποτελέσματα

Με σκοπό να παρουσιαστούν και μερικά αριθμητικά δεδομένα, που θα βοηθούσαν στην στατιστική ανάλυση με πιο περιπλοκές στατιστικές δοκιμασίες για συγκεκριμένες περιοχές, το λογισμικό έδωσε αριθμητικά αποτελέσματα επίσης, υπό τη μορφή πινάκων. Το λογισμικό για κάθε εξέταση έδινε τα ποσοστά των διαμερισμάτων ανά ζώνη, που είχαν τιμή συντελεστή μεταβλητότητας πάνω από ένα προκαθορισμένο όριο (0.50%, 0.75%, 1.00% και 1.25%). Σε αυτή τη μελέτη το όριο του 0.50% τέθηκε ως όριο για να γίνουν οι συγκρίσεις ως προς την επαναληψιμότητα μεταξύ διαφορετικών συσκευών στο ίδιο εξεταζόμενο δείγμα ή στην ίδια συσκευή για διαφορετικά δείγματα. Αυξημένα ποσοστά σημαίνουν μεγαλύτερη μεταβλητότητα και άρα μικρότερη επαναληψιμότητα. Η ανάλυση chi-square χρησιμοποιήθηκε με τη βοήθεια πινάκων συνάφειας ώστε να ελεγχθεί η στατιστική σημαντικότητα των αριθμητικών αποτελεσμάτων κατά περίπτωση.

7. Κεφάλαιο 7 - Αποτελέσματα

7.1 Σφαίρες βαθμονόμησης

Και τα δυο συστήματα είχαν τα καλύτερα αποτελέσματα επαναληψιμότητας στις σφαίρες βαθμονόμησης (Πίνακας 7-1, Παράρτημα 10 - Σχήμα 1). Ειδικότερα για τις σφαίρες βαθμονόμησης το TOMEY CTS παρουσίασε αποτελέσματα CV κάτω από 0.50% που σημαίνει τυπικές αποκλίσει που κυμαίνονται από 0.26D στις πιο κυρτές σφαίρες έως και 0.17D στις πιο πεπλατυσμένες. Μοναδική διαφοροποίηση στα αποτελέσματα ήταν ένα πολύ μικρός αριθμός διαμερισμάτων της κεντρικής ζώνης στις πιο καμπύλες σφαίρες που παρουσίασαν τιμές μεγαλύτερες από 0.75%.

		C-Scan CTS				TOMEY CTS			
Καμπυλότητα		>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%	>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%
Κεντρική Ζώνη	10.0 mm	78	53	35	21	0	0	0	0
	9.0 mm	44	11	1	0	0	0	0	0
	8.0 mm	28	13	7	4	7	1	0	0
	7.0 mm	27	10	3	1	4	2	0	0
	6.5 mm	37	16	7	4	8	2	0	0
Παρακεντρική Ζώνη	10.0 mm	8	0	0	0	0	0	0	0
	9.0 mm	37	0	0	0	0	0	0	0
	8.0 mm	0	0	0	0	0	0	0	0
	7.0 mm	5	0	0	0	0	0	0	0
	6.5 mm	20	5	0	0	0	0	0	0
Περιφερική Ζώνη	10.0 mm	39	21	18	16	4	0	0	0
	9.0 mm	52	43	38	34	0	0	0	0
	8.0 mm	37	28	22	17	0	0	0	0
	7.0 mm	52	41	33	25	0	0	0	0
	6.5 mm	59	43	27	22	1	0	0	0

Πίνακας 7-1 Ποσοστό διαμερισμάτων με τιμές πάνω από το όριο CV στις σφαίρες βαθμονόμησης.

Το C-Scan παρουσίασε τη υψηλότερη επαναληψιμότητα στη σφαίρα των 8 χιλ. και ιδιαίτερα στη παρακεντρική ζώνη σε σχέση με τη παρακεντρική και τη περιφερική ($p < 0.001$). Η παρακεντρική ζώνη παρουσίασε τα πιο επαναλήψιμα αποτελέσματα αφού δεν παρουσίασε μεταβλητότητα μεγαλύτερη από 0.50% σε καμία σφαίρα. Όταν η ακτίνα καμπυλότητας αυξήθηκε προς τα 10.0 χιλ. ή μειώθηκε προς

τα 6.5 χιλ. η επαναληψιμότητα μειώθηκε στις όλες τις ζώνες. Η κεντρική ζώνη ακολούθησε τη παρακεντρική σε αποτελέσματα επαναληψιμότητας και η περιφερική είχε τα χειρότερα αποτελέσματα με τιμές παραπάνω από 37% σε τιμή μεταβλητότητας 1.25% στην σφαίρα ακτίνας καμπυλότητας 9.0 χιλ. που ισοδυναμεί σε τυπική απόκλιση μέτρησης παραπάνω από 0.50D. Για παράδειγμα στη κεντρική ζώνη η σφαίρα των 10.0 χιλ. παρουσίαζε μεγαλύτερο αριθμό διαμερισμάτων με CV περισσότερο από 0.50% σε σύγκριση με αυτή των 9.0 χιλ. γεγονός που υποδεικνύει μειωμένη επαναληψιμότητα ($\chi^2=144$, $p<0.001$) όσο η καμπυλότητα αυξάνεται.

7.2 Ανθρώπινοι οφθαλμοί.

Όσο αφορά του κερατοειδείς η επαναληψιμότητα μειώθηκε καθώς η κερατοειδική ανωμαλία αυξήθηκε από χαμηλούς αστιγματισμού και μυωπίες σε ανώμαλους αστιγματισμούς (Πίνακας 7.2). Και τα δυο τοπογραφικά συστήματα έδωσαν κοντινά αποτελέσματα όσον αφορά του κερατοειδείς σε αντίθεση με τις σφαίρες βαθμονόμησης όπου το TOMMY παρουσίασε στατιστικά σημαντικά περισσότερο επαναλήψιμα αποτελέσματα.

7.2.1 Φυσιολογικοί οφθαλμοί

Στους φυσιολογικούς κερατοειδείς (Παράρτημα 9 - Σχήμα 1, 2, Παράρτημα 10 - Σχήμα 2) η μέγιστη επαναληψιμότητα επιτεύχθηκε από τη παρακεντρική ζώνη και τη κεντρική ζώνη. Τα ποσοστά των διαμερισμάτων με συντελεστή μεταβλητότητας άνω του 0.75% δεν υπερέβησαν το 20% σε αυτές τις περιοχές. Αυτό σημαίνει για τους φυσιολογικούς κερατοειδείς με μέση διοπτρική ισχύ από 40 έως και 42D αντίστοιχη

τυπική από κλίση μικρότερη από 0.30D που είναι κοντά στο αποδεκτό όριο επαναληψιμότητας και ακρίβειας (0.25D) για τα τοπογραφικά συστήματα.

Το Tomey παρουσίασε ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα ιδιαίτερα στη κεντρική ζώνη. Παράλληλα στη περιφερική περιοχή όπου και τα δυο συστήματα παρουσίασαν μειωμένη επαναληψιμότητα το Tomey υστέρησε του C-Scan με πάνω από 60% των διαμερισμάτων να ξεπερνούν το όριο του 0.75% στο συντελεστή μεταβλητότητας.

7.2.2 Χαμηλής Μυωπίας οφθαλμοί.

Στους μυωπικούς κερατοειδείς (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 3, 4, Παράρτημα 10 - Σχήμα 3**) η μέγιστη επαναληψιμότητα επιτεύχθηκε από τη παρακεντρική ζώνη και τη κεντρική ζώνη. Τα ποσοστά των διαμερισμάτων με συντελεστή μεταβλητότητας άνω του 0.75% υπερέβησαν το 20% σε αυτές τις περιοχές σε μερικές περιπτώσεις ειδικά στο σύστημα C-Scan. Σε γενικές γραμμές η επαναληψιμότητα των ασθενών με χαμηλή μυωπία ήταν κοντινή με αυτή των σφαιρών βαθμονόμησης. Στη περιφερική ζώνη όπου η επαναληψιμότητα ελαττώθηκε και για τα δυο συστήματα στον ίδιο βαθμό, υπήρξε μείωση και σε σχέση με τις σφαίρες βαθμονόμησης.

7.2.3 Υψηλής Μυωπίας οφθαλμοί

Οι υψηλής μυωπίας οφθαλμοί συμπεριφέρονται γενικότερα ως προς την επαναληψιμότητα με το ίδιο τρόπο που συμπεριφέρονται και οι χαμηλής μυωπίας (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 5, 6, Παράρτημα 10 - Σχήμα 4**). Κεντρική και παρακεντρική ζώνη είναι οι πιο επαναλήψιμες με τη παρακεντρική περιοχή να δίνει λίγο καλύτερα αποτελέσματα από τη κεντρική περιοχή ειδικά στο σύστημα C-Scan. Και εδώ όπως και στους χαμηλούς μύωπες και τις σφαίρες βαθμονόμησης, στη

παρακεντρική ζώνη το ποσοστό διαμερισμάτων με συντελεστή μεταβλητότητας μεγαλύτερο του 0.75% δεν ξεπερνά το 20%. Η κεντρική και παρακεντρική ζώνη παρόλα αυτά δείχνει γενικότερα να έχει χειρότερα αποτελέσματα κλιμακωτά σε σχέση με τις προηγούμενες κατηγορίες.

7.2.4 Χαμηλού αστιγματισμού οφθαλμοί.

Με τη ύπαρξη του αστιγματισμού στη κερατοειδική επιφάνεια η επαναληψιμότητα μειώνεται σε σχέση με τα προηγούμενα αποτελέσματα για φυσιολογικούς και μυωπικούς οφθαλμούς (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 7, 8, Παράρτημα 10 - Σχήμα 5**). Η παρακεντρική ζώνη εξακολουθεί να είναι η πλέον επαναλήψιμη. Στη κεντρική και περιφερική ζώνη η επαναληψιμότητα μειώνεται αισθητά και για να βρει κανείς ποσοστό διαμερισμάτων κάτω από 20% να υπερβαίνει κάποιο όριο, το όριο αυτό πρέπει να φτάσει το 1.25% μεταβλητότητας που σημαίνει τυπική απόκλιση μεγαλύτερη από 0.50 διοπτρίες σε ισχύ κερατοειδή 42 διοπτρίες.

7.2.5 Υψηλού αστιγματισμού οφθαλμοί

Η επαναληψιμότητα αρχίζει να είναι πολύ μικρή ακόμη και στη παρακεντρική ζώνη που εξακολουθεί να είναι η περισσότερο επαναλήψιμη (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 9, 10, Παράρτημα 10 - Σχήμα 6**). Τα αποτελέσματα στα δυο συστήματα διαφέρουν τώρα σημαντικά με το TOMEY να εμφανίζεται πιο επαναλήψιμο τουλάχιστον στη παρακεντρική και κεντρική ζώνη. Η περιφερική ζώνη είναι η λιγότερο επαναλήψιμη. Τα αποτελέσματα όλων των δειγμάτων βελτιώνονται καθώς το όριο μεταβλητότητας εκτείνεται στο 1.25% . Αυτό σημαίνει πως υπάρχει άνω όριο στη μεταβλητότητα των μετρήσεων και παρόλη την κακή εικόνα της επαναληψιμότητας τα αποτελέσματα δείχνουν πως τα τοπογραφικά συστήματα λειτουργούν όντως με σχετικά καλή

ακρίβεια και επαναληψιμότητα αφού το όριο του 1.25% CV σημαίνει τυπική απόκλιση μικρότερη από 0.5D για μέση τιμή 42D. Η αυξημένη μεταβλητότητα των αποτελεσμάτων στο C-Scan σε σχέση με το TOMEY έχει να κάνει κυρίως με το μεγαλύτερο αριθμό μετρήσεων του συγκεκριμένου συστήματος που συνεπακόλουθα αυξάνει και την πιθανότητα να χαρακτηρίζονται οι μετρήσεις από αυξημένη μεταβλητότητα και συνεπώς μικρή επαναληψιμότητα.

7.2.6 Ανώμαλου αστιγματισμού οφθαλμοί

Στις περιπτώσεις ανώμαλου αστιγματισμού (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 11, 12, Παράρτημα 10 - Σχήμα 7**) συγκαταλέγονται κερατοειδείς με συγκεκριμένες παθήσεις που οδηγούν σε δυσμορφίες της κερατοειδικής επιφάνειας όπως το σύνδρομο Pellucid Marginal Degenartion. Επίσης είναι κερατοειδείς με κερατόκωνο, μια μορφή πολύ υψηλού ανώμαλου αστιγματισμού, που δημιουργείται λόγω μια εντοπισμένης ανύψωσης της κερατοειδικής επιφάνειας και τέλος κερατοειδείς που έχουν υποστεί μεταμόσχευση. Στις περιπτώσεις αυτές παρουσιάστηκε υψηλό ποσοστό τμημάτων, με συντελεστή μεταβλητότητας πάνω από 1.25% σε όλες τις ζώνες ειδικά για το C-Scan. Το TOMEY παρουσίασε ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα ειδικά στο όριο του CV 0.75%. Η κεντρική ζώνη έδωσε πάλι λίγο καλύτερα αποτελέσματα από τη παρακεντρική και τη περιφερική αλλά τα ποσοστά τμημάτων που υπερέβαιναν το όριο του 1.25% CV ήταν μέχρι και 40%. Γενικότερα θα μπορούσε ασφαλώς να συμπεράνει κανείς πως η επαναληψιμότητα των τοπογραφικών συστημάτων μειώνεται σημαντικά όταν εξετάζονται κερατοειδείς με τέτοιας μορφής και μεγέθους ανωμαλίες.

7.2.7 Οφθαλμοί που έχουν υποστεί επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής

Στη περίπτωση της διαθλαστικής χειρουργικής (**Παράρτημα 9 - Σχήμα 13, Παράρτημα 10 - Σχήμα 9**) η παρακεντρική περιοχή που μέχρι τώρα παρουσίαζε τη μεγαλύτερη επαναληψιμότητα φαίνεται να παρουσιάζει χειρότερη επαναληψιμότητα σε σχέση με τα μέχρι τώρα δείγματα από τις προηγούμενες κατηγορίες και εξισώνεται με τις υπόλοιπες δυο περιοχές. Αυτό είναι αναμενόμενο αφού λόγω της επέμβασης έχει μεταβληθεί σημαντικά το σχήμα της παρακεντρικής ζώνης που είναι η κατεξοχήν περιοχή επιπέδωσης στη περίπτωση διόρθωσης της μυωπίας.

7.2.8 Συγκριτικά αποτελέσματα

Τα συγκριτικά αποτελέσματα για όλες τις κατηγορίες παρουσιάζονται στο **Παράρτημα 9 - Σχήμα 14** και στο **Σχήμα 8 του Παραρτήματος 10**. Το Σχήμα 8 παρουσιάζει τα συγκριτικά αριθμητικά αποτελέσματα από όλες τις κατηγορίες που εξετάστηκαν και για τα δύο συστήματα. Αυτά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται και στο πίνακα 4 παρακάτω. Η επαναληψιμότητα μειώνεται και για τα δυο συστήματα καθώς η ανωμαλία του κερατοειδούς αυξάνεται (Φυσιολογικοί με υψηλούς μύωπες $p < 0.025$ και $p < 0.001$ για C-Scan και TOMEY αντίστοιχα στη κεντρική ζώνη - Υψηλοί αστιγματισμοί με ανώμαλους αστιγματισμούς $p < 0.001$ και $p < 0.001$ για C-Scan και TOMEY αντίστοιχα στη παρακεντρική ζώνη).

Ακόμα και στην περιφερική ζώνη όπου όλες οι κατηγορίες έχουν σχετικά αυξημένες τιμές μεταβλητότητας και άρα μειωμένη επαναληψιμότητα η διαφοροποίηση με την κλιμάκωση της ανωμαλία εξακολουθεί να υφίσταται ακόμη και οριακά αλλά μόνο στο ένα σύστημα με το μεγαλύτερο αριθμό μετρήσεων (Φυσιολογικοί με υψηλούς αστιγματισμούς $p < 0.001$ και $p > 0.05$ για C-Scan και TOMEY αντίστοιχα - Χαμηλοί αστιγματισμοί με ανώμαλους αστιγματισμούς $p < 0.01$

και $p > 0.05$ για C-Scan και TOMEY αντίστοιχα στη παρακεντρική ζώνη). Παρόλα αυτά οι υψηλοί αστιγματισμοί και οι ανώμαλοι αστιγματισμοί δεν φαίνεται να έχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ως προς την αυξημένη μεταβλητότητα τους στη περιφερική ζώνη.

Για να φτάσει να έχει κανείς λιγότερο από 10% των διαμερισμάτων με υπέρβαση ορίου μεταβλητότητας έπρεπε το όριο αυτό να υπερβεί το 1.25%. Και αυτό συμβαίνει μόνο για τους φυσιολογικούς, μύωπες και χαμηλά αστιγματικούς κερατοειδείς καθώς όταν έχουμε υψηλούς ή ανώμαλους αστιγματισμούς το ποσοστό αυξάνεται, ακόμη και γι' αυτό το όριο μέχρι και 65% στη κεντρική περιοχή. Το TOMEY εμφανίστηκε να δίνει σαφώς πιο επαναλήψιμες μετρήσεις ειδικά στη κεντρική και παρακεντρική περιοχή για τους πιο ανώμαλους κερατοειδείς.

Οι κερατοειδείς που είχαν υποστεί διαθλαστική χειρουργική έδωσαν αποτελέσματα ως προς την επαναληψιμότητα κοντινά με αυτά του ανώμαλου αστιγματισμού. Σε αυτούς τους κερατοειδείς η παρακεντρική περιοχή παρουσίασε την ίδια αυξημένη μεταβλητότητα με τις άλλες δυο περιοχές, γεγονός που έρχεται σε αντίθεση με τα μέχρι τώρα αποτελέσματα αφού η παρακεντρική περιοχή ήταν η πλέον επαναλήψιμη. Είναι εμφανής η μείωση της επαναληψιμότητας στο σχήμα 9A και 9B του Παραρτήματος 10 στη περιφέρεια εκεί όπου περίπου έλαβε θέση η επιπλάτυνση με το laser για τη διόρθωση του υπερμετροπικούς σφάλματος. Αντίστοιχα φαίνεται πως για μια μυωπική διόρθωση (σχήμα 9C, Παράρτημα 10) τα αποτελέσματα αντιστρέφονται όσον αφορά τη επαναληψιμότητα με το κεντρικό κερατοειδή να παρουσιάζει πλέον μειωμένη επαναληψιμότητα σε σχέση με το περιφερικό αφού η διόρθωση λαμβάνει θέση στη κεντρική περιοχή για τα μυωπικά σφάλματα.

7.2.9 Μοτίβα επαναληψιμότητας

Μια αξιοπρόσεχτη παρατήρηση στους χάρτες επαναληψιμότητας στο Παράρτημα 10 - Σχήμα 6, 7, 8 είναι το λεπτομερές μοτίβο επαναληψιμότητας στους συντελεστές μεταβλητότητας για δείγματα που αφορούσαν υψηλούς και ανώμαλους αστιγματισμούς και στα δυο τοπογραφικά συστήματα. Ο συντελεστής μεταβλητότητας αυξάνονταν στο χάρτες επαναληψιμότητας σε περιοχές που αντιστοιχούσαν σε μικρές ακτίνες καμπυλότητας ή μεγάλη διοπτρική ισχύ στο πραγματικό τοπογραφικό χάρτη σε σχέση με περιοχές στο ίδιο χάρτη που ήταν πιο πεπλατυσμένες όπου ο συντελεστής μεταβλητότητας παρουσίαζε μικρότερες τιμές και άρα οι τοπογραφικές μετρήσεις παρουσίαζαν μεγαλύτερη επαναληψιμότητα.

Πίνακας 7-2 Ποσοστό διαμερισμάτων με τιμές πάνω από το όριο CV στους κερατοειδείς.

	Κατηγορίες	C-Scan CTS				TOMEY CTS			
		>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%	>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%
Κεντρική Ζώνη	Φυσιολογικοί	37	13	5	2	24	2	1	1
	Χαμ Μυωπία	41	18	7	2	25	4	0	0
	Υψ Μυωπία	44	19	9	4	34	13	4	2
	Χαμ Αστιγμ	55	26	11	5	44	17	6	2
	Υψ Αστιγμ	80	52	37	28	46	23	10	4
	PRK	91	67	39	25				
	Ανωμ Αστιγμ	100	98	83	65	89	67	51	40
Παρακεντρική Ζώνη	Φυσιολογικοί	39	11	5	4	23	11	4	3
	Χαμ Μυωπία	20	6	2	1	31	10	6	4
	Υψ Μυωπία	23	4	2	1	21	5	2	1
	Χαμ Αστιγμ	39	15	3	1	42	16	9	5
	Υψ Αστιγμ	81	51	26	15	53	21	13	9
	PRK	95	80	62	40				
	Ανωμ Αστιγμ	98	67	42	26	80	63	51	43
Περιφερική Ζώνη	Φυσιολογικοί	53	36	20	19	73	52	35	27
	Χαμ Μυωπία	68	45	39	33	78	51	34	24
	Υψ Μυωπία	80	57	43	34	66	46	26	16
	Χαμ Αστιγμ	72	49	35	27	77	46	35	24
	Υψ Αστιγμ	76	55	46	33	77	61	51	43
	PRK	87	69	46	38				
	Ανωμ Αστιγμ	83	71	56	43	82	70	60	47

Το φαινόμενο αυτό ήταν πολύ έντονο σε περιπτώσεις με ανώμαλο αστιγματισμό όπως στο σχήμα 7J, 7K, 7L, 7M του Παραρτήματος 10. Στο σχήμα 9 του Παραρτήματος 10 μπορούν να παρατηρηθούν τα αντίστοιχα μοτίβα για τους χάρτες που παρουσιάζουν αποτελέσματα διαθλαστικών επεμβάσεων ανάλογα με αυτά των ανώμαλων αστιγματισμών. Έτσι για τις μυωπικές διορθώσεις η κεντρική περιοχή παρουσιάζει μειωμένη επαναληψιμότητα σε σχέση με τις υπερμετροπικές όπου ισχύει το αντίθετο λόγω της ζώνης στην οποία εκτελείται η διαθλαστική διόρθωση.

7.2.10 Γενικότερες Παρατηρήσεις.

Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η επαναληψιμότητα των τοπογραφικών συστημάτων είναι αντιστρόφως ανάλογη της ανωμαλίας που παρουσιάζει η κερατομετρική επιφάνεια. Οι πιο επαναλήψιμες μετρήσεις ελήφθησαν από τις σφαίρες βαθμονόμησης και οι λιγότερο επαναλήψιμες από ειδικές περιπτώσεις ανώμαλων αστιγματισμών. Τα δυο τοπογραφικά συστήματα έδωσαν διαφορετικά αποτελέσματα ως προς την επαναληψιμότητα με το TOMMY CTS να αποδίδει καλύτερα.

Στους χάρτες απεικόνισης των αποτελεσμάτων παρουσιάστηκαν τρεις ζώνες που αναφέρθηκαν ως κεντρική παρακεντρική και περιφερική αντίστοιχα με κατεύθυνση προς τα έξω. Η ανάλυση έδειξε πως οι ζώνες εκτεινόταν ως εξής για τους οφθαλμούς: Για το TechnoMed C-Scan CTS (a) δακτύλιος κεντρικής ζώνης από $437\pm 27\mu\text{m}$ έως και $4103\pm 115\mu\text{m}$, (b) δακτύλιος παρακεντρικής ζώνης από $4103\pm 115\mu\text{m}$ έως και $6555\pm 182\mu\text{m}$ και (c) δακτύλιος περιφερικής ζώνης από $6555\pm 182\mu\text{m}$ έως και $8207\pm 229\text{mm}$. Για το Tomey CTS (a) δακτύλιος κεντρικής ζώνης από $468\pm 12\mu\text{m}$ έως και $4680\pm 90\mu\text{m}$, (b) δακτύλιος περιφερικής ζώνης από $4680\pm 90\mu\text{m}$ έως και $7487\pm 143\mu\text{m}$ και (c) δακτύλιος περιφερικής ζώνης από

7487±143μm έως και 9368±183mm. Στις σφαίρες βαθμονόμησης τα όρια αυτά διαμορφώνονται διαφορετικά όπως φαίνεται στο πίνακα 2. Όπως και στους οφθαλμούς έτσι και στις σφαίρες βαθμονόμησης φαίνεται πως τα συνολικά όρια της εξώτερης ζώνης στο σύστημα Tomey είναι μεγαλύτερα από αυτά του C-Scan. Έτσι στη σφαίρα των 10 χιλ η περιφερική ζώνη εκτείνεται μέχρι τα 10.5 χιλ. στο Tomey ενώ αντίστοιχα μέχρι τα 9.2 χιλ. στο C-Scan. Η αυξανόμενη απόσταση καθώς οι σφαίρες αυξάνουν σε καμπυλότητα οφείλεται στην αντίστοιχη αυξανόμενη απόσταση των ανακλώμενων δακτυλίων από την επιφάνεια της σφαίρας. Στους οφθαλμούς οι έκταση της περιφερικής ζώνης εκτείνεται στα 8.6 χιλ. κατά μέσο όρο και σε αναφορά με τις αντίστοιχες ζώνες στις σφαίρες βαθμονόμησης φαίνεται να βρισκόμαστε στη μέση διαθλαστική ισχύ του κερατοειδή μεταξύ 8 και 9 χιλ. Από τη μελέτη των αποτελεσμάτων είναι εμφανές πως το Tomey όχι μόνο λαμβάνει μικρότερο αριθμό μετρήσεων αλλά έχει κατασκευαστικά και μεγαλύτερο κώνο σε σχέση με το C-Scan

Στοιχεία εύρους μετρήσεων στις σφαίρες βαθμονόμησης				
Ακτίνες καμπυλότητας	Μηδενική ζώνη	Κεντρική Ζώνη	Παρακεντρική Ζώνη	Περιφερική ζώνη
TechnoMed C-Scan CTS Calibration Spheres				
6.5 mm	331	3366	5386	6732
7.0 mm	344	3555	5688	7110
8.0 mm	356	3963	6340	7926
9.0 mm	508	4389	7022	8777
10.0 mm	501	4618	7388	9236
TOMEY CTS Calibration Spheres				
6.5 mm	370	3666	5865	7331
7.0 mm	420	3925	6279	7849
8.0 mm	460	4356	6969	8711
9.0 mm	540	4850	7761	9701
10.0 mm	590	5283	8453	10566

αφού μπορεί να καλύψει συνολικά μεγαλύτερη επιφάνεια στο κερατοειδή. Η μηδενική

ζώνη αντίστοιχα ήταν μικρότερη στο C-Scan σε σχέση με το Tomey και αυτό ίσχυε και τους οφθαλμούς που εξετάστηκαν (περίπου 437±27 μm (εύρος: 383-453 μm) και 468±12 μm (εύρος 45 -483μm) στο C-Scan και στο Tomey αντίστοιχα).

8. Κεφάλαιο 8 - Συμπεράσματα-Συζήτηση.

Η τοπογραφία του κερατοειδούς εξελίχθηκε παράλληλα με την διαθλαστική χειρουργική. Καθώς αρκετές νέες χειρουργικές τεχνικές αναπτυχθήκαν και νέες τεχνολογίες εισήχθησαν στην τεχνολογία των συσκευών laser, όπως για παράδειγμα οι εξατομικευμένες διορθώσεις μέσω τοπογραφικών πληροφοριών, η ανάγκη για το ακριβή προσδιορισμό της κερατοειδικής επιφάνειας έγινε πολύ απαραίτητη.

Υπάρχουν αρκετές μελέτες που διεξάχθηκαν με σκοπό τον προσδιορισμό των παραμέτρων που χαρακτηρίζουν τις μετρήσεις τοπογραφικών συστημάτων όπως η μεταβλητότητα (variability), η επαναληψιμότητα (repeatability), η αναπαραγωγικότητα (reproducibility) και κυρίως η ορθότητα (accuracy) και η ακρίβεια (precision) μελετώντας συνήθως σφαιρικές ή ασφαιρικές επιφάνειες (σφαίρες βαθμονόμησης)^{46, 50, 111, 117}. Στα πρώτα στάδια εξέλιξης των τοπογραφικών συστημάτων η ακρίβεια τους συγκρίνονταν με αυτή των υπαρχόντων οφθαλμομέτρων (κερατόμετρα). Μετά το 1990 όταν η παραγωγή τοπογραφικών συστημάτων άρχισε να δίνει αρκετά συστήματα στην αγορά γίνονταν και συγκριτικοί έλεγχοι μεταξύ των. Στις πρώτες αυτές μελέτες τα κερατόμετρα κρίνονταν πιο ακριβή και σαφώς πιο επαναλήσιμα από τα τοπογραφικά συστήματα με τυπικές αποκλίσεις μικρότερες των 0.25D⁴⁴. Η ορθή ευθυγράμμιση και επικέντρωση των συσκευών βιντεοκερατοσκοπίας επιβάλλονταν ως βασικός παράγοντας παραγωγής ορθών και ακριβών αποτελεσμάτων ακόμη και όταν τα συγκεκριμένα συστήματα εξετάζονται σε ασφαιρικές και γενικά ανώμαλες επιφάνειες σε μια προσπάθεια εξομοίωσης ανώμαλων αστιγματισμών του κερατοειδούς¹⁰⁷. Οι μελέτες ξεκίνησαν να λαμβάνουν περισσότερες από 4 μετρήσεις από τα βιντεοκερατοσκόπια όπως ήταν συνηθισμένο μέχρι τότε για να μπορεί να γίνεται απευθείας σύγκριση με τα κερατόμετρα. Η μέση τιμή όλων των μετρήσεων της κεντρικής ζώνης των 3χιλ. χρησιμοποιείται για να

εκτιμηθεί η επαναληψιμότητα και η ακρίβεια. Μέσω της διαδικασίας αυτή βρέθηκε ακρίβεια της τάξης των 0.125D στα βιντεοκερατοεσκόπια^{34, 44, 121}.

Τα περισσότερα βιντεοκερατοσκοπικά συστήματα μετρούν την ισχύ των σφαιρικών επιφανειών με μεγάλη ακρίβεια. Παρόλα αυτά υπάρχουν μελέτες που έδειξαν μείωση της ακρίβειας και αύξηση της μεταβλητότητας (μείωση επαναληψιμότητας) όταν τα αντικείμενα προς εξέταση ήταν πολύ επίπεδα (ισχύς<38D ή ακτίνα καμπυλότητας>9mm) ή ήταν πολύ κυρτά (ισχύς>46D ή ακτίνα καμπυλότητας<7mm). Επίσης η μείωση της επαναληψιμότητας υπήρχε όταν ήταν υπαρκτές μεγάλες και ξαφνικές μεταβολές στη ακτίνα καμπυλότητας των επιφανειών³³ ή ακόμη και όταν εξετάζονταν ανώμαλες και εν γένει ασφαιρικές επιφάνειες⁴³.

