



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΑΠΟΔΟΜΗΣΗΣ ΕΝΔΟΦΑΚΩΝ
ΜΕ ΥΠΕΡΙΩΔΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ LASER ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΗ
ΟΦΘΑΛΜΙΚΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΤΗ

ΚΑΡΕΛΙΩΤΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια:
Μακροπούλου Ι. Μυρσίνη

Αθήνα 2012

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι ανθρώπινοι οφθαλμοί είναι ένα σύνθετο σύστημα που προσφέρει τη δυνατότητα απεικόνισης του περιβάλλοντος χώρου και γενικότερα όσων βρίσκονται γύρω μας. Η λειτουργία τους στηρίζεται στην κατάλληλη διάθλαση των φωτεινών ακτίνων που προσπίπτουν σε αυτούς.

Πολλές φορές όμως αυτή τους η ιδιότητα μειώνεται λόγω μιας πάθησης που είναι ευρέως γνωστή ως καταρράκτης, επηρεάζοντας την ποιότητα ζωής των ατόμων που πάσχουν από αυτή. Για την αντιμετώπισή της αντικαθίσταται ο κρυσταλλοειδής φακός του οφθαλμού με έναν άλλο, τεχνητό, που ονομάζεται ενδοφακός.

Η διαμόρφωση της επιφάνειας ενδοφακών με χρήση ακτινοβολίας laser είναι ένα ζήτημα που απασχολεί την επιστημονική κοινότητα αλλά και τον οφθαλμιατρικό κόσμο. Επίσης, η μελέτη με laser της συμπεριφοράς των ενδοφακών με την πάροδο πολλών ετών από την εισαγωγή τους σε οφθαλμούς, είναι ένα άλλο σημαντικό ζήτημα, καθώς με την επίδραση της υπεριώδους ακτινοβολίας από το περιβάλλον μεταβάλλονται οι ιδιότητές τους. Η παρούσα διπλωματική εργασία ασχολείται κυρίως με αυτά τα δύο θέματα. Το τρίτο θέμα που πραγματεύεται είναι ο σχεδιασμός ενός οφθαλμικού προσομοιωτή, μιας διάταξης που αναπαριστά τη λειτουργία των οφθαλμών.

Αρχικά γίνεται μια θεωρητική εισαγωγή σε έννοιες που είναι απαραίτητες για την κατανόηση της λειτουργίας των οφθαλμών (ανατομία τους, διάδοση του φωτός), των προβλημάτων τους (διαθλαστικές ανωμαλίες, καταρράκτης) και των τρόπων αντιμετώπισής τους. Αυτό κρίνεται αναγκαίο ώστε να καταστεί κατανοητό το πρόβλημα του καταρράκτη αλλά και ο τρόπος σχεδιασμού του οφθαλμικού προσομοιωτή.

Στη συνέχεια περιγράφονται τα υλικά από τα οποία είναι κατασκευασμένοι οι ενδοφακοί καθώς και κάποιες φυσικές τους ιδιότητες, ώστε να μπορέσουν να ερμηνευτούν τα αποτελέσματα της ακτινοβολήσής τους με laser.

Ακόμη αναφέρεται ο τρόπος λειτουργίας των laser που χρησιμοποιήθηκαν και οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασής τους τόσο με την έμβια ύλη, όσο και με τα υλικά των ενδοφακών.

Τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν περιγράφονται αναλυτικά και γίνεται σύγκριση και ποιοτική μελέτη των εικόνων που ελήφθησαν με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου. Επικεντρώθηκαν στην ακτινοβολήση ενδοφακών με δύο lasers που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους (193nm και 355nm αντίστοιχα).

Τέλος περιγράφονται αναλυτικά τα βήματα που απαιτήθηκαν για το σχεδιασμό ενός οφθαλμικού προσομοιωτή.

ABSTRACT

Human eyes are a complex system which offers the ability of imaging the surrounding space and more generally everything that is around us. Their function is based on the appropriate refraction of light beams that incident on them.

Many times that ability is decreased due to a pathological condition known as cataract, which affects the quality of people's life. For its confrontation the human crystalline lens is replaced with a new, artificial one called intraocular lens (iol).

The modification of iol's surface with use of laser radiation is an issue that bothers both the scientific and the ophthalmologic communities. Moreover, another important issue is the study with lasers of installed iol's behavior that simulates the effects of environmental UV radiation on them. This particular work focuses on these two subjects. The third subject studied is the design of an eye – phantom, a simulator of human's eye system.

Firstly a theoretical introduction is made on the necessary knowledge about eye's functions (their anatomy, light transition etc.), problems (refractive abnormalities, cataract) and the ways to deal with them. This is considered necessary for understanding the cataract's problem and the way the eye – phantom is designed.

After that, the materials that iols are made of are described in combine with some of their physical properties, in order to interpret the radiation's results. Furthermore, the basic principles of the lasers used are mentioned and also their interaction mechanisms with biological structures and iols's materials.

All the experiments made are described in detail. Quality's study and comparison of the images taken by Scanning Electron Microscopy (S.E.M.) are made. The lasers used are emitting in the UV region, at 193nm and 355nm.

Finally, the steps that were needed for the design of an eye – phantom are comprehensibly described.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλλαν, με το τρόπο του ο καθένας, στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Καταρχήν, εκφράζω τις θερμές μου ευχαριστίες στην καθηγήτρια και επιβλέπουσα της εργασίας μου, κα. Μυρσίνη Μακροπούλου, που ήταν πάντοτε πρόθυμη να μου παρέχει όλες τις απαιτούμενες γνώσεις και πληροφορίες και με εύστοχες υποδείξεις να συμβάλλει τα μέγιστα από τα πρώτα στάδια του σχεδιασμού μέχρι και τα τελευταία της συγγραφής αυτής της εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τους απόφοιτους συμφοιτητές μου Δρ. Ελίνα Σπυράτου και Γιώργο Ζουλινάκη, που χωρίς να έχουν καμία υποχρέωση, όταν χρειάστηκε μου αφιέρωσαν όλο τον απαιτούμενο χρόνο και κόπο.

Τίποτα από όσα έγιναν δε θα ήταν εφικτό χωρίς τη βοήθεια του Δρ. Κωνσταντίνου Μπαχάρη και των οφθαλμιάτρων κ.κ. Σπύρου Γεωργαρά και Βασίλη Τσίγκου, που φρόντισαν για τη διάθεση πληθώρας ενδοφακών, την ακτινοβόλησή τους και την πρόσβαση σε ιατρικά lasers.

Ένα ακόμα ευχαριστώ για το Δρ. Μιχάλη Κομπίτσα που συνέβαλλε ουσιαστικά στην ακτινοβόληση πολλών ενδοφακών, διαθέτοντας εξοπλισμό, το χρόνο και τις πολύτιμες γνώσεις του στο E.I.E..

Ακόμα ευχαριστώ τον κ. Θανάση Παλαιολόγο, καθώς και τους ειδικευόμενους οφθαλμιάτρους κα. Αγγελική Ψωμιάδη, κ. Κωνσταντίνο Οικονομάκη και κ. Ανδρέα Ντρούλια για τη συμμετοχή τους στα πειράματα, την κα. Ελένη Τσαούση και τον κ. Σπήλιο Ζιδρόπουλο για την απεικόνιση των ενδοφακών με χρήση SEM, καθώς επίσης και τον κ. Χρήστο Πανδή για τη βοήθειά του στην επιμετάλλωση ακτινοβολημένων ενδοφακών.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα τα κοντινά μου πρόσωπα, συγγενικά και μη, για την αμέριστη κατανόηση, υπομονή, υποστήριξη και βοήθειά τους.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

•	Περίληψη.....	I
•	Abstract.....	II
•	Ευχαριστίες.....	III
•	Περιεχόμενα.....	V
•	Λίστα εικόνων.....	VII
•	Λίστα πινάκων.....	X
•	Εισαγωγή.....	1

A' Μέρος – Θεωρητικό

•	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Οφθαλμός	
	• 1.1 Εισαγωγή.....	3
	• 1.2 Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού.....	4
	• 1.3 Ανατομία κερατοειδή.....	6
	• 1.4 Ανατομία κρυσταλλοειδή φακού.....	8
•	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Διαθλαστικές ανωμαλίες και αντιμετώπισή τους	
	• 2.1 Πορεία των φωτεινών ακτίνων στον οφθαλμό.....	11
	• 2.2 Διαθλαστικές ανωμαλίες - δυσλειτουργίες του οφθαλμού.....	14
	• 2.3 Αντιμετώπιση ανωμαλιών όρασης με διαθλαστική χειρουργική.....	16
	• 2.4 Καταρράκτης.....	18
	• 2.5 Ενδοφακοί.....	20
•	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Υλικά κατασκευής ενδοφακών	
	• 3.1 Εισαγωγή.....	25
	• 3.2 Πολυ(μεθακρυλικός μεθυλεστέρας) (PMMA).....	27
	• 3.3 Ακρυλική υδρόφιλη υδρογέλη (hydrogel).....	29
	• 3.4 Υδρόφοβο ακρυλικό.....	29
	• 3.5 Σιλικόνη.....	30
•	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Lasers και μηχανισμοί αλληλεπίδρασής τους	
	• 4.1 Lasers.....	33
	• 4.2 Lasers μονωτών με προσμίξεις.....	34
	• 4.3 Lasers διεγερμένων διμερών.....	36
	• 4.4 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser και βιολογικών ιστών.....	37
	• 4.5 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser και πολυμερών υλικών.....	40

Β΄ Μέρος – Πειραματικό

- **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Αποδόμηση ενδοφακών με UV lasers**
 - 5.1 Εισαγωγή.....45
 - 5.2 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση ArF laser ($\lambda= 193\text{nm}$).....46
 - 5.3 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση ArF laser ($\lambda= 193\text{nm}$),
ύστερα από ακτινοβολία με λυχνία UV.....59
 - 5.4 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση της 3^{ης} αρμονικής Nd:YAG
laser ($\lambda= 355\text{nm}$).....62
 - 5.5 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση Nd:YAG laser ($\lambda= 355\text{nm}$),
ύστερα από ακτινοβολία με λυχνία UV.....71

- **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Σύγκριση ακτινοβλημένων ενδοφακών**
 - 6.1 Σύγκριση αποδόμησης με διαφορετικές συχνότητες ArF laser.....77
 - 6.2 Σύγκριση ενδοφακών με και χωρίς πρωτύτερη ακτινοβολία
με UV.....79

- **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Οφθαλμικός προσομοιωτής**
 - 7.1 Εισαγωγή.....85
 - 7.2 Σχεδίαση οφθαλμικού προσομοιωτή.....86

- **Συμπεράσματα**.....97
- **Αναφορές**.....99
- **Γενική βιβλιογραφία**.....105

ΛΙΣΤΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

• Εικ. 1.1.1	Τα στοιχεία του ανθρώπινου οφθαλμού.....	3
• Εικ. 1.2.1	Χιτώνες – Οπτικός άξονας και χώροι του οφθαλμού.....	5
• Εικ. 1.3.1	Στιβάδες του κερατοειδή χιτώνα.....	7
• Εικ. 1.4.1	Ο κρυσταλλοειδής φακός και τα επιμέρους τμήματά του.....	9
• Εικ. 2.1.1	Ομοιότητα οφθαλμού – φωτογραφικής μηχανής.....	11
• Εικ. 2.1.2	Πορεία φωτεινών ακτίνων κατά τη μετάβασή τους σε μέσο με διαφορετικό δείκτη διάθλασης (n).....	11
• Εικ. 2.2.1	Προβληματική εστίαση σε μυωπικό οφθαλμό.....	14
• Εικ. 2.2.2	Προβληματική εστίαση σε υπερμετροπικό οφθαλμό.....	15
• Εικ. 2.2.3	Προβληματική εστίαση σε αστιγματικό οφθαλμό.....	15
• Εικ. 2.4.1	Εξωπεριφακική αφαίρεση καταρρακτικού φακού.....	20
• Εικ. 2.5.1	Αναπαράσταση τοποθετημένου ενδοφακού.....	21
• Εικ. 2.5.2	Τοποθέτηση αναδιπλούμενου ενδοφακού.....	21
• Εικ. 2.5.3	Ενδοφακοί διαφόρων ειδών και σχημάτων.....	22
• Εικ. 2.5.4	Τηλεσκοπικός ενδοφακός.....	22
• Εικ. 2.5.5	Τορικοί ενδοφακοί.....	22
• Εικ. 2.5.6	Πολυεστιακοί ενδοφακοί.....	23
• Εικ. 2.5.7	Κίτρινος ενδοφακός αυξημένης προστασίας από την υπεριώδη ακτινοβολία.....	23
• Εικ. 2.5.8	Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας φωτο-προσαρμοστέου ενδοφακού.....	24
• Εικ. 2.5.9	Φωτο-προσαρμοστέος ενδοφακός (Calhoun Vision).....	24
• Εικ. 3.1.1	Ταξινόμηση πολυμερών υλικών.....	25
• Εικ. 3.1.2	Συγκεντρωτικές τάσεις σε επιφανειακές εγκοπές και οπές.....	26
• Εικ. 3.1.3	Μορφή πολυμερών σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία.....	27
• Εικ. 3.2.1	Πολυμερισμός μεθακρυλικού μεθυλεστέρα (MMA).....	28
• Εικ. 3.3.1	Δημιουργία υδρόφιλου ακρυλικού.....	29
• Εικ. 3.5.1	Το πολυμερές της πολυδιμεθυλοσιλοξάνης (PDMS).....	31
• Εικ. 4.1.1	Σχηματική απεικόνιση παραγωγής ακτινοβολίας laser.....	33
• Εικ. 4.2.1	Διάγραμμα αποδιεγέρσεων laser.....	34
• Εικ. 4.2.2	Σχηματική αναπαράσταση αρχής λειτουργίας Nd:YAG laser.....	34
• Εικ. 4.2.3	Εργαστηριακό Nd:YAG laser του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π.....	35
• Εικ. 4.2.4	Το σύστημα παραγωγής αρμονικών της εικόνας 4.2.3 από άλλη οπτική γωνία.....	35
• Εικ. 4.3.1	Σχηματική αναπαράσταση αρχής λειτουργίας ενός laser διεγερμένων διμερών.....	36
• Εικ. 4.4.1	Διάγραμμα συντελεστή απορρόφησης – μήκους κύματος για συστατικά του ανθρώπινου οργανισμού.....	37
• Εικ. 5.1.1	Σχηματική αναπαράσταση της δημιουργίας κωνικών δομών.....	46
• Εικ. 5.2.1	Το χειρουργικό excimer laser του «Οφθαλμού».....	47
• Εικ. 5.2.2	Το σύστημα επιμετάλλωσης του Τομέα Φυσικής στο Ε.Μ.Π.....	51
• Εικ. 5.2.3	Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης του Τομέα Φυσικής στο Ε.Μ.Π.....	51
• Εικ. 5.2.4	3M 815LE, 100Hz, 1720 παλμοί.....	52

•	Εικ. 5.2.5	3M 815LE, 100Hz, 1720 παλμοί. Μεγέθυνση.....	52
•	Εικ. 5.2.6	3M 815LE, 5Hz, 1500 παλμοί.....	52
•	Εικ. 5.2.7	3M 815LE, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση.....	52
•	Εικ. 5.2.8	Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί.....	53
•	Εικ. 5.2.9	Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί. Μεγέθυνση.....	53
•	Εικ. 5.2.10	Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί. Μεγέθυνση.....	53
•	Εικ. 5.2.11	Alcon SN60WF, 50Hz, 1500 παλμοί.....	53
•	Εικ. 5.2.12	Alcon SN60WF, 50Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση.....	53
•	Εικ. 5.2.13	Alcon MA30BA, 5Hz, 1500 παλμοί.....	53
•	Εικ. 5.2.14	Alcon MA30BA, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση.....	54
•	Εικ. 5.2.15	Storz H60M, 100Hz, 1200 παλμοί.....	54
•	Εικ. 5.2.16	Storz H60M, 5Hz, 1500 παλμοί.....	54
•	Εικ. 5.2.17	Storz H60M, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση.....	54
•	Εικ. 5.2.18	Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί.....	54
•	Εικ. 5.2.19	Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Η υπερυψωμένη δομή στο αριστερό μέρος του κρατήρα είχε εμφανίσει έντονη αμαύρωση.....	54
•	Εικ. 5.2.20	Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Μεγέθυνση.....	55
•	Εικ. 5.2.21	Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Μεγέθυνση.....	55
•	Εικ. 5.3.1	Storz H60M, 100Hz, 1006 παλμοί.....	61
•	Εικ. 5.3.2	Storz H60M, 100Hz, 1006 παλμοί. Ο κρατήρας υπό κλίση.....	61
•	Εικ. 5.3.3	Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Ο κρατήρας υπό κλίση.....	61
•	Εικ. 5.3.4	Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Μεγέθυνση.....	61
•	Εικ. 5.3.5	Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Μεγέθυνση.....	61
•	Εικ. 5.4.1	Η πειραματική διάταξη στο Ι.Θ.Φ.Χ. του Ε.Ι.Ε.....	64
•	Εικ. 5.4.2	Σχηματική αναπαράσταση του τρόπου ακτινοβολήσης των ενδοφακών.....	64
•	Εικ. 5.4.3	Alcon MA30BA, 4mJ, 1200, 3000 και 600 παλμοί.....	65
•	Εικ. 5.4.4	Alcon MA30BA, 4mJ, 600 παλμοί.....	65
•	Εικ. 5.4.5	Alcon MA30BA, 4mJ, 1200 παλμοί.....	66
•	Εικ. 5.4.6	Alcon MA30BA, 4mJ, 3000 παλμοί.....	66
•	Εικ. 5.4.7	Alcon SN60WF, 2mJ, 600 παλμοί.....	66
•	Εικ. 5.4.8	Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί.....	66
•	Εικ. 5.4.9	Alcon SN60WF, 2mJ, 3000 παλμοί.....	66
•	Εικ. 5.4.10	Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί. Μεγέθυνση.....	66
•	Εικ. 5.4.11	Alcon SN60WF, 2mJ, 3000 παλμοί. Μεγέθυνση.....	67
•	Εικ. 5.4.12	Storz H60M, 2mJ, 150 παλμοί.....	67
•	Εικ. 5.4.13	Storz H60M, 2mJ, 300 παλμοί.....	67
•	Εικ. 5.4.14	Storz H60M, 2mJ, 600 παλμοί.....	67
•	Εικ. 5.4.15	Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί.....	67
•	Εικ. 5.4.16	Storz H60M, 1mJ, 300 παλμοί.....	67
•	Εικ. 5.4.17	Storz H60M, 1mJ, 600 παλμοί.....	68
•	Εικ. 5.4.18	Storz H60M, 1mJ, 300 παλμοί. Μεγέθυνση.....	68
•	Εικ. 5.5.1	Alcon MA60BM, 4mJ, 100 παλμοί.....	73
•	Εικ. 5.5.2	Alcon MA60BM, 4mJ, 600 παλμοί.....	73
•	Εικ. 5.5.3	Alcon MA60BM, 4mJ, 1200 παλμοί.....	73

