





# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ  
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

*Μελέτη των εμβιομηχανικών αποτελεσμάτων στο κερατοειδή  
από την απότμηση επιφάνειας με μικροκερατόμο και  
femtosecond laser*

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
του  
**Δασκαλάκη Ε. Ιωάννη**

*Επιβλέπουσα:* Μυρσίνη Μακροπούλου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Αθήνα, Ιούλιος 2013

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την ..... 2013.

.....

## Περίληψη

Στο πλαίσιο αυτής της διπλωματικής εργασίας μελετήσαμε τα εμβιομηχανικά αποτελέσματα από την δημιουργία κερατοειδικού κρημονού σε μία επέμβαση LASIK.

Ο κερατοειδής είναι η πρόσθια διάφανη μεμβράνη του οφθαλμού η οποία καλύπτει την ίριδα και την κόρη. Αποτελεί το πιο ευαίσθητο τμήμα του οφθαλμού και ένα από τα βασικότερα μέρη του για την καλή εστίαση των αντικειμένων, έχοντας τη μεγαλύτερη διοπτρική ισχύ. Έχει κατά μέσο όρο πάχος 550μm και δείκτη διάθλασης 1,376. Στην διαθλαστική χειρουργική ο στόχος είναι να μεταβάλουμε την οπτική ισχύ του κερατοειδούς χιτώνα μεταβάλλοντας την καμπυλότητά του.

Η λειτουργική όραση στον άνθρωπο προϋποθέτει το σχηματισμό ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Ο ανθρώπινος οφθαλμός αποτελείται από δύο διαθλαστικές (κυρτές) επιφάνειες, το κερατοειδή και το κρυσταλλοειδή φακό ώστε να επιτυγχάνεται η σύγκλιση των ακτινών του φωτός στον αμφιβληστροειδή. Η ύπαρξη διαθλαστικών σφαλμάτων, δηλαδή η μη σωστή εστίαση του φωτός στον οφθαλμό έχει σαν συνέπεια την θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

Η τεχνική LASIK συνίσταται στη δημιουργία ενός κερατοειδικού κρημονού (flap) και στη φωτοαποδόμηση του εκτεθειμένου στρώματος με excimer laser. Η διαδικασία απότμησης επιφάνειας πραγματοποιείται είτε με τη χρήση μικροκερατόμου είτε με femtosecond laser. Σε αυτήν την διπλωματική δημιουργήσαμε ένα μοντέλο του κερατοειδούς μετά την αφαίρεση κρημονού και μελετήσαμε με την Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων την συμπεριφορά του. Οι προσομοιώσεις, μας έδειξαν τις διαφορές των δύο μεθόδων στην κατανομή των τάσεων στην επιφάνεια του κερατοειδούς και στην παραμόρφωσή του λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Επιπλέον έγινε η σύγκριση των αποτελεσμάτων των δύο μεθόδων για διάφορες τιμές του πάχους και της ακτίνας του κρημονού και για διάφορες τιμές του μέτρου ελαστικότητας του κερατοειδούς.

Οι προσομοιώσεις πραγματοποιήθηκαν με το υπολογιστικό λογισμικό, για την Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων, ANSYS της Canonsburg, Pennsylvania, που παρέχεται από το Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο στον ιστότοπο <https://cloudfront0.central.ntua.gr/>.

## **Abstract**

In this thesis we studied the corneal biomechanical effects of surface ablation during LASIK surgery.

The cornea is the eye's anterior transparent film which covers the iris and pupil. The cornea is the most sensitive part of the eye and one of the main parts needed to properly focus light on the retina having the highest dioptric power. It has an average thickness of 550mm and a refractive index of 1.376. In keratorefractive surgery, the goal is to alter the optical power of the cornea by changing its shape.

A functional vision requires the formation for a clear image on the retina. The human eye is composed of two refractive surfaces of the cornea and the crystalline lens in order to form the required image. Refractive error is the incorrect focusing of light on the retina.

The LASIK technique consists in creating a corneal flap and photoablation of the exposed surface (cornea's Stroma) with excimer laser. The surface ablation is done either by using a microkeratome or by a femtosecond laser. In this thesis we created a model of the cornea after surface ablation and studied with the Finite Element Method its properties. The two methods differ in stress distribution on the corneal surface and deformation due to the intraocular pressure. In addition comparison was made of the results of the two methods for various values of the thickness and the radius of the flap and for various values of the Young's modulus of the cornea.

The simulations were performed with the computer software for the Finite Element Method, ANSYS of Canonsburg, Pennsylvania, provided by the National Technical University site <https://cloudfront0.central.ntua.gr/>.

*Στους γονείς μου*



Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου για την συμπαράστασή τους στην μέχρι τώρα πορεία μου. Επίσης, ευχαριστώ την καθηγήτρια , κα Μυρσίνη Μακροπούλου, για την βοήθεια και καθοδήγησή της στην εξέλιξη της διπλωματικής μου εργασίας.



## Περιεχόμενα

1. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ.....	13
1.1 ΟΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....	13
1.1.1 Οπτική Λειτουργία.....	13
1.1.2 Ανατομία του βολβού του οφθαλμού .....	13
1.1.3 Σκληρός χιτώνας .....	14
1.1.4 Κερατοειδής .....	15
1.1.5 Ο Επιπεφυκότας .....	15
1.1.6 Ο Δακρυϊκός αδένας .....	16
1.1.7 Χοριοειδής χιτώνας .....	16
1.1.8 Ίριδα .....	17
1.1.9 Ακτινωτό σώμα .....	18
1.1.10 Φακός.....	18
1.1.11 Αμφιβληστροειδής .....	19
1.1.12 Ωχρά κηλίδα .....	20
1.1.13 Ο πρόσθιος θάλαμος.....	20
1.1.14 Οπίσθιος θάλαμος.....	21
1.1.15 Το υδατοειδές υγρό.....	21
1.1.16 Υαλώδες σώμα .....	22
1.1.17 Οπτικό νεύρο .....	22
1.1.18 Οφθαλμικοί Μύες .....	23
1.2 Ο ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΗΣ ΧΙΤΩΝΑΣ .....	25
1.2.1 Εισαγωγή .....	25
1.2.2 Δομή .....	25
1.2.3 Σχήμα και διαστάσεις .....	28
1.2.4 Σύσταση και μηχανικές ιδιοτητες.....	28
2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ.....	31
2.1 ΣΚΕΔΑΣΗ ΤΟΥ ΦΩΤΟΣ .....	31
2.2 ΕΚΤΡΟΠΕΣ .....	33
2.3 ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΕΣ ΑΝΩΜΑΛΙΕΣ.....	34

2.3.1 Φυσιολογική όραση-Εμμετρωπία .....	34
<b>2.3.2 Διαθλαστικά Σφάλματα</b> .....	35
2.4 ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ .....	39
2.4.1 Η χρήση των Laser στην οφθαλμολογία .....	39
2.4.2 PRK : Photo-Refractive Keratectomy (Φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή) .....	41
2.4.3 LASIK (Laser in Situ Keratomileusis) .....	43
2.4.4 LASEK και EPI-LASIK .....	46
2.4.5 Excimer Laser .....	48
3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ .....	49
3.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ.....	49
3.2 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ.....	53
3.2.1 Ιστορική Εξέλιξη της Μεθόδου .....	53
3.2.2 Γενική Περιγραφή της Μεθόδου .....	54
3.2.3 Εφαρμογή της Μεθόδου σε προβλήματα .....	56
4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ.....	61
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	61
4.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ .....	61
4.3 ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕ ΚΡΗΜΝΟ ΑΠΟ ΜΙΚΡΟΚΕΡΑΤΟΜΟ.....	64
4.4 ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕ ΚΡΗΜΝΟ ΑΠΟ FEMTOSECOND LASER.....	72
4.5 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΜΕΘΟΔΩΝ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΚΡΗΜΝΟΥ.....	82
4.6 ΕΠΙΛΟΓΟΣ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	86
4.7 ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΜΕΛΕΤΗ .....	86
Παράρτηματα.....	88
Παράρτημα 1: Πίνακες - 3d Γραφικές Παραστάσεις .....	91
Πίνακας 1 – Δημιουργία κρημνού με μικροκερατόμο.....	91
Πίνακας 2 – Δημιουργία κρημνού με Femtosecond Laser .....	95
Παράρτημα 2: Επιλογή του αριθμού των στοιχείων .....	99
I.Μοντέλο με κρημνό από μικροκερατόμο.....	99
II.Μοντέλο με κρημνό από femtosecond laser.....	100
Παράρτημα 3: Ορθές και διατμητικές τάσεις.....	101
I.Μοντέλο με κρημνό από μικροκερατόμο.....	101
II.Μοντέλο με κρημνό από femtosecond laser.....	102
Βιβλιογραφία .....	108



## *Γενικό Μέρος*



# 1. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

## 1.1 ΟΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

### 1.1.1 Οπτική Λειτουργία

Αξιοσημείωτο γνώρισμα του οφθαλμού, είναι ο υψηλός βαθμός οργάνωσης τόσο σε μικροσκοπικό, όσο και σε μακροσκοπικό επίπεδο. Οι φωτεινές ακτίνες όταν προσπέσουν στο μάτι μας, περνούν τα διαθλαστικά μέσα του (κερατοειδής, υδατοειδές υγρό, φακός και υαλώδες σώμα) και συγκεντρώνονται στον αμφιβληστροειδή στην περιοχή της ωχράς κηλίδας. Οι οπτικές ακτίνες ερεθίζουν φωτοευαίσθητες δομικές μονάδες του αμφιβληστροειδή (κωνία και ραβδία) και προκαλούν φωτοχημικές διεργασίες και βιοηλεκτρικές μεταβολές που τελικά γίνονται νευρικά σήματα και μεταφέρονται με το οπτικό νεύρο στον εγκέφαλο όπου αποκωδικοποιούνται.

### 1.1.2 Ανατομία του βολβού του οφθαλμού

Οι οφθαλμοί (Σχήμα 1.1), αποτελούνται από τον περίπου σφαιρικό βολβό, τοποθετημένο για προστασία στην οφθαλμική κόγχη (κρανιακή κοιλότητα), και άλλα βοηθητικά όργανα. Ο βολβός του οφθαλμού έχει βάρος 6,5-7,5 gr και διάμετρο περίπου 24mm. Λόγω του περίπου σφαιρικού σχήματος, μπορούμε να θεωρήσουμε τον πρόσθιο και τον οπίσθιο πόλο. Ο γεωμετρικός άξονας που ενώνει τους δύο πόλους, συμπίπτει με τον οπτικό άξονα. Ο βολβός αποτελείται από τρεις χιτώνες:

- Τον έξω ή ινώδη που αποτελείται από τον κερατοειδή και τον σκληρό χιτώνα.
- Τον μέσο ή αγγειώδη που αποτελείται από την ίριδα, το ακτινωτό σώμα, και τον χοριοειδή χιτώνα.
- Τον έσω ή νευρικό που αποτελείται από το επιθήλιο του ακτινωτού σώματος και τον αμφιβληστροειδή.

Και τρεις χώρους (θαλάμους) :

- Τον πρόσθιο θάλαμο και τη γωνία αυτού, απ' όπου αποχετεύεται το υδατοειδές υγρό.
- Τον οπίσθιο θάλαμο και το ακτινωτό σώμα, όπου παράγεται το υδατοειδές υγρό.
- Το υαλώδες σώμα που καλύπτει το μεγαλύτερο μέρος του οφθαλμικού βολβού.

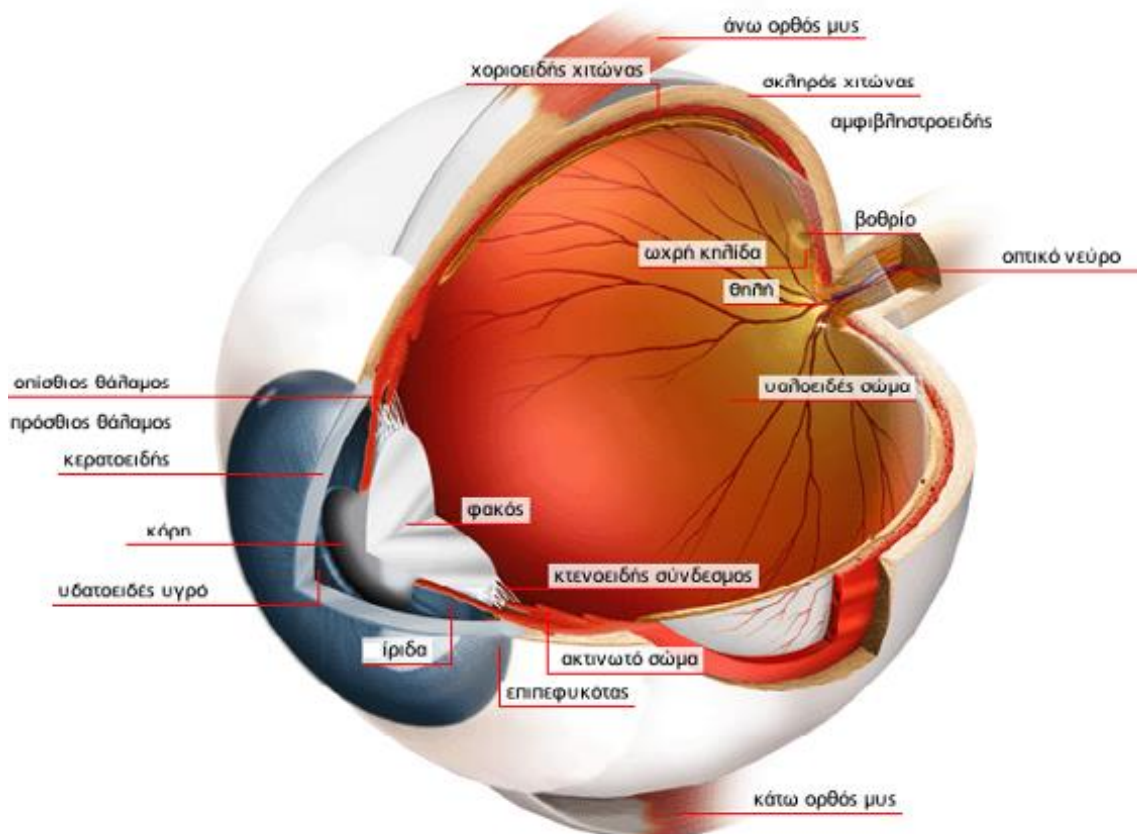
Στα υπόλοιπα τμήματα του οφθαλμού διακρίνουμε:

- Τα τμήματα που προστατεύουν το μάτι, άνω και κάτω βλέφαρο και βλεφαρίδες.
- Τους δακρυϊκούς αδένες, οι οποίοι διατηρούν υγρό και διαυγές το επιθήλιο του κερατοειδούς.
- Τις αποχετευτικές δακρυϊκές οδούς, που διατηρούν καθαρά τα κοιλώματα του επιπεφυκότα, αλλά και λόγω της λυσοζύμης που περιέχεται στα δάκρυα αναπτύσσουν βακτηριοκτόνο δράση κατά των μικροοργανισμών του

## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

επιπεφυκότα.

- Τους οφθαλμικούς μύες, τα αγγεία και τα νεύρα, το λιπώδες υπόστρωμα και το σύστημα του συνδετικού ιστού.



Σχήμα 1. 1 Διάγραμμα ανθρώπινου οφθαλμού.

### 1.1.3 Σκληρός χιτώνας

Ο σκληρός είναι κοινώς γνωστός σαν το λευκό μέρος του οφθαλμού. Αποτελεί τον πιο ανθεκτικό χιτώνα επάνω στον οποίο καταφύονται οι τένοντες των έξι οφθαλμικών μυών. Η μέση επιφάνεια του σκληρού στον άνθρωπο είναι 16-17 cm<sup>2</sup>. Ο σκληρός πίσω από τον ισημερινό έχει πάχος 1mm, στην περιοχή του ισημερινού 0,6mm και στην περιοχή μπροστά από τις καταφύσεις των οφθαλμοκινητικών μυών και μέχρι το σκληροκερατοειδές όριο 0,8mm. Διάφορα αγγεία διασχίζουν το σκληρό όπως οι περιδίνητες φλέβες που αποχετεύουν το αίμα κ.α. Το πίσω μέρος του, το διαπερνά το οπτικό νεύρο.

Στα παιδιά ο σκληρός είναι λεπτότερος και διαφανής, επιτρέποντας τους υποκείμενους ιστούς να φαίνονται δίνοντας του μια γαλαζωπή χροιά. Στους ηλικιωμένους ο σκληρός παίρνει χρώμα υποκίτρινο, λόγω εναποθέσεων λιπιδίων. Το πλούσιο αγγειακό πλέγμα του πρόσθιου τμήματος του σκληρού, σε φυσιολογικές συνθήκες, δεν είναι ευδιάκριτο. Σε περίπτωση όμως φλεγμονής διευρύνεται, με αποτέλεσμα το έντονο ερυθρό χρώμα στην περιοχή αυτή. Το πίσω τμήμα του σκληρού, αιματώνεται από κλάδους των μακρών και βραχέων οπισθίων ακτινοειδών αρτηριών.

Ο σκληρός διαιρείται σε τρία πέταλα :

- Το εξωτερικό πέταλο (επισκλήριο)
- Το στρώμα
- Το εσωτερικό πέταλο.

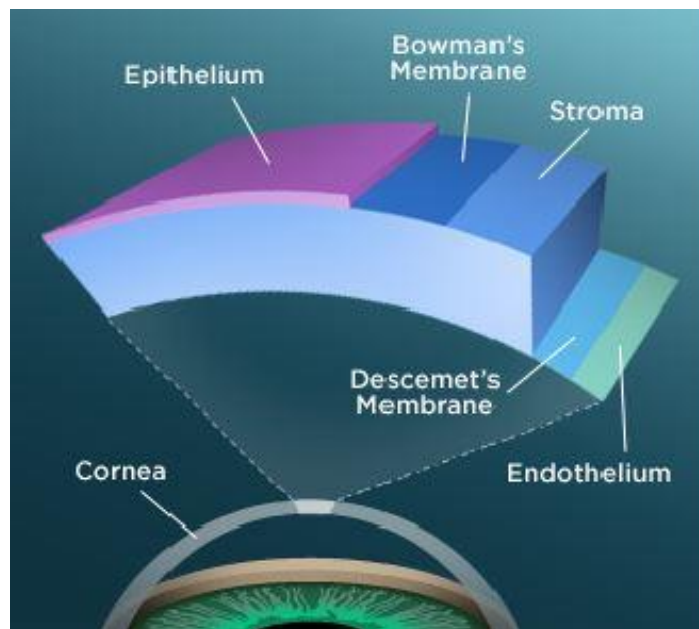
#### 1.1.4 Κερατοειδής χιτώνας

Η βασική διαθλαστική επιφάνεια του συστήματος του οφθαλμού, είναι η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς. Πιο συγκεκριμένα, πρόκειται για την διεπιφάνεια με την μεγαλύτερη διαφορά δεικτών διάθλασης, εκατέρωθεν της. Ο κερατοειδής είναι ο διαφανής ιστός ο οποίος καλύπτει την κόρη και την ίριδα. Δεν έχει αγγεία αλλά παρουσιάζει μεγάλη ευαισθησία γιατί έχει πολλές νευρικές ίνες.

Η δομή (Σχήμα1.2) του αποτελείται από πέντε στιβάδες:

- το επιθήλιο,
- το πρόσθιο πέταλο,
- το στρώμα,
- το οπίσθιο ελαστικό πέταλο (Δεσκεμέτειος υμένας ή "μεμβράνη"),
- το ενδοθήλιο.

Αναλυτικότερα για τις ιδιότητες του κερατοειδούς θα αναφερθούμε στο επόμενο κεφάλαιο.



Σχήμα 1. 2 Σχηματική αναπαράσταση των στιβάδων του κερατοειδούς.

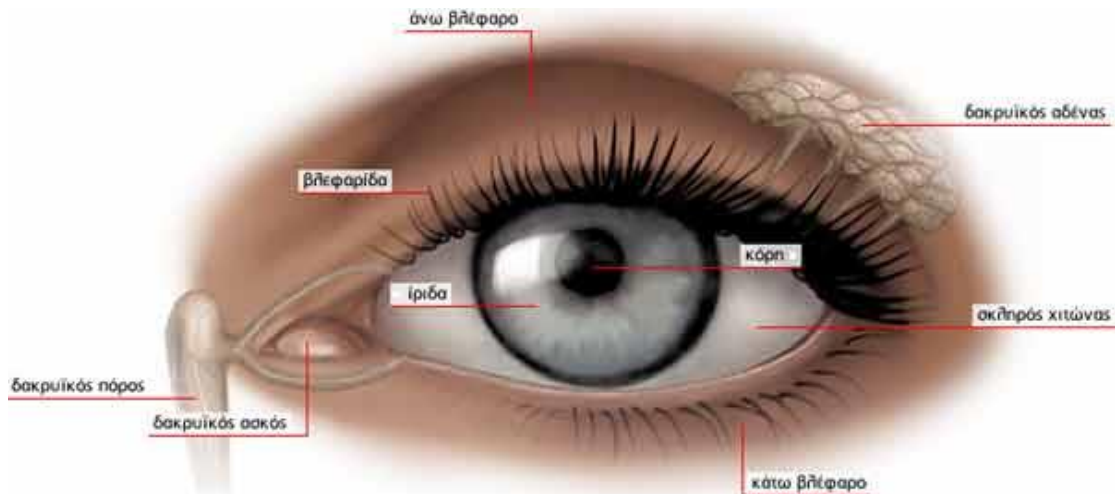
#### 1.1.5 Ο Επιπεφυκότας

Ο επιπεφυκότας αποτελείται από βλεννο-εκκριτικό κυλινδρικό επιθήλιο. Ο φυσιολογικός επιπεφυκότας είναι μία διαφανής μεμβράνη που επενδύει την εσωτερική επιφάνεια των βλεφάρων (βλεφαρικός επιπεφυκότας) και στη συνέχεια αναδιπλώνεται πάνω στο βολβό (βολβικός επιπεφυκότας), ώστε να καλύψει την πρόσθια επιφάνειά του, μέχρι το όριο του κερατοειδούς (το σκληροκερατοειδές όριο). Το στρώμα του επιπεφυκότα, κάτω από το επιθήλιο, αποτελείται από χαλαρό ινοκολλαγόνωδη στηρικτικό ιστό, μέσα στον οποίο πορεύονται μικρά αιμοφόρα αγγεία και λεμφαγγεία. Με την πάροδο της ηλικίας επέρχεται απώλεια του



## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

κολλαγόνου στον ιστό αυτό.



Σχήμα 1. 3 Ο Δακρυϊκός Αδένας και η εξωτερική επιφάνεια του οφθαλμού.

### 1.1.6 Ο Δακρυϊκός αδένας

Τα δάκρυα παράγονται στον δακρυϊκό αδένά, ο οποίος είναι υπεύθυνος και για την έκκρισή τους. Τα δάκρυα εφυγραίνουν την εξωτερική επιφάνεια του οφθαλμού (τον κερατοειδή και τον επιπεφυκότα) και τελικά εκρέουν στο αποχετευτικό σύστημα.

Μικροί αδένες, οι οποίοι βρίσκονται στον επιφανειακό ιστό τόσο του λευκού του ματιού (δηλαδή του σκληρού χιτώνα) όσο και αυτού που επιστρώνει τα βλέφαρα εσωτερικά, παράγουν συνεχώς μια μικρή ποσότητα δακρύων έτσι ώστε να διατηρείται ο βολβός υγιής και ταυτόχρονα να "λιπαίνεται", διευκολύνοντας έτσι την κίνησή του.

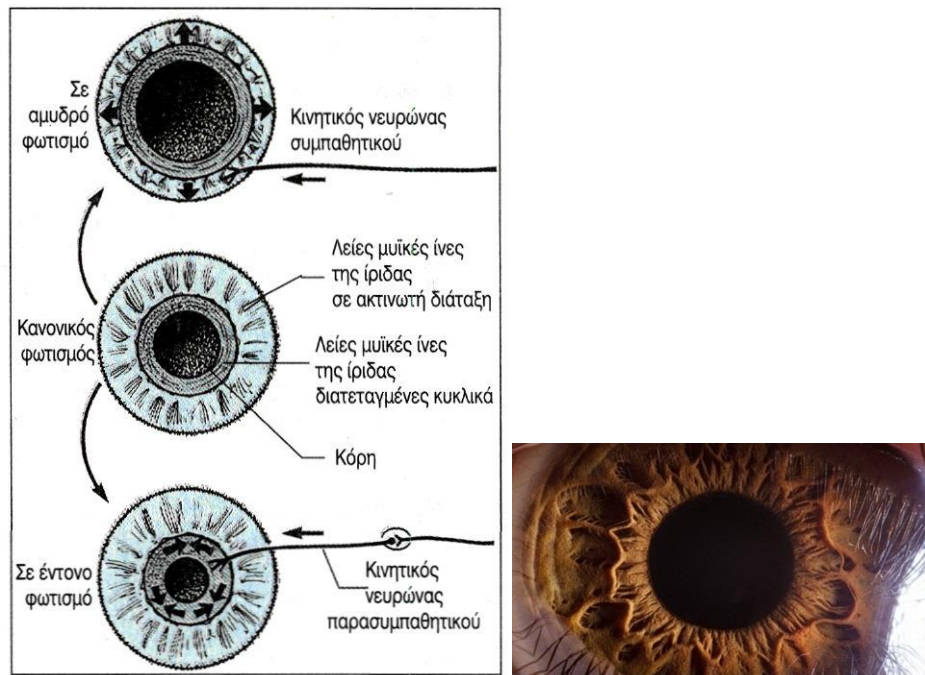
Ένας μεγαλύτερος αδένας, ο δακρυϊκός, που βρίσκεται κάτω από το άνω βλέφαρο απαντά σε συγκινησιακές καταστάσεις ή σε ερεθισμό του ματιού παράγοντας έτσι μεγαλύτερες ποσότητες δακρύων. Τα δάκρυα, αφού κατανεμηθούν στην επιφάνεια του βολβού, εισέρχονται από ένα μικρό άνοιγμα που υπάρχει σε κάθε βλέφαρο (το δακρυϊκό σημείο) και αποχετεύονται μέσω ενός μικρού σωληναρίου (το δακρυϊκό σωληνάριο) στον δακρυϊκό ασκό και κατόπιν με το ρινοδακρυϊκό πόρο μεταφέρονται στη μύτη.

### 1.1.7 Χοριοειδής χιτώνας

Ο χοριοειδής χιτώνας είναι το αγγειακό στρώμα του βολβού του ματιού, και βρίσκεται μεταξύ του αμφιβληστροειδή και του σκληρού χιτώνα. Ο χοριοειδής χαρακτηρίζεται και ως τροφικός υμένας αφού εφοδιάζει με οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες την εξωτερική στιβάδα του αμφιβληστροειδούς. Συνδέεται μέσω του ακτινωτού σώματος με το πρόσθιο τμήμα του οφθαλμού και φτάνει μέχρι τις απολήξεις του οπτικού νεύρου στο πίσω μέρος του οφθαλμού. Μαζί με το ακτινωτό σώμα και την ίριδα, ο χοριοειδής συγκροτεί τον ραγοειδή χιτώνα.

Στους ανθρώπους και άλλα πρωτεύοντα θηλαστικά, η σκοτεινόχρωμη χρωστική μελανίνη του χοριοειδή βοηθάει να περιοριστούν οι αντανάκλασεις μέσα στο μάτι κι έτσι να βελτιωθεί η ποιότητα της όρασης. Οι αλμπίνοι, στον οργανισμό

των οποίων δεν υπάρχει μελανίνη, συχνά υποφέρουν από προβλήματα στην όραση. Τα "κόκκινα μάτια" που φαίνονται μερικές φορές στις φωτογραφίες είναι αποτέλεσμα της αντανάκλασης του φωτός στα αιμοφόρα αγγεία του χοριοειδή.



Σχήμα 1. 4 Μεταβολή του εύρους της κόρης και η ίριδα.

### 1.1.8 Ίριδα

Η ίρις, κοινώς ίριδα, ονομάζεται το δισκοειδές διάτρητο διάφραγμα που χωρίζει τον πρόσθιο από τον οπίσθιο θάλαμο. Βρίσκεται μεταξύ του κερατοειδούς χιτώνα και του φακού. Λειτουργεί όπως το διάφραγμα της φωτογραφικής μηχανής. Έχει μια οπή στο κέντρο (κόρη) απ' όπου περνούν οι ακτίνες του φωτός.

Η ίριδα έχει μύες που ρυθμίζουν το εύρος της κόρης. Το σφικτήρα μυ που κλείνει την κόρη, δηλαδή προκαλεί μύση και το διαστολέα, που ο ερεθισμός του προκαλεί μυδρίαση. Το εύρος της κόρης ανάλογα με την πρόσπτωση του φωτός και την ηλικία κυμαίνεται μεταξύ 1,5 και 8 mm. Το χρώμα της ίριδας δίνει και την εντύπωση του χρώματος των ματιών μας. Το χρώμα αυτό εξαρτάται από τα χρωστικά στοιχεία της ίριδας και από την αγγείωσή της. Η εμφάνισή της είναι μοναδική σε κάθε άτομο όπως και το δακτυλικό αποτύπωμα.

Σήμερα η Ιατρική έχει φθάσει στο σημείο της διάγνωσης πολλών ασθενειών με ιριδοσκόπηση. Η συστολή (μύση) και διαστολή (μυδρίαση) της κόρης είναι το πιο κλασικό και χειροπιαστό παράδειγμα της αλληλεπίδρασης νευρικού συστήματος και ερεθισμάτων στο ανθρώπινο σώμα. Η λειτουργία αυτή ρυθμίζεται μέσω της ισορροπίας ανάμεσα στο συμπαθητικό νευρικό σύστημα που νευρώνει το διαστολέα της κόρης και το παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα, που νευρώνει το σφικτήρα της κόρης που δρουν ανταγωνιστικά μεταξύ τους (η διαστολή της κόρης ελέγχεται από το συμπαθητικό, ενώ η συστολή από το παρασυμπαθητικό). Σε κατάσταση ηρεμίας, η κόρη παρουσιάζει αδιάκοπα ανεπαίσθητες μεταβολές της διαμέτρου της (φυσιολογικός ίππος) λόγω της ανταγωνιστικής δράσης

## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

συμπαθητικού και παρασυμπαθητικού. Η μέση διάμετρός της είναι στον ενήλικο 3 έως 4mm. Η κόρη το καλοκαίρι είναι σε μύση, κατά τη λιποθυμία σε ελαφρά μυδρίαση, στην προθανάτια αγωνία σε μύση και αμέσως μετά τον θάνατο σε απότομη μυδρίαση.

### 1.1.9 Ακτινωτό σώμα

Το ακτινωτό σώμα βρίσκεται ακριβώς πίσω από την ίριδα και είναι ένας κυκλικός ιστός, που αποτελείται από τον ακτινωτό μυ και τις ακτινωτές αποφύσεις. Αποτελεί τμήμα του ραγοειδούς χιτώνα, του στρώματος του βολβού και αποτελείται από αγγεία σε ορισμένους ιδιαίτερους σχηματισμούς (που λέγονται ακτινοειδείς προβολείς) όπου παράγεται το υδατοειδές υγρό. Από την περιοχή αυτή ξεκινούν και οι ίνες (της Ζίνειας ή Ακτινωτής ζώνης) που συγκρατούν το φακό. Εκτός από τα αγγεία υπάρχουν και μυϊκές ίνες (ο ακτινωτός μυς), που δρουν μαζί με τις ίνες της Ζίνειας ζώνης για να προκαλέσει μεγαλύτερη ή μικρότερη κύρτωση στο φακό.

Όταν το ακτινωτό σώμα συστέλλεται, οι ίνες χαλαρώνουν κυρτώνοντας το φακό, κάτι που βοηθάει την ικανότητα του ματιού να εστιάσει σε κοντινά αντικείμενα. Όταν κοιτάμε σε απομακρυσμένα αντικείμενα, το ακτινωτό σώμα χαλαρώνει και οι ίνες που συγκρατούν τον φακό συστέλλονται εκτείνοντας τον φακό ο οποίος γίνεται λεπτότερος βοηθώντας το μάτι να εστιάσει στα μακρινά αντικείμενα. Με την ηλικία οι μύες του ακτινωτού σώματος και ο φακός χάνουν την ελαστικότητά τους προκαλώντας δυσκολίες στη εστίαση (πρεσβυωπία).

Το ακτινωτό σώμα έχει τρεις λειτουργίες:

- την προσαρμογή της εστίασης του ματιού
- την έκκριση του υδατοειδούς υγρού
- την συντήρηση του συνδετικού ιστού που συγκρατεί το φακό.

### 1.1.10 Φακός

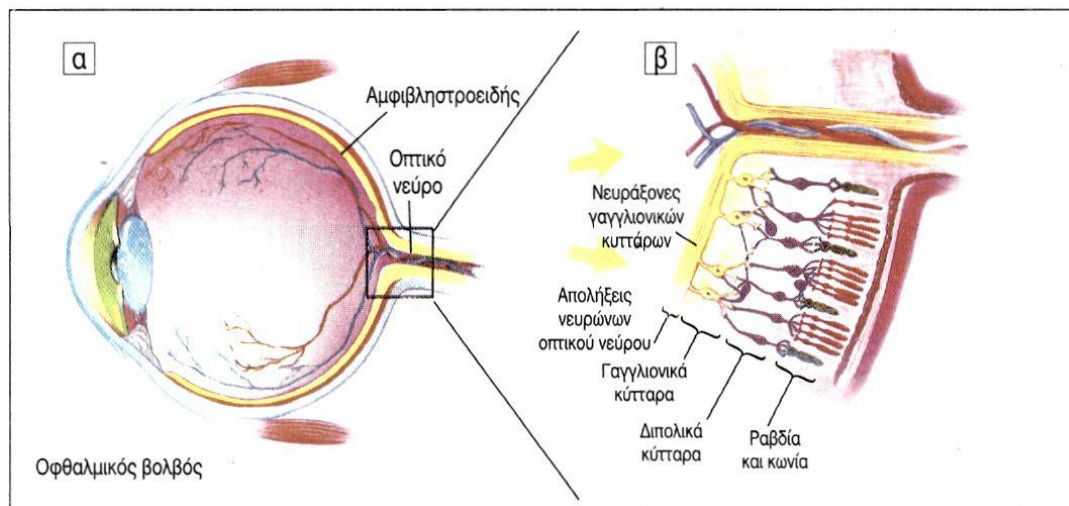
Ο φακός είναι μία μαλακή διαφανής αμφίκυρτη δομή που αποτελείται από κρυσταλλίνες, περιβάλλεται από κάψα και αποτελείται αποκλειστικά από ζώντα κύτταρα. Όταν αναπτυχθεί πλήρως ο φακός αποτελείται από 2 έως 3 εκατομμύρια απύρηνες ίνες, κάθε μία από τις οποίες εκτείνεται μεταξύ του πρόσθιου και οπίσθιου πόλου του φακού. Οι διαστάσεις του φακού στον ενήλικο είναι περίπου 9,5x3,5 mm.

Ο φακός παρουσιάζει:

- μία έξω κάψα με πάχος 10-20 μm, η οποία αποτελείται από υαλοειδές υλικό που περιέχει κολλαγόνο τύπου IV.
- μία στιβάδα από μεγάλα κυβοειδή επιθηλιακά κύτταρα (το πρόσθιο επιθήλιο του φακού) κάτω από την κάψα, που διατηρούν τον πυρήνα τους. Η στιβάδα αυτή συνεχεται με τα κύτταρα που παραμένουν στον ισημερινό του φακού και έχουν τη δυνατότητα πολλαπλασιασμού.
- ένα κέντρο που αποτελείται από στενά διατεταγμένα κύτταρα, τα οποία έχουν χάσει τους πυρήνες τους και πληρούνται από μια ομάδα πρωτεϊνών, τις κρυσταλλίνες, ώστε να σχηματίσουν αυτά που συνήθως ονομάζουμε ίνες του φακού.

Στην παρυφή του φακού προστίθενται συνεχώς νέα κύτταρα σε όλη τη διάρκεια της ζωής, ενώ αντίθετα τα κύτταρα του κέντρου του δεν ανανεώνονται, ούτε αντικαθίστανται, αποτελώντας τα παλαιότερα κύτταρα του σώματος του ενήλικα. Ο φακός δεν φέρει αγγεία και τρέφεται με διάχυση από το υδατοειδές υγρό και το υαλοειδές σώμα. Ο φακός είναι αναρτημένος με αναρτητικά ινίδια στο ακτινωτό σώμα, τα οποία διατάσσονται ακτινοειδώς, απ' όπου προκύπτει και η ονομασία τους ως ακτινωτή ζώνη. Αυτές οι ίνες αποτελούνται κυρίως από την πρωτεΐνη ινιδίνη.

Ο φακός δρα ως διαθλαστικό μέσο που εστιάζει το φως πάνω στον αμφιβληστροειδή. Έχει την δυνατότητα να αυξάνει το προσθόπισθιο πάχος του, αποκτώντας πιο σφαιρικό σχήμα, μεταβάλλοντας έτσι τη διαθλαστική του δύναμη, που υπολογίζεται περίπου σε 43 διοπτρίες. Η ελαστικότητα του επιτρέπει την αυξομείωση του βαθμού κυρτότητας έτσι ώστε να προσαρμόζεται η όραση από μακρινά σε κοντινά αντικείμενα σχεδόν ακαριαία.



Σχήμα 1. 5 Ο Αμφιβληστροειδής και το οπτικό νεύρο.

### 1.1.11 Αμφιβληστροειδής χιτώνας

Ο αμφιβληστροειδής είναι διαφανές στρώμα, άχρωμο που βρίσκεται στο πίσω μέρος του οφθαλμού. Το φως που μπορεί να φτάσει τον αμφιβληστροειδή έχει μήκος κύματος 400 με 1400nm, παρόλο που ο χιτώνας αυτός δεν ανταποκρίνεται σε μήκος κύματος μεγαλύτερο από 760 nm. Περίπου το 10% του φωτός που προσπίπτει στο κερατοειδή φτάνει στον αμφιβληστροειδή ενώ το υπόλοιπο χάνεται μέσω της σκέδασης και της απορρόφησης στα διάφορα τμήματα του οφθαλμού, τα αιμοφόρα αγγεία και νευρικά κύτταρα του αμφιβληστροειδούς.

Είναι αισθητήριος πολυστρωματικός ιστός το μέγιστο πάχος του φτάνει τα 0,5 mm και περιέχει εκατομμύρια φωτοϋποδοχείς που συλλέγουν τις ακτίνες του φωτός σε μια μικρή περιοχή του που ονομάζεται ωχρά κηλίδα και, μέσω μιας φωτοχημικής αντίδρασης, τις μετατρέπουν σε ηλεκτρικά σήματα. Αυτοί οι ηλεκτρικοί παλμοί μεταφέρονται μέσω του οπτικού νεύρου στον εγκέφαλο όπου μετατρέπονται σε εικόνες.

Υπάρχουν δύο τύποι φωτοϋποδοχέων, τα κωνία και τα ραβδία. Υπάρχουν περίπου 125 εκατομμύρια ραβδία που εκτείνονται στην περιφέρεια του

## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

αμφιβληστροειδή και αντιδρούν εντονότερα σε αμυδρό φωτισμό και είναι υπεύθυνα για τη νυκτερινή όραση. Τα ραβδία έχουν πάχος 2  $\mu\text{m}$  και μήκος 50  $\mu\text{m}$  περίπου και εμφανίζουν ένα εξωτερικά κυλινδρικό τμήμα. Οι κορυφές των κυττάρων αυτών είναι ενσφηνωμένες μέσα στις μικρολάχνες των κυττάρων του μελαγχρωματικού επιθηλίου.

Τα κωνία είναι παχύτερα και ελαφρώς βραχύτερα απ' τα ραβδία. Έχουν πάχος 3-5  $\mu\text{m}$  και μήκος 40  $\mu\text{m}$  περίπου. Το έξω τμήμα τους έχει κωνικό σχήμα. Στον αμφιβληστροειδή υπάρχουν περίπου έξι εκατομμύρια κωνία συγκεντρωμένα στην ωχρά κηλίδα που ευθύνεται για την κεντρική όραση. Τα κωνία περιέχουν την χρωστική ροδοψίνη η οποία απορροφάει διαφορετικά μήκη κύματος. Υπάρχουν S-κωνία(μπλε), M-κωνία(πράσινα) και L-κωνία(κόκκινα) με μέγιστα απορρόφησης στα 425, 530 και 560 nm αντίστοιχα, τα οποία παίζουν ρόλο στην αντίληψη των χρωμάτων και αντιδρούν εύκολα στο δυνατό φως. Τα κωνία - όπως και τα ραβδία- βρίσκονται πολύ κοντά στις μικρολάχνες των αμφιβληστροειδικών χρωστικοφόρων κυττάρων. Μεταξύ κεντρικού βοθρίου και της περιφέρειας του αμφιβληστροειδούς (6mm κροταφικά της θηλής) συνυπάρχουν τα ραβδία και τα κωνία.

Η κεντρική αρτηρία και φλέβα του αμφιβληστροειδή εισέρχονται στον οφθαλμό μαζί με το οπτικό νεύρο, κατά την οπίσθια μοίρα του βολβού και στη συνέχεια διακλαδίζονται στο επίπεδο μεταξύ του υαλοειδούς και του έσω αφοριστικού υμένα. Τα τριχοειδή σχηματίζουν ένα πυκνό δίκτυο μέσα στον αμφιβληστροειδή και τροφοδοτούν όλα τα κύτταρα, εκτός απ' τα κωνία και τα ραβδία. Χαρακτηρίζονται από στενές συνάψεις μεταξύ των ενδοθηλιακών τους κυττάρων, οι οποίες εμποδίζουν τη διάχυση ουσιών στο νευρικό αμφιβληστροειδή (με άλλα λόγια δημιουργούν ένα αιμο-αμφιβληστροειδικό φραγμό). Τα ραβδία και τα κωνία τροφοδοτούνται από χοριοειδικά αγγεία. Τα αμφιβληστροειδικά αγγεία, τα οποία είναι ορατά στην οφθαλμοσκοπική εξέταση, μπορεί να υποστούν βλάβες σε διάφορα νοσήματα. Για παράδειγμα, η αυξημένη αρτηριακή πίεση (υπέρταση) προκαλεί μία ορατή πάχυνση του αρτηριακού τοιχώματος.

### 1.1.12 Ωχρά κηλίδα

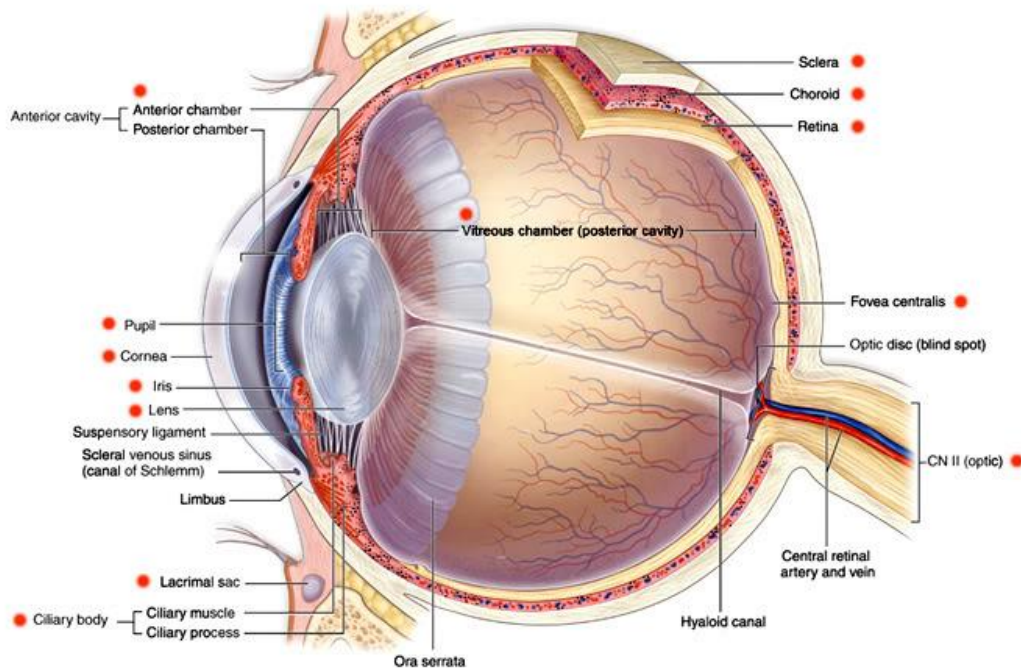
Η ωχρά κηλίδα βρίσκεται στο κέντρο του αμφιβληστροειδούς πριν το οπτικό νεύρο και καλύπτει έκταση περίπου 5  $\text{mm}^2$ , έχει διάμετρο περίπου 1,5 mm και από ιστολογικής άποψης δομείται από δυο ή περισσότερες γαγγλιακές στιβάδες (περιέχουν γαγγλιακά κύτταρα). Κοντά στο κέντρο της βρίσκεται το κεντρικό βοθρίο, μια μικρή περιοχή που περιέχει τη μεγαλύτερη συγκέντρωση κωνίων στο μάτι και είναι υπεύθυνη για την κεντρική όραση. Το σημείο αυτό του αμφιβληστροειδούς ειδικεύεται στην οξεία όραση. Το κεντρικό βοθρίο περιέχει κωνία (φωτοϋποδοχείς μεγάλης οξύτητας) σε μεγάλη πυκνότητα. Η προοδευτική καταστροφή της ωχράς κηλίδας είναι μια ασθένεια γνωστή ως εκφυλισμός της ωχράς κηλίδας. Η ωχρά έχει κίτρινο χρώμα και πάνω της συγκεντρώνονται οι ακτίνες του φωτός δηλαδή εδώ σχηματίζεται το είδωλο των διαφόρων αντικειμένων που προσηλώνουμε το βλέμμα μας.

### 1.1.13 Ο πρόσθιος θάλαμος

Ο πρόσθιος θάλαμος οριοθετείται από την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς και από την ίριδα και το πρόσθιο μέρος του φακού. Το βάθος του



πρόσθιου θαλάμου, που ορίζεται ως η απόσταση μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς και του πρόσθιου τμήματος του φακού, ανέρχεται περίπου στα 3,4 mm, η διάσταση αυτή μειώνεται με την ηλικία και μπορεί να φτάσει μέχρι και τα 2mm. Ο όγκος του είναι 0,3mL.



Σχήμα 1. 6 Μέρη του οφθαλμού. Φαίνονται ο πρόσθιος και ο οπίσθιος θάλαμος.

#### 1.1.14 Οπίσθιος θάλαμος

Ο οπίσθιος θάλαμος οριοθετείται μπροστά από την οπίσθια επιφάνεια της ίριδας και του ακτινωτού σώματος και περιμετρικά του φακού. Διασχίζεται από την ίνες της Ζίνειας ζώνης που συγκρατούν τον φακό. Στην περιοχή του οπίσθιου θαλάμου παράγεται το υδατοειδές υγρό, από τις ακτινοειδείς προβολές. Ο όγκος του οπίσθιου θαλάμου στον άνθρωπο είναι περίπου 70μL.

#### 1.1.15 Το υδατοειδές υγρό

Το υδατοειδές υγρό παράγεται και εκκρίνεται από το επιθήλιο του ακτινωτού σώματος και πληροί τον πρόσθιο και οπίσθιο θάλαμο. Έχει όγκο περίπου 0,3-0,4 mL. Διαβρέχει το φακό, την ίριδα και τον κερατοειδή και προσφέρει θρεπτικά συστατικά στα στοιχεία αυτά, εξασκώντας και διατηρώντας σταθερή πίεση στο μάτι (ενδοφθάλμια πίεση).

Αποχετεύεται κυρίως από μια περιοχή που λέγεται γωνία του πρόσθιου θαλάμου. Στην περιοχή αυτή υπάρχει ένας πορώδης σχηματισμός, που ονομάζεται ηθμός. Μέσα από τους πόρους αυτού του ηθμού και ενός σωλήνα που τον περιβάλλει, αποχετεύεται το υδατοειδές υγρό που τελικά με ειδικές φλέβες ξαναγυρίζει στη φλεβική κυκλοφορία. Η διαδικασία αυτή είναι σημαντική διότι αν ελαττωθεί ή σταματήσει, τότε αυξάνεται η ενδοφθάλμια πίεση με αποτέλεσμα τη δημιουργία της ασθένειας του γλαυκώματος. Φυσιολογικά υπάρχει ισορροπία στην παραγωγή και στην αποχέτευση του υδατοειδούς, δηλαδή όσο παράγεται τόσο

## 1. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

αποχετεύεται, με αποτέλεσμα η ενδοφθάλμια πίεση να είναι σταθερή (φυσιολογικά επίπεδα 15-20 mm Hg) και το περιεχόμενο του οφθαλμικού θαλάμου να ανανεώνεται πλήρως ανά 10ωρο. Εάν η πίεση είναι συνεχώς αυξημένη άνω των 20 mmHg, τότε προκαλείται πίεση στο οπτικό νεύρο προκαλώντας ατροφία των οπτικών ινών και καταστροφή του νεύρου.