Οι παράγοντες που μπορεί να επηρεάζουν την μεταβλητότητα των μετρήσεων των τοπογραφικών συστημάτων περιλαμβάνουν την ποιότητα της αυτόματης ψηφιοποίησης των μετρήσεων, τις συνολικές μετρήσεις ανά δακτύλιο, τις διαδικασίες παρεμβολής δεδομένων που χρησιμοποιούνται στη τελική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων της τοπογραφίας^{33, 122}, καθώς επίσης τη παραξονική διοπτρική προσέγγιση που τείνει να δίνει λανθασμένα αποτελέσματα στο περιφερικό κερατοειδή λόγω του ελλειπτικού σχήματός του (**Παράρτημα 4**) (Spherical bias)²⁰.

Η λήψη μιας ακριβούς τοπογραφικής μέτρησης εξαρτάται ισχυρά από το χειριστή και τη διάθεση του ασθενή να συνεργαστεί. Η ακριβής τοποθέτηση και ευθυγράμμιση του δίσκου του Placido σε σχέση με το κέντρο του κερατοειδή του ασθενούς είναι καίριας σημασίας^{30, 123, 124}.

Α τις διαφοροποιήσεις των δυο συστημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για την εφαρμογή της μεθόδου, για την ευθυγράμμιση και την εστίαση του δίσκου σε σχέση

με το κερατοειδή χρησιμοποιείται μια κοινή μέθοδος με το φωτεινό στόχο στο κέντρο του στόχου προσήλωσης. Ο ασθενής πρέπει να εστιάσει στο στόχο προσήλωσης καθώς ο χειριστής πραγματοποιεί την ευθυγράμμιση και την εστίαση του οργάνου. Οι διαδικασίες αυτές σε περίπτωση που εκτελούνται με λάθος τρόπο οδηγούν σε ραγδαία αύξηση της μεταβλητότητας και συνεπώς της επαναληψιμότητας. Μια ακόμη σημαντική παράμετρος που μπορεί να συνεισφέρει στην αύξηση της μεταβλητότητας είναι ποιότητα της δακρυϊκής στοιβάδας σε περίπτωση που υπόκειται σε μεγάλη υποβάθμιση¹²⁵.

Στη παρούσα εργασία, αναπτύχθηκε μια μέθοδος για το προσδιορισμό της μεταβλητότητας των μετρήσεων των τοπογραφικών συστημάτων. Κάναμε χρήση μιας μεθόδου που περιλαμβάνει διαμέριση του κερατοειδικού επιπέδου σε μεγάλο αριθμό διαμερισμάτων-τομέων ενώ η παρουσίαση των αποτελεσμάτων διατήρησε αφενός τη χωρική ιδιότητα που είχαν οι μετρήσεις των συστημάτων, ενώ παράλληλα τα αποτελέσματα παρουσιάστηκαν υπό τη μορφή χρωματικών πινάκων όμοιων με τους τοπογραφικούς. Ο βασικός σκοπός μας ήταν να δημιουργηθεί ένα εργαλείο που θα έδινε εύκολα ερμηνευμα αποτελέσματα με χρησιμότητα στη κλινική πράξη. Στις περισσότερες από τις μελέτες που αναφερθήκαν προηγουμένως γίνονται προσπάθειες για την εξάλειψη τοπικών ανωμαλιών ή ψευδοευρημάτων που βρίσκονται στα προς εξέταση αποτελέσματα με σκοπό την εξέταση της επαναληψιμότητας ή της ακρίβειας χωρίς την αναφορά σε αυτές τις ανωμαλίες. Στη μελέτη μας έγινε προσπάθεια να εξαλείψουμε τυχόν τέτοιου είδους ανωμαλίες, που μπορεί να οφείλονται στο χειριστή ή στον ασθενή και τελικά αναλύσαμε 10 επαναληπτικές μετρήσεις που αποκτήθηκαν με τις καλύτερες προϋποθέσεις όπως συμβαίνει στη καθημερινή κλινική πράξη. Επιπλέον δεν έγινε προσπάθεια εξάλειψης τυχόν ψευδοευρημάτων, όπως σε πρότερες

μελέτες, που πιθανόν προέρχονταν από το συνδυασμό του σχήματος του κερατοειδούς και την αδυναμία των συστημάτων να μετρήσουν ορθά την επιφάνεια με αποτέλεσμα την αύξηση της παρατηρούμενης μεταβλητότητας.

Σήμερα τα τοπογραφικά συστήματα χρησιμοποιούνται ευρέως σε συνεργασία με συσκευές laser για καθοδηγούμενες εξατομικευμένες επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής¹²⁶⁻¹²⁸. Είναι λοιπόν αναγκαίο, ακόμη και αν η συνολική απόδοση των συστημάτων βρίσκεται μεταξύ αποδεκτών ορίων, να μελετάται η μεταβλητότητα και η επαναληψιμότητα σε πολύ εντοπισμένες περιοχές του κερατοειδή. Αρκετές μελέτες και ερευνητές έχουν προσεγγίσει μεθοδολογικά το πρόβλημα της επαναληψιμότητας με τον τρόπο που το προσεγγίσαμε στη παρούσα μελέτη. Παρόλα αυτά στις περισσότερες των περιπτώσεων οι μελέτες αυτές χρησιμοποιούσαν χονδροειδείς προσεγγίσεις του προβλήματος της διαμέρισης χρησιμοποιώντας είτε μικρό αριθμό τομέων-διαμερισμάτων είτε μικρό αριθμό επαναληπτικών μετρήσεων είτε και τα δύο^{34, 124, 129}. Στη μέθοδό μας η διαμέριση έδωσε συνολικά 1200 διαμερίσματα και σε συνδυασμό με το μεγάλο αριθμό επαναληπτικών μετρήσεων οδηγηθήκαμε σε ένα λεπτομερή προσδιορισμό της μεταβλητότητας των τοπογραφικών μετρήσεων σε σχέση με το κερατοειδικό επίπεδο. Με αυτό το τρόπο εξάγεται χρήσιμη πληροφορία για την κλινική ερμηνεία των αποτελεσμάτων, που δεν παρέχεται από τις προηγούμενες μελέτες. Μόνο ο Buehren χρησιμοποίησε μέθοδο διαμέρισης και επαναληπτικό αριθμό μετρήσεων κοντινό με το δικό μας¹²⁵. Αυτή η μελέτη όμως, παρουσίασε τη μεταβλητότητα των μετρήσεων που οφείλεται στην υποβάθμιση της δακρυϊκής στοιβάδας με το χρόνο εφόσον δεν υπάρχει βλεφαρισμός ενώ χρησιμοποιήθηκαν μόνο φυσιολογικοί οφθαλμοί. Η ανάδειξη της μεθόδου μας και των αποτελεσμάτων της ήρθε κυρίως από τη παρουσίαση των κερατοειδών με

ανώμαλο και υψηλό αστιγματισμό κάτι που δεν παρουσιάστηκε στη μελέτη Buehren. Εκεί η μέθοδος μας έδειξε πως παρουσιάζεται μεγάλη μεταβλητότητα και άρα μικρή επαναληψιμότητα και φυσικά αυτοί οι κερατοειδείς είναι οι συχνότερα επιλεγθέντες για διόρθωση μέσω εξατομικευμένων καθοδηγούμενων επεμβάσεων. Αυτή η πληροφορία προσδιορίζεται από σημαντική κλινική αξία^{103, 120, 130}.

Για την ανάλυση των δεδομένων μας έγινε χρήση του συντελεστή μεταβλητότητας (Coefficient of Variation ή CV) σε αντίθεση με τις μελέτες που έχουν διεξαχθεί στο παρελθόν και στηρίχθηκαν στη τυπική απόκλιση των μέσων τιμών^{34, 121, 124, 131}. Ο Zadnik το 1995 εισήγαγε την έννοια του κερατοειδικού πεδίου διαιρώντας το κερατοειδή σε 24 τμήματα και με τη χρήση στατιστικών μεθόδων για τον έλεγχο της στατιστικής διαφοράς μεταξύ δυο τιμών κάθε τμήμα χαρακτηρίζονταν από τρεις αριθμητικές τιμές (μέση τιμή τυπική απόκλιση και τιμή πιθανότητας που χαρακτήριζε αν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στο συγκεκριμένο τμήμα από τη δεύτερη μέτρηση. Η επαναληψιμότητα των μετρήσεων χαρακτηρίστηκε από τη τυπική απόκλιση και έδειξε, όπως και η μελέτη μας, χειρότερη μεταβλητότητα στη περιφέρεια (SD→0.80D – 1.00D) σε σχέση με τη κεντρική περιοχή (SD→0.50D). όμως στη συγκεκριμένη μελέτη εκτός από τις δυο επαναληπτικές μετρήσεις που ελήφθησαν είχε γίνει και διόρθωση των τοπικών ανωμαλιών-ψευδοευρημάτων(artifacts) πριν τη στατιστική επεξεργασία. Ο Vass στη μελέτη του έκανε χρήση της μεθόδου του Zadnik διαμερίζοντας σε μεγαλύτερο αριθμό τομέων το κερατοειδικό επίπεδο, 225 στο σύνολο. Η απόλυτη τυπική απόκλιση ήταν μεγαλύτερη των 0.90D σε πάνω από το 50% των τμημάτων και μειώθηκε στο 0.50D αφού διορθώθηκαν διάφορες τοπικές ανωμαλίες που αποδόθηκαν σε ψευδοευρήματα και σφάλματα εστίασης. Ο Jaeandervin το 1998 εξέτασε την επαναληψιμότητα 4

συσκευών τοπογραφίας με δυο επαναληπτικές μετρήσεις Ο κερατοειδής χωρίστηκε σε δυο ανατομικές ζώνες από τα 3 έως και τα 8χιλ., αλλά μόνο 4 σημεία ανά ζώνη λήφθηκαν υπ' όψη με συνέπεια να έχει μεν αποτελέσματα κοντινά με τις υπόλοιπες μελέτες αλλά σχετικά ανακριβή λόγω του περιορισμένου αριθμού των δεδομένων¹¹¹. Ο Moura το 1998 έλαβε 10 τουλάχιστον επαναληπτικές μετρήσεις, αλλά χρησιμοποίησε τυπική απόκλιση και μέση τιμή μόνο από τα δεδομένα της κεντρικής ζώνης των 3 χιλ. Η επαναληψιμότητα βρέθηκε να είναι 0.31D για το ένα από τα δυο συστήματα που εξετάστηκαν και στη μελέτη μας¹¹⁴. Ο Moura επισήμανε επίσης πως η επαναληψιμότητα ελαττώνεται όταν κανείς μελετά ανώμαλες επιφάνειες με τα αποτελέσματά του να στηρίζονται σε μελέτες με σφαιρικά μοντέλα. Τελικά ο Dave εξέτασε τη επαναληψιμότητα με κυρτές σφαιρικές επιφάνειες. Το βασικό χαρακτηριστικό της μελέτης του ήταν η ανάδειξη του γεγονότος της ραγδαίας αύξησης της μεταβλητότητας των μετρήσεων σε συνδυασμό με τα αυξημένα σφάλματα εστίασης και επικέντρωσης των τοπογραφικών συστημάτων κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Φυσικά τα αποτελέσματα του ενισχύονταν ως προς τη μείωση της επαναληψιμότητα όταν χρησιμοποιήθηκαν πολύ κυρτές ή πολύ επίπεδες ή πολύ ανώμαλες επιφάνειες^{108, 109}.

Στη μελέτη μας λοιπόν κρίθηκε ότι ο συντελεστής μεταβλητότητας ήταν απαραίτητος και ο πλέον κατάλληλος για χρήση στη γραφική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων με τους χάρτες επαναληψιμότητας. Η χρήση του συντελεστή μεταβλητότητας είναι επιβεβλημένη όταν πρόκειται να συγκριθούν κατανομές με στατιστικά σημαντική διαφορά στις μέσες τιμές τους ή κατανομές που παρουσιάζουν τυπικές αποκλίσεις μέσω των τιμών που είναι πολύ μικρότερες από τις μέσες αυτές τιμές. Στα αποτελέσματα φάνηκε πως οι παραπάνω δυο συνθήκες ικανοποιούνται από τα

δεδομένα μας και ισχυροποιούνται όσο η ανωμαλία στη κερατοειδική επιφάνεια αυξάνει από τις σφαίρες βαθμονόμησης στους κερατοειδείς με ανώμαλο αστιγματισμό. Οι τυπικές αποκλίσεις είναι απαραίτητο να συγκρίνονται με τους αντίστοιχους χάρτες των μέσων τιμών, αλλά δεν μπορούν να χρησιμοποιούνται για να συγκρίνονται δυο ίδια διαμερίσματα ή περιοχές από διαφορετικές κατηγορίες εξετασθέντων κερατοειδών. Επιπλέον η χρήση του συντελεστή μεταβλητότητας είναι πολύ συχνή στην ανάλυση με τη χωρική στατιστική όπου τα δεδομένα έχουν κάποια χωρική συμμετρία και υπάρχει αναγκαιότητα και οι στατιστικοί δείκτες να έχουν την ίδια χωρική κατανομή με τα αρχικά δεδομένα, ώστε να υφίσταται δυνατή η απλούστερη ερμηνεία τους. Η χωρική στατιστική και ο συντελεστής μεταβλητότητας είναι στενά συνδεδεμένα και χρησιμοποιούνται συχνά στη γεωγραφία και την υδρολογία όπου τοπογραφικά δεδομένα αναλύονται με παρόμοιο τρόπο όπως στη μελέτη μας (Κεφάλαιο 4)^{76, 132}.

Παρόλο που η γραφική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων είναι πολύ διαφωτιστική όσον αφορά την επαναληψιμότητα όλων των μετρήσεων στο κάθε κερατοειδή ήταν απαραίτητη και η αριθμητική αναπαράσταση των αποτελεσμάτων. Όπως αναφέρθηκε και στα αποτελέσματα η αριθμητική ανάλυση των αποτελεσμάτων έγινε αφενός με το διαχωρισμό του κερατοειδικού επιπέδου του χάρτη επαναληψιμότητας σε ανατομικές ζώνες (κεντρική παρακεντρική και περιφερική)¹² και το προσδιορισμό του συνολικού αριθμού των διαμερισμάτων-τομέων που βρίσκονταν στη κάθε ζώνη με βάση τις πολικές συντεταγμένες τους. Έτσι στη κάθε ζώνη βρεθήκαν αντίστοιχα 600, 360 και 240 τμήματα. Ορίστηκαν κατόπιν οριακές τιμές για τους συντελεστές μεταβλητότητας και προσδιορίστηκε το ποσοστό των τμημάτων που υπερέβαιναν κάθε όριο. Με αυτή τη μέθοδο και με τη δυνατότητα των

εξατομικευμένων κλιμάκων στους χάρτες επαναληψιμότητας, ήταν δυνατή η πλήρης απεικόνιση των αποτελεσμάτων και με ποσοτικό τρόπο, όπου κυρίως υπήρχε λανθάνουσα πληροφορία λόγω της αυξημένης μεταβλητότητας π.χ. στους χάρτες για τους ανώμαλους αστιγματισμούς. Επίσης έγινε δυνατή η ανάλυση των αποτελεσμάτων μέσω στατιστικών δοκιμασιών όπως οι πίνακες συνάφειας.

Η μέθοδος εφαρμόστηκε σε δυο τοπογραφικές συσκευές που είχαμε διαθέσιμες στη κλινική τη περίοδο της μελέτης. Οι συσκευές χρησιμοποιήθηκαν για να εφαρμοστεί η μέθοδος μας και όχι για την απευθείας σύγκριση μεταξύ τους ως προς την επαναληψιμότητα. Τα τοπογραφικά συστήματα είναι «εκπαιδευμένα» να μεταφράζουν τη κλίση ενός μεσημβρινού στην επιφάνεια του κερατοειδή, σε ακτίνα καμπυλότητας και εν συνεχεία σε διοπτρική ισχύ βασιζόμενα σε δεδομένα βαθμονόμηση από σφαιρικές επιφάνειες και τελικά γι' αυτό το λόγο δεν είναι δυνατόν να αναπαραστήσουν με ακρίβεια και επαναλήψιμα επιφάνειες με υπερβολικές διαφοροποιήσεις στην ακτίνα καμπυλότητας^{20, 43, 133}. Η μελέτη μας αποκάλυψε διαφορές στη μεταβλητότητα μεταξύ των δυο συστημάτων όταν εξετάζοντας σφαίρες βαθμονόμησης, αλλά όχι όταν εξετάζονταν ανθρώπινοι οφθαλμοί. Η μεταβλητότητα διαφοροποιούνταν επίσης ανάλογα με τη ζώνη προς εξέταση. Οι πολύ επίπεδες ή πολύ κυρτές σφαίρες παρουσιάζουν μεγάλη μεταβλητότητα στη κεντρική και περιφερική ζώνη και για τα δυο συστήματα με τη παρακεντρική ζώνη να είναι η πιο επανάληψη. Σε γενικές γραμμές τα αποτελέσματά μας συμφωνούν με τα αποτελέσματα προηγούμενων μελετών. Ο Belin στη μελέτη του έδειξε πως τα περισσότερα τοπογραφικά συστήματα δεν δύναται να αποδώσουν ορθά τα κεντρικά 2 χιλ. καθώς η πυκνότητα των δεδομένων δεν είναι αρκετά μεγάλη συνήθως για τη περιοχή αυτή λόγω αυξημένων σφαλμάτων στην δημιουργία των

δεδομένων αυτών. Η πληροφορία που λείπει συνήθως καλύπτεται από αποτελέσματα που προκύπτουν με μεθόδους παρεμβολής και δεδομένα από τα παραπλήσια στη περιοχή αυτή^{33, 134}. Επίσης στη κεντρική περιοχή η τοποθέτηση της κάμερας που λαμβάνει την εικόνα που αντικατοπτρίζεται στο κερατοειδή είναι επιπλέον πρόβλημα για την αναπαράσταση των χρωματικών τοπογραφικών χαρτών. Συχνά στα πρώιμα τοπογραφικά συστήματα η περιοχή που δεν είχε καθόλου δεδομένα από πραγματικές μετρήσεις έμενε κενή στο χρωματικό τοπογραφικό χάρτη. Ο Maguire αναφέρθηκε επίσης στη διαφοροποίηση που παρουσιάζουν οι ανακλώμενοι δακτυλίου ειδικά στο κέντρο σε ανώμαλους κερατοειδείς. Η πολύ μικρή απόσταση μεταξύ τους και την μερική αλληλοεπικάλυψη τους είναι πιθανόν να ευθύνονται για τη μικρή επαναληψιμότητα που παρουσιάζεται σε σχέση με τη παρακεντρική ζώνη^{42, 113}.

Οι μετρήσεις σε ανθρώπινους οφθαλμούς έδειξαν μικρότερη επαναληψιμότητα από τις σφαίρες βαθμονόμησης. Η επαναληψιμότητα μειώνονταν καθώς αυξάνονταν η ανωμαλία του κερατοειδούς από τους φυσιολογικούς κερατοειδείς στους κερατοειδείς με ανώμαλο αστιγματισμό. Τα περισσότερα τοπογραφικά συστήματα βασίζονται σε βαθμονομήσεις που έχουν σφαιρική μεροληψία με αποτέλεσμα να παρουσιάζουν τα μικρότερα σφάλματα για κερατοειδείς που πλησιάζουν τη κλίση του φυσιολογικού κερατοειδούς. Ακόμη και συστήματα όπως το C-Scan που παρέχουν τη δυνατότητα εξετάσεων με παραγόμενα μετρούμενα σημεία πέραν των 10000 πάνω στο κερατοειδή (πάνω από 33% σε σχέση με το TOMY), παρουσίασε σημαντικά χαμηλή επαναληψιμότητα όταν κλήθηκε να εξετάσει ανώμαλους αστιγματισμούς^{24, 33}. Στους ασθενείς με υψηλούς ή ανώμαλους αστιγματισμούς δεν μπορούμε να υποθέσουμε με σιγουριά αν τα αποτελέσματα της μειωμένης επαναληψιμότητας προέρχονται από την ανάλυση των δεδομένων ή από

ψευδοευρήματα που δημιουργούνται λόγω της ανωμαλίας του κερατοειδούς. Συνήθως οι ασθενείς αυτοί έχουν δυσκολία στη προσήλωση σε ένα στόχο λόγω του αυξημένου διαθλαστικού σφάλματος, και παρόλη την ευχέρεια και την αξιοπιστία στη ικανότητα ενός χειριστή ή την τεχνολογική εξέλιξη των τοπογραφικών συσκευών, τα αποτελέσματα μιας μέτρησης δεν μπορούν να συμφωνούν με την με την επόμενη στον ίδιο βαθμό που αυτό συμβαίνει για έναν ασθενή με φυσιολογικό κερατοειδή. Η μείωση της επαναληψιμότητας στη περιφερική ζώνη επίσης μπορεί να είναι αναμενόμενη κυρίως λόγω της έλλειψης δεδομένων που συμβαίνει επειδή οι βλεφαρίδες ή τα βλέφαρα καλύπτουν μέρος του ανακλώμενου στόχου των δακτυλίων του Placido.

Μια σημαντική παρατήρηση στη μελέτη αυτή, που δεν παρουσιάστηκε σε καμία από τις προηγούμενες μελέτες πιθανότητα λόγω της χρήσης του συντελεστή μεταβλητότητας για την αναπαράσταση των χαρτών επαναληψιμότητας, είναι ο συσχετισμός της ραγδαίας αλλαγής ακτίνας καμπυλότητας σε κερατοειδείς με υψηλό ή ανώμαλο αστιγματισμό και του χάρτη επαναληψιμότητας. Σε αυτές τις περιπτώσεις πολύ κυρτοί κερατοειδείς παρουσίασαν μεγαλύτερη μεταβλητότητα και άρα μικρότερη επαναληψιμότητα σε σχέση με τις πιο επίπεδες περιοχές του αστιγματικού μοτίβου (Bowtie). Τα περισσότερα τοπογραφικά συστήματα έχουν πρόβλημα στη παρουσίαση πολύ έντονων αλλαγών της κερατοειδικής καμπυλότητας και συνεπώς στην επαναληψιμότητα τους. Η μέθοδός μας παρουσίασε με ακρίβεια αυτές τις περιοχές που χρίζουν προσεκτικής ερμηνείας. Η πληροφορία αυτή μπορεί να είναι πολύ χρήσιμη για τους χειρουργούς, όταν αξιολογούν μέσω της τοπογραφίας ασθενείς με ανώμαλο αστιγματισμό με σκοπό τη διόρθωσης μέσω μιας εξατομικευμένης διαδικασίας διαθλαστικής χειρουργικής. Αλλά ακόμη και ασθενείς

που ήδη έχουν υποβληθεί σε διαθλαστική χειρουργική παρουσίασαν αποτελέσματα επαναληψιμότητας παρόμοια με αυτά των υψηλών αστιγματισμών και ειδικά στη παρακεντρική περιοχή όπου έλαβε θέση η μυωπική διόρθωση. Επομένως και στη μετεγχειρητική παρακολούθηση αυτών των ασθενών πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψη η αυξημένη μεταβλητότητα των μετρήσεων των τοπογραφικών συστημάτων που παρουσιάστηκε.

Είναι λοιπόν τα αποτελέσματα της μελέτης αυτή κλινικά σημαντικά; Ποιοι είναι οι παράγοντες που επηρεάζουν το μεταβλητότητα των αποτελεσμάτων μετά από επαναληπτικές μετρήσεις, αν κανείς εξαιρέσει τα σφάλματα λόγω επικέντρωσης και εστίασης, αφού τα σύγχρονα τοπογραφικά συστήματα έχουν μηχανισμούς αυτό-εστίασης και διόρθωσης της επικέντρωσης μέσω laser; Πρέπει να υποεκτιμήσουμε τοπογραφικά συστήματα που είναι λιγότερο ή περισσότερο επαναλήψιμα από αλλά;

Για να απαντήσουμε στα παραπάνω ερωτήματα πρέπει να διεξάγουμε μια επισκόπηση των λειτουργιών των τοπογραφικών συστημάτων, όχι μόνο από τη στιγμή που ο ασθενής τοποθετείται στο υποσιάγωνο μέχρι τη στιγμή που βρισκόμαστε μπροστά στο χρωματικό χάρτη, αλλά να λάβουμε υπ' όψη και την ανάλυση που υφίσταται τα δεδομένα των μετρήσεων μεταξύ των δυο παραπάνω χρονικών στιγμών.

Οι παράγοντες που επηρεάζουν την επαναληψιμότητα μπορεί να είναι :

- a. η ποιότητα με την οποία γίνεται η ψηφιοποίηση των αναλογικών δεδομένων που λαμβάνονται μετά τη φωτογραφική λήψη της ανάκλασης των δακτυλίων στο κερατοειδή,

- b. η μέθοδος που χρησιμοποιεί το εκάστοτε λογισμικό για να βρεθεί το κέντρο του μικρότερου ανακλώμενου δακτυλίου και η μέτρηση των αποστάσεων στους οποίους βρέθηκαν τα μετρημένα σημεία των υπόλοιπων δακτυλίων,
- c. ο συνολικός αριθμός μετρήσεων ανά δακτύλιο,
- d. οι διαδικασίες μαθηματικής παρεμβολής που χρησιμοποιούνται για να παρουσιαστούν τα τελικά αποτελέσματα

Στη παρούσα μελέτη δεν προσπαθήσαμε να μελετήσουμε τη συνεισφορά του κάθε παράγοντα από του παραπάνω ξεχωριστά, αλλά είναι σίγουρο πως τα δυο συστήματα που μελετήθηκαν διαφοροποιούνται τουλάχιστον ως προς το συνολικό αριθμό μετρήσεων, το σχήμα και το μέγεθος του κώνου και τις διαδικασίες εστίασης

Τα πρωτεύοντα δεδομένα μετατρέπονται σε διοπτρική ισχύ και συνεπώς σε αντίστοιχους χρωματικούς χάρτες μέσω πολύπλοκων αλγόριθμων που αναφέρονται στο κεφάλαιο 3. Οι ανακρίβειες στην ανακατασκευή των πρωτευόντων δεδομένων προκύπτουν από αυτούς τους αλγόριθμους αφού το σχήμα του κερατοειδή είναι περίπλοκο και δεν μπορεί να αναλυθεί από ένα μοναδικό μαθηματικό μοντέλο επιφανείας. Συνεπώς οι αλγόριθμοι δίνουν προσεγγιστικά το σχήμα του προς απεικόνιση κερατοειδή και είναι πιο ακριβείς στη κεντρική περιοχή όπου ο κερατοειδής είναι περισσότερο σφαιρικός. Επιπλέον οι αλγόριθμοι ποικίλουν στο βαθμό με τον οποίο επιχειρούν να ομαλοποιούν την κερατοειδική επιφάνεια, ειδικά όταν οι μετρήσεις ανά δακτύλιο είναι λιγότερες από 360 δηλαδή μια μέτρηση ανά μοίρα. Οι τεχνικές μαθηματικής παρεμβολής χρησιμοποιούνται πολλές φορές για να μειώσουν τυχόν ανωμαλίες που προέρχονται από ψευδοευρήματα λόγω της διαδικασίας της μέτρησης και καταλήγουν να υποεκτιμούν και πραγματικές ανωμαλίες του κερατοειδούς που κατά πάσα πιθανότητα βρίσκονται εκεί^{33, 50}.

9. Επίλογος

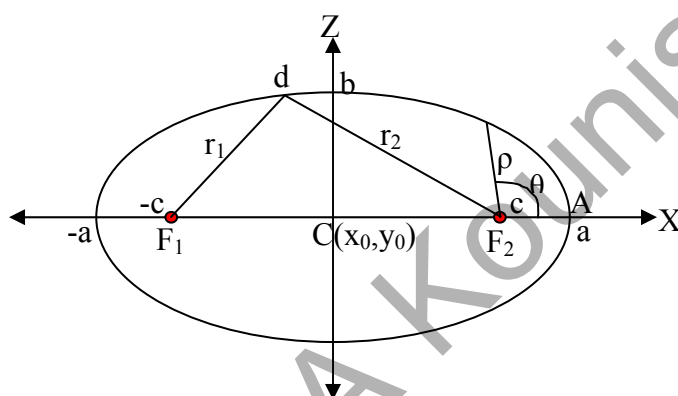
Επιγραμματικά παρουσιάσαμε μια μέθοδο για το προσδιορισμό της μεταβλητότητας και συνεπώς της επαναληψιμότητας, επαναλαμβανομένων μετρήσεων τοπογραφικών συστημάτων του κερατοειδούς, που λειτουργούν με την αρχή της ανάκλασης και με δίσκους του Placido. Τα αποτελέσματα της μεθόδου παρουσιάστηκαν μέσω χρωματικών χαρτών και αριθμητικών αποτελεσμάτων με τρόπο κατανοητό και εύκολα στην ερμηνία. Η μέθοδος είναι εύκολα εφαρμόσιμη σε κάθε αντίστοιχο τοπογραφικό σύστημα. Κερατοειδείς με υπέρμετρα υψηλές ακτίνες καμπυλότητας τείνουν να δίνουν λιγότερο επαναλήψιμα αποτελέσματα ιδιαίτερα στα σημεία όπου συμβαίνει η ραγδαία αλλαγή της ακτίνας καμπυλότητας.

Δεδομένης της χρησιμότητας της τοπογραφίας του κερατοειδούς σαν διαγνωστικό εργαλείο στην οφθαλμολογία και ειδικά με την έλευση συστημάτων laser, που μπορούν να συνεργαστούν για να επιτύχουν καθοδηγούμενες εξατομικευμένες επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής, είναι σημαντική η ερμηνεία των χαρτών επαναληψιμότητας σε μετεγχειρητικό και προεγχειρητικό επίπεδο σε συνδυασμό με του κανονικούς τοπογραφικούς χάρτες.

10. Παραρτήματα

10.1 Παράρτημα 1. Ορισμός της ελλείψεως και γενικευμένες εξισώσεις.