•	Εικ. 5.5.4	Alcon SN60T5, 4mJ, 100 παλμοί.....	73
•	Εικ. 5.5.5	Alcon SN60T5, 4mJ, 600 παλμοί.....	73
•	Εικ. 5.5.6	Alcon SN60T5, 4mJ, 1200 παλμοί.....	73
•	Εικ. 5.5.7	Alcon SN60WF, 2mJ, 100 παλμοί.....	74
•	Εικ. 5.5.8	Alcon SN60WF, 2mJ, 600 παλμοί.....	74
•	Εικ. 5.5.9	Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί.....	74
•	Εικ. 5.5.10	Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί.....	74
•	Εικ. 5.5.11	Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί. Μεγέθυνση.....	74
•	Εικ. 5.5.12	Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί. Μεγέθυνση.....	74
•	Εικ. 7.1.1	Εμπορικός οφθαλμικός προσομοιωτής.....	85
•	Εικ. 7.2.1	Η πρόσοψη του ορθογώνιου δοχείου.....	88
•	Εικ. 7.2.2	Η θήκη της εταιρείας Alcon πριν τη διάτρησή της.....	90
•	Εικ. 7.2.3	Παρουσίαση της αμελητέας αλλαγής πορείας ακτίνας καθώς διέρχεται από φυσικό και από πολυμερικό κερατοειδή.....	91
•	Εικ. 7.2.4	Το άνω τμήμα της θήκης του ενδοφακου με προσαρτημένο τον πολυμερικό κερατοειδή.....	91
•	Εικ. 7.2.5	Ο πολυμερικός κερατοειδής.....	92
•	Εικ. 7.2.6	Ο οφθαλμικός προσομοιωτής που σχεδιάστηκε με κλειστό το κάλυμμά του.....	93
•	Εικ. 7.2.7	Ο οφθαλμικός προσομοιωτής που σχεδιάστηκε με ανοιχτό το κάλυμμά του.....	94
•	Εικ. 7.2.8	Η πλάγια όψη του οφθαλμικού προσομοιωτή.....	95
•	Εικ. 7.2.9	Η πρόσοψη του οφθαλμικού προσομοιωτή με ανοιγμένο το κάλυμμα της θήκης του ενδοφακού σε γωνία 90°.....	96

ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

• Πίνακας 3.2.1 Ιδιότητες πολυ(μεθακρυλικού μεθυλεστέρα).....	28
• Πίνακας 3.4.1 Χαρακτηριστικά ενδοφακών με έγκριση FDA.....	30
• Πίνακας 4.5.1 Τιμές παραμέτρων των παραπάνω σχέσεων για ενδοφακούς από PMMA και υδρόφοβο ακρυλικό.....	42
• Πίνακας 5.2.1 Στοιχεία ενδοφακών.....	48
• Πίνακας 5.2.2 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης.....	49
• Πίνακας 5.2.3 Στοιχεία ενδοφακών.....	50
• Πίνακας 5.2.4 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης.....	51
• Πίνακας 5.3.1 Στοιχεία ενδοφακών.....	60
• Πίνακας 5.3.2 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης.....	60
• Πίνακας 5.4.1 Στοιχεία ενδοφακών – ακτινοβολήσης.....	65
• Πίνακας 5.5.1 Στοιχεία ενδοφακών – ακτινοβολήσης.....	72
• Πίνακας 6.1.1 Ακτινοβολήση με 100Hz και με 5Hz.....	77
• Πίνακας 6.2.1 Σύγκριση ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν με ArF laser (193nm).....	80
• Πίνακας 6.2.2 Σύγκριση ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν με Nd:YAG laser (355nm).....	81
• Πίνακας 7.2.1 Στοιχεία Οφθαλμικών Μέσων.....	87
• Πίνακας 7.2.2 Διαπερατότητα (%) σε σχέση με το μήκος κύματος του ETFE.....	89

Στους γονείς μου...

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η λέξη laser είναι οικεία στο μεγαλύτερο μέρος του πληθυσμού των αναπτυγμένων κρατών. Από τα παιδιά που έχουν μικρές συσκευές laser σαν παιχνίδια, μέχρι τις πολύ μεγαλύτερες ηλικίες που τους εφαρμόζεται για ιατρικούς λόγους (π.χ. επέμβαση καταρράκτη στα μάτια).

Παρόλα αυτά, αξίζει να αναφερθεί η ιστορία της λέξης laser, η οποία χρησιμοποιείται από τα χρόνια του Ελληνορωμαϊκού πολιτισμού (περίπου από τον 6^ο π.Χ. αιώνα), με διαφορετική όμως σημασία. Το Laser ήταν ένα είδος φυτού που φύονταν στην Κυρήνη (σημερινή Λιβύη) και χρησιμοποιήθηκε αρχικά στην ιατρική, ως δραστικό αντίδοτο. Στη συνέχεια έγινε εκλεπτυσμένο καρύκευμα για τη μαγειρική και τελικά έφτασε να γίνει ο μοναδικός φόρος υποτέλειας που πλήρωναν οι Κυρηναίοι στους Ρωμαίους κατακτητές.

Πολλούς αιώνες μετά, η λέξη laser έμελε να ξαναχρησιμοποιηθεί, αυτή τη φορά ως ακρωνύμιο των λέξεων Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (l.a.s.e.r.). Η βασική τους φυσική αναπτύχθηκε απ' τον Albert Einstein το 1917, όταν εισήγαγε την έννοια της εξαναγκασμένης εκπομπής. Αυτή περιέγραφε το πώς ένα φωτόνιο που προσπίπτει σε ένα διεγερμένο άτομο, μπορεί να το εξαναγκάσει στην εκπομπή ενός παρόμοιου φωτονίου. Το 1953 αναπτύχθηκε μια συσκευή που ενίσχυε μικροκύματα μέσω της παραπάνω διαδικασίας, που ονομάστηκε m.a.s.e.r. και ήταν ο πρόγονος του laser που ακολούθησε επτά χρόνια αργότερα. Η διαφορά τους ήταν πως το δεύτερο επέκτεινε τη λειτουργία του maser στην ορατή και υπέρυθη περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος.

Πλέον, τον 21^ο αιώνα, το laser είναι μια άκρως προηγμένη τεχνολογία, με εφαρμογές σε πολλούς τομείς. Από τη βιομηχανία (π.χ. κοπή ακριβείας υλικών, ποιοτικός έλεγχος προϊόντων), τις τηλεπικοινωνίες (μεταφορά δεδομένων), τις φυσικές επιστήμες (π.χ. μετεωρολογικές μετρήσεις, εναέρια χαρτογράφηση περιοχών, μετρήσεις μήκους μεγάλης ακρίβειας, οπτική λαβίδα), έως και την ιατρική. Στην ιατρική, lasers χρησιμοποιούνται σε πολλούς τομείς, όπως στη διάνοιξη τομών, στην απόφραξη αρτηριών, στην ορθοπεδική, στην οπτική τομογραφία, στην κυτταρομετρία ροής, στη φωτοδυναμική θεραπεία καθώς και στην οφθαλμολογία.

Όπως αναφέρθηκε και στην περίληψη, μια συνηθισμένη πάθηση των ανθρώπινων οφθαλμών είναι ο καταρράκτης, που οδηγεί στο “θόλωμα” του φακού. Για την αντιμετώπισή της, εξάγεται ο καταρρακτικός φακός και εισάγεται ένας νέος, κατασκευασμένος από πολυμερή υλικά, που ονομάζεται ενδοφακός.

Καθότι ο ενδοφακός πρέπει να προσαρμόζεται στις ανάγκες του εκάστοτε ασθενή, θα πρέπει να μπορεί να διαμορφωθεί καταλλήλως. Σε πειραματικό στάδιο προς το παρόν, ένα μέσο για να γίνει αυτό είναι η εφαρμογή ακτινοβολίας laser.

Επίσης, με την πάροδο των χρόνων, οι ενδοφακοί που έχουν τοποθετηθεί σε ασθενείς μεταβάλλουν τις αρχικές τους ιδιότητες, λόγω της υπεριώδους ακτινοβολίας που απορροφούν από το περιβάλλον. Ένας τρόπος για να μελετηθεί αυτή η μεταβολή, είναι να ακτινοβοληθούν με laser ενδοφακοί που τους έχει προκληθεί τεχνητή γήρανση με υπεριώδη ακτινοβολία και να συγκριθούν με άλλους που ακτινοβολήθηκαν χωρίς καμία πρωτύτερη διαδικασία. Αυτής της φιλοσοφίας ήταν και τα πειράματα που έγιναν στην παρούσα εργασία.

Όσον αφορά τη δομή της χωρίζεται σε δύο μέρη, ένα θεωρητικό και ένα πειραματικό. Το θεωρητικό ξεκινά με το πρώτο κεφάλαιο που εισάγει τον αναγνώστη στην ανατομία των οφθαλμών. Το δεύτερο κεφάλαιο μιλά για τις ανωμαλίες της όρασης. Γίνεται και μια σύντομη αναφορά στους τρόπους αντιμετώπισής τους, όπου χρησιμοποιούνται συσκευές laser, αλλά και στα είδη ενδοφακών που υπάρχουν. Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται μια εισαγωγή στα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται οι ενδοφακοί και στις φυσικές τους ιδιότητες. Το τέταρτο κεφάλαιο είναι αφιερωμένο στη λειτουργία των lasers και στους τρόπους που αλληλεπιδρούν με την ύλη. Πρέπει να σημειωθεί πως αν και όλα τα πειράματα αφορούσαν ενδοφακούς, που είναι πολυμερή υλικά, υπάρχει και παράγραφος για την αλληλεπίδραση με την έμβια ύλη. Αυτό έγινε διότι σε περίπτωση που κάποιος θελήσει να εφαρμόσει ακτινοβολία laser σε τοποθετημένο ενδοφακό, θα πρέπει να γνωρίζει και το πώς θα αλληλεπιδράσει η δέσμη του laser με τους ιστούς που θα βρεθούν στην πορεία της μέχρι τον ενδοφακό, αλλά και πίσω από αυτόν.

Στο δεύτερο μέρος της διπλωματικής εργασίας και πιο συγκεκριμένα στο πέμπτο κεφάλαιο βρίσκονται τα πειράματα που έγιναν κατά την εκπόνησή της. Αυτά αφορούν ακτινοβολία ενδοφακών με ArF και Nd:YAG lasers. Ακολουθεί το έκτο κεφάλαιο όπου γίνεται σύγκριση της ακτινοβολίας ενδοφακών με διάφορες συχνότητες του ArF laser. Επίσης γίνεται ποιοτική σύγκριση ενδοφακών που έχουν και ενδοφακών που δεν έχουν απορροφήσει υπερϊώδη ακτινοβολία. Στο έβδομο και τελευταίο κεφάλαιο σχεδιάστηκε ένας οφθαλμικός προσομοιωτής. Ο σχεδιασμός του έγινε με το σκεπτικό να υλοποιηθεί στα πλαίσια μελλοντικής διπλωματικής εργασίας και να μπορέσουν να γίνουν πειράματα που είτε θα προσθέσουν νέα δεδομένα στην ακτινοβολία ενδοφακών, είτε θα γίνουν στα πλαίσια διδακτικής εργαστηριακής άσκησης του Ε.Μ.Π..

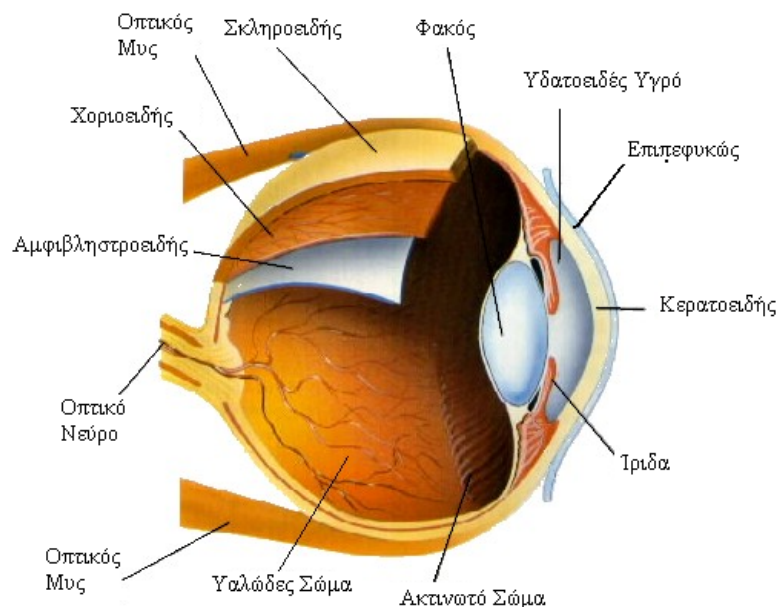
Κλείνοντας, πρέπει να σημειωθεί πως τα πειράματα οριοθετήθηκαν από τους ενδοφακούς που ήταν διαθέσιμοι. Επίσης, πως τα ποιοτικά αποτελέσματα που εξήχθησαν περιορίστηκαν από τα ελλιπή δεδομένα για τα υλικά των ενδοφακών που διαθέτουν οι κατασκευάστριες εταιρείες, λόγω της ύπαρξης απορρήτου (πατέντες). Όσον αφορά το κομμάτι των συμβολισμών που χρησιμοποιούνται, τα αριθμητικά δεδομένα παρουσιάζονται με το διεθνή συμβολισμό, δηλαδή τα δεκαδικά ψηφία χωρίζονται από το κυρίως μέρος του αριθμού με τελεία “.” και όχι κόμμα “,”. Επίσης, οι αναφορές που υπάρχουν στο κείμενο και έχουν τη μορφή “(Επώνυμο, Χρονολογία)” αντιστοιχούν στις αναφορές που υπάρχουν με αλφαβητική σειρά στο τέλος της εργασίας.

Α΄ Μέρος – Θεωρητικό**Κεφάλαιο 1: Οφθαλμός****1.1 Εισαγωγή**

Οι οφθαλμοί είναι ένα από τα κύρια αισθητήρια όργανα των περισσοτέρων έμβιων όντων. Είναι εκείνο το μέσο, με το οποίο αντιλαμβάνεται κανείς την εικόνα των αντικειμένων που υπάρχουν γύρω του. Χάρη σε αυτούς, ο άνθρωπος μπορεί να μετακινηθεί, να εργασθεί, να επικοινωνήσει, να ψυχαγωγηθεί, να δημιουργήσει έργα τέχνης και να κάνει πολυάριθμες εργασίες, των οποίων ο κατάλογος είναι τόσο μακροσκελής που δεν υπάρχει λόγος να αναφερθεί.

Καθώς το αντικείμενο μελέτης αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι στενά συνυφασμένο με τους οφθαλμούς (και πιο συγκεκριμένα με τους ενδοφακούς), κρίνεται σκόπιμο να αναφερθεί εκτενώς η ανατομία τους, ιδίως του πρόσθιου τμήματός τους. Στο πρόσθιο τμήμα τους στεγάζεται ο κρυσταλλοειδής φακός, ο οποίος πολλές φορές χρειάζεται να αφαιρεθεί, για παράδειγμα σε περίπτωση που αναπτυχθεί καταρράκτης. Στη θέση του τοποθετούνται τεχνητοί φακοί, που ονομάζονται ενδοφακοί.

Ένας ακόμη λόγος που πρέπει να γίνει αναφορά στην ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού, είναι πως στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, σχεδιάστηκε ένας οφθαλμικός προσομοιωτής (eye – phantom). Όπως φαίνεται και από το όνομά του, προσομοιώνει τον οφθαλμό και επομένως για την ανάπτυξή του θα πρέπει να υπάρχει λεπτομερής αναφορά της ανατομίας του.