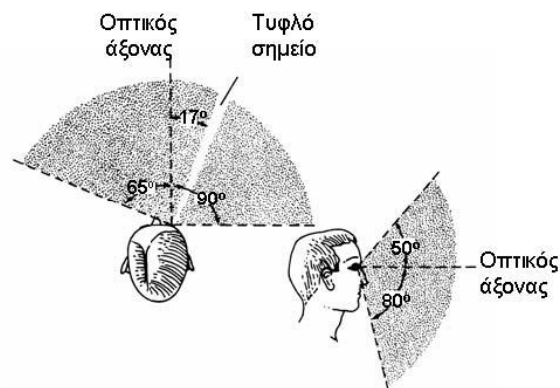
Αποτελείται περίπου από τα ίδια στοιχεία και συστατικά του ορού του αίματος χωρίς σχεδόν καθόλου πρωτεΐνες (0,5-1,6 mg/mL). Τροφοδοτεί το φακό και τον κερατοειδή με νάτριο, κάλιο, οξυγόνο και γλυκόζη. Σε φυσιολογικά επίπεδα περιέχει περίπου 98% νερό, έτσι η συγκέντρωση των βιολογικών μορίων είναι μικρότερη από 2%.

Συστατικό	Συγκέντρωση (mg/mL)
Νάτριο	3,75
Κάλιο	0,15
Ασβέστιο	0,07
Μαγνήσιο	0,03
Υδροχλωρικό Οξύ	7,7
Φωσφορικό άλας	0,06
Γαλακτικό οξύ	0,023
Γλυκόζη	0,6
Γλουταθιόνη	0,006

Πίνακας 1. 1 Σύσταση υδατοειδούς υγρού[27].

### 1.1.16 Υαλώδες σώμα

Περίπου 60% του συνολικού όγκου του οφθαλμού καταλαμβάνει το υαλοειδές σώμα ή υαλώδες, μία διαφανής ουσία σε μορφή γέλης. Βασικό του συστατικό είναι το νερό ενώ χρησιμεύει όχι μόνον ως διαθλαστικό μέσο αλλά και για τη διατήρηση της θέσης και του σχήματος του βολβού καθώς και για την στήριξη του φακού. Η παχύρρευστη σύνθεσή του επιτρέπει στο μάτι να επανακτά το αρχικό του σχήμα όταν συμπιεστεί. Με την ηλικία το υαλώδες σώμα γίνεται πιο υδαρό.



Σχήμα 1. 7 Η τυφλή περιοχή λόγω του οπτικού δίσκου.

### 1.1.17 Οπτικό νεύρο

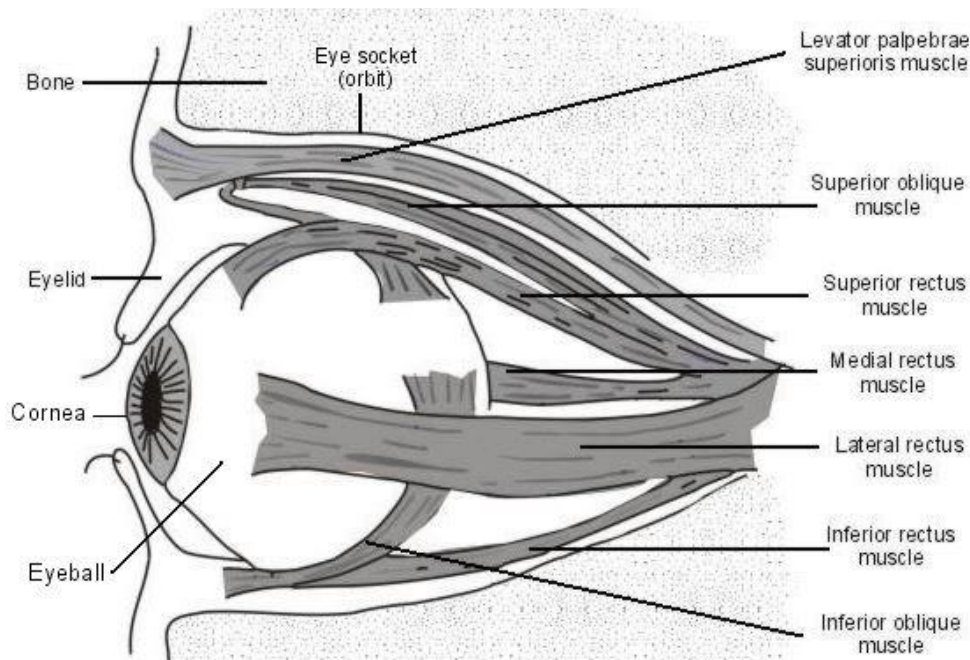
Το οπτικό νεύρο είναι το σημαντικότερο κρανιακό νεύρο που διαθέτουμε. Οι νευράξονες του οπτικού νεύρου ξεκινούν από τα περίπου 1,2 εκατομμύρια

γαγγλιακά κύτταρα που επενδύουν εσωτερικά τον αμφιβληστροειδή. Οι νευράξονες αυτοί κατευθύνονται προς το τετρημένο πέταλο του σκληρού και συμφύονται εντός της οπτικής θηλής (οπτικός δίσκος). Από εκεί σχηματίζουν το οπτικό νεύρο και μεταφέρουν τα δυναμικά ενεργείας τους προς τον εγκέφαλο. Η περιοχή του οπτικού δίσκου αναφέρεται ως τυφλό σημείο, διότι δεν μετέχει στην οπτική λειτουργία και στο οπτικό πεδίο, μέσω αυτού διέρχονται όλα τα οπτικά νεύρα. Η τυφλή περιοχή δύσκολα γίνεται αντιληπτή καθώς η όραση των δύο ματιών αλληλεπικαλύπτεται.

Το οπτικό νεύρο προσεγγίζει περίπου τα 4,5-5,0 cm μήκους και χωρίζεται σε 4 ανατομικά τμήματα: το ενδοφθάλμιο (1-2 mm), το ενδοκογχικό (25-30 mm), το ενδοτρηματικό (5-9 mm) και το και ενδοκράνιο (9-10 mm). Στον οπτικό δίσκο, η διάμετρος του οπτικού νεύρου μετράται μόνο σε 1,5-2,0 mm.

Οπτικά Στοιχεία Οφθαλμού	Δείκτης Διάθλασης
Κερατοειδής	1,376
Υδατοειδές υγρό	1,336
Εξωτερικός φλοιός φακού	1,380
Εσωτερικό φακού	1,410
Υαλοειδές υγρό	1,340
Δάκρυα	1,336

Πίνακας 1. 2 Δείκτες Διάθλασης των οπτικών στοιχείων του οφθαλμού[23],[24].



Σχήμα 1. 8 Οι Οφθαλμικοί μύες.

### 1.1.18 Οφθαλμικοί Μύες

Οι μύες που κινούν το βολβό του οφθαλμού καλούνται οφθαλμοκινητικοί. Ο βολβός κινείται γύρω από ένα σημείο που είναι το κέντρο περιστροφής του και βρίσκεται περίπου στο ύψος του ισημερινού. Οι οφθαλμοκινητικοί μύες είναι 6 και ομαδοποιούνται στους 4 ορθούς ( έσω, έξω, άνω και κάτω ορθός) και τους 2 λοξούς (άνω και κάτω λοξός).



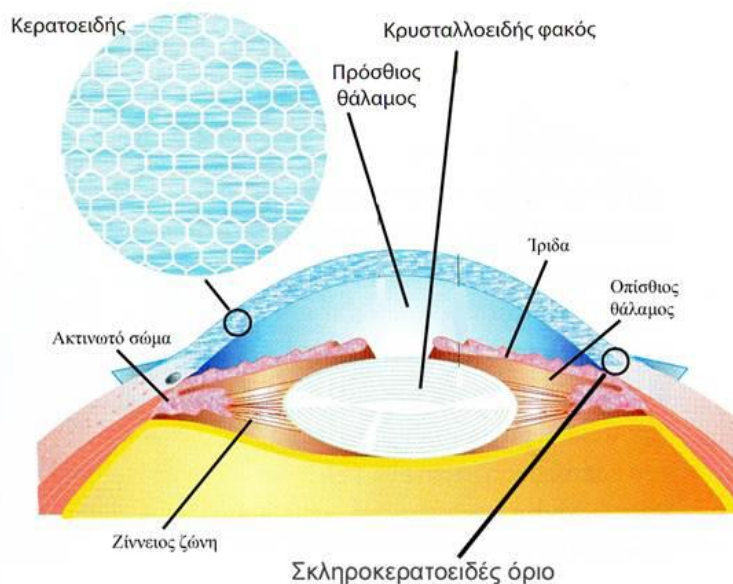
## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

- Άνω ορθός μυς. Βρίσκεται στο πάνω μέρος του βολβού. Όταν συσπάται, "τραβάει" το μάτι και το βλέμμα προς τα πάνω. Επίσης, λειτουργεί όταν τα μάτια στρέφονται προς τη μύτη.
- Κάτω ορθός μυς. Αντίθετα από τον άνω ορθό μυ κινεί το μάτι προς τα κάτω.
- Έξω ορθός μυς. Αυτός ο μυς κινεί τα μάτια προς τα έξω, δηλαδή προς την κατεύθυνση του αυτιού.
- Έσω ορθός μυς. Κάνει την ακριβώς αντίθετη κίνηση από τον έξω ορθό μυ (κινεί το μάτι προς την μύτη).
- Άνω λοξός μυς. Περιβάλλει το μάτι στο πίσω μέρος του. Σε συνδυασμό με τον κάτω λοξό μυ συμβάλει στη διαγώνια κίνηση του ματιού (από κάτω προς τα πλάγια και περιστροφικές κινήσεις).
- Κάτω λοξός μυς. Περιβάλλει το μάτι στο πίσω μέρος του και εκτείνεται μέχρι μπροστά. Συμβάλει στην διαγώνια κίνηση του ματιού.

## 1.2 Ο ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΗΣ ΧΙΤΩΝΑΣ

### 1.2.1 Εισαγωγή

Ο κερατοειδής είναι ο πρόσθιος χιτώνας του ματιού και φυσιολογικά στερείται αγγείων εξασφαλίζοντας την, απαραίτητη για την όραση μας, διαφάνεια. Αποτελεί το πιο ευαίσθητο τμήμα του οφθαλμού και ένα από τα βασικότερα μέρη του για την καλή εστίαση των αντικειμένων, έχοντας τη μεγαλύτερη διοπτρική ισχύ (43 διοπτρίες). Ο κερατοειδής λαμβάνει οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά από την ατμόσφαιρα, που τα μεταφέρει από την πρόσθια επιφάνεια του στην οπίσθια. Η οπίσθια επιφάνεια του εφυγραίνεται από το υδατοειδές υγρό. Αποτελείται από 5 διαφορετικές στιβάδες (επιθήλιο, στοιβάδα του Bowman, στρώμα, δεσκεμέτιος μεμβράνη, ενδοθήλιο), πολλές νευρικές απολήξεις και δεν προστατεύεται συνεχώς από τα βλέφαρα. Συνεπώς, υπάρχει μεγάλος κίνδυνος τραυματισμού ή μολύνσεων του και έστω ένας πολύ μικρός τραυματισμός του μπορεί να προκαλέσει έντονο πόνο, ερεθισμό, θολερότητα της όρασης, δακρύρροια και φωτοφοβία. Τα φυσιολογικά δάκρυα είναι εκείνα τα οποία προστατεύουν τον κερατοειδή από την ξήρανση και τις διάφορες μολύνσεις. Γενικά, οι τραυματισμοί, οι μολύνσεις, οι κληρονομικές παθήσεις, η έλλειψη δακρύων και οι χειρουργικοί τραυματισμοί (κυρίως μετά από γλαύκωμα ή καταρράκτη) μπορούν να προκαλέσουν σοβαρά προβλήματα στις στιβάδες του κερατοειδούς με αποτέλεσμα την ελάττωση της όρασης, μέχρι και την ολική τύφλωση.



Σχήμα 1. 9 Το πρόσθιο τμήμα του οφθαλμού.

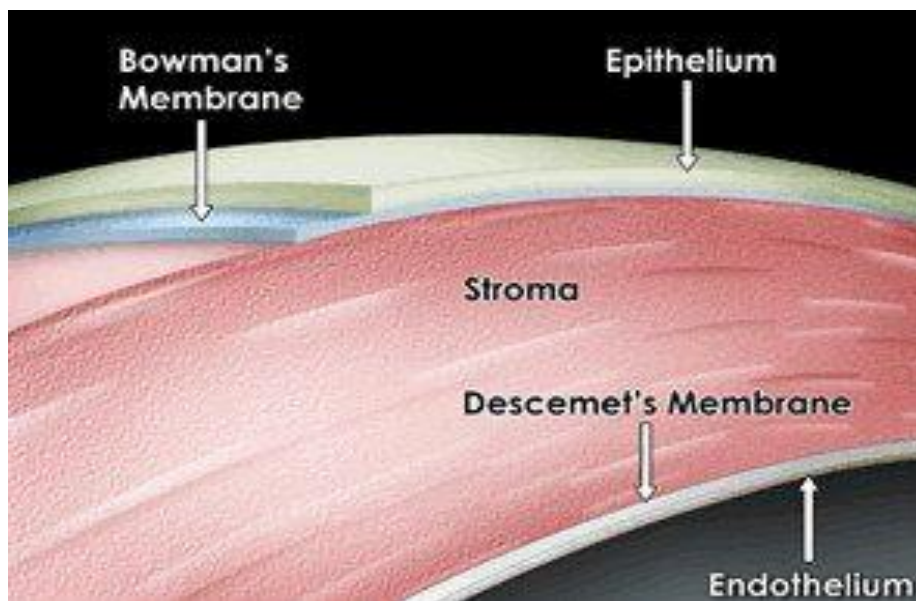
### 1.2.2 Δομή

Η δομή του αποτελείται από πέντε στοιβάδες (Σχήμα 1.9):

**Το επιθήλιο** (εξωτερική στιβάδα) είναι κυτταρικό στρώμα που καλύπτει την επιφάνεια του κερατοειδούς. Το πάχος του είναι μόνο 5-7 κυτταρικά επίπεδα (50μm) και δρα ως φραγμός για την διείσδυση μικροβίων και νοσογόνων ουσιών. Σε περίπτωση τραυματισμού του κερατοειδούς αναπτύσσει μηχανισμούς

## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

αναγέννησης. Όταν όμως το τραύμα διαπεράσει το επιθήλιο και φτάσει βαθύτερα στον κερατοειδή μπορεί να αφήσει κάποια ουλή στο σημείο της οποίας ο κερατοειδής γίνεται αδιαφανής. Η επιφανειακή μη κερατινοποιημένη στιβάδα του επιθηλίου αποτελείται από 2 σειρές αποπλατυσμένων κυττάρων τα οποία όταν γηράσκουν, αποπίπτουν και αντικαθίστανται από νεότερα που προέρχονται από τη μεσαία στιβάδα. Η μεσαία στιβάδα του επιθηλίου αποτελείται από 2-3 στίχους πολυεδρικών κυττάρων, τα οποία ενώνονται με τα υποκείμενα βασικά κύτταρα με δεσμοσώματα. Η βασική στιβάδα του επιθηλίου αποτελείται από ένα στίχο κυλινδρικών κυττάρων. Τα βασικά κύτταρα δημιουργούνται από μητρικά κύτταρα που υπάρχουν στην περιφέρεια του κερατοειδούς (και συγκεκριμένα στο σκληροκερατοειδικό όριο) και από τα οποία το επιθήλιο ανανεώνεται περίπου κάθε επτά μέρες. Πάνω στο επιθήλιο βρίσκεται η δακρυϊκή στιβάδα. Το στρώμα των δακρύων, στην εξωτερική επιφάνειά του, διατηρεί τις οπτικές ιδιότητες του κερατοειδούς, συμβάλλει στο μεταβολισμό του και η διαταραχή του οδηγεί σε παθολογικές καταστάσεις.

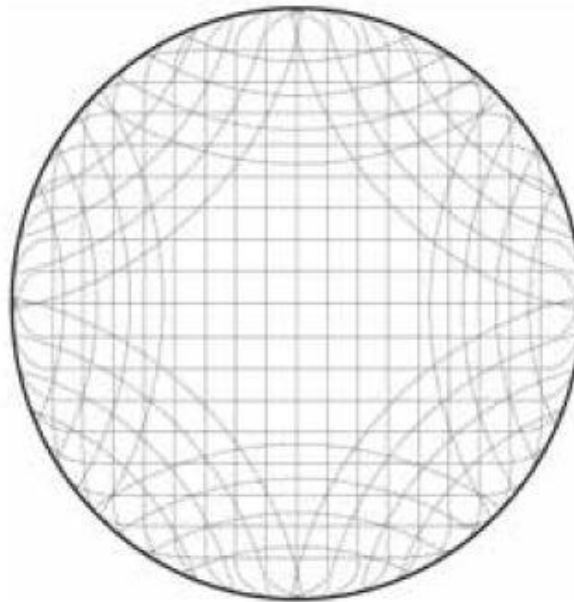


Σχήμα 1.9 Οι Στιβάδες του κερατοειδούς.

**Το πρόσθιο πέταλο** (βωμάντειο) βρίσκεται ακριβώς κάτω από το επιθήλιο. Η μεμβράνη του Bowman έχει πάχος 8-14 $\mu\text{m}$  και είναι ινώδης στιβάδα που αποτελείται από ινίδια κολλαγόνου, τα οποία διαπλέκονται μέσα σε περιβάλλον βλεννοπρωτεΐνης. Είναι πολύ ανθεκτική επιφάνεια που προστατεύει τον κερατοειδή από τραυματισμούς. Η μεμβράνη του Bowman είναι μια ακυταρική μεμβράνη, και δεν αναγεννάται. Όταν καταστραφεί αντικαθίσταται από επιθηλιακά κύτταρα ή ουλή του στρώματος.

**Το στρώμα** ή ίδια ουσία, αποτελεί το μεγαλύτερο τμήμα του (90% του όγκου του κερατοειδούς), δηλαδή την παχύτερη στιβάδα (500 $\mu\text{m}$ ) και βρίσκεται κάτω από τη μεμβράνη του Bowman. Σχηματίζεται από ελάσματα ινιδίων κολλαγόνου, ινοβλάστες (κερατοκύτταρα) και θεμέλιο ουσία. Τα ελάσματα από κολλαγόνο, 200-250 συνολικά στον αριθμό, επικάθονται το ένα επί του άλλου και διατάσσονται παράλληλα τόσο μεταξύ τους όσο και προς την επιφάνεια του κερατοειδούς. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η μηχανική ιστροπία στις κάθετες στον οπτικό

άξονα κατευθύνσεις, καθώς επίσης εξασφαλίζεται ότι η μέση απόσταση μεταξύ των δομικών στοιχείων του στρώματος είναι πολύ μικρότερη από το μήκος κύματος του ορατού φωτός, του οποίου καλείται να υποστηρίξει τη διάδοση. Τα κύτταρα του στρώματος διακρίνονται σε μόνιμα (κερατοκύτταρα) και μεταναστευτικά (λεμφοκύτταρα, πολυμορφοπύρρηνα, λευκοκύτταρα και μακροφάγα). Η εξωκυττάρια ουσία που περιβάλλει τα ινίδια κολλαγόνου αποτελείται από πρωτεογλυκάνες και γλυκοζαμινογλυκάνες, στις οποίες δεσμεύεται νερό μέσω δεσμών υδρογόνου, καθώς επίσης και διάσπαρτα κερατοκύτταρα των οποίων ο ρόλος είναι η επουλωτική δραστηριότητα σε περίπτωση τραυματισμού του κερατοειδούς. Λόγω της δομής και του όγκου του στρώματος, σ' αυτό οφείλονται οι μηχανικές ιδιότητες του κερατοειδούς.



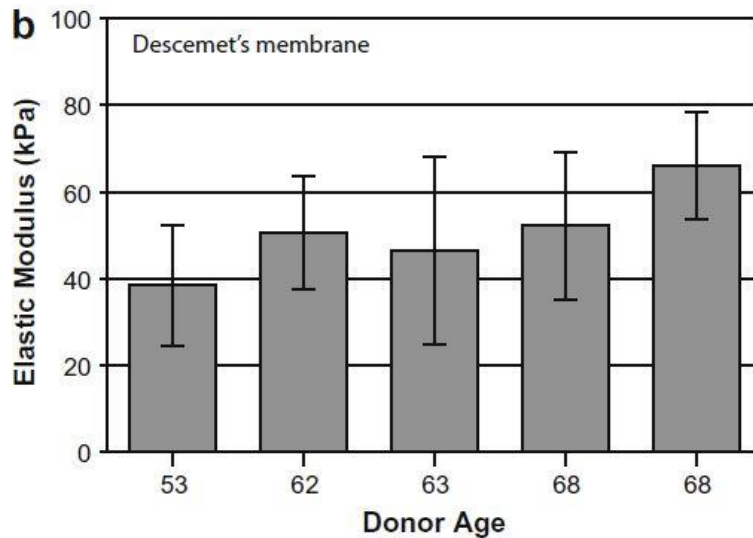
Σχήμα 1. 10 Σχηματική αναπαράσταση της διεύθυνσης των ινών του κερατοειδούς στο ανθρώπινο μάτι. Μοντέλο όπως προτάθηκε από τους Nathaniel E. Knox Cartwright και Christopher C. Hull [19].

**Το οπίσθιο ελαστικό πέταλο** (Δεσκεμέτειος υμένας ή "μεμβράνη"), είναι ιδιαίτερα ανθεκτικό και προστατεύει από σοβαρούς τραυματισμούς το ευαίσθητο ενδοθήλιο που βρίσκεται από κάτω. Είναι ομοιογενής μεμβράνη η οποία εύκολα μπορεί να αποχωριστεί από το στρώμα και το ενδοθήλιο. Αποτελείται από λεπτά ινίδια κολλαγόνου (τύπου IV και VIII) με ομοιόμορφη κατανομή, από τις πρωτεΐνες φμπρονεκτίνη και λαμινίνη και από πρωτεογλυκάνες που περιέχουν θειική ηπαράνη, θειική δερματάνη και θειική κερατάνη. Κατά τη γέννηση έχει πάχος 2μm, αλλά φτάνει μέχρι τα 10μm σε προχωρημένη ηλικία. Με την ηλικία αυξάνεται το οπίσθιο τμήμα της μεμβράνης. Η μεμβράνη του Descemet μπορεί να αναπληρωθεί από τα ενδοθηλιακά κύτταρα που την εκκρίνουν. Πρόσφατες μελέτες αναφέρουν την ύπαρξη ενός νέου ακυτταρικού (συντίθεται κυρίως από κολλαγόνο) στρώματος (Dua's layer) μεταξύ του στρώματος και της μεμβράνης του Descemet [25].

**Το ενδοθήλιο** τον κερατοειδούς αποτελείται από ένα στίχο αποπλατυσμένων εξαγωνικών πολυεδρικών κυττάρων, τα οποία συνδέονται μεταξύ τους με ενδοεγκολπώσεις και χαλαρές συνδέσεις δημιουργώντας έναν φραγμό. Ο φραγμός δεν είναι απόλυτα στεγανός και επιτρέπει την είσοδο, δια των μεσοκυττάρων διαστημάτων, θρεπτικών ουσιών όπως γλυκόζης και αμινοξέων που

## 1. ANATOMIA ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

συνοδεύονται και από ύδωρ. Η περίσσεια του ύδατος αποβάλλεται με ενεργό μηχανισμό, την αντλία του ενδοθηλίου, που μεταφέρει ιόντα και ύδωρ και διατηρεί ισορροπία της διάχυσης υγρών και ενεργού μεταφοράς υγρών. Τα κύτταρα του ενδοθηλίου δε διαιρούνται και δεν αναπληρώνονται γεγονός που οδηγεί στην ελάττωση της κυτταρικής πυκνότητας με την ηλικία, με μία μέση απώλεια κυττάρων της τάξης του 0.3% με 0.6% ανά έτος.



Σχήμα 1. 11 Μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας της μεμβράνης του Descemet με την ηλικία. Από μετρήσεις των Julie A. Last , Sara J. Liliensiek , Paul F. Nealey , Christopher J. Murphy[20].

### 1.2.3 Σχήμα και διαστάσεις

Ο κερατοειδής καλύπτει το 1/5 της επιφάνειας του οφθαλμού ενώ το 1/3 της κεντρικής του επιφάνειας λέγεται Οπτική ζώνη. Το σχήμα του είναι οβάλ με μέσο μήκος 11,5 mm και πλάτος 11 mm. Το πάχος του κερατοειδούς σε ενήλικες είναι περίπου 550 μm στο κέντρο ενώ αυξάνεται στην περιφέρεια.

Η καμπυλότητα της πρόσθιας επιφάνειας είναι κατά μέσο όρο 7,8 mm ενώ της οπίσθιας 6,4 mm. Η πρόσθια επιφάνεια του, είναι κυρτότερη στην κεντρική μοίρα και γενικώς κυρτότερη του σκληρού. Η περιφέρειά του μεταπίπτει βαθμιαία στο σκληρό επικαλυπτόμενη από αυτόν κυρίως πάνω και κάτω παρά στα πλάγια, για τον λόγο αυτό το σχήμα του είναι ελλειψοειδές. Ο κερατοειδής λειτουργεί ως ένα κυρτό κάτοπτρο και έχει δείκτη διάθλασης 1,376. Οι διάφορες ανωμαλίες στην επιφάνεια του κερατοειδούς μπορούν να εισάγουν εκτροπές στο οπτικό σύστημα του οφθαλμού με αποτέλεσμα να επηρεάσουν την λειτουργία της όρασης.

### 1.2.4 Σύσταση και μηχανικές ιδιότητες

Το νερό αποτελεί το 78% της σύστασης του κερατοειδούς, γεγονός στο οποίο οφείλει και τη διαφάνειά του. Επίσης περιέχει 15% κολλαγόνο, 5% άλλες πρωτεΐνες, 1% γλυκοσαμινο-γλυκάσες και 1% άλας.

Το σύνολο των δυνάμεων και των μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται στο εσωτερικό του κερατοειδούς, από τα επιμέρους δομικά στοιχεία του, παίζουν σημαντικό ρόλο στην διαμόρφωση και την διατήρηση του ομοιόμορφου και

συμμετρικού σχήματος του κερατοειδούς. Από τα προαναφερθέντα δομικά στοιχεία του κερατοειδούς, μόνο η στιβάδα του Bowman και το στρώμα, αποτελούνται και από ινίδια κολλαγόνου τα οποία είναι και υπεύθυνα για την εμβιομηχανική συμπεριφορά του κερατοειδούς. Ο ρόλος του επιθηλίου στη καμπυλότητα του κερατοειδούς είναι ελάχιστος έως μηδενικός. Η ευκαμψία της Δεσκεμετίου μεμβράνης εξασφαλίζει την ανοχή ενός μεγάλου εύρους δυνάμεων, προερχόμενες από την ενδοφθάλμια πίεση, αποκλείοντας συγχρόνως κατ' αυτόν τον τρόπο τάσεις προερχόμενες από το στρώμα, να διέλθουν προς το ενδοθήλιο. Τέλος, η στιβάδα του Bowman δεν επιφέρει μετρήσιμες αλλαγές στις μηχανικές ιδιότητες του κερατοειδούς.

Ο κερατοειδής χαρακτηρίζεται ως ανισοτροπικό μέσο με μη γραμμική ελαστική και ιξωδοελαστική συμπεριφορά. Για την περιγραφή ενός τόσο σύνθετου μέσου απαιτείται ένα αρκετά περίπλοκο μοντέλο. Μια αρκετά απλουστευμένη περιγραφή ωστόσο των ιδιοτήτων του κερατοειδούς, μπορεί να προκύψει και από το μέτρο ελαστικότητας. Ελαστικό, χαρακτηρίζεται ένα μέσο, το οποίο ανακτά το αρχικό του σχήμα και τις αρχικές του διαστάσεις μετά από μηχανική τάση, ακολουθώντας ακριβώς την ίδια διαδρομή κατά την φόρτιση και την αποφόρτιση της μηχανικής τάσης. Το μέτρο ελαστικότητας αποτελεί την κλίση της καμπύλης, σε ένα διάγραμμα τάσης/παραμόρφωσης. Οι βιολογικοί ιστοί, αν και εμφανίζουν γραμμική συμπεριφορά σε μικρές τάσεις, συνολικά αποδίδουν μια μη γραμμική και ιξωδοελαστική συμπεριφορά.

E value MPa (IOP mm Hg)	Author	Method
6.8	Nyquist (1968)	Strip extensimetry
57 (2350)	Andreassen et al. (1980)	Strip extensimetry
4 (30)	Nash et al. (1982)	Strip extensimetry
0.37 (10)	Woo et al. (1972)	Intact cornea, in-plane
0.025	Sjontoft and Edmund (1987)	Intact cornea, in-plane
3.0 (6)	Hjortdal (1995)	Intact cornea, in-plane
0.027	Schwartz et al. (1966)	Intact cornea, normal (cross-plane)
0.030	Battaglioni and Kamm (1984)	Intact cornea, normal (cross-plane)

**Σχήμα 1. 12 Μέτρηση του μέτρου ελαστικότητας του κερατοειδούς. Η ποικιλία τιμών οφείλεται στη μη γραμμική και ιξωδοελαστική συμπεριφορά[19].**

Σημαντική επίσης, είναι η συμπεριφορά αυτών των ανελαστικών, μη γραμμικών συστημάτων, υπό τάση σε βάθος χρόνου. Όταν οι μηχανικές τάσεις ασκούνται για μεγάλο χρονικό διάστημα (όπως στην περίπτωση του κερατοειδούς), τέτοιου είδους συστήματα συμπεριφέρονται ως ιξωδοελαστικά με αποτέλεσμα την εμφάνιση φαινομένων όπως η *υστέρηση*, η *χαλάρωση λόγω διατμητικής τάσης*, και ο *ερπυσμός*. Η υστέρηση είναι ένα χαρακτηριστικό των ιξωδοελαστικών συστημάτων, κατά την οποία η μηχανική αποφόρτιση ακολουθεί διαφορετική



## 1. ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

διαδρομή από αυτήν της φόρτισης. Το φαινόμενο του ερπυσμού εξαρτάται από τον χρόνο και πρόκειται για μια περαιτέρω επιμήκυνση, κατά την μακρά, χρονικά, άσκηση σταθερής τάσης. Χαρακτηριστικό παράδειγμα του φαινομένου είναι η *εκτασία του κερατοειδούς*, μια παθογενής κατάσταση του κερατοειδούς η οποία οφείλεται καθαρά στην μακροχρόνια και διαρκή άσκηση (ενδοφθάλμιας) πίεσης. Τέλος, η χαλάρωση κατά την διάρκεια διατηρητικής τάσεως. Παρατηρείται μια μικρή, αλλά αξιοσημείωτη χαλάρωση στον ιστό μετά από βαθμιαία άσκηση φορτίου, και διατήρηση μιας σταθερής τιμής (φορτίου) για ένα χρονικό διάστημα.

Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες του κερατοειδούς είναι το επίπεδο ενυδάτωσής του και το γεγονός ότι ο κερατοειδής είναι ένα ζωντανό και δυναμικό σύστημα καθιστά ακόμα πιο δύσκολη την μοντελοποίηση της εμβιομηχανικής του συμπεριφοράς σε βάθος χρόνου ιδιαίτερα όταν υποστεί κάποια επέμβαση ή τραυματισμό.

Στοιβάδα κερατοειδούς	Ποσοστό στον όγκο του κερατοειδούς(%)
Επιθήλιο	7
Βωμάντειο πέταλο (Bowman's membrane)	1
Στρώμα	90
Δεσκεμέτειος υμένος (Descemet's membrane)	1
Ενδοθήλιο	1

Πίνακας 1. 3 Αναλογία πάχους των στοιβάδων του κερατοειδούς [7].

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

### 2.1 ΣΚΕΔΑΣΗ ΤΟΥ ΦΩΤΟΣ

Με τον όρο “σκέδαση του φωτός” περιγράφεται η τυχαία αλλαγή της κατεύθυνσης διάδοσης του φωτός, λόγω των ανομοιογενειών του μέσου στο οποίο διαδίδεται. Ο όρος είναι εξαιρετικά γενικός και περιλαμβάνει πολλές διαφορετικές φυσικές διεργασίες. Ένα γενικός διαχωρισμός μπορεί να πραγματοποιηθεί με βάση το εάν το φωτόνιο διατηρεί την ενέργειά του και έτσι η σκέδαση διακρίνεται:

- στην *ελαστική* σκέδαση, κατά την οποία το φωτόνιο υφίσταται μηδενική ή πολύ μικρή ανταλλαγή ενέργειας (σκεδάσεις Rayleigh και Mie) και
- στην *ανελαστική* σκέδαση, η οποία περιλαμβάνει μεταβολή της ενέργειας του φωτονίου (σκεδάσεις Brillouin, Raman, ανελαστική σκέδαση ακτίνων X και σκέδαση Compton).

Οι ανομοιογένειες που μπορούν να προκαλέσουν σκέδαση, ονομάζονται σκεδαστές ή κέντρα σκέδασης.

Στην σκέδαση H/M ακτινοβολίας από σωματίδια πολύ μεγάλα σε σχέση με το μήκος κύματος, το προσπίπτον επίπεδο μέτωπο κύματος μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από οπτικές ακτίνες που χτυπούν το σωματίδιο και περνούν κατά μήκος αυτού, δημιουργώντας δύο διαφορετικά φαινόμενα:

- Ανάκλαση και Διάθλαση
- Περίθλαση

**Ανάκλαση και Διάθλαση.** Στο φαινόμενο της ανάκλασης και διάθλασης οι ακτίνες προσπίπτουν στην επιφάνεια του σωματιδίου, ανακλώνται και διαθλώνται. Το φως που διαθλάται εξέρχεται από το σωματίδιο μετά από μία ακόμα διάθλαση. Έτσι το φως που ανακλάται από την επιφάνεια του σωματιδίου και αυτό που εξέρχεται έχοντας διέλθει από το εσωτερικό του, συνεισφέρουν στη συνολική κατανομή της έντασης στο μακρινό πεδίο από το κέντρο σκέδασης. Το ποσοστό της ενέργειας που απορροφάται ή σκεδάζεται καθώς και η γωνιακή κατανομή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, εξαρτάται από τη μορφή, τη σύνθεση του σωματιδίου και την κατάσταση της επιφάνειάς του. Για την περίπτωση της διάθλασης η μονάδα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της κλίσης των ακτίνων μιας φωτεινής δέσμης είναι η διοπτρία (D).

$$D = \frac{1}{\text{Απόσταση σε μέτρα}} \quad (2.1)$$

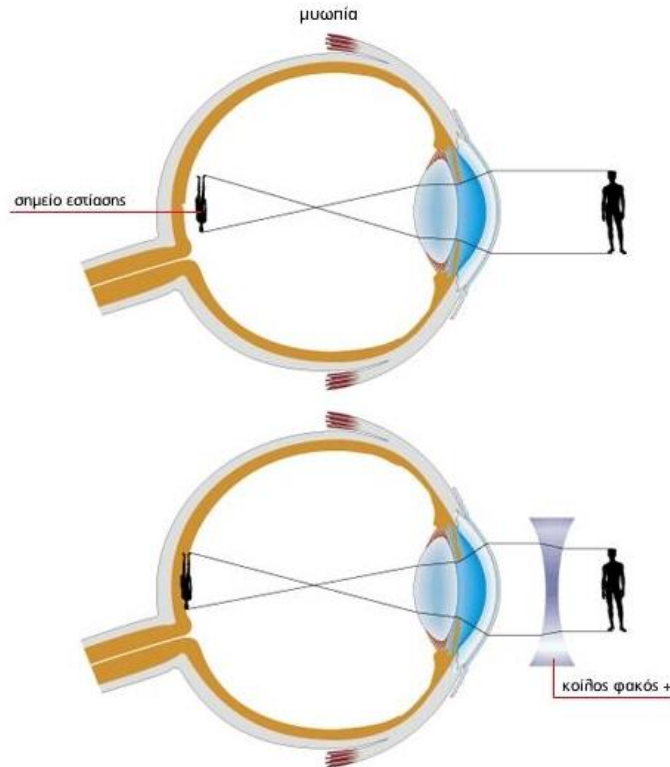
Στην περίπτωση που έχουμε απόκλιση (αρνητική κλίση) μπροστά από τις διοπτρίες τοποθετούμε αρνητικό πρόσημο ενώ αν έχουμε σύγκλιση (θετική κλίση) μπροστά από τις διοπτρίες τοποθετούμε θετικό πρόσημο.

**Περίθλαση.** Κατά το φαινόμενο της περίθλασης οι ακτίνες που περνούν κατά μήκος του σωματιδίου σχηματίζουν ένα ημιτελές επίπεδο μέτωπο κύματος, το οποίο δημιουργεί φαινόμενα περίθλασης, της οποίας η κατανομή εξαρτάται από το μέγεθος και την μορφή του σκεδαστή. Κρατώντας σταθερό το μέγεθος του σωματιδίου και μειώνοντας το μήκος κύματος η συνολική κατανομή της έντασης θα αποτελείται από δύο μέρη, ένα πολύ στενό και έντονο λοβό λόγω περίθλασης και μία λιγότερη έντονη ακτινοβολία προς όλες τις κατευθύνσεις. Απεναντίας



## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

αυξάνοντας το μήκος κύματος φτάνουμε σε ένα στάδιο όπου οι δύο κατανομές είναι συγκρίσιμες σε ένταση και γωνιακή έκταση. Η 'θεωρία της ανώμαλης περίθλασης περιγράφει το εύρος των μεγεθών όπου οι δύο κατανομές έχουν συγκρίσιμη ένταση.

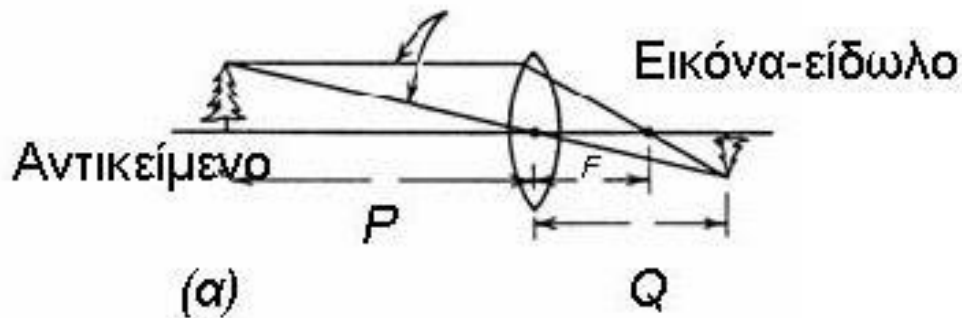


Σχήμα 2. 1 Η διόρθωση της μυωπίας και το φαινόμενο της διάθλασης του φωτός στο φακό.

Κατά την διάδοση της Η/Μ ακτινοβολίας μέσα από τα οπτικά στοιχεία του οφθαλμού, η Η/Μ ακτινοβολία προσπίπτει στα ανατομικά χαρακτηριστικά των δομών του. Η αλληλεπίδραση αυτής με κύτταρα και κυτταρικές δομές που έχουν διαστάσεις συγκρίσιμες ή και μεγαλύτερες από το μήκος κύματος προκαλεί την σκέδασή της. Οι δύο κύριες πηγές σκέδασης στον οφθαλμό είναι ο κερατοειδής και ο κρυσταλλοειδής φακός (Σχήμα 2.1). Τα 2/3 της ικανότητας του οφθαλμού να εστιάζει οφείλονται στον κερατοειδή και το 1/3 στο φακό, ο οποίος αλλάζει καμπυλότητα ώστε να εστιάζει πάνω στον αμφιβληστροειδή (προσαρμογή).

Ο κερατοειδής είναι ένας διαφανής ιστός που επιτρέπει την ελεύθερη διάδοση της Η/Μ ακτινοβολίας στην περιοχή του ορατού. Η καλή διάταξη των δομών του κερατοειδούς έχει ως αποτέλεσμα την ελαχιστοποίηση της σκέδασης του φωτός, ενώ οι ατέλειες της διάταξης των ινών κολλαγόνου και τα κερατοκύτταρα είναι κύρια πηγή σκέδασης. Παθολογικές καταστάσεις του κερατοειδούς ωστόσο, όπως η απώλεια μεγάλου αριθμού ενδοθηλιακών κυττάρων καθώς και συνθήκες αυξημένης ενδοφθάλμιας πίεσης, μπορούν να αλλοιώσουν την διαφάνεια του κερατοειδούς, ενισχύοντας φαινόμενα σκέδασης της Η/Μ ακτινοβολίας. Επιπλέον παράγοντες που συντελεί στην αυξημένη σκέδαση στον κερατοειδή αποτελούν οι επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής. Οι μέθοδοι PRK, LASIK, EPI-LASIK που ακολουθούνται για την διόρθωση του διαθλαστικού σφάλματος, οδηγούν σε αυξημένη μετεγχειρητική σκέδαση στον κερατοειδή κατά τα πρώτα στάδια

αποκατάστασης της όρασης των ασθενών, με αποτέλεσμα να επηρεάζεται άμεσα η ποιότητα της όρασής τους.



Σχήμα 2. 2 Δημιουργία ειδώλου από συγκλίνοντα φακό. Η απόσταση P του φακού από το αντικείμενο και η απόσταση Q του φακού από το σημείο που σχηματίζεται το είδωλο, σχετίζονται με την εστιακή απόσταση F ενός θετικού συγκλίνοντος φακού και δίνονται με την εξίσωση:  $1/F = 1/P + 1/Q$

## 2.2 ΕΚΤΡΟΠΕΣ

Η εμφάνιση των εκτροπών οφείλεται σε πολλές αιτίες, σχετικές με την γεωμετρία του συστήματος, της δέσμης και την κυματική φύση του φωτός. Το φως καθώς διαδίδεται και διαθλάται από τις διάφορες επιφάνειες του οφθαλμού και τις ατέλειες τους υφίσταται οπτικές εκτροπές, που υποβαθμίζουν την ποιότητα του ειδώλου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή. Οι εκτροπές του οφθαλμού χωρίζονται σε 2 κατηγορίες:

- σε αυτές που οφείλονται μόνο από τον κερατοειδή και
- στις εκτροπές που προέρχονται από ατέλειες ολόκληρου του οφθαλμού.

Παρότι οι εκτροπές θεωρούνται συνήθως ως «οπτικές αστοχίες» (optical defects), ο διαχωρισμός μεταξύ εκτροπών και διαθλαστικού σφάλματος γίνεται ολοένα και περιττός. Συνήθως, τα διαθλαστικά σφάλματα αναφέρονται ως χαμηλής τάξης οπτικές εκτροπές ή δεύτερης τάξης εκτροπές, ενώ αστοχίες όπως η σφαιρική εκτροπή και το κόμα αναφέρονται ως υψηλής τάξης εκτροπές, ξεκινώντας από τρίτης τάξης. Ο ανωτέρω διαχωρισμός σε δεύτερης, τρίτης, τέταρτης τάξης εκτροπές, γίνεται με βάση τα πολυώνυμα Zernike[28].

Για ένα ιδανικό οπτικό σύστημα, το οποίο δουλεύει στο μονοχρωματικό φως, όλες οι ακτίνες από ένα σημειακό αντικείμενο, συγκλίνουν σ' ένα μόνο σημείο στο χώρο του ειδώλου. Η θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου οφείλεται στη περίπτωση αυτή μόνο στην περίθλαση. Σε ένα ιδανικό οπτικό σύστημα τα σφαιρικά μέτωπα κύματος, έπειτα από την διάθλασή τους παραμένουν σφαιρικά. Σε ένα σύστημα όμως παρουσία εκτροπών, όπως σε έναν οφθαλμό, οι ακτίνες δεν συγκλίνουν πλέον σε ένα μόνο σημείο και τα σφαιρικά μέτωπα κύματος, έπειτα από τη διάθλασή τους, παύουν να είναι σφαιρικά.

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

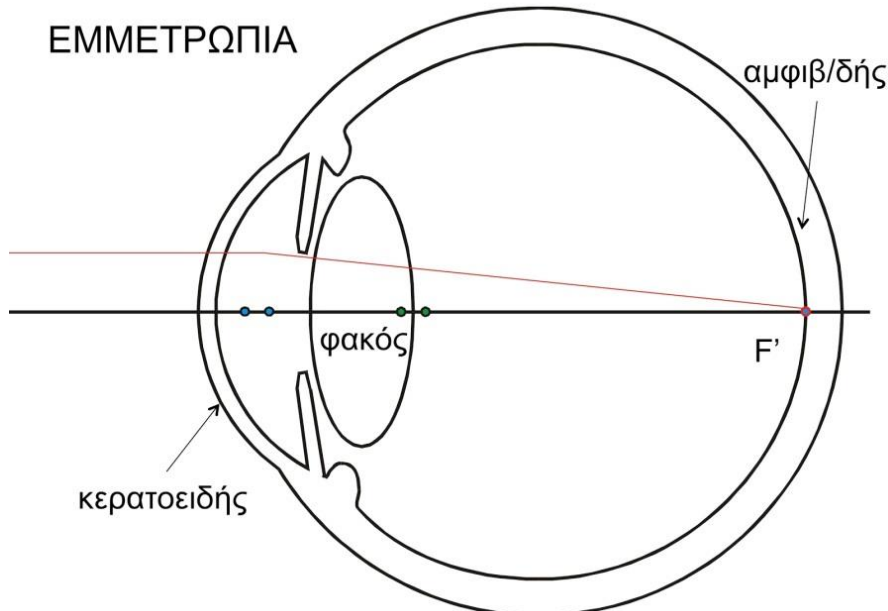
Πέραν όμως των μονοχρωματικών εκτροπών, τα οπτικά συστήματα παρουσιάζουν και χρωματικές εκτροπές εξαιτίας της διασποράς του φωτός στα οπτικά μέσα. Τέτοιου τύπου εκτροπές, είναι η διαμήκης και η εγκάρσια χρωματική εκτροπή.

### 2.3 ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΕΣ ΑΝΩΜΑΛΙΕΣ

#### 2.3.1 Φυσιολογική όραση-Εμμετροπία

Η λειτουργική όραση στον άνθρωπο προϋποθέτει το σχηματισμό ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Όπως κάθε οπτικό σύστημα που «συγκεντρώνει» το φως, έτσι και ο ανθρώπινος οφθαλμός αποτελείται από διαθλαστικές (κυρτές) επιφάνειες (κερατοειδής και κρυσταλλοειδής φακός) με σκοπό την σύγκλιση των ακτίνων του φωτός στον αμφιβληστροειδή. Επιπλέον η ευκρινής όραση στους νεαρούς οφθαλμούς εξασφαλίζεται για ένα μεγάλο εύρος αποστάσεων μέσω της διαδικασίας της προσαρμογής, δηλαδή της αύξησης της διαθλαστικής δύναμης του οφθαλμού μέσω της αύξησης της καμπυλότητάς του κρυσταλλοειδή φακού.

Ένας εμμετρικός (εν μέτρο) οφθαλμός, που αντιστοιχεί σε αυτό που ονομάζουμε «κανονικό» οφθαλμό (Σχήμα 2.3), είναι αποτέλεσμα της αρμονικής συσχέτισης των παραπάνω διαθλαστικών επιφανειών (κερατοειδής, φακός) με το μέγεθος (αξονικό μήκος) του οφθαλμού, εξασφαλίζοντας ευκρινή μακρινή και κοντινή όραση.



Σχήμα 2. 3 Εμμετροπία, το φως εστιάζεται στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή.

Κάποιοι οφθαλμοί διαφέρουν, έχουν για παράδειγμα μεγαλύτερο ή μικρότερο αξονικό μήκος από το «φυσιολογικό» οφθαλμό, με αποτέλεσμα η διαθλαστική ισχύς να μην εξασφαλίζει ευκρινή όραση για όλες τις αποστάσεις. Με άλλα λόγια ο οφθαλμός μπορεί να θεωρηθεί πως είναι πολύ ισχυρός/ασθενής για το μήκος του ή πολύ μακρύς/κοντός για τη συνολική διαθλαστική δύναμή του.

Αυτές οι διαθλαστικές καταστάσεις (διαθλαστικά σφάλματα) κατηγοριοποιούνται ως «αμετρωπίες». Υπολογίζεται πως περίπου 800 εκατομμύρια σε όλο τον κόσμο εμφανίζουν κάποιο διαθλαστικό σφάλμα όρασης (2.3 δισεκατομμύρια αν συνυπολογίσουμε και την πρεσβυωπία).

Η «εμμετρωποίηση», ο μηχανισμός που συντονίζει (συνήθως σε ηλικίες < 8 ετών), με τη συμμετοχή γενετικών και περιβαλλοντικών παραγόντων, την ανάπτυξη των συνιστωσών του οφθαλμού για την επίτευξη της εμμετρωπίας στους περισσότερους οφθαλμούς, είναι πιθανόν να «επέμβει» ώστε να αντισταθμίσει σε κάποιον βαθμό τα διαθλαστικά σφάλματα (π.χ. ο κερατοειδής να αναπτυχθεί με λιγότερη ισχύ για να διασφαλίσει ευκρινή όραση σε έναν οφθαλμό με μεγαλύτερο του κανονικού αξονικό μήκος).