Η έλλειψη (σχήμα 1) ορίζεται σαν το γεωμετρικό χώρο των σημείων του επιπέδου που το άθροισμα των αποστάσεων τους r_1, r_2 από σημεία F_1, F_2 αντίστοιχα, που ονομάζονται εστίες και απέχουν απόσταση c μεταξύ τους, είναι ίσο με $2a$ όπου a είναι το μήκος της κυρίου ημιάξονα της έλλειψης και b είναι το μήκος της δευτερεύοντος ημιάξονα ενώ ισχύει $a > b$.



Σχήμα 1: Τυπική έλλειψη με κέντρο στο (x_0, y_0) και ημιάξονες με μήκος $2a$ και $2b$.

Η γενικευμένη εξίσωση της έλλειψης προκύπτει από την ιδιότητα που έχει κάθε σημείο της σε σχέση με τις δυο εστίες όπως προαναφέρθηκε: $r_1 + r_2 = 2a$. Από αυτή προκύπτει ότι:

$$\begin{aligned}
 r_1 + r_2 = 2a &\Leftrightarrow \sqrt{(x-c)^2 + y^2} + \sqrt{(x+c)^2 + y^2} = 2a \Leftrightarrow \\
 \sqrt{(x+c)^2 + y^2} &= 2a - \sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow \\
 (x+c)^2 + y^2 &= (2a - \sqrt{(x-c)^2 + y^2})^2 \Leftrightarrow \\
 (x+c)^2 + y^2 &= 4a^2 + (x-c)^2 + y^2 - 4a\sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow \\
 x^2 + c^2 + 2xc + y^2 &= 4a^2 + x^2 + c^2 - 2xc + y^2 - 4a\sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow \\
 x^2 + c^2 + 2xc + y^2 - 4a^2 - x^2 - c^2 + 2xc - y^2 &= -4a\sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow \\
 4xc - 4a^2 &= -4a\sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow -\frac{xc}{a} + a = \sqrt{(x-c)^2 + y^2} \Leftrightarrow \\
 a^2 + \frac{x^2c^2}{a^2} - 2a\frac{xc}{a} &= (x-c)^2 + y^2 \Leftrightarrow a^2 + \frac{x^2c^2}{a^2} - 2a\frac{xc}{a} = x^2 + c^2 - 2xc + y^2 \Leftrightarrow \\
 a^2 + \frac{x^2c^2}{a^2} - 2xc &= x^2 + c^2 - 2xc + y^2 \Leftrightarrow x^2 - \frac{x^2c^2}{a^2} + y^2 = a^2 - c^2 \Leftrightarrow \\
 x^2 \left(1 - \frac{c^2}{a^2}\right) + y^2 &= a^2 - c^2 \Leftrightarrow \frac{x^2}{a^2} (a^2 - c^2) + y^2 = a^2 - c^2 \xrightarrow{a^2 - c^2 = b^2} \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1
 \end{aligned}$$

Όταν το σημείο d έχει συντεταγμένες $(0, b)$ τότε ισχύει από το πυθαγόρειο:

$$r_1^2 = b^2 + c^2 \oplus r_2^2 = b^2 + c^2 \Rightarrow r_1^2 + r_2^2 = 2b^2 + 2c^2 \xrightarrow[\frac{2r=2a}{\eta=r_2=r}]{\quad} 2r^2 = 2b^2 + 2c^2$$

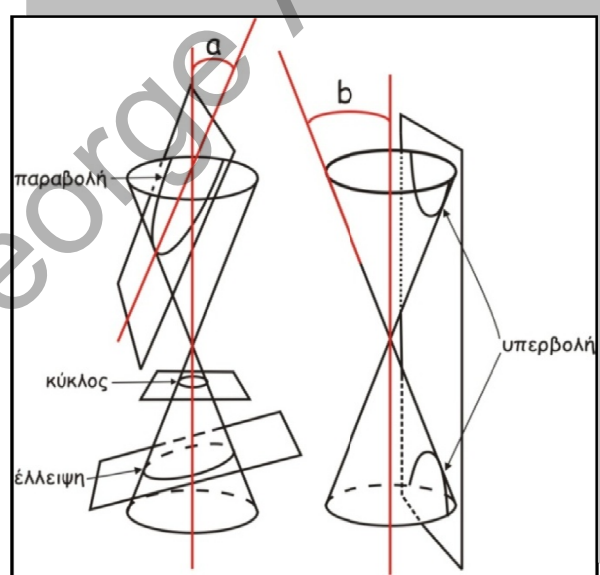
$$\Rightarrow a^2 = b^2 + c^2 \Rightarrow b^2 = a^2 - c^2 \Rightarrow b^2 = a^2 \left(1 - \frac{c^2}{a^2}\right)$$

Για μία έλλειψη που το κέντρο της δεν βρίσκεται στην αρχή των αξόνων, αλλά σε

ένα σημείο $A(x_0, y_0)$ η γενική εξίσωση $\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1$ γίνεται : $\frac{(x-x_0)^2}{a^2} + \frac{(y-y_0)^2}{b^2} = 1$

Κωνοειδή και γενικευμένοι ορισμοί.

Το κωνοειδές είναι το στερεό εκ περιστροφής που προκύπτει από μια κωνική τομή (Σχήμα 2). Η κωνική τομή είναι η καμπύλη που προκύπτει από τη τομή ενός κώνου με ένα επίπεδο. Οι συνήθεις κωνικές τομές είναι : ο κύκλος, η έλλειψη, η παραβολή και η υπερβολή και προκύπτουν ανάλογα με το προσανατολισμό του επιπέδου σε σχέση με τον άξονα συμμετρίας του κυλίνδρου (γωνία α που σχηματίζουν το επίπεδο με τον άξονα συμμετρίας του κώνου και τη γωνία β μεταξύ της πλευράς του κώνου και του άξονα συμμετρίας).



Σχήμα 2: Κωνοειδείς τομές και τρόπος σχηματισμού τους με τομές επιπέδων με κώνους.

10.2 Παράρτημα 2. Το Apex και το Vertex σαν όροι της τοπογραφίας του κερατοειδούς.

Η ορολογία για το πιο υψηλό σημείο του κερατοειδή, το σημείο με την μεγαλύτερη ακτίνα καμπυλότητα και το σημείο του κέντρου μιας ανακλώμενης εικόνας από τη πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή δημιουργούν μια σύγχυση. Το ξεκαθάρισμα αυτών των όρων είναι ουσιώδες όταν αναφερόμαστε σε αυτούς περιγράφοντας ένα τοπογραφικό χάρτη.

Το σημείο του κερατοειδή με την μεγαλύτερη ακτίνα καμπυλότητα ονομάζεται *κερατοειδικό Apex* και δεν βρίσκεται στο γεωμετρικό κέντρο του κερατοειδή ενίοτε. Εντοπίζεται συνήθως κροταφικά σε σχέση με το κέντρο της κόρης.

Το *κερατοειδικό Vertex* είναι το σημείο στο οποίο η νοητή γραμμή που διέρχεται από το σημείο εστίασης (στόχο) ενός τοπογραφικού συστήματος, που συνήθως βρίσκεται στο κέντρο του δίσκου του Placido (Κέντρο του μικρότερου δακτυλίου), τέμνει τη κερατοειδική επιφάνεια σε ορθή γωνία. Αυτό το κεντρικό σημείο είναι τέτοιο ώστε το φως από το πρώτο δακτύλιο να ταξιδεύει προς τη κερατοειδική επιφάνεια παράλληλα με τον άξονα συμμετρίας του τοπογραφικού δίσκου και μετά την ανάκλαση του από τη πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή να επιστρέφει προς τη κάμερα παράλληλα με το ίδιο άξονα. Αυτό μπορεί να συμβαίνει μόνο και μόνο όταν η κερατοειδική επιφάνεια είναι κάθετη στον άξονα της τοπογραφίας στο σημείο ανάκλασης. Τότε αυτό το σημείο καλείται *Vertex Normal*.

Το *vertex normal* δεν συμπίπτει αναγκαία με το σημείο της μέγιστης καμπυλότητας, καθώς επίσης και η κόρη εισόδου δεν είναι κεντραρισμένη γύρω από το *κερατοειδικό vertex*.

10.3 Παράρτημα 3. Εκκεντρότητα και κωνοειδή.

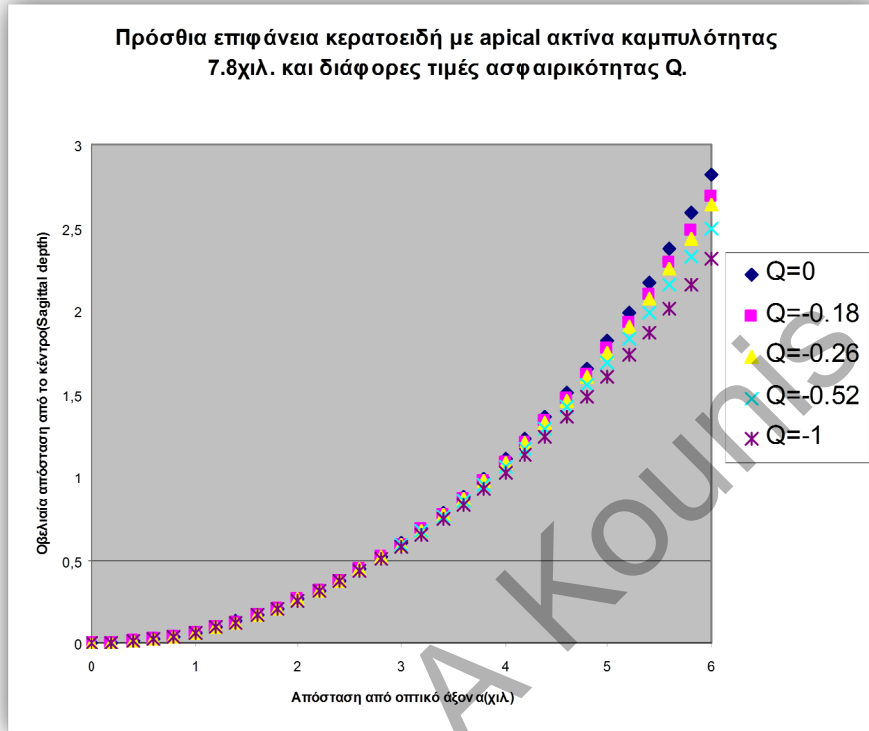
Η απόσταση μεταξύ της εστίας και του σημείου της έλλειψης (Παράρτημα 1) που κείται στον άξονα X είναι : $F_1A = a - c = a \left(1 - \frac{c}{a}\right) \xrightarrow{e=\frac{c}{a}} a(1 - e)$. Το e είναι μια ποσότητα που χαρακτηρίζει την έλλειψη και γενικότερα όλα τα στέρεα που προκύπτουν από κωνοειδείς τομές. Χαρακτηρίζει την απόσταση της εστία από το γεωμετρικό κέντρο του κωνοειδούς σε σχέση με το μήκος του κύριου ημιάξονα και για τον κύκλο ή τη σφαίρα είναι ίσο με 0 αφού οι δυο εστίες συμπίπτουν με το κέντρο του κύκλου.

ΠΙΝΑΚΑΣ				
e Εκκεντρότητα	$Q = -e^2$ Ασφαιρικότητα a	$P = 1 + Q$ Παράγοντας Σχήματος	Σχήμα	Προσανατολισμός επιπέδου με άξονα συμμετρίας κόνου
> 1	< -1	< 0	Υπερβολοειδές	$0 \leq \alpha < \beta$
1	-1	0	Παραβολοειδές	$\alpha = \beta$
$0 < \dots < 1$	$-1 < \dots < 0$	$0 < \dots < 1$	Έλλειψοειδές με κύριο άξονα στον Z Prolate ή Επιμήκες	Μη κάθετο, οξεία $\beta < \alpha < 90^\circ$
0	0	1	Σφαίρα	$\alpha = 90^\circ$
< 0	> 0	> 1	Έλλειψοειδές με κύριο άξονα στο επίπεδο X-Y Oblate ή Επίπλευτος	Μη κάθετο, οξεία $\beta < \alpha < 90^\circ$

Οπτική σημαντικότητα της κερατοειδικής ασφαιρικότητας.

Υπάρχουν μελέτες που περιγράφουν πως ο κερατοειδής επιπεδώνεται όσο προχωράμε προς τη περιφέρεια του (Σχήμα 1). Ο λόγος είναι πως ανατομικά γίνεται προσπάθεια από το κερατοειδή να μειώσει τις σφαιρικές εκτροπές με αυτό το τρόπο αλλά η μείωσή τους δεν είναι αρκετή από την ανατομία. Η ασφαιρικότητα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδή που είναι αναγκαία για τη μείωση των

σφαιρικών εκτροπών είναι $Q=-0.528$ για ένα δείκτη διάθλασης 1.376. Τελικά ίσως η επιπέδωση αυτή αντισταθμίζεται μεταξύ της μείωσης των σφαιρικών εκτροπών και της ένωσης με το κύριο μέρος του οφθαλμού μέσω του σκληρού.



Σχήμα 1: Για ασφαιρικότητα με τιμή 0 έχουμε σφαιρική επιφάνεια ενώ ο μέσος κερατοειδής παρουσιάζει ασφαιρικότητα $Q=-0.26$ με -0.30 . Η επιπέδωση στη περιφέρεια είναι μεγαλύτερη για την ασφαιρική επιφάνεια.

10.4 Παράρτημα 4. Γενικευμένη εξίσωση των κωνοειδών και τύπος του Baker.

Αν θεωρήσει κανείς έλλειψη της μορφής : $\frac{(z-a)^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1$ τότε αναλύοντας

καταλλήλως μπορεί να προκύψει η γενικευμένη μορφή των κωνοειδών :

$$\begin{aligned} \frac{(Z-a)^2}{a^2} + \frac{Y^2}{b^2} = 1 &\Rightarrow \frac{zZ - 2aZ + a^2}{a^2} + \frac{Y}{b^2} = 1 \Rightarrow \frac{Z^2}{a^2} - \frac{2Z}{a} + 1 + \frac{Y^2}{b^2} - 1 = 0 \Rightarrow \\ \frac{b^2 Z^2}{a^2} - \frac{2b^2 Z}{a} + Y^2 = 0 &\xrightarrow[\frac{b^2}{a} = \rho]{\frac{b^2}{a^2} = e^2 - 1} (e^2 - 1)Z^2 - 2Z\rho_o + Y^2 = 0 \xrightarrow{1 - e^2 = 1 + Q = p} \\ pZ^2 - 2Z\rho_o + Y^2 = 0 \end{aligned}$$

Η παραπάνω έλλειψη έχει apex στο σημείο (0,0). Ο τύπος της έλλειψης μετασχηματίστηκε σε μια γενικευμένη μορφή συναρτήσει της απόστασης από το apex Y, το saggital distance Z, την ακτίνα καμπυλότητας στο apex ρ_o και το παράγοντα σχήματος p που σχετίζεται με την εκκεντρότητα. Η παραπάνω εξίσωση θα μπορούσε να γενικευθεί περαιτέρω και στις τρεις διαστάσεις αν αντί του Y χρησιμοποιηθεί το $h^2 = X^2 + Y^2$. Τότε αν το p μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή μπορεί να προκύψει μια γενικευμένη εξίσωση για οποιαδήποτε κωνοειδές εκ περιστροφής. Η εξίσωση αυτή είναι η παρακάτω :

$$pZ^2 - 2Z\rho_o + h^2 = 0$$

Οι ρίζες της γενικευμένης εξίσωσης δίνουν το Z συναρτήσει της απόστασης από το γεωμετρικό κέντρο του κωνοειδούς (saggital depth). Οι ρίζες είναι:

$$\begin{aligned} pZ^2 - 2Z\rho_o + h^2 = 0 &\xrightarrow{h^2 = X^2 + Y^2} Z_{1,2} = \frac{4\rho_o \pm \sqrt{4\rho_o^2 - 4ph^2}}{2p} = \frac{\rho_o \pm \sqrt{\rho_o^2 - ph^2}}{p} \Rightarrow \\ Z &= \frac{\rho_o - \sqrt{\rho_o^2 - ph^2}}{p} \end{aligned}$$

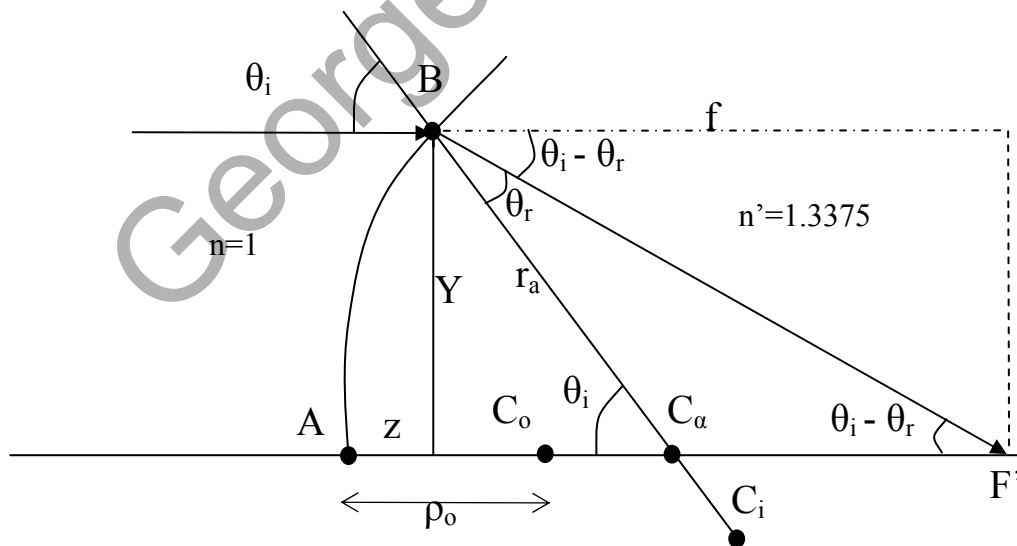
Για να είναι 0 το Z όταν τα (X,Y)=(0,0) πρέπει να δεχτούμε τη ρίζα με το αρνητικό πρόσημο. Τότε όμως η γενικευμένη λύση για το Z παρουσιάζει προβλήματα όταν πρόκειται να παρουσιάσει ένα κωνοειδές αφού ο παρανομαστής μηδενίζεται και η λύση τείνει στο άπειρο. Η γενικευμένη λύση μπορεί να μετασχηματιστεί ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί για όλες τις επιφάνειες ακόμη και για το επίπεδο της μορφής Z=0.

$$Z = \frac{(\rho_o - \sqrt{\rho_o^2 - ph^2})}{p} = \frac{(\rho_o - \sqrt{\rho_o^2 - ph^2})(\rho_o + \sqrt{\rho_o^2 - ph^2})}{p(\rho_o + \sqrt{\rho_o^2 - ph^2})} = \frac{\rho_o^2 - \rho_o^2 + ph^2}{p(\rho_o + \sqrt{\rho_o^2 - ph^2})} =$$

$$= \frac{h^2}{\rho_o + \sqrt{\rho_o^2 - ph^2}} = \frac{h^2}{\rho_o \left(1 + \sqrt{1 - \frac{ph^2}{\rho_o^2}}\right)} \xrightarrow{\frac{1}{\rho_o} = \kappa} \frac{h^2 \kappa}{1 + \sqrt{1 - ph^2 \kappa^2}} \Rightarrow$$

$$Z = \frac{h^2 \kappa}{1 + \sqrt{1 - ph^2 \kappa^2}}$$

Ο παραπάνω τύπος δίνει λύση για οποιαδήποτε επιφάνεια, ακόμη και για το επίπεδο Z=0 όπου το $\rho_o \rightarrow \infty$.



Σχήμα 1. Σύστημα συντεταγμένων και μεταβλητές που συμμετέχουν στη εξίσωση του Baker. Το ρ_o αναπαριστά την apical ακτίνα καμπυλότητας. Επάνω το $C_i(r_i)$ δίνει την τοπική ακτίνα καμπυλότητας και το $C_a(r_a)$ δίνει την αξονική ακτίνα καμπυλότητας. Η τοπική και η ακτινική ακτίνα καμπυλότητας είναι ίσες και επίσης ίση με την apical ακτίνα καμπυλότητας και τότε πρόκειται για σφαίρα.

Από το παραπάνω σχήμα μπορεί να προκύψει με υπολογισμούς και η Κερατοειδική διαθλαστική ισχύς με μεθόδους Ray Tracing. Αυτή η μέθοδος ορίζει πόσο μια ακτίνα παράλληλη στον οπτικό άξονα, που εισέρχεται στον οφθαλμό θα διαθλαστεί. Υπολογίζεται λαμβάνοντας υπ' όψει το νόμο του Snell. Η εστιακή απόσταση F' για ένα σημείο επάνω στο κερατοειδή ορίζεται ως η απόσταση από το κερατοειδή vertex μέχρι το σημείο στο οποίο η διαθλώμενη ακτίνα τέμνει τον οπτικό άξονα και δίνεται από τους παρακάτω τύπους (σχήμα 1). Αν τώρα θεωρηθεί παραξονική προσέγγιση τότε έχουμε τα εξής να ισχύουν για τα τους παραπάνω υπολογισμούς :

$$\sin \theta_i = \theta_i, \sin \theta_r = \theta_r, \tan(\theta_i - \theta_r) = \theta_i - \theta_r, z = 0.$$

Συνδυάζοντας τα παραπάνω η διαθλαστική ισχύ μπορεί να δοθεί από δύο τύπους

$$f' = Z + Y \cot(\theta_i - \theta_r) = Z + \frac{Y}{\tan(\theta_i - \theta_r)}$$

$$P_R = \frac{n'}{f'} = \frac{n'}{z + \frac{Y}{\tan(\theta_i - \theta_r)}}$$

$$\theta_i = \sin^{-1}(Y/r_a)$$

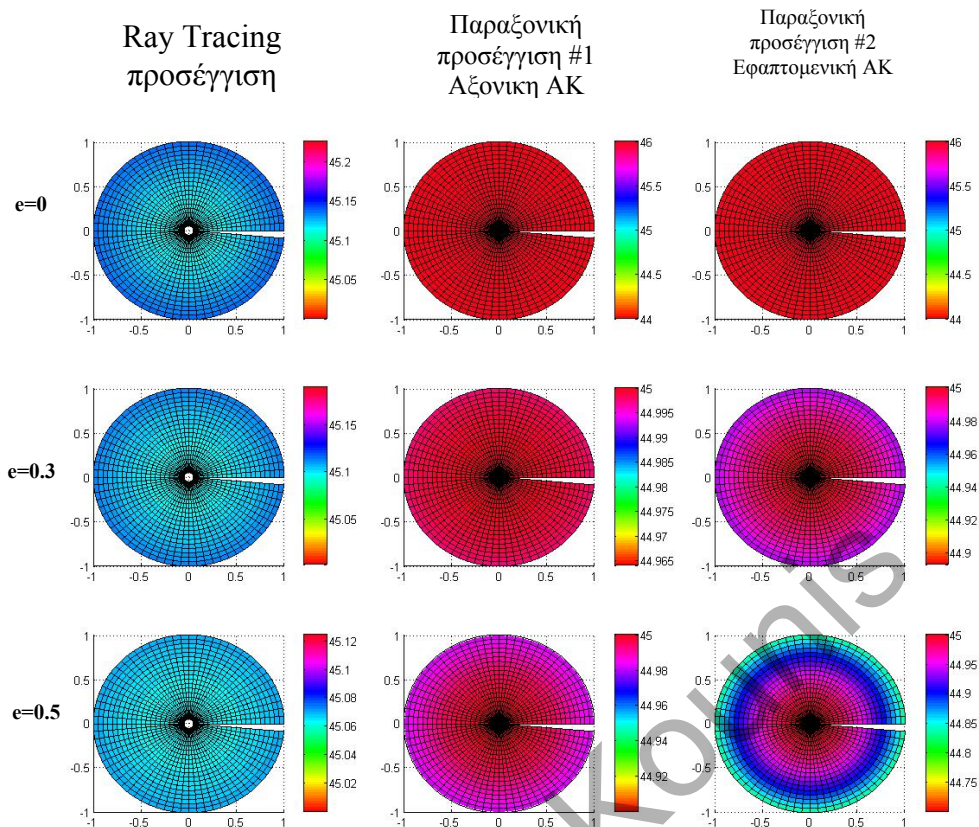
$$n' \sin \theta_r = \sin \theta_i$$

διότι υπάρχουν δυο ακτίνες καμπυλότητας για δεδομένο κωνοειδές/ελλειψοειδές και αυτοί είναι ένας για την εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας και ένας για την σφαιρική

ακτίνα καμπυλότητα που μεροληπτεί σφαιρικά ως προς τα αποτελέσματα αφού πρέπει το κέντρο καμπυλότητας να βρίσκεται πάντα επάνω στον οπτικό άξονα(Παράρτημα 5):

$$P_{par\#1} = \frac{n' - 1}{r_a} \text{ και } P_{par\#2} = \frac{n' - 1}{r_i}$$

Με σχετικό λογισμικό σε Matlab μπορεί να γίνει αναπαράσταση τριών επιφανειών (Μια σφαίρα και δύο ελλειψοειδή) και να φανούν οι διαφοροποιήσεις με τη χρήση των τριών μεθόδων για τον υπολογισμό της κερατοειδική διοπτρικής ισχύος.

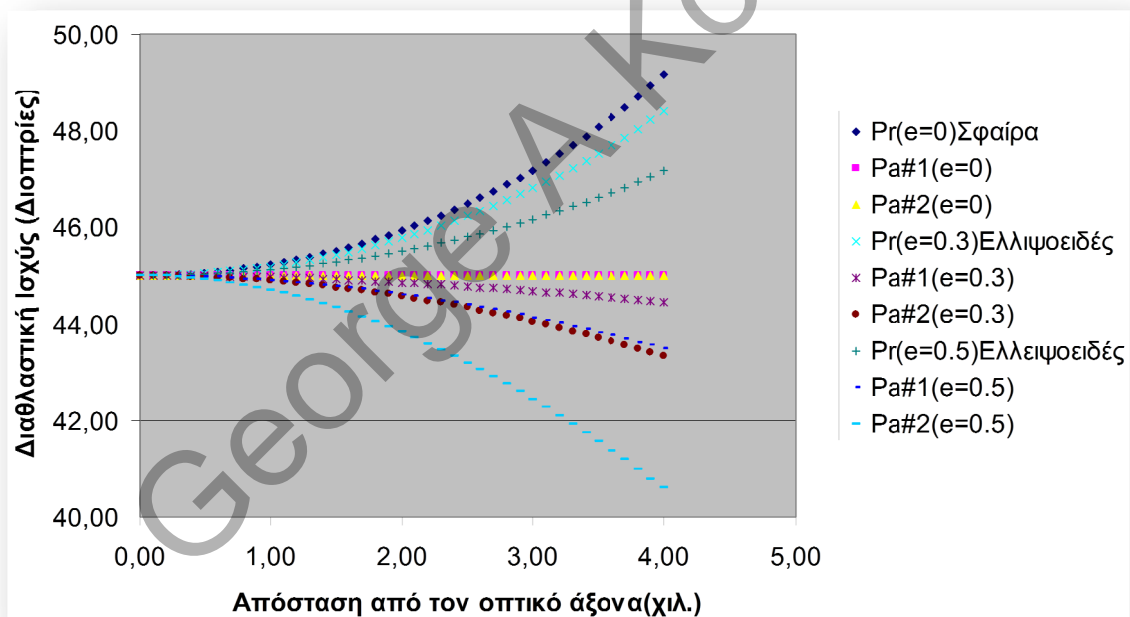


Στη σφαίρα οι δυο παραξονικές προσεγγίσεις δίνουν τα ίδια αποτελέσματα όπως αναμένεται για σφαίρα σταθερής ακτίνας καμπυλότητας, αφού η αξονική και η εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας είναι ίσες με την ακτίνα καμπυλότητας της σφαίρας. Παρόλα αυτά στη πρώτη στήλη παρατηρείται αύξηση της ισχύος προχωρώντας προς τη περιφέρεια αφού υπεισέρχεται η σφαιρική εκτροπή.

Στο πρώτο ελλειψοειδές με εκκεντρότητα 0.3 οι δυο παραξονικές προσεγγίσεις δίνουν κοινά μοτίβα με μείωση της ισχύος και την δεύτερη προσέγγιση να δίνει μεγαλύτερη μείωση. Ο Ray Trace χάρτης της ισχύος δείχνει αύξηση προς τη περιφέρεια.

Στο δεύτερο ελλειψοειδές παρατηρείται το ίδιο αποτέλεσμα στα μοτίβα των δυο παραξονικών προσεγγίσεων με μειούμενη ισχύ προς τη περιφέρεια ενώ ο Ray Trace χάρτης δείχνει το αντίθετο. Δηλαδή περιοχές με παρόμοια ακτίνα καμπυλότητας δεν

έχουν παρόμοια διοπτρική ισχύ και η παραξονική προσέγγιση δεν είναι έγκυρη προς τη περιφέρεια. Όσο η απόσταση από το κέντρο του κερατοειδούς αυξάνεται, τόσο η υπολογιζόμενη διοπτρική ισχύ αυξάνεται λόγω του σφαιρικού σφάλματος. Το φαινόμενο είναι λιγότερο ισχυρό όταν οι επιφάνειες είναι ασφαιρικές. Το ελλειψοειδές με $e=0.5$ προσεγγίζει καλύτερα τη κερατοειδική επιφάνεια. Στις παραξονικές προσεγγίσεις η σφαίρα δίνει σταθερή διοπτρική ισχύ ενώ το αντίθετο φαινόμενο από πριν φαίνεται να συμβαίνει με τις ελλειψοειδείς επιφάνειες όπου υποεκτιμάται η υπολογιζόμενη διοπτρική ισχύς καθώς απομακρυνόμαστε από το κέντρο όπως φαίνεται στο σχήμα παρακάτω για τρεις θεωρητικές επιφάνειες με apical ακτίνα καμπυλότητας 7.50χιλ.



10.5 Παράρτημα 5. Ακτινική και εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας.