Εικ. 1.1.1 Τα στοιχεία του ανθρώπινου οφθαλμού. (Εικόνα τροποποιημένη από <http://library.thinkquest.org/12409/structure.html>).

1.2 Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού

Οι ανθρώπινοι οφθαλμοί είναι ακανόνιστου σφαιρικού σχήματος. Το πρόσθιο τμήμα τους προεξέχει υπό μορφή σφαιρικού τομέα μικρότερης ακτίνας από αυτήν του υπόλοιπου βολβού. Ο κάθε βολβός έχει διάμετρο της τάξης των 24mm, βάρος 7g και όγκο 6.5mm³. Οι ακριβείς τιμές των παραπάνω μεγεθών διαφέρουν από άνθρωπο σε άνθρωπο.

Οι οφθαλμοί βρίσκονται τοποθετημένοι μέσα σε κοιλότητες του κρανίου, τις οφθαλμικές κόγχες. Ανάμεσα σε αυτές και στους βολβούς υπάρχει ένα λιπώδες στρώμα το οποίο προσφέρει προστασία από οξείς κραδασμούς. Από το εξωτερικό περιβάλλον προστατεύονται από ένα λεπτό τμήμα δέρματος (είναι το λεπτότερο τμήμα δέρματος του ανθρώπινου σώματος), στην άκρη του οποίου υπάρχει μια σειρά τριχιδίων, που ονομάζονται βλεφαρίδες.

Ανάμεσα στα βλέφαρα και στους βολβούς των οφθαλμών παρεμβάλλεται ο επιπεφυκός, ένας βλεννώδης χιτώνας, που αποτελείται από το επιθήλιο και το χόριο. Μέσα από το διαφανές επιθήλιο μπορούν να διακριθούν τα αιμοφόρα αγγεία του χορίου που είναι πλούσιο σε λεμφοειδή κύτταρα.

Γύρω από τους οφθαλμούς υπάρχουν αδένες που παράγουν δάκρυα με pH ~ 7 και δείκτη διάθλασης 1.334 – 1.337 (Craig J.P. et al, 1995), τα οποία ενυδατώνουν - καθαρίζουν τους οφθαλμούς, καθώς περιέχουν λυσοζύμη που είναι μικροβιοκτόνο ένζυμο. Αποτελούνται από τρία στρώματα. Το υδάτινο στρώμα των δακρύων παράγεται στον δακρυικό αδένα, ο οποίος βρίσκεται στην βάση του άνω βλεφάρου, ενώ το ελαιώδες και το λιπώδες στρώμα τους παράγεται από πολλούς μικρούς αδένες στο εσωτερικό τοίχωμα των βλεφάρων. Οι ποσότητες των δακρύων που περισσεύουν κυλούν προς δύο μικρούς πόρους που υπάρχουν στην άκρη των οφθαλμών, στην πλευρά της μύτης. Αυτοί οι πόροι οδηγούν τα δάκρυα στα δακρυικά σωληνάκια τα οποία καταλήγουν στην ρινική κοιλότητα.

Ο ανθρώπινος οφθαλμός αποτελείται από τρεις ομόκεντρους χιτώνες: τον ινώδη, τον αγγειακό ή ραγοειδή και το νευρικό.

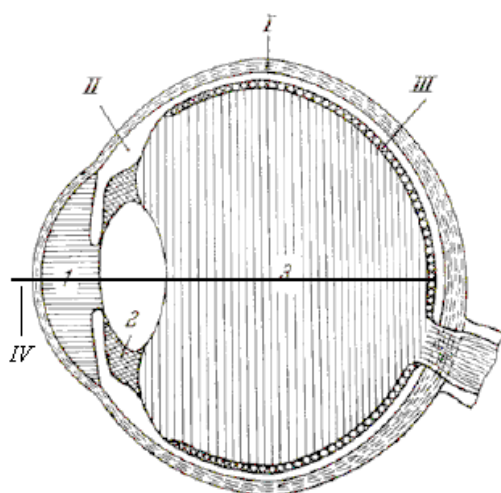
Ινώδης χιτώνας: Ο ινώδης χιτώνας είναι το εξωτερικό τοίχωμα του βολβού και είναι ο σκληρότερος από τους τρεις χιτώνες. Αποτελείται από τον κερατοειδή και το σκληροειδή χιτώνα. Περισσότερα στοιχεία για τον κερατοειδή παρατίθενται στη συνέχεια, καθώς αφορά σημαντικό μέρος του σχεδιασμού του οφθαλμικού προσομοιωτή. Ο σκληροειδής αποτελεί τα 4/5 του ινώδη χιτώνα και είναι υπεύθυνος για τη διατήρηση του σχήματος του βολβού, την προστασία του καθώς και για τη σύνδεση των βολβοκινητικών μυών.

Αγγειακός ή ραγοειδής χιτώνας: Στο πρόσθιο τμήμα του αγγειακού χιτώνα βρίσκεται η ίριδα. Η ίριδα είναι ένα διάτρητο διάφραγμα, σχήματος δίσκου, που παρεμβάλλεται μεταξύ του κερατοειδή και του κρυσταλλοειδή φακού (για τον οποίο θα γίνει εκτενής αναφορά στη συνέχεια). Ρόλος της είναι να ρυθμίζει το ποσοστό της φωτεινής ακτινοβολίας που εισέρχεται στο εσωτερικό του οφθαλμού, με συστολικές και διασταλτικές κινήσεις (μύση και μυδρίαση αντιστοίχα). Επίσης, σε συνθήκες δυνατού φωτός συμβάλλει στη μείωση των ατελειών του φακού. Πίσω της βρίσκεται το κυκλικό ακτινωτό σώμα, που αποτελείται από τον ακτινωτό μυ και τις ακτινοειδείς αποφύσεις. Ο ακτινωτός μυς μεταβάλλει την καμπυλότητα του φακού, ενώ οι ακτινοειδείς αποφύσεις παράγουν το υδατοειδές υγρό, που πληρεί τον πρόσθιο θάλαμο,

δηλαδή το χώρο ανάμεσα στην οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή και στην πρόσθια επιφάνεια της ίριδας καθώς και τον οπίσθιο θάλαμο, δηλαδή το χώρο ανάμεσα στην οπίσθια επιφάνεια της ίριδας και στην πρόσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδή φακού. Επίσης, μεταφέρει θρεπτικές ουσίες στο φακό και τον κερατοειδή, απομακρύνει τις τοξίνες τους και διατηρεί την ενδοφθάλμια πίεση στα περίπου 1.6kPa. Στο οπίσθιο τμήμα του αγγειακού χιτώνα βρίσκεται ο χοριοειδής, ο οποίος είναι πολύ πλούσιος σε αιμοφόρα αγγεία και εφοδιάζει με οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες την εξωτερική στιβάδα του αμφιβληστροειδή.

Νευρικός χιτώνας: Ο νευρικός χιτώνας, γνωστός και ως αμφιβληστροειδής, είναι ένας από τους καλύτερα αιματωμένους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Αποτελείται από 6 - 7 στρώματα νευρικών κυττάρων και είναι το φωτοευαίσθητο τμήμα του οφθαλμού. Η λειτουργία του είναι να μετατρέπει τα οπτικά ερεθίσματα σε ηλεκτρικά σήματα που στη συνέχεια μεταφέρονται στον εγκέφαλο. Από τα σημαντικότερα κύτταρα του αμφιβληστροειδή είναι οι δύο φωτουπόδοχείς, τα κωνία (περίπου 6.5 εκατ. σε κάθε οφθαλμό) και τα ραβδία (περίπου 120 εκατ. σε κάθε οφθαλμό). Η λήψη των οπτικών ερεθισμάτων είναι δυνατή λόγω της απορρόφησης που εμφανίζει στην περιοχή των ορατών μηκών κύματος, δηλαδή από 400nm έως 700nm.

Όπως προαναφέρθηκε, ανάμεσα στον κερατοειδή και στον κρυσταλλοειδή φακό υπάρχει το υδατοειδές υγρό. Ο όγκος του είναι ~0.36ml και καταλαμβάνει το 3% περίπου του συνολικού όγκου του βολβού. Τα 4/5 του συνολικού όγκου πληρούν τον πρόσθιο θάλαμο ενώ το 1/5 τον οπίσθιο θάλαμο (Πέττα Γ.Β., 2007). Αντίστοιχα στο χώρο μεταξύ φακού και αμφιβληστροειδή (κυρίως κοιλότητα του βολβού) υπάρχουν περίπου 4.5ml ημίρρευστης ουσίας, σε μορφή γέλης. Αυτό είναι το υαλοειδές υγρό ή αλλιώς υαλώδες σώμα, το οποίο βοηθά στη διατήρηση του σχήματος και στις μεταβολικές ανάγκες του φακού. Και τα δύο υγρά αποτελούνται σε μεγάλο βαθμό από νερό (υδατοειδές υγρό 96.6%, υαλώδες σώμα >98%) γεγονός που δίνει στο δείκτη διάθλασής τους τιμή παραπλήσια με αυτή του νερού ($n_{\text{υδατ}} = 1.336$, $n_{\text{υαλ}} = 1.337$, $n_{\text{νερ}} = 1.333$).



Χιτώνες – Οπτικός Άξονας

I : Ινώδης

II : Αγγειακός ή ραγοειδής

III: Νευρικός

IV: Οπτικός άξονας

Χώροι

1: Πρόσθιος θάλαμος

2: Οπίσθιος θάλαμος

3: Χώρος υαλώδους σώματος

Εικ. 1.2.1 Χιτώνες – Οπτικός άξονας και χώροι του οφθαλμού.
(Παπασωτηρίου Γ. και Παπαδάκη Γ., 2004).

1.3 Ανατομία κερατοειδή

Ο κερατοειδής χιτώνας, όπως προαναφέρθηκε, ανήκει στον ινώδη χιτώνα. Είναι η προέκταση του σκληροειδή χιτώνα στο πρόσθιο τμήμα του οφθαλμού και αποτελεί το 1/5 του ινώδη χιτώνα. Σε αντίθεση με το σκληροειδή που είναι μαργαρώδης, ο κερατοειδής είναι διάφανος. Αυτό οφείλεται στην έλλειψη αιμοφόρων αγγείων στη συγκεκριμένη περιοχή, γεγονός που επιτρέπει την ελεύθερη διάδοση του φωτός στο εσωτερικό του οφθαλμού. Η πρόσληψη των θρεπτικών συστατικών του γίνεται μέσω του υδατοειδούς υγρού και των δακρύων.

Η ακτίνα καμπυλότητας στην πρόσθια επιφάνειά του είναι 7.8mm και στην οπίσθια 6.5mm, έχοντας πάχος στο κέντρο του 0.53mm και στην περιφέρειά του 0.71mm. Η πρόσθια οριζόντια διάμετρος του είναι 12mm ενώ η πρόσθια κάθετη διάμετρος του είναι 11mm. Η οπίσθια οριζόντια και κάθετη διάμετρος του είναι 11,7mm.

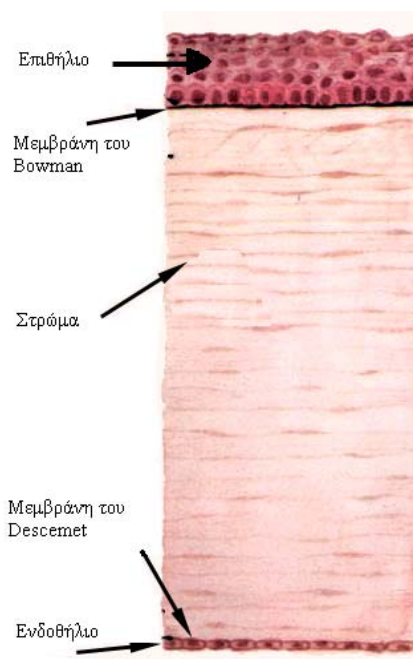
Αποτελείται σε μεγάλο ποσοστό (78%) από νερό και έχει δείκτη διάθλασης $n_{\text{κερ}}=1.376$. Είναι ένα σύνολο καλά διατεταγμένων ινών κολλαγόνου και πρωτεογλυκανών, οι οποίες είναι υπεύθυνες μεταξύ άλλων για την αναγνώριση και κατ' επέκταση τη συγκόλληση των κυττάρων μεταξύ τους (Ανυφαντάκη Φ., 2006). Χάρη στην κατάλληλη διάταξη των ινών του κολλαγόνου, ο κερατοειδής είναι διαπερατός για το 97% της προσπίπτουσας σ' αυτόν ορατής ακτινοβολίας (Ameen D.B. et al, 1998). Τα μήκη κύματος που εμφανίζει ισχυρή απορρόφηση είναι στο μέσο και μακρινό υπέρυθρο (Mid-Infrared and Far-Infrared), δηλαδή από 1.4μm έως 1mm, καθώς και στο μακρινό υπεριώδες, από 190nm έως 315nm.

Η δομή του απαρτίζεται από τις ακόλουθες πέντε στιβάδες (ξεκινώντας από το πρόσθιο τμήμα του):

- Επιθήλιο: Λόγω της θέσης του, εμποδίζει την είσοδο ξένων στοιχείων στον οφθαλμό και βοηθά στην απορρόφηση θρεπτικών συστατικών από τα δάκρυα. Έχοντας πάχος 30 - 40μm, αποτελεί το 10% του συνολικού πάχους του κερατοειδή. Είναι πλακώδες, μη κερατινοποιημένο και αποτελείται από 5 ως 7 στρώματα επιθηλιακών κυττάρων, ανάμεσα στα οποία βρίσκονται χιλιάδες νευρικές απολήξεις (Müller L.J. et al, 2003), καθιστώντας τον κερατοειδή εξαιρετικά ευαίσθητο στον πόνο όταν υφίσταται απόξεση ή γδάρισμα. Τα κύτταρα στη βάση του επιθηλίου έχουν κυλινδρικό σχήμα ενώ τα επιφανειακά είναι πεπλατυσμένα ώστε να μπορούν να απορροφούν οξυγόνο και άλλα απαραίτητα θρεπτικά συστατικά που περιέχονται στα δάκρυα. Το σύνολο των επιθηλιακών κυττάρων ανανεώνεται με μίτωση περίπου κάθε επτά ημέρες, ενώ τα παλιά κύτταρα αποβάλλονται από την επιφάνειά του. Αν αφαιρεθεί από τον οφθαλμό επαναδημιουργείται μέσα σε 24 ώρες με πάχος διπλάσιο από το αρχικό, ενώ σε διάστημα περίπου 4 ημερών αποκτά το αρχικό του πάχος.
- Μεμβράνη του Bowman: Έχει πάχος 8 - 14μm και βρίσκεται πίσω από το επιθήλιο, βοηθώντας στη μηχανική υποστήριξη του κερατοειδή. Αποτελείται από τυχαία διατεταγμένες ίνες κολλαγόνου, οι οποίες βρίσκονται μέσα σε μια μεσοκυττάρια ουσία (γλυκοζαμινογλυκάνη - GAG), που της παρέχουν πλαστικότητα και δομική στήριξη. Επειδή δεν έχει τη δυνατότητα

αναπαραγωγής, τυχόν τραυματισμοί της δεν επουλώνονται, αλλά καλύπτονται από επιθηλιακά κύτταρα ή ουλή του στρώματος.

- **Στρώμα:** Το στρώμα έχοντας πάχος $\sim 500\mu\text{m}$, αντιπροσωπεύει το 90% του συνολικού πάχους του κερατοειδή. Αποτελείται από ίνες κολλαγόνου, ινοβλάστες (κερατοκύτταρα) και γλυκοζαμινογλυκάνες. Οι ίνες του κολλαγόνου είναι διατεταγμένες σε στρώματα, παράλληλα η μια στην άλλη αλλά και παράλληλα στην επιφάνεια του κερατοειδή. Επίσης τα στρώματα σχηματίζουν γωνία μεταξύ τους. Αυτή η διάταξη των ιών προσδίδει μεγαλύτερη αντοχή σε μηχανικές τάσεις κατά τον άξονα διάδοσης του φωτός, αλλά και ελαχιστοποίηση της διάχυσής του (Ανδρουλάκης Α., 2006, Σγουρός Γ., 2006). Το στρώμα του κερατοειδή είναι η στοιβάδα εκείνη στην οποία πρέπει να πραγματοποιήσουμε αλλαγές στην περίπτωση που θέλουμε να αλλάξουμε την διαθλαστική ισχύ του οπτικού συστήματος του οφθαλμού.
- **Μεμβράνη του Descemet:** Το πάχος αυτής της μεμβράνης αυξάνεται από τα $3\mu\text{m}$ έως τα $10\mu\text{m}$, ανάλογα με την ηλικία του ανθρώπου. Αποτελείται από ίνες κολλαγόνου, διαφορετικού τύπου από αυτές του στρώματος που παράγονται από τα κύτταρα του ενδοθηλίου.
- **Ενδοθήλιο:** Αποτελείται από ένα στρώμα μιτοχονδρίων, πάχους $\sim 10\mu\text{m}$, τα οποία δεν ανανεώνονται. Κύρια λειτουργία του είναι η δράση του σαν αντλία παροχέτευσης του πλεονάζοντος υγρού του κερατοειδή στον πρόσθιο θάλαμο του οφθαλμού. Έτσι ο κερατοειδής παραμένει διαυγής, αποφεύγοντας φαινόμενα σκέδασης που θα προκαλούσαν οι ίνες κολλαγόνου αν είχαν απομακρυνθεί από τις θέσεις τους λόγω συσσώρευσης υγρού. Επίσης, παροχετεύει στον κερατοειδή θρεπτικά συστατικά από το υδατοειδές υγρό.