### 2.3.2 Διαθλαστικά Σφάλματα

Ως μονοχρωματικές εκτροπές χαμηλής τάξης θεωρούνται, όπως προαναφέρθηκε, τα απλά διαθλαστικά σφάλματα (δεύτερης τάξης), δηλαδή το σφαίρωμα και ο αστιγματισμός. Η ύπαρξη αυτών των διαθλαστικών σφαλμάτων, έχει σαν συνέπεια την επίδρασή τους στην εστίαση των ακτίνων πάνω στο κεντρικό βοθρίο και συνεπώς την θόλωση του αμφιβληστροειδικού ειδώλου.

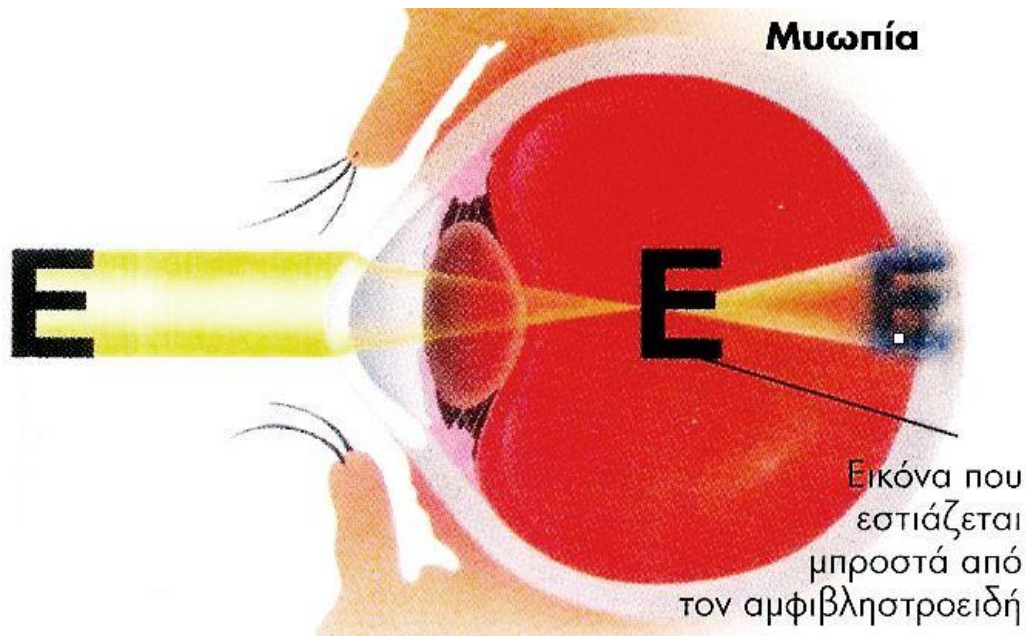
Για κάθε οφθαλμό, υπάρχει ένα σημείο στον χώρο από το οποίο οι προερχόμενες φωτεινές ακτίνες, διαθλώμενες από το οπτικό σύστημα του οφθαλμού, εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή ενώ ο οφθαλμός βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας (άπω σημείο). Η θέση του σημείου αυτού με την παραπάνω ιδιότητα χαρακτηρίζει και την διαθλαστική κατάσταση του οφθαλμού. Στον εμμέτρωπα οφθαλμό, οι διαθλώμενες από το οπτικό σύστημα παράλληλες ακτίνες, εστιάζονται στον αμφιβληστροειδή, προερχόμενες από ένα σημείο που βρίσκεται θεωρητικά στο άπειρο. Το σημείο αυτό συμπίπτει με το άπω σημείο του εμμετρωπικού οφθαλμού. Στη περίπτωση όμως που το άπω σημείο δε βρίσκεται σε άπειρη απόσταση μπροστά από τον οφθαλμό, τότε ο οφθαλμός αυτός είναι αμετρωπικός.

#### **Μυωπία**

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία ακτίνες φωτός, παράλληλες προς τον οπτικό άξονα του οφθαλμού, μετά τη διάθλαση τους εστιάζονται προ του αμφιβληστροειδούς, με αποτέλεσμα το είδωλο του αντικειμένου να μην απεικονίζεται ευκρινώς επί του αμφιβληστροειδούς. Αυτό οφείλεται, είτε σε πολύ μεγάλη διαθλαστική δύναμη (διαθλαστική μυωπία), είτε σε πολύ μεγάλο μήκος του οφθαλμού (αξονική μυωπία), είτε και στα δύο. Επειδή δεν είναι ορισμένη η τιμή που πρέπει να έχει ένας φυσιολογικός οφθαλμός, η μυωπία ορίζεται καλύτερα ως η κατάσταση όπου δεν υπάρχει η φυσιολογική σχέση μεταξύ διαθλαστικής δύναμης και προσθοπίσθιου άξονα του οφθαλμού, με αποτέλεσμα η εστίαση μιας παράλληλης δέσμης που εισέρχεται στο μάτι, να πραγματοποιείται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή. Όπως γίνεται σαφές από τα παραπάνω, ένα μυωπικό μάτι δεν μπορεί να διακρίνει καθαρά τα μακρινά αντικείμενα. Το άπω σημείο στον μύωπα δε βρίσκεται στο άπειρο, όπως συμβαίνει στον εμμέτρωπα, άλλα σε κάποιο σημείο πλησιέστερα προς τον οφθαλμό. Για να έχουμε λοιπόν στη περίπτωση αυτή ευκρινή όραση ενός αντικειμένου, πρέπει να το πλησιάσουμε προς τον οφθαλμό σε

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

κάποιο σημείο που ταυτίζεται με το άπω σημείο του μυωπικού οφθαλμού.

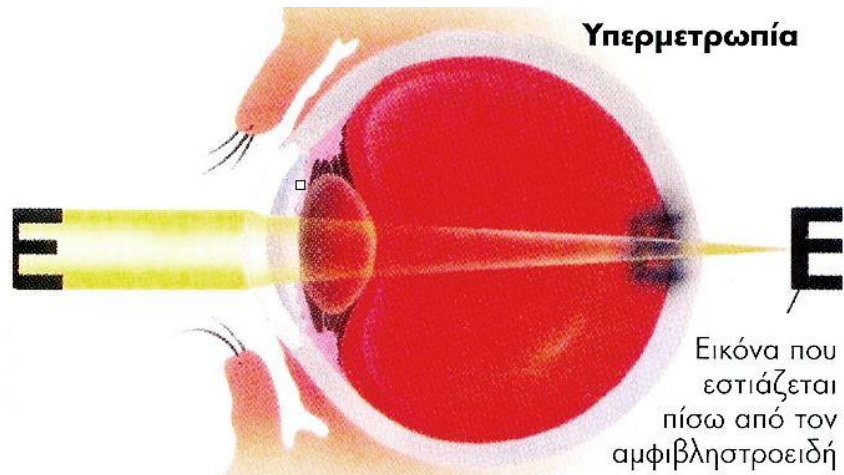


Σχήμα 2. 4 Μυωπία, η κύρια εστία εντοπίζεται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή.

### Υπερμετρωπία

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία, όταν ο οφθαλμός βρίσκεται σε ηρεμία (χαλάρωση της προσαρμογής), δέσμη παράλληλων ακτινών εστιάζονται πίσω από τον αμφιβληστροειδή. Αυτό μπορεί να οφείλεται είτε σε πολύ μικρή διαθλαστική δύναμη (διαθλαστική υπερμετρωπία), είτε σε πολύ μικρό αξονικό μήκος (αξονική υπερμετρωπία). Συνεπώς, υπερμετρωπία μπορούμε να πούμε ότι, είναι η κατάσταση όπου δεν υπάρχει η φυσιολογική σχέση μεταξύ διαθλαστικής δύναμης και προσθοπίσθιου άξονα του οφθαλμού, με αποτέλεσμα μια παράλληλη δέσμη ακτινών να εισέρχεται στον οφθαλμό και να σχηματίζει εστία πίσω από τον αμφιβληστροειδή. Στην πραγματικότητα δε σχηματίζεται εστία, αφού παρεμβάλλεται ο αμφιβληστροειδής και η εστία καθορίζεται από την προς τα πίσω προέκταση των ακτινών. Το υπερμετρωπικό μάτι δεν διακρίνει καθαρά ούτε τα μακρινά, ούτε τα κοντινά αντικείμενα, αφού η αποκλίνουσα δέσμη που αυτά στέλνουν στον οφθαλμό μετακινεί την εστία ακόμη πιο πίσω από τον αμφιβληστροειδή και έτσι μειώνεται ακόμη περισσότερο η ευκρίνεια την Σχήμα 4.ς. Η θέση του άπω σημείου στον υπερμέτρωπα βρίσκεται πίσω από τον οφθαλμό, στη θέση που θα εστίαζε η συγκλίνουσα δέσμη αν δεν παρεμβάλλονταν ο οφθαλμός. Η απόσταση του σημείου αυτού από τον κερατοειδή, είναι αντιστρόφως ανάλογη προς τον βαθμό της υπερμετρωπίας. Μικρού βαθμού υπερμετρωπία, και ιδίως σε νεαρά άτομα, μπορεί να εξουδετερωθεί με την λειτουργία της προσαρμογής.

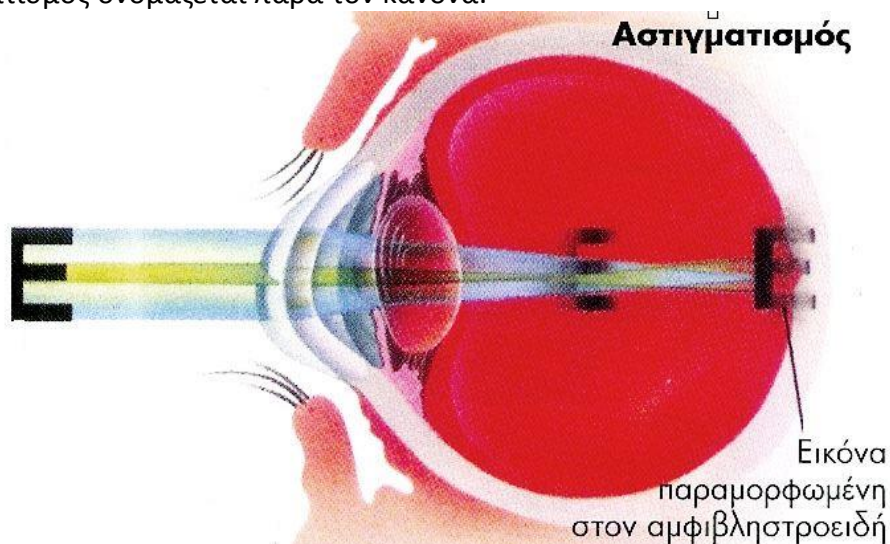




Σχήμα 2. 5 Υπερμετρωπία, η κύρια εστία του διαθλαστικού συστήματος του οφθαλμού εντοπίζεται πίσω από τον αμφιβληστροειδή

### Αστιγματισμός

Είναι η διαθλαστική ανωμαλία κατά την οποία η διαθλαστική ισχύς του διοπτρικού συστήματος αυτού, δεν είναι ίδια σε όλους τους μεσημβρινούς, με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατή η εστίαση όλων των ακτινών σε ένα σημείο. Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, αυτή η ανωμαλία οφείλεται στη μη ομαλή κατασκευή της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς και πολύ σπάνια στον φακό. Στον αστιγματισμό, ο κερατοειδής δεν δρα σαν σφαιρικός αλλά σαν σφαιροκυλινδρικός φακός. Μια παράλληλη δέσμη ακτινών περνώντας μέσα από τα διαθλαστικότερα μέσα ενός αστιγματικού ματιού δεν σχηματίζει μια εστία, αλλά διαμορφώνεται σε ένα κωνοειδές του Sturm. Έτσι, σχηματίζονται δύο εστιακές γραμμές κάθετες μεταξύ τους. Η πρώτη εστιακή γραμμή που σχηματίζεται, αντιστοιχεί στο διαθλαστικότερο μεσημβρινό του οπτικού συστήματος, ενώ η δεύτερη στο λιγότερο διαθλαστικό. Όταν ο διαθλαστικότερος (κυρτότερος) άξονας του οφθαλμού είναι ο κάθετος, ο αστιγματισμός ονομάζεται σύμφωνος με τον κανόνα, ενώ όταν ο διαθλαστικότερος άξονας είναι ο οριζόντιος, τότε ο αστιγματισμός ονομάζεται παρά τον κανόνα.



Σχήμα 2. 6 Αστιγματισμός, οι παράλληλες ακτίνες δεν διαθλώνται εξίσου σε όλους τους μεσημβρινούς.

**Πρεσβυωπία**

Ο φακός του ανθρώπου με την πάροδο της ηλικίας σκληραίνει προοδευτικά, λόγω απώλειας της ελαστικότητας των φακικών ινών, με αποτέλεσμα να μην μπορεί πλέον να μεταβάλλει τη κυρτότητα του και κατ' επέκταση, να αυξάνει τη διαθλαστική του ισχύ. Έτσι, το άτομο χάνει προοδευτικά την ικανότητα προσαρμογής και δεν μπορεί πλέον να διαβάσει καθαρά ένα αντικείμενο στην απόσταση των 33 cm, που είναι και η συνήθης απόσταση ανάγνωσης.

Την πρεσβυωπία, η οποία αντιπροσωπεύει την απώλεια της ικανότητας προσαρμογής του οφθαλμού με την ηλικία. Η πρεσβυωπία δεν είναι διαθλαστική ανωμαλία αλλά συχνά αναφέρεται ως τέτοια λόγω του γεγονότος ότι αντισταθμίζεται με τη χρήση γυαλιών για την υποβοήθηση της κοντινής όρασης. Στον υπερμέτρωπα η πρεσβυωπία εμφανίζεται νωρίτερα απ' ότι στον εμμέτρωπα ενώ οι μύωπες χρειάζονται πολύ αργότερα πρεσβυωπικά γυαλιά και σε ορισμένες περιπτώσεις δεν τα χρειάζονται καθόλου, ιδίως όταν η μυωπία είναι περίπου 3.0D.



Σχήμα 2. 7 Απλές διαθλαστικές ανωμαλίες.

## 2.4 ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

Σε άτομα με διαθλαστικές ανωμαλίες η εστίαση των φωτεινών ακτίνων στον αμφιβληστροειδή γίνεται είτε με τη βοήθεια των φακών (γυαλιών ή επαφής), είτε με τη διαθλαστική χειρουργική. Η διαθλαστική χειρουργική, με διάφορες μεθόδους αλλάζει την καμπυλότητα της επιφάνειας του ματιού ή τις οπτικές ιδιότητες του φακού του ματιού και βελτιώνει την όραση. Απαραίτητη προϋπόθεση είναι να έχει σταθεροποιηθεί η διαθλαστική ανωμαλία για ένα χρόνο τουλάχιστον και να μη παρουσιάζουν τα μάτια άλλες παθολογικές αλλοιώσεις.

Χρησιμοποιούνται διάφορες τεχνικές διόρθωσης. Η επιλογή της διαθλαστικής τεχνικής εξαρτάται από τις ιδιαιτερότητες του κάθε ασθενή όπως: η ηλικία, το μέγεθος του διαθλαστικού σφάλματος[28], ο τύπος της διαθλαστικής ανωμαλίας, η κατάσταση του οφθαλμού κτλ. Οι διάφορες τεχνικές που εφαρμόζονται γίνονται:

- Με ακτίνες LASER(ακτίνας excimer laser ArF)
- Χωρίς ακτίνες LASER: i) Αστιγματική κερατοτομή  
ii) Ενδόφθαλμοι διορθωτικοί φακοί  
iii) Ενδοστρωματικοί δακτύλιοι

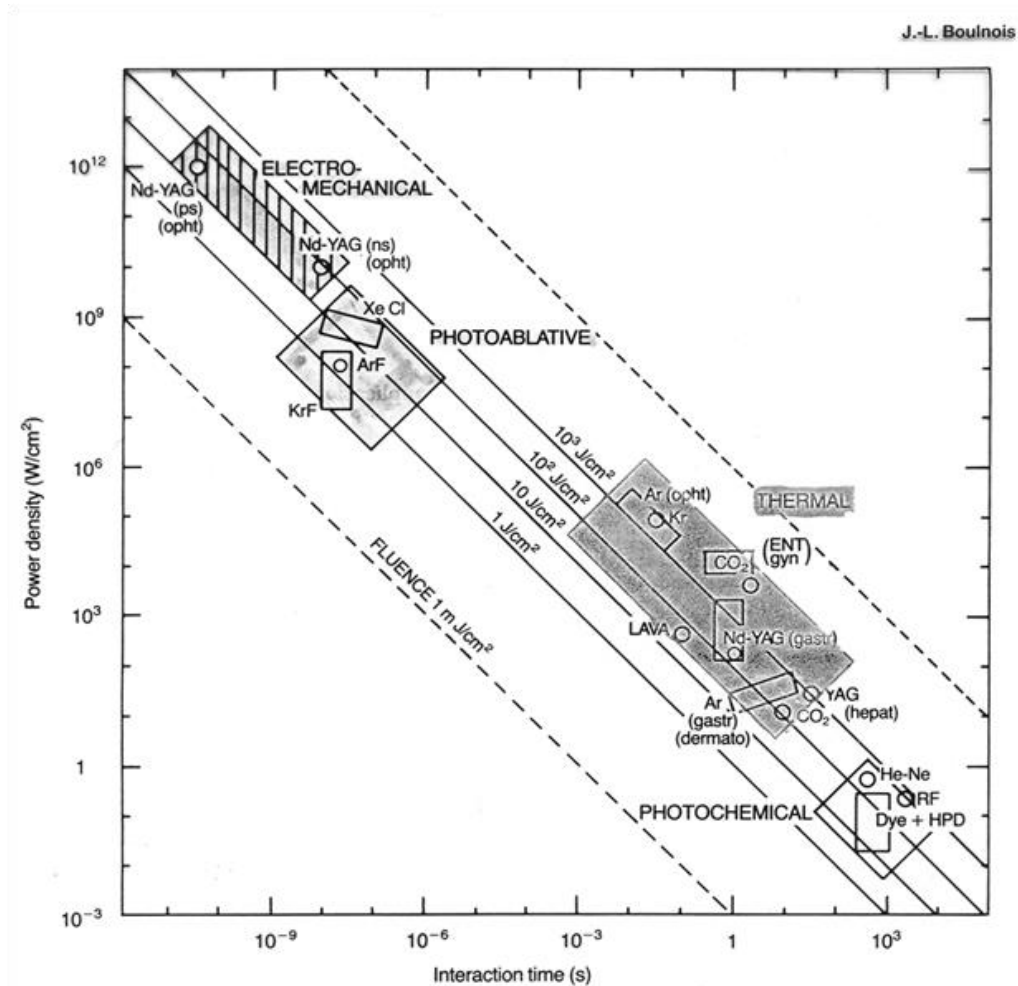
### 2.4.1 Η χρήση των Laser στην οφθαλμολογία

Οι επιδράσεις των laser στους οφθαλμικούς ιστούς μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις γενικές κατηγορίες: θερμικές, φωτοχημικές και επιδράσεις ιονισμού. Το μήκος κύματος ενός laser καθορίζει γενικά, ποιος εκ των τριών τύπων αλληλεπίδρασης θα εμφανιστεί. Τα ορατά μήκη κύματος προκαλούν θερμικές επιδράσεις (φωτοπηξία), τα υπέρυθρα επιδράσεις ιονισμού (φωτοδιάσπαση) και τα υπεριώδη μήκη κύματος προκαλούν φωτοχημικές επιδράσεις (φωτοεκτομή).

#### **Θερμικές επιδράσεις**

Θερμικές επιδράσεις συμβαίνουν όταν η απορρόφηση φωτονίων από εξωτερικά ηλεκτρόνια ή οι μοριακές ταλαντώσεις παράγουν αρκετή θερμότητα, ώστε να μετουσιωθούν τα βιομόρια λόγω διάσπασης των ασθενών δεσμών van der Waals οι οποίοι συντελούν στη σταθεροποίηση των πολύπλοκων δομών τους. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται φωτοπηξία. Ενώ κάποια μετουσίωση μπορεί να συμβεί ακόμη και στη κανονική σωματική θερμοκρασία, η διαδικασία του αναβολισμού διατηρεί μια ισορροπία, εκτός αν η αποσταθεροποίηση κερδίσει έδαφος λόγω χημικών μεταβολών ή αύξησης της θερμοκρασίας. Για να έχουμε θερμική καταστροφή του κερατοειδούς ή του αμφιβληστροειδούς απαιτείται αύξηση της θερμοκρασίας κατά 10 με 20 βαθμούς. Η έκταση της θερμικής καταστροφής είναι ανάλογη με το ύψος της θερμοκρασίας και την διάρκεια της επίδρασης.





Σχήμα 2. 8 Διάγραμμα πυκνότητας ισχύος ως συνάρτηση του χρόνου αλληλεπίδρασης. Φαίνεται και η επίδραση της ακτινοβολίας στους ιστούς.

### Φωτοχημικές επιδράσεις

Για να έχουμε φωτοχημική αντίδραση πρέπει να απορροφηθεί το φωτόνιο από τα ηλεκτρόνια της εξωτερικής στιβάδας, ώστε το άτομο να μεταπέσει σε κατάσταση ηλεκτρικής διέγερσης τέτοια που να μπορεί να ξεκινήσει η χημική αντίδραση. Η υπεριώδης ακτινοβολία με μήκη κύματος μικρότερα των 300nm γενικά προκαλεί φωτοχημικές αντιδράσεις σε βιολογικούς ιστούς. Οι ιστοί είναι ουσιαστικά αδιαφανείς σε αυτή την περιοχή ακτινοβολίας. Αν ένας ιστός εκτεθεί σε υπεριώδη ακτινοβολία μεγάλης ενέργειας ανά μονάδα επιφάνειας για πολύ μικρό χρονικό διάστημα, η επιφάνεια του θα εκταμεί κατά στιβάδες. Αυτή η διαδικασία μπορεί να ελεγχθεί επακριβώς και ονομάζεται φωτοεκτομή ή φωτοαποδόμηση.

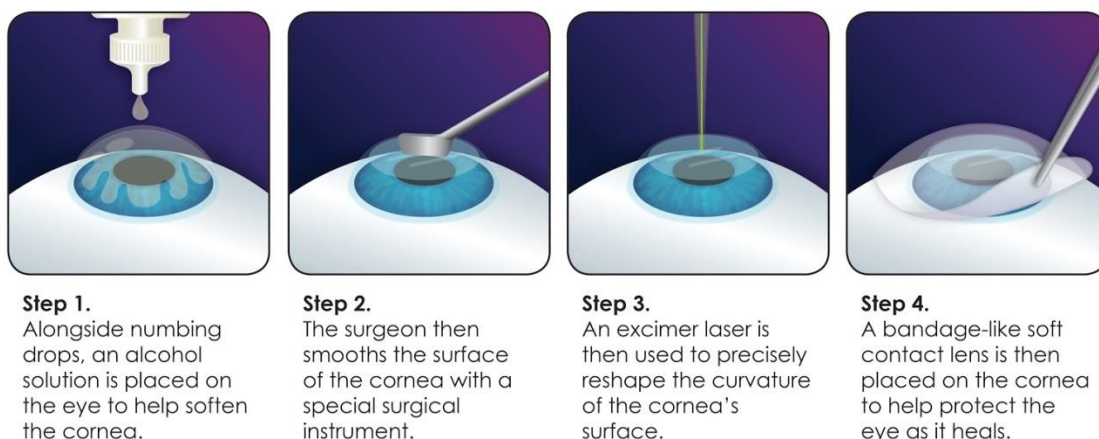
### Επιδράσεις Ιονισμού

Σε πολύ υψηλές ακτινοβολήσεις παρέχεται αρκετή ενέργεια ώστε να αποσπαστούν ηλεκτρόνια από άτομα και μόρια, ιονίζοντάς τα και έχοντας ως συνέπεια δευτερογενείς μηχανικές επιδράσεις. Αυτές επιτυγχάνονται αν

εστιάζουμε σε πολύ μικρούς στόχους για εξαιρετικά μικρά χρονικά διαστήματα από 30 ns έως 20 ps.

Η υψηλή ακτινοβολία ιονίζει την ύλη σε μικρό μέρος του χώρου στην περιοχή εστίασης αποσυνθέτοντας την σε ένα σύνολο ιόντων και ηλεκτρονίων που ονομάζεται πλάσμα. Μόλις σχηματιστεί, το πλάσμα απορροφά ή διαχέει την ακτινοβολία που φτάνει μετά το σχηματισμό του κατά τη διάρκεια του παλμού, προστατεύοντας έτσι τους υποκείμενους ιστούς από τα κατόπιν αφικνούμενα φωτόνια και εξαπλώνεται αστραπιαία προκαλώντας δονήσεις και ηχητικά κύματα που μηχανικά διασπούν τους γειτονικούς ιστούς. Η διαδικασία εδώ ονομάζεται φωτοδιάσπαση.

### PRK Procedure



Σχήμα 2. 9 Διαδικασία φωτοδιαθλαστικής κερατεκτομής(PRK)

#### 2.4.2 PRK : Photo-Refractive Keratectomy (Φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή)

Η φωτοδιαθλαστική κερατεκτομή (Σχήμα2.9) εμφανίστηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1980 και αποτελεί έκτοτε μια από της κυριότερες τεχνικές διαθλαστικής χειρουργικής, ειδικά για τις χαμηλές μυωπίες. Είναι πολύ αποτελεσματική στην διόρθωση μικρών βαθμών μυωπίας, με ή χωρίς αστιγματισμό. Για την μέθοδο PRK, χρησιμοποιείται σύστημα λέιζερ (Excimer Laser) που ελέγχεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή και αναδιαμορφώνει την επιφάνεια του κερατοειδούς, ώστε τα αντικείμενα να εστιάζονται πλέον επάνω στον αμφιβληστροειδή βελτιώνοντας τη καθαρότητα όρασης.

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

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

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

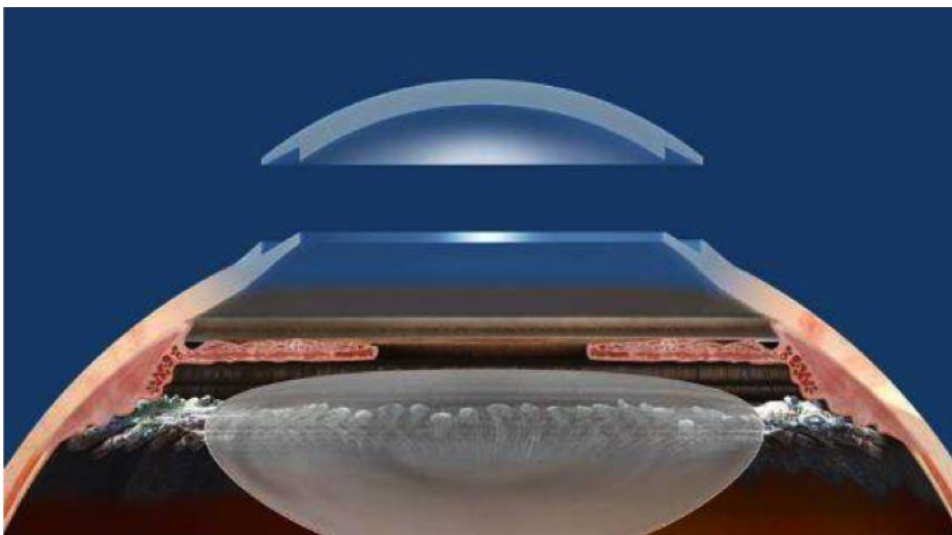
Για την περίπτωση της διόρθωσης της μυωπίας το κεντρικό βάθος της εκτομής δίνεται προσεγγιστικά από την εξίσωση του Munnerlyn:

$$KB = \frac{\Delta\Phi}{3} \delta^2 \quad (2.2)$$

όπου KB το κεντρικό βάθος σε mm,  $\Delta\Phi$  η επιθυμητή αλλαγή της καμπυλότητας της διαθλαστικής ισχύος του κερατοειδούς σε διοπτρίες και  $\delta$  η διάμετρος της ζώνης φωτοεκτομής σε mm. Στην περίπτωση της υπερμετρωπίας, η αποδόμηση γίνεται στην περιφέρεια. Στην περίπτωση του αστιγματισμού, η διόρθωση γίνεται αλλάζοντας την καμπυλότητα στους δύο μεσημβρινούς με τη μέγιστη και ελάχιστη ακτίνα καμπυλότητας,

Στα *πλεονεκτήματα* της τεχνικής αυτής, συγκριτικά με τη LASIK, περιλαμβάνονται: η καλύτερη εμβιομηχανική κατάσταση του κερατοειδικού ιστού μετεγχειρητικά (δεν έχουμε κρημό, flap) και η απουσία επιπλοκών από τη χρήση μικροκερατόμου.

Ο μετεγχειρητικός πόνος και η αργή αποκατάσταση της όρασης αποτελούν βασικά *μειονεκτήματα* της. Η κύρια επιπλοκή της τεχνικής PRK είναι η μετεγχειρητική θόλωση (haze) του κερατοειδούς. Άλλο μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι η καταστροφή της στοιβάδας του Bowman, η οποία προσδίδει σταθερότητα στον κερατοειδή.



Σχήμα 2. 10 Η μέθοδος LASIK βασίζεται στη δημιουργία κερατοειδικού κρημού πριν την εφαρμογή του excimer laser.

### 2.4.3 LASIK (Laser in Situ Keratomileusis)

Η μέθοδος αυτή είναι πολύ αποτελεσματική στη διόρθωση μέσου και υψηλού βαθμού μυωπίας, με ή χωρίς αστιγματισμό. Με τη μέθοδο της κερατοσμίλευσης, η αναδιαμόρφωση του κερατοειδούς γίνεται στο εσωτερικό του τοιχώματος του χιτώνα και όχι στην επιφάνεια του. Κατά τη διάρκεια της ολιγόλεπτης επέμβασης, η οποία είναι ανώδυνη και γίνεται με τη χρήση τοπικού αναισθητικού κολλυρίου, ο ασθενής είναι ξαπλωμένος. Τα βλέφαρα παραμένουν ανοικτά με τη βοήθεια ενός βλεφαροδιαστολέα και ο ασθενής προσηλώνει το βλέμμα του σε έναν φωτεινό στόχο. Ο βαθμός της διαθλαστικής ανωμαλίας (π.χ. μυωπίας, υπερμετρωπίας) εισάγεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή που, με τη χρήση ειδικού προγράμματος, υπολογίζει το τμήμα του ιστού που πρέπει να αφαιρεθεί.

Η τεχνική LASIK συνίσταται στη δημιουργία ενός κερατοειδικού κρημνού (flap) και στη φωτοαποδόμηση του εκτεθειμένου στρώματος με excimer laser. Ο κερατοειδικός κρημνός (μένει συνδεδεμένος στο ένα άκρο του με τον υπόλοιπο κερατοειδή) και ανασηκώνεται ώστε να αποκαλυφθεί το στρώμα. Στη συνέχεια η δέσμη λέιζερ διαμορφώνει το τμήμα που απαιτείται για την αποκατάσταση της διαθλαστικής ανωμαλίας. Μετά ο κερατοειδικός κρημνός επανατοποθετείται στην επιφάνεια του στρώματος που ακτινοβολήθηκε, χωρίς τη χρήση ραμμάτων. Έτσι η αποκατάσταση της όρασης είναι ταχύτερη, ο μετεγχειρητικός πόνος μειώνεται και η επουλωτική δραστηριότητα του κερατοειδούς ελαχιστοποιείται.

Η τεχνική LASIK ανάλογα με την διαδικασία δημιουργίας του κρημνού χωρίζεται σε:

- Συμβατική LASIK, όπου η δημιουργία του κρημνού γίνεται με μηχανικό μικροκερατόμο και
- Fempto-LASIK, όπου η δημιουργία του κρημνού γίνεται με femtosecond laser.

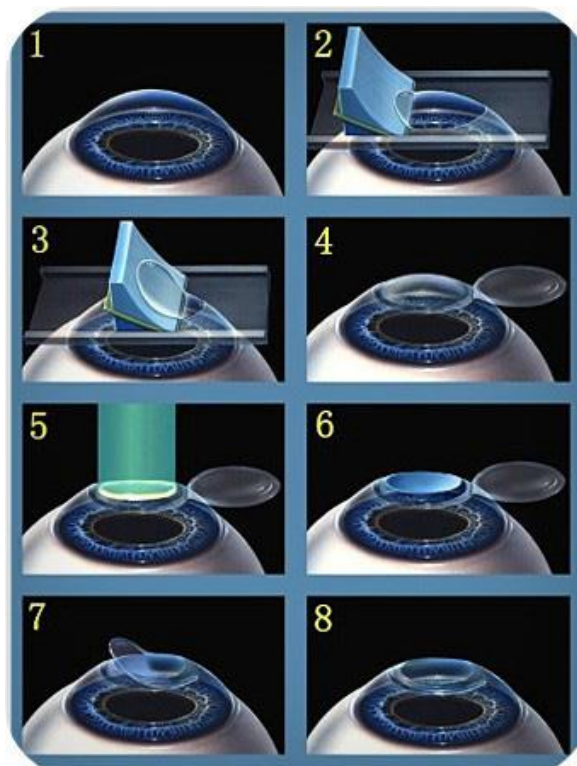
#### LASIK με μικροκερατόμο

Ο μικροκερατόμος είναι ένα μικρό φορητό εργαλείο που περιέχει μια κινητή λεπίδα από ατσάλι η οποία με την κίνησή της δημιουργεί μία τομή στην επιφάνεια του κερατοειδούς. Ο μικροκερατόμος κάνει μια ομοιόμορφη τομή. Όπως όμως η λεπίδα ταλαντεύεται, μπορεί, δυστυχώς, να αφήσει μικρές ανωμαλίες στην επιφάνεια που κόβει, οι οποίες μπορούν να έχουν ως αποτέλεσμα την μείωση της μετεγχειρητικής οπτικής οξύτητας.

Πιο αναλυτικά, η γενική αρχή της δημιουργίας κρημνού με το μηχανικό μικροκερατόμο είναι η εξής: Το πρώτο βήμα είναι η εφαρμογή ενός δακτυλίου αναρρόφησης ο οποίος ακινητοποιεί το μάτι σε μια σταθερή θέση. Ακολούθως, μια λεπίδα που ταλαντεύεται ορίζεται σε μία οξεία γωνία μέσα σε μια κεφαλή του μικροκερατόμου προωθημένη προς τον κερατοειδή για να κοπεί ο κρημνός. Αυτό,

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

το δεύτερο στάδιο περιλαμβάνει μια εντοπισμένη επιπέδωση του κερατοειδούς πάνω από την περιοχή της επαφής καθώς προχωρεί το κόψιμο.



Σχήμα 2. 11 Συμβατική μέθοδος LASIK με μηχανικό μικροκερατόμο.

Η εντοπισμένη επιπέδωση του κερατοειδούς κατά τη διάρκεια της προώθησης της λεπίδας οδηγεί σε μεταβλητότητα του πάχους του κρημνού. Η λεπίδα σταματά πριν φτάσει τη τελική διάμετρο με σκοπό να παρέχει ένα σημείο για δυνατότητα αναδίπλωσης απέναντι από το σημείο εισόδου της. Ο χειρουργός ανυψώνει τελικά το κομμένο κρημνό με μια σπάτουλα ώστε να εκτεθεί το στρώμα για την εφαρμογή του excimer laser (Σχήμα 2.11).

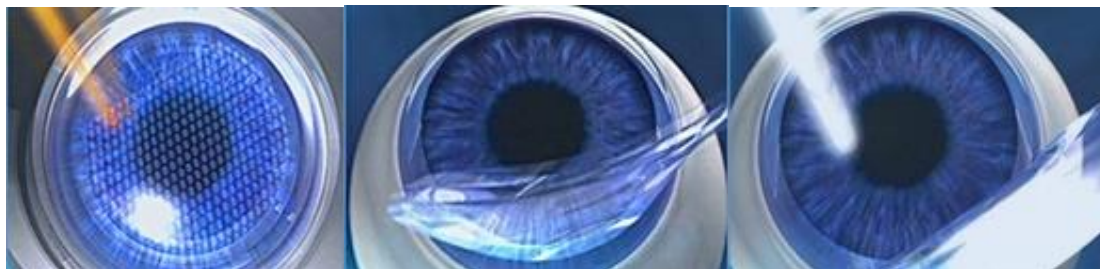
Η τοποθέτηση της κεφαλής του μικροκερατόμου καθορίζει τη θέση και τη διάμετρο του κρημνού. Το πάχος του κρημνού (στην επιπεδωμένη κατάσταση)προσδιορίζεται από την επιλεγμένη κεφαλή. Οι μηχανικοί μικροκερατόμοι τείνουν να παράγουν μίας μορφής κρημνό και φυσικά δεν υπάρχει δυνατότητα δημιουργίας πλευρικού τοιχώματος, εφόσον δεν μπορεί κανείς να κάνει μία γωνία σε οποιοδήποτε σημείο της τομής.

### Femto-LASIK

Τα συστήματα femtosecond laser γενικά περιλαμβάνουν το ίδιο πρώτο βήμα ενός δακτυλίου αναρρόφησης. Το λέιζερ στη συνέχεια χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει έναν ειδικής γεωμετρίας κρημνό επί του οφθαλμού. Η διάμετρος του κρημνού, το πάχος και η γεωμετρία του προγραμματίζονται και το λέιζερ εκτελεί τις



απαραίτητες τομές. Το παλμικό laser που χρησιμοποιείται δημιουργεί χιλιάδες φυσαλίδες διοξειδίου του άνθρακα σε συγκεκριμένο βάθος (Σχήμα 2.12). Αμβλεία τομή χρησιμοποιείται στη συνέχεια για την ολοκλήρωση του διαχωρισμού του ιστού.



Σχήμα 2. 12 Απόμηση επιφάνειας του κερατοειδούς με femtosecond laser.

Συνολικά, η μεταβλητότητα του κεντρικού πάχους του κρημού είναι μεγαλύτερη με τους μηχανικούς μικροκερατόμους σε σύγκριση με τα συστήματα femtosecond λέιζερ. Η τυπική απόκλιση του κεντρικού πάχους του κρημού μετρούμενη με παχυμετρία υπερήχων είναι της τάξης των 20 μm με τα μηχανικά συστήματα και τυπικά περίπου 10 μm με τα συστήματα femtosecond λέιζερ.

Η δημιουργία του κερατοειδικού κρημού στη LASIK πρέπει να χαρακτηρίζεται από ιδανικές αναλογίες - λεπτό πάχος και ισοπαχής διαμόρφωση - με υψηλή επαναληψιμότητα, άρα προβλεψιμότητα. Αυτό ακριβώς το κενό κάλυψε για μεγάλο διάστημα με επιτυχία το femtosecond laser [29]. Λεπτότεροι κρημοί με μικρές αποκλίσεις και ισοπαχείς είναι το κύριο επιχείρημα για τη χρήση ενός femto-μικροκερατόμου.

Η χρήση του femtosecond laser έχει κερδίσει δημοτικότητα αφού δίνει τη δυνατότητα για έναν «προσαρμοσμένο» κρημό. Η προβλεψιμότητα του πάχους του κρημού και ικανότητα για τη δημιουργία ομοιόμορφων (ισοπαχών) κρημών έχουν ελαχιστοποιήσει τον κίνδυνο των επιπλοκών κρημού όπως τα επιθηλιακά ελαττώματα, ανώμαλες κερατεκτομές (button holes), μη κανονικούς και μερικούς μη ολοκληρωμένους κρημούς.

Κρημοί που έχουν δημιουργηθεί με femtosecond laser έχουν δείξει ισχυρότερη, σε σύγκριση με κρημούς μικροκερατόμου, πρόσφυση στην κρασπεδική περιοχή (το χείλος του κρημού) και την επιφάνειά τους κάνοντας τους πιο ανθεκτικούς. Η ικανότητα να δημιουργηθούν λεπτότεροι κρημοί με ασφάλεια και σταθερότητα είναι ευεργετική σε ασθενείς με λεπτούς κερατοειδείς και σοβαρές διαθλαστικές ανωμαλίες, καθώς επιτρέπει μεγαλύτερο πάχος στο υπόλοιπο του στρώματος. Επιπλέον, η ομοιομορφία του πάχους κρημού μπορεί να επηρεάσει την προβλεψιμότητα της στρωματικής φωτοεκτομής με το excimer laser αφού η στρωματική ανατομία, η ενυδάτωση και η υπεριώδης απορρόφηση ποικίλει ανάλογα με το βάθος του κερατοειδούς.

Σημαντική, επίσης, παράμετρος είναι η ευκολία χειρισμού του

## 2. ΔΙΑΘΛΑΣΤΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

κερατοειδικού κρημνού όπως αυτή εκφράζεται από την ευκολία απότμησής του. Το πλεονέκτημα του μηχανικού μικροκερατόμου στο τομέα αυτό είναι αδιαμφισβήτητο. Παραμένουσες γέφυρες ιστού και κάθετα όρια του κρημνού δυσκολεύουν αρχικά την πρόσβαση κάτω από τον κρημνό και στη συνέχεια τον αποχωρισμό του από το υποκείμενο στρώμα. Ο κρημνός ταλαιπωρείται δυσχεραίνοντας τη σωστή επανατοποθέτησή του και αυξάνοντας την πιθανότητα επιπλοκών, όπως η διείδυση του επιθηλίου στο στρώμα.

Ωστόσο, η Femtosecond laser υποβοηθούμενη LASIK έχει τις δικές της μοναδικές παρενέργειες, όπως το σχηματισμό αδιαφανούς στρώματος φυσαλίδων (OBL) το οποίο μπορεί να αλληλεπιδράσει με την δυνατότητα αναγνώρισης της ίριδας και την καταγραφή κίνησης της κόρης (pupil tracking) κατά τη διάρκεια της αποδόμησης με excimer λέιζερ. Το σύνδρομο παροδικής ευαισθησίας στο φως, η αντανάκλαση ουράνιου τόξου (rainbow glare), το ρήγμα κάθετου αερίου (vertical gas breakthrough) και οι φυσαλίδες αερίου προσθίου θαλάμου αποτελούν άλλες διαταραχές που έχουν περιγραφεί με τη χρήση του femtosecond laser.

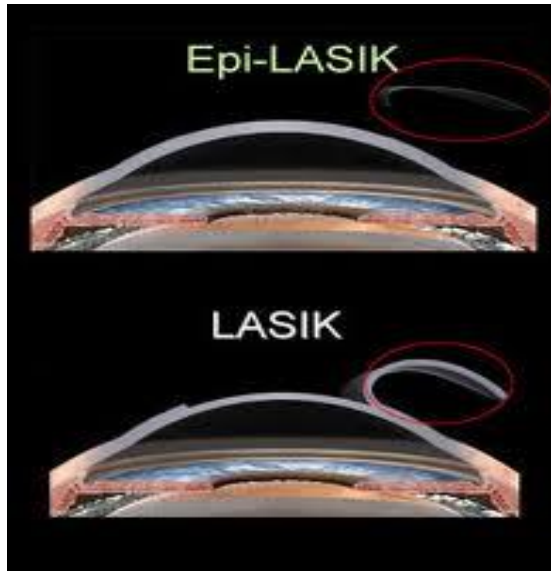
Το κόστος αγοράς ενός femto μικροκερατόμου σε σχέση με ένα μηχανικό μικροκερατόμο είναι έως και εξαπλάσιο. Διπλάσιο είναι, επίσης, το κόστος των αναλωσίμων για κάθε περιστατικό. Φυσικά πρέπει κανείς να αναλογιστεί και το κόστος συντήρησης μιας laser συσκευής σε σχέση με μια μηχανική το οποίο είναι επίσης πολλαπλάσιο.

### 2.4.4 LASEK και EPI-LASIK

Κατά την τεχνική LASEK γίνεται αποκόλληση του επιθηλίου (στοιβάζεται στην άκρη) του κερατοειδούς με χρήση διαλύματος αλκοόλης, το οποίο και επανατοποθετούμε στη θέση του μετά τη φωτοκερατεκτομή του υπόλοιπου στρώματος.

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

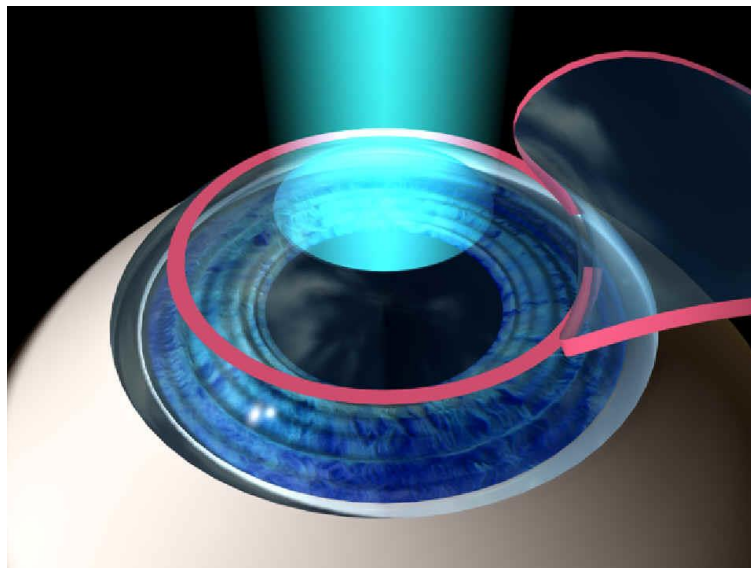
Στην αρχή, με ειδικό μικροκερατόμο διαχωρίζεται άθικτη η ανώτερη μεμβράνη του κερατοειδούς, το επιθήλιο (Σχήμα 2.13). Μετά εφαρμόζεται το laser στον κερατοειδή και στην συνέχεια επανατοποθετείται το επιθήλιο. Αυτός ο επιθηλιακός κρημνός δρα προστατευτικά σαν ένας ζωντανός φακός επαφής, ο οποίος συμβάλει στην καλύτερη επούλωση και στην ταχύτερη ανάρρωση του οφθαλμού. Έτσι εξασφαλίζεται η ταχύτερη αποκατάσταση της όρασης και η ελαχιστοποίηση των συμπτωμάτων (φωτοφοβία, καύσος) των ασθενών τις πρώτες δύο με τρεις ημέρες μετά την επέμβαση.



Σχήμα 2. 13 Σύγκριση μεθόδων EPI-LASIK και LASIK. Στην πρώτη περίπτωση αφαιρείτε το επιθήλιο ενώ στη δεύτερη δημιουργείτε flap πριν την εφαρμογή ακτινοβολίας laser.

Οι τεχνικές LASEK και EPI-LASIK προσπάθησαν να συνδυάσουν το πλεονέκτημα της LASIK όσον αφορά την έλλειψη μετεγχειρητικής θόλωσης και το πλεονέκτημα της PRK για καλύτερη μηχανική αντοχή του κερατοειδούς μετεγχειρητικά. Ωστόσο η χειρουργική τεχνική απαιτεί λεπτότερους χειρισμούς και γι' αυτό το λόγο δεν έχουν τύχει μεγάλης απήχησης.

Κατά γενικό κανόνα οι PRK, LASEK και EPI-LASIK εφαρμόζονται σε χαμηλές μυωπίες (4-5 διοπτριών), με επιφύλαξη σε μυωπίες 8-10 διοπτριών. Η LASIK μπορεί να διορθώσει με ασφάλεια μυωπίες μέχρι 8-10 διοπτριών ανάλογα με το πάχος του κερατοειδούς, ενώ σε περιπτώσεις άνω των 12 διοπτριών εφαρμόζονται οι ενδοφθάλμιοι φακοί.



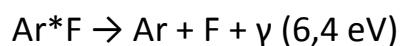
Σχήμα 2. 14 Εφαρμογή του excimer laser στο στρώμα του κερατοειδούς.



### 2.4.5 Excimer Laser

Η πιο διαδεδομένη μέθοδος σήμερα σε όλο τον κόσμο για την διόρθωση μυωπίας, υπερμετρωπίας, αστιγματισμού είναι η διόρθωση με excimer laser. Πιο συγκεκριμένα ο τύπος του excimer laser που χρησιμοποιείται είναι το Ar-F excimer laser [23]. Η σωστή ευθυγράμμιση των οπτικών ενός laser και η σωστή κατανομή ενέργειας της δέσμης που πέφτει στο κερατοειδή δίνουν πιο ομαλές και με μήκος κύματος εκπομπής  $\lambda=193\text{nm}$ . Ο όρος excimer προκύπτει από σύντμηση του “excited dimer”, που μεταφράζεται διεγερμένο διμερές. Τα excimer lasers (laser διεγερμένων διμερών) είναι παλμικές πηγές υπεριώδους ακτινοβολίας, στα οποία το ενεργό μέσο είναι ένα σύστημα ευγενούς αερίου-αλογόνου το οποίο παρουσιάζει δέσμιες καταστάσεις μόνο όταν αυτό είναι ηλεκτρονικά διεγερμένο.