Η ακτίνα καμπυλότητας σε κάθε σημείο του κερατοειδή σε μια σφαιρική επιφάνεια και σε κάθε μεσημβρινό είναι ή ίδια. Αν όμως έχουμε ένα κωνοειδές τότε η ακτίνα καμπυλότητας σε σημεία εκτός του άξονα δεν εξαρτάται μόνο από την απόσταση από το κέντρο της επιφάνειας (Vertex), αλλά επίσης και από το μεσημβρινό στον οποίο βρίσκεται το σημείο προς εξέταση. Υπάρχουν δυο κύριοι μεσημβρινοί: ο εφαπτομενικός (Tangntial) που βρίσκεται επάνω στην ακτινική γραμμή από το vertex και το οβελιαίο (Sagittal) μεσημβρινό που είναι κάθετος στον εφαπτόμενο μεσημβρινό (Σχήμα 1). Για ένα

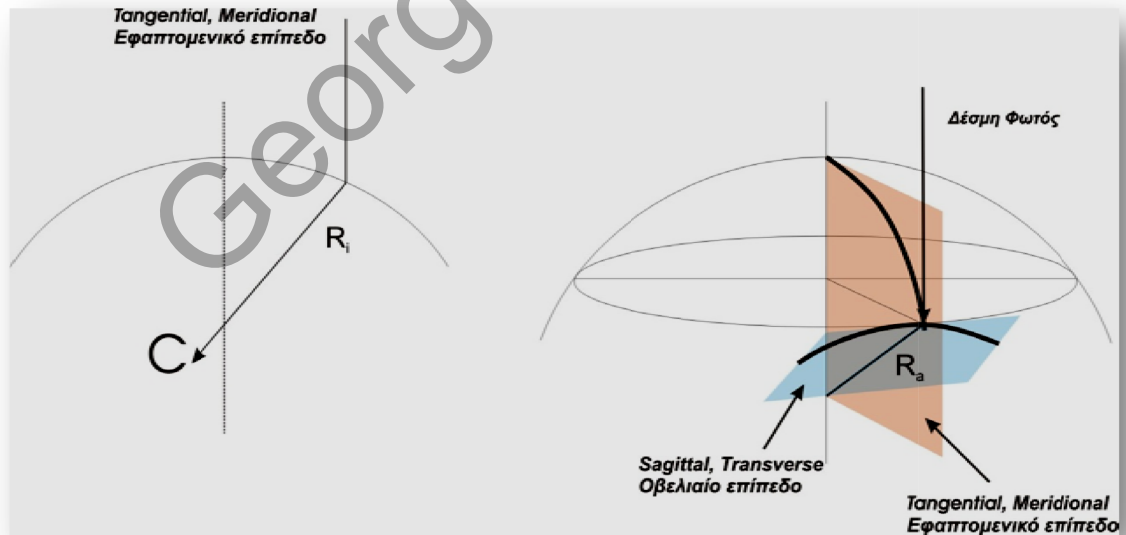
κωνοειδές οι δυο ακτίνες καμπυλότητας R_s, R_t στους δυο μεσημβρινούς δίνονται από παραγωγίσεις της οβελιαίας απόστασης Z και

$$R_s = (\rho_o^2 - QY^2)^{1/2} \text{ saggital}$$

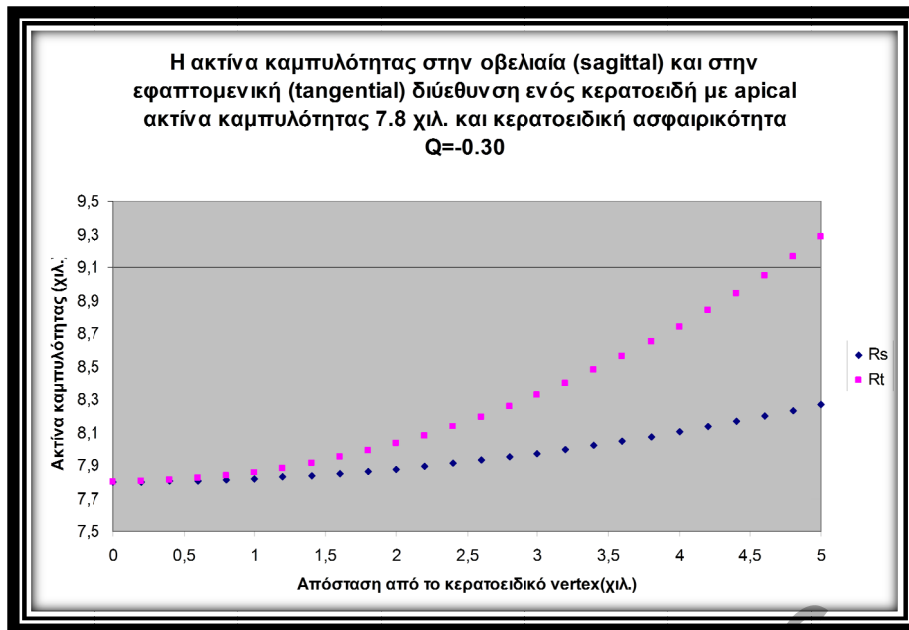
$$R_t = (\rho_o^2 - QY^2)^{3/2} / \rho_o^2 \text{ tangential}$$

$$R_t = R_s^3 / \rho_o^3$$

είναι συναρτήσεις της apical ακτίνας καμπυλότητας ρ_o , της ασφαιρικότητας Q και της απόστασης από το κέντρο του κερατοειδούς Y.



Σχήμα 1: Αναπαράσταση των δυο καθέτων κυριών επιπέδων σε σχέση με τη κερατοειδική επιφάνεια.



Στο παραπάνω σχήμα φαίνεται η ακτινική και η εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας σε σχέση με την απόσταση από το vertex για ένα ελλειψοειδές με ασφαιρικότητα $Q = -0.30$ και apical ακτίνα καμπυλότητας 7.8χιλ. Είναι φανερή η διαφοροποίηση των δυο καμπυλοτήτων στις πιο περιφερικές περιοχές του κερατοειδή όπου η εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας δίνει καλύτερα τη επιπλάτυνση της επιφάνειας απ' ότι η αξονική ακτίνα καμπυλότητας που είναι μεροληπτική ως προς τις σφαιρικές επιφάνειες.

Μια διαφορετική ονομασία για την εφαπτομενική ακτίνα καμπυλότητας είναι: στιγμιαία ή τοπική (local/instantaneous/tangential) και για την οβελιαία είναι: αξονική η σφαιρική (global/axial/Sagittal).

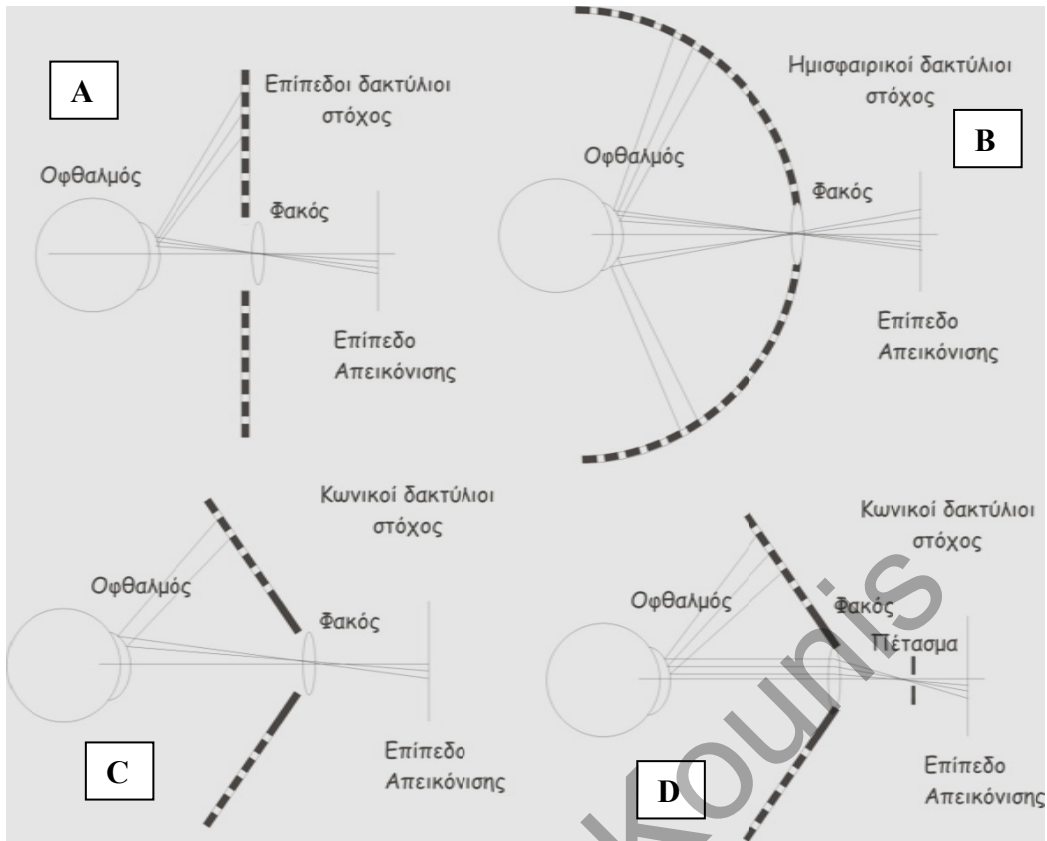
Για να προσδιορίσει κανείς τις ακτίνες καμπυλότητας ενός σημείου μιας τρισδιάστατης επιφάνειας, πρέπει να οριστεί μια δυσδιάστατη επιφάνεια μέσω της τομής της τρισδιάστατης επιφάνειας σε μεσημβρινούς (τομές με επίπεδα) και να γίνει δυσδιάστατη υπολογιστική ανάλυση όπως παραπάνω. Ένας άλλος τρόπος είναι να γίνει χρήση της γκαουσιανής (Gaussian) ακτίνας καμπυλότητας μέσω διαφορικής γεωμετρίας.

10.6 Παράρτημα 6. Το σύστημα του δίσκου-κόνου του Placido.

Ο δίσκος του Placido αποτελείται από μια σειρά ομόκεντρων δακτυλίων που είναι φωτιζόμενοι και προβάλλονται στην επιφάνεια του κερατοειδή ως στόχος. Το κατοπτρικό είδωλο αποθηκεύεται σε μια ψηφιακή κάμερα σαν εικόνα. Συνήθως υπάρχει σύγχυση όταν το πρώτο είδωλο Purkinje συγχέεται με τα υπόλοιπα τρία που προέρχονται από τη οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή ή του κρυσταλλοειδή φακού.

Το 1896 ο Gullstrand φωτογράφησε το είδωλο ενός επίπεδου δίσκου με ομόκεντρους ασπρόμαυρους δακτυλίους (Σχήμα 10A). Για να υπολογιστεί η περιοχή εκτός από τη πολύ κεντρική, πρέπει να χρησιμοποιηθεί ένας δίσκος πολύ μεγάλου μεγέθους, όμως εκεί τα φρύδια και η μύτη μπορεί να μπλοκάρουν μεγάλο μέρος του προβαλλόμενου στόχου. Ο Knoll εισήγαγε ένα ημισφαιρικό δίσκο με ομόκεντρους ασπρόμαυρους δακτυλίους (Σχήμα 10B). Είχαν πλάτος 5 χιλ. και απείχαν επίσης 5 χιλ. μεταξύ τους. Το ημισφαίριο τοποθετούνταν με το κέντρο ακτίνας καμπυλότητας στο κέντρο του κερατοειδή. Είχε τη δυνατότητα αν μελετήσει μεγαλύτερο μέρος του κερατοειδή.

Τα τρέχοντα τοπογραφικά συστήματα ή βιντεοκερατοσκόπια που βασίζονται στην αρχή της ανάκλασης χρησιμοποιούν την αρχή του Placido. Το σχήμα 10C απεικονίζει το σχήμα του δίσκου που έχουν τα νέα τοπογραφικά συστήματα. Οι δακτύλιοι είναι τοποθετημένοι στο εσωτερικό μέρος του κώνου και τα συστήματα είναι σχεδιασμένα ώστε να λειτουργούν σε μικρή απόσταση από το κερατοειδή και να απεικονίζουν πολύ μεγάλο μέρος του. Το οπτικό σύστημα συλλέγει τις ακτίνες που διέρχονται από δεσμικά σημεία. Αλλά συστήματα όπως στο σχήμα 10D είναι σχεδιασμένα έτσι ώστε να συλλέγουν ακτίνες που ανακλώνται παράλληλα με τον οπτικό άξονα.

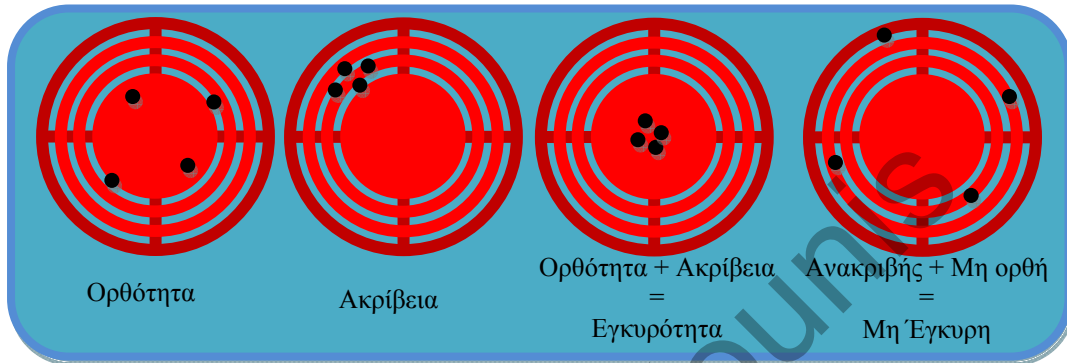


Σχήμα 10. Διάφοροι τύποι δίσκων του Placido που χρησιμοποιήθηκαν με την εξέλιξη των τοπογραφικών συστημάτων

George A. Kouris

10.7 Παράρτημα 7. Ορθότητα και ακρίβεια. Η θεώρηση του στόχου.

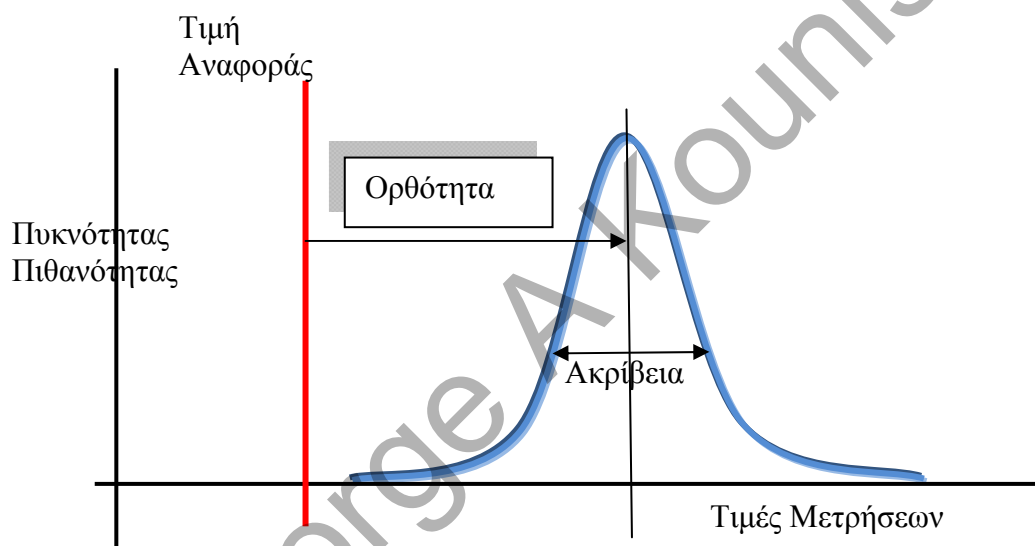
Το αποτέλεσμα ενός ελέγχου θεωρείται τεκμηριωμένο όταν είναι ακριβές και ορθό ταυτόχρονα. Μπορεί ένα αποτέλεσμα να είναι ορθό αλλά όχι ακριβές ή επαναλήψιμο. Μπορεί επίσης να είναι ακριβές αλλά όχι ορθό. Για να θεωρηθεί έγκυρο θα πρέπει να έχει τη σωστή αναλογία ορθότητας και ακρίβειας.



Η ορθότητα αναπαριστά τη ακριβολογία ενός αποτελέσματος ενώ η ακρίβεια τη σχετική επαναληψιμότητα του αποτελέσματος αν αυτό εκτιμηθεί με παραπάνω από δυο μετρήσεις σε έναν έλεγχο.

Θεωρώντας κάθε έλεγχο ένα διαγωνισμό ευστοχίας βολών σε στόχο θα μπορούσε κανείς να εκτιμήσει τη διαφορά μεταξύ ακρίβειας και ορθότητας. Η ορθότητα μπορεί να θεωρηθεί ως η εγγύτητα των βολών στο κέντρο του στόχου που αναπαριστά την αποδεκτή τιμή. Όσο πιο κοντά βρίσκονται στο κέντρο τόσο ορθότερες θεωρούνται οι μετρήσεις. Αν τώρα παραπάνω από μια βολές δηλαδή μετρήσεις γίνουν προς το στόχο μπορεί να εκτιμηθεί και η ακρίβεια δηλαδή η επαναληψιμότητα η αναπαραγωγικότητα αν οι βολές γίνονταν από διαφορετικό άτομο ή ο μετρήσεις γίνονταν σε περισσότερα από ένα εργαστήρια και με διαφορετικό μετρητικό εξοπλισμό. Το μέγεθος της διασποράς των επαναλήψιμων βολών μπορεί να θεωρηθεί η ποσοτικοποίηση της ακρίβειας. Όσο μικρότερη η

διασπορά ή περισσότερο κοντά βρίσκονται η μια βολή στην άλλες τόσο μεγαλύτερη η επαναληψιμότητα ή ακρίβεια της μέτρησης. Για να θεωρηθεί έγκυρη η βολή-μέτρηση πρέπει η διασπορά των βολών να είναι μικρή και όλες σχετικά να βρίσκονται στο κέντρο του στόχου. Παρόλα αυτά δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί ορθότητα για μια μεμονωμένη μέτρηση χωρίς να υπάρχει ακρίβεια- εάν οι βολές δεν βρίσκονται όλες μαζί δεν είναι δυνατόν όλες να βρίσκονται κοντά στο κέντρο του στόχου. Η μέση θέση τους μπορεί να είναι μια ακριβής εκτίμηση του κέντρου του στόχου αλλά οι μεμονωμένες μετρήσεις να μην έχουν ορθότητα.



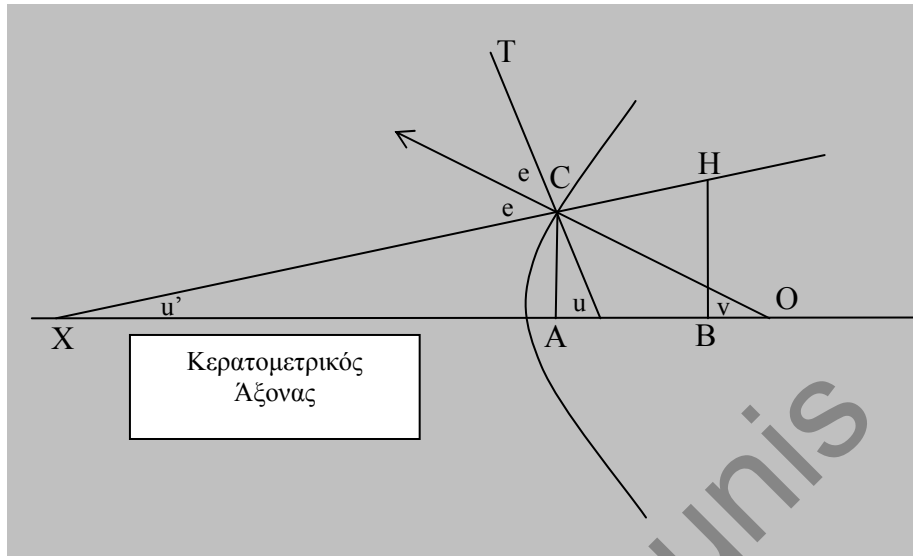
Σε πολλές περιπτώσεις η ποσοτικοποίηση της ακριβείας και της ορθότητας μπορούν να εκφραστούν μέσω της στατιστικής και της θεωρίας των πιθανοτήτων. Η ακρίβεια χαρακτηρίζεται από τη τυπική απόκλιση (*Standard Deviation*). Όσο μικρότερη είναι η τυπική απόκλιση τόσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια. Αν έχουν γίνει αρκετές μετρήσεις ώστε να μπορεί να υπολογιστεί με ακρίβεια η τυπική απόκλιση και η διαδικασία του ελέγχου παράγει σφάλματα που είναι κατανεμημένα κανονικά τότε υπάρχει πιθανότητα 68.3% η αληθινή τιμή-αποδεκτή τιμή να βρίσκεται σε διάστημα μιας τυπικής απόκλισης δεξιά και αριστερά της μέσης μετρούμενης τιμής. Τα

παραπάνω ισχύουν λοιπόν και όταν σε έναν έλεγχο έχουμε παραπάνω από μία μετρήσεις όπου υπολογίζεται η μέση τιμή. Η διαφορά μεταξύ της μέσης τιμής και της αποδεκτής τιμής είναι το συστηματικό ή μεροληπτικό σφάλμα.

Η επαναληψιμότητα και η αναπαραγωγικότητα είναι αναπροσδιορισμοί της ακρίβειας κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες. Η επαναληψιμότητα είναι η μεταβλητότητα που προκύπτει όταν όλες οι συνθήκες που αφορούν τα συστήματα μέτρησης και τους χειριστές είναι σταθερές και οι μετρήσεις επαναλαμβάνονται σε ένα σύντομο χρονικό διάστημα π.χ. η μεταβλητότητα μέτρησης από τον ίδιο χειριστή που μετρά το ίδιο αντικείμενο επαναλαμβανόμενα. Η αναπαραγωγικότητα αντίστοιχα είναι η μεταβλητότητα που προκύπτει για την ίδια μέτρηση από διαφορετικά συστήματα μέτρησης και διαφορετικούς χειριστές σε μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα.

10.8 Παράρτημα 8. Λήψη μετρήσεων από ψηφιακές εικόνες.

Το πρώτο μαθηματικό πρόβλημα που προκύπτει αφού γίνει λήψη της ανακλώμενης



εικόνας των δακτυλίων του δίσκου του Placido στο κερατοειδή είναι η εύρεση της μεθόδου για να ανακατασκευαστεί η τρισδιάστατη εικόνα του κερατοειδή από τη δυσδιάστατη φωτογραφία. Στη παρακάτω φωτογραφία μπορούν να διευκρινιστούν κάποια σημεία του προβλήματος.

- Σημείο C: το σημείο του κερατοειδή που αντιστοιχεί στο σημείο που παρατηρείται στο επίπεδο της κάμερας
- Χορδή AC: Η ποσότητα που μας ενδιαφέρει αφορά την απόσταση του σημείου C από το κερατομετρικό άξονα(KA).
- Σημείο T: Το σημείο του δακτυλίου από τον οποίο προέρχεται το σημείο C
- Γωνία u: γωνία προσπίπτουσας ακτίνας με το KA. Γνωστή για δεδομένη διάταξη
- Σημείο O: το σημείο στο οποίο τέμνει η προέκταση του μοναδιαίου κάθετου τον KA
- Σημείο H: το είδωλο του σημείου C στον επίπεδο απεικόνισης της κάμερας.
- Χορδή HB: Η απόσταση μεταξύ KA και ειδώλου. Σε μια ψηφιακή εικόνα αυτή είναι η απόσταση από το εικονοστοιχείο (Pixel) που μας ενδιαφέρει έως ο κέντρο της εικόνας, σε κλίμακα που εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της οπτικής διάταξης
- Χορδή XB: η απόσταση από το φακό στη κάμερα δεδομένη για συγκεκριμένη διάταξη

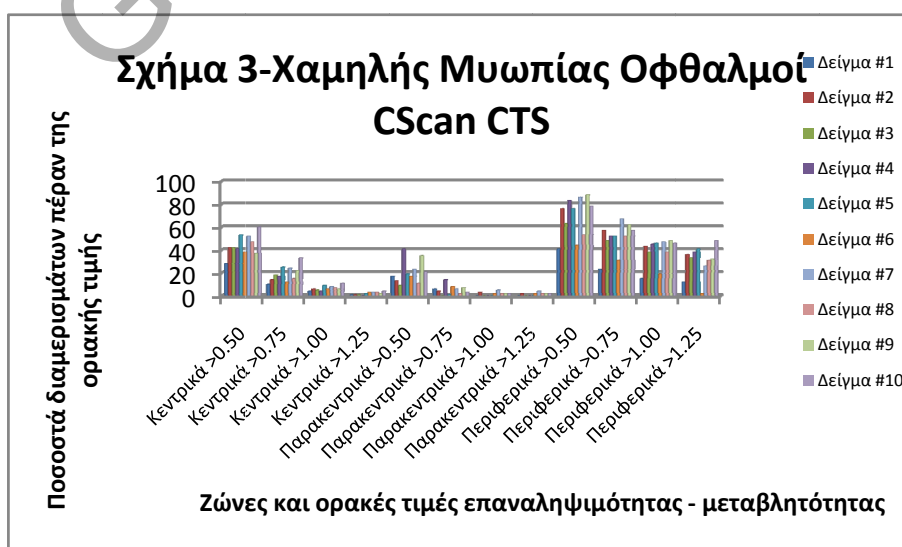
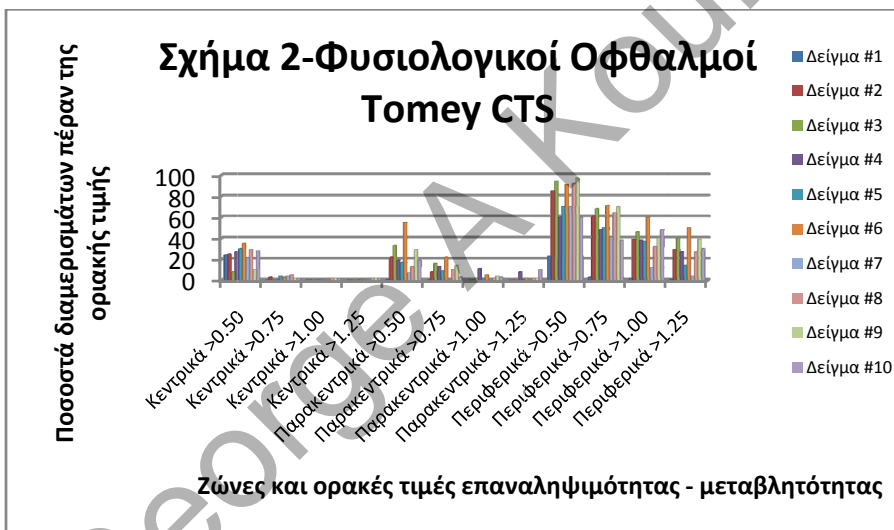
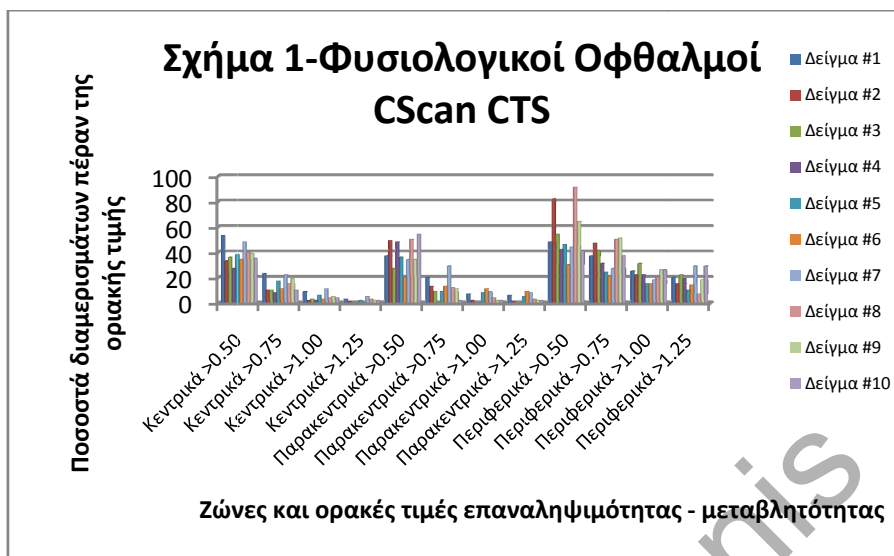
- Χορδή HX: η ευθεία που ενώνει το σημείο του ειδώλου στη κάμερα H με το σημείο X και διέρχεται από το σημείο C.