Εικ. 1.3.1 Στιβάδες του κερατοειδή χιτώνα. (Εικόνα τροποποιημένη από <http://education.vetmed.vt.edu/Curriculum/VM8054/EYE/CRNSCLRA.HTM>).

1.4 Ανατομία κρυσταλλοειδή φακού

Ο κρυσταλλοειδής φακός αποτελεί μαζί με τον κερατοειδή ένα από τα σημαντικότερα διαθλαστικά μέσα του οφθαλμού, καθώς λειτουργία του είναι να εστιάζει με ευκρίνεια τις φωτεινές ακτίνες πάνω στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Αρχίζει να σχηματίζεται στο τέλος του 4^{ου} μήνα της ενδομήτριας ζωής και φθάνει στην πλήρη ανάπτυξη του στο τέλος του 7^{ου} μήνα. Παρόλα αυτά κάποιες μικρές προσαρμογές στο σχήμα του λαμβάνουν χώρα καθόλη τη διάρκεια της ζωής του ατόμου. Για παράδειγμα, οι καμπυλότητες των επιφανειών του αυξάνονται ώστε οι γηραιότεροι φακοί να διαθέτουν μεγαλύτερη διαθλαστική ισχύ.

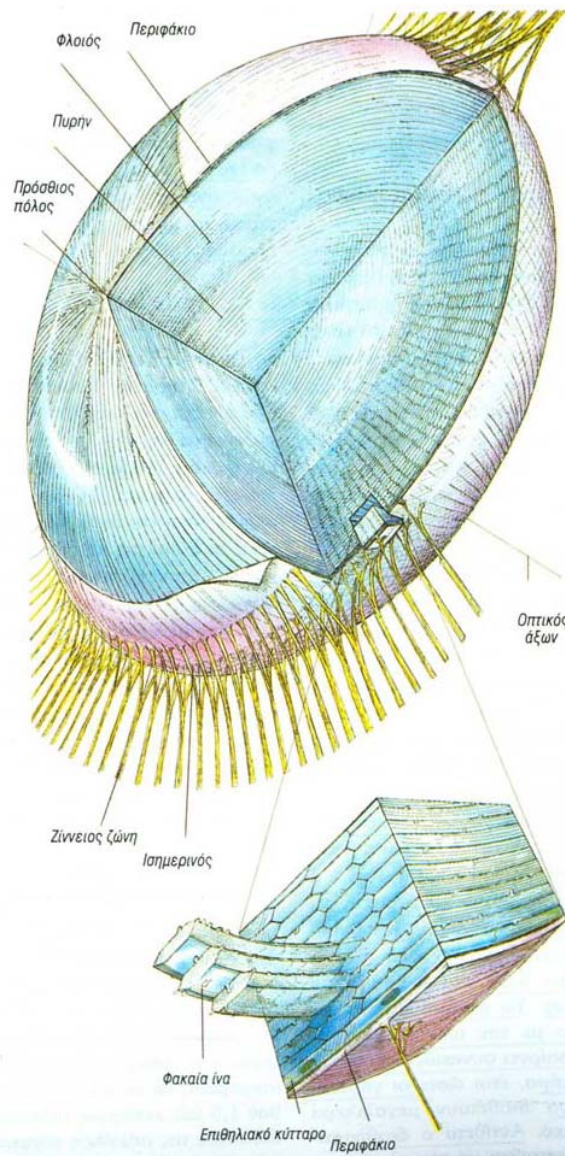
Βρίσκεται πίσω από την ίριδα και μπροστά από το υαλώδες σώμα και έχει βάρος ~2.55g. Έχει σχήμα δίσκου, με μεγαλύτερη κυρτότητα στην οπίσθια πλευρά του. Η διάμετρος του ισημερινού του (που αποτελεί την μεγαλύτερη περιφέρειά του) είναι περίπου 10mm, ενώ το πάχος του κατά μήκος του οπτικού άξονα κυμαίνεται μεταξύ των 3.5mm και 5mm, ανάλογα με την ηλικία και την κατάσταση προσαρμογής (Σγουρός Γ., 2006). Εξωτερικά, περιβάλλεται από το περιφάκιο που περικλείει το κυρίως σώμα του φακού, δηλαδή το φακικό επιθήλιο, το φλοιό και τον πυρήνα. Το περιφάκιο έχει γλυκοπρωτεϊνική σύσταση και η πρόσθια επιφάνειά του είναι σημαντικά παχύτερη της οπισθίας (~14μm έναντι ~4μm). Το φακικό επιθήλιο εκτείνεται σαν απλό μονοστιβαδικό στρώμα κυλινδρικών κυττάρων μόνο κάτω από το πρόσθιο περιφάκιο και αποτελεί το μεταβολικά ενεργότερο τμήμα του φακού. Οι ίνες που περιβάλλουν τον πυρήνα είναι μεταγενέστερες (αυτών του πυρήνα) και αποτελούν το φλοιό του φακού. Οι παλαιότερες δημιουργήθηκαν κατά την εμβρυϊκή ζωή και αποτελούν τον πυρήνα του φακού. Το περιφάκιο συνδέεται στο επίπεδο του ισημερινού μέσω ινών διαμέτρου 5μm - 30μm (ίνες της Ζιννείου ζώνης) με το ακτινωτό σώμα και έτσι ο φακός συγκρατείται πίσω από την ίριδα.

Ο φακός είναι διαφανής λόγω της έλλειψης αιμοφόρων αγγείων σε όλη την έκτασή του και ιστολογικά αποτελείται μόνο από επιθηλιακά κύτταρα τα οποία είναι κανονικά διατεταγμένα, γεγονός στο οποίο οφείλει την ελαχιστοποίηση των φαινομένων διάχυσης, αλλά και το χαρακτηρισμό κρυσταλλοειδής. Οι ίνες του, που παράγονται από τα επιθηλιακά του κύτταρα, αναγεννώνται αλλά δεν αντικαθίστανται, με αποτέλεσμα με την πάροδο των ετών να χάνει την ελαστικότητά του, άρα και την ικανότητα προσαρμογής του. Λόγω αυτού, στις μεγαλύτερες ηλικίες εμφανίζεται πρεσβυωπία. Επίσης οποιαδήποτε διάσπαση της δομής των φακικών ινών ή καταστροφή των πρωτεϊνών μέσα σε αυτές μπορεί να καταστρέψει την διαφάνεια του φακού, διαδικασία που είναι γνωστή ως καταρρακτογένεση.

Όσον αφορά τη σύστασή του, αποτελείται κατά 65% από νερό, 34% από πρωτεΐνες και 1% από λιπίδια, ανόργανα ιόντα, υδατάνθρακες και αμινοξέα. Το 80% - 90% των πρωτεϊνών του φακού είναι υδατοδιαλυτές και μπορούν να διαχωριστούν σε α-, β-, και γ - κρυσταλλίνες. Η δομή του θυμίζει αυτή του κρεμμυδιού από την άποψη ότι αποτελείται από στιβάδες. Αυτές έχουν μεταβλητό δείκτη διάθλασης, ο οποίος συνολικά, στο κέντρο του είναι 1.406 και βαθμιαία ελαττώνονται προς την περιφέρειά του μέχρι την τιμή 1.386 (Σγουρός Γ., 2006). Η διαθλαστική ισχύς του, είναι περίπου το 1/3 της συνολικής ισχύος του οφθαλμού. Τα μήκη κύματος που ο κρυσταλλοειδής φακός απορροφά έντονα κυμαίνονται στην περιοχή του κοντινού υπεριώδους (UV-A)

και πιο συγκεκριμένα, από 315nm έως 390nm για νεαρά άτομα και από 315nm έως 400nm για άτομα άνω των 63 ετών (Laube Th., 2004).

Για να εστιάσει ο φακός σε αντικείμενα που βρίσκονται σε μικρές αποστάσεις, οι λείες μυϊκές ίνες του ακτινωτού σώματος (ίνες της Ζιννείου ζώνης) συστέλλονται, η κόρη διευρύνεται, ο ακτινωτός σύνδεσμος χαλαρώνει, η τάση στο περιφάκιο μειώνεται και η πρόσθια επιφάνεια του φακού αυξάνει την κυρτότητά της. Ακολουθώντας την αντίστροφη διαδικασία, η τάση στο περιφάκιο αυξάνεται και ο φακός γίνεται επίπεδος, εστιάζοντας σε μακρινές αποστάσεις. Επειδή σε αυτή τη διαδικασία οι μυϊκές ίνες του ακτινωτού σώματος είναι χαλαρές, η εστίαση σε μακρινές αποστάσεις είναι ξεκούραστη διαδικασία για τους οφθαλμούς. Το πιο μακρινό σημείο στο οποίο μπορεί να εστιάσει ένας οφθαλμός με ευκρίνεια, ονομάζεται απώτερο σημείο όρασης και ορίζεται θεωρητικά στο άπειρο. Αντίστοιχα το κοντινότερο σημείο ευκρινούς προσαρμογής ονομάζεται εγγύτερο σημείο όρασης και ορίζεται στα 25cm. (Στην πραγματικότητα το εγγύτερο σημείο μπορεί να πάρει πολύ χαμηλότερες τιμές, όπως για παράδειγμα για παιδιά μικρής ηλικίας).



Εικ. 1.4.1 Ο κρυσταλλοειδής φακός και τα επιμέρους τμήματά του. (Παπασωτηρίου Γ. και Παπαδάκης Γ., 2004).

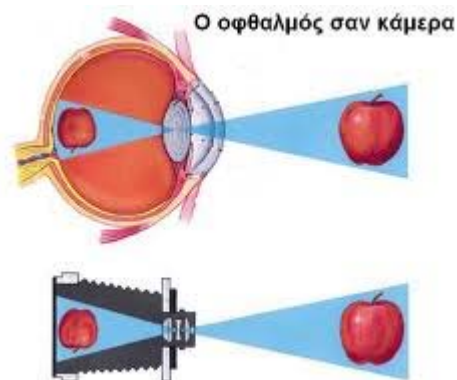
Κεφάλαιο 2: Διαθλαστικές ανωμαλίες και αντιμετώπισή τους

2.1 Πορεία των φωτεινών ακτίνων στον οφθαλμό

Η κατανόηση της πορείας των φωτεινών ακτίνων μέσα στον οφθαλμό είναι απαραίτητη προκειμένου να κατανοήσει κανείς τη φυσική των διαθλαστικών ανωμαλιών, δηλαδή των προβλημάτων της όρασης που σχετίζονται με τη σωστή διάδοση και εστίαση του φωτός. Μια τετριμμένη, αρκετά ακριβής και σίγουρα ευφάνταστη παρομοίωση είναι αυτή της λειτουργίας του ανθρώπινου οφθαλμού με μια φωτογραφικά μηχανή.

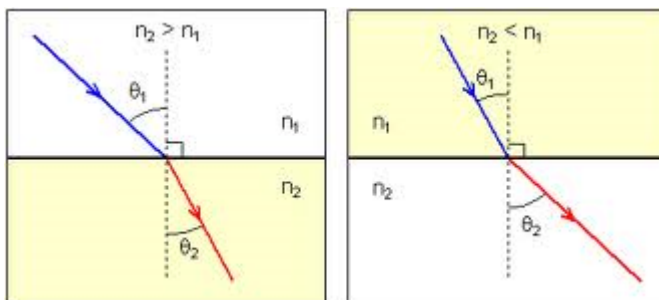
Οι αντιστοιχίες που λαμβάνουν χώρα είναι:

- Κρυσταλλοειδής φακός - Φακός φωτογραφικής μηχανής
- Ίριδα - Διάφραγμα
- Αμφιβληστροειδής - Φωτογραφικό φιλμ



Εικ. 2.1.1 Ομοιότητα οφθαλμού – φωτογραφικής μηχανής.
(<http://biolaser.gr/index.php?instance=article&id=9>).

Όμως, αυτό που καθορίζει τη λειτουργία του οφθαλμού από φυσικής άποψης, είναι οι διαδοχικές διαθλάσεις στις οποίες υπόκειται η φωτεινή ακτινοβολία στην πορεία της μέσα σ' αυτόν. Η πορεία που διαγράφει η κάθε ακτίνα περνώντας από δύο



Εικ. 2.1.2 Πορεία φωτεινών ακτίνων κατά τη μετάβασή τους σε μέσο με διαφορετικό δείκτη διάθλασης (n).
(http://www.physicsforums.com/library.php?do=view_item&itemid=226).

μέσα με διαφορετικές οπτικές πυκνότητες (διαφορετικούς δείκτες διάθλασης), περιγράφεται από το νόμο του Snell: $n_1 \cdot \sin \theta_1 = n_2 \cdot \sin \theta_2$ (όπου n_i οι δείκτες διάθλασης των δύο μέσων και θ_i οι αντίστοιχες γωνίες πρόσπτωσης). Σε αυτό το σημείο θα πρέπει να αναφερθεί και η έννοια της διοπτρίας. Διοπτρία είναι η μονάδα μέτρησης της

διαθλαστικής ισχύος ενός φακού και ορίζεται ως το αντίστροφο της εστιακής του απόστασης (μετρημένης σε m): $D = \frac{1}{f}$. Ο μέσος ανθρώπινος οφθαλμός έχει συνολικά 64.34D (Κόττου Σ., 2007).

Η παρακάτω περιγραφή αφορά μία φωτεινή ακτίνα, η οποία διαδίδεται κατά μήκος του οπτικού άξονα του οφθαλμού, δηλαδή πάνω στη νοητή ευθεία που διέρχεται από το κέντρο του κερατοειδή, το κέντρο του κρυσταλλοειδή φακού και φτάνει έως τον αμφιβληστροειδή.

Η πρώτη επιφάνεια που συναντά το φως προσπίπτοντας στον οφθαλμό είναι η δακρυϊκή στιβάδα. Όμως λόγω του πολύ μικρού της πάχους (μέση τιμή 3μm) και του παραπλήσιου δείκτη διάθλασης με τον κερατοειδή ((1.334 – 1.337 (Craig J.P. et al, 1995)) δεν είναι σε θέση να επηρεάσει τη λειτουργία του κερατοειδή, με τον οποίο εφάπτεται. Παρόλα αυτά, τυχόν ανωμαλίες της μπορούν να επηρεάσουν την ποιότητα του ειδώλου στον αμφιβληστροειδή, καθώς η λεία επιφάνειά της είναι καθοριστική για τη διάθλαση του φωτός (Κιλιντάρη Μ., 2006, Κουφάκης Δ.Ι. et al, 2006).

Η επόμενη επιφάνεια που συναντά το φως είναι ο κερατοειδής. Ο κερατοειδής είναι το οπτικό στοιχείο που συνεισφέρει τα μέγιστα στη διάθλαση του φωτός. Αυτό συμβαίνει διότι έχοντας μεγάλη διαφορά με τον αέρα στο δείκτη διάθλασης ($n_{\text{κερ}} = 1.376$, $n_{\text{αερ}} = 1.000$), προκαλεί σημαντική γωνιακή εκτροπή στην πορεία της φωτεινής ακτίνας. Ταυτόχρονα όμως λόγω των (μικρών) αποκλίσεων που υπάρχουν στους επιμέρους δείκτες διάθλασης των στιβάδων του κερατοειδή, ένα τμήμα της διερχόμενης από αυτές ακτινοβολίας υπόκειται σε σκέδαση. Παρόλα αυτά, χάρη στην κανονική διάταξη τόσο των επιθηλιακών κυττάρων, όσο και των ινών κολλαγόνου στο στρώμα, καθώς και στην ελεγχόμενη (από το ενδοθήλιο) υδάτωσή του, τα φαινόμενα σκέδασης και περίθλασης περιορίζονται σημαντικά (Αιμιλιανός Α.Σ., 2009). Τελικά, ο κερατοειδής εμφανίζει κατά μέσο όρο διοπτρική ισχύ 42.24D, περίπου τα 2/3 της συνολικής ισχύος του οφθαλμού (στην οποία συνεισφορά έχει και η μικρή ακτίνα καμπυλότητάς του) (Κόττου Σ., 2007). Αρκεί κανείς να αναλογιστεί, ότι η συνολική ισχύς ενός μέσου υγιούς οφθαλμού είναι 64.34D, ώστε να διαπιστώσει τη σημαντικότητα συνεισφορά του κερατοειδή στην λειτουργία της όρασης.

Το επόμενο μέσο που θα συναντήσει η φωτεινή ακτίνα είναι το υδατοειδές υγρό. Ο δείκτης διάθλασής του είναι $n_{\text{υδατ}} = 1.336$, οπότε λόγω των παραπλήσιων τιμών στους δείκτες διάθλασης κερατοειδή και υδατοειδούς υγρού το τελευταίο δεν συμβάλλει ιδιαίτερα στην διάθλαση του φωτός, καθώς η εκτροπή που επιφέρει είναι αμελητέα.