Διεγερμένα διμερή όπως το ArF, δεν υφίστανται στη θεμελιώδη ηλεκτρονική στάθμη. Μπορούν να σχηματιστούν μόνο κατά την διάρκεια της εφαρμογής ηλεκτρικών εκκενώσεων υψηλής τάξης στα μίγματα αερίων που περιέχουν τα συγκεκριμένα στοιχεία. Τα διεγερμένα διμερή έχουν τυπικό χρόνο ζωής της τάξης μερικών nsec και διασπώνται αυθόρμητα μέσω της αντίδρασης:



Ένα excimer laser αποτελείται από μία κοιλότητα που περιέχει μίγμα αερίων και στην οποία εφαρμόζεται τάση μεγάλης ισχύος 30.000 volts με σκοπό την διέγερση του αερίου μίγματος και την δημιουργία της δέσμης laser. Τα πλέον συνηθισμένα excimer Lasers είναι το XeF (351nm), το XeCl (308nm), το KrF (248nm) και το ArF (193nm). Τυπικά η διάρκεια του παλμού είναι της τάξης των 20 nsec και η συνολική ενέργεια της τάξεως μερικών εκατοντάδων mJoules. Η ηλεκτρική απόδοση για το ArF (193nm) είναι περίπου 2%.

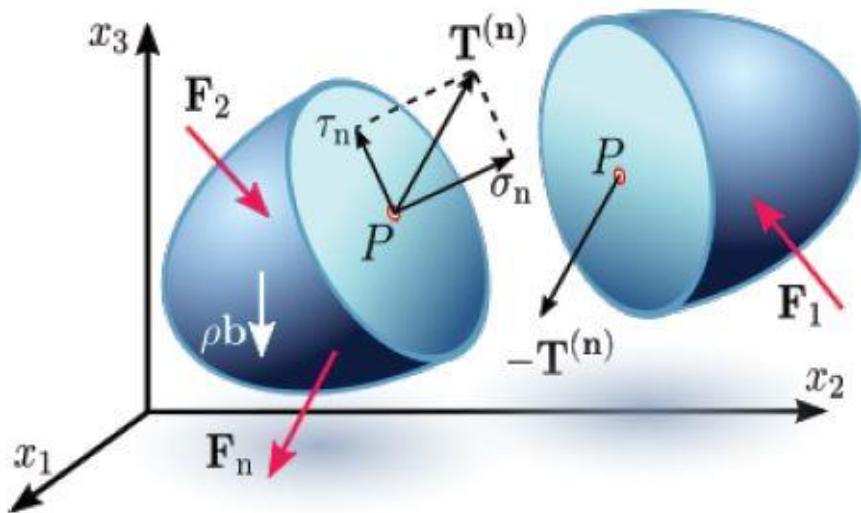


Σχήμα 2. 15 AOV-FB Ophthalmic Excimer Laser System. Πηγή: <http://en.66vision.com/cp/html/?236.html>

### 3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

#### 3.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Η τάση είναι μια ιδιότητα οποιουδήποτε υλικού υπό φορτίο. Ένα φορτίο προσπαθεί να διαχωρίσει τα άτομα μέσα σε ένα στερεό. Η δύναμη αυτή είναι αντίθετη από ένα μεγάλο αριθμό μικρών εσωτερικών τάσεων εντός του υλικού.



Σχήμα 3. 1 Διάγραμμα της συνισταμένης τάσης στην εσωτερική επιφάνεια του σώματος.

Σύμφωνα με την παραδοχή ότι το φορτίο κατανέμεται ομοιόμορφα και το υλικό είναι ομοιογενές, το άθροισμα όλων αυτών των τάσεων πρέπει να ισούται με την εφαρμοζόμενη δύναμη και ως εκ τούτου η μέση τάση μετριέται έμμεσα ως η δύναμη ή φορτίο ανά μονάδα επιφάνειας:

$$\sigma = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} \quad (3.1)$$

Ανάλογα με το εάν οι δυνάμεις είναι κάθετες στη θεωρούμενη διατομή (επιφάνεια) ή παράλληλες χωρίζονται σε ορθές ( $\sigma$ ) και διατμητικές ( $\tau$ ) αντίστοιχα (για μελέτη των διατμητικών τάσεων στον κερατοειδή βλ. παράρτημα 3). Οι τάσεις σε ένα στοιχειώδη όγκο ενός φορτισμένου σώματος, ορίζονται με τη μορφή τανυστή, ως εξής:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Η μονάδα μέτρησης της τάσης στο S.I. είναι το Pascal (Pa) όπου είναι ίσο με  $1\text{N/m}^2$ .

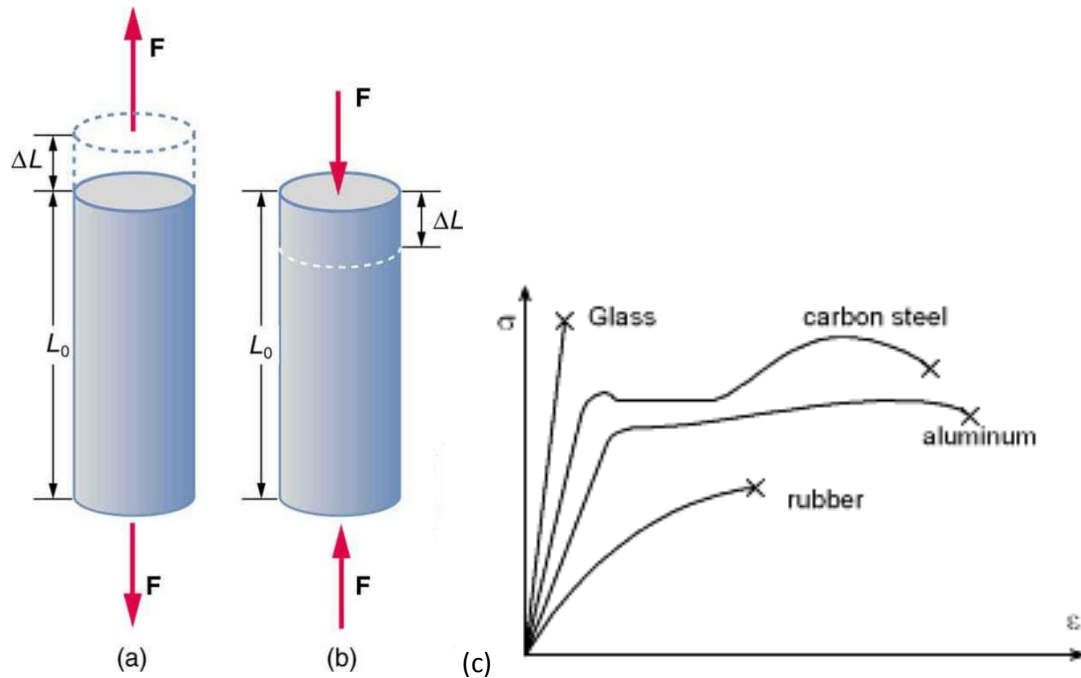
Η παραμόρφωση που προκαλείται από τη τάση ονομάζεται τροπή και εκφράζεται ως:

### 3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (3.3)$$

Στις τρεις διαστάσεις η παραμορφωσιακή κατάσταση μπορεί να οριστεί με την μορφή ταυυστή, ως εξής:

$$\varepsilon^T = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \quad (3.4)$$



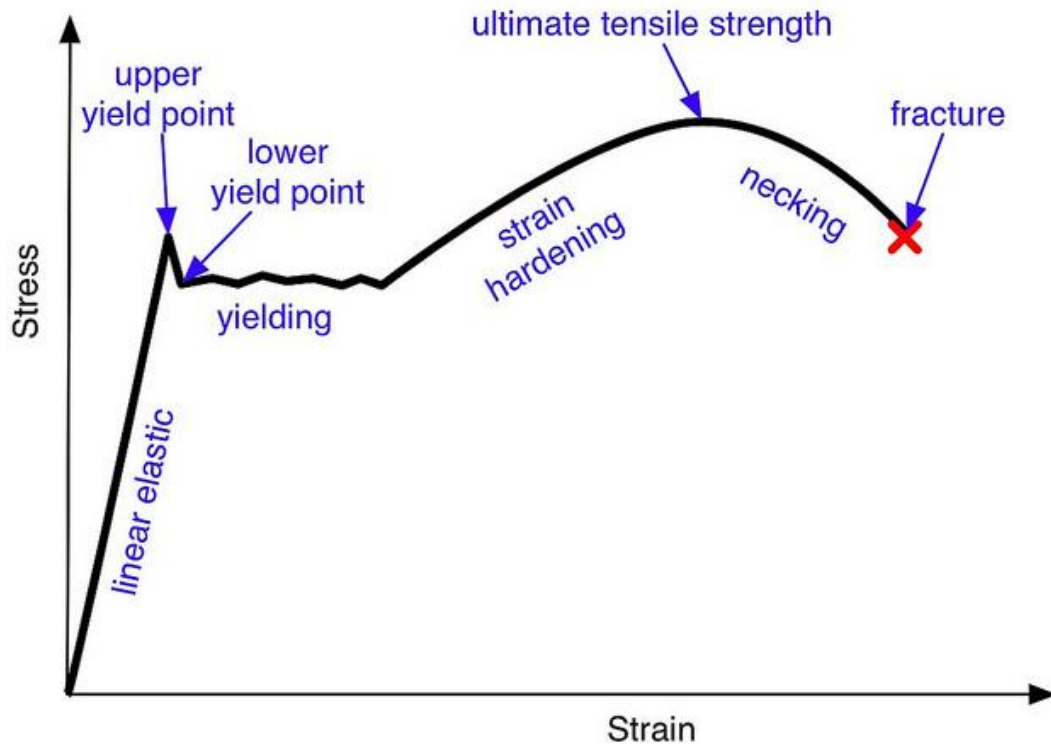
Σχήμα 3. 2 (α) Παραμόρφωση λόγω εφελκυσμού, (β) παραμόρφωση λόγω συμπίεσης, (γ) διάγραμμα τάσης-τροπής για κάποια υλικά.

Τα περισσότερα υλικά όταν εφελκύνονται ή συμπιέζονται σε μια κατεύθυνση τότε περιορίζονται ή επεκτείνονται σε μια άλλη. Η αναλογία αυτών των αλλαγών, ή ισοδύναμα ο λόγος της εγκάρσιας προς την αξονική τροπή, καλείται λόγος Poisson.

$$\nu = \left| \frac{\text{εγκάρσια τροπή}}{\text{αξονική τροπή}} \right| \quad (3.5)$$

Οι βιολογικοί ιστοί θεωρούμε ότι είναι ασυμπίεστοι, ως εκ τούτου ο λόγος Poisson λαμβάνεται 0,49 στο κερατοειδή χιτώνα.

Κάτω από ένα ορισμένο ανώτατο όριο, το όριο ελαστικότητας, όταν το φορτίο αφαιρεθεί το αντικείμενο αμέσως επιστρέφει στην αρχική του κατάσταση. Πέραν του ορίου αυτού, έχουμε μόνιμη ή πλαστική παραμόρφωση και σε ένα ορισμένο σημείο θραύση του υλικού.



Σχήμα 3. 3 Χαρακτηριστικά σημεία του διαγράμματος τάσης-τροπής.

Ιξώδη υλικά, όπως το μέλι, υποβάλλονται σε συνεχή παραμόρφωση για όσο χρονικό διάστημα το φορτίο διατηρείται. Τα ιξωδοελαστικά υλικά, τα οποία περιλαμβάνουν καουτσούκ και σχεδόν όλα τα βιολογικά υλικά, έχουν άμεση ελαστική απάντηση σε μια αλλαγή στο φορτίο που ακολουθείται από μια παρατεταμένη ιξωδική αντίσταση. Εάν ένα τέτοιο υλικό παραμορφωθεί, θα επιστρέψει στην αρχική του κατάσταση όταν η τάση που προκάλεσε την παραμόρφωση αποσυρθεί. Ιξωδοελαστικά υλικά έχουν τα εξής χαρακτηριστικά:

- όταν ασκείται μια σταθερή δύναμη εκδηλώνεται αργή και συνεχής παραμόρφωση παρότι η τάση η οποία το καταπονεί είναι μικρότερη από το όριο διαρροής του υλικού (*ερπυσμός*).
- έχουν μια διαφορετική καμπύλη τάσης-τροπής για τη φόρτωση και την εκφόρτωση. Απορροφούν ενέργεια κατά τη διάρκεια της φόρτωσης και εκπέμπουν ενέργεια, συχνά σε μορφή θερμότητας, κατά την εκφόρτωση, ένα φαινόμενο που ονομάζεται *υστέρηση*.
- η ενέργεια που απορροφάται από το υλικό λόγω της υστέρησης διασκορπίζεται ως θερμότητα και μπορεί να οδηγήσει σε συσσώρευση μικροβλαβών με την πάροδο του χρόνου, μια διαδικασία που ονομάζεται *κόπωση*.

Τα περισσότερα βιολογικά υλικά συμπεριλαμβανομένου του κερατοειδούς είναι ανισότροπα, δηλαδή μηχανικές τους ιδιότητες ποικίλουν ανάλογα με την κατεύθυνση της μέτρησης. Στην περίπτωση του κερατοειδούς, ένα φορτίο που εφαρμόζεται κάθετα προς την επιφάνεια του κερατοειδούς («εκτός επιπέδου») θα

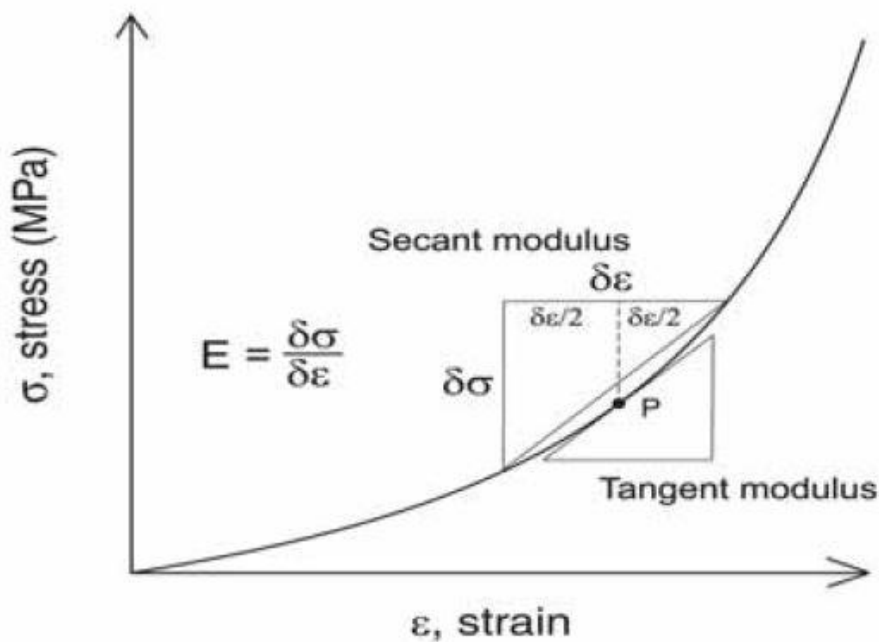
### 3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

προκαλέσει μεγαλύτερη πίεση από ότι μια εφαπτομενική ή παράλληλη («στο επίπεδο») τάση.

Ο λόγος τάσης προς τροπή είναι γνωστός ως μέτρο Young, ή μέτρο ελαστικότητας και ορίζεται ως εξής:

$$Young's\ modulus(E) = \frac{stress(\sigma)}{strain(\varepsilon)} \quad (3.6)$$

Σε αντίθεση με ένα ελατήριο κατά το οποίο, η παραμόρφωση είναι ανάλογη της φόρτωσης, οι σχέσεις τάσεων-παραμορφώσεων των βιολογικών ιστών, όπως ο κερατοειδής, είναι μη γραμμικές (Σχήμα 3,4). Τέτοια υλικά δεν έχουν ένα ενιαίο μέτρο Young αλλά η απόκρισή τους μπορεί να περιγραφεί από την εφαπτομένη τους.



Σχήμα 3. 4 Ενδεικτική μη-γραμμική καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων και η μέθοδος μέτρησης του συντελεστή του Young από την εφαπτομένη. Παρατηρούμε αλλαγές στο μέτρο του Young με την μεταβολή του φορτίου ενώ το μέτρο της εφαπτομένης δίνει τη στιγμιαία κλίση[19].

Υπό φυσιολογικές αλλαγές στο φορτίο από ενδοφθάλμια πίεση (IOP), ο ανθρώπινος κερατοειδής έχει ιξωδοελαστικές ιδιότητες και εμφανίζει μη γραμμική σχέση τάσης-τροπής οπότε επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα μετά την φόρτωση και την επακόλουθη χαλάρωση.

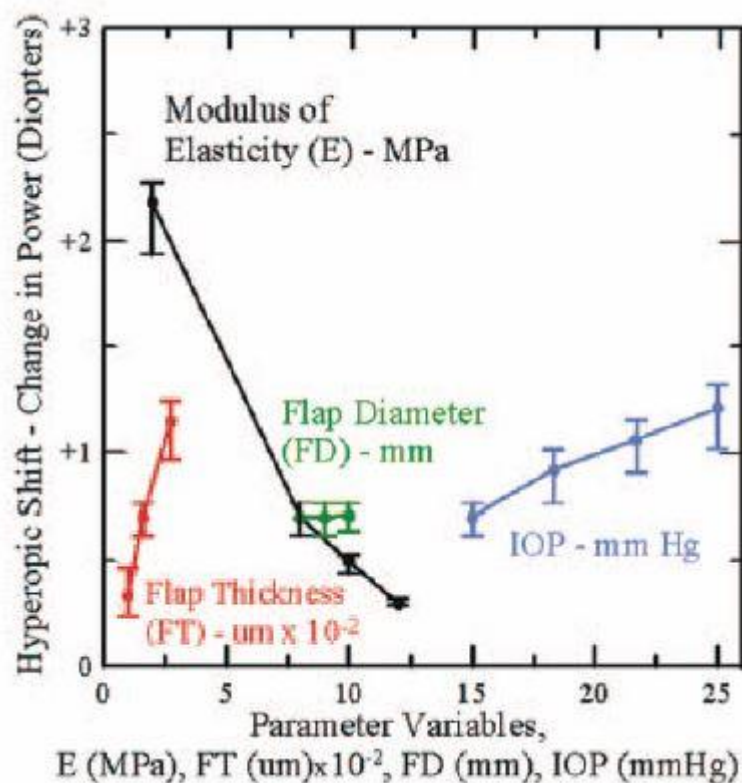
Η ακαμψία ενός υλικού, ορίζεται ως εξής:

$$Ακαμψία(k) = \frac{φορτίο(P)}{τροπή(\varepsilon)} \quad (3.7)$$

είναι ένα ισοδύναμο της σχετικής παραμέτρου “μέτρο Young”, αλλά εξαρτάται από το συνολικό φορτίο αντί την τάση. Αυτό σημαίνει ότι η σύγκριση των τιμών

ακαμψίας μεταξύ διαφορετικών υλικών έχει νόημα αν η γεωμετρία του υλικού είναι γνωστή. Η ακαμψία είναι ένας χρήσιμος τρόπος για να συγκρίνουμε τις αλλαγές που συμβαίνουν σε ένα συγκεκριμένο αντικείμενο μετά από χειρουργική επέμβαση ή να συγκρίνουμε υλικά με διαφορετικά σχήματα, αλλά η ίδια μηχανική λειτουργία .

Μία άλλη σταθερά που σχετίζεται με την αντοχή ενός υλικού, πέραν του μέτρου Young, είναι το μέτρο διατμήσεως που αντιπροσωπεύει την παραμόρφωση ενός υλικού υπό διατμητική δύναμη. Αυτές οι δυνάμεις εφαρμόζονται στον κερατοειδή όταν οι ίνες κολλαγόνου κόβονται απελευθερώνοντας την συσσωρευμένη τάση. Στον ανθρώπινο κερατοειδή, έχει αποδειχθεί ότι η τιμή του μέτρου διατμήσεως είναι μικρή.



Σχήμα 3. 5 Η μεταβολή στις διοπτρίες ανάλογα με το μέτρο ελαστικότητας (E), το πάχος του κρημού (FT), τη διάμετρο του κρημού (FD) και την ενδοφθάλμια πίεση (IOP), από τους Chaitanya Deenadayalu, Barzin Mobasher, Subby D. Rajan, Gary W. Hall [12].

## 3.2 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

### 3.2.1 Ιστορική Εξέλιξη της Μεθόδου

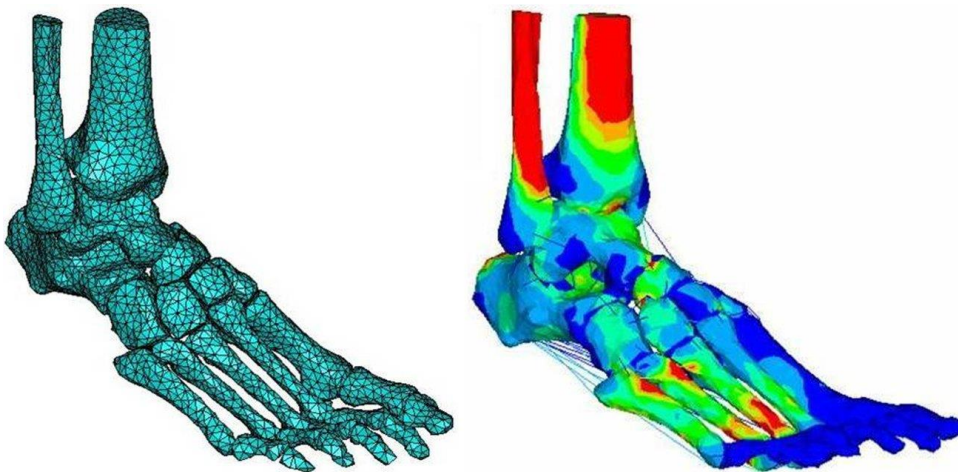
Οι πρώτες αναφορές στη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων, εντοπίζονται στον τομέα της μηχανικής των κατασκευών και την ανάλυσή τους (structural analysis). Η πρώτη δημοσίευση σχετικά με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων έγινε από τον διάσημο μαθηματικό Courant το 1943 και θεμελιώθηκε στο τέλος της δεκαετίας του 1950. Αργότερα το 1960 και το 1970 επεκτάθηκε σε προβλήματα μεταφοράς θερμότητας, ρευστών, προβλήματα



### 3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

ελαστικότητας αλλά και μη γραμμικά προβλήματα. Το 1980 αρχίζει να διαδίδεται και να χρησιμοποιείται ευρέως από τον Πανεπιστημιακό κόσμο, τους Μηχανικούς και πολλές επιχειρήσεις. Κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 1990 η μέθοδος βρίσκει πεδία εφαρμογής σε πολύπλοκα προβλήματα Ρευστομηχανικής και Ηλεκτρομαγνητισμού.

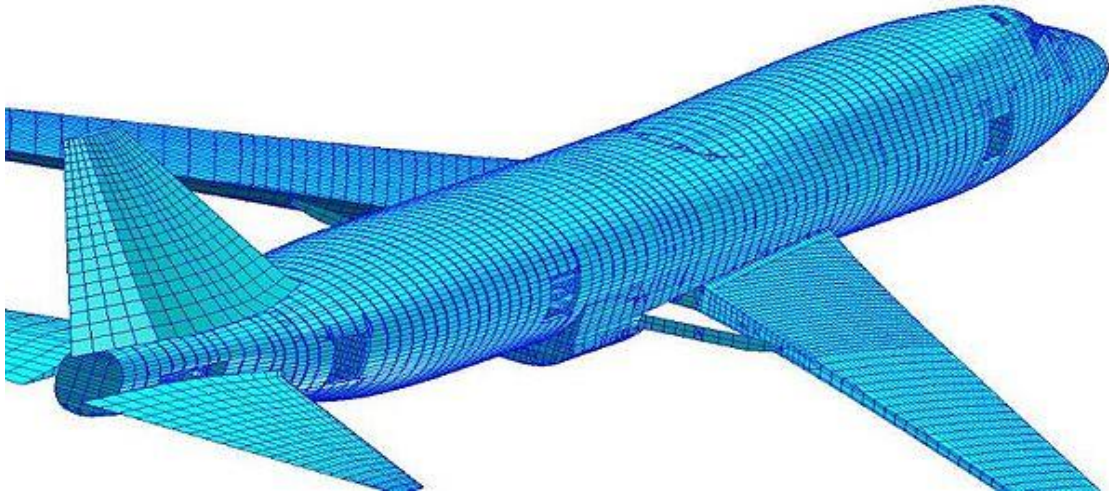
Σήμερα θεωρείται ως μία από τις μεγαλύτερες ανακαλύψεις στις επιστήμες του 20<sup>ο</sup> αιώνα και έχει καθολική εφαρμογή σε πληθώρα προβλημάτων της μηχανικής. Ορισμένοι από τους κλάδους εφαρμογής της είναι η ρευστομηχανική, η θερμοδυναμική, η ακουστική, ο ηλεκτρομαγνητισμός, η εμβιομηχανική και η σεισμολογία. Συνδυαστικά με την μείωση μάλιστα του κόστους των ηλεκτρονικών υπολογιστών και την αύξηση της υπολογιστικής μνήμης και ισχύος, βρίσκει εφαρμογή στην πλειονότητα των προβλημάτων των Μηχανικών με τη χρήση υπολογιστικών προγραμμάτων.



Σχήμα 3. 6 Χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων στην εμβιομηχανική.  
Πηγή <http://imtronics.cereteth.gr/?p=528>

#### 3.2.2 Γενική Περιγραφή της Μεθόδου

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μία μέθοδος με την οποία ένα συνεχές σύστημα με άπειρους βαθμούς ελευθερίας προσεγγίζεται από ένα σύστημα στοιχείων με καθορισμένο αριθμό αγνώστων. Τα στοιχεία αυτά συνδέονται μεταξύ τους σε διακεκριμένα σημεία (discrete points). Έτσι, τα πλέον πολύπλοκα προβλήματα φυσικής και μηχανικής μπορούν να προσεγγιστούν με συστήματα πεπερασμένου αριθμού εξισώσεων. Η μέθοδος προσεγγίζει την λύση με μία παραμετροποιημένη δοκιμαστική συνάρτηση. Αντικαθιστώντας στο πρόβλημα, επιλύονται οι προκύπτουσες εξισώσεις ελαχιστοποιώντας το ολοκλήρωμα του παραμένουστος σφάλματος ως προς τις παραμέτρους, έτσι ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή προσέγγιση.



Σχήμα 3. 7 Εφαρμογή της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων στη γεωμετρία αεροσκάφους.

Το πλεονέκτημα της μεθόδου είναι ότι επιτυγχάνεται καλύτερη συνολική προσέγγιση της λύσης, αφού ελαχιστοποιείται το ολοκληρωτικό σφάλμα. Πρακτικά η περιοχή ενδιαφέροντος με τη διαδικασία της διακριτοποίησης (discretization), διαιρείται σε μικρότερα πεπερασμένα στοιχεία και προσεγγίζεται λύση -με μικρού βαθμού πολυώνυμο-, σε κάθε ένα από αυτά. Από τότε που η μέθοδος αυτή επέτρεψε ένα είδος ελευθερίας στη σχηματοποίηση των στοιχείων ή των υποπεριοχών, είναι εφικτή μία ακριβής αναπαράσταση των οριακών συνθηκών ακόμη και ενός πολύπλοκου πεδίου ορισμού (domain).

Η πληθώρα των συστημάτων της επιστήμης των Μηχανικών θα μπορούσαν να απλοποιηθούν με την υποδιαίρεσή τους σε μικρότερα στοιχεία. Αυτά τα στοιχεία μπορούν εύκολα να αναλυθούν από βασικές αρχές και με τον συνδυασμό όλων αυτών των αρχών, αναδομείται η ανάλυση του πλήρους αρχικού συστήματος. Τα συστήματα αυτά αναφέρονται ως discrete systems (διακριτά συστήματα).

Τα βήματα που ακολουθούνται κατά την ανάλυση των διακριτών συστημάτων είναι τα ακόλουθα:

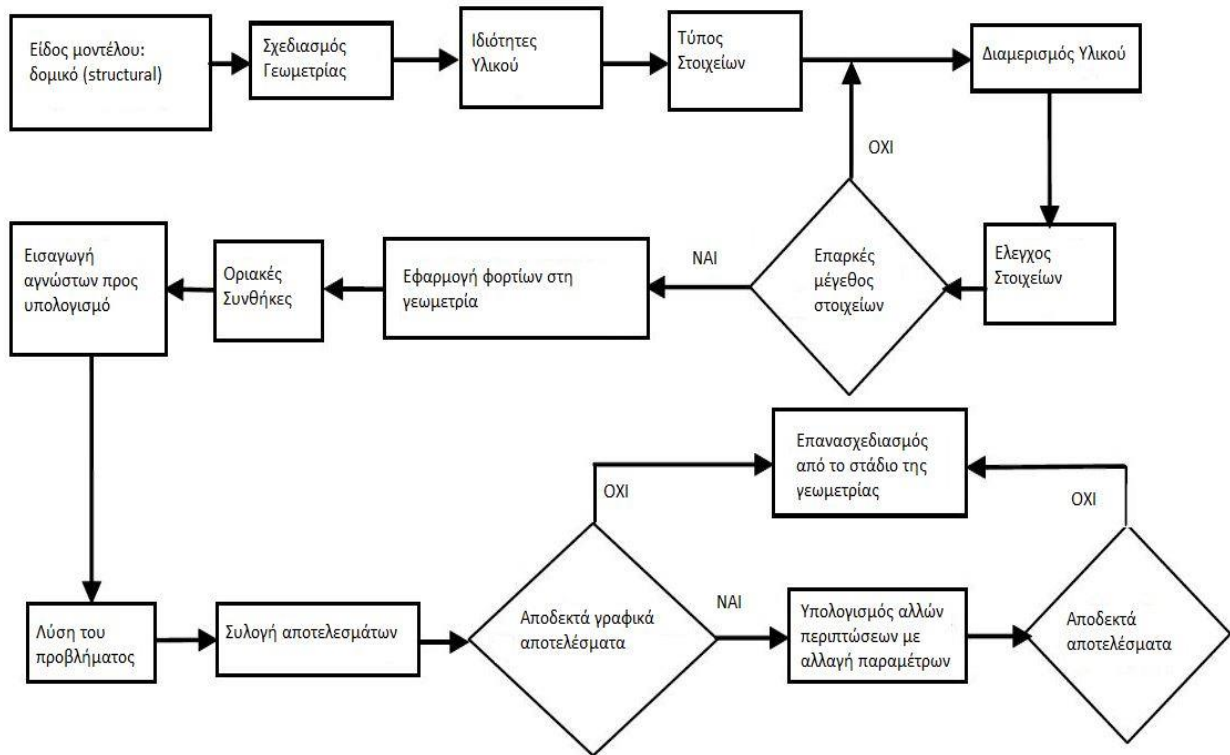
- Εξιδανίκευση του προβλήματος (Idealization of system), διαδικασία κατά την οποία το σύστημα θεωρείται ιδανικά ως ένα σύνολο από μεμονομένα στοιχεία.
- Χαρακτηριστικά των στοιχείων (Element characteristics), δηλαδή η διαδικασία της καταγραφής των θεμελιωδών χαρακτηριστικών κάθε στοιχείου.
- Η συναρμολόγηση (Assembly), όπου ένα σύνολο ταυτόχρονων εξισώσεων διαμορφώνονται μέσω της συναρμολόγησης των χαρακτηριστικών των στοιχείων για τις άγνωστες μεταβλητές.
- Η επίλυση των εξισώσεων (Solution of equations), όπου οι εξισώσεις επιλύονται ταυτόχρονα με σκοπό να καθοριστούν όλες οι μεταβλητές.

Η σημαντικότητα της Μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων, έγκειται στο ότι



### 3. ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

βρίσκει εφαρμογή σε τέτοιες περιπτώσεις και σε συνδυασμό με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή έχουν κατορθώσει την αριθμητική εξιδανίκευση και την επίλυση των συνεχών συστημάτων σε συστηματική βάση. Το γεγονός αυτό έχει πρακτική επίδραση και εφαρμογή τόσο σε κλασικές διαδικασίες όσο και σε πολύπλοκα προβλήματα της Μηχανικής.



Σχήμα 3. 8 Διάγραμμα για το σχεδιασμό του μοντέλου του κερατοειδούς.

#### 3.2.3 Εφαρμογή της Μεθόδου σε προβλήματα

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων βασίζεται στην επίλυση μίας διαφορικής εξίσωσης σε ένα χωρίο  $\Omega$ , μέσω του διαμερισμού του σε πεπερασμένα τμήματα (στοιχεία) απλού γεωμετρικού σχήματος και της εφαρμογής των κατάλληλων οριακών συνθηκών που αντιστοιχούν στο φυσικό πρόβλημα. Ένα στοιχείο μπορεί να έχει τη συμπεριφορά ενός δομικού στοιχείου, ή άλλη φυσική συμπεριφορά, ανάλογα με το πρόβλημα. Μπορούμε να βρούμε μία προσεγγιστική λύση για την εξίσωση που χαρακτηρίζει τη συμπεριφορά κάθε στοιχείου του αντικειμένου. Η συνολική λύση στη συνέχεια δημιουργείται με τη διασύνδεση των επιμέρους λύσεων, λαμβάνοντας υπόψη τη διατήρηση της συνέχειας στα όρια. Από μαθηματική άποψη, η προκύπτουσα εξίσωση για κάθε στοιχείο θα αποτελείται συχνά από ένα σύνολο γραμμικών αλγεβρικών εξισώσεων που μπορεί να εκφραστεί σε μορφή μήτρας, ως εξής:

$$[K] * [U] = [F] \quad (3.8)$$

όπου  $[K]$  ονομάζεται πίνακας ή μητρώο ακαμψίας,  $[U]$  ένα διάνυσμα-στήλη των μετατοπίσεων κάθε στοιχείου, και  $[F]$  ένα διάνυσμα-στήλη που χαρακτηρίζει την επίδραση από τυχόν εξωτερικές επιρροές που εφαρμόζονται στους κόμβους, δηλαδή συνοριακές συνθήκες και φορτία.

Για το μοντέλο του κερατοειδούς (δομικό μοντέλο), η εξίσωση τάσης-τροπής έχει τη μορφή:

$$[\sigma] = [E] \times [\varepsilon] \quad (3.9)$$

όπου  $[\sigma]$  είναι το μητρώο των τάσεων, και  $[E]$  το μητρώο ελαστικότητας, και  $[\varepsilon]$  το μητρώο μετατοπίσεων. Η εξίσωση αυτή χρησιμοποιείται για να βρεθεί το μητρώο δυσκαμψίας  $[K]$ . Επιπλέον, για ένα υλικό υπό κάποιο φορτίο, η ενέργεια των στοιχείων  $\Lambda$  δίνεται από τη σχέση:

$$\Lambda = \frac{1}{2} \int_V [\sigma]^T [\varepsilon] dV = \frac{1}{2} \int_V [\sigma]^T [E]^T [\varepsilon] dV \quad (3.10)$$

Η τελευταία εξίσωση χρησιμοποιείται για να ληφθεί το μητρώο ακαμψίας  $[K]$  από τον πίνακα ελαστικότητας  $[E]$ . Εν συνεχεία, όλες οι επιμέρους εξισώσεις της εξίσωσης (3.8) χρησιμοποιούνται για το σχηματισμό της εξίσωσης του συνολικού αντικειμένου, η οποία είναι της μορφής:

$$[K'] [U'] = [F'] \quad (3.11)$$

όπου  $[K']$  ονομάζεται το μητρώο ακαμψίας και  $[U']$  και  $[F']$  είναι διανύσματα στήλης των αγνώστων και των εξωτερικών δυνάμεων, αντίστοιχα. Μετά από αυτό, οι συνοριακές συνθήκες και φορτία εισάγονται στο  $[F']$ . Η μαθηματική λύση δίνεται μέσω της εξίσωσης (3.11) για τις κομβικές μετατοπίσεις  $[U']$ .



## *Ειδικό Μέρος*



## 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

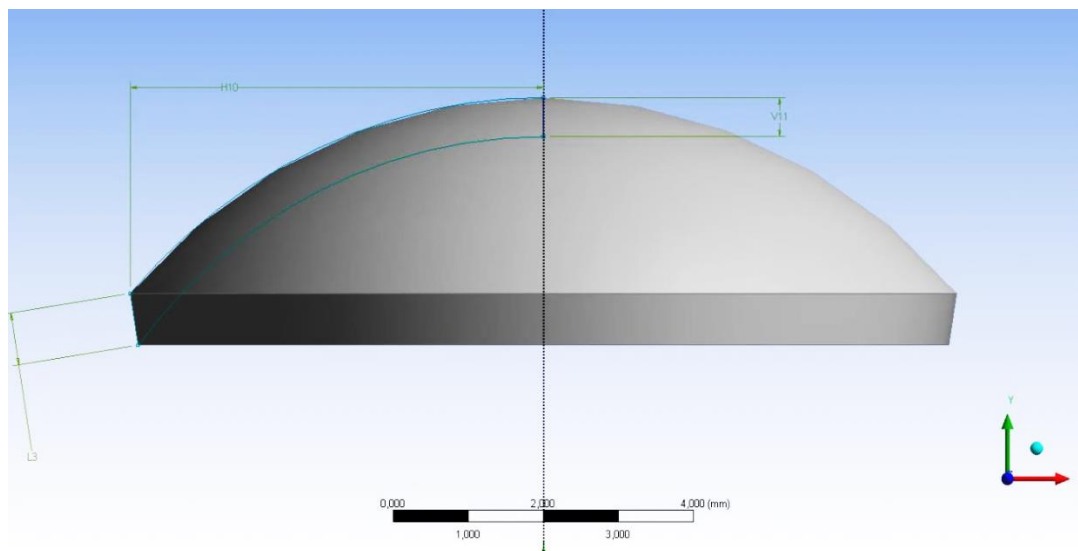
### 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Χρησιμοποιώντας το ANSYS(v.13) μελετήθηκε η συμπεριφορά του κερατοειδούς μετά την απότμηση επιφάνειας. Αρχικά σχεδιάστηκε το μοντέλο του κερατοειδούς και εν συνεχεία τα μοντέλα μετά την δημιουργία κρημού από μικροκερατόμο και femtosecond laser. Για τα παραπάνω μοντέλα υπολογίστηκε η ολική παραμόρφωση του κερατοειδούς, καθώς επίσης και οι κατανομές της ισοδύναμης, κατά von-Mises, τάσης στην επιφάνειά του, λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Είναι, επομένως, δυνατό να προβλέψουμε την απόκριση του κερατοειδούς για διάφορες τιμές της ενδοφθάλμιας πίεσης και για διαφορετικά μεγέθη του κρημού. Επίσης μπορούν να προσδιοριστούν οι διαφορές των δύο μεθόδων δημιουργίας κερατοειδικού κρημού. Η δυνατότητα πρόβλεψης της κατάστασης του κερατοειδούς μετά την αφαίρεση του κρημού βοηθάει στην ακριβέστερη φωτοαποδόμηση του στρώματος και στην ελαχιστοποίηση των μετεγχειρητικών προβλημάτων.

### 4.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

Αρχικά σχεδιάστηκε, στο Ansys (v.13), το μοντέλο του κερατοειδούς. Η διάμετρος της βάσης του κερατοειδούς ενός ενήλικα είναι περίπου 11,5mm και το πάχος μεταβάλλεται από 0.5mm στην κορυφή σε 0,67mm στη βάση. Η μάζα του κερατοειδούς υπολογίζεται σε 0,08gr και ο όγκος του 57,07mm<sup>3</sup>. Όπως φαίνεται στις παρακάτω εικόνες σχεδιάστηκε αξονοσυμμετρικό μοντέλο, με άξονα συμμετρίας από το εσωτερικό του οφθαλμού προς τα έξω (άξονας y στις εικόνες).

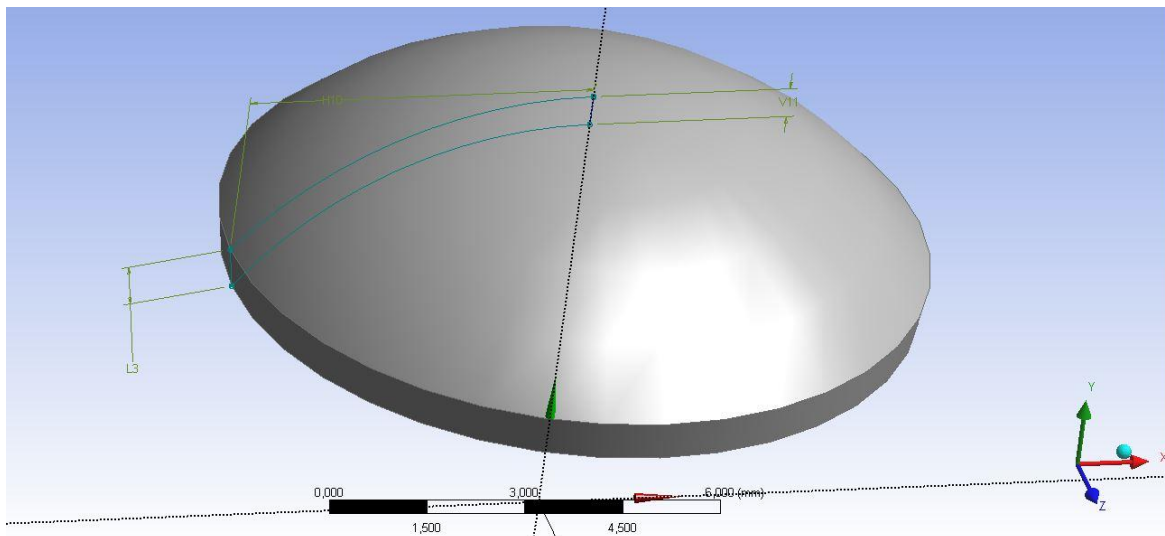


Σχήμα 4.1: Μοντέλο κερατοειδούς επιπεδο xy.

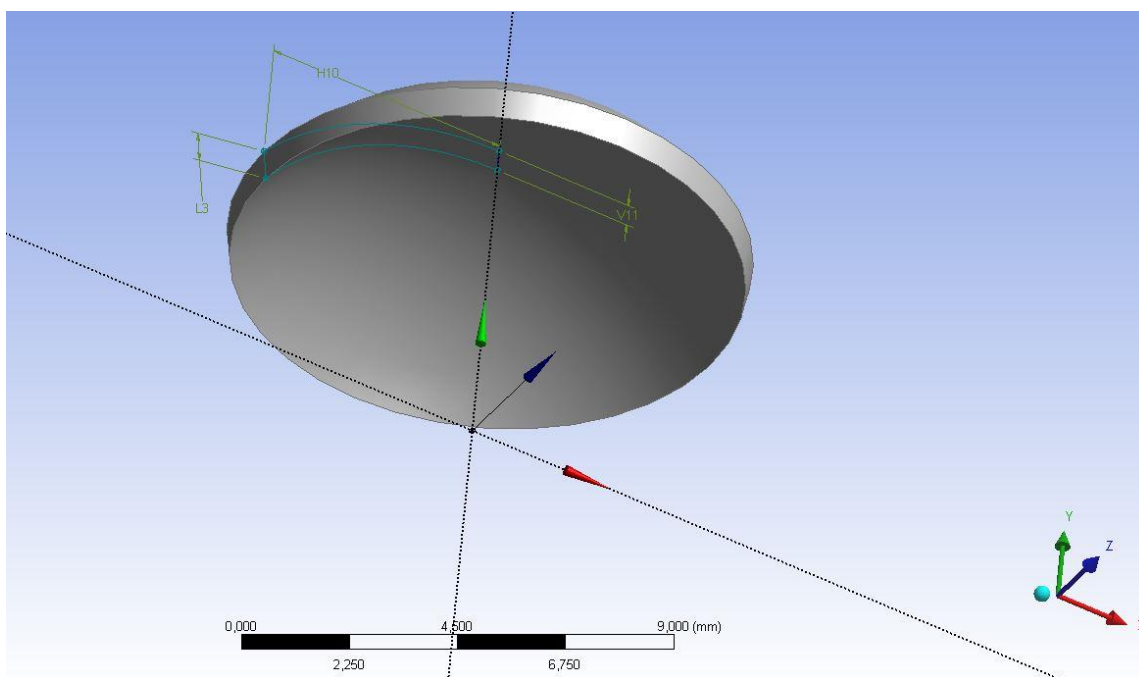
#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Οι διαστάσεις:

- Ακτίνα= $H10=5,75$  mm
- Πάχος στη βάση= $L3=0,67$  mm
- Πάχος στην κορυφή= $V11=0,5$  mm



Σχήμα 4.2: Άνω (εξωτερική) επιφάνεια του μοντέλου.



Σχήμα 4.3: Κάτω (εσωτερική) επιφάνεια του μοντέλου.

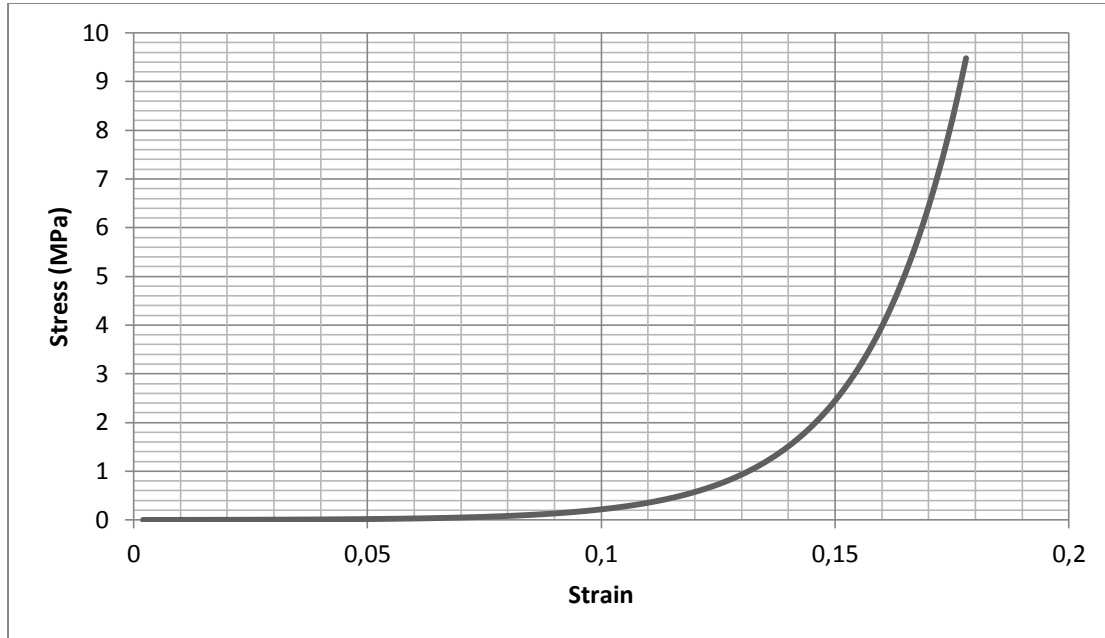
Ο κερατοειδής θεωρήθηκε σαν ένα σχεδόν ασυμπίεστο υλικό με λόγο του Poisson ίσο με 0,49 και μέτρο ελαστικότητας 2MPa. Για τις προσομοιώσεις δημιουργήθηκε ένα απλό ισότροπο – γραμμικό μοντέλο. Η πυκνότητα μάζας του κερατοειδούς θεωρήθηκε  $1,4 \text{ Kgmm}^{-3}$  σε όλο τον όγκο του. Η παραπάνω τιμή είναι η πυκνότητα του Στρώματος του κερατοειδούς και μπορεί να θεωρηθεί μια καλή προσέγγιση αφού το Στρώμα καλύπτει το 90% του συνολικού όγκου.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω το μοντέλο θεωρήθηκε ισότροπο-γραμμικό. Η πραγματική συμπεριφορά του κερατοειδούς είναι μη γραμμική και περιγράφεται από την παρακάτω σχέση τάσης - τροπής:

$$\sigma = \alpha \cdot [\exp(\beta \cdot \varepsilon) - 1]$$

Όπου  $\alpha=17,5 \cdot 10^{-4} \text{ N/mm}^2$  και  $\beta=48,3$ .

Από αυτή τη σχέση προκύπτει το παρακάτω διάγραμμα:



Παρόλα αυτά το εύρος των τιμών της τάσης, που προκύπτουν λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης, αντιστοιχεί σε μια πολύ μικρή περιοχή του διαγράμματος και επομένως η σχέση τάσης-τροπής μπορεί να θεωρηθεί γραμμική. Επιπλέον από μετρήσεις που έχουν γίνει με AFM (atomic force microscopy) σε μοντέλα κερατοειδούς το οποία θεωρήθηκαν γραμμικά, προκύπτει ότι έχουμε ικανοποιητικά αποτελέσματα αν θεωρήσουμε το μέτρο ελαστικότητας μεταξύ 1,14 και 2,63 MPa.

Εν συνεχεία για τη δημιουργία κρημνών, από το παραπάνω μοντέλο αφαιρέθηκαν τμήματα τα οποία αντιστοιχούν στους όγκους του κερατοειδούς που αφαιρούνται κατά μια επέμβαση LASIK πριν την εφαρμογή του excimer laser στο Στρώμα. Το κομμάτι του ιστού που ανασηκώνεται κατά την επέμβαση κόβεται είτε με μικροκερατόμο είτε με femtosecond laser.