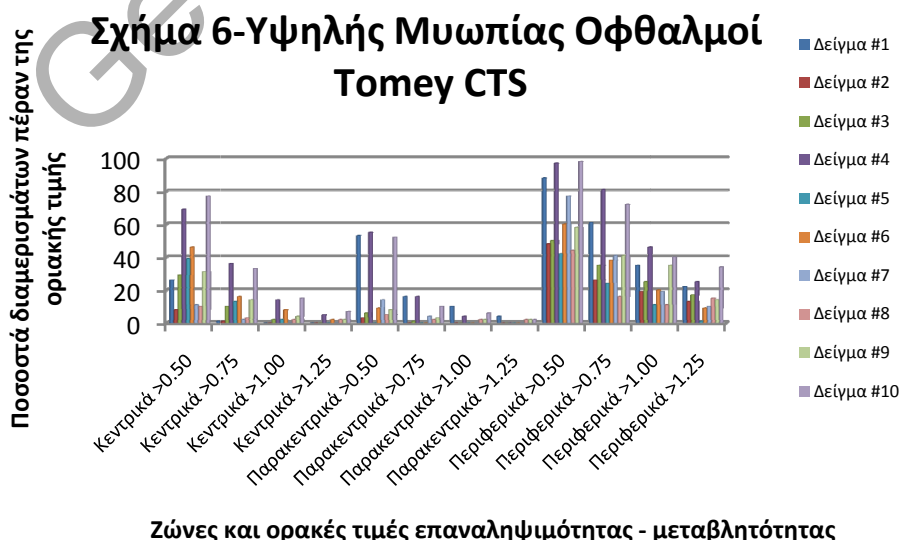
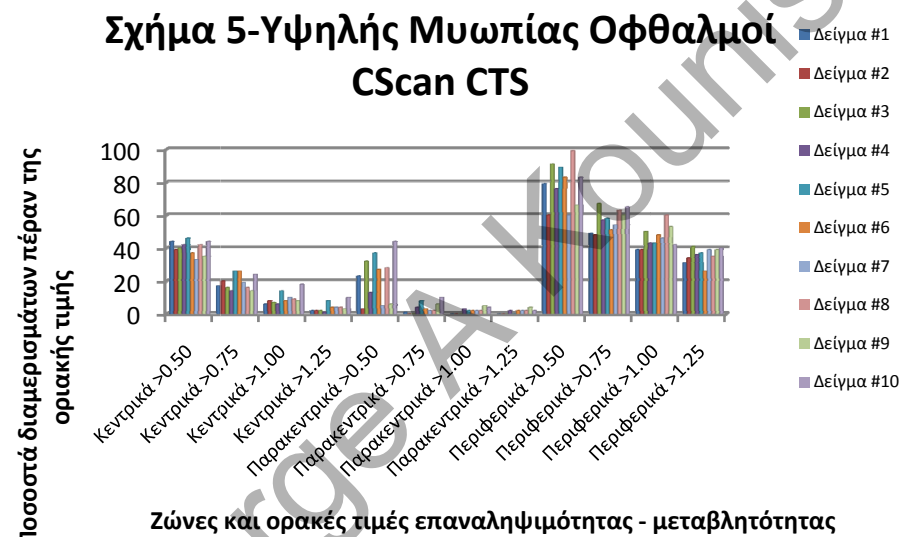
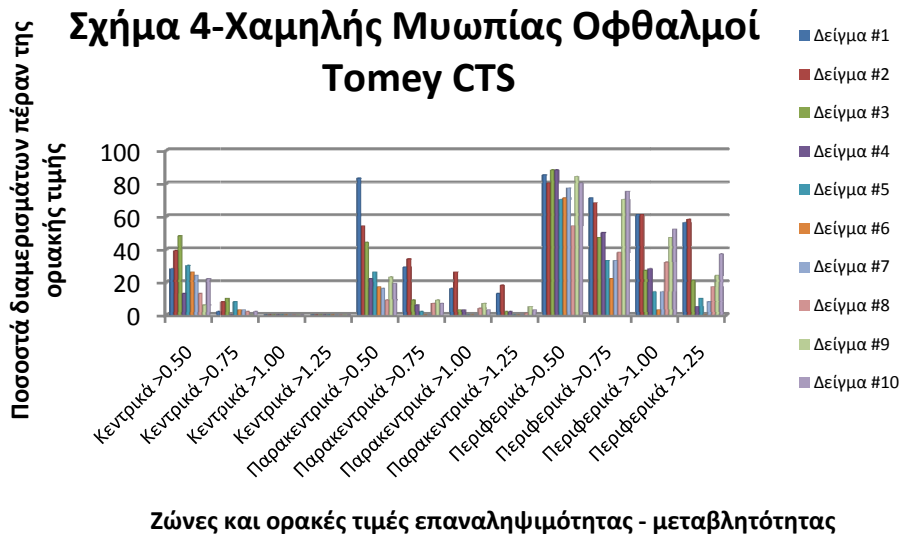
Για να βρεθεί το κάθε σημείο (εικονοστοιχείο) πάνω στο επίπεδο απεικόνισης της κάμερας είναι αναγκαία η τεχνική εύρεσης κορυφών με ανάλυση εικόνας. Έχοντας αναλύσει την εικόνα η απόσταση BH μπορεί να βρεθεί με απαρίθμηση των εικονοστοιχείων και εξίσωση με τα μήκη που ορίζονται από την οπτική διάταξη. Δεδομένου ότι είναι γνωστά: οι χορδές BH, XB, XO και η γωνία u μπορεί να βρεθεί η χορδή AC ακολούθως:

$$\begin{aligned}
 AC &= OC \sin v \\
 v + (180 - u) + e &= 180 \Rightarrow v = u - e \\
 u + u' + (180 - 2e) &= 180 \Rightarrow e = \frac{1}{2}(u + u') \\
 \tan u' = \frac{BH}{XB} &\Rightarrow e = \frac{1}{2} \left(u + \tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \Rightarrow v = \frac{1}{2} \left(u - \tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \\
 OC &= XO \frac{\sin u'}{\sin e} = XO \frac{\sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right)}{\sin \left(\frac{1}{2} \left(u + \tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \right)} \\
 AC &= XO \frac{\sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \sin \left(\frac{1}{2} \left(u - \tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \right)}{\sin \left(\frac{1}{2} \left(u + \tan^{-1} \left(\frac{BH}{XB} \right) \right) \right)}
 \end{aligned}$$

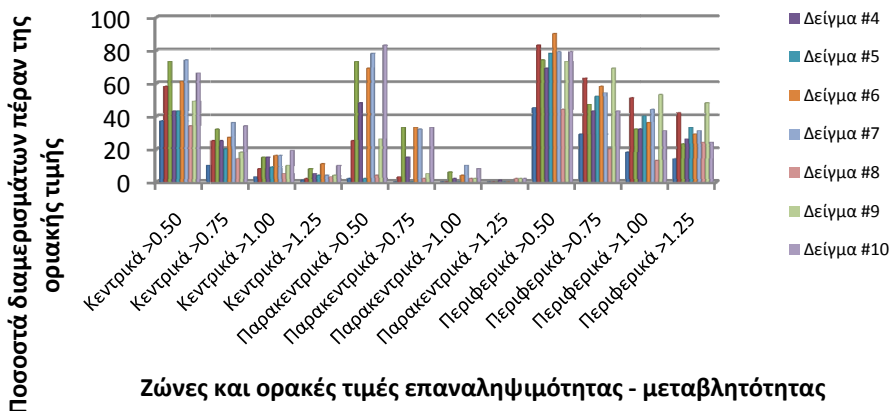
Κανονικά η θέση του κάθε εικονοστοιχείου (x_i, y_i) για το οποίο γίνεται οπ παραπάνω υπολογισμός είναι γνωστό από την εικόνα. Για να ανακατασκευαστεί ένα μοντέλο του κερατοειδή από τις παραπάνω μετρήσεις, κάθε χορδή AC, σε ένα σημείο (x_r, y_r) του πραγματικού επιπέδου. Από αυτά τα σημεία ή τρισιδιάστατη εικόνα θα προκύψει μέσω προσαρμογής καταλλήλων συναρτήσεων όπως οι κωνικές τομές που αναφέρθηκαν παραπάνω, που προσφέρουν καλή προσαρμογή σε φυσιολογικούς κερατοειδείς αλλά όχι σε αυτούς με υπέρμετρες ανωμαλίες που αφορούν το 12% του συνολικού πληθυσμού. Τότε πρέπει να εφαρμοστούν τεχνικές προσαρμογής πολυώνυμης πράξης υπολογισμού ομαλής καμπύλης (Splines).

10.9 Παράρτημα 9. Σχήματα ειδικού μέρους.

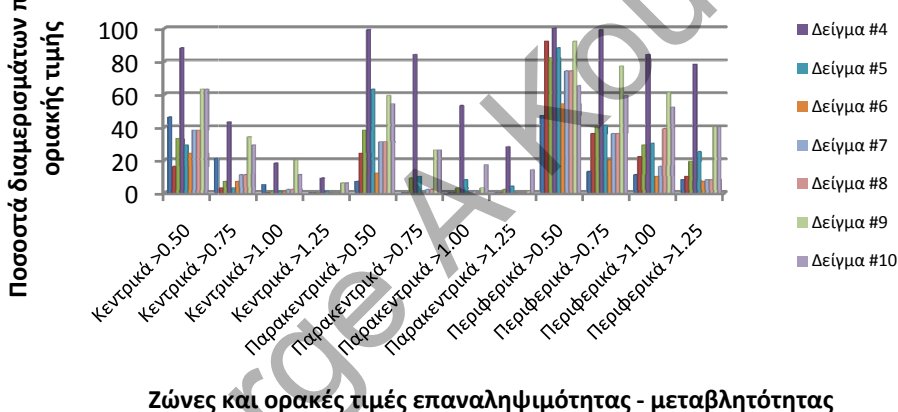




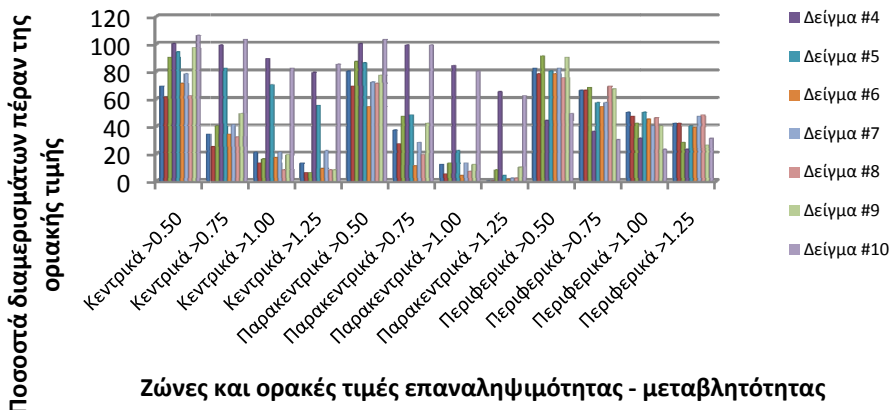
Σχήμα 7-Χαμηλού Αστιγματισμού Οφθαλμοί CScan CTS

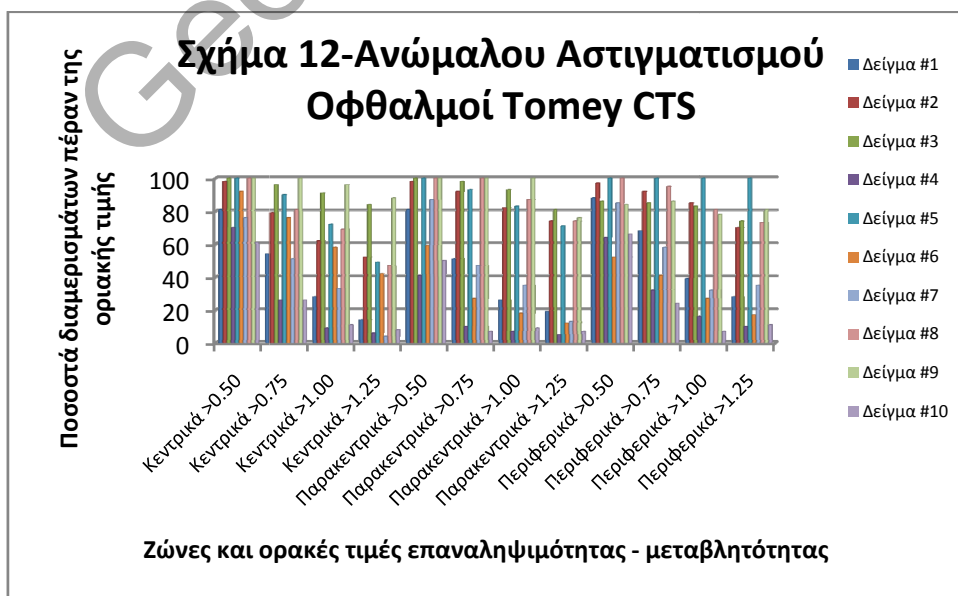
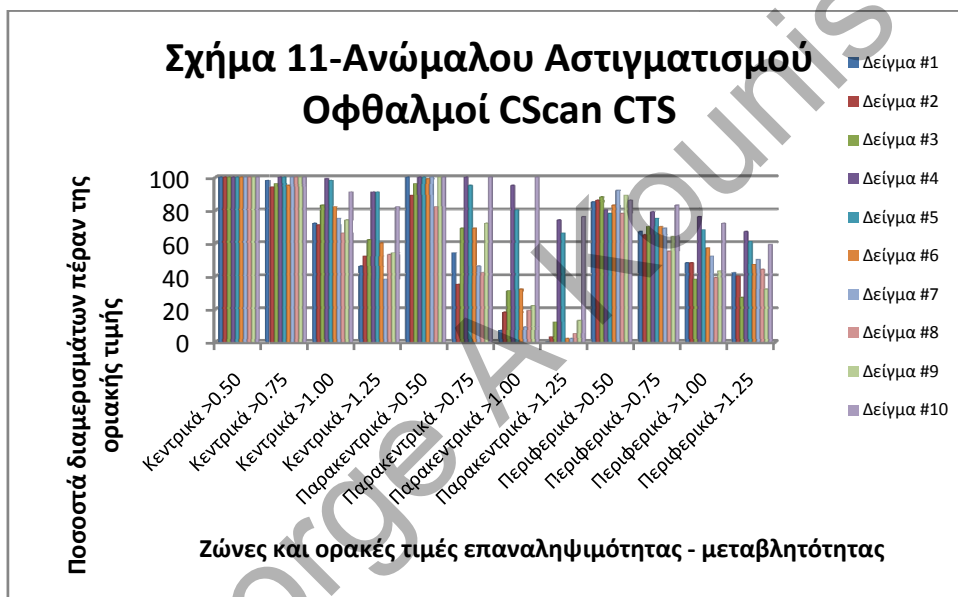
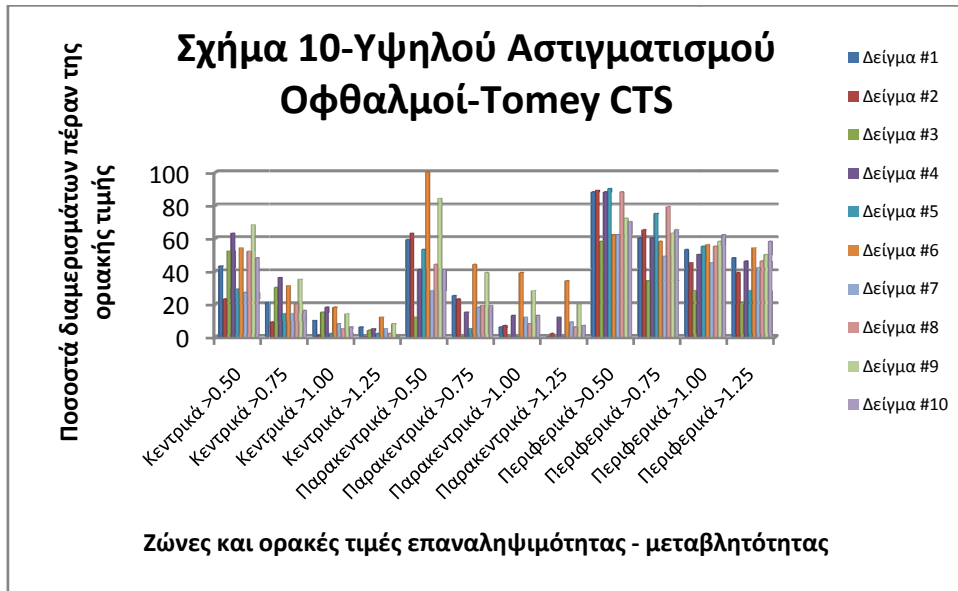


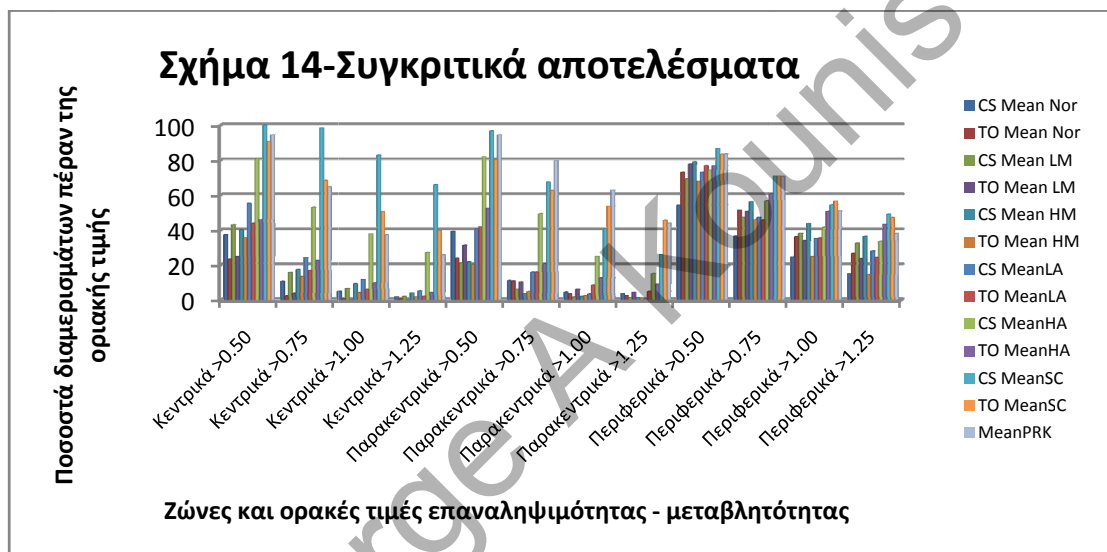
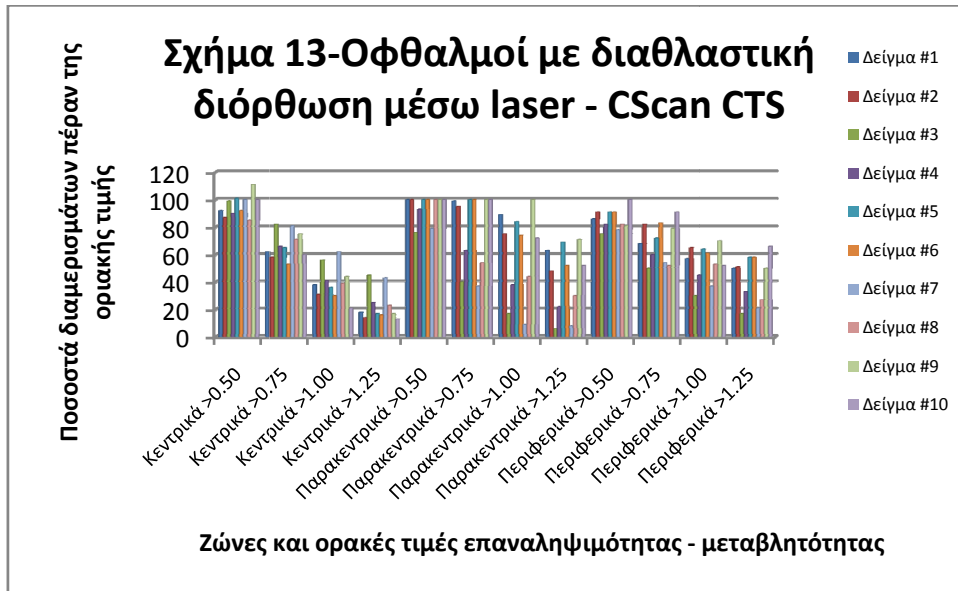
Σχήμα 8-Χαμηλού Αστιγματισμού Οφθαλμοί - Tomey CTS



Σχήμα 9-Υψηλού Αστιγματισμού Οφθαλμοί-CScan CTS







10.10 Παράρτημα 10. Χάρτες Επαναληψιμότητας.

Σχήμα 1. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τις σφαίρες βαθμονόμησης. Στην αριστερή στήλη βρίσκονται τα αποτελέσματα για το σύστημα C-Scan και δεξιά τα αποτελέσματα για το σύστημα Tomey. Από πάνω προς τα κάτω παρουσιάζεται κάθε σφαίρα ξεχωριστά με ακτίνες καμπυλότητας 6.5, 7.0, 8.0, 9.0 και 10.0 χιλ. αντίστοιχα. Στη πάνω δεξιά γωνία κάθε σχήματος παρουσιάζονται οι χάρτες μέσης τιμή της κάθε σφαίρας σε απόλυτη κλίμακα από 32.5 έως και 53 διοπτρίες. Οι κλίμακες των χαρτών επαναληψιμότητας ξεκινούν από 0% συντελεστή μεταβλητότητας μέχρι και 1.2% μέγιστη τιμή.

Σχήματα 2, 3, 4, 5, 6, 7. Στην αριστερή στήλη βρίσκονται τα αποτελέσματα για το σύστημα C-Scan και δεξιά τα αποτελέσματα για το σύστημα Tomey. Από πάνω προς τα κάτω παρουσιάζονται 5 από τα 10 δείγματα που εξετάστηκαν. Στη πάνω δεξιά γωνία κάθε σχήματος παρουσιάζονται οι πραγματικοί τοπογραφικοί χάρτες όπως ελήφθησαν από τα αντίστοιχα συστήματα. Οι κλίμακες των χαρτών επαναληψιμότητας ξεκινούν από 0% συντελεστή μεταβλητότητας μέχρι και 1.2% μέγιστη τιμή.

Σχήμα 2. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους φυσιολογικούς-εμμετροπικούς οφθαλμούς.

Σχήμα 3. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους χαμηλής μυωπίας οφθαλμούς.

Σχήμα 4. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους υψηλής μυωπίας οφθαλμούς.

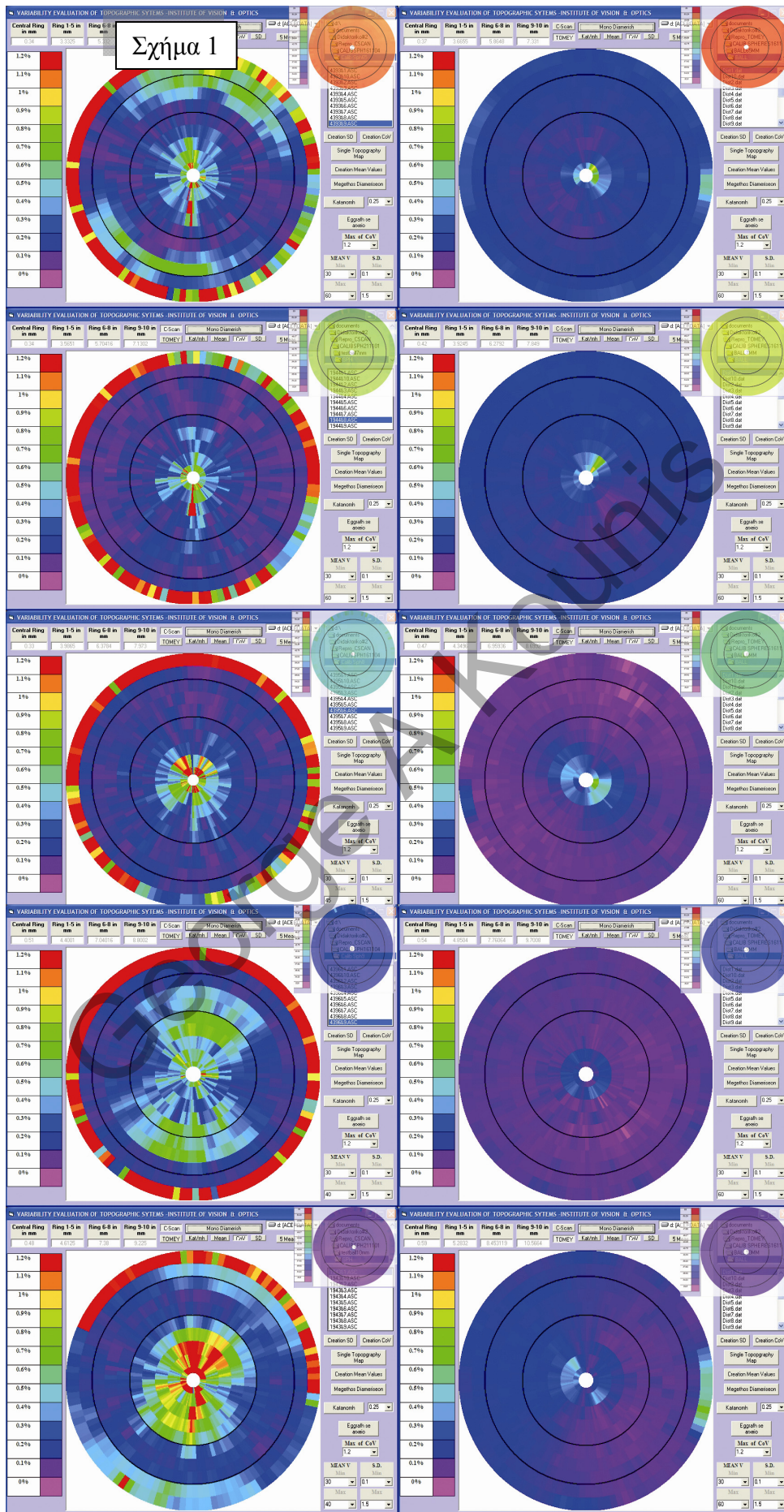
Σχήμα 5. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους χαμηλού αστιγματισμού οφθαλμούς.

Σχήμα 6. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους υψηλού αστιγματισμού οφθαλμούς.

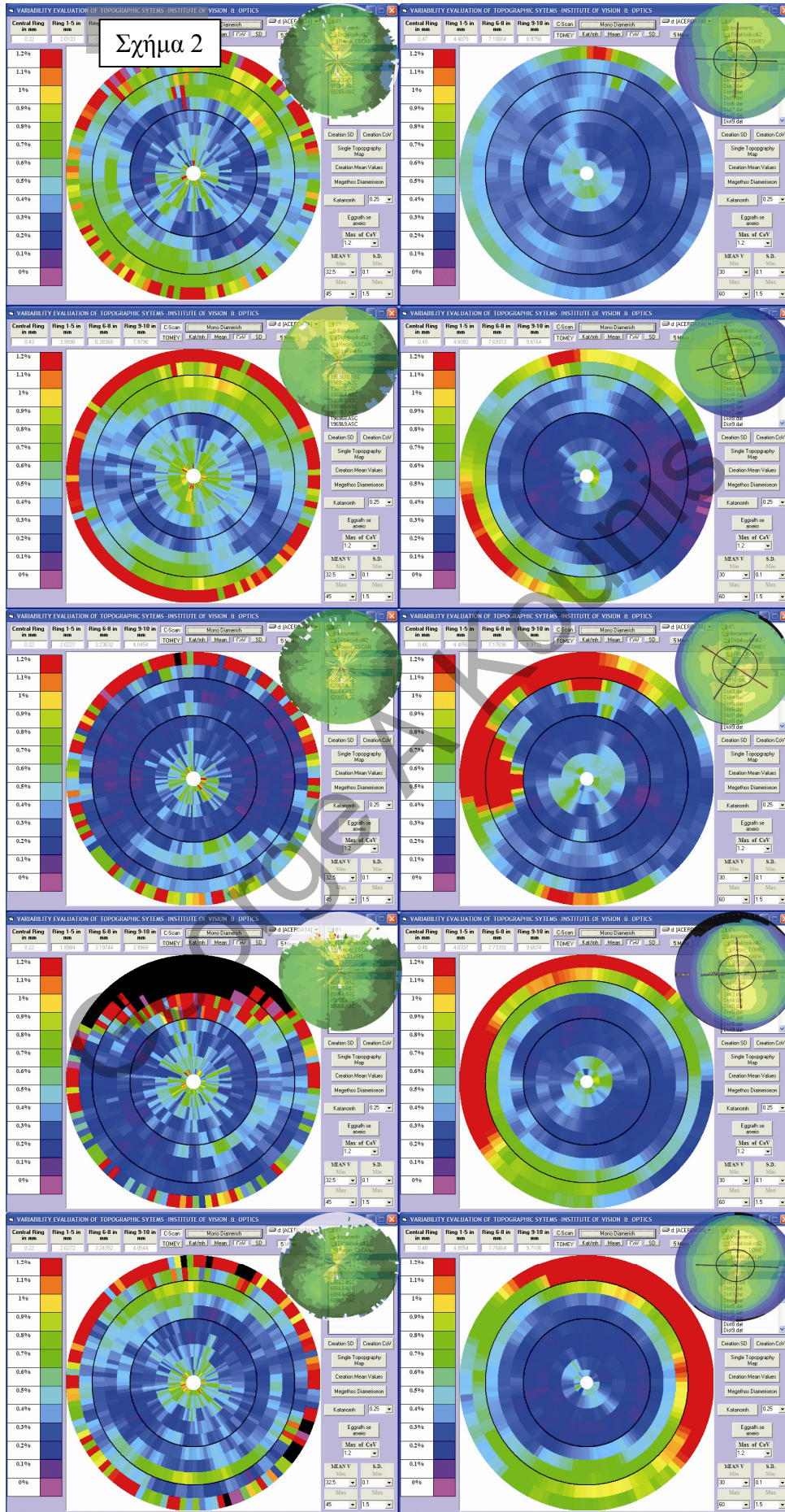
Σχήμα 7. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους ανώμαλου αστιγματισμού οφθαλμούς.

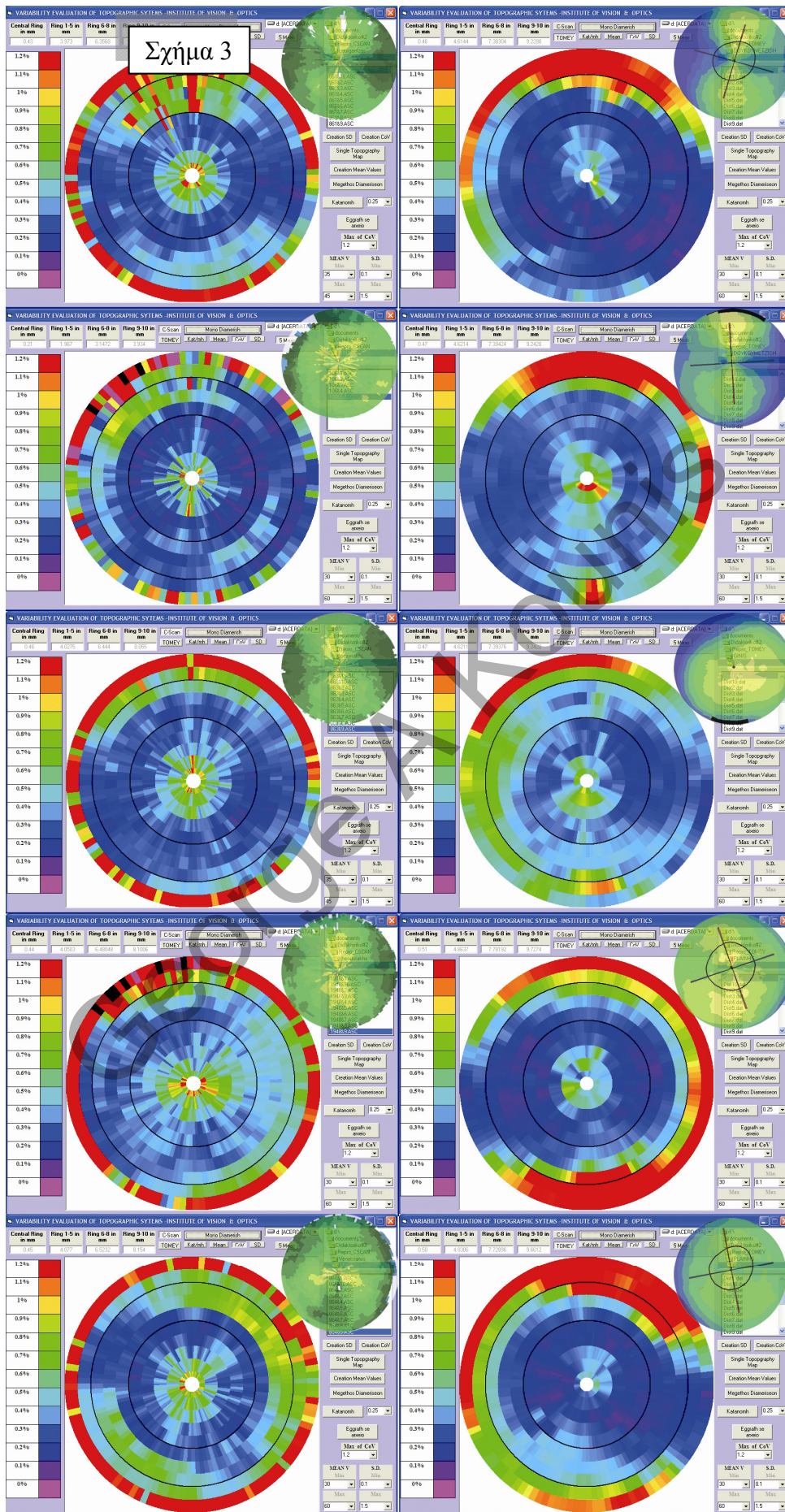
Σχήμα 8. Παρουσίαση συγκριτικών αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για όλες τις κατηγορίες που εξετάστηκαν. Στην αριστερή στήλη βρίσκονται τα αποτελέσματα για το σύστημα C-Scan και δεξιά τα αποτελέσματα για το σύστημα Tomey. Από πάνω προς τα κάτω παρουσιάζονται κατά σειρά εμμετροπικοί, χαμηλής μυωπίας, υψηλής μυωπίας, χαμηλού αστιγματισμού, υψηλού αστιγματισμού και ανώμαλου αστιγματισμού κερατοειδείς. Στη πάνω δεξιά γωνία κάθε σχήματος παρουσιάζονται οι πραγματικοί τοπογραφικοί χάρτες όπως ελήφθησαν από τα αντίστοιχα συστήματα. Οι κλίμακες των χαρτών επαναληψιμότητας ξεκινούν από 0% συντελεστή μεταβλητότητας μέχρι και 1.2% μέγιστη τιμή.