Στη συνέχεια, περνώντας μέσα από το κέντρο της ίριδας (κόρη), η φωτεινή ακτίνα θα συναντήσει τον κρυσταλλοειδή φακό. Όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο της ανατομίας του κρυσταλλοειδή φακού, αυτός έχει βαθμωτό δείκτη διάθλασης (από 1.386 στην περιφέρεια έως 1.406 στο κέντρο του). Γίνεται επομένως εμφανές πως κατά τη μετάβαση από το οπτικά αραιότερο υδατοειδές υγρό στον οπτικά πυκνότερο κρυσταλλοειδή φακό θα υπάρξει διάθλαση. Η γωνιακή εκτροπή της ακτίνας θα είναι μικρότερη από εκείνη που προκάλεσε ο κερατοειδής καθώς τώρα η διαφορά των δεικτών διάθλασης από το ένα μέσο στο άλλο είναι μικρότερη. Τελικά ο κρυσταλλοειδής φακός εμφανίζει κατά μέσο όρο διοπτρική ισχύ 22.10D, δηλαδή περίπου το 1/3 της συνολικής ισχύος του οφθαλμού (Κόττου Σ., 2007). Παρακάτω παρατίθεται το πώς υπολογίζεται η συνολική εστιακή ισχύς του οφθαλμού.

Γνωρίζουμε ότι η απόσταση κερατοειδή - κρυσταλλοειδή φακού είναι $d = 3.4\text{mm}$ (Σιδερούδη Θ., 2006). Επειδή ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδή είναι παρεμφερής με αυτόν του υδατοειδούς υγρού ($n_{\text{κερ}} = 1.376$, $n_{\text{υδατ}} = 1.336$), η γωνιακή εκτροπή που εισάγεται ανάμεσά τους είναι αμελητέα. Γι' αυτό το λόγο μπορούμε να θεωρήσουμε το οπτικό σύστημα κερατοειδή - υδατοειδούς υγρού ως ένα. Καθώς όμως το υδατοειδές υγρό εφάπτεται με τον κρυσταλλοειδή φακό μπορούμε να τα θεωρήσουμε ως ένα σύστημα λεπτών φακών που βρίσκονται σε επαφή. Τότε η εστιακή τους απόσταση (f)

δίνεται από τη σχέση: $\frac{1}{f} = \frac{1}{f_{\text{κερ}}} + \frac{1}{f_{\text{φακ}}}$, όπου $f_{\text{κερ}}$ και $f_{\text{φακ}}$ είναι οι εστιακές αποστάσεις

του κερατοειδή και του κρυσταλλοειδή φακού αντίστοιχα. Επιπλέον, ξέροντας πως $D = \frac{1}{f}$, η προηγούμενη σχέση μετασχηματίζεται στην $D = D_{\text{κερ}} + D_{\text{φακ}}$. Αυτή εκφράζει

την εστιακή ισχύ του οπτικού συστήματος κερατοειδή - κρυσταλλοειδή φακού σε διοπτρίες. Για $D_{\text{κερ}} = 42.24D$ και $D_{\text{φακ}} = 22.10D$ η εστιακή ισχύς του συστήματος είναι $D = 64.34D$ και ισούται με την συνολική εστιακή ισχύ ολόκληρου του οφθαλμού, καθώς το υαλώδες σώμα που ακολουθεί έχει δείκτη διάθλασης παρόμοιο με εκείνον του φακού ($n_{\text{υαλ}} = 1.337$, $n_{\text{φακ}} \approx 1.39$) και δεν επιφέρει σημαντικές εκτροπές.

Τελικά η πορεία της φωτεινής ακτίνας σταματά στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, όπου απορροφάται, μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και μέσω ενός πλήθους νευρικών ινών (οπτικό νεύρο) μεταφέρεται στο κέντρο όρασης του εγκεφάλου.

Όσον αφορά την προσαρμογή του οφθαλμού, αυτή μεταβάλλεται προκειμένου να υπάρξει σωστή εστίαση σε αντικείμενα που βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις από αυτόν. Η μέγιστη απαιτούμενη προσαρμογή υπολογίζεται ως η διαφορά της προσαρμογής που απαιτείται για εστίαση σε ένα αντικείμενο που βρίσκεται στο εγγύτερο σημείο με εκείνη που απαιτείται για ένα αντικείμενο που βρίσκεται στο απώτερο σημείο για ένα ενήλικο άτομο.

Πιο συγκεκριμένα, θεωρώντας την ελάχιστη απόσταση που μπορεί να ειδωθεί ευκρινώς ένα αντικείμενο στα $d_1 = 25\text{cm}$ και την απόσταση μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας του φακού και της πρόσθιας του αμφιβληστροειδή $d_2 \approx 17\text{mm}$ προκύπτει ότι:

$$D_{\text{εγγ}} = \frac{1}{f_{\text{εγγ}}} = \frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} = \frac{1}{0.250\text{m}} + \frac{1}{0.017\text{m}} = 4.00 + 58.82 = 62.82D.$$

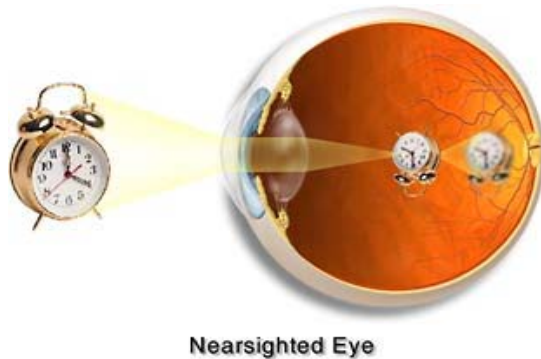
Αντίστοιχα για το απώτερο σημείο, θεωρώντας ως $d_1 = \infty$ και $d_2 = d_2 \approx 17\text{mm}$ προκύπτει ότι: $D_{\text{απ}} = \frac{1}{f_{\text{απ}}} = \frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} = \frac{1}{\infty} + \frac{1}{0.017\text{m}} = 0.00 + 58.82 = 58.82D.$

Τελικά η μέγιστη προσαρμογή είναι $62.82D - 58.82D = 4D$. Όμως, όπως προαναφέρθηκε αλλάζει με την ηλικία, καθώς ο κρυσταλλοειδής φακός χάνει την ικανότητα να μεταβάλλει επαρκώς την καμπυλότητά του. Για παράδειγμα, στην ηλικία των 8 χρόνων η μέση προσαρμογή είναι $\sim 14D$, στην ηλικία των 35 χρόνων μειώνεται στις $\sim 7D$ και μετά τα 55 έτη φθίνει ακόμα περισσότερο στις $\sim 1,3D$ (Κόττου Σ., 2007).

2.2 Διαθλαστικές ανωμαλίες - δυσλειτουργίες του οφθαλμού

Οι επιμέρους ιστοί που απαρτίζουν τον οφθαλμό είναι έτσι δομημένοι, ώστε οι φωτεινές ακτίνες που τον διασχίζουν, να συγκλίνουν, να εστιάζουν και να σχηματίζουν το είδωλο πάνω στον αμφιβληστροειδή (εμμετροπία). Οποιαδήποτε απόκλιση δημιουργεί μη ευκρινές είδωλο (αμετροπία). Οι κυριότερες παθήσεις που ευθύνονται για ελαττωματική όραση είναι η μυωπία, η υπερμετροπία, ο αστιγματισμός και η πρεσβυωπία. Οι τρεις πρώτες αποτελούν διαθλαστικές ανωμαλίες και έχουν ως αποτέλεσμα τη λανθασμένη εστίαση στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Η πρεσβυωπία δεν αποτελεί διαθλαστική ανωμαλία, αλλά είναι αποτέλεσμα του γήρατος. Πιο συγκεκριμένα:

- Η μυωπία δημιουργεί προβλήματα στην ευκρίνεια της μακρινής όρασης και μπορεί να οφείλεται σε δύο αιτίες. Η πρώτη είναι ο μακρύτερος του φυσιολογικού βολβός (επιμηκυμένος προσθοπίσθιος άξονας) και ονομάζεται αξονική μυωπία. Η δεύτερη είναι η αυξημένη κυρτότητα του



Εικ. 2.2.1 Προβληματική εστίαση σε μυωπικό οφθαλμό. (<http://www.laservision.uk.com/eye-conditions>).

κερατοειδή χιτώνα ή του φακού που οδηγεί σε αύξηση της διοπτρικής ισχύος και ονομάζεται διαθλαστική μυωπία. Και οι δύο έχουν ως αποτέλεσμα οι φωτεινές ακτίνες να εστιάζουν νωρίτερα απ' ό τι θα έπρεπε και στη συνέχεια να από-

κλίνουν. Έτσι το είδωλο που σχηματίζεται στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή δεν είναι ευκρινές. Αιτίες εμφάνισης της μυωπίας είναι τόσο κληρονομικοί, όσο και περιβαλλοντικοί παράγοντες. Εμφανίζεται από την παιδική ηλικία, και σταθεροποιείται περίπου στα είκοσι χρόνια. Από την ηλικία των σαράντα πέντε περίπου ετών τα αποτελέσματά της αμβλύνονται λόγω της εμφάνισης πρεσβυωπίας.

- Η υπερμετροπία δημιουργεί προβλήματα στην ευκρίνεια της κοντινής όρασης και διακρίνεται αντίστοιχα σε αξονική και σε διαθλαστική υπερμετροπία. Το αποτέλεσμά της είναι η καθυστερημένη σύγκλιση των φωτεινών ακτίνων και ο (θεωρητικός) σχηματισμός του ευκρινούς ειδώλου πίσω από την επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Κύρια αιτία της είναι η κληρονομικότητα. Εμφανίζεται συνήθως εκ γεννητής, αν και στη διάρκεια των 10 με 35 περίπου ετών δε γίνεται έντονα αντιληπτή λόγω της αυξημένης ικανότητας προσαρμογής του φακού.

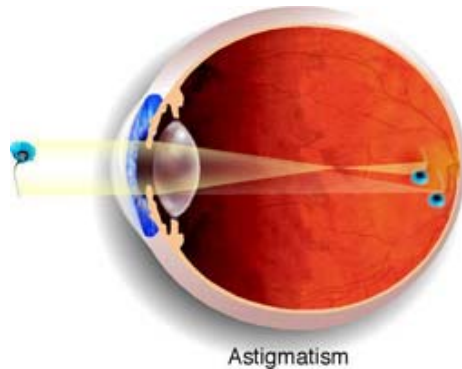
Σε αυτό το σημείο αξίζει να σημειωθεί ότι το ~50% των ασθενών που πάσχουν από μυωπία ή υπερμετροπία το οφείλουν στην απόκλιση του αξονικού μήκους του βολβού τους, το ~20% στη διαθλαστική ισχύ του

κερατοειδή χιτώνα τους και το ~30% σε άλλους παράγοντες, όπως η διαθλαστική ισχύς του κρυσταλλοειδή φακού τους (Κιλιντάρη Μ., 2006).



Εικ. 2.2.2 Προβληματική εστίαση σε υπερμετροπικό οφθαλμό.
(<http://www.stlukeseye.com/Conditions/hyperopia.html>).

- Ο αστιγματισμός δημιουργεί προβλήματα τόσο στην κοντινή, όσο και στην μακρινή όραση. Στις περισσότερες περιπτώσεις οφείλεται στην



Εικ. 2.2.3 Προβληματική εστίαση σε αστιγματικό οφθαλμό.
(<http://www.aucklandeye.co.nz/index.asp?pageID=2145885492>).

ασύμμετρη καμπυλότητα του κερατοειδή χιτώνα και σε ένα μικρότερο ποσοστό σε ανωμαλίες της καμπυλότητας του κρυσταλλοειδή φακού (φακικός αστιγματισμός). Ο μεσημβρινός με τη μεγαλύτερη κυρτότητα εστιάζει τις φωτεινές ακτίνες πιο μπροστά από αυτόν με τη μικρότερη κυρτότητα, με αποτέλεσμα το τελικό είδωλο στην επιφάνεια του αμφι-

βληστροειδή να είναι θολό. Ο αστιγματισμός μπορεί να συναντηθεί μαζί με μυωπία ή υπερμετροπία και σχετίζεται ελαφρώς με την κληρονομικότητα (<http://www.aoa.org/Astigmatism.xml>).

- Η πρεσβυωπία αν και έχει τα ίδια αποτελέσματα με την υπερμετροπία, δεν αποτελεί διαθλαστική ανωμαλία, καθώς οφείλεται σε εντελώς διαφορετικούς παράγοντες. Σύμφωνα με τη θεωρία που έχει επικρατήσει, κύρια αιτία είναι η απώλεια της ελαστικότητας του κρυσταλλοειδή φακού με την πάροδο των ετών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η τάση που του ασκείται από τις ίνες του ακτινωτού σώματος να μην επαρκεί για να μεταβάλλει την ακτίνα καμπυλότητάς του. Μελέτες που έχουν γίνει επιβεβαιώνουν αυτή την άποψη. Για παράδειγμα οι Koormans et al, σε εργασία τους αντικατέστησαν πρεσβυωπικούς φακούς ατόμων, γειμίζοντας την φακική τους κάψουλα με πολυμερές υλικό. Παρατήρησαν ανάκτηση της ικανότητας εστίασης αυτών των ατόμων και μάλιστα μεγαλύτερης από

αντίστοιχης ηλικίας, μη πρεσβυπικούς φακούς (Koopmans et al, 2003). Άλλες μελέτες υποστηρίζουν πως και το γήρας του ακτινωτού μυός παίζει ρόλο στην εμφάνιση της πρεσβυωπίας, αλλά σε μικρότερο βαθμό. Πιο συγκεκριμένα αναφέρουν πως λόγω γήρατος ο ακτινωτός μυς χάνει μέρος των τάσεων που μπορεί να εφαρμόσει, άρα και ο φακός δεν εστιάζει σωστά. Συμπεραίνουν τελικά, πως η πρεσβυωπία είναι αποτέλεσμα της απώλειας ιδιοτήτων του κρυσταλλοειδή φακού, του ακτινωτού μυός ή και των δύο μαζί (Strenk S.A et al, 1999).

Τέλος, ατέλειες του κρυσταλλοειδή φακού είναι υπεύθυνες και για ένα άλλο είδος ελαττωματικής όρασης, μέσω εκτροπών. Κάποιες από αυτές είναι:

- Σφαιρική εκτροπή: Σε αυτήν την περίπτωση οι ακτίνες του φωτός που διέρχονται από την περιφέρεια του φακού, εστιάζονται σε διαφορετικό σημείο από τις κεντρικές ακτίνες.
- Κόμη: Φαινόμενο κατά το οποίο το είδωλο ενός σημείου σχηματίζεται με μορφή κηλίδων που τα κέντρα τους βρίσκονται πάνω στον ίδιο άξονα αλλά επικαλύπτονται μερικώς.
- Παραμόρφωση ειδώλου: Συμβαίνει σε φακούς που η περιφέρειά τους δρώντας σαν πρίσμα καμπυλώνει τα είδωλα.
- Χρωματικές εκτροπές: Συμβαίνουν όταν οι φωτεινές ακτίνες που διέρχονται από την περιφέρεια του φακού αναλύονται στα επιμέρους μήκη κύματος (χρώματα) και εστιάζονται σε διαφορετικές αποστάσεις.

2.3 Αντιμετώπιση ανωμαλιών όρασης με διαθλαστική χειρουργική

Ο όρος “διαθλαστική χειρουργική” αναφέρεται στις επεμβατικές μεθόδους που στόχος τους είναι η διόρθωση των διαθλαστικών ανωμαλιών. Αυτές έρχονται να αντικαταστήσουν συμβατικές, μη επεμβατικές μεθόδους όπως η χρήση γυαλιών οράσεως και φακών επαφής. Όντας επεμβατικές, έχουν το χαρακτήρα της μόνιμης διόρθωσης των αμετροπιών, γεγονός που προσφέρει πλεονεκτήματα αισθητικά, πρακτικά (ο ασθενής δε χρειάζεται μετά να μεταφέρει γυαλιά οράσεως, υγρά καθαρισμού φακών επαφής κ.τ.λ.) αλλά και χρηστικά (π.χ. ο ασθενής μπορεί να συμμετέχει σε δραστηριότητες όπως κολύμβηση χωρίς περιορισμούς λόγω γυαλιών κ.α.). Βασική ιδέα των επεμβατικών μεθόδων είναι η κατάλληλη διαμόρφωση της επιφάνειας του κερατοειδή χιτώνα. Παρακάτω αναφέρονται οι σημαντικότερες τεχνικές διαθλαστικής χειρουργικής.

Ακτινική Κερατεκτομή (Radial Keratectomy - RK)

Η Ακτινική Κερατεκτομή (Radial Keratectomy - RK) είναι η πρώτη μέθοδος διαθλαστικής χειρουργικής που εφαρμόστηκε σε ασθενείς με μυωπία. Βασική αρχή της είναι η χάραξη στην επιφάνεια του κερατοειδή ακτινικών τομών, γύρω από την κόρη του οφθαλμού. Το βάθος και το πλήθος των τομών εξαρτάται από τους βαθμούς

μυωπίας του ασθενή. Λόγω των τομών, η επιφάνεια του κερατοειδή μεταβάλλεται, μειώνοντας την ακτίνα καμπυλότητάς της. Αυτό βοηθά τις φωτεινές ακτίνες να εστιάζονται πάνω στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή και όχι μπροστά της, όπως συνέβαινε πριν τη διόρθωση.