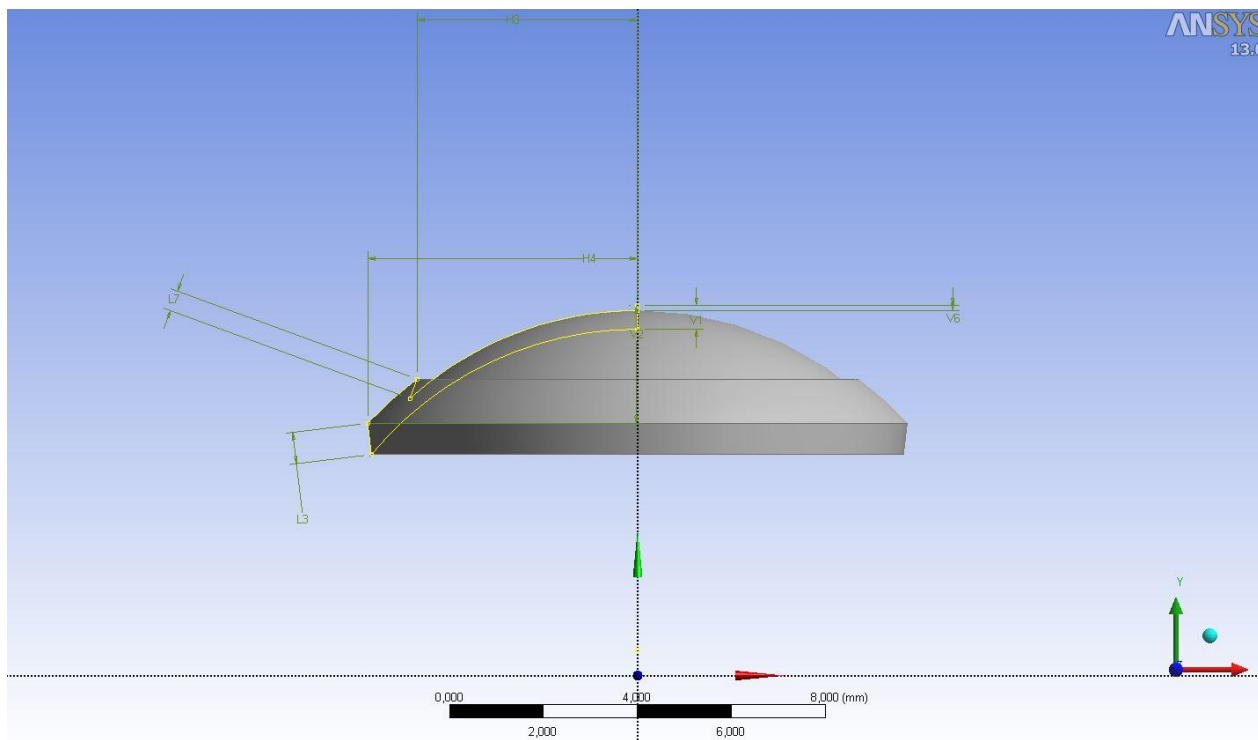


Σχήμα 4.4: Η διαφορά μεταξύ κερατοειδικού κρημνού που δημιουργήθηκε με μικροκερατόμο (MK) και με femtosecond laser (FSL). Μοντέλο από τους D. Rex Hamilton, R. Duncan Johnson, Nancy Lee, Nirit Bourla [16].



### 4.3 ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕ ΚΡΗΜΝΟ ΑΠΟ ΜΙΚΡΟΚΕΡΑΤΟΜΟ

Για να προσομοιωθεί η απότμηση επιφάνειας από μικροκερατόμο, αφαιρέθηκε από το παραπάνω μοντέλο ένα τμήμα πάχους στη κορυφή 100μm και στη βάση 440μm, διαμέτρου 9,4mm. Επομένως προκύπτει το παρακάτω μοντέλο:

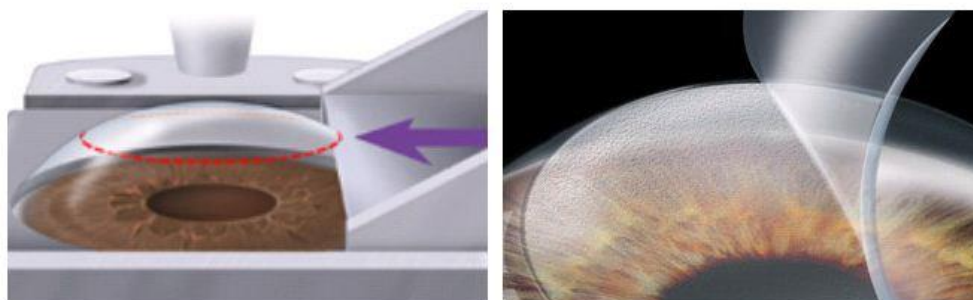


Σχήμα 4.5: Κερατοειδής μετά την δημιουργία κρημνού με μικροκερατόμο.

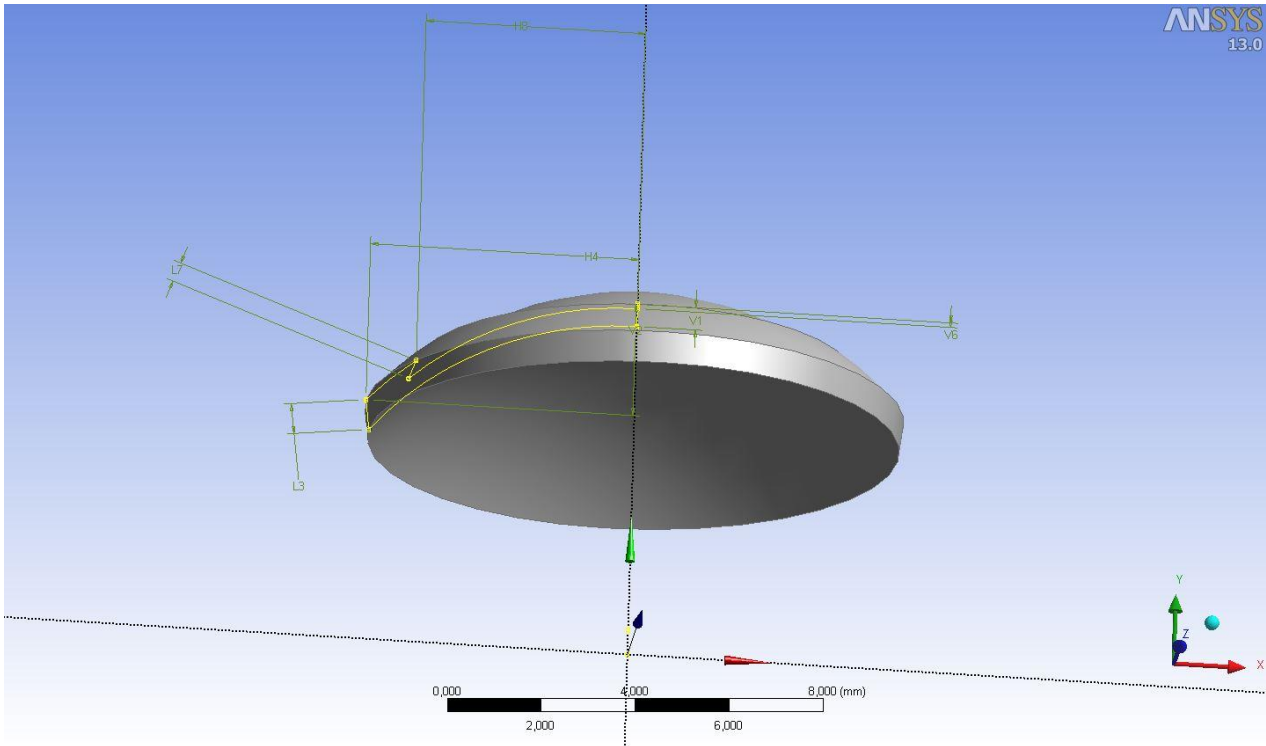
Οι διαστάσεις μετά την δημιουργία κρημνού:

- Ακτίνα κερατοειδούς= $H4=5,75$  mm
- Πάχος κερατοειδούς στη βάση= $L3=0,67$  mm
- Νέο πάχος στην κορυφή= $V1-V6=0,4$  mm
- Ακτίνα κρημνού= $H8=4,7$ mm
- Πάχος κρημνού στη βάση= $L7=0,44$ mm

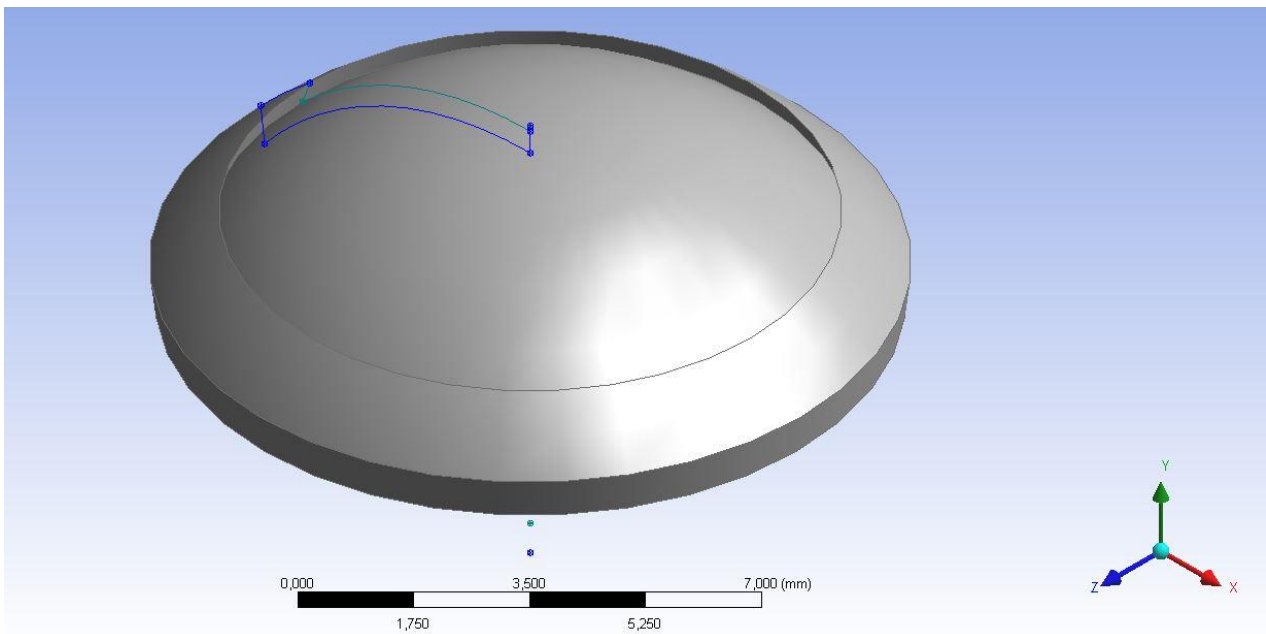
Ο μηχανικός μικροκερατόμος χρησιμοποιεί διατμητική δύναμη μέσω μίας ταλαντευόμενης λεπίδας που σαρώνει την επιφάνειά του. Το flap που κόβεται είναι μεταβλητού πάχους (παχύτερο στην περιφέρεια και λεπτότερο στο κέντρο) πράγμα το οποίο αποτελεί και το σημαντικότερο μειονέκτημα του οργάνου.



Σχήμα 4.6: Απότμηση επιφάνειας με μικροκερατόμο.



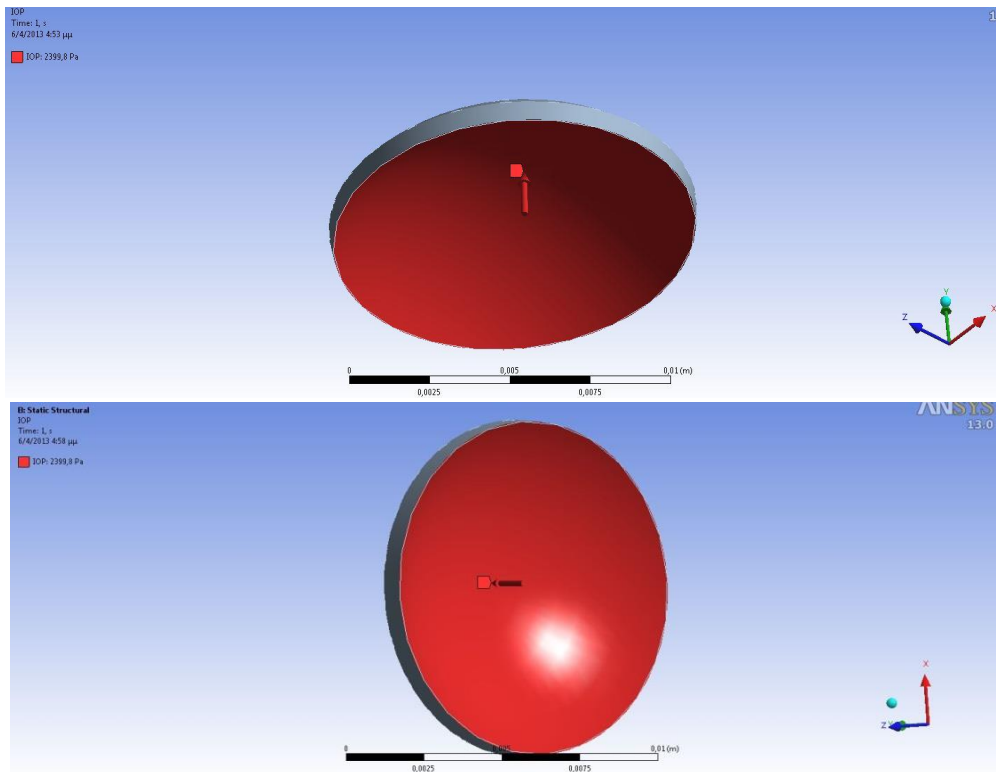
Σχήμα 4.7: Κάτω (εσωτερική) επιφάνεια κερατοειδή.



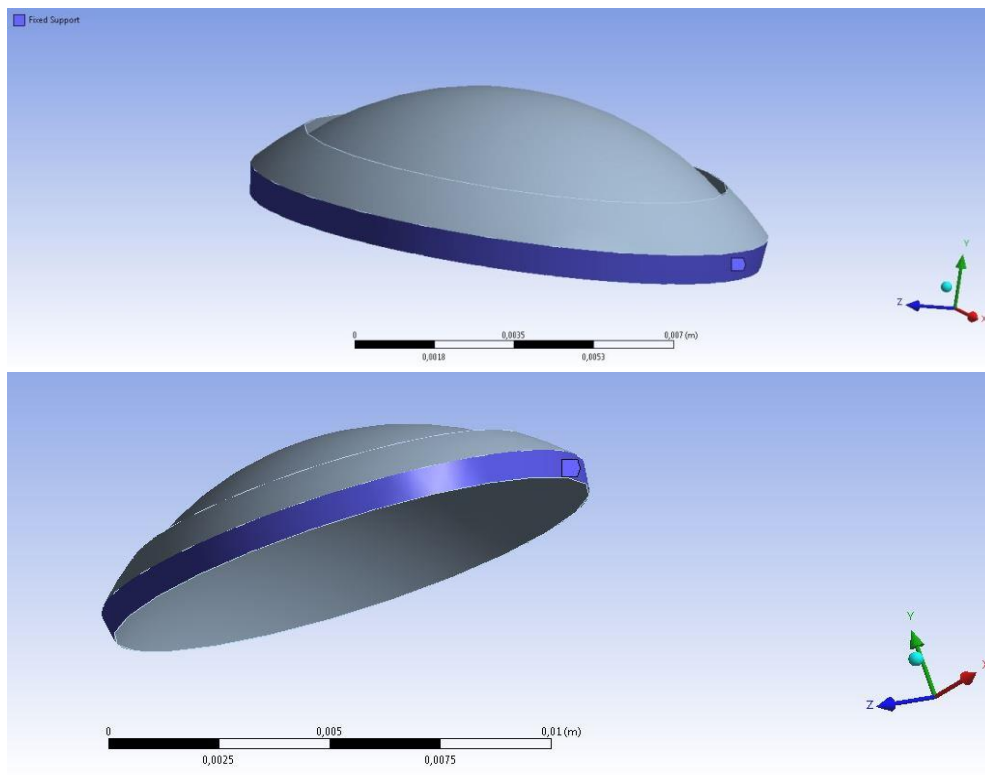
Σχήμα 4.8: Άνω (εξωτερική) επιφάνεια κερατοειδούς.

Μετά το σχεδιασμό θεωρούμε στο μοντέλο δυνάμεις και οριακές συνθήκες. Στην περίπτωση του κερατοειδούς θεωρούμε ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg ομοιόμορφα κατανομημένη στη κάτω επιφάνεια με φορά προς τα έξω (στις εικόνες άξονας  $y$ ). Επιπλέον θεωρούμε την πλάγια επιφάνεια του μοντέλου αμετακίνητη ως οριακή συνθήκη. Αυτή η επιφάνεια είναι το όριο που ο κερατοειδής συνδέεται με το σκληρό χιτώνα του οφθαλμού.

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ



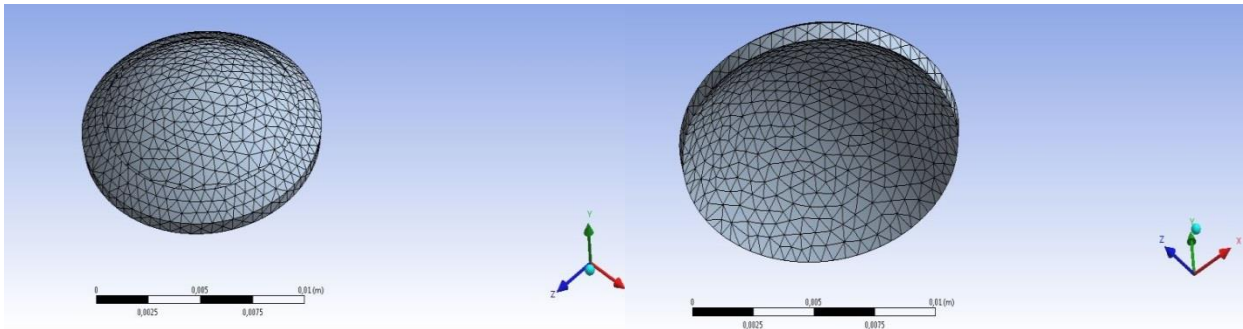
Σχήμα 4. 9: Εφαρμογή ενδοφθάλμιας πίεσης (18mmHg=2399.8Pa) ομοιόμορφα στη κάτω επιφάνεια.



Σχήμα 4. 10: Αμετακίνητη και απαραμόρφωτη επιφάνεια μοντέλου

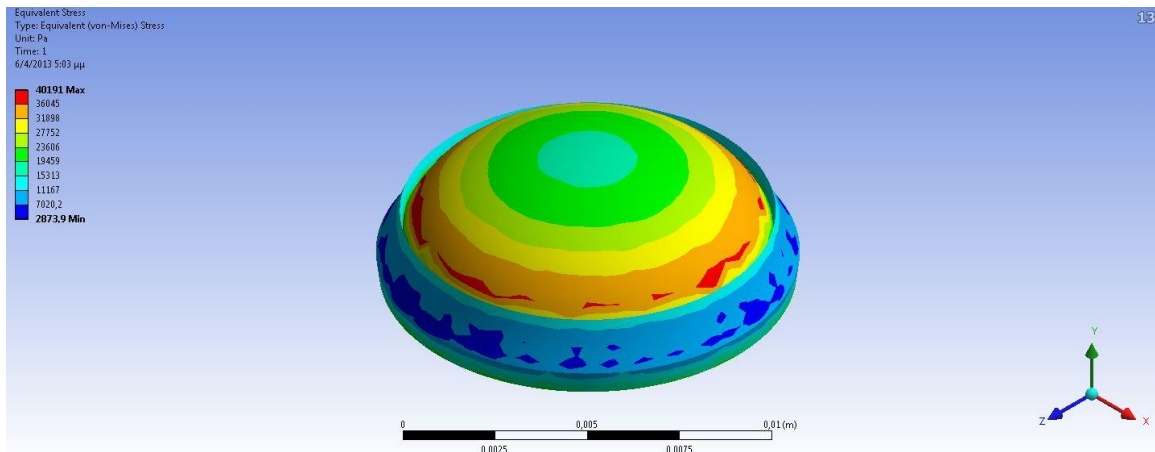
Εν συνεχεία το Ansys υπολογίζει με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (βλ. παράρτημα 2) τη τάση στην επιφάνεια του κερατοειδούς και τη παραμόρφωσή του λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης.

#### 4.3 ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕ ΚΡΗΜΝΟ ΑΠΟ ΜΙΚΡΟΚΕΡΑΤΟΜΟ

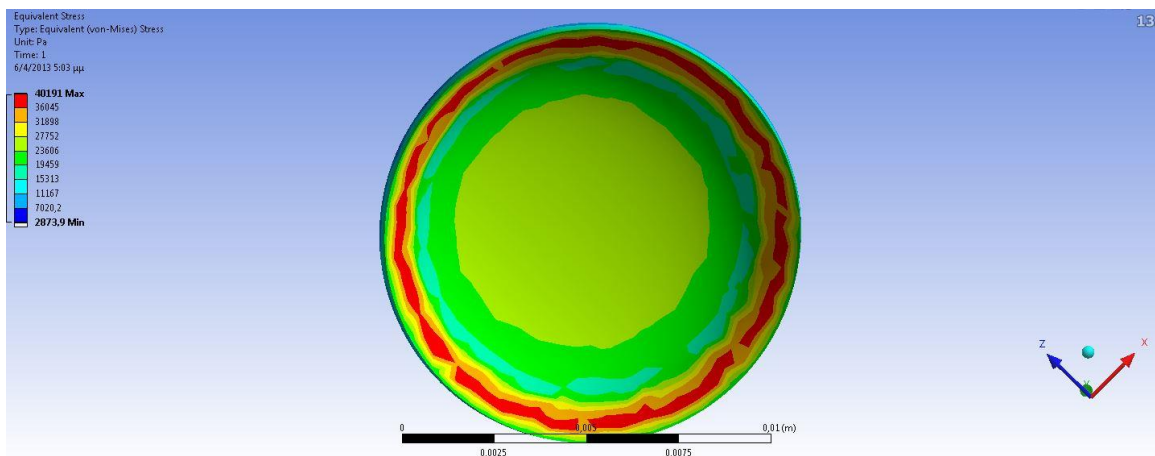


Σχήμα 4. 11: Υπολογισμός πεπερασμένων στοιχείων

Επομένως προκύπτουν οι κατανομές τάσης στην επιφάνεια του 3D μοντέλου, όπως επίσης και το διάγραμμα ολικής παραμόρφωσης.



Σχήμα 4. 12: Άνω (εξωτερική) επιφάνεια κερατοειδούς παραμορφωμένη λόγω ενδοφθάλμιας πίεσης. Το χρώμα υποδηλώνει τη τιμή της τάσης ανά περιοχή. Μέγιστη τάση στην κόκκινη περιοχή του διαγράμματος με 40,191 (KPa) και ελάχιστη στην μπλε περιοχή 2,874 (KPa).

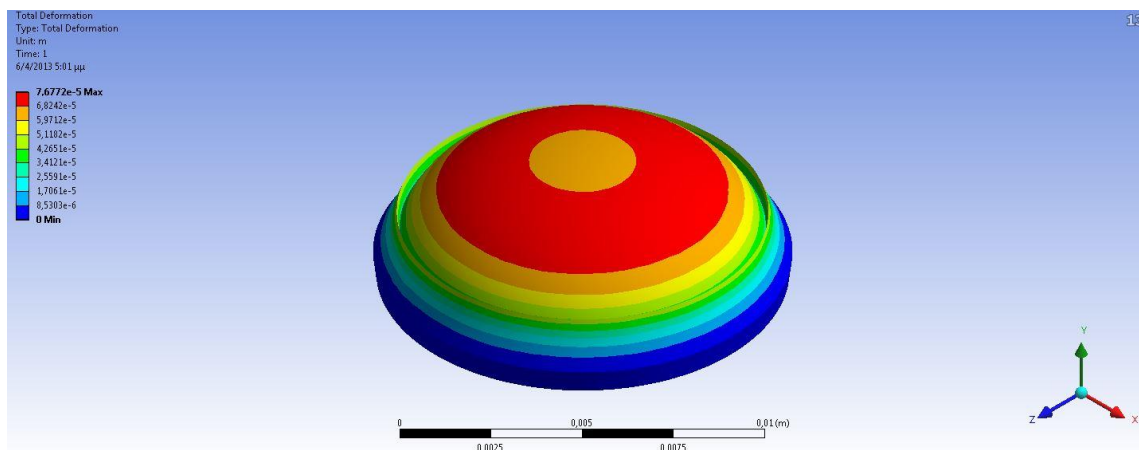


Σχήμα 4. 13: Κάτω (εσωτερική) επιφάνεια κερατοειδούς παραμορφωμένη λόγω ενδοφθάλμιας πίεσης. Το χρώμα υποδηλώνει την τιμή της τάσης ανά περιοχή. Μέγιστη τάση στην κόκκινη περιοχή του διαγράμματος με 40,191 (KPa) και ελάχιστη στην μπλε περιοχή 2,874 (KPa).

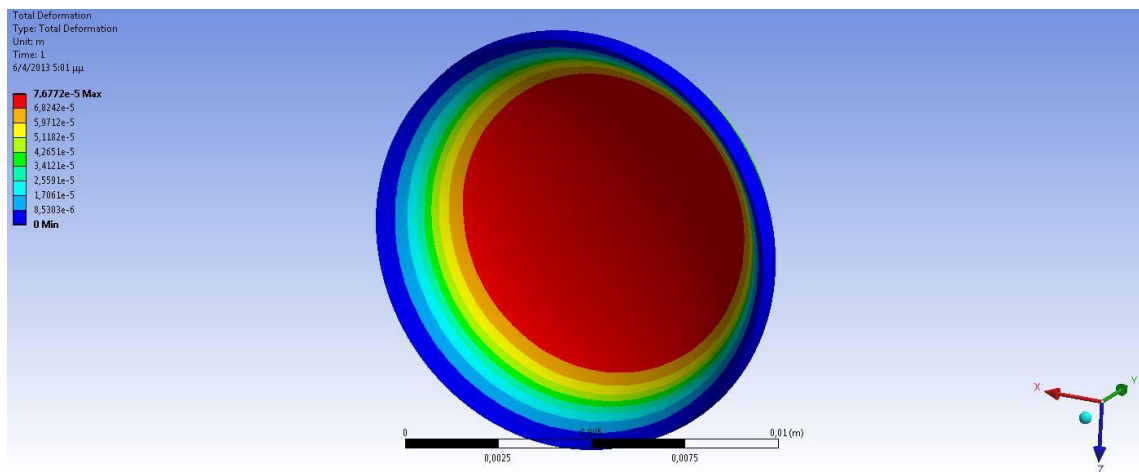
Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται η κατανομή της ισοδύναμης κατά von-Mises τάσης στον κερατοειδή λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Ο χρωματικός κώδικας υποδηλώνει σε ποιά σημεία η τάση παίρνει τη μέγιστη (κόκκινο) και την

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

ελάχιστη (μπλε) τιμή της. Προφανώς το υλικό φαίνεται να δέχεται μεγαλύτερη τάση στην περιοχή από την οποία αφαιρέθηκε το flap και αφού το πάχος ήταν μεταβλητό έχουμε μεγαλύτερες τιμές τάσης καθώς απομακρυνόμαστε από το κέντρο. Η αδυναμία του μηχανικού μικροκερατόμου να δημιουργήσει κρημνό σταθερού πάχους αποτελεί και τη βασική αιτία εμφάνισης μετεγχειρητικών προβλημάτων στους ασθενείς, λόγω των μεγάλων τάσεων και παραμορφώσεων στον κερατοειδή.



**Σχήμα 4. 14:** Κατανομή παραμορφώσεων στην άνω επιφάνεια του κερατοειδούς. Παρατηρούμε μέγιστη παραμόρφωση στην κόκκινη περιοχή στα 76,772μm και μηδενική παραμόρφωση στην μπλε περιοχή.



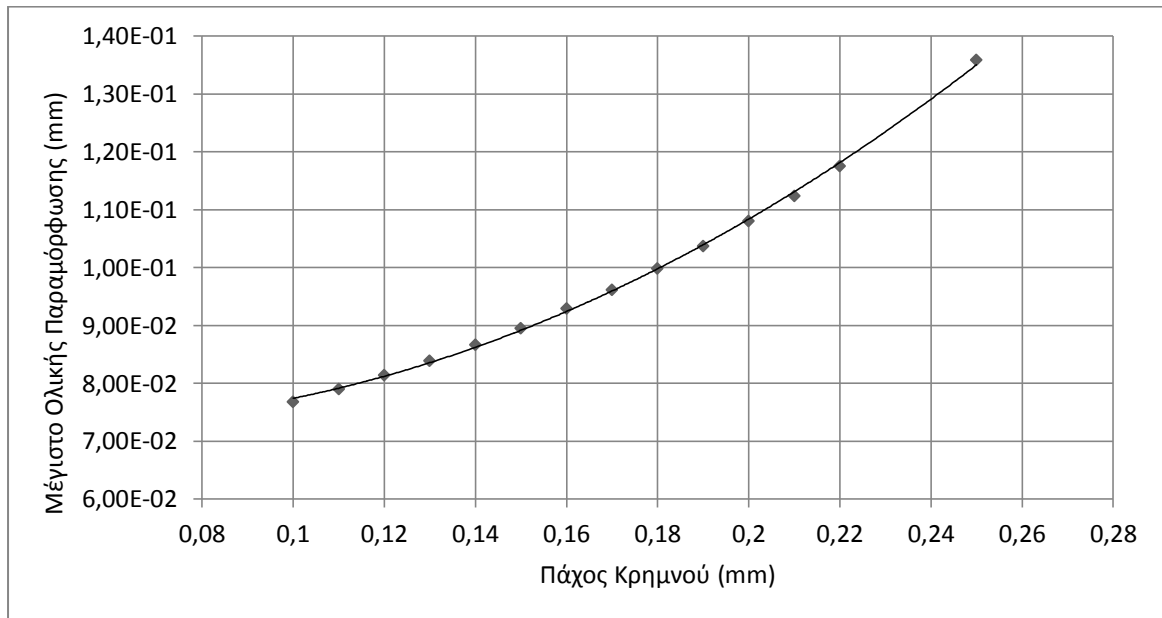
**Σχήμα 4. 15:** Κατανομή παραμορφώσεων στην κάτω επιφάνεια του κερατοειδούς. Μέγιστο στα 76,772μm (κόκκινη περιοχή).

Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται η παραμόρφωση του κερατοειδούς λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Όπως ήταν αναμενόμενο παρατηρούμε μέγιστη (κόκκινο) παραμόρφωση στην περιοχή στην οποία δημιουργήθηκε ο κρημνός ενώ στη βάση μηδενική παραμόρφωση.

Η παραπάνω διαδικασία μπορεί να επαναληφθεί για διάφορες τιμές του πάχους και της διαμέτρου του κρημνού. Επιπλέον μπορούμε να μελετήσουμε τη συμπεριφορά του μοντέλου για διαφορετικές τιμές του μέτρου ελαστικότητας και της μεταβολής της ενδοφθάλμιας πίεσης, έτσι ώστε να μπορούν να επιλεγούν οι

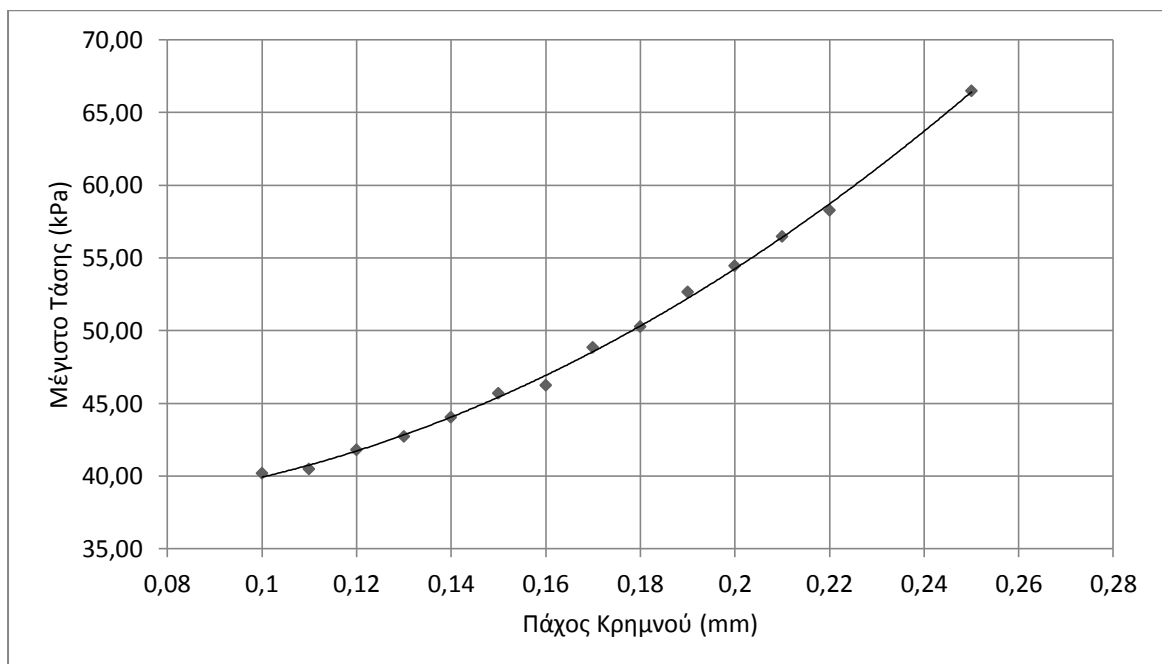
σωστές διαστάσεις του κρημνού για την ξεχωριστή περίπτωση κάθε ασθενούς. Από προσομοιώσεις προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις ενώ οι τιμές και συνθήκες κάθε προσομοίωσης φαίνονται στον πίνακα 1 (βλ. παράρτημα 1).

Για σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa, η μέγιστη τιμή της παραμόρφωσης και αυτή της ισοδύναμης κατά von-Mises τάσης, ως συνάρτηση του πάχους του flap, μεταβάλλονται ως εξής:



Σχήμα 4. 16: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση του πάχους του flap.

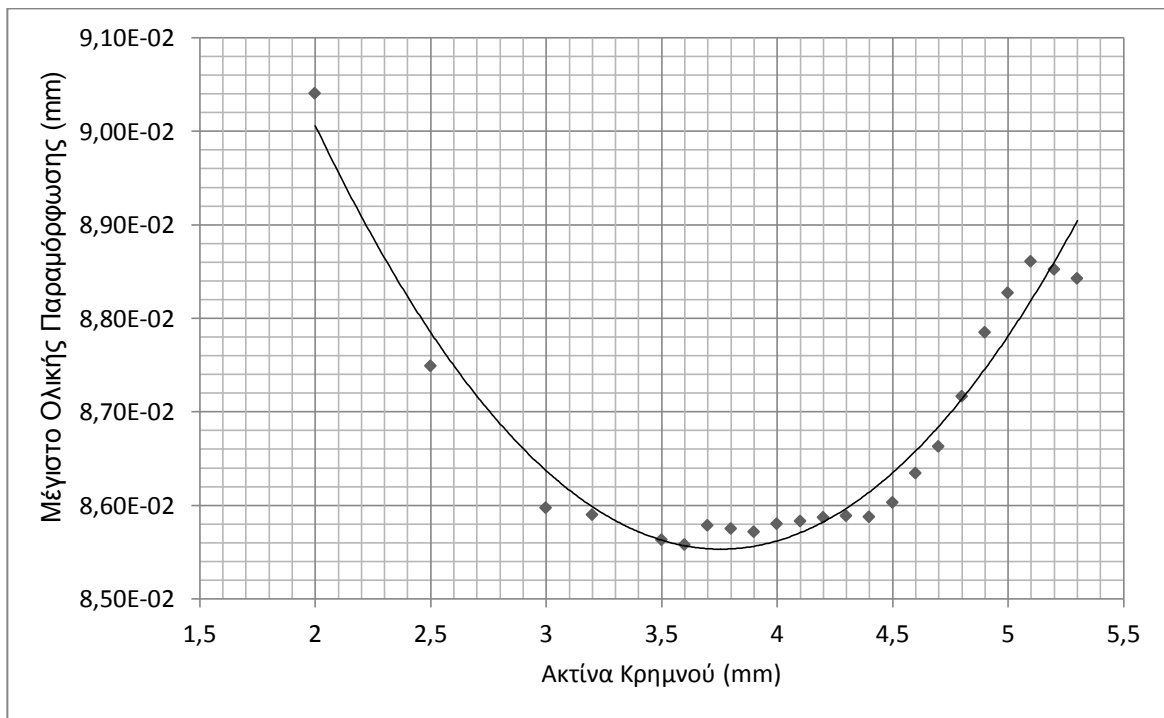
Η συμπεριφορά του υλικού είναι η αναμενόμενη καθώς όσο μεγαλύτερο τμήμα αφαιρεθεί τόσο μεγαλύτερη είναι η παραμόρφωση για δεδομένη τιμή της ενδοφθάλμιας πίεσης.



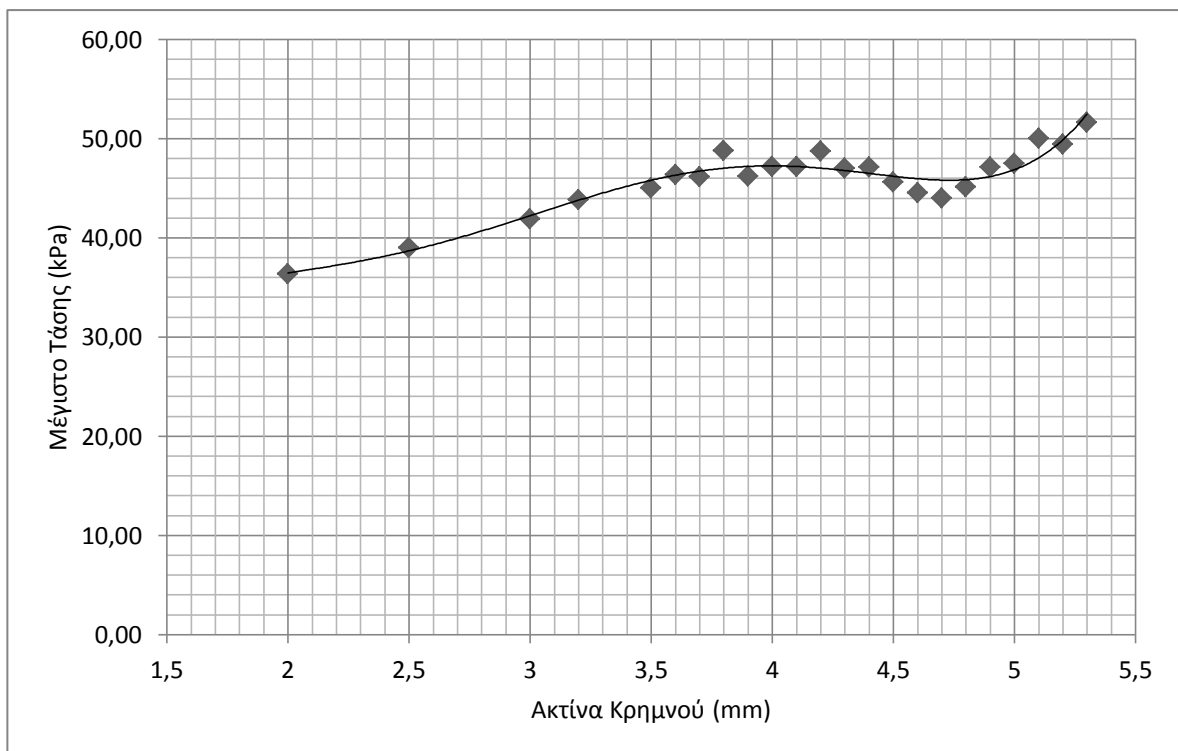
Σχήμα 4. 17: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της ισοδύναμης κατά Von Mises τάσης ως συνάρτηση του πάχους του flap.

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Υπό τις ίδιες συνθήκες για μεταβολή της ακτίνας, προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις:



Σχήμα 4. 18: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση της ακτίνας του flap.



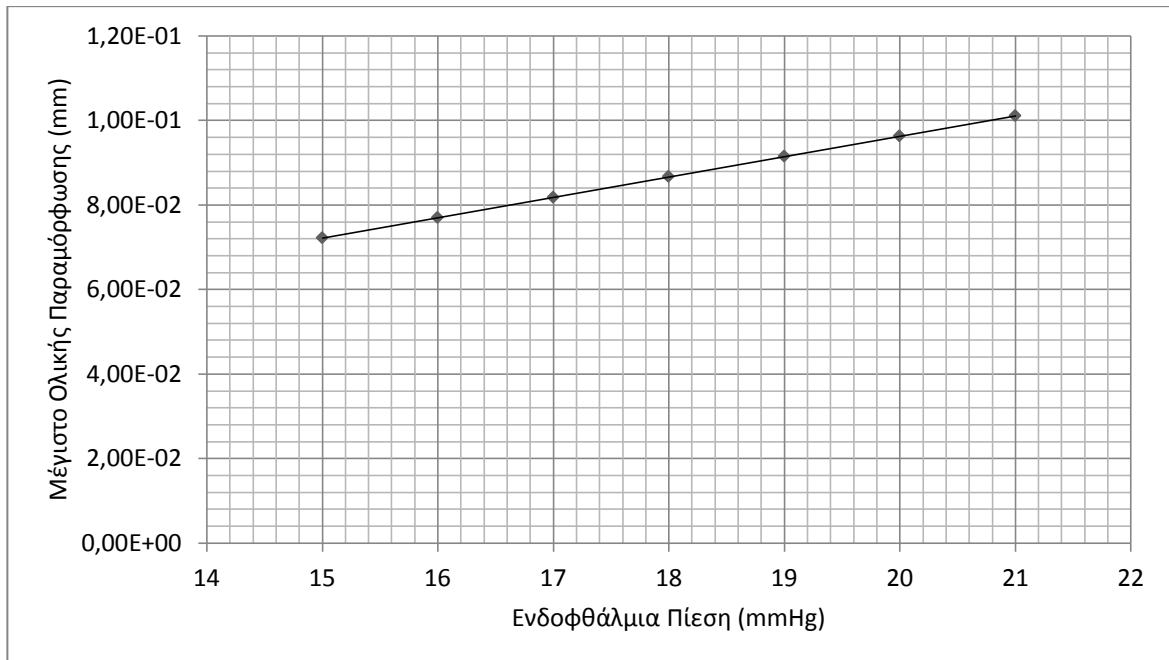
Σχήμα 4. 19: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ακτίνας του flap.

Παρατηρούμε ότι για τιμές 3mm-4,5mm της ακτίνας έχουμε την ελάχιστη

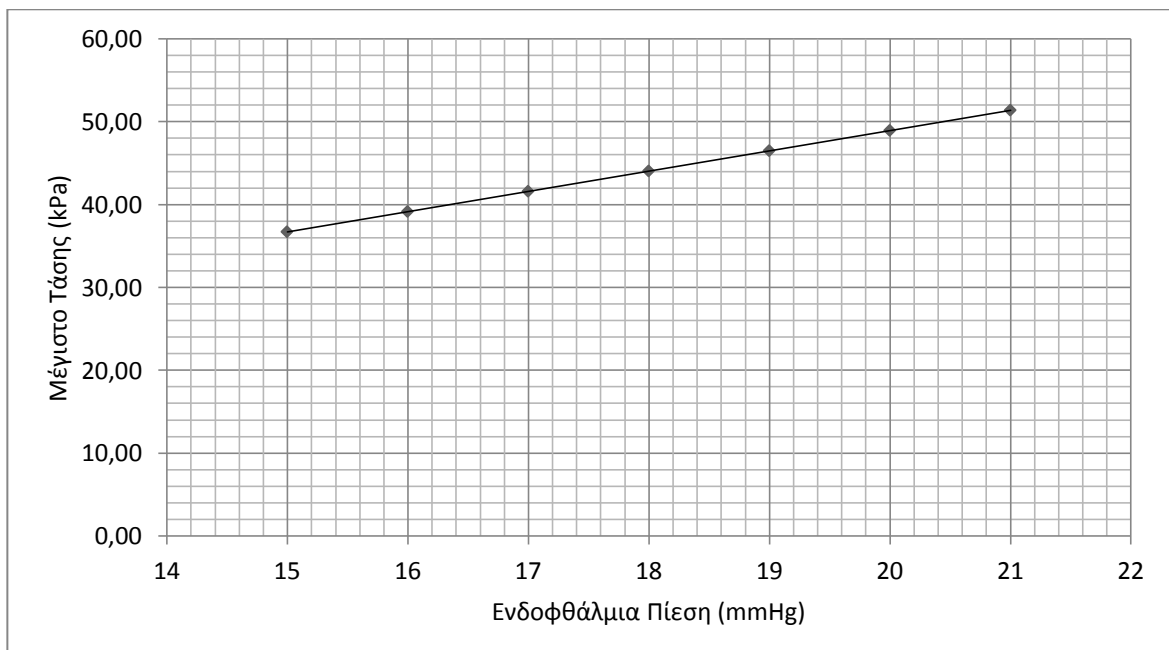


δυνατή παραμόρφωση χωρίς πολύ μεγάλη μεταβολή της τάσης. Στο διάστημα αυτό η τάση παραμένει περίπου σταθερή. Επιπλέον πρέπει να σημειωθεί ότι, αφού η επέμβαση γίνεται πάνω και γύρω από την οπτική ζώνη του κερατοειδούς, πολύ μικροί (ακτίνα $<3$ ) και πολύ μεγάλοι (ακτίνα $>4,7$ ) κρημνοί δεν δημιουργούνται.

Για σταθερές διαστάσεις (ακτίνα 4,7mm και πάχος 0,1mm) η σχέση της ενδοφθάλμιας πίεσης με την μέγιστη παραμόρφωση και την ισοδύναμη κατά von-Mises τάση είναι γραμμική.



Σχήμα 4. 20: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.

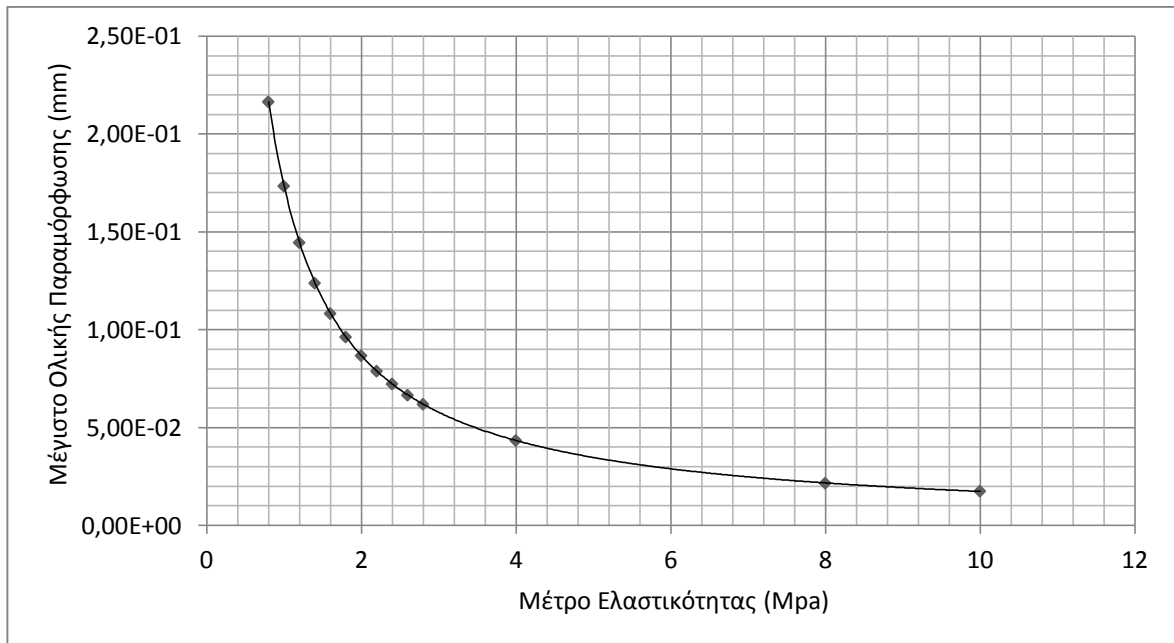


Σχήμα 4. 21: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.



#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Τέλος η μέγιστη τιμή της παραμόρφωσης μειώνεται εκθετικά με την αύξηση του μέτρου ελαστικότητας.