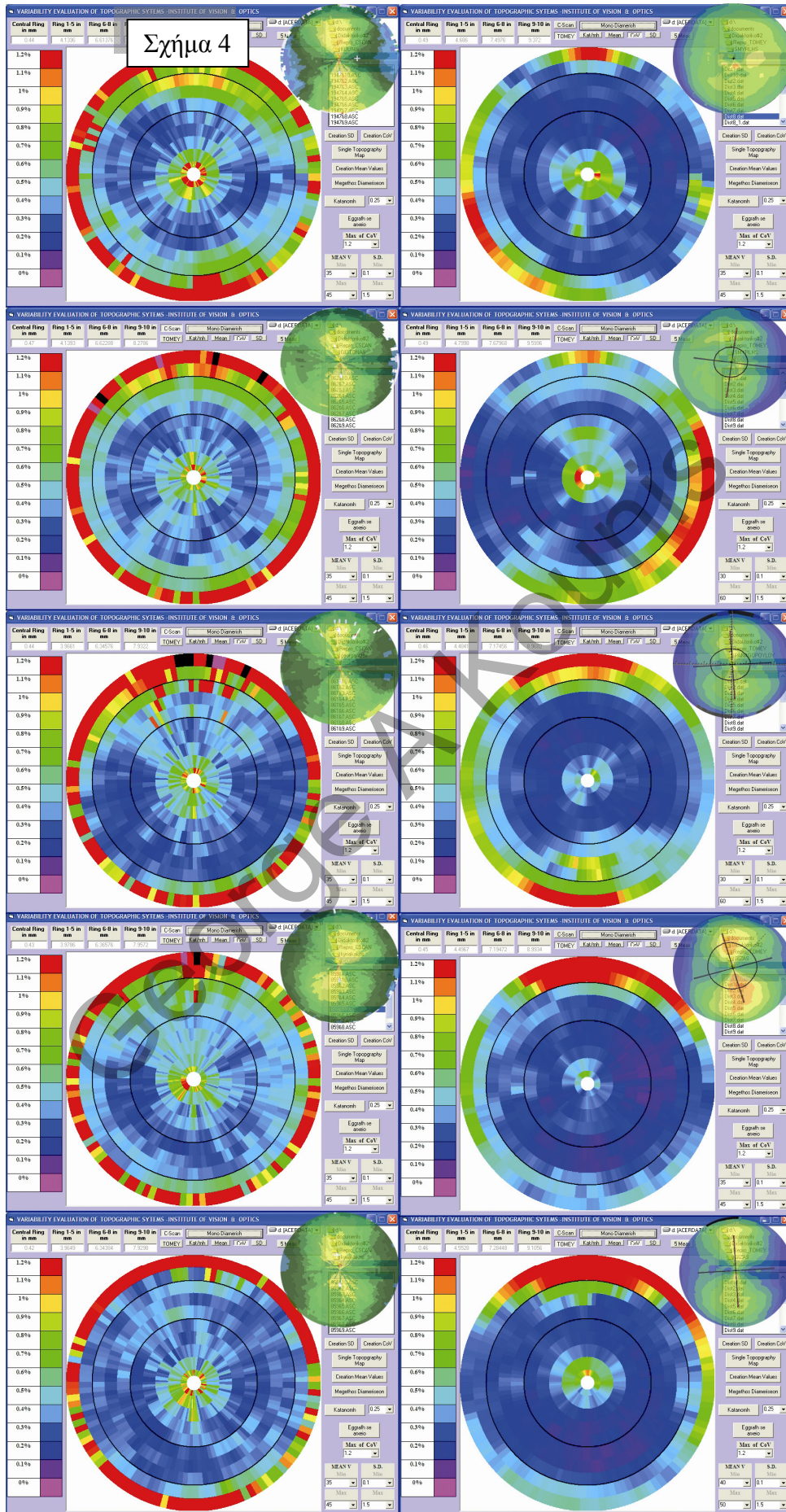
Σχήμα 9. Παρουσίαση αποτελεσμάτων με πίνακες επαληψιμότητας για τους οφθαλμούς που έχουν υποστεί διαθλαστική χειρουργική. (Α) Υπερμετροπική διόρθωση +5.50D, (Β) Υπερμετροπική διόρθωση +6.00D, (C) Μυωπική διόρθωση -4.50D

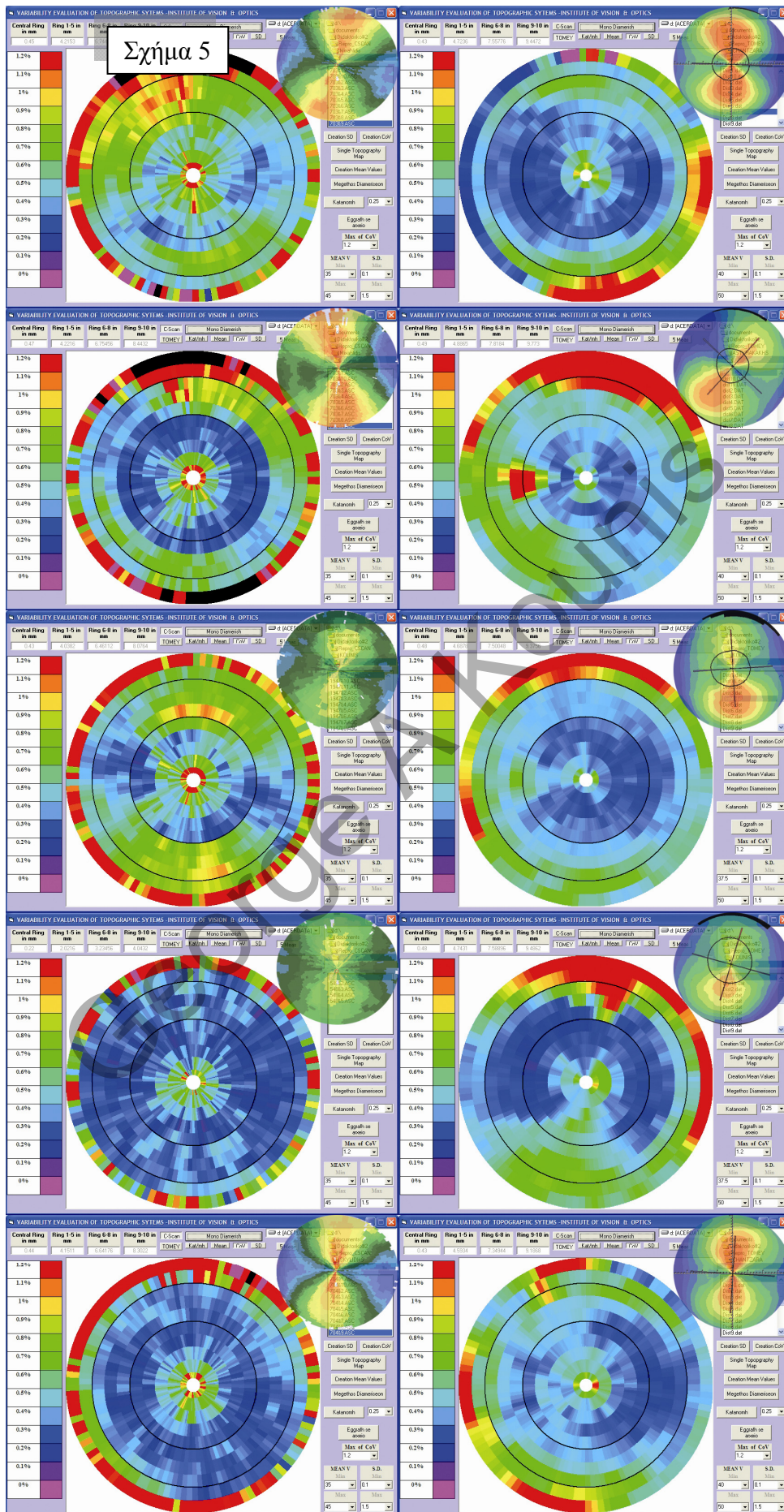


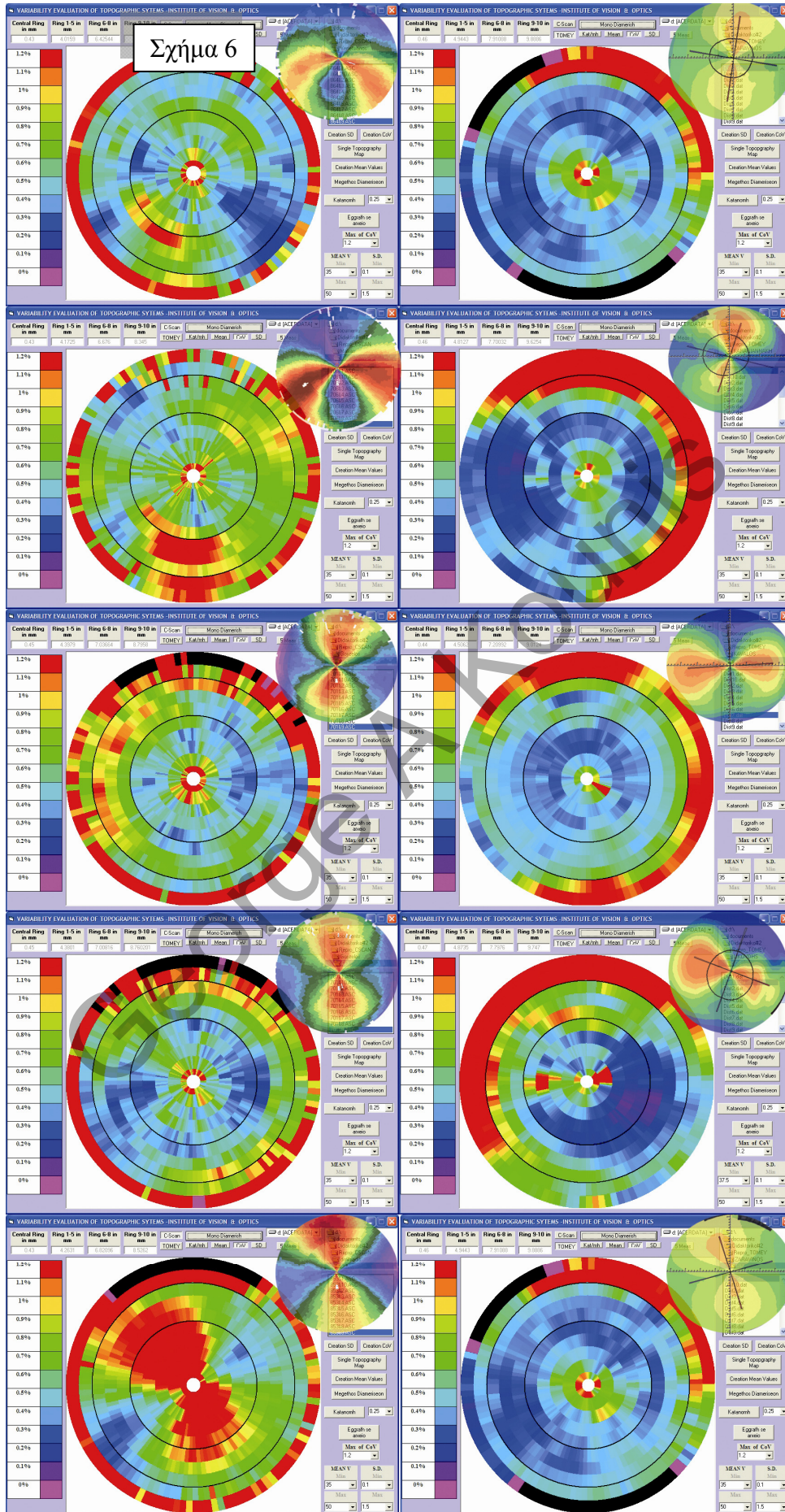
Σχήμα 2

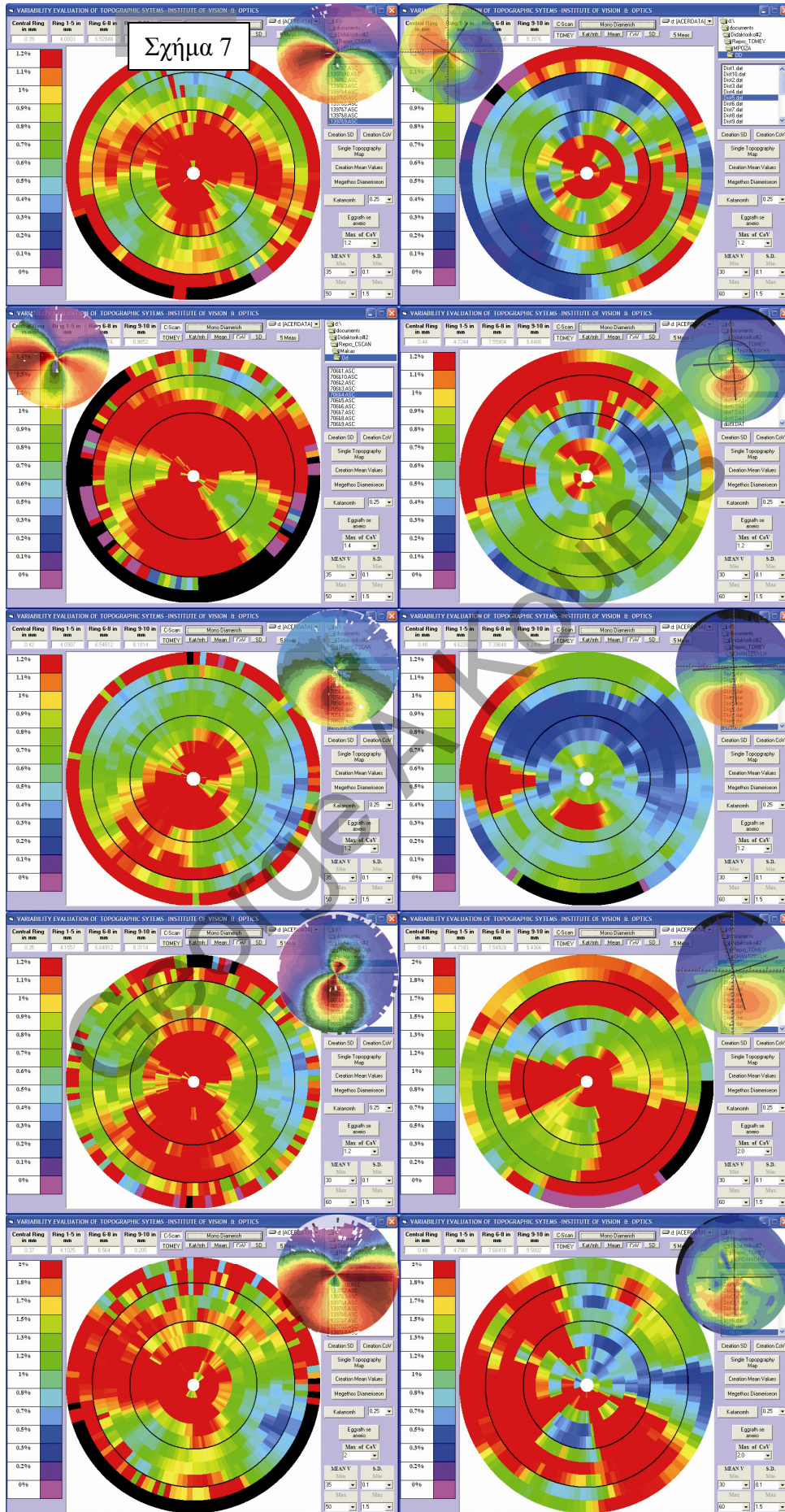




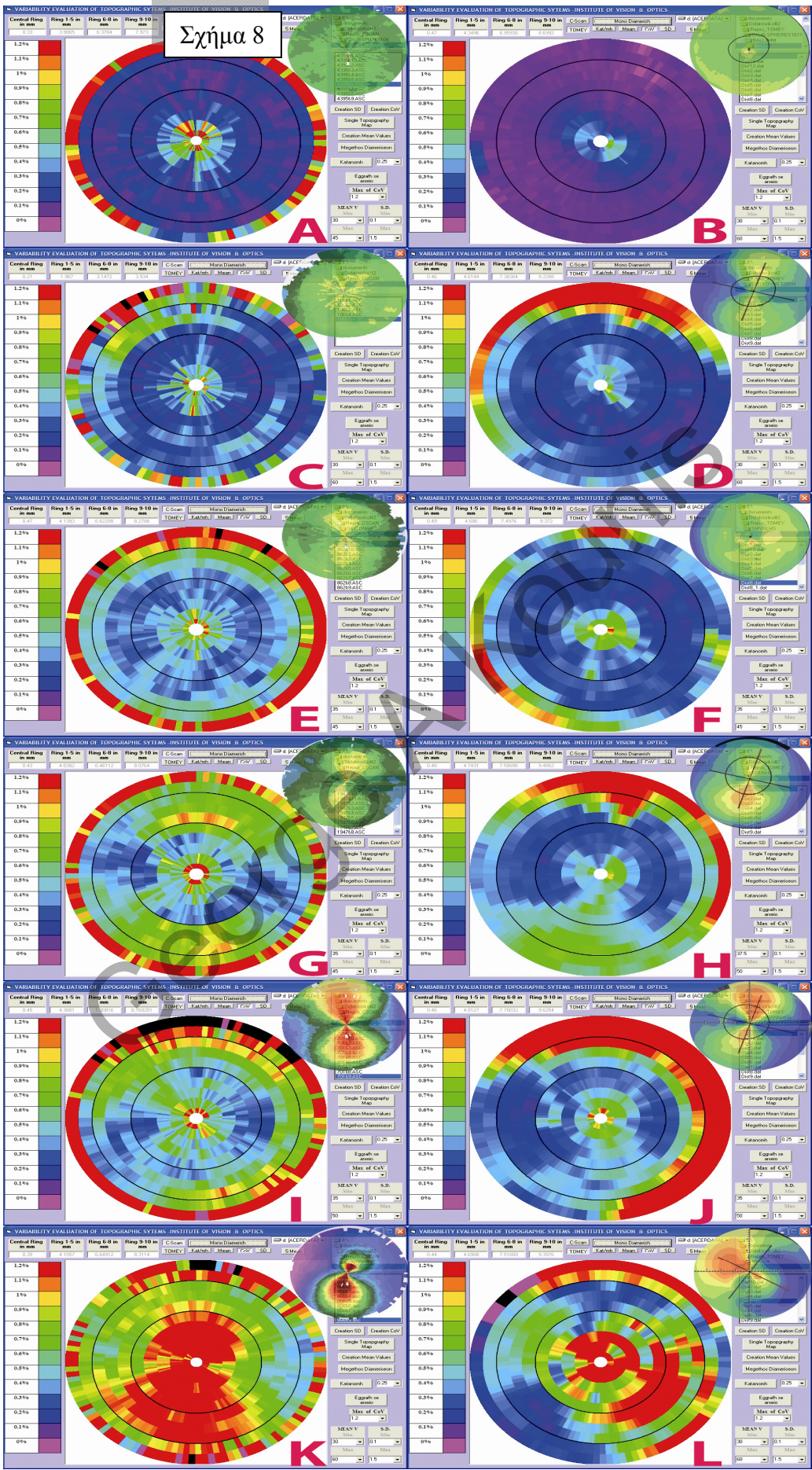


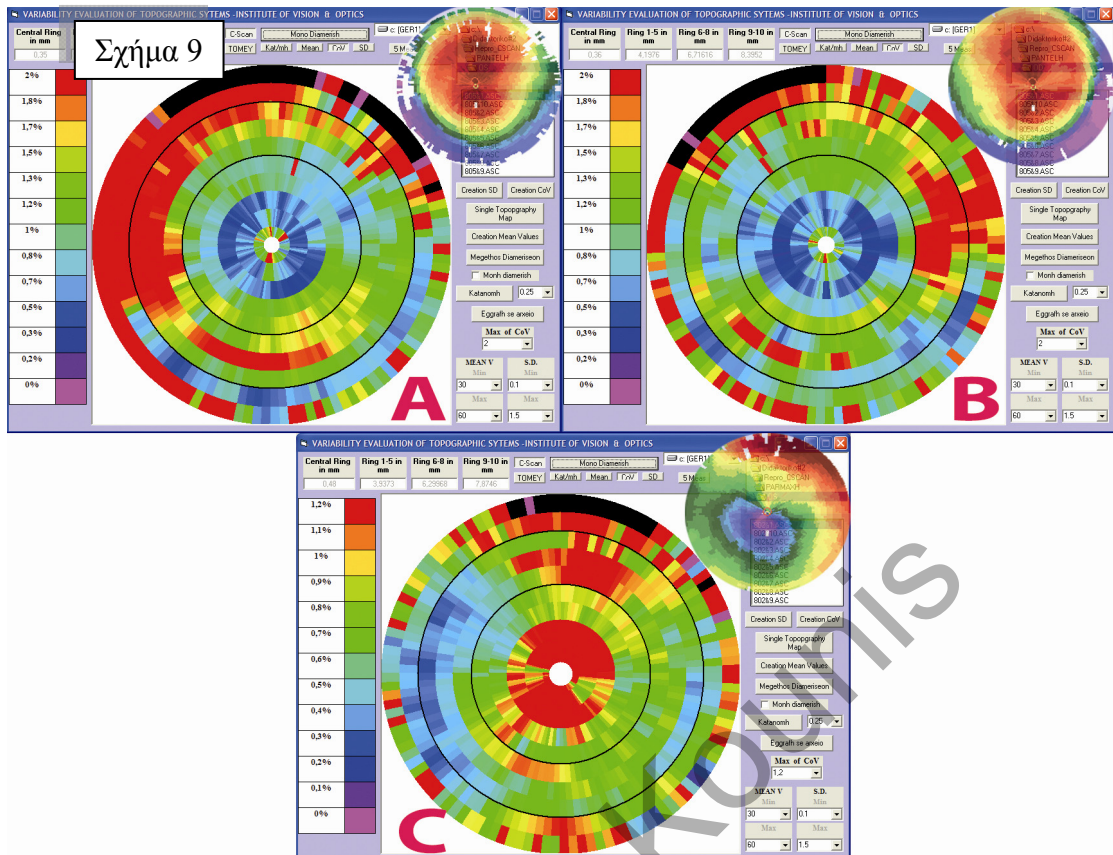






Σχήμα 8





11. Βιβλιογραφία

1. Dunne MC, Royston JM, Barnes DA. Normal variations of the posterior corneal surface. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1992;70(2):255-61.
2. Feng BH. [Statistical analysis of anterior corneal radius of curvature and its refractive power and study on physiological corneal astigmatism (author's transl)]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* 1980;16(1):14-9.
3. Garner LF, Owens H, Yap MK, et al. Radius of curvature of the posterior surface of the cornea. *Optom Vis Sci* 1997;74(7):496-8.
4. Hiroishi M. [Significance of measuring the degree of curvature of the cornea by its radius]. *Kaiin Dayori Nippon Kontakuto Renzu Gakkai* 1968;10(10):124-8.
5. Klein SA, Barsky BA. Method for generating the anterior surface of an aberration-free contact lens for an arbitrary posterior surface. *Optom Vis Sci* 1995;72(11):816-20.
6. Patel S, Marshall J, Fitzke FW. Shape and radius of posterior corneal surface. *Refract Corneal Surg* 1993;9(3):173-81.
7. Klyce SD, Endl MJ. Corneal topography in modern refractive surgery. *Int Ophthalmol Clin* 2002;42(4):19-30.
8. Morrow GL, Stein RM. Evaluation of corneal topography: past, present and future trends. *Can J Ophthalmol* 1992;27(5):213-25.
9. Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. *Surv Ophthalmol* 1991;35(4):269-77.
10. Klyce SD, Wilson SE. Methods of analysis of corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1989;5(6):368-71.
11. Roberts C. Corneal topography: a review of terms and concepts. *J Cataract Refract Surg* 1996;22(5):624-9.
12. Waring GO, 3rd. Making sense of keratospeak II: Proposed conventional terminology for corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1989;5(6):362-7.
13. Klein SA. Axial curvature and the skew ray error in corneal topography. *Optom Vis Sci* 1997;74(11):931-44.
14. Roberts C. Characterization of the inherent error in a spherically-biased corneal topography system in mapping a radially aspheric surface. *J Refract Corneal Surg* 1994;10(2):103-11, discussion 12-6.
15. Cohen KL, Tripoli NK, Holmgren DE, Coggins JM. Assessment of the power and height of radial aspheres reported by a computer-assisted keratoscope. *Am J Ophthalmol* 1995;119(6):723-32.
16. Tripoli NK, Cohen KL, Holmgren DE, Coggins JM. Assessment of radial aspheres by the Arc-step algorithm as implemented by the Keratron keratoscope. *Am J Ophthalmol* 1995;120(5):658-64.
17. Eryildirim A, Ozkan T, Eryildirim S, et al. Improving estimation of corneal refractive power by measuring the posterior curvature of the cornea. *J Cataract Refract Surg* 1994;20(2):129-31.
18. MacCallum RM, Martin AC, Thornton JM. Antibody-antigen interactions: contact analysis and binding site topography. *J Mol Biol* 1996;262(5):732-45.
19. Mandell RB. Corneal power correction factor for photorefractive keratectomy. *J Refract Corneal Surg* 1994;10(2):125-8.
20. Roberts C. The accuracy of 'power' maps to display curvature data in corneal topography systems. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994;35(9):3525-32.

21. Applegate RA, Nunez R, Buettner J, Howland HC. How accurately can videokeratographic systems measure surface elevation? *Optom Vis Sci* 1995;72(11):785-92.
22. Tripoli NK, Cohen KL, Obla P, et al. Height measurement of astigmatic test surfaces by a keratoscope that uses plane geometry surface reconstruction. *Am J Ophthalmol* 1996;121(6):668-76.
23. Clinical evaluation of corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1993;19 Suppl:198-202.
24. Corneal topography. American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology* 1999;106(8):1628-38.
25. Constad WH, Furlong BA. Corneal topography and photokeratoscopy. *J Ophthalmic Nurs Technol* 1989;8(6):225-8.
26. Dingeldein SA, Klyce SD, Wilson SE. Quantitative descriptors of corneal shape derived from computer-assisted analysis of photokeratographs. *Refract Corneal Surg* 1989;5(6):372-8.
27. Hannush SB, Crawford SL, Waring GO, 3rd, et al. Accuracy and precision of keratometry, photokeratoscopy, and corneal modeling on calibrated steel balls. *Arch Ophthalmol* 1989;107(8):1235-9.
28. Sanders RD, Gills JP, Martin RG. When keratometric measurements do not accurately reflect corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1993(19(Suppl)):131-5.
29. Maguire LJ, Klyce SD, Sawelson H, et al. Visual distortion after myopic keratomileusis: computer analysis of keratoscope photographs. *Ophthalmic Surg* 1987;18(5):352-6.
30. Hubbe RE, Foulks GN. The effect of poor fixation on computer-assisted topographic corneal analysis. Pseudokeratoconus. *Ophthalmology* 1994;101(10):1745-8.
31. Wang JY, Rice DA, Klyce SD. Analysis of the effects of astigmatism and misalignment on corneal surface reconstruction from photokeratographic data. *Refract Corneal Surg* 1991;7(2):129-40.
32. Rand RH, Howland HC, Applegate RA. Mathematical model of a Placido disk keratometer and its implications for recovery of corneal topography. *Optom Vis Sci* 1997;74(11):926-30.
33. Belin MW, Ratliff CD. Evaluating data acquisition and smoothing functions of currently available videokeratoscopes. *J Cataract Refract Surg* 1996;22(4):421-6.
34. Zadnik K, Friedman NE, Mutti DO. Repeatability of corneal topography: the "corneal field". *J Refract Surg* 1995;11(2):119-25.
35. Halstead MA, Barsky BA, Klein SA, Mandell RB. A spline surface algorithm for reconstruction of corneal topography from a videokeratographic reflection pattern. *Optom Vis Sci* 1995;72(11):821-7.
36. Klein SA. A corneal topography algorithm that produces continuous curvature. *Optom Vis Sci* 1992;69(11):829-34.
37. Klein SA. Corneal topography reconstruction algorithm that avoids the skew ray ambiguity and the skew ray error. *Optom Vis Sci* 1997;74(11):945-62.
38. Klyce SD. Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1984;25(12):1426-35.