Αστιγματική Κερατεκτομή (Astigmatic Keratectomy - AK)

Πρόκειται για μια μέθοδο, που βασίζεται στις ίδιες αρχές με την RK. Η διαφορά έγκειται στο ότι στόχος της είναι η αντιμετώπιση αστιγματισμού και γι' αυτό οι τομές γίνονται στο τμήμα του κερατοειδή με τη μεγαλύτερη καμπυλότητα (Μηλιώνη Δ., 2008, <http://www.webmd.com/eye-health/astigmatic-keratotomy-ak-eye-surgery>).

Conductive Keratectomy (CK)

Η συγκεκριμένη μέθοδος εφαρμόζεται σε ασθενείς με πρεσβυωπία και υπερμετρωπία, βελτιώνοντας την κοντινή όραση. Στηρίζεται στην αναδιαμόρφωση της επιφάνειας του κερατοειδή με χρήση μικροκυμάτων στα 350kHz, τα οποία θερμαίνουν το κολλαγόνο του, με αποτέλεσμα να συστέλλεται (Comaish I.F. et al, 2003).

Οι τέσσερις επόμενες μέθοδοι, γίνονται με τη χρήση ακτινοβολίας laser και γι' αυτό εντάσσονται στην κατηγορία της φωτοδιαθλαστικής χειρουργικής. Σε αυτές η αναδιαμόρφωση του κερατοειδή γίνεται με αποδόμησή του, λόγω της δράσης του laser. Η μορφή και το βάθος των τομών γίνεται με μεγάλη ακρίβεια, ενώ η αναδιαμόρφωση της επιφάνειας του κερατοειδή περιορίζεται μόνο στα επιθυμητά πλαίσια. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μεγάλα ποσοστά επιτυχίας και πιο ανώδυνες επεμβάσεις, την ελαχιστοποίηση των επιπλοκών που μπορούν να συμβούν (π.χ. λόγω τραυματισμού παρακείμενων ιστών), καθώς και τη μείωση του χρόνου της επέμβασης και του χρόνου αποθεραπείας.

Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή (Photorefractive Keratectomy - PRK)

Η μέθοδος της Φωτοδιαθλαστικής Κερατεκτομής (Photorefractive Keratectomy - PRK) χρησιμοποιείται για τη διόρθωση της μυωπίας, της υπερμετρωπίας και του αστιγματισμού. Αρχικά αφαιρείται το επιθήλιο του κερατοειδή με ειδικό βουρτσάκι. Στη συνέχεια η δέσμη του laser οδηγείται απευθείας στην επιφάνεια του κερατοειδή όπου αποδομεί το επιθυμητό τμήμα της, αναδιαμορφώνοντάς την. Πρέπει να τονιστεί ότι οι παλμοί του laser ελέγχονται από ηλεκτρονικό υπολογιστή, στον οποίο έχουν πρώτα εισαχθεί τα δεδομένα του προς διόρθωση οφθαλμού. Η διάρκεια της φωτοεκτομής είναι κάτω από ένα λεπτό, ενώ η συνολική διαδικασία διαρκεί κάτω από πέντε λεπτά για τον κάθε οφθαλμό. Στο τέλος της επέμβασης τοποθετείται φακός επαφής που προστατεύει τον οφθαλμό μέχρι την πλήρη επούλωση του επιθηλίου (Ανδρουλάκης Α., 2006).

Laser Assisted in Situ Keratosmilesis (LASIK)

Η LASIK είναι μια μέθοδος φωτοδιαθλαστικής χειρουργικής, της οποίας το κερατοσμηλευτικό τμήμα είναι παρόμοιο με αυτό της PRK. Η διαφορά τους έγκειται στον τρόπο παραμερισμού του επιθηλίου. Στη LASIK το επιθήλιο αποκόπτεται κυκλικά με τη βοήθεια ενός μικροκερατόμου, χωρίς όμως να αφαιρεθεί πλήρως. Κατ' αυτόν το τρόπο δημιουργείται ένας κρημνός (flap) ο οποίος και παραμερίζεται, ώστε να εφαρμοσθεί η ακτινοβολία του laser απευθείας στην επιλεγμένη περιοχή του κερατοειδή. Στο τέλος της διαδικασίας ο κρημνός επανατοποθετείται προστατεύοντας τον κερατοειδή.

Laser Assisted Sub-Epithelial Keratectomy (LASEK)

Η LASEK αποτελεί μια παραλλαγή της LASIK, με μόνη διαφορά τον διαφορετικό τρόπο αποκόλλησης του επιθηλίου. Εδώ δε γίνεται μηχανικά όπως στη LASIK, αλλά χημικά, με τη χρήση αιθυλικής αλκοόλης. Στο τέλος της διαδικασίας ο κρημνός που δημιουργείται επανατοποθετείται (Scerrati E., 2001).

Epi - Laser Assisted in Situ Keratosmilesis (Epi-LASIK)

Η Epi-LASIK είναι μια ακόμα παραλλαγή της LASIK. Η διαδικασία είναι η ίδια, με τη διαφορά ότι το laser δρα στα επιφανειακά στρώματα του κερατοειδή, καθώς ο μικροκερατόμος αφαιρεί το επιθήλιο αλλά όχι τη μεμβράνη του Bowman. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τον περιορισμό του τραυματισμού του κερατοειδή.

2.4 Καταρράκτης

Μια πάθηση των οφθαλμών που θα αναφερθεί χωριστά είναι ο καταρράκτης. Αναφέρεται χωριστά, πρώτον γιατί δεν είναι διαθλαστική ανωμαλία και δεύτερον διότι έχει άμεση σχέση με τους ενδοφακούς, οι οποίοι αποτελούν σημαντικό τμήμα της παρούσας εργασίας.

Ο καταρράκτης είναι πάθηση του κρυσταλλοειδή φακού, κατά την οποία γίνεται αδιαφανής και αποτελεί την κύρια αιτία τύφλωσης παγκοσμίως (Πέττα Γ.Β., 2007). Όπως αναφέρθηκε και στην αντίστοιχη παράγραφο (1.4 - Ανατομία κρυσταλλοειδή φακού) τα κύτταρα του φακού είναι κανονικά διατεταγμένα με τρόπο που αυτός να είναι διαπερατός στη φωτεινή ακτινοβολία, χωρίς να επιφέρει σημαντικά φαινόμενα διάχυσης και σκέδασης του προσπίπτοντος φωτός. Όμως αρκετές αιτίες συμβάλλουν στη δημιουργία θολερότητάς του.

Η πρώτη και κύρια αιτία είναι η ηλικία. Καθώς οι κρυσταλλίνες (οι πρωτεΐνες του φακού) δεν αναπληρώνονται κατά τη διάρκεια ζωής του ατόμου, με την πάροδο των ετών και λόγω διεργασιών όπως η οξειδωση, δημιουργούν συσσωματώματα. Έτσι δημιουργείται θολερότητα στο κέντρο κυρίως του φακού, προκαλώντας τον ηλικιακό καταρράκτη. Εμφανίζεται κυρίως σε άτομα άνω των 55 ετών. Μπορεί να ταξινομηθεί

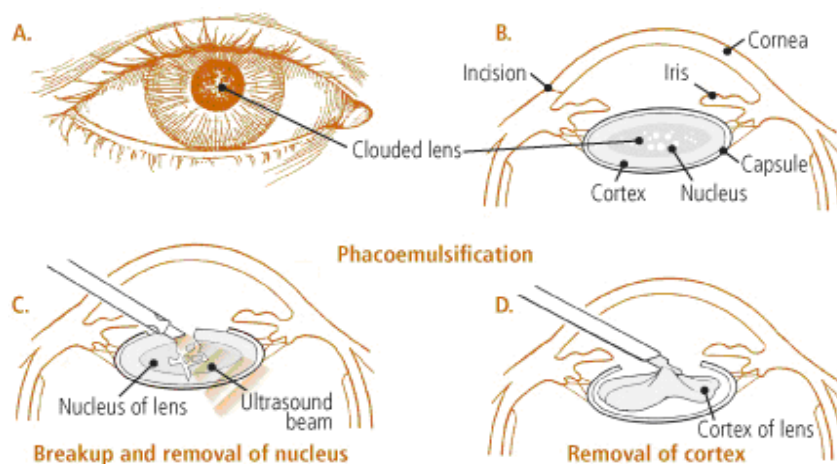
σε τρεις τύπους, βάση της θέσης στην οποία παρουσιάζεται. Η σημαντική σκλήρυνση και κιτρίνισμα του φακού, με αποτέλεσμα τη θολερότητα στο κεντρικό τμήμα του, είναι γνωστή ως πυρηνικός καταρράκτης. Αλλαγές στην ιοντική σύσταση του φλοιού του φακού, που οδηγούν σε ελλιπή ενυδάτωση των ινών του προκαλούν το φλοιώδη καταρράκτη. Τέλος, μετανάστευση επιθηλιακών κυττάρων στην περιοχή πίσω από το περιφάκιο οδηγεί σε οπίσθιο υποπεριφακικό καταρράκτη. Χαρακτηριστικό είναι το γεγονός πως η συχνότητα εμφάνισης ηλικιακού καταρράκτη κυμαίνεται στο 75% για άτομα 55 – 64 ετών και 88% για ηλικίες άνω των 75 ετών (Πέττα Γ.Β., 2007).

Μια άλλη αιτία είναι η κληρονομικότητα. Μεταλλάξεις που συμβαίνουν κυρίως την περίοδο της εγκυμοσύνης, επηρεάζουν τις πρωτεΐνες του φακού του παιδιού προκαλώντας τον καλούμενο γενετικό καταρράκτη. Επίσης υψηλά επίπεδα σακχάρου στο αίμα (σακχαρώδης διαβήτης), ή έλλειψη ενζύμων όπως η γαλακτόζη, μπορούν να οδηγήσουν στον επονομαζόμενο μεταβολικό καταρράκτη (Cheng H., 1989).

Υπάρχουν όμως και επίκτητα είδη καταρράκτη, που μπορούν να δημιουργηθούν καθόλη τη διάρκεια της ζωής του ατόμου. Αυτά μπορεί να οφείλονται σε τραυματισμούς, σε υπερβολική λήψη κορτιζόνης ή πιλοκαρπίνης (Χριστοδουλίδης Μ., 2009), σε υπερβολική έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία, υπερβολική κατανάλωση αλκοόλ και στο κάπνισμα (Tan J.S.L. et al, 2008).

Καθώς δεν υπάρχουν φαρμακευτικές μέθοδοι ίασης του καταρράκτη, ο μόνος τρόπος αποτελεσματικής αντιμετώπισής του είναι εγχειρητικός. Η μέθοδος που χρησιμοποιούταν στο παρελθόν ήταν αυτή της ενδοπεριφακικής αφαίρεσης, κατά την οποία αφαιρούνταν ολόκληρος ο φακός, μαζί με το οπίσθιο περιφάκιο. Σήμερα χρησιμοποιείται η μέθοδος της εξωπεριφακικής αφαίρεσης. Σημαντική διαφοροποίηση αυτής από την ενδοπεριφακική αφαίρεση είναι ότι το οπίσθιο περιφάκιο παραμένει ανέπαφο. Μερικά από τα πλεονεκτήματα που έχει είναι η καλύτερη στήριξη για ένθεση ενδοφακού, η μείωση της κινητικότητας της ίριδας και του υαλώδους σώματος και η αποτροπή της ανταλλαγής μορίων μεταξύ του εσωτερικού μέρους του περιφακίου και του υαλώδους σώματος.

Κατά τη διάρκεια της εξωπεριφακικής αφαίρεσης, γίνεται μια τομή στον κερατοειδή και στο πρόσθιο περιφάκιο, μέσω της οποίας αφαιρείται αρχικά ο πυρήνας του φακού και στη συνέχεια ο φλοιός του. Ο πυρήνας μπορεί να αφαιρεθεί ολόκληρος με τη βοήθεια άγκιστρου και ταυτόχρονης πίεσης που ασκείται στο αντιδιαμετρικό της τομής τμήμα του κερατοειδή. Η τομή μπορεί να περιοριστεί στα ~6mm αν προηγηθεί τεμαχισμός του πυρήνα με τη βοήθεια ειδικών λαβίδων, ή ακόμα και 1.4mm αν αντί για τεμαχισμό έχουμε θρυμματισμό (φακοθρυψία) και αναρρόφησή του (Tsuneoka H. et al, 2002). Για τη διενέργεια φακοθρυψίας εισάγεται ειδικός στυλεός που περιέχει ένα πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο που δονείται. Η δόνηση μεταδίδεται στην κεφαλή όπου είναι προσαρμοσμένη η βελόνα της φακοθρυψίας. Τα υπερηχητικά κύματα που παράγονται προκαλούν το θρυμματισμό του πυρήνα, ενώ τα θραύσματα απομακρύνονται μέσω συστήματος αναρρόφησης που υπάρχει ενσωματωμένο στο στυλεό. Στα παρακάτω σχήματα απεικονίζεται η διαδικασία της εξωπεριφακικής αφαίρεσης καταρράκτη με χρήση στυλεού.

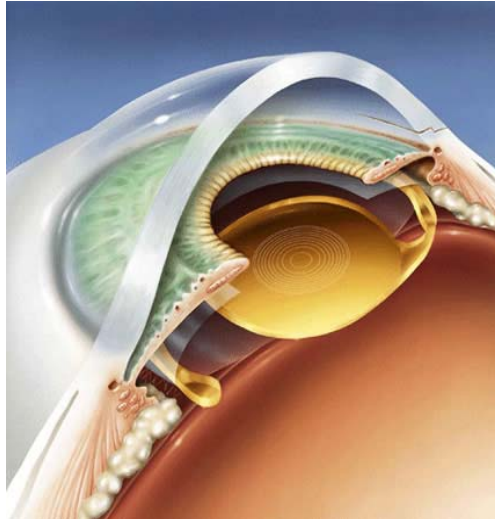


Εικ. 2.4.1 Εξωπεριφακική αφαίρεση καταρρακτικού φακού. (© Harriet Greenfield).

Μετά από τις παραπάνω διαδικασίες, ο αφακικός οφθαλμός, στερείται το 1/3 της διαθλαστικής του ισχύος (βλ. παράγραφο 2.1 - Πορεία των φωτεινών ακτίνων στον οφθαλμό), οπότε αδυνατεί να εστιάσει σωστά. Αυτό μπορεί να διορθωθεί με τρεις τρόπους. Ο πρώτος είναι η χρήση εξωτερικών γυαλιών, τα οποία όμως έχουν όλα τα χρηστικά μειονεκτήματα που έχουν τα γυαλιά οράσεως, συν το γεγονός πως οι φακοί τους είναι ιδιαίτερα παχείς. Ο δεύτερος είναι η χρήση φακών επαφής που είναι επίσης αρκετά παχείς. Ακόμα πρέπει να ληφθεί υπ' όψη το γεγονός πως οι επεμβάσεις καταρράκτη γίνονται κυρίως σε άτομα μεγάλης ηλικίας, τα οποία είναι δύσκολο να συνηθίσουν στη χρήση φακών επαφής. Ο τρίτος και πλέον χρησιμοποιούμενος σήμερα τρόπος είναι η χρήση ενδοφακών.

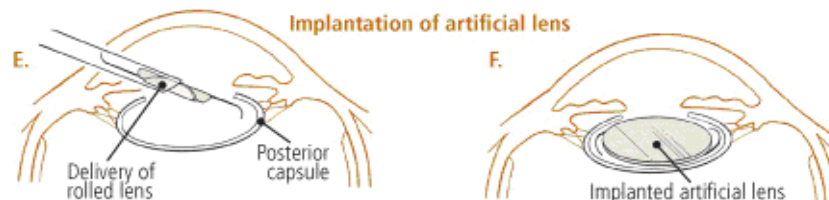
2.5 Ενδοφακοί

Οι ενδοφακοί (intraocular lenses - IOLs), είναι τεχνητοί φακοί που αντικαθιστούν τον κρυσταλλοειδή φακό του οφθαλμού, όταν αυτός χρειάζεται να αφαιρεθεί. Είναι κατασκευασμένοι από πολυμερή και ταυτόχρονα βιοσυμβατά υλικά. Υπάρχουν ενδοφακοί από πολύ(μεθακρυλικό μεθυλεστέρα) (PMMA), ακρυλικοί υδρόφιλοι υδρογέλης (hydrogels) και ακρυλικοί υδρόφοβοι, καθώς και ενδοφακοί σιλικόνης. Ανάλογα με το υλικό κατασκευής τους αλλάζουν και οι ιδιότητές τους. Για παράδειγμα, οι ενδοφακοί από PMMA, οι οποίοι τείνουν να αντικατασταθούν απ' τους ακρυλικούς, είναι σκληροί και δεν έχουν ικανότητα αναδίπλωσης. Οι ενδοφακοί υδρογέλης (hydrogels) αναδιπλώνονται και ξεδιπλώνουν ομαλά, ενώ οι ενδοφακοί σιλικόνης αναδιπλώνονται αλλά ξεδιπλώνουν αρκετά απότομα.



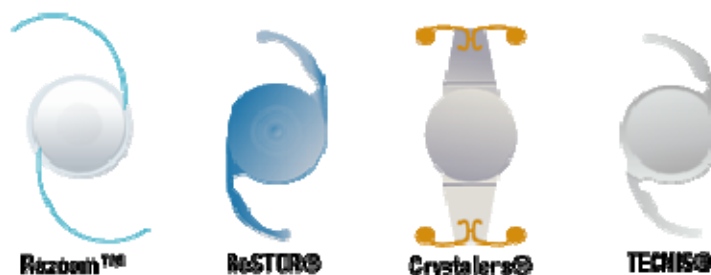
Εικ. 2.5.1 Αναπαράσταση τοποθετημένου ενδοφακού Alcon AcrySof ReSTOR®.