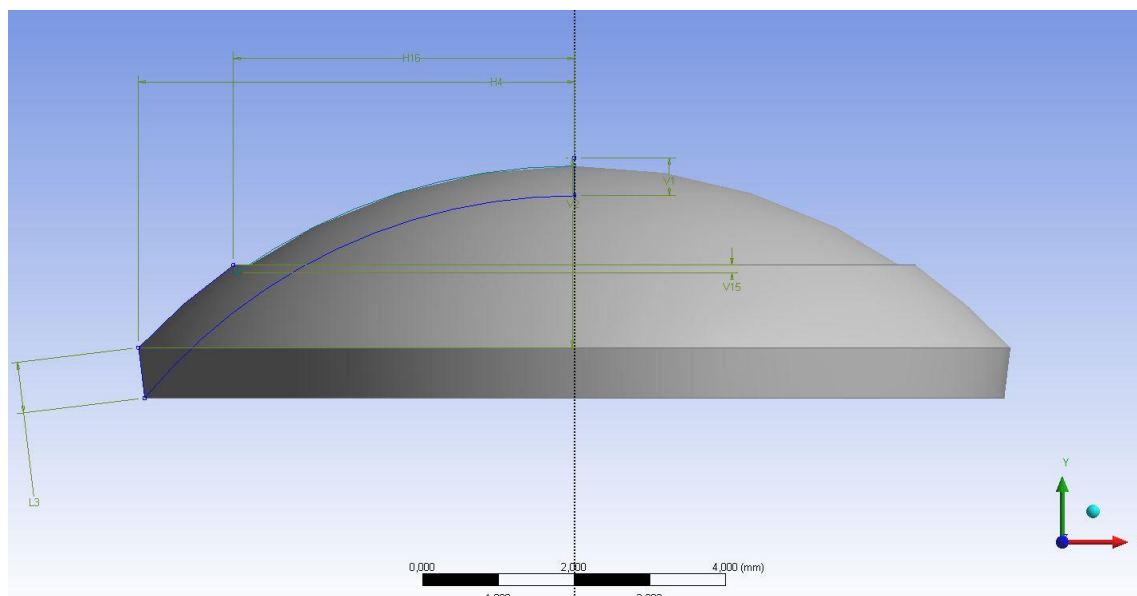


Σχήμα 4. 22: Μεταβολή μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας.

Με παρόμοια διαδικασία μπορούμε να μελετήσουμε την απόκριση του κερατοειδούς όταν ο κρημνός έχει δημιουργηθεί από femtosecond laser.

#### 4.4 ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕ ΚΡΗΜΝΟ ΑΠΟ FEMTOSECOND LASER

Για την μελέτη της απότμησης επιφάνειας από femtosecond laser, αφαιρέθηκε από το αρχικό μοντέλο ένα τμήμα ομοιόμορφου πάχους 100μm και διαμέτρου 9mm. Επομένως προκύπτει το παρακάτω μοντέλο:



Σχήμα 4. 23: Κερατοειδής μετά την δημιουργία κρημνού με femtosecond laser.

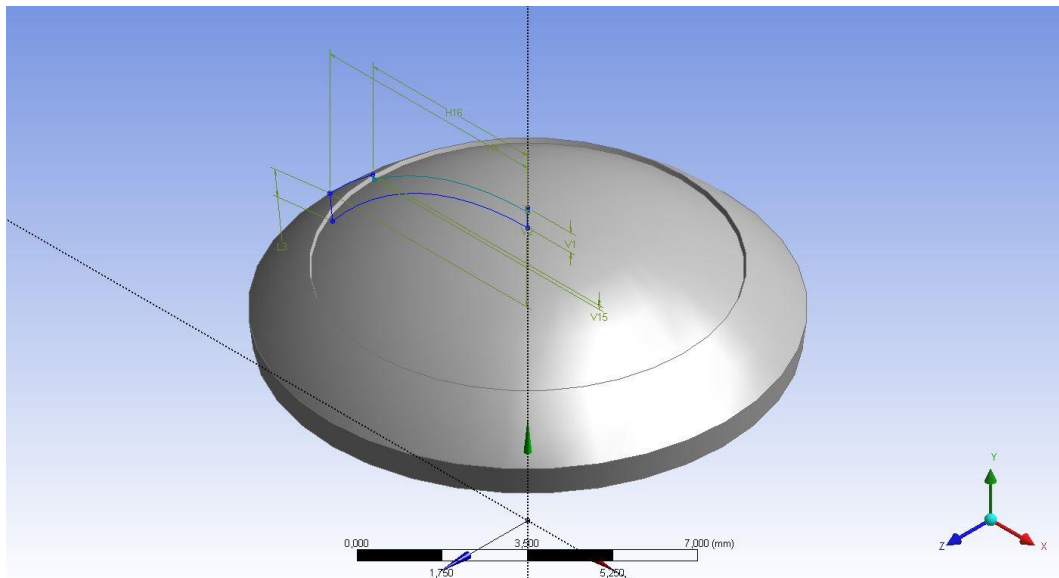
Οι διαστάσεις μετά την δημιουργία κρημνού:

- Ακτίνα κερατοειδούς= $H4=5,75$  mm
- Πάχος κερατοειδούς στη βάση= $L3=0,67$  mm
- Νέο πάχος στην κορυφή= $V1-V15=0,4$  mm
- Ακτίνα κρημνού= $H16=4,5$ mm
- Πάχος κρημνού= $V15=0,1$ mm

Η διαδικασία σχηματισμού του κερατοειδικού κρημνού μπορεί να γίνει και με χρήση συστήματος femtosecond laser (bladeless, all-laser procedure) με ακόμη μεγαλύτερη ασφάλεια. Τα πλεονεκτήματα του femtosecond laser σε σύγκριση με το μηχανικό μικροκερατόμο έχουν να κάνουν κατά κύριο λόγο με την ακρίβεια στη δημιουργία του flap και την εφαρμογή μικρότερης πίεσης στο μάτι. Το παλμικό laser που χρησιμοποιείται δημιουργεί χιλιάδες φυσαλίδες διοξειδίου του άνθρακα σε συγκεκριμένο βάθος. Αμβλεία τομή χρησιμοποιείται στη συνέχεια για την ολοκλήρωση του διαχωρισμού του ιστού.

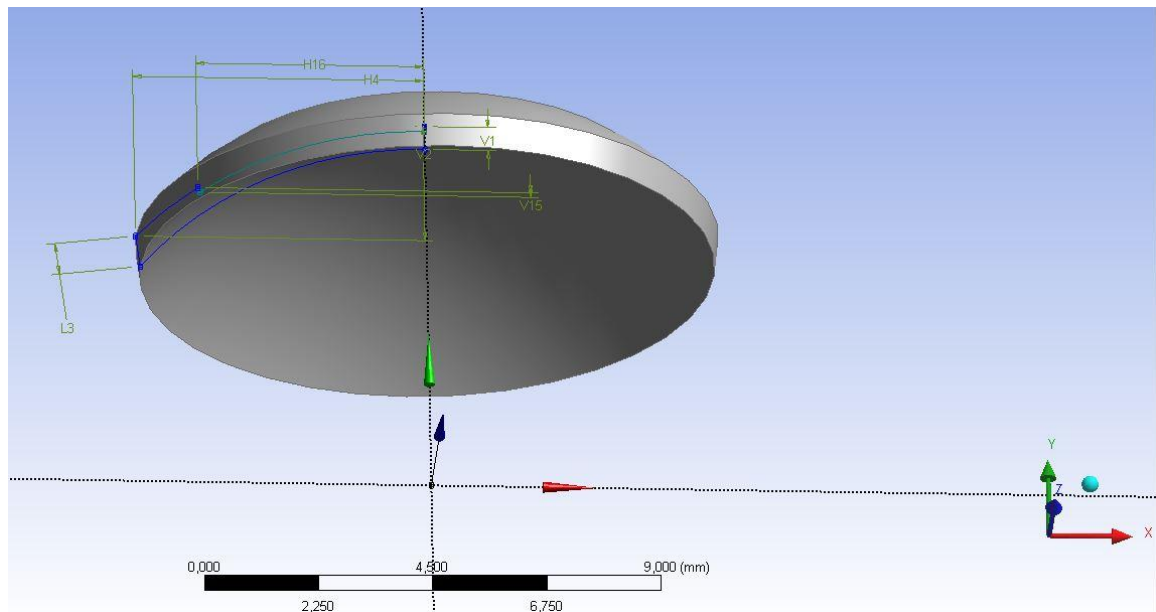


Σχήμα 4. 24: Απότμηση επιφάνειας με femtosecond laser.



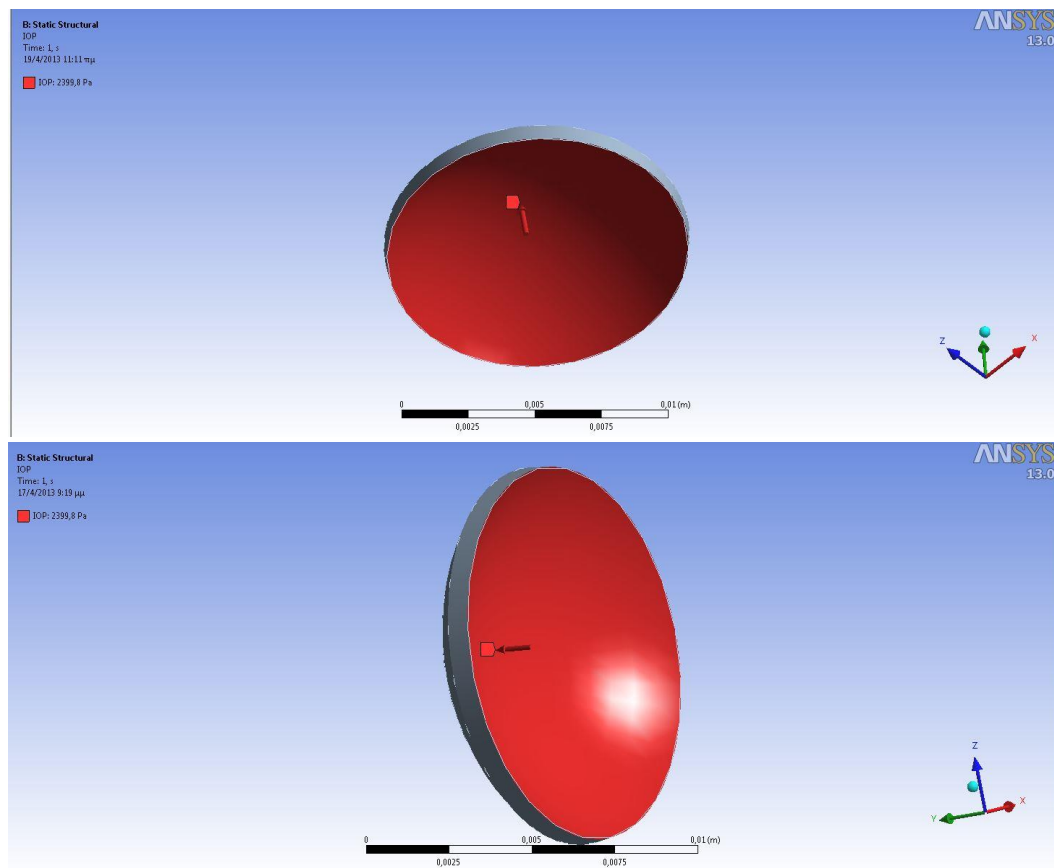
Σχήμα 4. 25: Άνω επιφάνεια κερατοειδούς.

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ



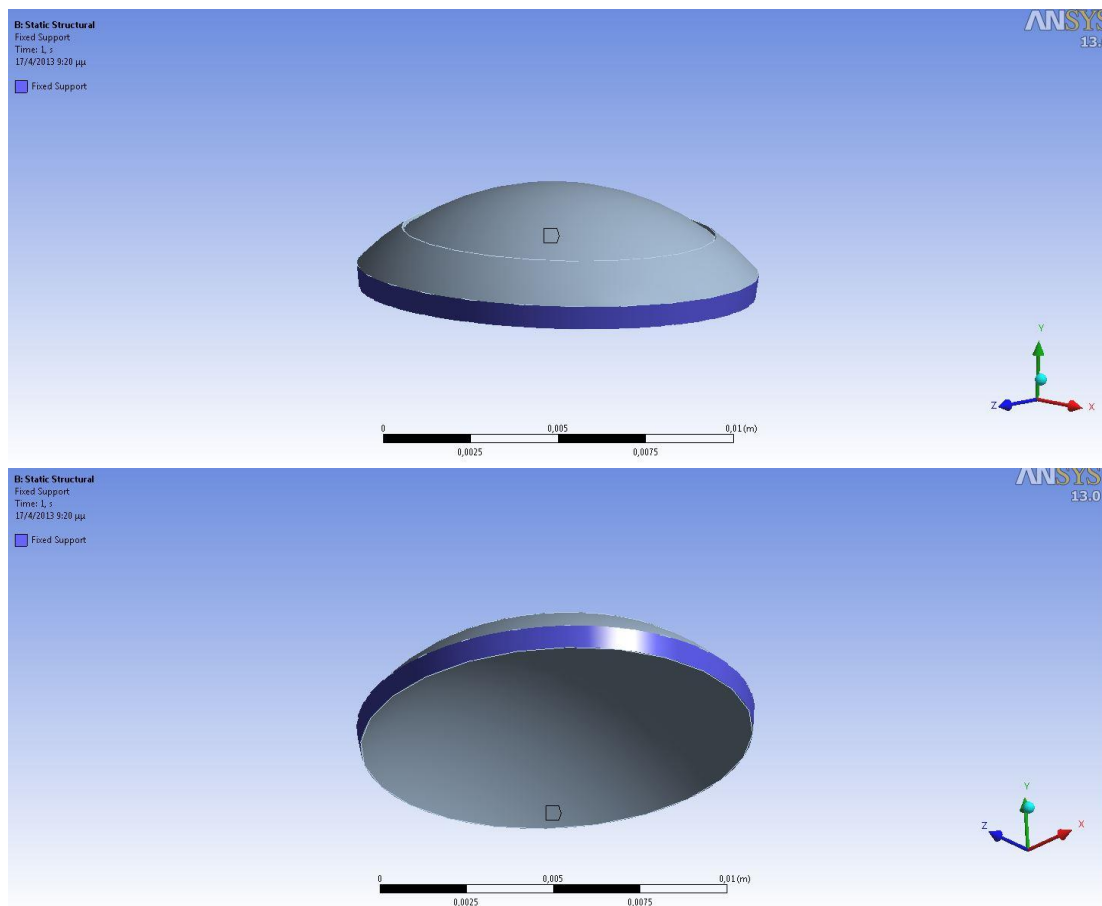
Σχήμα 4. 26: Κάτω επιφάνεια κερατοειδούς.

Όπως και στην προηγούμενη περίπτωση του κερατοειδούς θεωρούμε ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg ομοιόμορφα κατανεμημένη στην κάτω επιφάνεια με φορά προς τα έξω (στις εικόνες άξονας y).

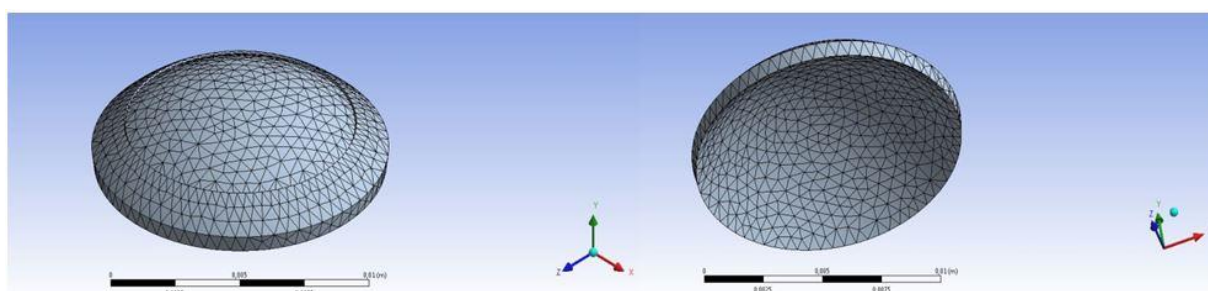


Σχήμα 4. 27: Εφαρμογή ενδοφθάλμιας πίεσης ομοιόμορφα στην κάτω επιφάνεια.

Θεωρούμε την πλάγια επιφάνεια του μοντέλου, δηλαδή το όριο που ο κερατοειδής συνδέεται με το σκληρό χιτώνα, αμετακίνητη ως οριακή συνθήκη.



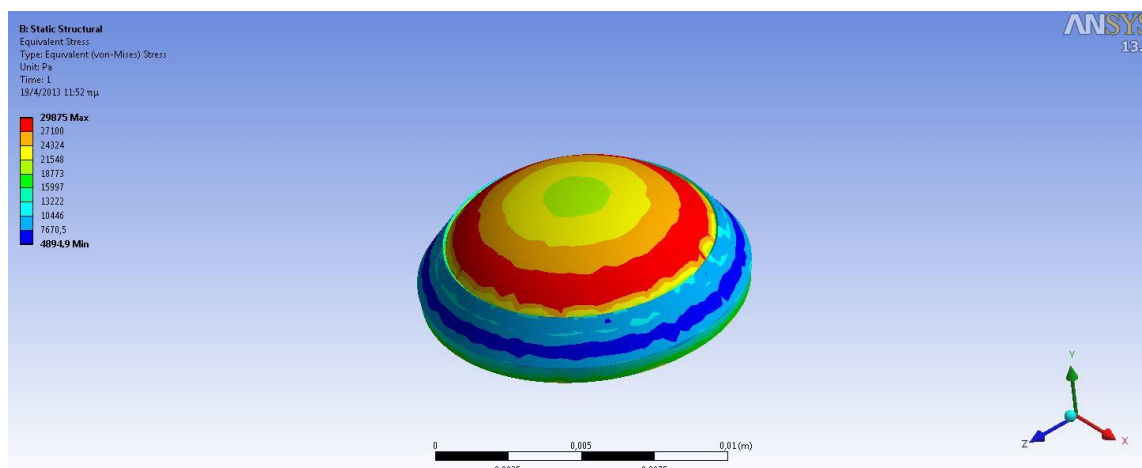
Σχήμα 4.28: Αμετακίνητη και απαραμόρφωτη επιφάνεια μοντέλου.



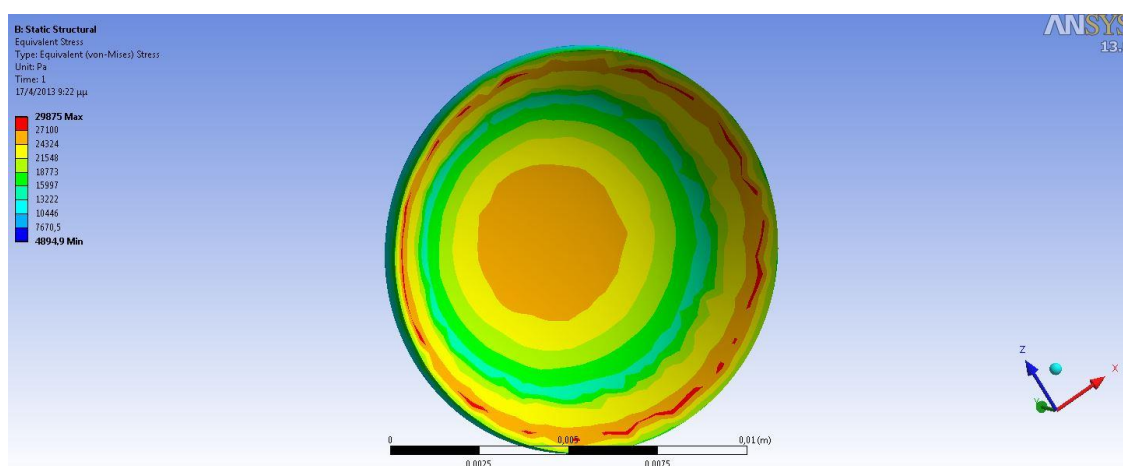
Σχήμα 4.29: Υπολογισμός πεπερασμένων στοιχείων.

Εν συνεχεία το Ansys υπολογίζει με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (βλ. παράρτημα 2) τη τάση στην επιφάνεια του κερατοειδούς και τη παραμόρφωσή του λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Επομένως προκύπτουν οι αντίστοιχες κατανομές στην επιφάνεια του 3D μοντέλου.

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

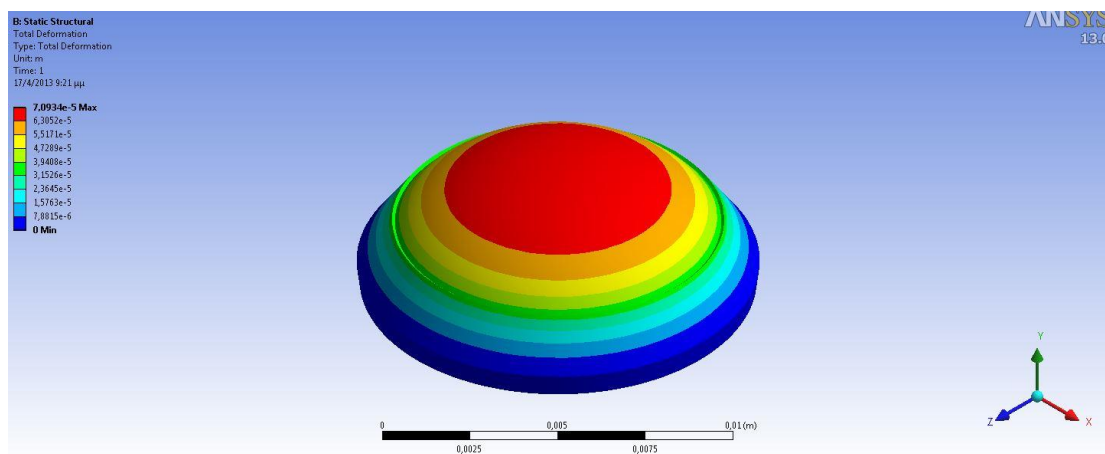


Σχήμα 4.30: Άνω (εξωτερική) επιφάνεια κερατοειδούς παραμορφωμένη λόγω ενδοφθάλμιας πίεσης. Το χρώμα υποδηλώνει τη τιμή της ισοδύναμης κατά von-Mises τάσης ανά περιοχή. Παρατηρούμε μέγιστη τάση 29,875KPa (κόκκινη περιοχή) και ελάχιστη 4,895KPa (μπλε περιοχή).

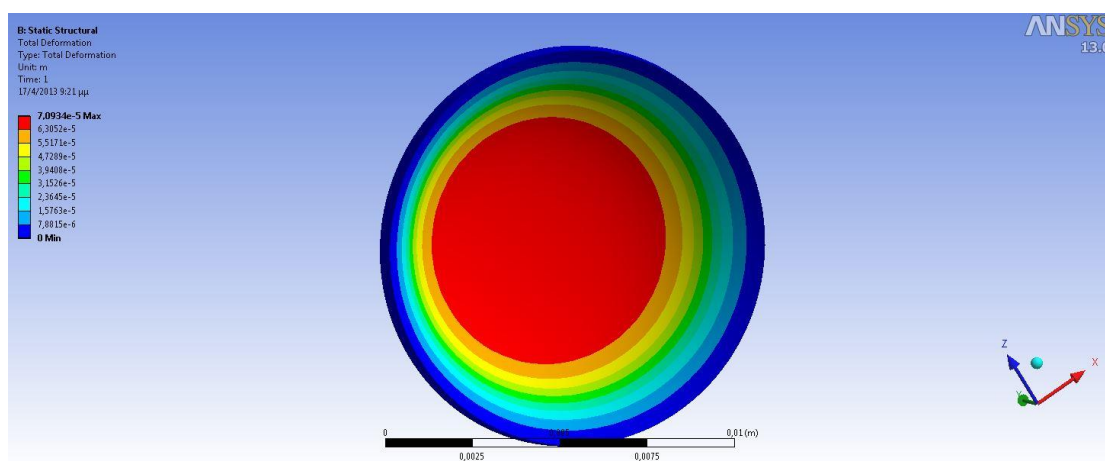


Σχήμα 4.31: Κάτω (εσωτερική) επιφάνεια κερατοειδούς παραμορφωμένη λόγω ενδοφθάλμιας πίεσης. Το χρώμα υποδηλώνει τη τιμή της τάσης ανά περιοχή. Μέγιστη τάση 29,875KPa(κόκκινη περιοχή) και ελάχιστη 4,895KPa (μπλε περιοχή).

Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται η κατανομή της ισοδύναμης κατά von-Mises τάσης στον κερατοειδή λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Ο χρωματικός κώδικας υποδηλώνει σε ποιά σημεία η τάση παίρνει τη μέγιστη (κόκκινο) και την ελάχιστη (μπλε) τιμή της. Προφανώς το υλικό φαίνεται να δέχεται μεγαλύτερη τάση στη περιοχή στην οποία δημιουργήθηκε ο κρημνός (flap). Φαίνεται ότι η μέγιστη τιμή τάσης εντοπίζεται σε μεγαλύτερη περιοχή της επιφάνειας από ότι στην περίπτωση του κρημνού με μικροκερατόμο. Παρόλα αυτά οι τιμές της τάσης είναι αρκετά χαμηλότερες σε αυτή τη περίπτωση. Ενδεικτικά η μέγιστη τάση στην πρώτη περίπτωση ήταν 40,191kPa, ενώ εδώ 29,875kPa. Τέλος στην περίπτωση του femtosecond laser η τιμή της τάσης μεταβάλλεται ομαλότερα στην επιφάνεια με αποτέλεσμα η παραμόρφωση του μοντέλου να είναι αρκετά μικρότερη.



Σχήμα 4.32: Κατανομή παραμορφώσεων στην εξωτερική επιφάνεια του κερατοειδούς. Παρατηρούμε μέγιστη ολική παραμόρφωση 70,934μm (κόκκινο) και μηδενική ελαχιστη(μπλε).



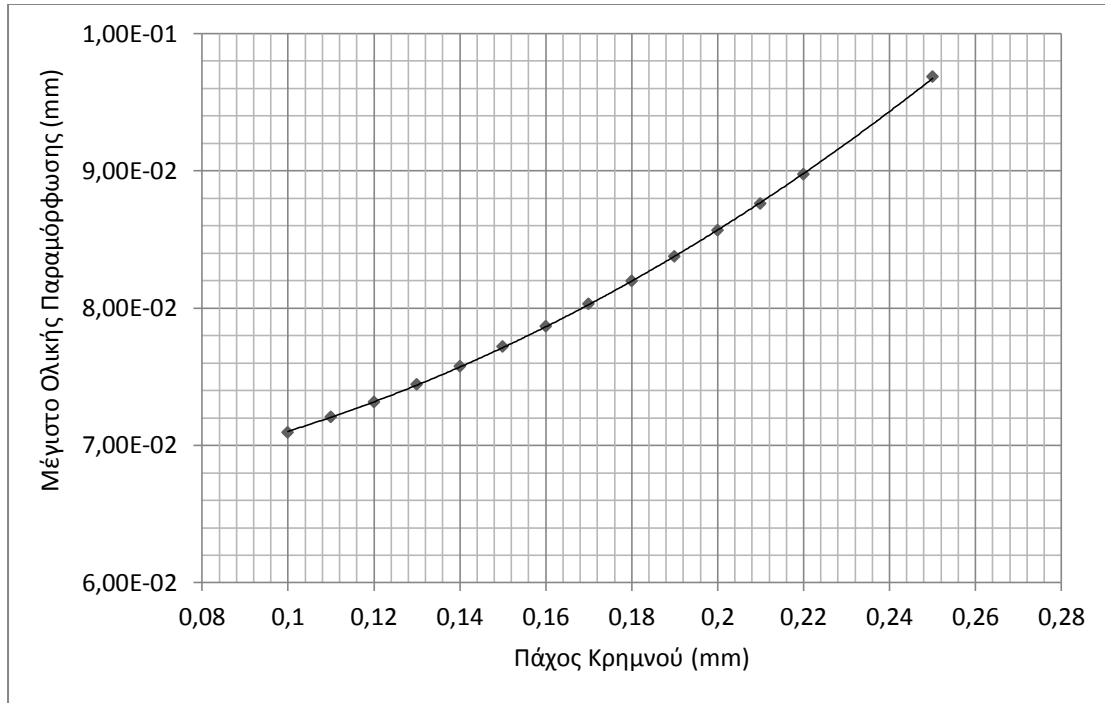
Σχήμα 4.33: Κατανομή παραμορφώσεων στην εσωτερική επιφάνεια του κερατοειδούς. Παρατηρούμε μέγιστη ολική παραμόρφωση 70,934μm (κόκκινο) και μηδενική ελαχιστη(μπλε).

Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται η παραμόρφωση του κερατοειδούς λόγω της ενδοφθάλμιας πίεσης. Όπως ήταν αναμενόμενο παρατηρούμε μέγιστη (κόκκινο) παραμόρφωση στην περιοχή στην οποία δημιουργήθηκε ο κρημνός ενώ στη βάση μηδενική.

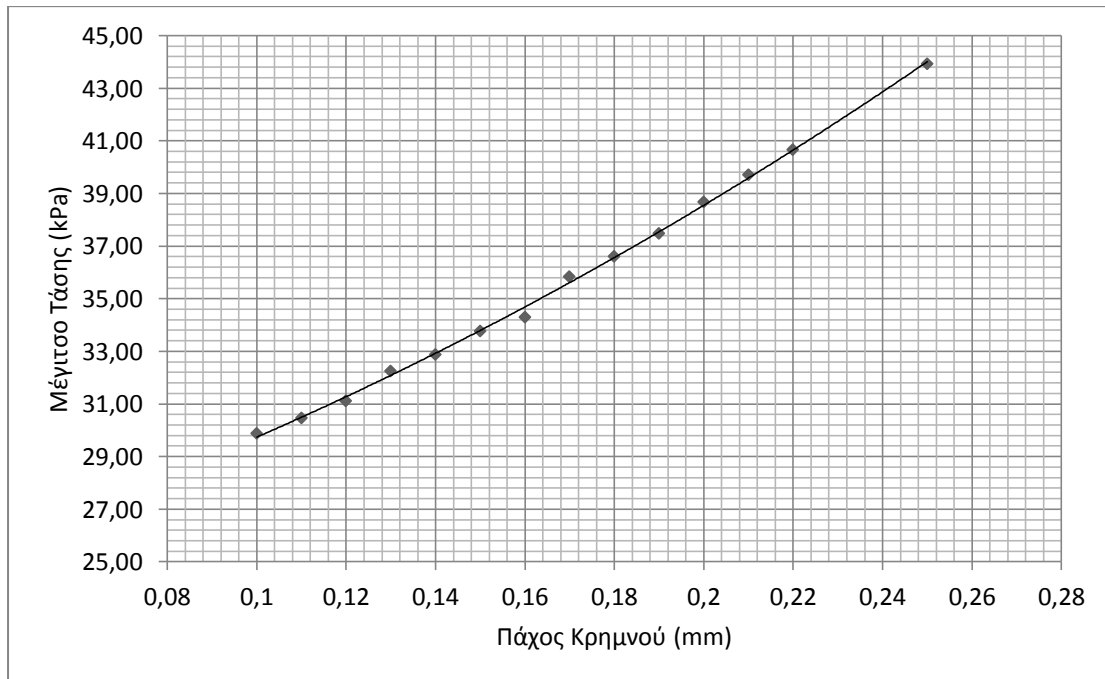
Επαναλαμβάνουμε τη παραπάνω διαδικασία για αφαίρεση τμήματος διαφορετικών διαστάσεων και για διαφορετικές τιμές του μέτρου ελαστικότητας και της ενδοφθάλμιας πίεσης. Από προσομοιώσεις προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις ενώ οι τιμές και συνθήκες κάθε προσομοίωσης φαίνονται στον πίνακα2 (βλ. παράρτημα 1).

Για σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa, η μέγιστη τιμή της παραμόρφωσης και αυτή της ισοδύναμης κατά von-Mises τάσης ως συνάρτηση του πάχους του flap μεταβάλλονται ως εξής:

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ



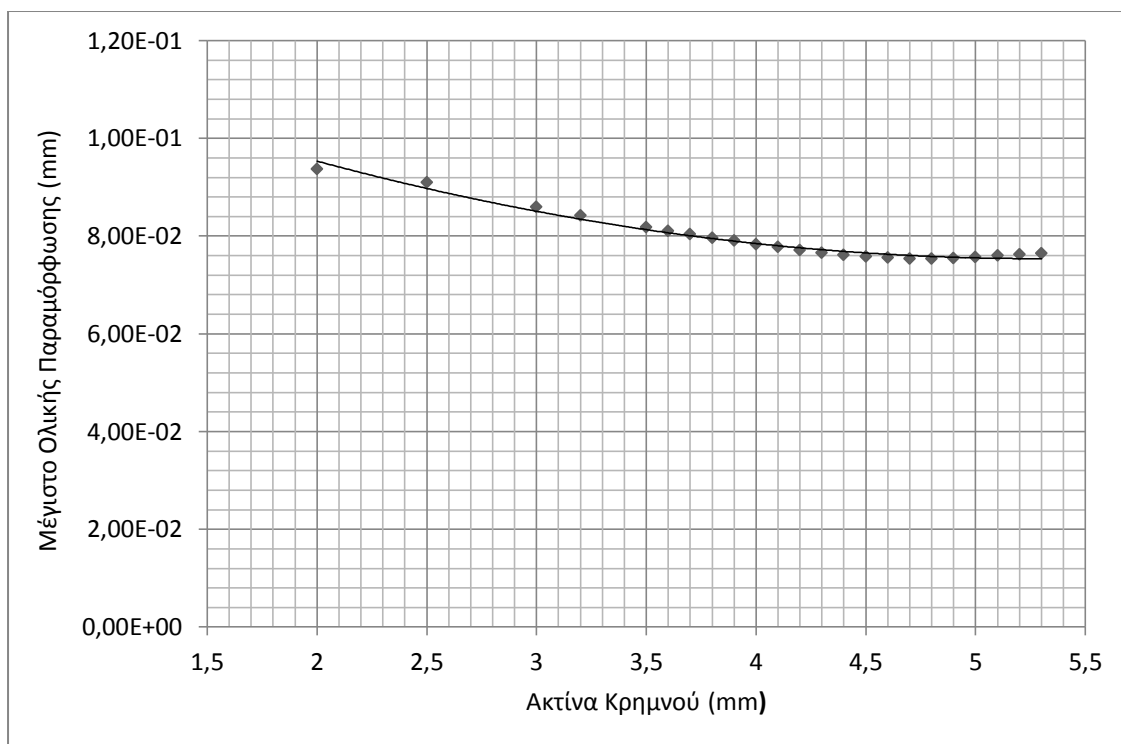
Σχήμα 4. 34: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση του πάχους του flap.



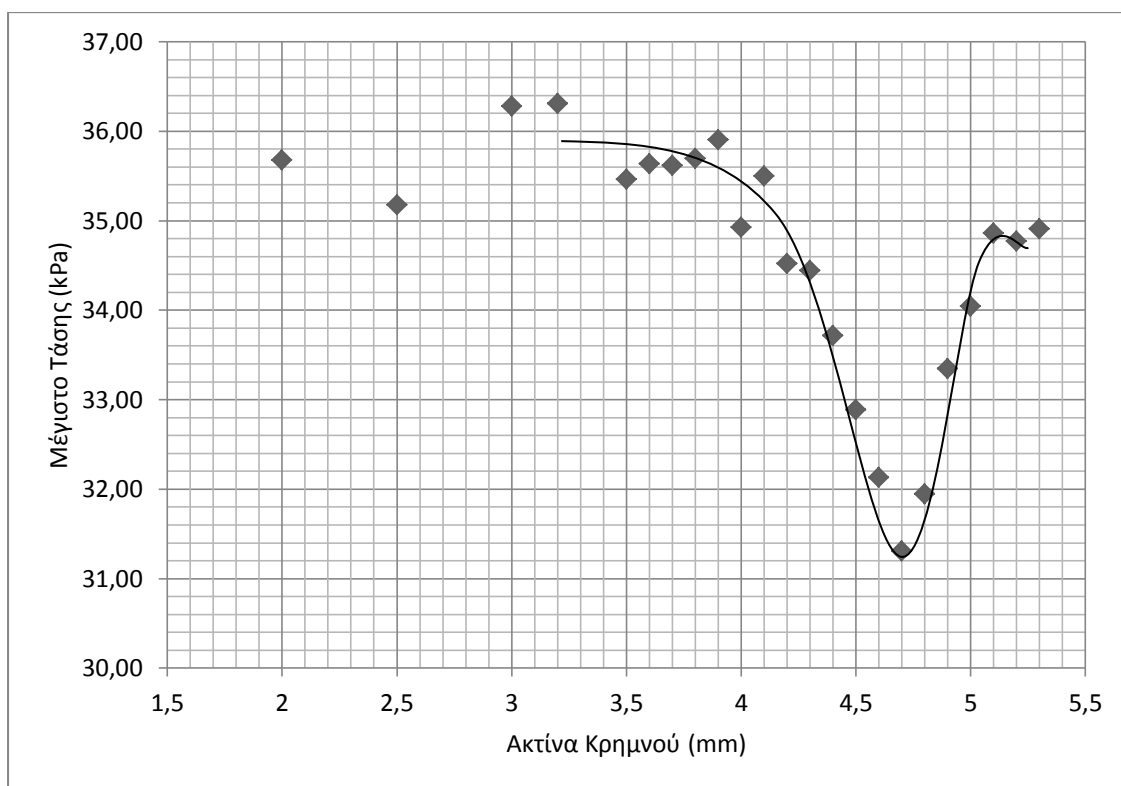
Σχήμα 4. 35: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση του πάχους του flap.

Η συμπεριφορά του μοντέλου είναι αναμενόμενη, αφού καθώς αφαιρούμε παχύτερο τμήμα του μοντέλου η τάση και η παραμόρφωση αυξάνονται. Υπό τις ίδιες συνθήκες για μεταβολή της ακτίνας, προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις:





Σχήμα 4. 36: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση της ακτίνας του flap.



Σχήμα 4. 37: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ακτίνας του flap.

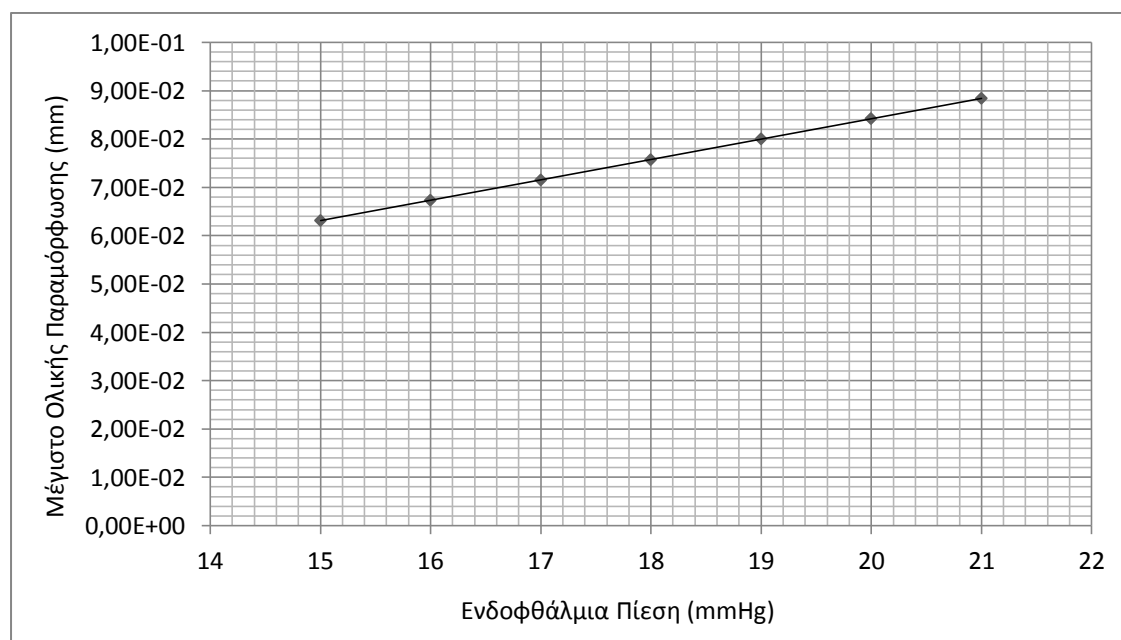
Παρατηρούμε ότι η παραμόρφωση παρουσιάζει μείωση όσο αυξάνεται το μέγεθος του flap, πράγμα, ενώ η μέγιστη τιμή της τάσης ελαχιστοποιείται για ακτίνα 4,7mm. Η μείωση της μέγιστης τιμής των τάσεων σημαίνει μικρότερο εύρος τιμών



#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

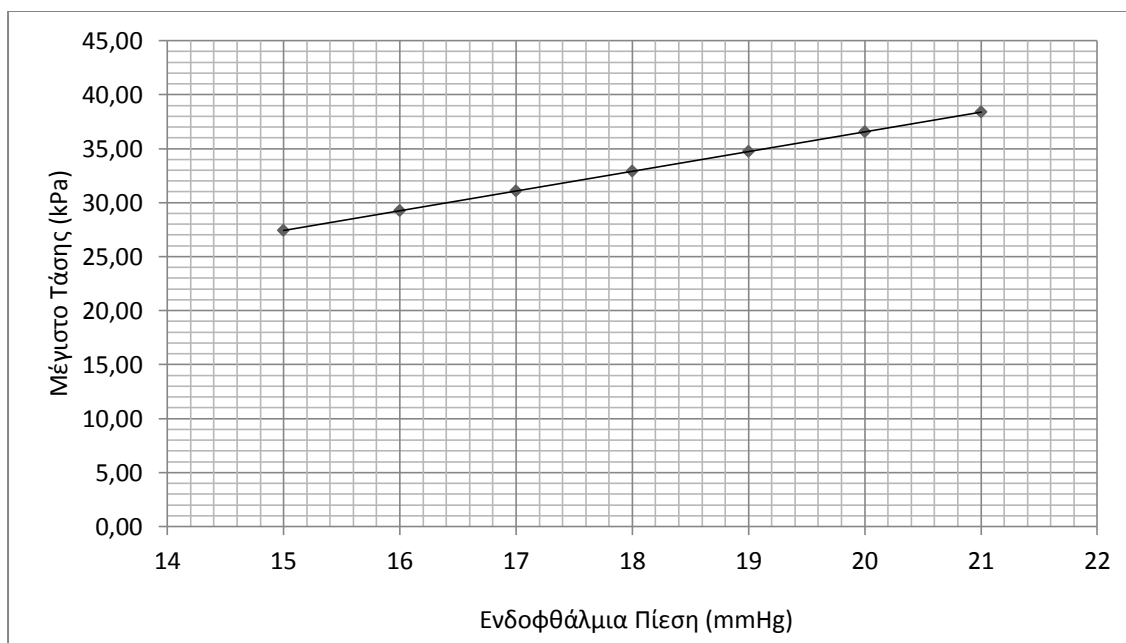
και πιο ομοιόμορφη κατανομή στην επιφάνεια του κερατοειδούς. Παρατηρούμε ότι για την περιοχή όπου η ακτίνα είναι μικρότερη των 3mm δεν μπορούμε να προβλέψουμε την απόκριση του μοντέλου όμως η επέμβαση γίνεται πάνω και γύρω από την οπτική ζώνη του κερατοειδούς, οπότε πολύ μικροί(ακτίνα<3) και πολύ μεγάλοι (ακτίνα>4,7) κρημνοί δεν έχει νόημα να μελετηθούν. Η αύξηση στο σχήμα 4.37 για ακτίνα μεγαλύτερη του 4,7 οφείλεται στο ότι αφαιρούνται τμήματα από την περιοχή που ο κερατοειδής ενώνεται με το σκληρό χιτώνα.

Για σταθερές διαστάσεις (ακτίνα 4,5mm και πάχος 0,1mm) η σχέση της ενδοφθάλμιας πίεσης με την μέγιστη παραμόρφωση και την ισοδύναμη κατά von-Mises τάση είναι γραμμική.



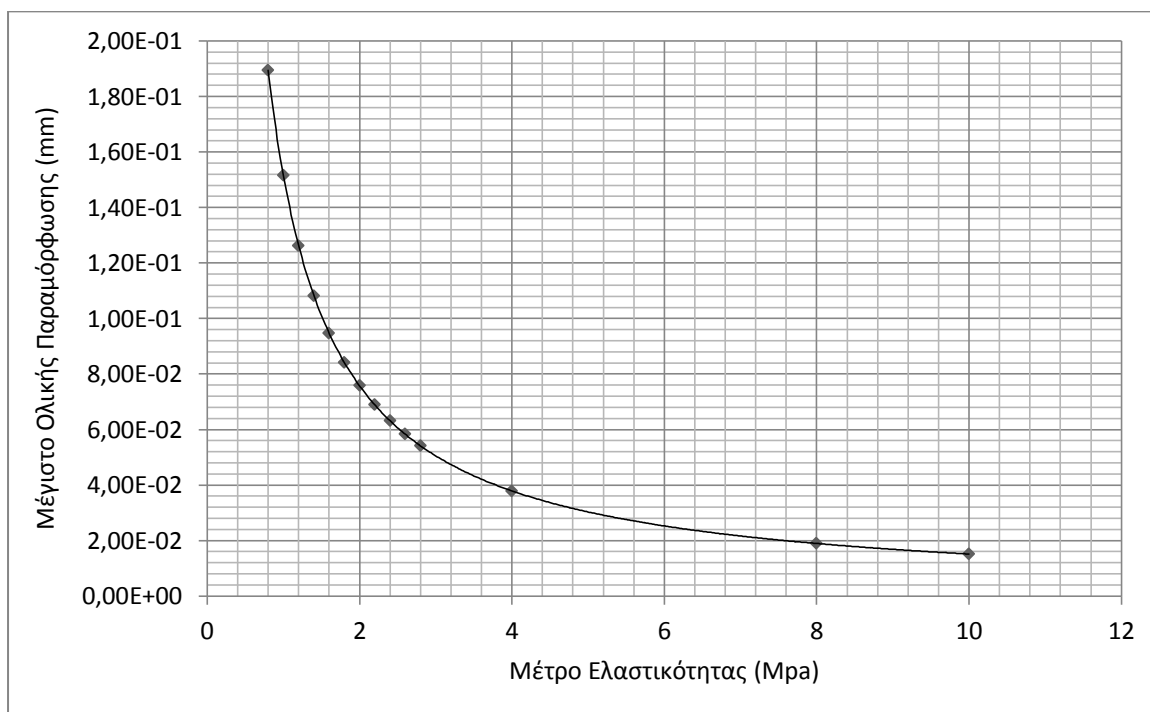
Σχήμα 4. 38: Μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Η συμπεριφορά του μοντέλου είναι αναμενόμενη, αφού αυξάνοντας την εσωτερική πίεση του μοντέλου η τάση και η παραμόρφωση αυξάνονται.



Σχήμα 4. 39: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.

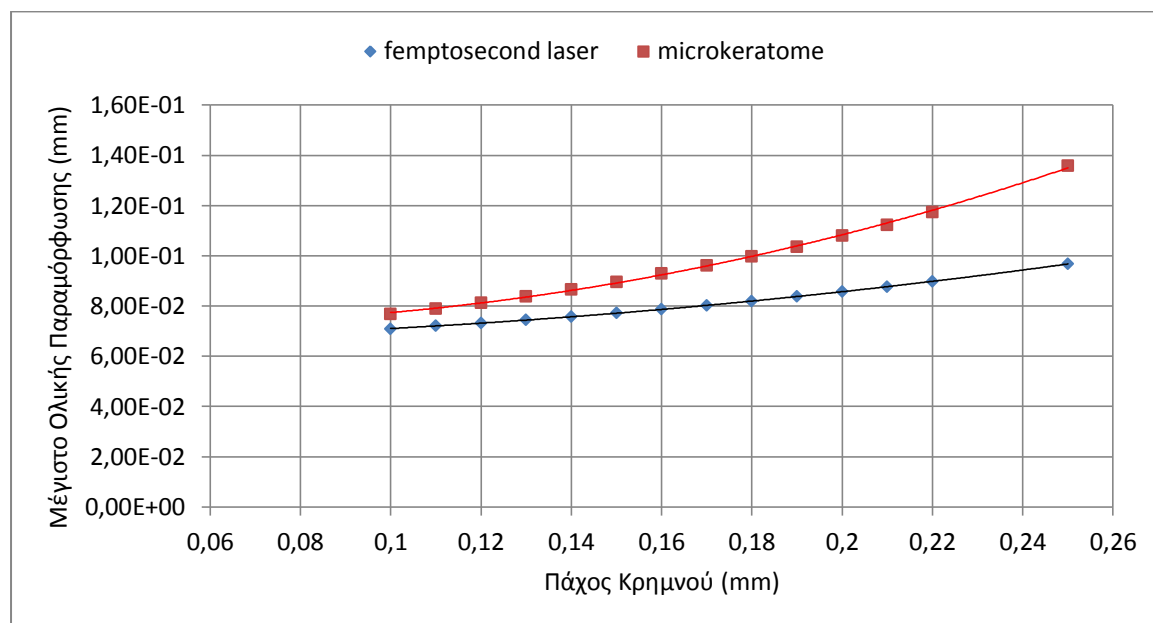
Τέλος η μέγιστη τιμή της παραμόρφωσης μειώνεται εκθετικά με την αύξηση του μέτρου ελαστικότητας.