39. Rowsey JJ, Reynolds AE, Brown R. Corneal topography. Corneoscope. Arch Ophthalmol 1981;99(6):1093-100.
40. Van Saarloos PP, Constable IJ. Improved method for calculation of corneal topography for any photokeratoscope geometry. Optom Vis Sci 1991;68(12):960-5.
41. Wang JY, Rice DA, Klyce SD. A new reconstruction algorithm for improvement of corneal topographical analysis. Refract Corneal Surg 1989;5(6):379-87.
42. Maguire LJ, Singer DE, Klyce SD. Graphic presentation of computer-analyzed keratoscope photographs. Arch Ophthalmol 1987;105(2):223-30.
43. Hilmantel G, Blunt RJ, Garrett BP, et al. Accuracy of the tomye topographic modeling system in measuring surface elevations of asymmetric objects. Optom Vis Sci 1999;76(2):108-14.
44. Hannush SB, Crawford SL, Waring GO, 3rd, et al. Reproducibility of normal corneal power measurements with a keratometer, photokeratoscope, and video imaging system. Arch Ophthalmol 1990;108(4):539-44.
45. Koch DD, Foulks GN, Moran CT, Wakil JS. The Corneal EyeSys System: accuracy analysis and reproducibility of first-generation prototype. Refract Corneal Surg 1989;5(6):424-9.
46. Legeais JM, Ren Q, Simon G, Parel JM. Computer-assisted corneal topography: accuracy and reproducibility of the topographic modeling system. Refract Corneal Surg 1993;9(5):347-57.
47. Wilson SE, Verity SM, Conger DL. Accuracy and precision of the corneal analysis system and the topographic modeling system. Cornea 1992;11(1):28-35.
48. Young JA, Talamo JH, Siegel IM. Contour resolution of the EyeSys Corneal Analysis System. J Cataract Refract Surg 1995;21(4):404-6.
49. Douthwaite WA. EyeSys corneal topography measurement applied to calibrated ellipsoidal convex surfaces. Br J Ophthalmol 1995;79(9):797-801.
50. Greivenkamp JE, Mellinger MD, Snyder RW, et al. Comparison of three videokeratoscopes in measurement of toric test surfaces. J Refract Surg 1996;12(2):229-39.
51. Oshika T, Klyce SD. Corneal topography in LASIK. Semin Ophthalmol 1998;13(2):64-70.
52. Ambrosio JR, Klyce SD, Smolek MK, Wilson SE. Pellucid marginal corneal degeneration. J Refract Surg 2002;18(1):86-8.
53. Liu Z, Zhang M, Chen J, et al. [Corneal topography and thickness in keratoconus]. Zhonghua Yan Ke Za Zhi 2002;38(12):740-3.
54. Chan JS, Mandell RB, Burger DS, Fusaro RE. Accuracy of videokeratography for instantaneous radius in keratoconus. Optom Vis Sci 1995;72(11):793-9.
55. Dausch D, Schroder E, Dausch S. Topography-controlled excimer laser photorefractive keratectomy. J Refract Surg 2000;16(1):13-22.
56. Alessio G, Boscia F, La Tegola MG, Sborgia C. Topography-driven photorefractive keratectomy: results of corneal interactive programmed topographic ablation software. Ophthalmology 2000;107(8):1578-87.
57. Knorz MC, Neuhann T. Treatment of myopia and myopic astigmatism by customized laser in situ keratomileusis based on corneal topography. Ophthalmology 2000;107(11):2072-6.
58. Guarnieri FA, Guarnieri JC. Comparison of Placido-based, rasterstereography, and slit-scan corneal topography systems. J Refract Surg 2002;18(2):169-76.

59. Fleming J. Should refractive surgeons worry about asphericity? *Refract Corneal Surg* 1990(6):455-7.
60. Mandell RB, St Helen R. Stability of the corneal contour. *Am J Ophthalmol* 1968(45):797-806.
61. Mandell RB, Chiang CS, Klein SA. Location of the major corneal reference points. *Optom Vis Sci* 1995;72(11):776-84.
62. Mandell RB, St Helen R. Position and curvature of the corneal apex. *Am J Ophthalmol* 1969(46):25-7.
63. Uozato H, Gayton D. Centring corneal surgical procedures. *Am J Ophthalmol* 1992(103):264-75.
64. Fay A, Trokel S, Myers J. Pupil diameter and the principal ray. *J Cat Refract Surg* 1992(18):348-51.
65. Pande M, Hillman J. Optical zone centration in keratorefractive surgery. *Ophthalmology* 1993(100):1230-7.
66. Wilson SE, Klyce SD, Hussein ZM. Standardized color-coded maps for corneal topography. *Ophthalmology* 1993;100(11):1723-7.
67. Carroll JP. A method to describe corneal topography. *Optom Vis Sci* 1994;71(4):259-64.
68. McKay T. Selecting and using a videokeratoscope for mapping of corneal topography (continuing education credit). *J Ophthalmic Nurs Technol* 1994;13(1):23-30; quiz 40-1.
69. Corbett MC, O'Brart DP, Stultiens B, et al. Corneal topography using a new moire image-based system. *Eur J Implant Ref Surg* 1995;7:353-70.
70. Holladay JT. Corneal topography using the Holladay Diagnostic Summary. *J Cataract Refract Surg* 1997;23(2):209-21.
71. Bogan SJ, Waring GO, 3rd, Ibrahim O, et al. Classification of normal corneal topography based on computer-assisted videokeratography. *Arch Ophthalmol* 1990;108(7):945-9.
72. Luping T, Schouenborg B. *Methodology of Inter-comparison Tests and Statistical Analysis of Test Results - Nordtest project No. 1483-99*. 2000. Jan 2008. <<http://www.nordicinnovation.net/nordtestfiler/tec482.pdf>>
73. ISO. *Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions*. 1994. Jan 2008. <http://www.iso.org/iso/fr/iso_catalogue/catalogue_ics/catalogue_detail_ics.htm?csnumber=11833&ICS1=17&ICS2=20>
74. Engineered Software I. *Repeatability and Reproducibility*. 1999. Jan 2008. <http://www.engineeredsoftware.com/papers/msa_rr.pdf>
75. SiliconFarEast.com. *Gauge Repeatability and Reproducibility (GR&R)*. 2005. Jan 2008. <<http://www.siliconfareast.com/grr.htm>>
76. Institute IPN. *Spatial variability of soil parameters at BarhuSimatoli village of Ranchi district in Jharkhand*. 2007. Jan 2008. <<http://www.siliconfareast.com/grr.htm>>
77. Formosa L, Singh B. Spatial variability of ammonium and nitrate in soils near a poultry farm. *Environmental Pollution* 2002(120):659-69.
78. Craig MH, Sharp BL, Mabaso MLH, Kleinschmidt I. Developing a spatial-statistical model and map of historical malaria prevalence in Botswana using a staged variable selection procedure. *International Journal of Health Geographics* 2007;6(44).
79. Klyce SD. Corneal topography and the new wave. *Cornea* 2000;19(5):723-9.

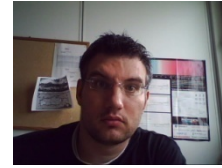
80. Binder PS. Videokeratography. *Clao J* 1995;21(2):133-44.
81. Rowsey JJ, Balyeat HD, Monlux R, et al. Prospective evaluation of radial keratotomy. Photokeratoscope corneal topography. *Ophthalmology* 1988;95(3):322-34.
82. Klein SA, Mandell RB. Shape and refractive powers in corneal topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995;36(10):2096-109.
83. Mammone RJ, Gersten M, Gormley DJ, et al. 3-D corneal modeling system. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990;37(1):66-72.
84. Wilson SE, Klyce SD. Screening for corneal topographic abnormalities before refractive surgery. *Ophthalmology* 1994;101(1):147-52.
85. Kalin NS, Maeda N, Klyce SD, et al. Automated topographic screening for keratoconus in refractive surgery candidates. *Clao J* 1996;22(3):164-7.
86. Maguire LJ, Bourne WM. Corneal topography of early keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1989;108(2):107-12.
87. Maeda N, Klyce SD, Smolek MK. Comparison of methods for detecting keratoconus using videokeratography. *Arch Ophthalmol* 1995;113(7):870-4.
88. Smolek MK, Klyce SD. Is keratoconus a true ectasia? An evaluation of corneal surface area. *Arch Ophthalmol* 2000;118(9):1179-86.
89. Klein SR, Epstein RJ. Ectasia after photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 2007;114(2):395-6; author reply 6-7.
90. Twa MD, Roberts C, Mahmoud AM, Chang JS, Jr. Response of the posterior corneal surface to laser in situ keratomileusis for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(1):61-71.
91. Maguire LJ, Klyce SD, McDonald MB, Kaufman HE. Corneal topography of pellucid marginal degeneration. *Ophthalmology* 1987;94(5):519-24.
92. Wilson SE, Lin DT, Klyce SD, et al. Topographic changes in contact lens-induced corneal warpage. *Ophthalmology* 1990;97(6):734-44.
93. Wilson SE, Lin DT, Klyce SD, Insler MS. Terrien's marginal degeneration: corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1990;6(1):15-20.
94. Jani BR, Szczotka LB. Efficiency and accuracy of two computerized topography software systems for fitting rigid gas permeable contact lenses. *Clao J* 2000;26(2):91-6.
95. Johnson JD, Azar DT. Surgically induced topographical abnormalities after LASIK: management of central islands, corneal ectasia, decentration, and irregular astigmatism. *Curr Opin Ophthalmol* 2001;12(4):309-17.
96. Helena MC, Meisler D, Wilson SE. Epithelial growth within the lamellar interface after laser in situ keratomileusis (LASIK). *Cornea* 1997;16(3):300-5.
97. Vinciguerra P, Azzolini M, Airaghi P, et al. Effect of decreasing surface and interface irregularities after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis on optical and functional outcomes. *J Refract Surg* 1998;14(2 Suppl):S199-203.
98. Wilson SE, Klyce SD, McDonald MB, et al. Changes in corneal topography after excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. *Ophthalmology* 1991;98(9):1338-47.
99. Wiesinger-Jendritza B, Knorz MC, Hugger P, Liermann A. Laser in situ keratomileusis assisted by corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1998;24(2):166-74.

100. Alio JL, Belda JJ, Osman AA, Shalaby AM. Topography-guided laser in situ keratomileusis (TOPOLINK) to correct irregular astigmatism after previous refractive surgery. *J Refract Surg* 2003;19(5):516-27.
101. Belin MW. Intraoperative raster photogrammetry--the PAR Corneal Topography System. *J Cataract Refract Surg* 1993;19 Suppl:188-92.
102. Wilson SE, Ambrosio R. Computerized corneal topography and its importance to wavefront technology. *Cornea* 2001;20(5):441-54.
103. Carvalho LA. Absolute accuracy of Placido-based videokeratographs to measure the optical aberrations of the cornea. *Optom Vis Sci* 2004;81(8):616-28.
104. Mrochen M, Krueger RR, Bueeler M, Seiler T. Aberration-sensing and wavefront-guided laser in situ keratomileusis: management of decentered ablation. *J Refract Surg* 2002;18(4):418-29.
105. Llorente L, Barbero S, Merayo J, Marcos S. Total and corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia. *J Refract Surg* 2004;20(3):203-16.
106. Holzer MP, Sassenroth M, Auffarth GU. Reliability of corneal and total wavefront aberration measurements with the SCHWIND Corneal and Ocular Wavefront Analyzers. *J Refract Surg* 2006;22(9):917-20.
107. Heath GG, Gerstman DR, Wheeler WH, et al. Reliability and validity of videokeratoscopic measurements. *Optom Vis Sci* 1991;68(12):946-9.
108. Dave T, Ruston D, Fowler C. Evaluation of the EyeSys model II computerized videokeratoscope. Part I: Clinical assessment. *Optom Vis Sci* 1998;75(9):647-55.
109. Dave T, Ruston D, Fowler C. Evaluation of the EyeSys model II computerized videokeratoscope. Part II: The repeatability and accuracy in measuring convex aspheric surfaces. *Optom Vis Sci* 1998;75(9):656-62.
110. Gonzalez Perez J, Cervino A, Giraldez MJ, et al. Accuracy and precision of EyeSys and Orbscan systems on calibrated spherical test surfaces. *Eye Contact Lens* 2004;30(2):74-8.
111. Jeandervin M, Barr J. Comparison of repeat videokeratography: repeatability and accuracy. *Optom Vis Sci* 1998;75(9):663-9.
112. Koch DD, Wakil JS, Samuelson SW, Haft EA. Comparison of the accuracy and reproducibility of the keratometer and the EyeSys Corneal Analysis System Model I. *J Cataract Refract Surg* 1992;18(4):342-7.
113. Maguire LJ, Wilson SE, Camp JJ, Verity S. Evaluating the reproducibility of topography systems on spherical surfaces. *Arch Ophthalmol* 1993;111(2):259-62.
114. Moura RC, Bowyer BL, Stevens SX, Rowsey JJ. Comparison of three computerized videokeratoscopy systems with keratometry. *Cornea* 1998;17(5):522-8.
115. Tsilimbaris MK, Vlachonikolis IG, Siganos D, et al. Comparison of keratometric readings as obtained by Javal Ophthalmometer and Corneal Analysis System (EyeSys). *Refract Corneal Surg* 1991;7(5):368-73.
116. Pardhan S, Douthwaite WA. Comparison of videokeratoscope and autokeratometer measurements on ellipsoid surfaces and human corneas. *J Refract Surg* 1998;14(4):414-9.
117. Schultze RL. Accuracy of corneal elevation with four corneal topography systems. *J Refract Surg* 1998;14(2):100-4.
118. Roberts C. Analysis of the inherent error of the TMS-1 Topographic Modeling System in mapping a radially aspheric surface. *Cornea* 1995;14(3):258-65.

119. Seitz B, Langenbucher A, Kus MM, Harrer M. Experimental correction of irregular corneal astigmatism using topography-based flying-spot-mode excimer laser photoablation. *Am J Ophthalmol* 1998;125(2):252-6.
120. Stojanovic A, Suput D. Strategic planning in topography-guided ablation of irregular astigmatism after laser refractive surgery. *J Refract Surg* 2005;21(4):369-76.
121. Zadnik K, Mutti DO, Adams AJ. The repeatability of measurement of the ocular components. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992;33(7):2325-33.
122. Douthwaite WA, Pardhan S. Surface tilt measured with the EyeSys videokeratoscope: influence on corneal asymmetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998;39(9):1727-35.
123. Mandell RB. Everett Kinsey Lecture. The enigma of the corneal contour. *Clao J* 1992;18(4):267-73.
124. Vass C, Menapace R, Rainer G, Schulz H. Improved algorithm for statistical batch-by-batch analysis of corneal topographic data. *J Cataract Refract Surg* 1997;23(6):903-12.
125. Buehren T, Collins MJ, Iskander DR, et al. The stability of corneal topography in the post-blink interval. *Cornea* 2001;20(8):826-33.
126. Jankov MR, 2nd, Panagopoulou SI, Tsiklis NS, et al. Topography-guided treatment of irregular astigmatism with the wavelight excimer laser. *J Refract Surg* 2006;22(4):335-44.
127. Kermani O, Schmiedt K, Oberheide U, Gerten G. Topographic- and wavefront-guided customized ablations with the NIDEK-EC5000CXII in LASIK for myopia. *J Refract Surg* 2006;22(8):754-63.
128. Mularoni A, Laffi GL, Bassein L, Tassinari G. Two-step LASIK with topography-guided ablation to correct astigmatism after penetrating keratoplasty. *J Refract Surg* 2006;22(1):67-74.
129. McMahon TT, Anderson RJ, Joslin CE, Rosas GA. Precision of three topography instruments in keratoconus subjects. *Optom Vis Sci* 2001;78(8):599-604.
130. Kohnen T. Combining wavefront and topography data for excimer laser surgery: the future of customized ablation? *J Cataract Refract Surg* 2004;30(2):285-6.
131. Buehren T, Collins MJ, Loughridge J, et al. Corneal topography and accommodation. *Cornea* 2003;22(4):311-6.
132. Isaaks E, Srivastava R. *An Introduction to Applied Geostatistics* Oxford University Press, 1990.
133. Tang W, Collins MJ, Carney L, Davis B. The accuracy and precision performance of four videokeratoscopes in measuring test surfaces. *Optom Vis Sci* 2000;77(9):483-91.
134. Belin MW, Zloty P. Accuracy of the PAR corneal topography system with spatial misalignment. *Clao J* 1993;19(1):64-8.

12. Βιογραφικό Σημείωμα

George A. Kounis



Personal /Contact Information

University of Crete, School of Medicine	87 Knosoy Avenue Heraklion, Crete
Institute of Vision and Optics	Greece, GR 71 306
Stavrakia, Voutes	Tel : +30 2810 236695
Heraklion, Crete, Greece, GR 71 003	Mob : +30 6947 206652
Tel. : +30 2810 371800	gkounis@med.uoc.gr
Fax : +30 2810 394653	gerkios@yahoo.com
http://www.ivo.gr	

Academic Background

Doctorate of Philosophy, Health Sciences

University of Crete, School of Health Sciences, Division of Ophthalmology.

Dissertation: *Repeatability of placido based corneal topographic systems.*

Advisor: Pallikaris G. Ioannis

Bachelor of Science, Physics; Minor: Atomic, Molecular Physics, Optoelectronics and Lasers, June 1997.

University of Crete, School of Sciences and Engineering, Physics Department.

Thesis: *Corneal hydration monitoring by means of Laser Induced Breakdown spectroscopy.*

Advisor: Papazogloy Theodore

Professional Licensees/Certifications

User Certification for the Aesculap MEL 60 ArF Excimer laser 193 nm in Vardinoyanneion Eye Institute of Crete. **1997-1999.**

User Certification for the AUTONOMUS LADARVision ArF Excimer laser 193 nm in Vardinoyanneion Eye Institute of Crete. **1999-2001.**

User Certification for the Aesculap MEL 70 ArF Excimer laser 193 nm in Vardinoyanneion Eye Institute of Crete. **2001-2003.**

User Certification for the topographic systems and wavefront systems: a) EyeSys 2000, b)TechnoMed C-Scan, c)Orbtech Orbscan, d)TOMEY TMS 2N., e) iTracey **1998-present**

User Certification for the Ultralink LCC ARTEMIS II VHF Digital Ultrasound Arc B-Scanner. **2003-present**

Academic/Teaching Experience

Tutor, in preliminary High School courses. **1997-2001**

Lectures on Electronics, Physics, mathematics and Cobol computer language.

Laboratory Assistant, Physics laboratory for Engineers and Electronic Engineers, Technical Institute of Crete **2005-2006**

Pre-run experiments and graded laboratory write-ups. Demonstrated techniques and assisted students in everyday laboratory routines for physics.

Laboratory Assistant, Physiological optics and Applications I, University of Crete, Interdisciplinary Master of Sc. in “Vision And Optics” **3/04-6/04, 3/05-6/05**

Pre-run experiments and produced detailed protocols for new experiments. Graded laboratory write-ups. Demonstrated techniques and assisted students in everyday laboratory routines laser, corneal topography and optometry.

Laboratory Assistant, Physiological optics and Applications II, University of Crete, Interdisciplinary Master of Sc. in “Vision And Optics” **10/04-1/05, 10/05-1/06**

Pre-run experiments and produced detailed protocols for new experiments. Graded laboratory write-ups. Demonstrated techniques and assisted students in everyday laboratory routines laser, corneal topography and optometry.

Associate-In, Quality of Image and Process of Optical Signal, University of Crete, Interdisciplinary Master of Sc. in “Vision And Optics” **10/04-1/05, 10/05-1/06**

Lectures. Mini-Projects presentations and write-ups

Tutor, Corneal topography and Lasers in Refractive Surgery. IOTC Mini Fellowships in Refractive Surgery. University of Crete. **1999-present**

Lectures and demonstrations of topographic systems and lasers.

Tutor, Computer Lessons for the acquisition of European Computer Driving License. Private Institute. 2001-2002

Technical and specialized skills

Experience in the use of experimental lasers in UV, visible and infrared (Excimers, Nd:Yag, Erb:YAG)

Experience in various spectroscopic techniques and equipment (Fiber optics, Lenses, spectrometers, photonmultipliers, monochromators, oscilloscopes, XY scanners).

Experience in development, design and construction of prototype microsurgery tools and microoptoelectronics devices.(use of Zeemax for analysis)

Experience in software creation using Microsoft Visual Basic, Pascal, Fortran, Cobol, Matlab, and Labview).

Experience in statistical analysis clinical data. (Use of SPSS and SAS software).

Related/Other Experience

Very good knowledge of Microsoft office, Macromedia Flash, Photoshop, and Corel Draw

Experience in the editing and development of audiovisual material using relative software as Adobe Premiere.

Experience in composition of patents.

European Representative for the CustmVis Company since September 2007.
Pulzar Z1 Solid State laser 213nm engeneer and clinical trainer

Grants

40,000.00 € PhD. grant for the research program with title “Development of system for the estimation of the corneal hydration in real time using spectroscopic techniques”.

Grand was provided from the General Secretariat for Research and Technology of Greece 7/1997-7-2001

Academic Service

Composition and economic administration of the “New Postgraduate Programs” granted from the Ministry of Education with total budget of 280,000.00 € **8/2002**

Composition and economic administration of the “New Postgraduate Programs- Equipment for the endorsement of the New Postgraduate Programs” granted from the Ministry of Education with total budget of 38,000.00 €. **8/2002**

Participation as technical assistant/consultant (statistical analysis and nomogram creation) on the research program with title “Conductive Keratoplasty: Development and study of spot distribution for the correction of hyperopic astigmatism”

Participation as technical assistant/consultant (statistical analysis and laser user) on the research program with title “Optimization of the operational parameters for the separation of the corneal epithelium from the corneal stroma and evaluation of its clinical application for the correction of myopia”

Academic Research/Interests

Corneal Hydration and refractive surgery (spectroscopic evaluation of corneal hydration).

Ocular rigidity and choroidal circulation (development of devices for the measurement of ocular rigidity).

Corneal topography- accuracy and reproducibility. Corneal asphericity.

Statistical analysis of refractive data using vector analysis techniques.
Development of nomograms for laser systems used in refractive surgery.

VHF ultrasound devices and depiction of the cornea and anterior chamber.

- Epi-LASIK or Laser In Situ Keratomileusis for Myopia. American Journal of Ophthalmology 2006, Volume 142, Issue 4, Pages 669-671. (3 citation)
8. G. Kymionis, N. Tsiklis, A. Pallikaris, G. Kounis, V. Diakonis, N. Astyrakakis, C. Siganos. Long-term Follow-up of Intacs for Post-LASIK Corneal Ectasia. Ophthalmology 2006, Volume 113, Issue 11, Pages 1909-1917. (10 citation)
 9. Tsiklis NS, Kymionis GD, Kounis GA, Pallikaris AI, Diakonis VF, Charisis S, Markomanolakis MM, Pallikaris IG. One-year results of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for myopia using a 213 nm wavelength solid-state laser. J Cataract Refract Surg. 2007 Jun;33(6):971-7. (1 citation)
 10. Tsiklis NS, Kymionis GD, Pallikaris AI, Diakonis VF, Ginis HS, Kounis GA, Panagopoulou SI, Pallikaris IG. Endothelial cell density after photorefractive keratectomy for moderate myopia using a 213 nm solid-state laser system. Cataract Refract Surg. 2007 Nov;33(11):1866-70.
 11. Kounis GA, Tsilimbaris MK, Kymionis GD, Ginis HS, Pallikaris IG. Estimating variability in placido-based topographic systems. Optom Vis Sci. 2007 Oct;84(10):962-8.
 12. Evaluation of the excimer laser repetition rate in post-PRK outcomes. In Press

Conferences proceedings

1. 2nd GR-I International Conference on New Laser. Technologies and applications. 1998
Pallikaris, H.S. Ginis, D. Anglos, T.G. Papazoglou, **G.A. Kounis**, L.P. Naoumidis.
“Human cornea hydration estimated by Laser Induced Breakdown Spectroscopy (LIBS)”.
2. The Association for Research in Vision and Ophthalmology. (ARVO). 1999
Pallikaris, D. Anglos, T.G. Papazoglou, H.S. Ginis, **G.A. Kounis**, L.P. Naoumidis. *“Spectroscopic estimation of the hydration of corneal models under laser irradiation”*.
3. 4th ESCRS Winter Refractive Surgery Meeting **The Algarve 2000**
G.A. Kounis, M.K. Tsilimbaris, S. Panagopoulou, I.G. Pallikaris. *Repi-Map: A module for detailed repeatability testing of topography systems*
4. Aegean Cornea 2000, Ηράκλειο Κρήτη. *Repi-Map: Detailed reproducibility test for Placido-based (CTS) corneal topographic systems*. G.A. Kounis, M.K. Tsilimbaris, I.G. Pallikaris
5. 34 Greek Congress of Ophthalmology, Thessaloniki 2000. Repi-Map : A method for the detailed repeatability check of placido-based topographic systems. **G.A. Kounis**, M.K. Tsilimbaris, S. I.G. Pallikaris.
6. The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) 2000. Fort Lauderdale, Florida. *Effect of sclerectomies on scleral rigidity* M.K. TSILIMBARIS, I.G. PALLIKARIS, **G.A. KOUNIS**, H. GHINIS
7. The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) 2001. Fort Lauderdale, Florida. Intraocular gas bubble attenuates ocular pulsatility:

- M.K. TSILIMBARIS, I.G. PALLIKARIS, H.S. GHINIS, G.D. KYMIONIS, **G.A. KOUNIS**
8. EURETINA-European Meeting on Macular and Vitreoretinal Diseases-25-27 May 2001 Germany. Effect of intraocular gas on ocular elasticity and possible relation with choroidal blood flow. PALLIKARIS I.G., GHINIS H.S., TSILIMPARIS M.K., **KOUNIS G.A.**
 9. 4rth International Symposium on Ocular Pharmacology and Pharmaceutics – ISOPP Seville , Spain February 28th –March 3rd , 2002. Scleral rigidity and AMD prevention: The airbag concept. Miltiadis Tsilimbaris, Harilaos Ginis, Spyros Giarmenitis, **George Kounis**, George Kymionis, Ioannis Pallikaris.
 10. Aegean Retina 2001. Changes in ocular rigidity upon insertion of an intraocular bubble.(Eye-airbag). Ioannis G Pallikaris MD, Miltiadis K Tsilimbaris MD, George D Kymionis, MD, PhD, **George A Kounis, MS** . Harilaos Ginis, PhD.
 11. American Academy of Ophthalmology 2001 Annual meeting. Ocular Rigidity in Live Human Eyes. Ioannis G Pallikaris MD, Miltiadis K Tsilimbaris MD, George D Kymionis, MD, PhD, **George A Kounis, MS** . Harilaos Ginis, PhD ., Marietta P Karavellas MD.
 12. The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) 2002. Fort Lauderdale, Florida. A New Method for the Reproducibility Evaluation of Placido-Based Topographic Systems **G.A. Kounis**, M.K. Tsilimbaris, I.G. Pallikaris
 13. The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) 2002. Fort Lauderdale, Florida. Changes In Ocular Rigidity Upon Insertion of an Intraocular Bubble H.S. Ginis, I.G. Pallikaris, M.K. Tsilimbaris, **G.A. Kounis**, G.D. Kymionis
 14. Aegean Cornea July 2002. Chalcidiki Greece. A New Method For The Reproducibility Evaluation Of Placido-Based Topographic Systems **G.A. Kounis**, M.K. Tsilimbaris, I.G. Pallikaris
 15. Aegean Cornea 2004 & 3rd Aegean Summer School in Visual Optics. W. Pelloponnese, Greece
 16. The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) 2005. Fort Lauderdale, Florida. Refractive Surgery, Ocular Rigidity and Goldmann Tonometry. **T.D. Panagiotoglou, H.S. Ginis, G.D. Kymionis, G.A. Kounis, M.K. Tsilimbaris and I.G. Pallikaris**
 17. 38th Greek Congress of Ophthalmology. Mykonos May 2005. Honor for the presentation with title: « Eyeball ocular rigidity measurement». Pallikaris IG, Kymionis G, Ginis H., **Kounis GA**, Tsilimbaris M.
 18. A. Pallikaris, B.F. Diakonis, G.A. Kounis, and M. Tziraki **Central Corneal Thickness Measurements With Heidelberg Retina Tomograph II/Rostock Cornea Module, Artemis, and Ultrasonic Pachymeters**
Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2006 47: E-Abstract 1354.
 19. S.K. Charisis, H.S. Ginis, G.A. Kounis, and M.K. Tsilimbaris **The Effect Of Vacuum Ring Application On Iop In The Living White Rabbit Eye**
Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2006 47: E-Abstract 3590.

References

Ioannis G Pallikaris MD, Ph.D.

pallikar@med.uoc.gr

University of Crete, School of Medicine, Heraklion, Crete, Greece +30 2810 393531

Tsilimbaris Miltiades MD, Ph.D.

tslimb@med.uoc.gr

University of Crete, School of Medicine, Heraklion, Crete, Greece +30 2810 236695

Darrell Taylor, Service Manager

dtaylor@customvis.com

CustomVis, 110 Erindale Road, Balcatta, Perth, WESTERN AUSTRALIA

+618 9273 4000, www.customvis.com

George A Kounis

ORIGINAL ARTICLE

Estimating Variability in Placido-Based Topographic Systems

GEORGE A. KOUNIS, BSc, MILTIADIS K. TSILIMBARIS, MD, PhD,
GEORGE D. KYMIONIS, MD, PhD, HARILAOS S. GINIS, PhD,
and IOANNIS G. PALLIKARIS, MD, PhD

School of Medicine, Institute of Vision and Optics, University of Crete, Heraklion, Crete, Greece

ABSTRACT

Purpose. To describe a new software tool for the detailed presentation of corneal topography measurements variability by means of color-coded maps.

Methods. Software was developed in Visual Basic to analyze and process a series of 10 consecutive measurements obtained by a topographic system on calibration spheres, and individuals with emmetropic, low, high, and irregular astigmatic corneas. Corneal surface was segmented into 1200 segments and the coefficient of variance of each segment's keratometric dioptric power was used as the measure of variability. The results were presented graphically in color-coded maps (Variability Maps). Two topographic systems, the TechnoMed C-Scan and the TOMEY Topographic Modeling System (TMS-2N), were examined to demonstrate our method.

Results. Graphic representation of coefficient of variance offered a detailed representation of examination variability both in calibration surfaces and human corneas. It was easy to recognize an increase in variability, as the irregularity of examination surfaces increased. In individuals with high and irregular astigmatism, a variability pattern correlated with the pattern of corneal topography: steeper corneal areas possessed higher variability values compared with flatter areas of the same cornea. Numerical data permitted direct comparisons and statistical analysis.