Η ικανότητα αναδίπλωσης, που σχετίζεται με τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού, είναι πολύ σημαντική. Για παράδειγμα, οι υδρόφιλοι ενδοφακοί χάρη στη μεγάλη περιεκτικότητά τους σε νερό (18% με 38%) αναδιπλώνονται και μπορούν να τοποθετηθούν στη θέση του φυσικού φακού μέσω μίας ειδικά διαμορφωμένης σύριγγας (injector) (Izak AM. et al, 2003, Findl O. et al, 2010). Μέσα σ' αυτήν είναι διπλωμένοι, ενώ όταν αφεθούν στην τελική τους θέση ξεδιπλώνουν. Έτσι περιορίζεται το μέγεθος της τομής που θα γίνει για την εισαγωγή τους στο ελάχιστο δυνατό. Αυτή η διαδικασία φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Εικ. 2.5.2 Τοποθέτηση αναδιπλούμενου ενδοφακού. (© Harriet Greenfield).

Οι ενδοφακοί ανάλογα με το είδος τους εισάγονται μέσα ή πίσω από το περιφάκιο, ή την ίριδα (Zeh W.G., 2000). Το σχήμα τους μπορεί επίσης να ποικίλει, με τις διαφορές να εστιάζονται στον τρόπο ανάρτησης – στήριξής τους. Οι ενδοφακοί που αποτελούνται από ένα μόνο κομμάτι ονομάζονται ενδοφακοί ενός τεμαχίου, ενώ αυτοί που αποτελούνται από τρία ονομάζονται φακοί τριών τεμαχίων. Το κυρίως τμήμα τους είναι αυτό που είναι οπτικά λειτουργικό και είναι στους περισσότερους σχήματος δίσκου. Όσον αφορά την κυρτότητα των επιφανειών, το πάχος τους και άρα τη διοπτρική ισχύ τους, διαφοροποιούνται ώστε να ικανοποιούν τις ανάγκες του κάθε ασθενή, καθώς και να διορθώνουν ταυτόχρονα διαθλαστικές ανωμαλίες, όπως μυωπία και υπερμετρωπία. Επίσης υπάρχουν τηλεσκοπικοί, τορικοί, πολυεστιακοί ενδοφακοί κ.α..



Εικ. 2.5.3 Ενδοφακοί διαφόρων ειδών και σχημάτων, των εταιρειών Abbott, Alcon, Eyeonics και Abbott αντίστοιχα. Ο πρώτος και ο τρίτος είναι τριών τεμαχίων ενώ ο δεύτερος και ο τέταρτος ενός τεμαχίου.

Οι τηλεσκοπικοί ενδοφακοί αναπτύχθηκαν για ασθενείς με ιδιαίτερα χαμηλή όραση. Στηρίζονται στην αρχή λειτουργίας του τηλεσκοπίου του Γαλιλαίου και έχουν ονομαστική μεγέθυνση της τάξης του 3.05. Για εστίαση σε αποστάσεις άνω ή κάτω των 50cm απαιτείται η επιπρόσθετη χρήση γυαλιών (Peli E. et al, 1999).



Εικ. 2.5.4 Τηλεσκοπικός ενδοφακός.
(<http://www.osnsupersite.com/view.aspx?rid=13850>).

Οι τορικοί ενδοφακοί έχουν τη δυνατότητα εφαρμογής σε αστιγματικούς οφθαλμούς. Χάρη στον οπτικό τους άξονα (ο οποίος καθορίζει τη διεύθυνση της διόρθωσης) διορθώνουν ταυτόχρονα το πρόβλημα του αστιγματισμού (Novis C., 2000). Οι σημερινοί τορικοί ενδοφακοί μπορούν να διορθώσουν μέχρι και 12.0D. Πρέπει να τονιστεί πως δίνεται μεγάλη σημασία στη σωστή τοποθέτησή τους, καθώς δεν πρέπει να μπορούν να περιστρέφονται. (Για περιστροφή άνω των 30° ο τορικός ενδοφακός χάνει το σύνολο της διοπτρικής του ισχύος).



Εικ. 2.5.5 Τορικοί ενδοφακοί Acri.LISA toric 466TD και Rayner M-flex®.
Διακρίνονται οι δομές που ορίζουν τον οπτικό τους άξονα.

Οι πολυεστιακοί ενδοφακοί έχουν παρόμοιες ιδιότητες με τα πολυεστιακά γυαλιά, δηλαδή παρέχουν τόσο κοντινή όσο και μακρινή όραση. Για να το επιτύχουν αυτό είτε έχουν ζώνες με διαφορετικές διοπτρίες (refractive IOLs), είτε ζώνες με διαφορετικό πάχος (diffractive apodized IOLs) (μειούμενο από το κέντρο του φακού προς την περιφέρειά του, που εκτείνονται σε όλη τους την έκταση, ή μόνο στο κέντρο τους (Alfonso J.F. et al, 2007)), είτε ασφαιρική επιφάνεια (aspherical IOLs). Τελικά, ανάλογα με τη ζώνη και την ένταση του φωτός (συνθήκες φωτισμού) επιτυγχάνεται η μέγιστη δυνατή εστίαση.



Εικ. 2.5.6 Πολυεστιακοί ενδοφακοί Abbott Rezoom και Alcon AcrySof ReSTOR®. Διακρίνονται οι διαφορετικές ζώνες.

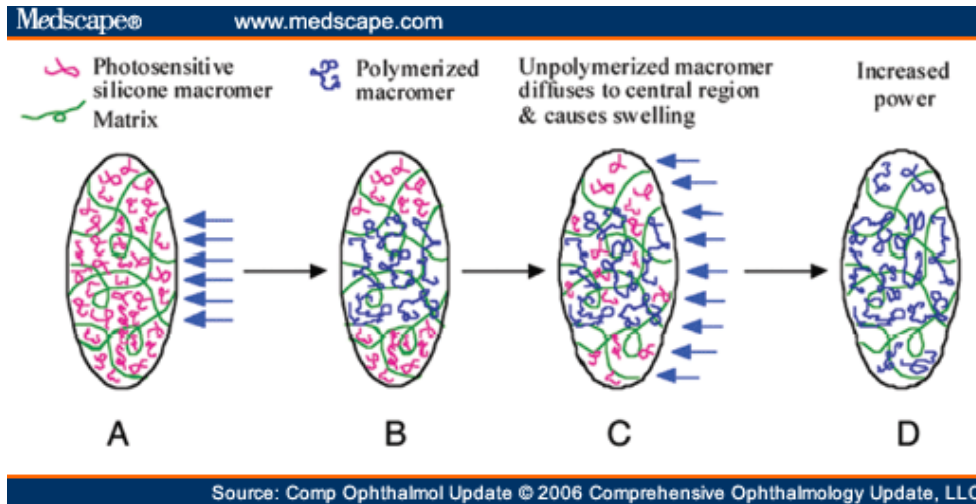
Επίσης, υπάρχουν ενδοφακοί που παρέχουν αυξημένη προστασία από την υπεριώδη ακτινοβολία. Όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 1.4, ο κρυσταλλοειδής φακός απορροφά ισχυρά την ακτινοβολία από τα 315nm έως τα 400nm. Μετά την επέμβαση καταρράκτη και την αφαίρεση του κρυσταλλοειδή φακού, ο αμφιβληστροειδής μένει εκτεθειμένος σε αυτά τα μήκη κύματος. Επομένως ο ενδοφακός που θα τοποθετηθεί πρέπει να μπορεί να τα φιλτράρει ώστε να τον προστατεύσει. Αυτό επιτυγχάνεται με την προσθήκη βενζοτριαζόλης και βενζοφενόνης κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού του υλικού του ενδοφακού. Χάρη σε αυτές ο ενδοφακός λειτουργεί και σαν φίλτρο για την υπεριώδη ακτινοβολία (UV-A, UV-B, UV-C) (Kocak N. et al, 2007).



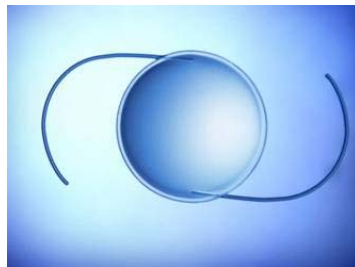
Εικ. 2.5.7 Κίτρινος ενδοφακός αυξημένης προστασίας από την υπεριώδη ακτινοβολία. (Alcon AcrySof).

Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί ενδοφακοί που μπορούν να αλλάζουν τη διαθλαστική τους ισχύ, ώστε να υπάρχει η μέγιστη προσαρμοστικότητα. Ονομάζονται φωτο-προσαρμοστέοι ενδοφακοί (light adjustable IOLs) και η ιδέα τους ξεκίνησε το 1996. Είναι κατασκευασμένοι από σιλικόνη, αν και γίνονται προσπάθειες κατασκευής τους και από ακρυλικά πολυμερή. Για να διαμορφωθούν στην επιθυμητή ισχύ, ακτινοβολείται με υπεριώδη ακτινοβολία επιλεκτικά ένα τμήμα του ενδοφακού. Σε

αυτό το τμήμα τα φωτοευαίσθητα μακρομερή της σιλικόνης πολυμερίζονται και στερεοποιούνται. Τα υπόλοιπα μακρομερή μετακινούνται προς την περιοχή της ακτινοβολίας ώστε να εξισορροπηθεί η συγκέντρωσή τους, προκαλώντας διόγκωση του ενδοφακού. Λόγω της μη-εκτεταμένης μεταβολής του όγκου του φακού, αυξάνεται η διαθλαστική τους ισχύς. Τέλος ακτινοβολείται ξανά, ολόκληρος ο ενδοφακός, ώστε να αποκτήσει το τελικό του σχήμα. Αυτή η διαδικασία φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα.



Εικ. 2.5.8 Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας φωτο-προσαρμοστέου ενδοφακού.



Εικ. 2.5.9 Φωτο-προσαρμοστέος ενδοφακός (Calhoun Vision).

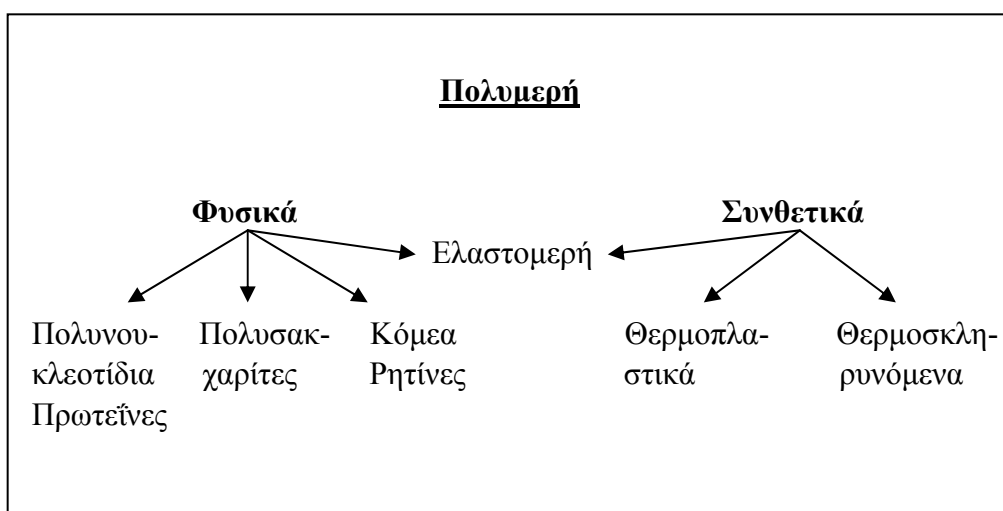
Κεφάλαιο 3: Υλικά κατασκευής ενδοφακών

3.1 Εισαγωγή

Στις παρακάτω παραγράφους γίνεται μια εισαγωγή στα πολυμερή υλικά και στη συνέχεια παρουσιάζονται οι βασικές ιδιότητες των πολυμερών από τα οποία κατασκευάζονται ενδοφακοί. Αυτό κρίνεται αναγκαίο για την κατανόηση τόσο των θεωρητικών αλληλεπιδράσεών τους με ακτινοβολία που παράγεται από lasers, όσο και για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων των πειραμάτων που εκπονήθηκαν κατά τη διάρκεια αυτής της εργασίας.

Ετυμολογικά, η λέξη “πολυμερές” προκύπτει από το “πολύ” και το “μέρος”. Πρόκειται δηλαδή για ένα συνδυασμό από πολλά μέρη, το κάθε ένα από τα οποία ονομάζεται μονομερές. Τα μονομερή συνδέονται μεταξύ τους με ομοιοπολικούς δεσμούς σχηματίζοντας γιγάντια μόρια, γνωστά ως “μακρομόρια”. Κατά τη διαδικασία του πολυμερισμού τα μονομερή μπορεί να χάσουν κάποια άτομά τους, επομένως η δομική μονάδα ενός πολυμερούς μπορεί να διαφέρει από το αρχικό του μονομερές. Όταν το πολυμερές αποτελείται από ένα μόνο είδος μονομερούς ονομάζεται ομοπολυμερές. Σε διαφορετική περίπτωση ονομάζεται συμπολυμερές.

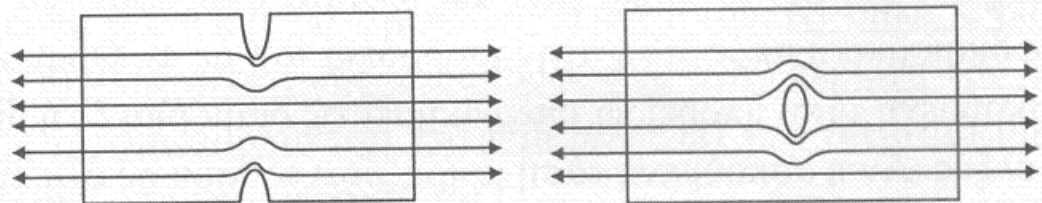
Ένας τρόπος ταξινόμησης των πολυμερών είναι σε φυσικά και σε συνθετικά. Τα περισσότερα φυσικά πολυμερή έχουν πιο σύνθετες δομές από τα συνθετικά και απαντώνται στη φύση. Σε αυτά ανήκουν τα πολυνουκλεοτίδια, οι πρωτεΐνες, οι πολυσακχαρίτες, τα κόμια και οι ρητίνες. Στα συνθετικά ανήκουν τα θερμοπλαστικά και τα θερμοσκληρυνόμενα. Υπάρχει μία ακόμα ομάδα πολυμερών, τα ελαστομερή, που μπορεί να είναι τόσο φυσικά, όσο και συνθετικά. Επίσης, όσα πολυμερή έχουν τη δυνατότητα να κρυσταλλωθούν ονομάζονται κρυσταλλικά, όσα εμφανίζουν κάποια κρυσταλλικότητα μερικώς κρυσταλλικά ή ημικρυσταλλικά, ενώ όσα δεν κρυσταλλώνονται ονομάζονται άμορφα.



Εικ. 3.1.1 Ταξινόμηση πολυμερών υλικών.

Στην παρούσα εργασία θα μας απασχολήσουν τα θερμοπλαστικά, αφού σε αυτήν την κατηγορία εντάσσονται τα βιοϊατρικά πολυμερή. Αυτά έχουν την ιδιότητα, όταν θερμανθούν πάνω από μια χαρακτηριστική θερμοκρασία να τήκονται και επομένως να μπορούν να κατεργαστούν με συμβατικές θερμοπλαστικές τεχνικές (π.χ. χύτευση με ένεση). Όταν ψυχθούν γίνονται σκληρά και δύσκαμπτα, ενώ αν ξαναθερμανθούν μπορούν να κατεργαστούν και πάλι. Αντίθετα, τα θερμοσκληρυνόμενα δεν τήκονται και όταν θερμαίνονται πάνω από μια κρίσιμη θερμοκρασία γίνονται σκληρά, χωρίς όμως να μπορούν να μαλακώσουν αν ξαναψυχθούν. Αυτός είναι και ο λόγος που τα θερμοσκληρυνόμενα μορφοποιούνται κατά την πρώτη τους θέρμανση. Τα θερμοπλαστικά και τα θερμοσκληρυνόμενα συνήθως καλούνται πλαστικά. Τέλος, τα ελαστομερή χαρακτηρίζονται από μεγάλο βαθμό ευελιξίας των αλυσίδων τους, γεγονός που τους δίνει σημαντική δυνατότητα παραμόρφωσης.