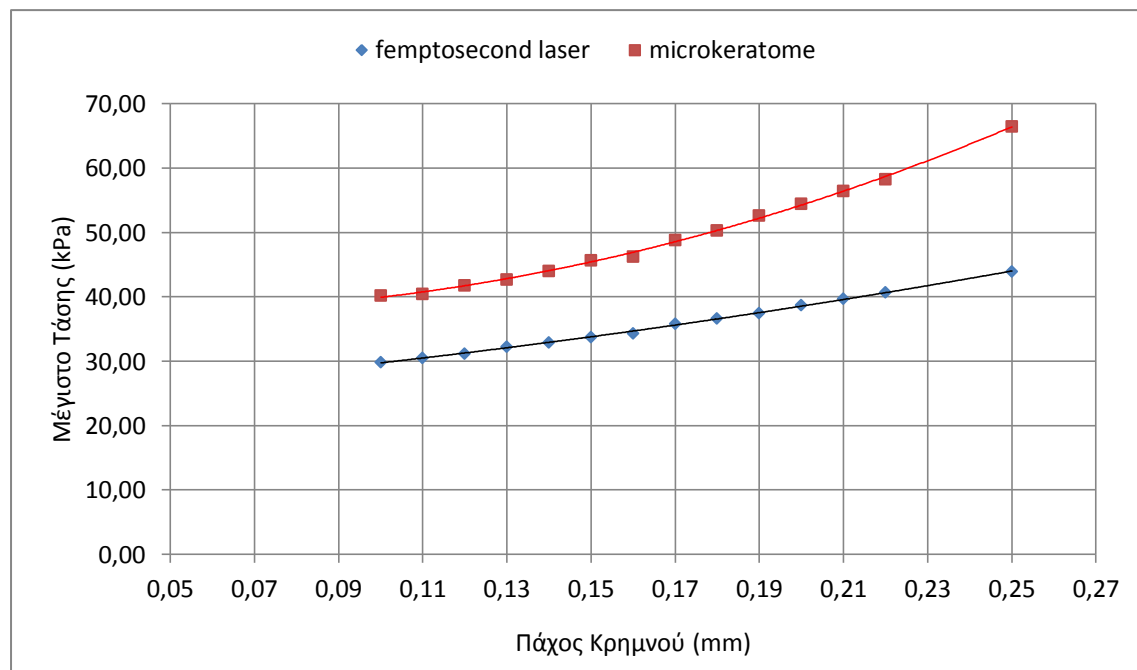
Σχήμα 4. 40: Μεταβολή μέγιστης παραμόρφωσης ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας.

Γενικά παρατηρούμε ότι όταν ο κρημνός δημιουργηθεί με femtosecond laser η τάση είναι πιο ομοιόμορφα κατανομημένη στην επιφάνεια του κερατοειδούς και η παραμόρφωση είναι αισθητά μικρότερη από ότι στην περίπτωση του μικροκερατόμου. Συγκρίνοντας τα δύο μοντέλα προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις.

#### 4.5 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΜΕΘΟΔΩΝ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΚΡΗΜΝΟΥ

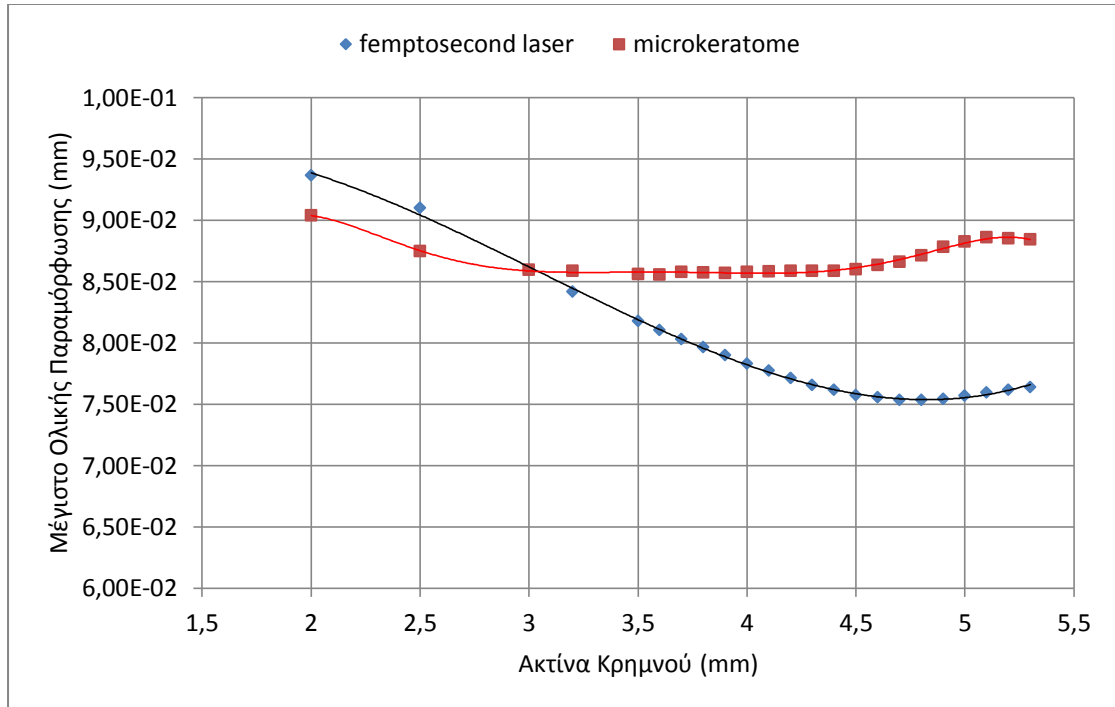


Σχήμα 4.41: Παραμόρφωση κερατοειδούς συναρτήσει του πάχους του flap. Σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa.

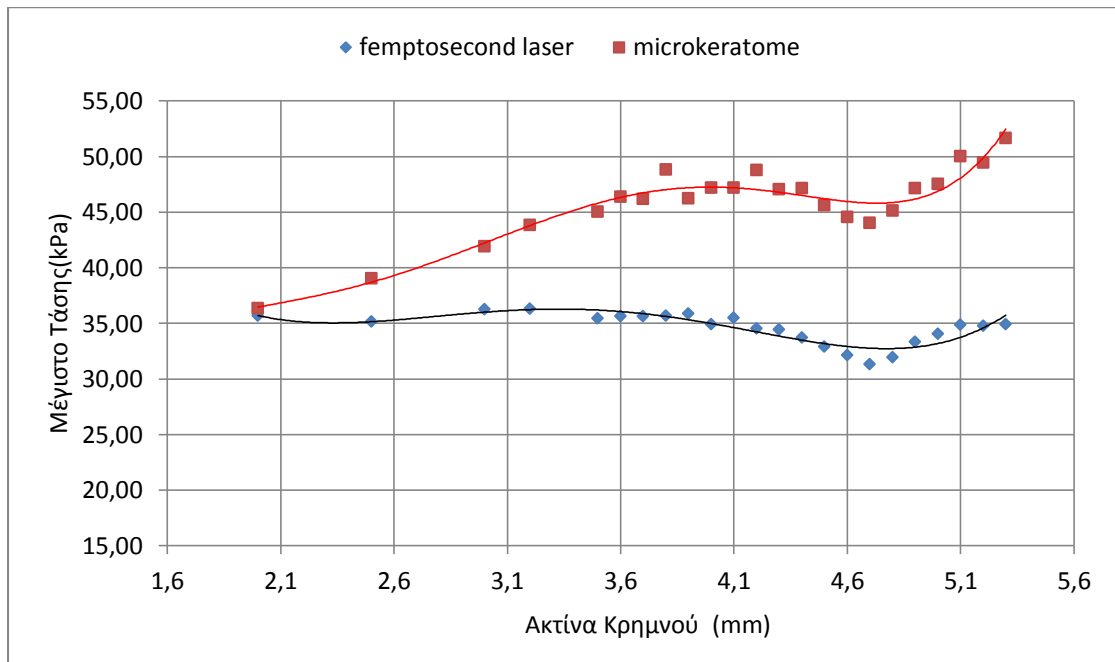


Σχήμα 4.42: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση του πάχους του flap. Σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa.

- Με αύξηση του πάχους η παραμόρφωση και η μέγιστη τάση στο κερατοειδή είναι αισθητά μικρότερη όταν ο κρημνός έχει δημιουργηθεί με laser.
- Ο ρυθμός αύξησης της παραμόρφωσης (Σχήμα 4.41) και μέγιστης τάσης (Σχήμα 4.42) λόγω μεταβολής του πάχους είναι μεγαλύτερος στη περίπτωση του μικροκερατόμου.



Σχήμα 4.43: Παραμόρφωση κερατοειδούς συναρτήσει της ακτίνας του flap. Σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa.

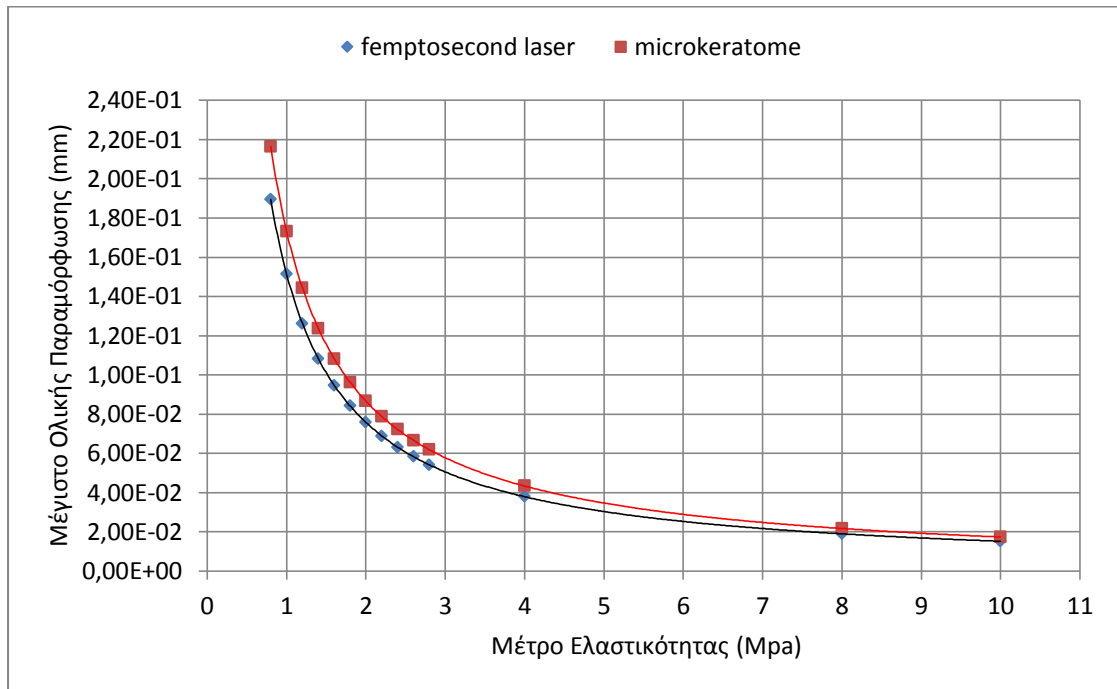


Σχήμα 4.44: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ακτίνας του flap. Σταθερή ενδοφθάλμια πίεση 18mmHg και μέτρο ελαστικότητας 2MPa.

- Για μικρές τιμές της ακτίνας η δημιουργία κρημνού με μικροκερατόμο επιτυγχάνει μικρότερες παραμορφώσεις (Σχήμα 4.43) και σχεδόν ίσες τιμές τάσεων (Σχήμα 4.44)
- Η μεταβολή της μέγιστης παραμόρφωσης είναι ταχύτερη καθώς αυξάνεται η ακτίνα του κρημνού για την περίπτωση του femtosecond laser.

#### 4. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΕΡΑΤΟΕΙΔΟΥΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

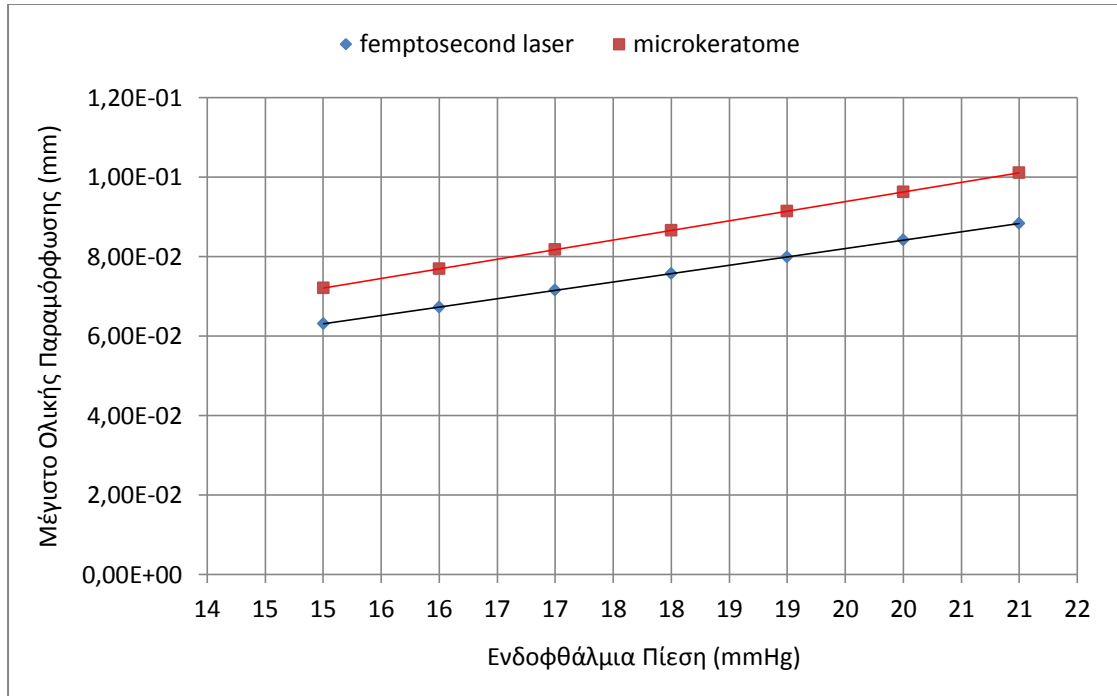
- Για flap μεγάλης ακτίνας η μέγιστη παραμόρφωση (Σχήμα 4.43) και η μέγιστη τάση (Σχήμα 4.44) και είναι αρκετά μικρότερες στην περίπτωση του femtosecond laser.



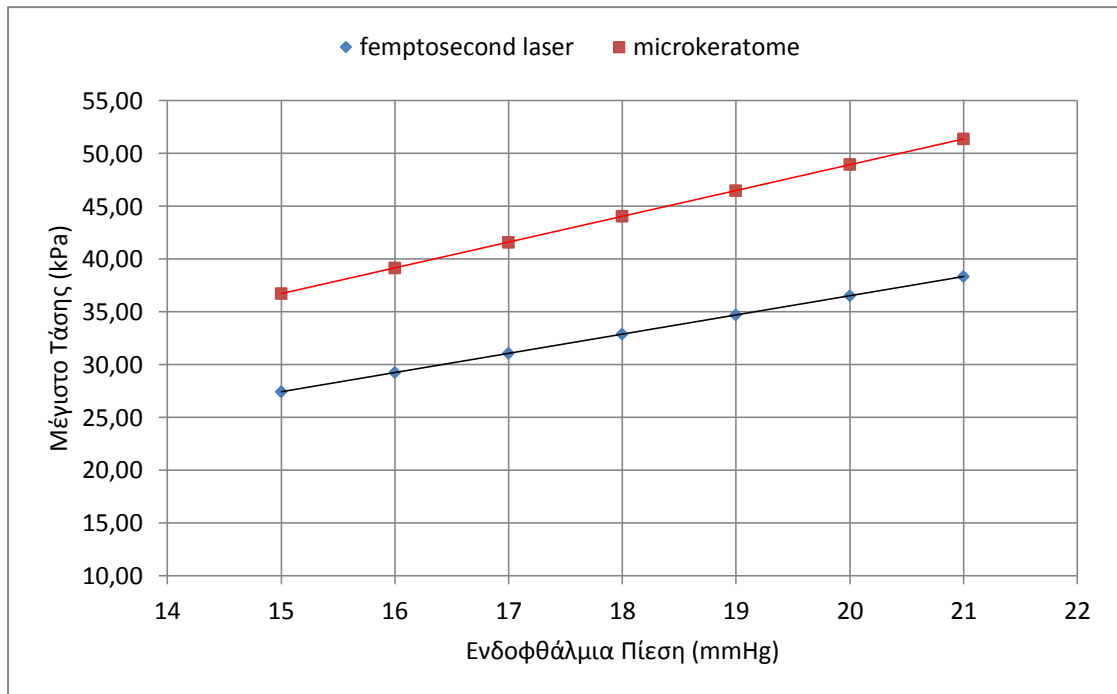
Σχήμα 4.45: Παραμόρφωση κερατοειδούς συναρτήσει του μέτρου ελαστικότητας. Πάχος του flap στην κορυφή 100μm και ακτίνα 4,5mm για τον κρημό femtosecond laser και 4,7mm για κρημό με μικροκερατόμο (οι τιμές των ακτίνων είναι διαφορετικές αλλά είναι τα συνήθη μέγεθη κρημού που δημιουργεί κάθε όργανο).

Η μεταβολή της παραμόρφωσης ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας (Σχήμα 4.45) και της ενδοφθάλμιας πίεσης (Σχήμα 4.46) είναι όμοια και για τα δύο είδη κρημού. Προφανώς για την περίπτωση του laser περιμένουμε μικρότερες τιμές στη μέγιστη παραμόρφωση.

#### 4.5 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΜΕΘΟΔΩΝ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΚΡΗΜΝΟΥ



Σχήμα 4.46: Παραμόρφωση κερατοειδούς συναρτήσει της ενδοφθάλμιας πίεσης του κερατοειδούς. Πάχος του flap στην κορυφή 100μm και ακτινα 4,5mm για τον κρημνό femtosecond laser και 4,7mm για κρημνό με μικροκερατόμο.



Σχήμα 4.47: Μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Πάχος του flap στην κορυφή 100μm και ακτινα 4,5mm για τον κρημνό femtosecond laser και 4,7mm για κρημνό με μικροκερατόμο.

Η μεταβολή της μέγιστης τιμής της τάσης, για αύξηση της ενδοφθάλμιας πίεσης, είναι ελάχιστα μεγαλύτερη στην περίπτωση του μικροκερατόμου.

#### 4.6 ΕΠΙΛΟΓΟΣ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Παρατηρούμε ότι:

- Όταν ο κρημνός δημιουργηθεί με femtosecond laser η τάση είναι ομαλότερα κατανεμημένη στην επιφάνεια του κερατοειδούς.
- Η παραμόρφωση είναι αισθητά μικρότερη στη περίπτωση του femtosecond laser για τις ίδιες τιμές διαστάσεων, ενδοφθάλμιας πίεσης και μέτρου ελαστικότητας από ότι στη περίπτωση του μικροκερατόμου.
- Η κύρια διαφορά των δύο τεχνικών δημιουργίας κρημνού, όσον αφορά την μεταβολή παραμορφώσεων και τάσης, εντοπίζεται στις διαστάσεις του flap.

Με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων καταφέραμε να προβλέψουμε την παραμόρφωση και την κατανομή των τάσεων στον κερατοειδή πριν την εφαρμογή του excimer laser. Η γνώση των παραπάνω πληροφοριών πριν από μια επέμβαση LASIK μας επιτρέπει:

- Να προσδιορίσουμε με ακρίβεια την επιφάνεια και το βάθος της προς φωτοαποδόμηση επιφάνειας αφού μετά την αφαίρεση του κρημνού οι παραμορφώσεις είναι σημαντικές.
- Την ελαχιστοποίηση τυχόν επιπλοκών κατά την επέμβαση που μπορεί να προκύψουν λόγω υψηλών τάσεων μετά την αφαίρεση του κρημνού. Οι επιπλοκές αυτές μπορεί να οφείλονται στο γεγονός ότι η εδοφθάλμια πίεση παραμένει σταθερή ενώ αφαιρείται σημαντικό τμήμα από το κερατοειδή.
- Την ελαχιστοποίηση των μετεγχειρητικών προβλημάτων αφού γίνεται ευκολότερη η πρόβλεψη της τελικής μορφής του κερατοειδούς.

#### 4.7 ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΜΕΛΕΤΗ

1. Θα μπορούσε να δημιουργηθεί ένα μοντέλο ώστε να προσδιοριστεί το σχήμα του κερατοειδούς με μεγαλύτερη ακρίβεια μετά την επανατοποθέτηση του κρημνού. Λόγω της ιξωδοελαστικής φύσης του υλικού, της αφαίρεσης τμήματος, και των μικροτραυματισμών στον κερατοειδή ο προσδιορισμός του ακριβούς σχήματος είναι πολυπαραμετρικός και αρκετά δύσκολος.
2. Θα μπορούσε να κατασκευαστεί ένα μοντέλο που να ανταποκρίνεται περισσότερο στη φυσιολογία του κερατοειδούς. Δηλαδή, να γίνει ένα μη γραμμικό ανισότροπο μοντέλο, το οποίο να λαμβάνει υπόψιν την ανισοτροπία του κερατοειδούς με βάση την διεύθυνση των ινών κολλαγόνου στο στρώμα και στη μεμβράνη του Bowman.
3. Να μελετηθούν οι επιπτώσεις από μικροτραυματισμούς και ασθένειες (π.χ. κερατόκωνος) στο κερατοειδή και στην εμβιομηχανική του συμπεριφορά.







## *Παραρτήματα*

## Παράρτημα

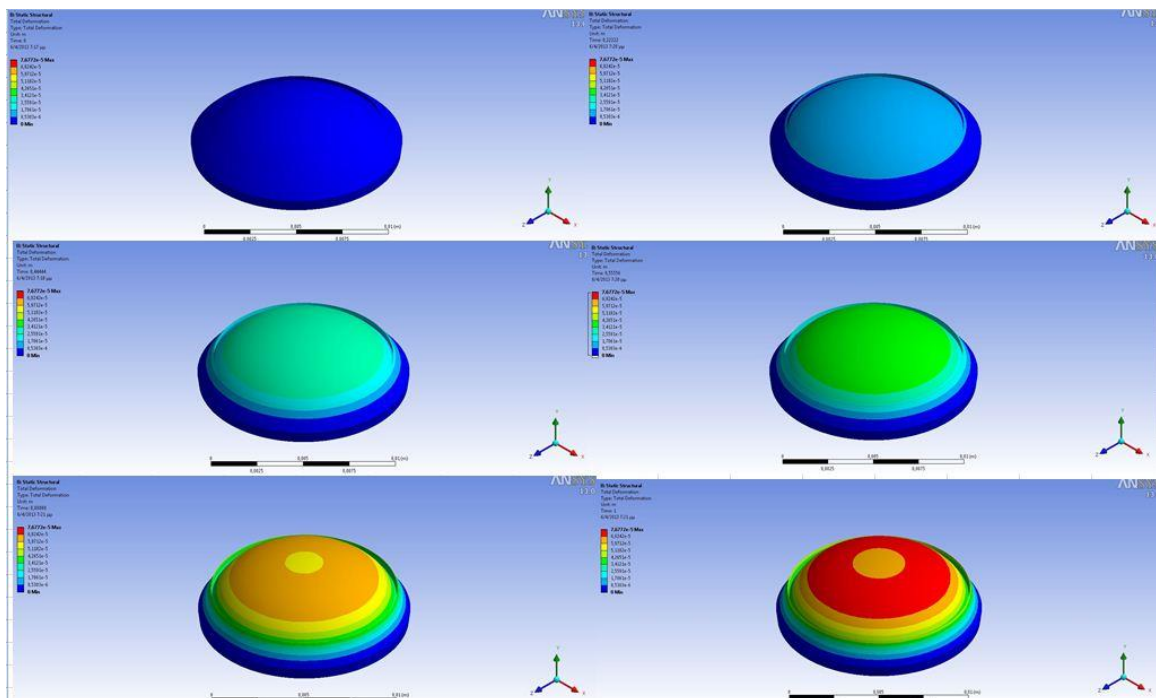
**Παράρτημα Ι: Πίνακες - 3d Γραφικές Παραστάσεις**

**Πίνακας 1 – Δημιουργία κρηνού με μικροκερατόμο**

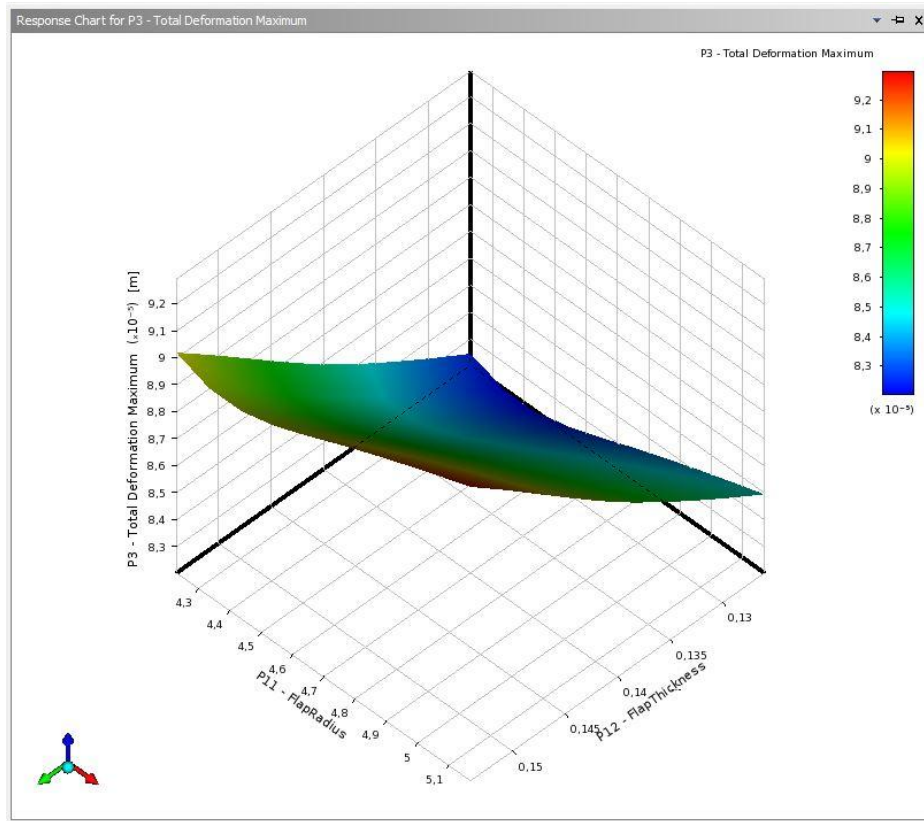
A/A	Flap Thickness (mm)	Flap Radius (mm)	IOP (mmHg)	Young's Modulus (Mpa)	Total Deformation Maximum (mm)	Equivalent Stress Maximum (kPa)	Equivalent Elastic Strain Maximum
1	0,1	4,7	18	2	7,68E-02	40,19	2,01E-02
2	0,11	4,7	18	2	7,90E-02	40,48	2,02E-02
3	0,12	4,7	18	2	8,14E-02	41,80	2,09E-02
4	0,13	4,7	18	2	8,39E-02	42,72	2,14E-02
5	0,14	4,7	18	2	8,66E-02	44,05	2,20E-02
6	0,15	4,7	18	2	8,95E-02	45,67	2,28E-02
7	0,16	4,7	18	2	9,29E-02	46,24	2,31E-02
8	0,17	4,7	18	2	9,61E-02	48,84	2,44E-02
9	0,18	4,7	18	2	9,98E-02	50,27	2,51E-02
10	0,19	4,7	18	2	1,04E-01	52,66	2,63E-02
11	0,2	4,7	18	2	1,08E-01	54,44	2,72E-02
12	0,21	4,7	18	2	1,12E-01	56,47	2,82E-02
13	0,22	4,7	18	2	1,17E-01	58,27	2,91E-02
14	0,25	4,7	18	2	1,36E-01	66,48	3,32E-02
15	0,14	2	18	2	9,04E-02	36,37	1,82E-02
16	0,14	2,5	18	2	8,75E-02	39,04	1,95E-02
17	0,14	3	18	2	8,60E-02	41,94	2,10E-02
37	0,14	3,2	18	2	8,59E-02	43,85	2,19E-02
18	0,14	3,5	18	2	8,56E-02	45,06	2,25E-02
19	0,14	3,6	18	2	8,56E-02	46,37	2,32E-02
20	0,14	3,7	18	2	8,58E-02	46,18	2,31E-02
21	0,14	3,8	18	2	8,57E-02	48,81	2,44E-02
22	0,14	3,9	18	2	8,57E-02	46,22	2,31E-02
23	0,14	4	18	2	8,58E-02	47,18	2,36E-02
24	0,14	4,1	18	2	8,58E-02	47,19	2,36E-02
25	0,14	4,2	18	2	8,59E-02	48,77	2,44E-02
26	0,14	4,3	18	2	8,59E-02	47,05	2,35E-02
27	0,14	4,4	18	2	8,59E-02	47,15	2,36E-02
28	0,14	4,5	18	2	8,60E-02	45,64	2,28E-02
29	0,14	4,6	18	2	8,63E-02	44,55	2,23E-02
30	0,14	4,7	18	2	8,66E-02	44,05	2,20E-02
31	0,14	4,8	18	2	8,72E-02	45,15	2,26E-02
32	0,14	4,9	18	2	8,79E-02	47,16	2,36E-02
33	0,14	5	18	2	8,83E-02	47,54	2,38E-02
34	0,14	5,1	18	2	8,86E-02	50,03	2,50E-02
35	0,14	5,2	18	2	8,85E-02	49,47	2,47E-02
36	0,14	5,3	18	2	8,84E-02	51,65	2,58E-02
38	0,14	4,7	15	2	7,22E-02	36,71	1,84E-02
39	0,14	4,7	16	2	7,70E-02	39,15	1,96E-02

Παράρτηματα

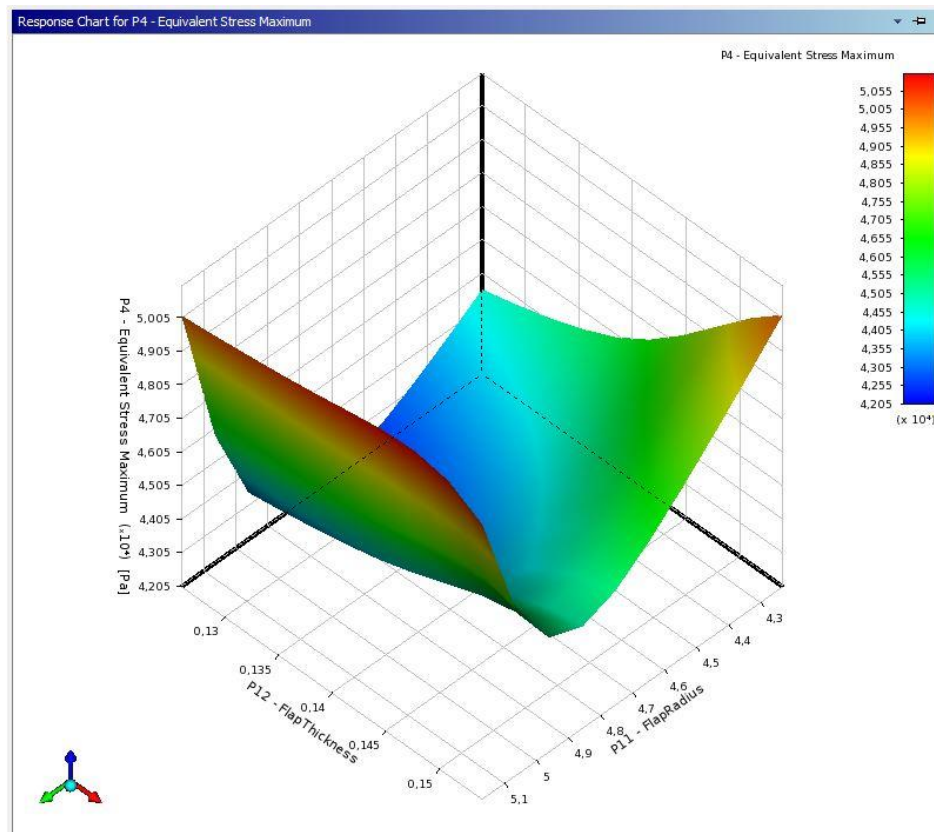
A/A	Flap Thickness (mm)	Flap Radius (mm)	IOP (mmHg)	Young's Modulus (Mpa)	Total Deformation Maximum (mm)	Equivalent Stress Maximum (kPa)	Equivalent Elastic Strain Maximum
40	0,14	4,7	17	2	8,18E-02	41,60	2,08E-02
41	0,14	4,7	18	2	8,66E-02	44,05	2,20E-02
42	0,14	4,7	19	2	9,14E-02	46,49	2,32E-02
43	0,14	4,7	20	2	9,63E-02	48,94	2,45E-02
44	0,14	4,7	21	2	1,01E-01	51,39	2,57E-02
45	0,14	4,7	18	0,8	2,17E-01	44,05	5,51E-02
46	0,14	4,7	18	1	1,73E-01	44,05	4,40E-02
47	0,14	4,7	18	1,2	1,44E-01	44,05	3,67E-02
48	0,14	4,7	18	1,4	1,24E-01	44,05	3,15E-02
49	0,14	4,7	18	1,6	1,08E-01	44,05	2,75E-02
50	0,14	4,7	18	1,8	9,63E-02	44,05	2,45E-02
51	0,14	4,7	18	2	8,66E-02	44,05	2,20E-02
52	0,14	4,7	18	2,2	7,88E-02	44,05	2,00E-02
53	0,14	4,7	18	2,4	7,22E-02	44,05	1,84E-02
54	0,14	4,7	18	2,6	6,66E-02	44,05	1,69E-02
55	0,14	4,7	18	2,8	6,19E-02	44,05	1,57E-02
56	0,14	4,7	18	4	4,33E-02	44,05	1,10E-02
57	0,14	4,7	18	8	2,17E-02	44,05	5,51E-03
58	0,14	4,7	18	10	1,73E-02	44,05	4,40E-03



Σχήμα 4. 48: Σταδιακή παραμόρφωση κερατοειδούς με κρημό από μικροκερατόμιο.

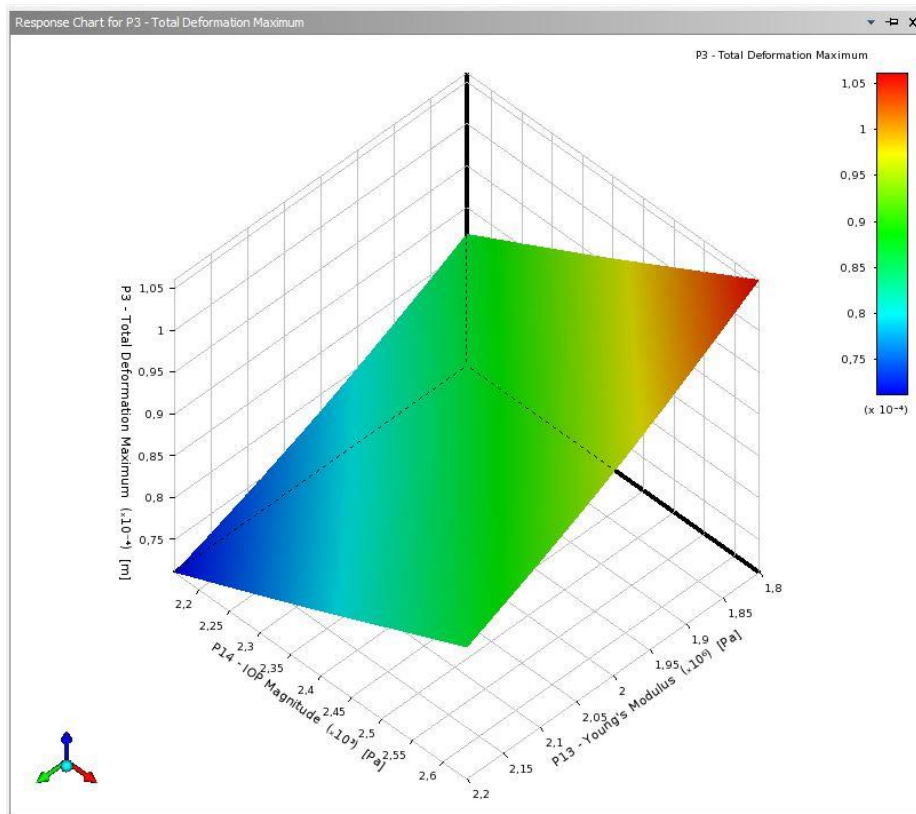


Σχήμα 4. 49: Παραμόρφωση μοντέλου ως συνάρτηση των διαστάσεων.

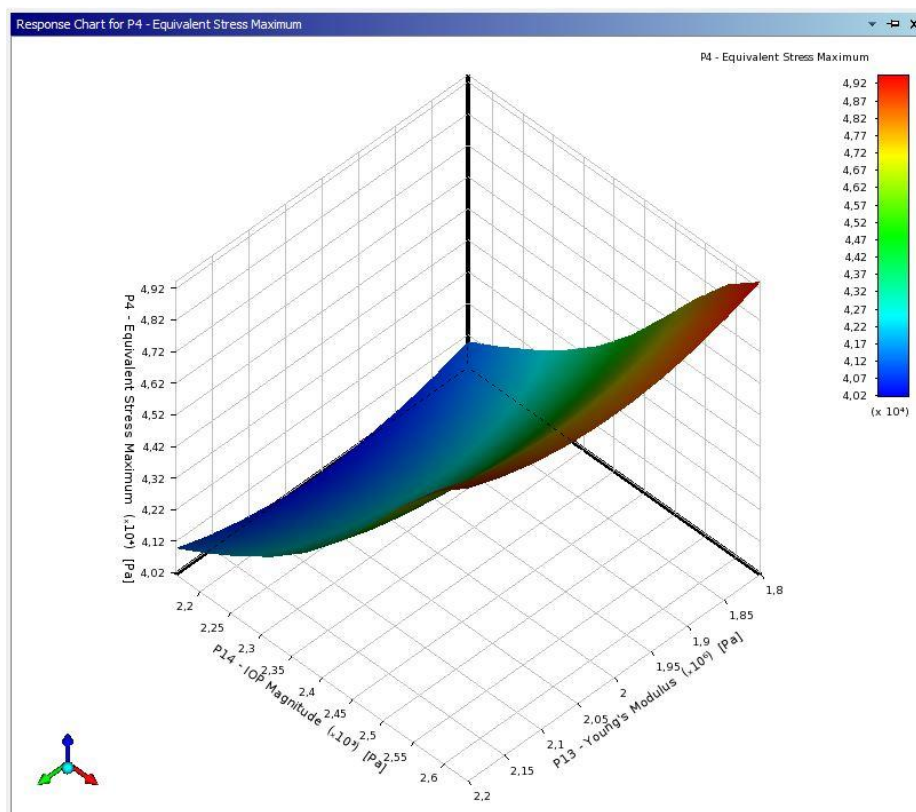


Σχήμα 4. 50: Μεταβολή μέγιστης τάσης στο μοντέλο ως συνάρτηση των διαστάσεων.

## Παράρτηματα



Σχήμα 4. 51: Παραμόρφωση του μοντέλου ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας και της ενδοφθάλμιας πίεσης.



Σχήμα 4. 52: Μεταβολή μέγιστης τάσης στο μοντέλο ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας και της ενδοφθάλμιας πίεσης.

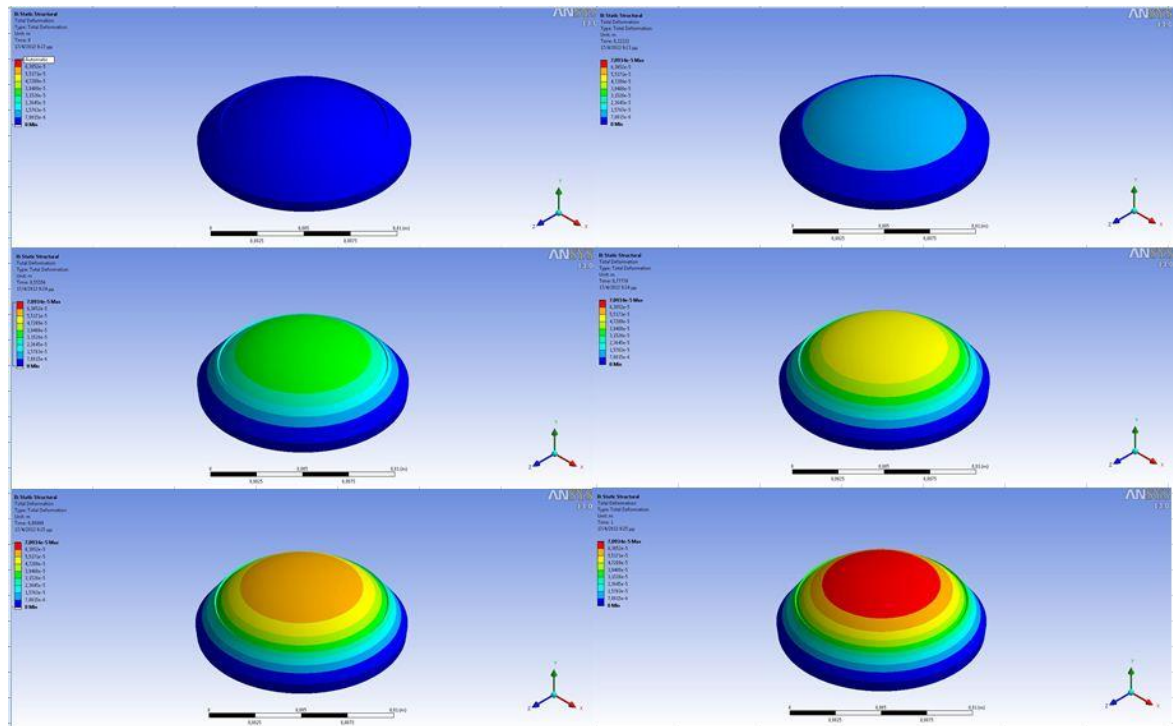
**Πίνακας 2 – Δημιουργία κρηνού με Femtosecond Laser**

A/A	Flap Thickness (mm)	Flap Radius (mm)	IOP (mmHg)	Young's Modulus (Mpa)	Total Deformation Maximum (mm)	Equivalent Stress Maximum (kPa)	Equivalent Elastic Strain Maximum
1	0.1	4.5	18	2	7.09E-02	29.88	1.49E-02
2	0.11	4.5	18	2	7.21E-02	30.46	1.52E-02
3	0.12	4.5	18	2	7.32E-02	31.12	1.56E-02
4	0.13	4.5	18	2	7.44E-02	32.25	1.61E-02
5	0.14	4.5	18	2	7.58E-02	32.89	1.64E-02
6	0.15	4.5	18	2	7.72E-02	33.77	1.69E-02
7	0.16	4.5	18	2	7.87E-02	34.30	1.72E-02
8	0.17	4.5	18	2	8.03E-02	35.84	1.79E-02
9	0.18	4.5	18	2	8.20E-02	36.61	1.83E-02
10	0.19	4.5	18	2	8.38E-02	37.47	1.87E-02
11	0.2	4.5	18	2	8.57E-02	38.66	1.93E-02
12	0.21	4.5	18	2	8.76E-02	39.72	1.99E-02
13	0.22	4.5	18	2	8.97E-02	40.66	2.03E-02
14	0.25	4.5	18	2	9.68E-02	43.92	2.20E-02
15	0.14	2	18	2	9.37E-02	35.68	1.78E-02
16	0.14	2.5	18	2	9.10E-02	35.18	1.76E-02
17	0.14	3	18	2	8.60E-02	36.28	1.81E-02
36	0.14	3.2	18	2	8.42E-02	36.31	1.82E-02
37	0.14	3.5	18	2	8.18E-02	35.46	1.77E-02
18	0.14	3.6	18	2	8.10E-02	35.64	1.78E-02
19	0.14	3.7	18	2	8.03E-02	35.62	1.78E-02
20	0.14	3.8	18	2	7.97E-02	35.69	1.78E-02
21	0.14	3.9	18	2	7.90E-02	35.90	1.80E-02
22	0.14	4	18	2	7.83E-02	34.93	1.75E-02
23	0.14	4.1	18	2	7.78E-02	35.50	1.77E-02
24	0.14	4.2	18	2	7.71E-02	34.52	1.73E-02
25	0.14	4.3	18	2	7.66E-02	34.44	1.72E-02
26	0.14	4.4	18	2	7.62E-02	33.72	1.69E-02
27	0.14	4.5	18	2	7.58E-02	32.89	1.64E-02
28	0.14	4.6	18	2	7.56E-02	32.13	1.61E-02
29	0.14	4.7	18	2	7.54E-02	31.31	1.57E-02
30	0.14	4.8	18	2	7.54E-02	31.95	1.60E-02
31	0.14	4.9	18	2	7.54E-02	33.35	1.67E-02
32	0.14	5	18	2	7.57E-02	34.05	1.70E-02
33	0.14	5.1	18	2	7.60E-02	34.86	1.74E-02
34	0.14	5.2	18	2	7.62E-02	34.77	1.74E-02
35	0.14	5.3	18	2	7.64E-02	34.91	1.75E-02
38	0.14	4.5	15	2	6.31E-02	27.41	1.37E-02
39	0.14	4.5	16	2	6.73E-02	29.23	1.46E-02
40	0.14	4.5	17	2	7.16E-02	31.06	1.55E-02
41	0.14	4.5	18	2	7.58E-02	32.89	1.64E-02
42	0.14	4.5	19	2	8.00E-02	34.71	1.74E-02
43	0.14	4.5	20	2	8.42E-02	36.54	1.83E-02
44	0.14	4.5	21	2	8.84E-02	38.37	1.92E-02
45	0.14	4.5	18	0.8	1.89E-01	32.89	4.11E-02
46	0.14	4.5	18	1	1.52E-01	32.89	3.29E-02
47	0.14	4.5	18	1.2	1.26E-01	32.89	2.74E-02
48	0.14	4.5	18	1.4	1.08E-01	32.89	2.35E-02
49	0.14	4.5	18	1.6	9.47E-02	32.89	2.06E-02
50	0.14	4.5	18	1.8	8.42E-02	32.89	1.83E-02
51	0.14	4.5	18	2	7.58E-02	32.89	1.64E-02
52	0.14	4.5	18	2.2	6.89E-02	32.89	1.49E-02
53	0.14	4.5	18	2.4	6.31E-02	32.89	1.37E-02

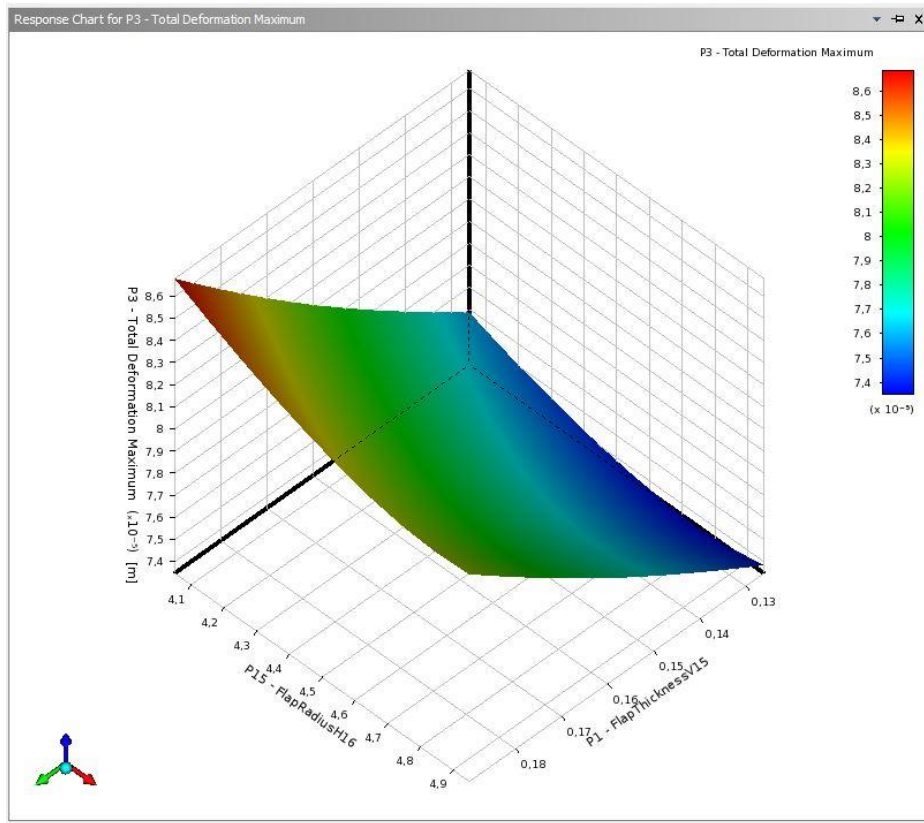


Παράρτηματα

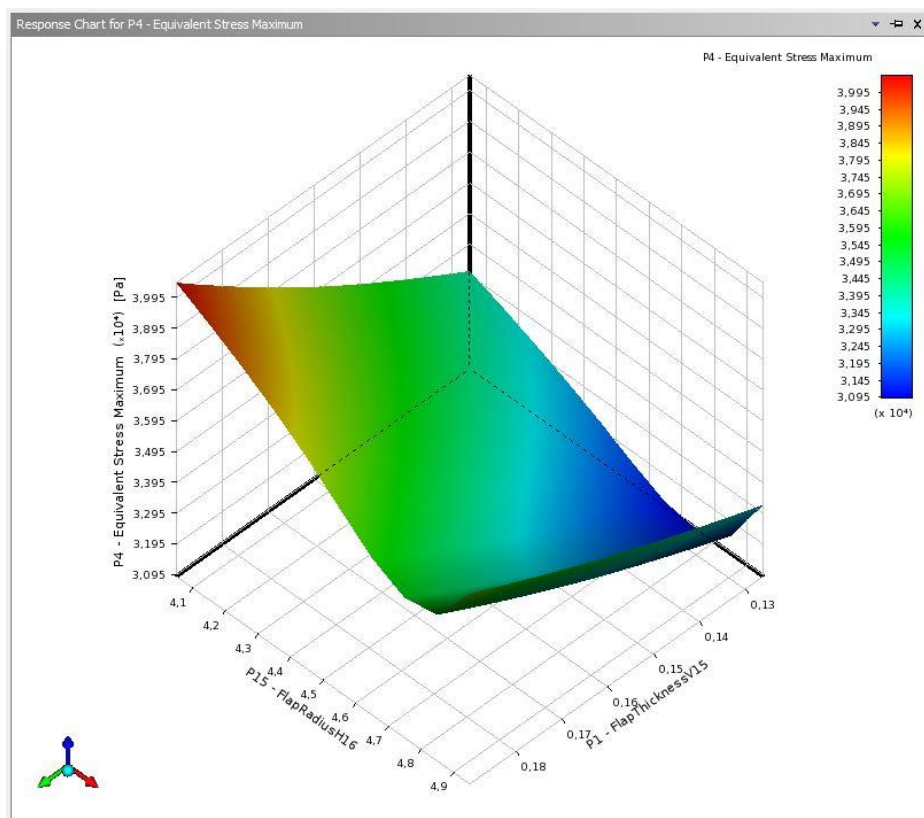
A/A	Flap Thickness (mm)	Flap Radius (mm)	IOP (mmHg)	Young's Modulus (Mpa)	Total Deformation Maximum (mm)	Equivalent Stress Maximum (kPa)	Equivalent Elastic Strain Maximum
54	0.14	4.5	18	2.6	5.83E-02	32.89	1.26E-02
55	0.14	4.5	18	2.8	5.41E-02	32.89	1.17E-02
56	0.14	4.5	18	4	3.79E-02	32.89	8.22E-03
57	0.14	4.5	18	8	1.89E-02	32.89	4.11E-03
58	0.14	4.5	18	10	1.52E-02	32.89	3.29E-03



Σχήμα 4. 53: Σταδιακή παραμόρφωση κερατοειδούς με κρημνό από femtosecond laser.