Conclusions. We propose a method that permits a detailed evaluation of the variability of corneal topography measurements. The representation of the results both graphically and quantitatively improves interpretability and facilitates a spatial correlation of variability maps with original topography maps. Given the popularity of topography based custom refractive ablations of the cornea, it is possible that variability maps may assist clinicians in the evaluation of corneal topography maps of patients with very irregular corneas, before custom ablation procedures. (Optom Vis Sci 2007;84:E962-E968)

Key Words: corneal topography, variability, variance, color-coded maps

The anterior cornea is the major refractive surface of the eye responsible for over two-third of its total dioptric power. Very small changes in corneal shape may have a significant effect in the clarity with which an image is focused on the retina.¹⁻³

Corneal topography is being performed with computer videokeratoscopy systems, which represent the entire corneal surface curvature or dioptric power, by measuring and analyzing thousands of points, whereas color-coded maps are being used for the depiction of the results.⁴

Therefore, corneal topography has a role, which is of great importance in every aspect. The variability of the measurements of

topographic systems, which are being used in the every day routine, is still a very important area of research.⁵⁻⁷ Several studies have been carried out to verify the repeatability and accuracy of various commercially available topographic systems. In general, these systems tend to be accurate for spherical surfaces but when surfaces under evaluation are aspheric, as in human eyes, there are limitations, especially in evaluating the contour of the very center and the periphery of the cornea.⁸⁻¹¹

The main purpose of this study was to develop a simple and easily interpretable presentation of topographic measurements variability results, similar to the color-coded topographic maps. For the evaluation of our methodology, we used two commercially

available corneal topographic systems (CTSs) performing several repeated measurements on calibration spheres and individuals.

METHODS

Topographic Systems, Calibration Spheres, and Individuals

We used two CTSs, the TechnoMed C-Scan-Color Ellipsoid Topometer (TechnoMed Technology, Germany), and the TOMEY Topographer TMS-2N v.2.4.2.j (TOMEY Corporation, USA), which were available in our institution while this study was conducted. TechnoMed C-Scan has a small placido cone of 30 rings and a measuring capability of up to 10,800 points with 360 measurements per each ring. TOMEY topographer system has a small placido cone with 28 measurement rings and a measuring capability of up to 7168 with 256 measurements per each ring (one measurement every 1.40625 degrees). Focusing and alignment are performed manually in both systems.

Using both topographic systems, we performed 10 consecutive measurements on 5 PMMA calibration spheres (6.5, 7, 8, 9, and 10 mm radius of curvature) and on 8 patients (4 for each CTS), belonging in the following examination categories: (1) emmetropia, (2) low astigmatism, (3) high astigmatism, (4) irregular astigmatism.

All measurements were performed by the same examiner. Individuals were asked to blink before each measurement, ensuring the best lacrimal film quality. They were also asked to reposition their head and re-fixate their gaze before each measurement. Every patient was asked to recognize the luminous fixation target and follow it during the measurement procedure. Patients who had even minor problems in recognizing the fixation target, because of high myopic or astigmatic errors, were excluded from the study.

Data Acquisition and Statistics

Each single examination provided a set of data comprising several hundreds pairs of values depended on the total number of the placido rings and on the number of measurements per ring. All data sets were exported in ASCII form after each single examination. Each pair of values consisted of (a) distance of each measured point from the reflected center of the placido disc over the cornea (center) and (b) calculated dioptric power for this particular point.

In this manner, each point was clearly distinguished by its polar coordinate (angle at which the point was measured over a specific placido ring and distance from the center as well as its dioptric power).

Custom computer software was developed in Microsoft Visual Basic 6.0 (1987–2000 Microsoft Corp.) to perform the statistical calculations of the exported ASCII data, from the 10 consecutive measurements of each case. Initially, the software segmented the imaginary corneal plane created by the corneal topography measurements. This segmentation procedure was essential to perform statistics in specific locations over the cornea (segments). To accomplish the segmentation procedure, the software functioned in three steps as follows:

a. The maximum and minimum distances from the center were determined for all 10 measurements. Subsequently, the mean values were calculated for the above distances.

b. Then, 11 concentrated rings were created on the imaginary corneal plane. The central ring had radius equal to the mean minimum distance. The remaining 10 rings had the same width equal to the one-tenth of the difference between the mean minimum and maximum distances.

c. Finally, arcs of 3 degrees width were created over the corneal plane, thus creating 120 angular segments.

Therefore, 1320 segments were created in total, with only 1200 participating in the grouping procedure, as the central 120 segments depicted an area where the topographic system did not obtain measurements.

Selection of the points to be included in a particular segment was based on comparison of each point's polar coordinates with the corresponding coordinates of the particular segment. Finally, when all 10 consecutive measurements were processed, each segment could contain 10 to 120 points. When a point was included in a specific segment, its dioptric power was added to the existing total of this segment.

The statistical parameters that were calculated for each segment to evaluate the topographic systems as concerning the variability were the mean dioptric power, the standard deviation of the mean dioptric power, and the coefficient of variation (CV). The CV expresses the standard deviation as a percentage of the mean value. Its formula is given by

$$CV = \frac{sd}{\bar{x}} * 100$$

CV is very useful as a measure of variation within a given set of data and also a very useful parameter when someone desires to compare the dispersion in two sets of data, which might have different mean values. Presentation of the CV statistical parameter as a single percentage quantity facilitates direct comparison between results without the use of complicated statistical tests. For these reasons, we used this parameter as measure of the variability for our study instead of standard deviation.

Graphical Presentation of Results

The software had the ability to represent three color-coded maps similar to those of a topographic system. The first map was a presentation of the topographic data in diopters exported from the mean values of the 10 consecutive measurements (Fig. 1b). This map was used to compare directly the true topographic map (Fig. 1a) with the one exported from the processed data. A similar color-coded graphical presentation was used for the two statistical parameters. For the depiction of mean values, the purple color was assigned to the minimum dioptric power values, whereas red was assigned to the maximum dioptric power values, as in the topographic color-coded maps (Fig. 1c). For the depiction of standard deviation and CV values, a reverse order of colors was used to utilize the warm colors for illustrating areas with increased values of variability. The scale of standard deviation was ranging from 0.1 to 1.5 D. The scale of CV was ranging from 0% to 1.2%. CV of 1.2% of CV for a normal value of corneal dioptric power at 42.2 D means approximately 0.51 D of standard deviation. Maps of CV were appointed variability maps (Fig. 1d).

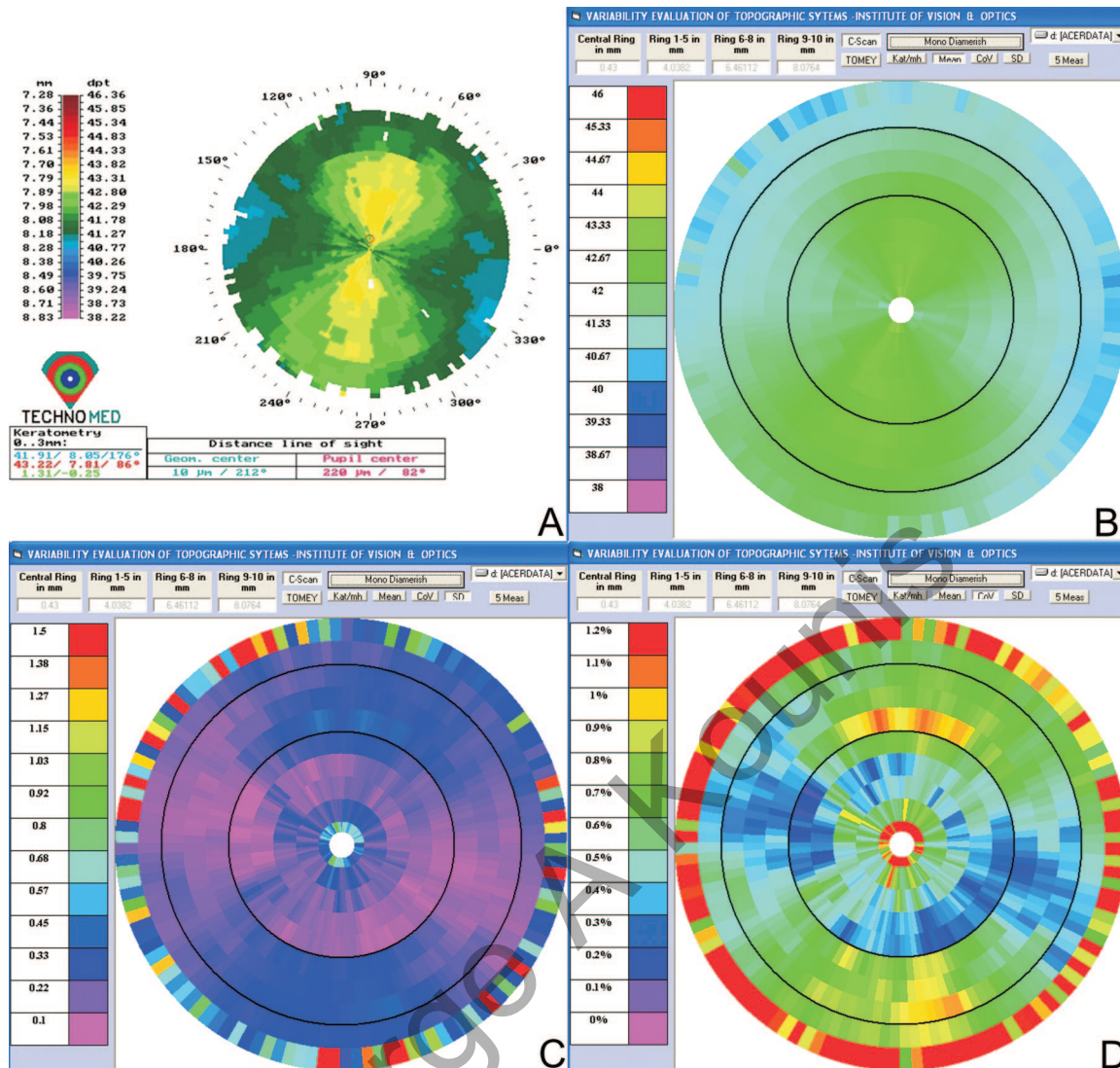


FIGURE 1.

Graphical representation of the calculated values from one individual with keratometric astigmatism of 1.31 D. (a) Actual corneal topographic map, (b) Map of mean values from 10 consecutive measurements, (c) Map of standard deviations from 10 consecutive measurements, (d) Map of coefficient of variance (CV) from 10 consecutive measurements (Variability Map).

All color-coded maps were divided in three zones: central, para-central, and peripheral depicted in the maps as three concentric black circles. Each one of these zones was extended approximately up to 4.5, 7.0, and 9.0 mm, respectively. A central white disc was created for every Mean, SD, or CV map with radius ranging from 0.3 to 0.5 mm. This disc included the central 120 segments created by the segmentation procedure and denoted the area in which the topographic systems did not obtain measurements due to the position of the CCD camera, which was used for the capture procedure of the reflected image of the placido disc over the cornea.

To provide numerical results concerning the variability maps, which often give more concise information complementary to that provided by the color maps, the software also calculated the percentage of segments in every zone with a CV scores over a prespecified cutoff level (0.50%, 0.75%, 1.00%, and 1.25%) (Tables 1 and 2). In this study, we used the preset value of 0.50% as the limit for direct comparisons between surfaces, and thus, higher percentage of segments over this preset value presented higher variability re-

sults, which means generally worst outcome. When necessary, these data may be used for statistical comparisons between different subject or calibration objects by the use of contingency tables and χ^2 test, given the fixed number of segments per each examined zone.

RESULTS

Our software performed adequately in all cases with both topographic systems. In calibration spheres, a difference between the two systems was noted with TOMEY CTS appearing to perform better. Both systems performed better on the paracentral zone for all spheres (Fig. 2a, b). Specifically, for the measurements on calibration spheres the TOMEY CTS presented scores of CV below 0.50%, which signified SD values ranging from 0.26 D in the steepest spheres to less than 0.17 D in the flattest ones.

The C-Scan system had the lowest variability in the 8.0-mm sphere; when the radius of curvature increased toward 10.0 mm or

TABLE 1.

The amount of segments from the five calibration spheres, for each one of the three zones, with a CV score over a prespecified cutoff level (0.50%, 0.75%, 1.00%, and 1.25%) expressed as percent value^a

	Spheres	C-Scan CTS				TOMEY CTS			
		>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%	>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%
Central zone	10.0 mm	78	53	35	14	0	0	0	0
	9.0 mm	44	11	1	0	0	0	0	0
	8.0 mm	28	13	7	4	7	1	0	0
	7.0 mm	27	10	3	1	4	2	0	0
	6.5 mm	37	16	7	4	8	2	0	0
Paracentral zone	10.0 mm	23	0	0	0	0	0	0	0
	9.0 mm	14	0	0	0	0	0	0	0
	8.0 mm	0	0	0	0	0	0	0	0
	7.0 mm	14	0	0	0	0	0	0	0
	6.5 mm	18	0	0	0	0	0	0	0
Peripheral zone	10.0 mm	68	29	28	26	4	0	0	0
	9.0 mm	49	46	44	41	0	0	0	0
	8.0 mm	45	42	35	29	0	0	0	0
	7.0 mm	52	41	33	25	0	0	0	0
	6.5 mm	59	43	27	22	1	0	0	0

^aThe three zones contained a total of 600, 360, and 240 segments respectively.

TABLE 2.

The amount of segments on the four categories for the individuals, for each one of the three zones, with a CV score over a prespecified cutoff level (0.50%, 0.75%, 1.00%, and 1.25%) expressed as percent value^a

	Individuals	C-Scan CTS				TOMEY CTS			
		>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%	>0.50%	>0.75%	>1.00%	>1.25%
Central zone	Emmetropic	27	8	2	0	2	0	0	0
	Low Ast	36	18	8	4	29	10	2	0
	High Ast	56	20	12	6	52	20	5	2
	Irreg. Ast	100	93	77	50	92	76	58	42
Paracentral zone	Emmetropic	6	0	0	0	0	0	0	0
	Low Ast	4	0	0	0	6	1	0	0
	High Ast	67	19	6	1	44	19	8	6
	Irreg. Ast	87	64	34	12	59	27	18	12
Peripheral zone	Emmetropic	42	31	22	19	12	2	2	1
	Low Ast	67	40	31	23	50	35	25	17
	High Ast	59	33	20	13	88	79	55	46
	Irreg. Ast	79	58	30	19	52	41	27	17

^aThe three zones contained a total of 600, 360, and 240 segments respectively.

decreased toward 6.5 mm, the variability increased. For example, in the central zone the 10.0-mm sphere had a higher percentage of segments with CV more than 0.5% compared with the 9.0-mm sphere indicating a increased variability ($\chi^2 = 144$, $p < 0.001$). The CV for most of the segments in all spheres did not exceed 1.5%, with exception in the peripheral zone (Table 1).

As concerning the individuals, variability was increased as the corneal irregularity was increasing from low astigmatism to irregular astigmatism (Table 2). The paracentral zone showed the best results with the lowest variability score in both spheres and individuals (Fig. 2c to i, k). Both topographic systems performed similarly concerning the examined individuals as well as the specific zones.

On individuals, the least variability was derived in the paracentral zone of emmetropic and low astigmatic cases with both sys-

tems. For example, when comparing the variability at 0.50% cutoff level between the emmetropic and high-astigmatic individuals on the paracentral zone, there is statistical significant lower variability for the emmetropic ($\chi^2 = 286$, $p < 0.001$). The central and peripheral zone had relatively high scores of CV in all cases with both topographic systems, with a significant number of segments over 0.75%. The variability was increased for both systems when cases under evaluation where high and irregular astigmatic (Table 2).

A noticeable observation could be derived by examining the detailed patterns on the CV for cases with high and irregular astigmatism in both topographic systems (Fig. 2g, h). The CV increased on the variability maps in areas that corresponded to the steepest cornea in the actual topographic maps, whereas areas with flattest surface had lower scores of CV and thus less variability. This CV pattern was more obvious in cases with irregular astigmatism (Fig. 2i, k).

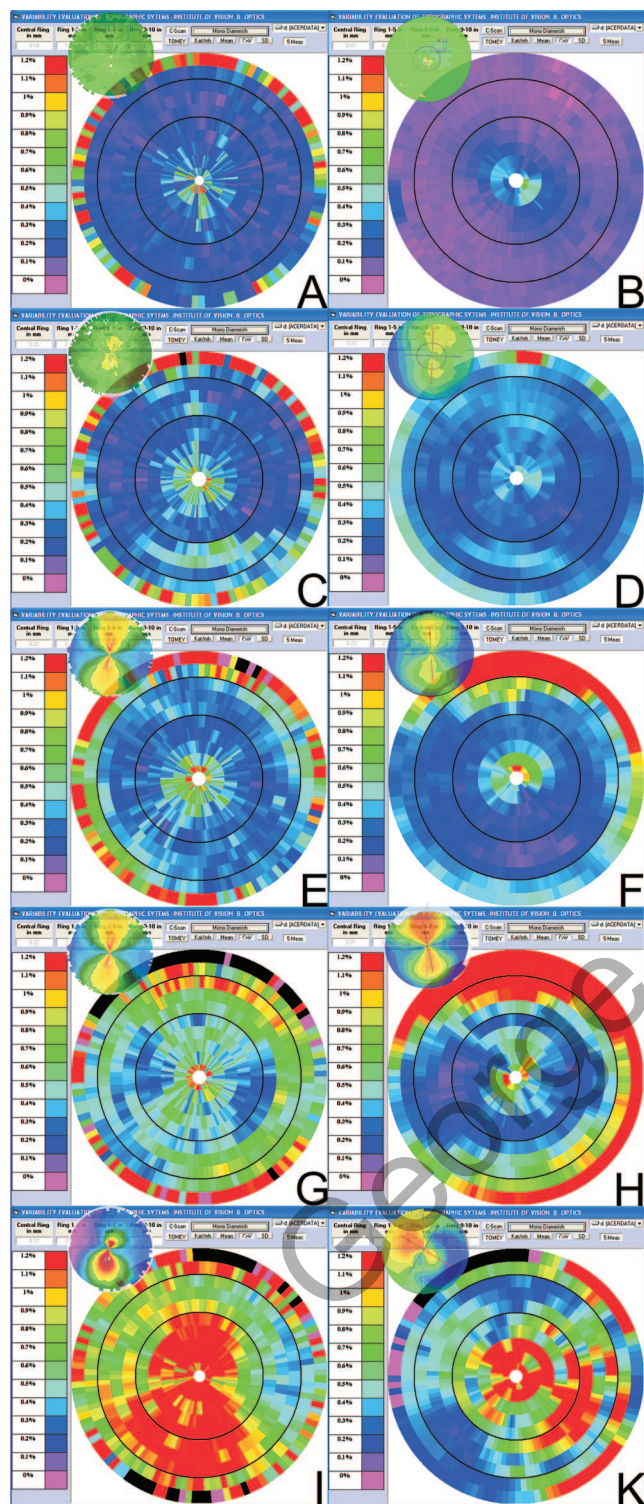


FIGURE 2.

Variability maps obtained with the two topographic systems. C-Scan CTS maps are exposed on the left; TOMEY CTS maps on the right. In the upper left corner of each map, there is the respective topographic map. Each row represents a specific category of examination surface: (a) and (b) are calibration spheres with 8.0 mm radius of curvature; (c) and (d) are corneas of emmetropic individuals; (e) and (f) are corneas of individuals with low astigmatism (keratometric astigmatism 2.00 and 1.58 D respectively); (g) and (h) are corneas of individuals with high astigmatism (keratometric astigmatism 3.59 and 4.19 D, respectively); (i) and (k) are corneas with irregular astigmatism (keratometric astigmatism 7.79 and 6.41 D, respectively).

DISCUSSION

Corneal topography has evolved along with the development of refractive surgery in all its aspects. As several new surgical techniques have been established and new technologies have been implemented in the laser industry, e.g., corneal topography guided customized ablations, the need for a detailed representation of the corneal surface has been very imperative. Several studies have been performed to evaluate parameters that characterize topographic systems such as measurement variance, repeatability, and especially accuracy compared with spherical and aspherical test surfaces.^{12–15}

Most videokeratoscopic systems have been shown to measure the power of spherical test objects very accurately. However, other studies have found a decrease in variability (measurements variance) when dealing with very flat (<38 D) or very steep (>46 D) surfaces, or with sudden transitions¹⁶ or else with irregular aspheric surfaces.¹⁷ Factors that might affect the variability of topographic measurements include the quality of the automatic digitization, the total number of measurements over each ring, and the interpolation routines involved in the final representation of the results,^{16,18} as well as the paraxial dioptric power approximation, which might give wrong results for the peripheral corneal areas because of the elliptic shaped eye.¹¹

Regardless of their apparent differences, all currently available topographic systems use the same alignment principle by means of a luminous fixation point, which is located on the optical axis of each CTS and in the center of the placido disc.¹⁹ The patient must follow this fixation point while the examiner carries out alignment and focusing procedures.²⁰ The fixation process may also contribute to some extent in increased variability in measurements.

In this work, we developed a method for the evaluation of variation in measurements with placido topography systems. We elaborated a process that involved the division of the corneal field in several sectors and the presentation of the results in color-coded maps. The aim of our effort was to develop a tool that would be easily interpretable and useful in clinical praxis. Topography systems are used today for the guidance of detailed surface ablations of the corneal surface^{7,21,22}; as a result, even if the overall performance of these systems is within acceptable limits, very often it is necessary to know the repeatability and the accuracy of the systems over very localized areas of the cornea. Several authors have used a methodology similar to ours to examine the accuracy and the repeatability of various topography systems. However, in most cases, the methods that were used evaluated the repeatability in a very course way, using either small segmentation or a small number of examination repetitions.^{23–25} In our method, the segmentation to 1200 segments and the big number of repetitions lead to a detailed topographical evaluation of the measurement variation over the corneal surface; this adds significant information not offered by the previous methods that may be useful for refractive surgeons. Only Buehren et al. use a segmentation method and a repetition number comparable to ours.²⁶ These authors, however, evaluated the contribution of tear film in topography variability in normal corneas; this way the value of the method for corneas with abnormal topography was not demonstrated. In our work, it becomes obvious that areas of the cornea with abnormal topography, which very often represent targets for custom ablations, demonstrate high variability. This information is also of significant clinical value.^{5,6,27}

For the analysis of our data, we used the CV instead of standard deviation usually used in other studies.^{24–26} CV is more suitable for the depiction of data having the contour of videokeratographic data, especially when they are derived from irregular corneas. The CV is often used when discussing data with significantly different mean values, as well as when discussing the normal distribution for positive mean values with the standard deviation significantly less than the mean. These are often the case in the data obtained from irregular corneas. Standard Deviation variability maps should be examined in respect to their corresponding mean values map for the best evaluation of the given results. Moreover, the use of the CV is common in spatial statistics. The CV is being used as an estimator of variability in sciences such as geography and hydrology, where topographical data are processed.²⁸

We applied the variability method in the two devices that were used in our department during the period of our study. The devices were used mainly to demonstrate the principle of our method. Although some conclusions are drawn concerning the devices on the basis of our variability results, these conclusions should be considered as indicative only, because this study was not designed for a head-to-head comparison of the two systems. Although CTSs are “trained” to translate the measured slopes over the cornea into radius of curvature and moreover into dioptric power, based on spherical biased surfaces, they do not manage to represent well the surfaces of calibration spheres when they have an exaggerating radius of curvature.^{9,11,17} Our study found differences in variability between the two evaluated systems when examining spheres, but did not find any differences when examining individuals. Variability was also found to be different in different corneal zones. Very steep and very flat calibration spheres presented high variability especially in the central and peripheral zone with both topographic systems.

The measurements on individuals had greater variability compared to calibration spheres. Variability increased as the corneal irregularity was increasing from emmetropic corneas to corneas with irregular astigmatism. Most placido based systems are spherically biased and designed to minimize errors when testing curvatures that approximate the normal cornea. This represents a major weakness when looking at abnormal corneas.^{4,10} Even a topographic system such as C-Scan, which has the ability to measure over 10,000 points in each examination (about 33% more points than the TOMEY), presented considerable variability when the corneal irregularity increased considerably.

An important observation in this study that deserves further investigation was the correlation between variability and topographic patterns in the cases with high and irregular astigmatism. In these cases, steeper corneal areas seemed to have highest variability compared to flatter areas of the astigmatic bowtie. This effect was more obvious in the central zone and less in the para-central. This observation was obvious only in the CV color maps. Most topographic systems have difficulties in the reproduction of areas with sudden transitions. Nevertheless, our method could depict with accuracy the corneal areas where topographic data should be interpreted with caution. This information may be useful for surgeons when they evaluate patients for a custom topography guided ablation procedure.

In summary, we presented a method that evaluates the variability of topographic systems in a comprehensive manner after a

number of consecutive measurements. This method provided both numerical and very detailed graphical results and can be applied to every placido-based topographic system. Corneas with extreme curvatures tend to give the highest variability results, especially in the steeper region of the cornea. Given the popularity of topography-based custom ablations during the last years, it seems that variability maps can assist in the evaluation of corneal topographic maps in patients with very irregular cornea, before custom ablation procedures.

ACKNOWLEDGEMENTS

We thank Miss Joanna Moschandrea lecturer of the University of Crete in statistics at the department of Social Sciences for her contribution and support in this study.

Part of this work was presented at the ARVO Meeting, Fort Lauderdale, Florida, May 2002.

Received August 8, 2006; accepted May 25, 2007.

REFERENCES

1. Klyce SD. Corneal topography and the new wave. *Cornea* 2000;19:723–9.
2. American Academy of Ophthalmology. Corneal topography. *Ophthalmology* 1999;106:1628–38.
3. Wiesinger-Jendritza B, Knorz MC, Hugger P, Liermann A. Laser in situ keratomileusis assisted by corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:166–74.
4. Klein SA, Mandell RB. Shape and refractive powers in corneal topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995;36:2096–109.
5. Kohonen T. Combining wavefront and topography data for excimer laser surgery: the future of customized ablation? *J Cataract Refract Surg* 2004;30:285–6.
6. Carvalho LA. Absolute accuracy of Placido-based videokeratographs to measure the optical aberrations of the cornea. *Optom Vis Sci* 2004;81:616–28.
7. Jankov MR II, Panagopoulou SI, Tsiklis NS, Hajitanasis GC, Aslanides M, Pallikaris G. Topography-guided treatment of irregular astigmatism with the wavelight excimer laser. *J Refract Surg* 2006;22:335–44.
8. Gonzalez Perez J, Cervino A, Giraldez MJ, Parafita M, Yebra-Pimentel E. Accuracy and precision of EyeSys and Orbscan systems on calibrated spherical test surfaces. *Eye Contact Lens* 2004;30:74–8.
9. Tang W, Collins MJ, Carney L, Davis B. The accuracy and precision performance of four videokeratoscopes in measuring test surfaces. *Optom Vis Sci* 2000;77:483–91.
10. Pardhan S, Douthwaite WA. Comparison of videokeratoscope and autokeratometer measurements on ellipsoid surfaces and human corneas. *J Refract Surg* 1998;14:414–9.
11. Roberts C. The accuracy of ‘power’ maps to display curvature data in corneal topography systems. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994;35:3525–32.
12. Schultze RL. Accuracy of corneal elevation with four corneal topography systems. *J Refract Surg* 1998;14:100–4.
13. Jeandervin M, Barr J. Comparison of repeat videokeratography: repeatability and accuracy. *Optom Vis Sci* 1998;75:663–9.
14. Greivenkamp JE, Mellinger MD, Snyder RW, Schwiegerling JT, Lowman AE, Miller JM. Comparison of three videokeratoscopes in measurement of toric test surfaces. *J Refract Surg* 1996;12:229–39.
15. Legeais JM, Ren Q, Simon G, Parel JM. Computer-assisted corneal topography: accuracy and reproducibility of the topographic modeling system. *Refract Corneal Surg* 1993;9:347–57.

16. Belin MW, Ratliff CD. Evaluating data acquisition and smoothing functions of currently available videokeratoscopes [see comments]. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:421–6.
17. Hilmantel G, Blunt RJ, Garrett BP, Howland HC, Applegate RA. Accuracy of the tomey topographic modeling system in measuring surface elevations of asymmetric objects. *Optom Vis Sci* 1999;76:108–14.
18. Douthwaite WA, Pardhan S. Surface tilt measured with the EyeSys videokeratoscope: influence on corneal asymmetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998;39:1727–35.
19. Mandell RB. Everett Kinsey Lecture. The enigma of the corneal contour. *CLAO J* 1992;18:267–73.
20. Mandell RB. Apparent pupil displacement in videokeratography. *CLAO J* 1994;20:123–7.
21. Mularoni A, Laffi GL, Bassein L, Tassinari G. Two-step LASIK with topography-guided ablation to correct astigmatism after penetrating keratoplasty. *J Refract Surg* 2006;22:67–74.
22. Kermani O, Schmiedt K, Oberheide U, Gerten G. Topographic- and wavefront-guided customized ablations with the NIDEK-EC5000CXII in LASIK for myopia. *J Refract Surg* 2006;22:754–63.
23. McMahon TT, Anderson RJ, Joslin CE, Rosas GA. Precision of three topography instruments in keratoconus subjects. *Optom Vis Sci* 2001;78:599–604.
24. Vass C, Menapace R, Rainer G, Schulz H. Improved algorithm for statistical batch-by-batch analysis of corneal topographic data. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:903–12.
25. Zadnik K, Friedman NE, Mutti DO. Repeatability of corneal topography: the “corneal field.” *J Refract Surg* 1995;11:119–25.
26. Buehren T, Collins MJ, Iskander DR, Davis B, Lingelbach B. The stability of corneal topography in the post-blink interval. *Cornea* 2001;20:826–33.
27. Stojanovic A, Suput D. Strategic planning in topography-guided ablation of irregular astigmatism after laser refractive surgery. *J Refract Surg* 2005;21:369–76.
28. Isaaks EH, Srivastava RM. *An Introduction to Applied Geostatics*. Oxford: Oxford University Press, 1989.

George A. Kounis

Leoforos Knossoy 87, Heraklion

Crete, Greece GR 71 306

e-mail: gkounis@med.uoc.gr or gerkios@yahoo.com

George A Kounis



Kounis A. Georgios
Laser Physicist, Researcher
University of Crete, School of Health Sciences
Institute of Vision & Optics
Stavrakia, Voutes
Heraklion, Crete, Greece, GR 71 003
Tel. +302810 - 394755, 371800
Mob. +306947206652
Fax. +302810 - 394653
<http://www.ivo.gr/en/>
Mail. gkounis@med.uoc.gr or gerkios@yahoo.com