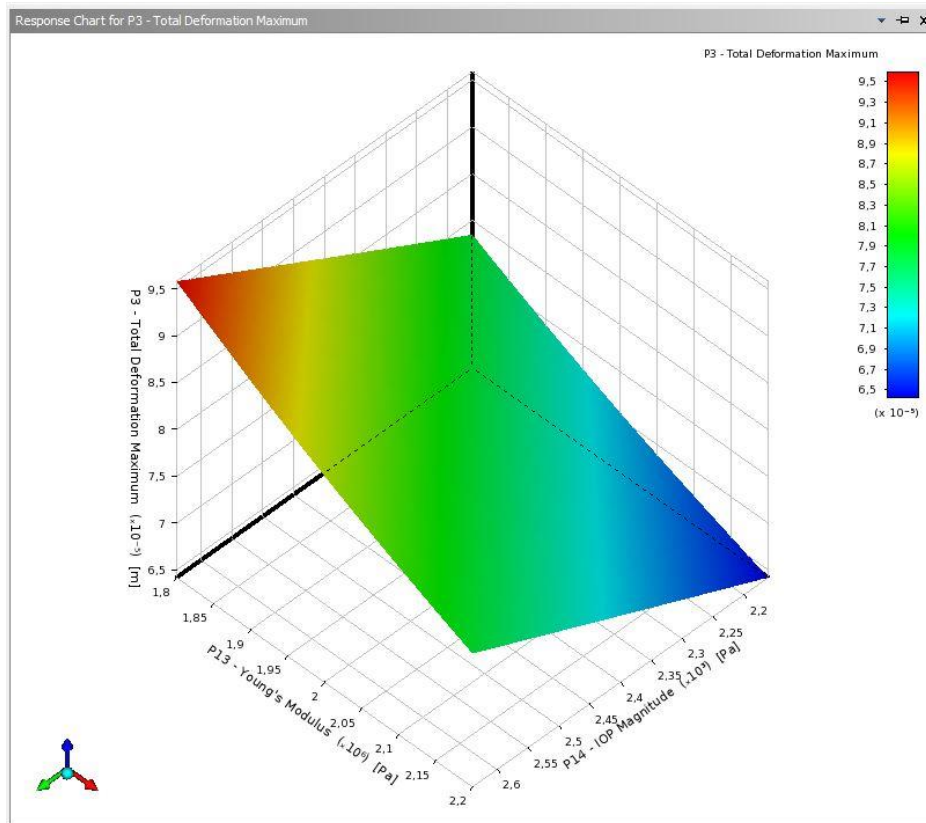


Σχήμα 4. 54: Παραμόρφωση μοντέλου ως συνάρτηση των διαστάσεων.

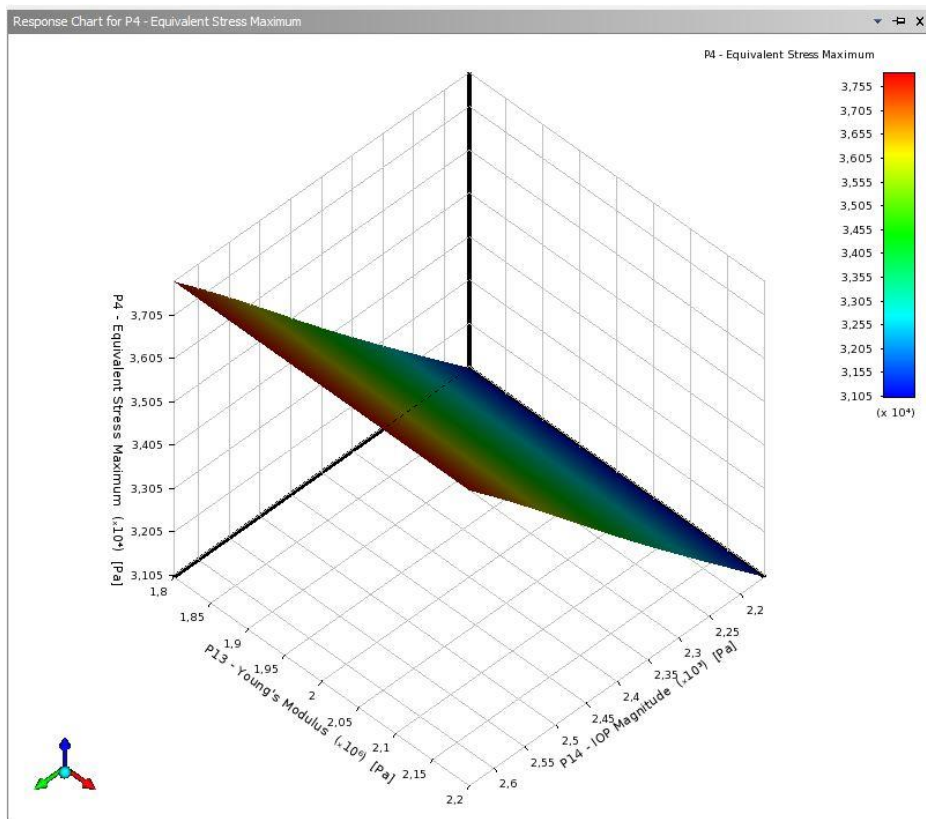


Σχήμα 4. 55: Μεταβολή μέγιστης τάσης στο μοντέλο ως συνάρτηση των διαστάσεων.

## Παράρτηματα



Σχήμα 4. 56: Παραμόρφωση του μοντέλου ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας και της ενδοφθάλμιας πίεσης.



Σχήμα 4. 57: Μεταβολή μέγιστης τάσης στο μοντέλο ως συνάρτηση του μέτρου ελαστικότητας και της ενδοφθάλμιας πίεσης.

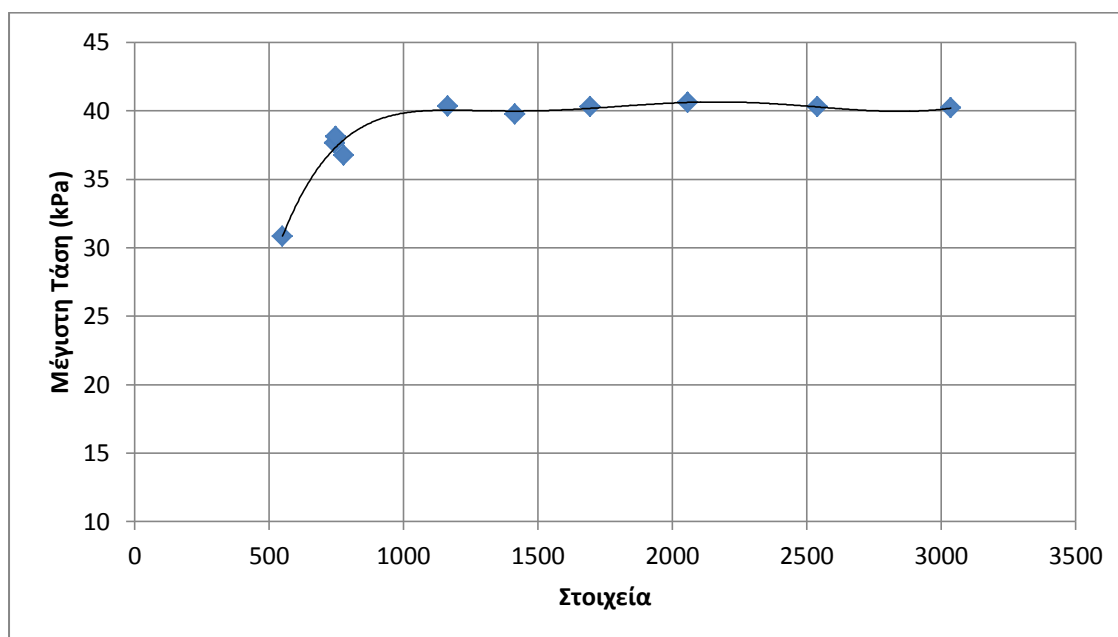
## Παράρτημα 2: Επιλογή του αριθμού των στοιχείων

### I. Μοντέλο με κρημνό από μικροκερατόμο

Για να μελετηθεί η απόκριση του κερατοειδούς με κρημνό από μικροκερατόμο (με την μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων) το ANSYS σε κάθε προσομοίωση χωρίζει το μοντέλο σε πεπερασμένα τμήματα. Επιλέξαμε 3036 στοιχεία και 6258 κόμβους για κάθε προσομοίωση. Παρατηρήσαμε ότι οι τιμές τάσεων και παραμορφώσεων έχουν την απαιτούμενη ακρίβεια και ότι η απαιτούμενη υπολογιστική ισχύς ήταν εντός των δυνατοτήτων του συστήματος στο οποίο έτρεχε το πρόγραμμα.

**Πίνακας 1. Προβλεπόμενη μέγιστη τάση και παραμόρφωση ανάλογα με τον αριθμό κόμβων και στοιχείων**

nodes	elements	Max. Deformation(10-5m)	Max Stress (kPa)
1189	550	9,6729	30,8
1661	778	8,2147	36,749
1588	744	8,0495	37,617
1600	748	7,9581	38,097
2455	1165	7,7775	40,323
2970	1415	7,7496	39,745
3557	1694	7,7373	40,292
4288	2057	7,7063	40,595
5271	2540	7,6816	40,291
6258	3036	7,6772	40,191



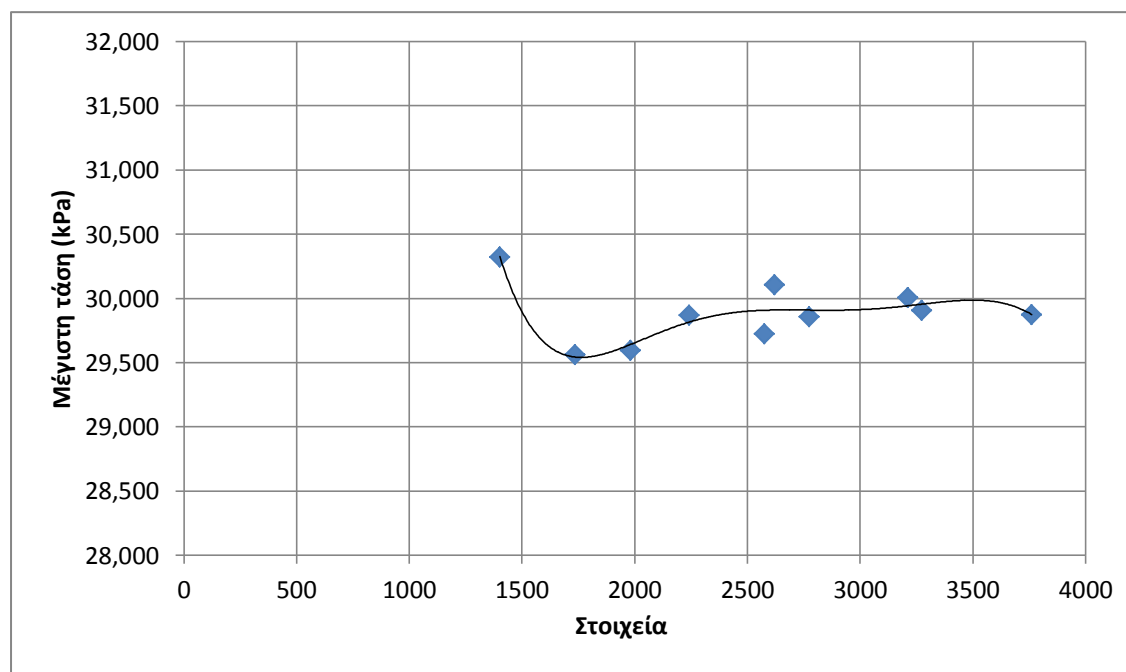
**Γράφημα 1. Μεταβολή της προβλεπόμενης μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση του αριθμού των στοιχείων.**

## II. Μοντέλο με κρημνό από femtosecond laser

Ομοίως για να μελετηθεί η απόκριση του κερατοειδούς με κρημνό από femtosecond laser, επιλέξαμε 3762 στοιχεία και 7365 κόμβους για κάθε προσομοίωση.

**Πίνακας 2. Προβλεπόμενη μέγιστη τάση και παραμόρφωση ανάλογα με τον αριθμό κόμβων και στοιχείων**

nodes	elements	Max. Deformation(10-5m)	Max Stress (kPa)
2843	1402	7,5406	30,324
3456	1736	7,1887	29,561
3919	1981	7,1485	29,596
4522	2243	7,1215	29,871
5151	2576	7,1063	29,726
5085	2621	7,2034	30,107
5362	2775	7,3134	29,856
6132	3212	7,1356	30,005
6406	3275	7,1026	29,905
7365	3762	7,0934	29,875



**Γράφημα 2. Μεταβολή της προβλεπόμενης μέγιστης τιμής της τάσης ως συνάρτηση του αριθμού των στοιχείων.**

### Παράρτημα 3: Ορθές και διατμητικές τάσεις

Παρακάτω φαίνονται οι κατανομές των ορθών και των διατμητικών τάσεων στην επιφάνεια του κερατοειδούς όπως επίσης και η μεταβολή αυτών ως συνάρτηση των διαστάσεων του κρημού και την ενοδοοφάλμιας πίεσης.

#### I. Μοντέλο με κρημό από μικροκερατόμο

IOP (mmHg)	FlapRadius (mm)	Young's Modulus (MPa)	FlapThickness (mm)	Maximum Shear Stress (kPa)	Maximum Principal Stress (kPa)
18	4,7	2	0,1	23,20	48,03
18	4,7	2	0,11	23,37	44,11
18	4,7	2	0,12	24,13	44,81
18	4,7	2	0,13	24,66	45,89
18	4,7	2	0,14	25,20	47,68
18	4,7	2	0,15	25,59	48,71
18	4,7	2	0,16	26,15	50,26
18	4,7	2	0,17	27,28	52,49
18	4,7	2	0,18	28,08	55,66
18	4,7	2	0,19	29,57	56,09
18	4,7	2	0,2	30,44	58,90
18	4,7	2	0,21	31,62	61,39
18	4,7	2	0,22	32,58	62,82
18	4,7	2	0,25	37,30	71,79
18	2	2	0,14	19,37	37,86
18	2,5	2	0,14	21,15	40,45
18	3	2	0,14	22,67	44,37
18	3,5	2	0,14	24,80	51,61
18	3,6	2	0,14	25,59	49,01
18	3,7	2	0,14	25,29	51,29
18	3,8	2	0,14	27,13	49,65
18	3,9	2	0,14	25,61	52,09
18	4	2	0,14	26,06	52,86
18	4,1	2	0,14	26,08	49,60
18	4,2	2	0,14	27,21	50,98
18	4,3	2	0,14	26,18	50,67
18	4,4	2	0,14	26,26	51,04
18	4,5	2	0,14	25,39	49,11
18	4,6	2	0,14	24,94	47,70
18	4,7	2	0,14	25,20	47,68
18	4,8	2	0,14	26,07	48,11

IOP (mmHg)	FlapRadius (mm)	Young's Modulus (MPa)	FlapThickness (mm)	Maximum Shear Stress (kPa)	Maximum Principal Stress (kPa)
18	4,9	2	0,14	27,23	48,59
18	5	2	0,14	27,44	49,34
18	5,1	2	0,14	28,89	53,50
18	5,2	2	0,14	28,56	55,24
18	5,3	2	0,14	29,82	57,55
18	3,2	2	0,14	23,84	45,57
15	4,7	2	0,14	21,01	39,74
16	4,7	2	0,14	22,40	42,38
17	4,7	2	0,14	23,80	45,03
18	4,7	2	0,14	25,20	47,68
19	4,7	2	0,14	26,60	50,32
20	4,7	2	0,14	28,01	52,98
21	4,7	2	0,14	29,41	55,63

## II. Μοντέλο με κρημνό από femtosecond laser

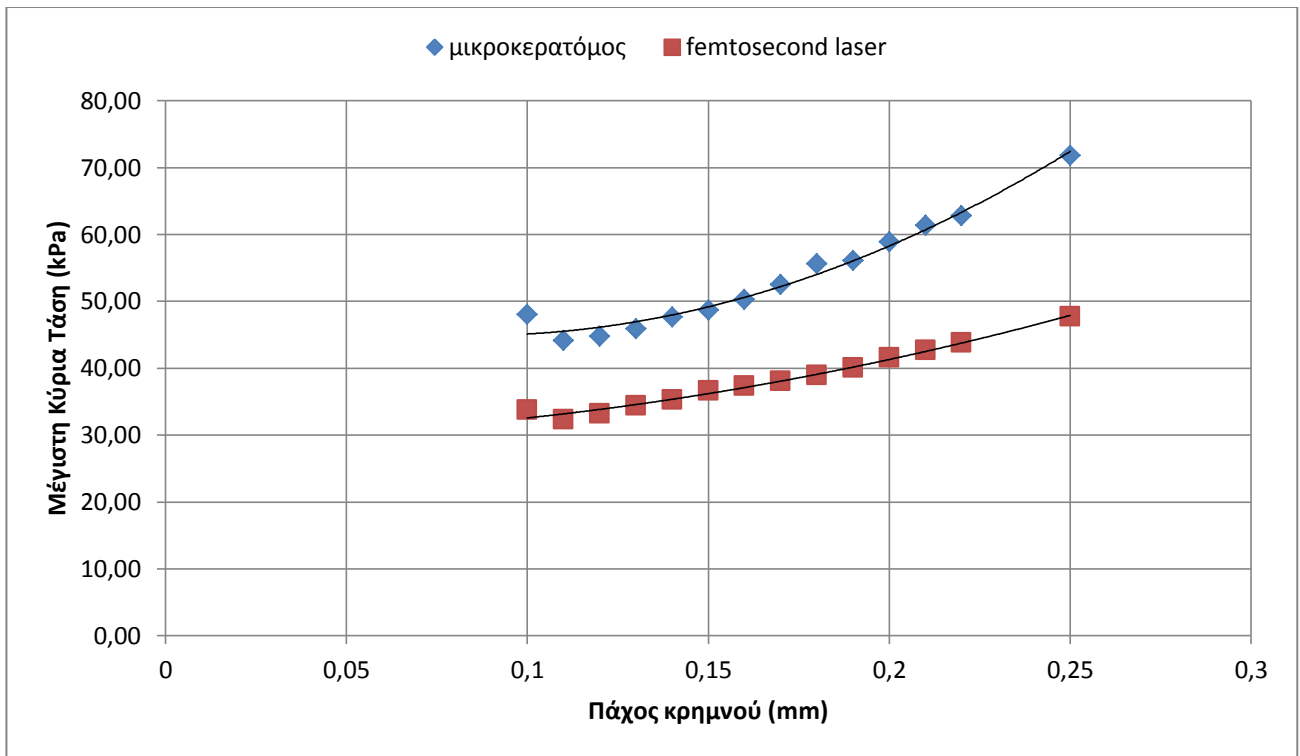
IOP (mmHg)	FlapRadius (mm)	Young's Modulus (MPa)	FlapThickness (mm)	Maximum Shear Stress (kPa)	Maximum Principal Stress (kPa)
18	4,5	2	0,1	33,75	16,56
18	4,5	2	0,11	32,29	16,75
18	4,5	2	0,12	33,21	17,04
18	4,5	2	0,13	34,38	17,76
18	4,5	2	0,14	35,25	18,05
18	4,5	2	0,15	36,61	18,68
18	4,5	2	0,16	37,34	18,93
18	4,5	2	0,17	38,07	19,81
18	4,5	2	0,18	38,93	20,25
18	4,5	2	0,19	40,11	20,58
18	4,5	2	0,2	41,57	21,22
18	4,5	2	0,21	42,67	21,79
18	4,5	2	0,22	43,79	22,31
18	4,5	2	0,25	47,70	24,05
18	2	2	0,14	35,82	18,69
18	2,5	2	0,14	36,88	18,67
18	3	2	0,14	36,99	19,50
18	3,5	2	0,14	37,23	19,12
18	3,6	2	0,14	37,29	19,21

IOP (mmHg)	FlapRadius (mm)	Young's Modulus (MPa)	FlapThickness (mm)	Maximum Shear Stress (kPa)	Maximum Principal Stress (kPa)
18	3,7	2	0,14	37,87	19,26
18	3,8	2	0,14	42,38	19,28
18	3,9	2	0,14	37,92	19,65
18	4	2	0,14	37,41	18,93
18	4,1	2	0,14	37,24	19,32
18	4,2	2	0,14	36,35	18,78
18	4,3	2	0,14	37,07	18,97
18	4,4	2	0,14	35,78	18,53
18	4,5	2	0,14	35,25	18,05
18	4,6	2	0,14	48,03	17,71
18	4,7	2	0,14	35,16	18,07
18	4,8	2	0,14	51,14	18,44
18	4,9	2	0,14	33,73	19,25
18	5	2	0,14	35,23	19,66
18	5,1	2	0,14	42,59	20,12
18	5,2	2	0,14	44,41	20,07
18	5,3	2	0,14	41,39	20,15
18	3,2	2	0,14	39,10	19,62
15	4,5	2	0,14	29,38	15,04
16	4,5	2	0,14	31,33	16,04
17	4,5	2	0,14	33,29	17,05
18	4,5	2	0,14	35,25	18,05
19	4,5	2	0,14	37,21	19,05
20	4,5	2	0,14	39,17	20,05
21	4,5	2	0,14	41,12	21,06

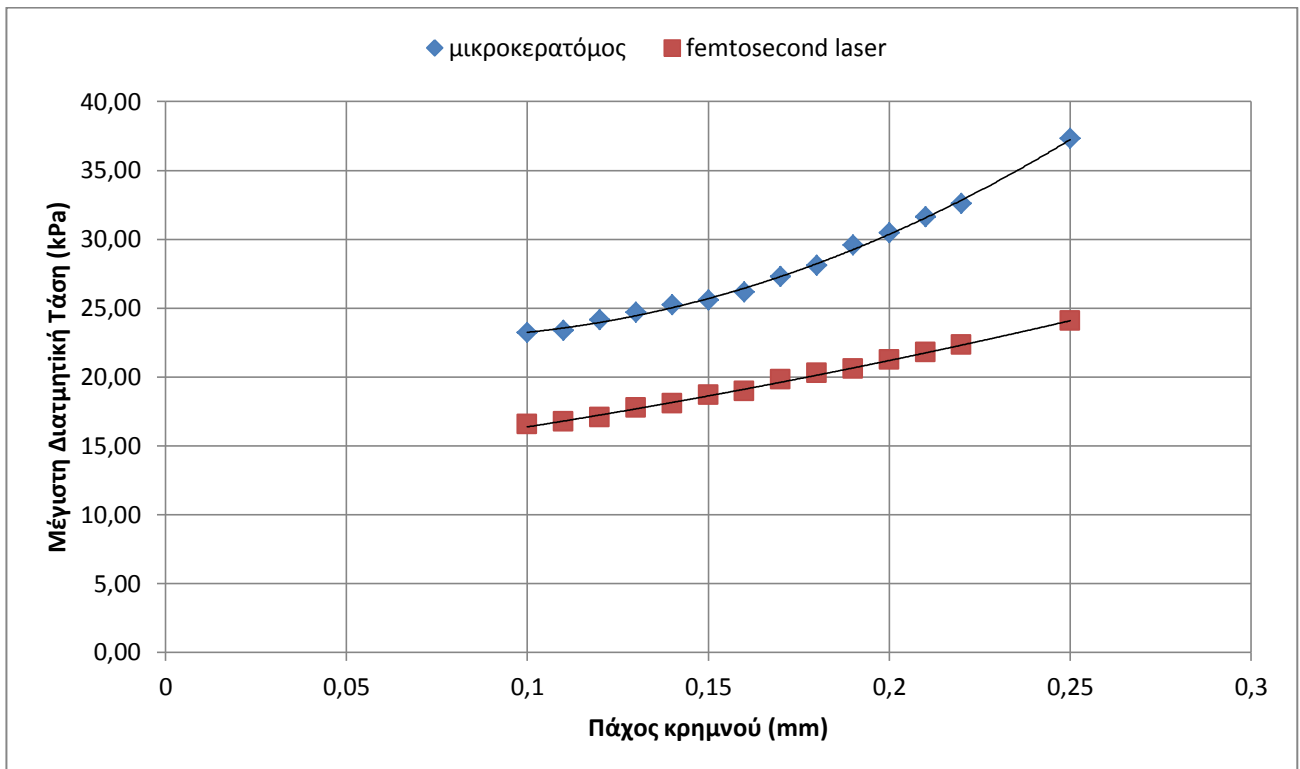
Από τους πίνακες προκύπτουν οι παρακάτω γραφικές παραστάσεις όπου συγκρίνουμε την απόκριση των δύο μοντέλων σε κάθε περίπτωση. Παρατηρούμε:

- Στις περιπτώσεις που ο κρημνός έχει δημιουργηθεί με μικροκερατόμο η μέγιστη τιμή των κύριων και διατμητικών τάσεων είναι μεγαλύτερη από ότι στη περίπτωση που ο κρημνός έχει δημιουργηθεί με femtosecond laser.
- Για αύξηση του πάχους του κρημνού η αύξηση της τάσης είναι πιο απότομη στη περίπτωση του μικροκερατόμου.
- Έχουμε ελαχιστοποίηση των τάσεων και στα δύο μοντέλα για ακτίνα περίπου στα 4,7mm.

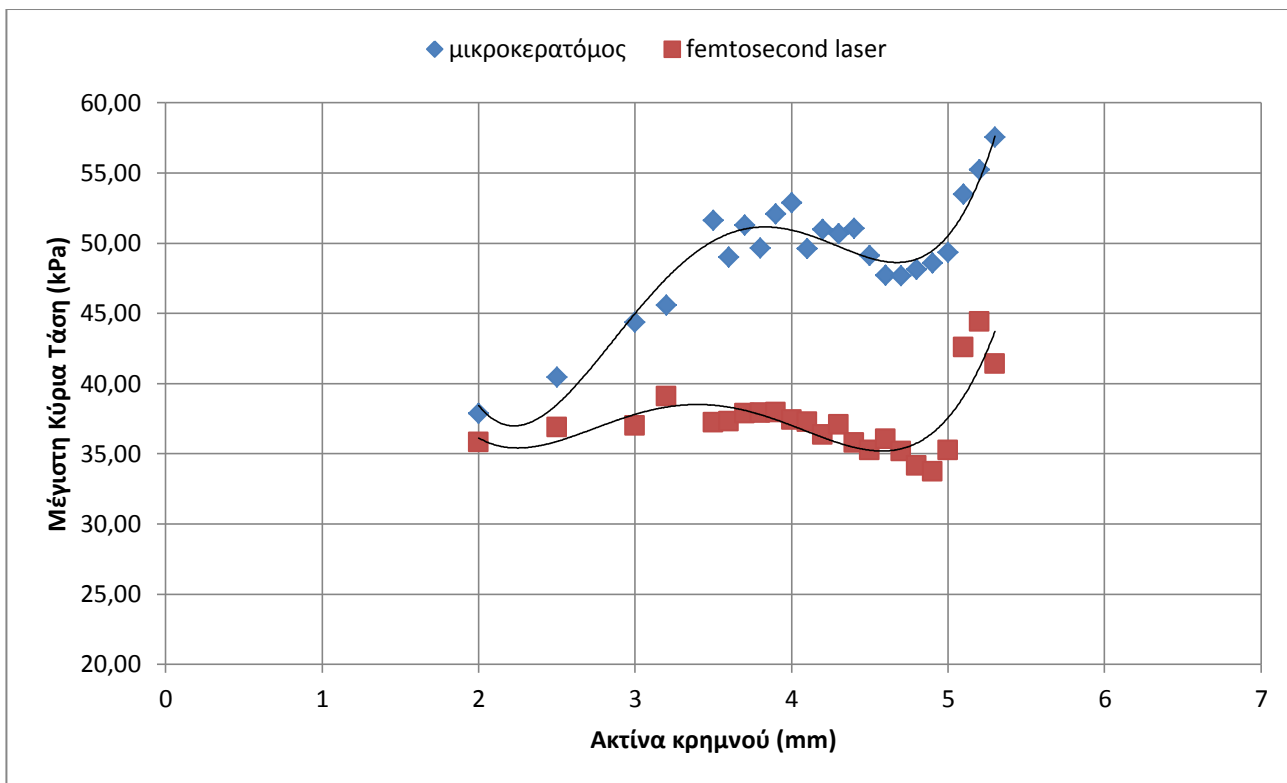




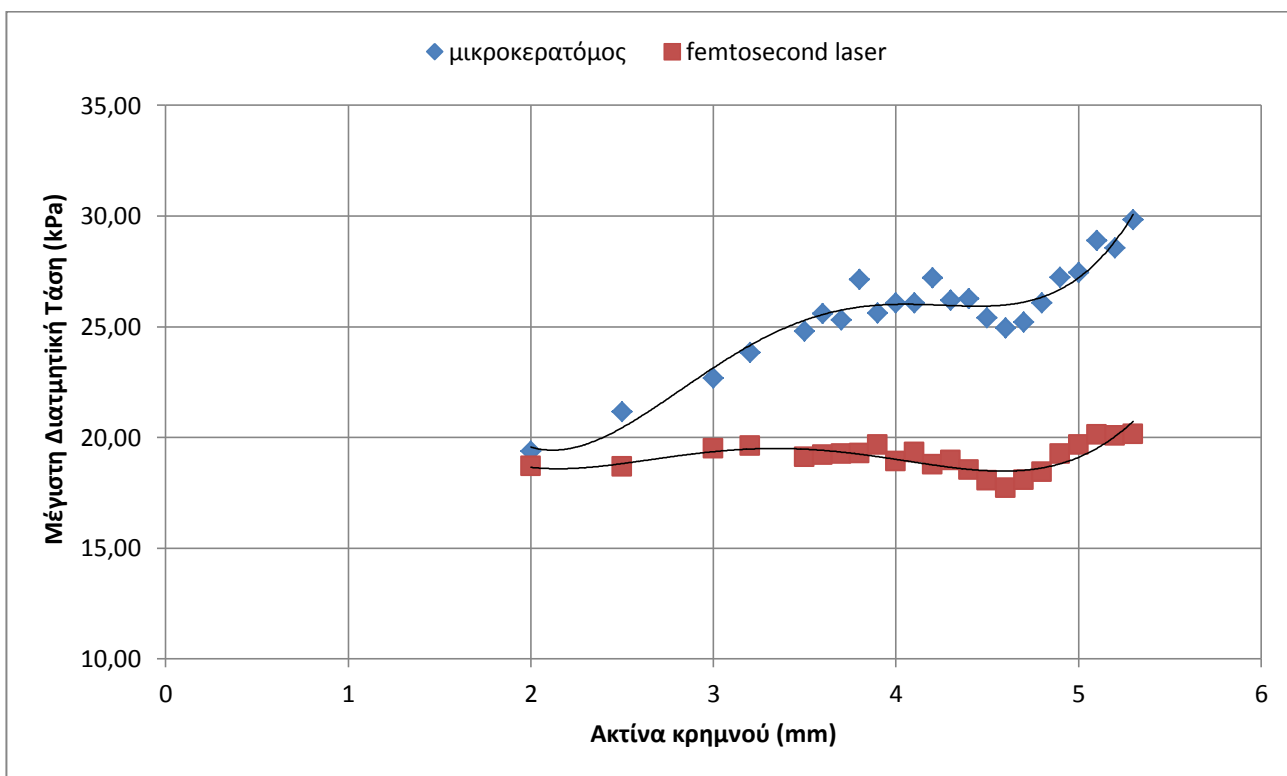
Γράφημα 3. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των κύριων τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση του πάχους του κρημού.



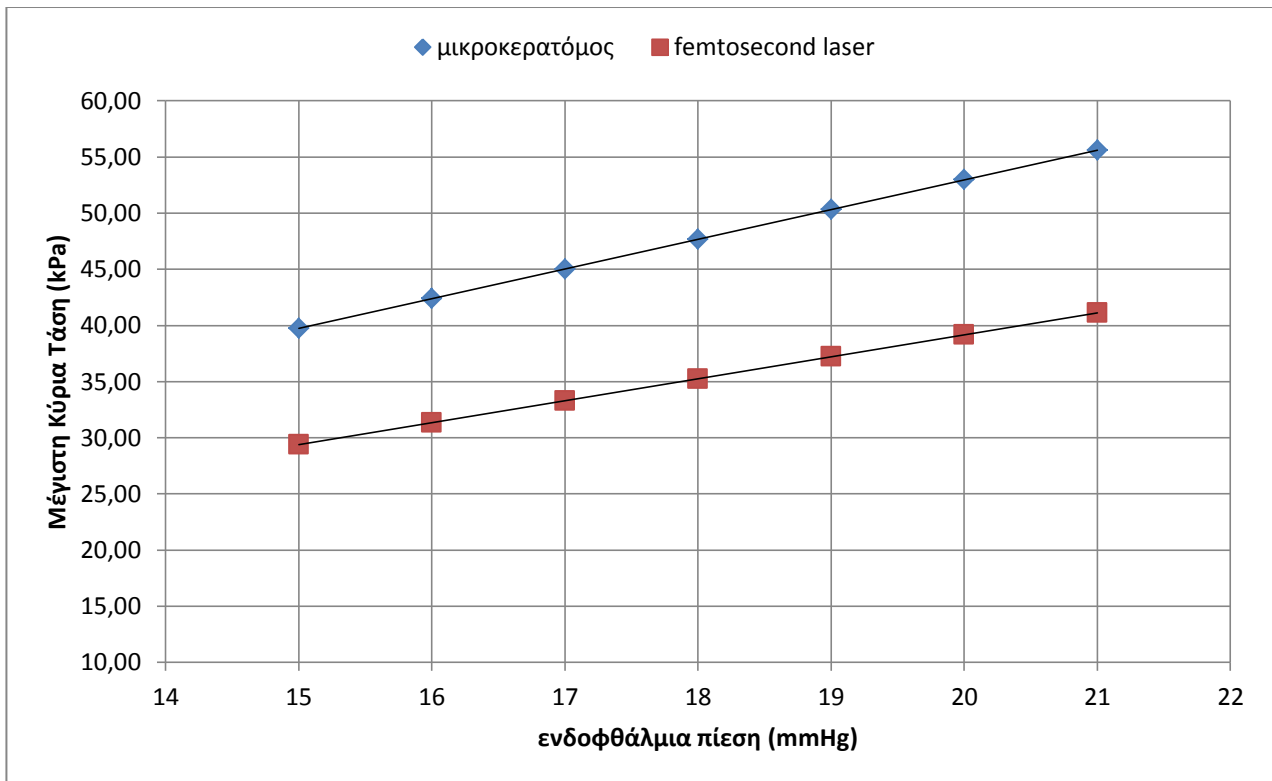
Γράφημα 4. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των διαμητικών τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση του πάχους του κρημού.



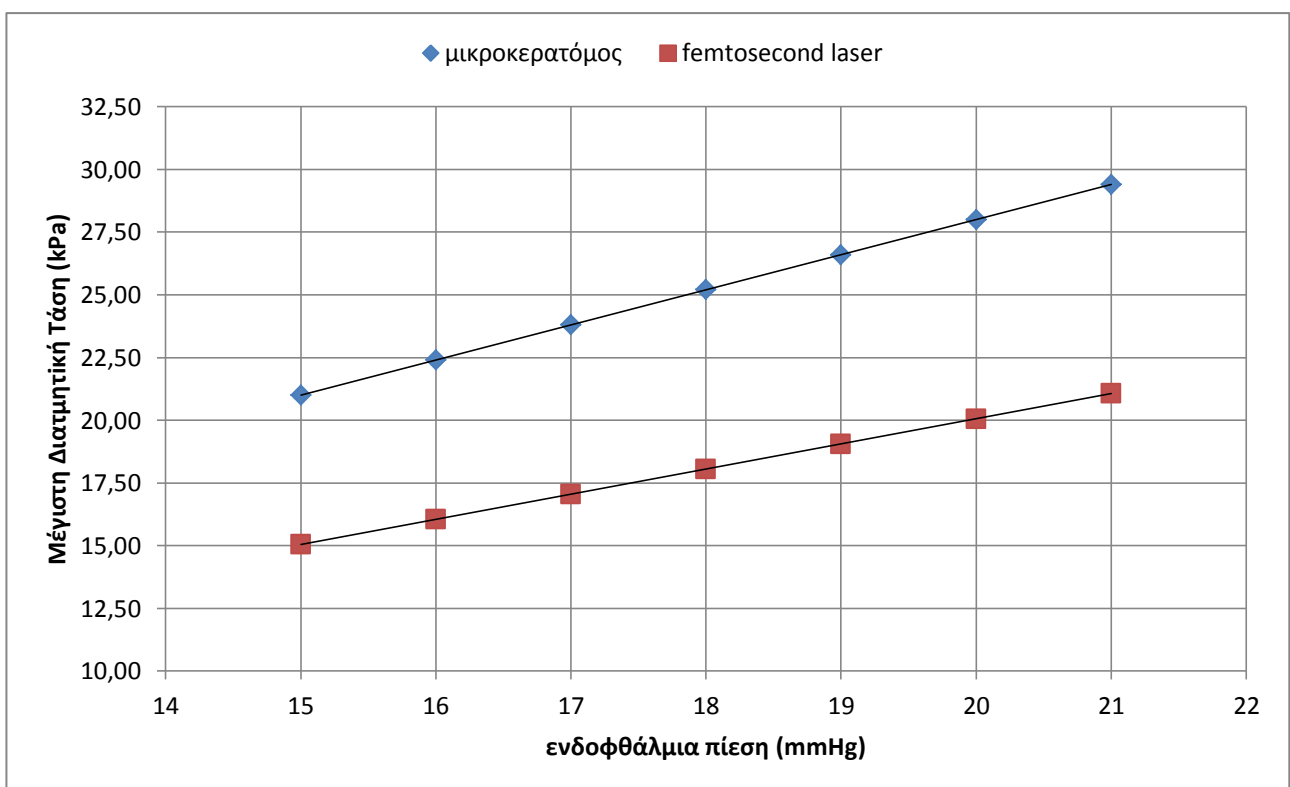
Γράφημα 5. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των κύριων τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση της ακτίνας του κρημού.



Γράφημα 6. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των διατμητικών τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση της ακτίνας του κρημού.



Γράφημα 7. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των κύριων τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.



Γράφημα 8. Μεταβολή της μέγιστης τιμής των διαμηθικών τάσεων σε κάθε μοντέλο ως συνάρτηση της ενδοφθάλμιας πίεσης.



## Βιβλιογραφία

- [1] John R. Cameron, James G. Skofronick, Roderic M. Grant, “Φυσική του ανθρώπινου σώματος”, επιστημονικές εκδόσεις Παρισιανου.
- [2] Damien Gatinel, Slim Chaabouni, Pierre-Alexandre Adam, Jacques Munck, Michel Puech, Thanh Hoang-Xuan. *Corneal Hysteresis, Resistance Factor, Topography, and Pachymetry After Corneal Lamellar Flap*, Journal of Refractive Surgery Volume 23 January 2007.
- [3] Clemens Strohmaier, Christian Runge, Orang Seyeddain, Martin Emesz, Christian Nischler, Alois Daxl, Günther Grabner, and Herbert A. Reitsamer, *Profiles of Intraocular Pressure in Human Donor Eyes during Femtosecond Laser Procedures—A Comparative Study*, IOVS .12-11155, Vol. 54, No. 1, pp 522-528, 2013.
- [4] K.-P. Scherer, H. Eggert, H. Guth, P. Stiller, *Biomechanical simulations for refractive corneal eye surgery*, Institute for Applied Computer Science, Forschungszentrum Karlsruhe GmbH.
- [5] Pandolfi, A., Fotia, G., and Manganiello, F., 2008, “Finite Element Simulations of Laser Refractive Corneal Surgery,” *Eng. With Comput.* ,25:15-24, 2009.
- [6] Jessica R. Crouch, John C. Merriam, Earl R. Crouch, *Finite Element Model of Cornea Deformation*.
- [7] Jie-zhen Xie , Bo-liang Wang , Ying Ju , and Shi-hui Wu, *Analytic Modeling and Simulating of the Cornea with Finite Element Method*, X. Gao et al.(Eds):MIMI 2007, LNCS 4987, pp 304-311, 2008.
- [8] Fabricio W. Medeiros, Abhijit Sinha-Roy, Milton R. Alves, William J. Dupps Jr., *Biomechanical corneal changes induced by different flap thickness created by femtosecond laser*, CLINICS 2011;66(6):1067-1071.
- [9] Ulrich v. Pape, *Wavefront Sensing in the Human Eye*, Dissertation submitted to the Combined Faculties for the Natural Sciences and for Mathematics of the Ruperto-Carola University of Heidelberg, Germany.
- [10] D. Cabrera Fernández, A. M. Niazy, R. M. Kurtz, G. P. Djotyan, And T. Juhasz, *Finite Element Model for Ultrafast Laser–Lamellar Keratoplasty*, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 34, No. 1, January 2006 ( C 2006) pp. 169–183.
- [11] Ahmed A. Hameed Sayed, Nahed H. Solouma, Amal A. El-Berry, Yasser M. Kadah, *finite element models for computer simulation of intrastromal photorefractive keratectomy*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 11, No. 5 (2011) 1255–1270.
- [12] Chaitanya Deenadayalu; Barzin Mobasher, Subby D. Rajan, Gary W. Hall, *Refractive Change Induced by the LASIK Flap in a Biomechanical Finite Element Model*, Journal of Refractive Surgery Volume 22 February 2006.
- [13] Dolores Ortiz, Jorge L. Alio, David Pinero, *Measurement of corneal curvature change after mechanical laser in situ keratomileusis flap creation and femtosecond laser flap creation*, J Cataract Refract Surg 2008; 34:238–242.
- [14] Jin-Hyoung Kim, Doh Lee, Kang-Il Rhee, *Flap thickness reproducibility in laser in situ*

- keratomileusis with a femtosecond laser: Optical coherence tomography measurement*, J Cataract Refract Surg 2008; 34:132–136.
- [15] Karl Stonecipher, Teresa S. Ignacio and Megan Stonecipher, *Advances in refractive surgery: microkeratome and femtosecond laser flap creation in relation to safety, efficacy, predictability, and biomechanical stability*, Current Opinion in Ophthalmology 2006, 17:368–372.
- [16] D. Rex Hamilton, R. Duncan Johnson, Nancy Lee, Nirit Bourla, *Differences in the corneal biomechanical effects of surface ablation compared with laser in situ keratomileusis using a microkeratome or femtosecond laser*, J Cataract Refract Surg 2008; 34:2049–2056.
- [17] Rupal Shah, Samir Shah, and Hartmut Vogelsang. *All-in-One Femtosecond Laser Refractive Surgery*, Techniques in Ophthalmology Volume 9, Number 4, December 2011.
- [18] Jorge L. Alió, *Corneal Biomechanics With Surface Ablation And Lasik*, XXIV Congress of the ESCRS, London, 2006.
- [19] Nathaniel E. Knox Cartwright, Christopher C. Hull. *The biomechanics of keratorefractive surgery*, 5/09/08 CET Course code: c-8161.
- [20] Julie A. Last , Sara J. Liliensiek , Paul F. Nealey , Christopher J. Murphy. *Determining the mechanical properties of human corneal basement membranes with atomic force microscopy*, Journal of Structural Biology 167 (2009) 19–24.
- [21] S. Lydataki, E. Lesniewska, M.K. Tsilimbaris, S. Panagopoulou, C. Le Grimellec and I.G. Pallikaris, *Excimer Laser Ablated Cornea Observed by Atomic Force Microscopy*, Single Mol. 3 (2002) 2-3, 141-147.
- [22] Marco Lombardo, Giuseppe Lombardo, Giovanni Carbone, Maria P. De Santo, Riccardo Barberi, and Sebastiano Serrao. *Biomechanics of the Anterior Human Corneal Tissue Investigated with Atomic Force Microscopy*, Investigative Ophthalmology & Visual Science, February 2012, Vol. 53, No. 2.
- [23] ΠΕΝΤΑΡΗ ΗΡΩ, “Μέτρηση της διαφάνειας του κερατοειδή μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις με Excimer laser.”, Πανεπιστήμιο Κρήτης 2007-2008.
- [24] Αιμιλιανός Α. Στράτος, MD *Πολυπαραγοντική ανάλυση αποτελεσμάτων διαθλαστικής χειρουργικής*, Ιούλιος 2009. Διπλωματική εργασία, Πανεπιστήμιο Κρήτης.
- [25] Harminder S. Dua, Lana A. Faraj, Dalia G. Said, Trevor Gray and James Lowe. *Human Corneal Anatomy Redefined: A Novel Pre-Descemet’s Layer (Dua’s Layer)*, American Academy of Ophthalmology 2013.
- [26] Πέννος Αλέξανδρος–Βαλεντίνος, *Αξιολόγηση Βιοπολυμερών για ενδοκερατοειδική ένθεση*, Μεταπτυχιακή διατριβή Ηράκλειο 2011.
- [27] Σιδερούδη Θεοχαρία, *Φασματοσκοπική Μελέτη Οφθαλμικών Παθήσεων και Ανίχνευση Μορίων Φαρμάκων*, Διδακτορική Διατριβή Πανεπιστήμιο Πατρών 2006.
- [28] Δημητρίου Αρχοντία, *Πολυώνυμα Zernike και τεχνητά νευρωνικά δίκτυα στη μελέτη του σφάλματος στη διαθλαστική χειρουργική*. Διπλωματική εργασία ΕΜΠ 2011.
- [29] Κατσικαλάκη Αικατερίνη, *Βιβλιογραφική Ανασκόπηση: femtosecond laser εφαρμογές στη διαθλαστική χειρουργική*, Πανεπιστήμιο Κρήτης 2012-2013.
- [30] Γεώργιος Ι. Καλογείτονας, *Μελέτη της εξάρτησης της οπτικής ισχύος του*
-

## Βιβλιογραφία

- κερατοειδούς από την εσωτερική πίεση (ΙΟΡ) με την Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων. Διπλωματική εργασία ΕΜΠ 2011.
- [31] J.A.S. Carruth και A.L. Mc Kenzie, Ιατρικά LASERS. Μετάφραση , Επιμέλεια Α.Α. Σεραφετινίδης και Μ.Ι. Μακροπούλου, Εκδόσεις Συμμετρία Αθήνα 1994.
- [32] Δ.Ζευγώλης, Εφαρμοσμένη Οπτική, εκδόσεις Τζιόλα.
- [33] Γ. Ι. Τσαμασφύρος, Ε. Ε. Θεοτόκογλου Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων. Εκδόσεις Συμμετρία Αθήνα 2005.
- [34] F.P. Beer και E.R. Johnston JR, Μηχανική των Υλικών, εκδόσεις Συμμετρία.
- [35] Saeed Moaveni, Finite Element Analysis Theory and Applications with ANSYS.
- [36] [http://eyewiki.aao.org/LASIK\\_Complications](http://eyewiki.aao.org/LASIK_Complications)
- [37] <http://emed.med.uoa.gr/>
- [38] <http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=910>
- [39] <http://academia.hixie.ch/bath/eye/home.html>