Σημαντικό ρόλο στην κατανόηση της συμπεριφοράς των πολυμερών υλικών κατά την άσκηση τάσης σε αυτά, παίζουν οι ρωγμές (cracks) που μπορεί να εμφανιστούν. Καθώς κάθε υλικό περιέχει έναν αριθμό δομικών ατελειών ή αταξιών στη μάζα του, κατά την εφαρμογή τάσης θα υπάρξει μια αύξηση αυτής στην περιοχή της ασυνέχειας που δημιουργεί η ατέλεια. Αυτή η συγκέντρωση τάσης οφείλεται στην ανακατανομή των δυναμικών γραμμών καθώς συναντούν την ασυνέχεια, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.1.2. Η μέγιστη τάση εμφανίζεται στα σημεία με τη μέγιστη καμπυλότητα της ασυνέχειας. Για παράδειγμα για κυκλική οπή σε επίπεδο φύλλο υπάρχει τριπλασιασμός της τάσης στα σημεία της περιφέρειας του κύκλου, σε σχέση με τη μέση τιμή της μακριά από αυτήν. Για μεγάλες τιμές τάσεων όπου επέρχεται θραύση του υλικού, οι οξείες γεωμετρικές ασυνέχειες, που ονομάζονται ρωγμές, αρχίζουν να μεγαλώνουν. Τότε, καθώς τα μόρια που βρίσκονται πάνω σε αυτές απομακρύνονται, οι μεταξύ τους διαμοριακές δυνάμεις φθίνουν με αποτέλεσμα την ευκολότερη διάδοση της ρωγμής.

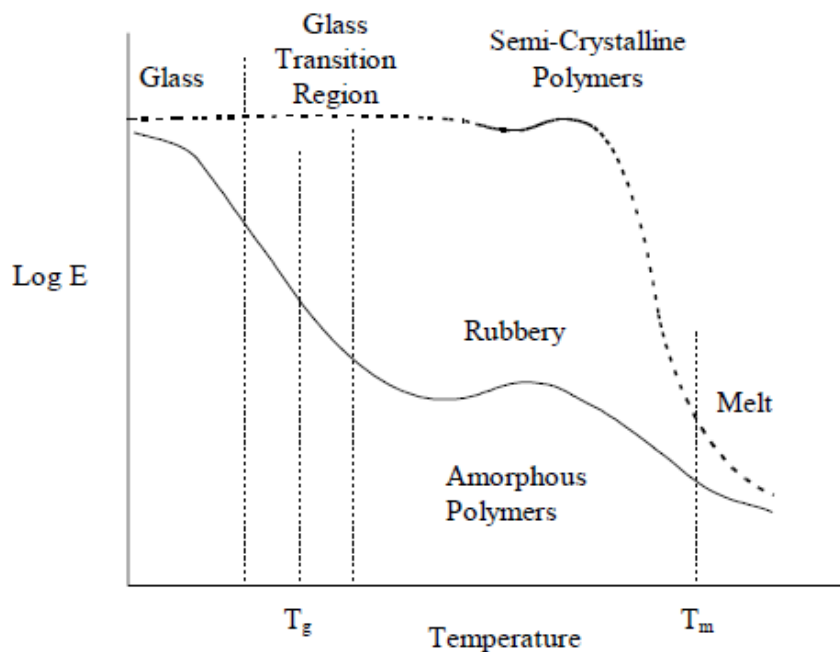


Εικ. 3.1.2 Συγκεντρωτικές τάσεις σε επιφανειακές εγχοπές και οπές αντίστοιχα.

Πηγή: (Παναγιώτου Κ., 2000).

Όσον αφορά τη θέρμανση των πολυμερών, όταν αυξάνεται η θερμοκρασία τους, αυξάνεται η κίνηση μεγάλων τμημάτων των μοριακών τους αλυσίδων. Για τα άμορφα (ή υαλώδη) και τα ημικρυσταλλικά ορίζεται μια θερμοκρασία (T_g), που ονομάζεται θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης. Σε αυτήν το πολυμερές, από άκαμπτο υλικό μετατρέπεται σε ελαστόμορφο και τελικά σε παχύρρευστο υγρό. Πιο συγκεκριμένα, κάτω από την T_g τα πολυμερή εμφανίζονται ως σκληρά υαλώδη υλικά (glass region) με διαστατική σταθερότητα και για μικρές παραμορφώσεις, η μηχανική συμπεριφορά τους είναι ελαστική (υπακούουν στο νόμο του Hooke, $\sigma = E \cdot \epsilon$, όπου σ : η τάση, E : το μέτρο του Young και ϵ : η ορθή παραμόρφωση του υλικού). Αύξηση της θερμοκρασίας τους πάνω από την T_g αυξάνει τον ελαστικό τους χαρακτήρα, μέχρι τη ρευστοποίησή τους,

εμφανίζοντας έτσι ιξώδη συμπεριφορά. Στις ενδιάμεσες τιμές θερμοκρασίας (περιοχή υαλώδους μετάβασης - glass transition region) το μέτρο ελαστικότητας μειώνεται σημαντικά, κάνοντάς τα ελαστόμορφα. Εμφανίζουν δηλαδή τα συνδυασμένα μηχανικά χαρακτηριστικά των δύο ακραίων περιπτώσεων. Αυτή τους η ιδιότητα ονομάζεται ιξωδοελαστικότητα. Τα παραπάνω φαίνονται και στην εικόνα 3.1.3 που ακολουθεί. Πρέπει να σημειωθεί πως η θερμοκρασία τήξης (T_m) αφορά μόνο τα ημικρυσταλλικά πολυμερή. Τέλος, η θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης σχετίζεται άμεσα με την κινητικότητα των πολυμερικών αλυσίδων και άρα την ελαστικότητα του υλικού, γεγονός που αντικατοπτρίζεται στην υψηλή T_g των ενδοφακών που είναι κατασκευασμένοι από PMMA και είναι άκαμπτοι, σε σχέση με τη χαμηλή T_g αυτών που είναι κατασκευασμένοι από ακρυλικά υλικά ή σιλικόνη και μπορούν να αναδιπλωθούν.



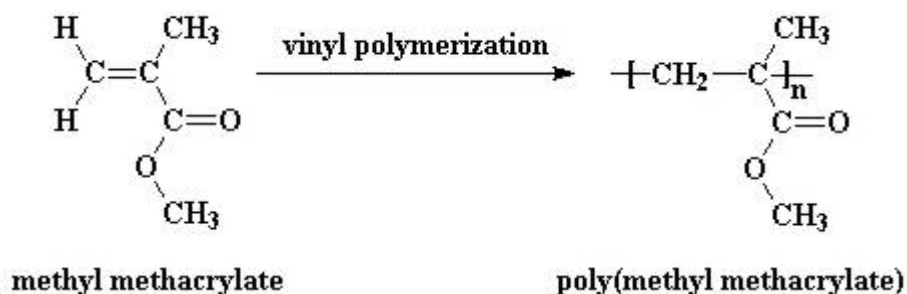
Εικ. 3.1.3 Μορφή πολυμερών σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία. (http://www.materials.uoc.gr/el/undergrad/courses/ETY454/notes/CHAPTER-00B-INTRODUCTION_GR.pdf).

Αναφορικά με το συμβολισμό τους, η δομική μονάδα του μακρομορίου γράφεται μέσα σε παρένθεση ή αγκύλη. Για παράδειγμα, για τον πολυ(μεθακρυλικό μεθυλεστέρα) (PMMA), με δομικό μοριακό τύπο $C_5O_2H_8$, η δομική μονάδα του είναι ο μεθακρυλικός μεθυλεστέρας (MMA).

3.2 Πολυ(μεθακρυλικός μεθυλεστέρας) (PMMA)

Ο πολυ(μεθακρυλικός μεθυλεστέρας) (poly(methyl methacrylate) – PMMA) είναι ένα βινυλοπολυμερές, καθώς περιέχει βινυλομάδες, δηλαδή άτομα άνθρακα ενωμένα με διπλό δεσμό, που ανήκει στην κατηγορία των θερμοπλαστικών. Είναι άμορφο ακόμα και όταν υποστεί προσανατολισμό. Υπάρχει στην αγορά από το 1933 όπου ο Γερμανός χημικός Otto Röhm το κατοχύρωσε με το brand name «Plexiglas». Η δομική

του μονάδα (μεθακρυλικός μεθυλεστέρας - MMA) αποτελείται από πέντε άτομα άνθρακα, οκτώ άτομα υδρογόνου και δύο άτομα οξυγόνου ($C_5H_8O_2$). Η δομή του πολυμερούς (PMMA), που προέρχεται από τον πολυμερισμό του μονομερούς (MMA), είναι αυτή που φαίνεται στο παρακάτω σχήμα



Εικ. 3.2.1 Πολυμερισμός μεθακρυλικού μεθυλεστέρα (MMA).

Ήταν το πρώτο (και άρα πιο δοκιμασμένο) υλικό από το οποίο κατασκευάστηκαν ενδοφακοί και αν και πλέον αντικαθίσταται από άλλα υλικά, όπως τα ακρυλικά, χρησιμοποιείται ακόμα σε χώρες της Ασίας και της Αφρικής (Li N., 2008). Το μικρό του βάρος (~50% του κοινού γυαλιού), η μεγάλη μηχανική του αντοχή, η διαπερατότητα στα ορατά μήκη κύματος (92% για φύλλο πάχους 3mm) (http://en.wikipedia.org/wiki/Poly%28methyl_methacrylate%29), η βιοσυμβατότητά του, η δυνατότητα να παραχθεί σε φύλλο μικρού πάχους και η χαμηλή τιμή του, κατέστησαν το PMMA προσφιλές υλικό κατασκευής ενδοφακών.

Ακολουθεί πίνακας με μερικές από τις ιδιότητες του πολυ(μεθακρυλικού μεθυλεστέρα).

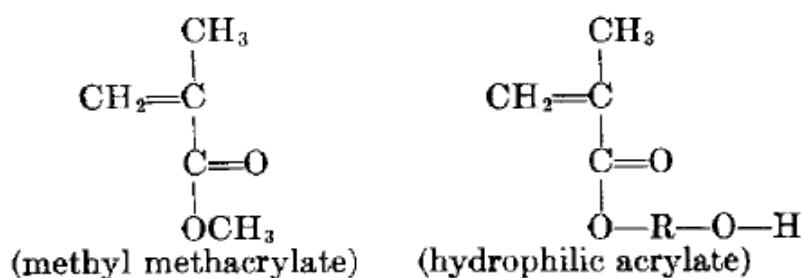
Ιδιότητες πολυ(μεθακρυλικού μεθυλεστέρα)	
Πυκνότητα (g/cm^3)*	1.19
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)*	2.24 – 3.24
Αντοχή σε διαρροή (MPa)*	53.8 – 73.1
Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)*	48.3 – 72.4
Ολκιμότητα (Εκατοστιαία επιμήκυνση)*	2.0 – 5.5
Συντελεστής θερμικής διαστολής ($10^{-6} \text{ } ^\circ C^{-1}$)*	90 – 162
Θερμική αγωγιμότητα ($W/m \cdot K$)*	0.17 – 0.25
Ειδική θερμότητα ($J/g \cdot K$)*	1.46
Θερμοκρασία ναλώδους μετάβασης ($^\circ C$)	100
Ειδική αντίσταση ($\Omega \cdot m$)*	$>10^{12}$
Ποσοστό απορρόφησης νερού	0.3%
Δείκτης διάθλασης	1.489

Πίνακας 3.2.1 Ιδιότητες πολυ(μεθακρυλικού μεθυλεστέρα). * Πηγή: Callister W.D., 2008.

3.3 Ακρυλική υδρόφιλη υδρογέλη (hydrogel)

Η ιδέα της χρήσης ακρυλικών υδρόφιλων πολυμερών (hydrogels) για ιατρικούς σκοπούς, προτάθηκε το 1960 από τους Wichterle και Lim (Wichterle et al, 1960), αλλά η έγκρισή τους για χρήση ως υλικό κατασκευής ενδοφακών από τον Οργανισμό Διαχείρισης Τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ (FDA) έγινε το 1999.

Η σύσταση των ακρυλικών υδρόφιλων πολυμερών ποικίλει. Κάποια από αυτά, προκύπτουν από την αντικατάσταση της μεθυλομάδας των μεθακρυλικών μεθυλεστέρων από μόρια υδροξέος, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα (O'Brien W.J., 1972). Ένα τέτοιο υλικό είναι το πολυ(2-υδροξυαιθυλικό μεθακρυλικό (poly(2-hydroxyethyl methacrylate) - PHEMA). Όμως, κάθε εταιρία παραγωγής ενδοφακών χρησιμοποιεί διαφορετικά συμπολυμερή (με διαφορετικούς δείκτες διάθλασης και διαφορετική θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης).



Εικ. 3.3.1 Δημιουργία υδρόφιλου ακρυλικού.

Συνήθως, αποτελούνται σε ποσοστό 18% με 38% από νερό (Izak AM. et al, 2003, Findl O. et al, 2010) και σε αυτό κυρίως οφείλουν τις μηχανικές τους ιδιότητες. Έτσι, οι ενδοφακοί που κατασκευάζονται από υδρογέλη έχουν σα χαρακτηριστικό τους τη μεγάλη αντοχή σε κάμψη. Αυτό τους δίνει τη δυνατότητα αναδίπλωσης και σταδιακού ξεδιπλώματος, γεγονός που επιτρέπει τη διενέργεια μικρών τομών για τη τοποθέτησή τους. Ο δείκτης διάθλασής τους κυμαίνεται από 1.474 γι' αυτούς που αποτελούνται από 18% από νερό έως 1.46 γι' αυτούς που αποτελούνται από 38% από νερό (Izak AM. et al, 2003), ενώ είναι διαπερατοί στα ορατά μήκη κύματος.

3.4 Υδρόφοβο ακρυλικό

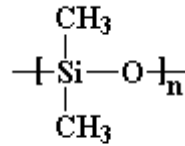
Ένα άλλο υλικό που χρησιμοποιείται για την κατασκευή αναδιπλούμενων ενδοφακών είναι το υδρόφοβο ακρυλικό πολυμερές. Για την κατασκευή υδρόφοβων ενδοφακών χρησιμοποιείται μια ευρεία γκάμα υλικών και μεθόδων, οπότε κάθε ένας εμφανίζει διαφορετικές ιδιότητες. Έτσι, ανάλογα με την εταιρία κατασκευής, η σύσταση, η περιεκτικότητα σε νερό, ο δείκτης διάθλασης και η θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης μπορεί να διαφέρουν. Στον πίνακα που ακολουθεί (McIntyre St. et al, 2011) φαίνονται τα παραπάνω στοιχεία για κάποιους εμπορικούς ενδοφακούς που έχουν λάβει έγκριση από τον Οργανισμό Διαχείρισης Τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ (FDA).

Χαρακτηριστικά ενδοφακών με έγκριση FDA				
Ενδοφακός – εταιρία	Υλικό κατασκευής	Δείκτης διάθλασης	Θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης	Περιεκτικότητα σε νερό
Τριών και ενός τεμαχίου AcrySof/Alcon Laboratories, Inc.	Συμπολυμερές φαινυλαιθυλικού ακρυλίου και φαινυλαιθυλικού μεθακρυλίου, ενωμένο με σταυροδεσμούς με βουτανοδιολικό δι-ακρύλιο	1.56	14.0–15.5°C	<0.5%
Sensar AR40 και AR40e ενός τεμαχίου Tecnis/Abbott Medical Optics Inc.	Συμπολυμερές αιθυλικού ακρυλίου, μεθακρυλίου και 2,2,2-τριφωσφορο-αιθυλικού μεθακρυλίου, ενωμένο με σταυροδεσμούς με αιθυλενογλυκολικό διμεθυλοακρύλιο	1.47	12.21°C	<0.5%
AF-1 series iMics 1/Hoya Surgical Optics	Ενωμένο με σταυροδεσμούς συμπολυμερές φαινυλαιθυλικού μεθακρυλίου και η-βουτιλ-ακρύλιο, φωσφοροακρυλικό μεθακρύλιο	1.52	11°C	<0.3%
XACT/Advanced Vision Science, Inc.	Συμπολυμερές υδροξυλικού μεθακρυλίου, πολυαιθυλενο-γλυκολοφαινυλο-αιθερο-ακρύλιο και στυρένιο, ενωμένο με σταυροδεσμούς με αιθυλενο-γλυκο-διμεθακρύλιο	1.54	15–20°C	~4.0%

Πίνακας 3.4.1 Χαρακτηριστικά ενδοφακών με έγκριση FDA. (McIntyre St. et al, 2011).

3.5 Σιλικόνη

Από το 1990 πολυμερή σιλικόνης χρησιμοποιούνται με την έγκριση του Οργανισμού Διαχείρισης Τροφίμων και Φαρμάκων των ΗΠΑ (FDA) για την κατασκευή ενδοφακών. Κατασκευάζονται με τον πολυμερισμό ενός βιολογικά αδρανούς και οπτικά καθαρού πολυμερούς, της πολυδιμεθυλοσιλοξάνης (polydimethylsiloxane - PDMS) που έχει μοριακό τύπο $(C_2H_6OSi)_n$. Το μονομερές PDMS αναπτύσσει πολύ ισχυρούς χημικούς δεσμούς με άλλα μονομερή, που μπορούν να προστεθούν σαν προσμίξεις και έχει θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης στους $-129.5^\circ C$ (Bityurin N., 2005).

**polydimethylsiloxane**

Εικ. 3.5.1 Το πολυμερές της πολυδιμεθυλοσιλοξάνης (PDMS).

Ο δείκτης διάθλασης των ενδοφακών σιλικόνης είναι της τάξης του 1.47 για ενδοφακούς τριών τεμαχίων και 1.41 για ενδοφακούς ενός τεμαχίου (Seward H.C., 1997). Μπορούν και αυτοί να εισαχθούν μέσα από μικρές τομές, αφού έχουν την ικανότητα αναδίπλωσης, αλλά σε σχέση με τους ακρυλικούς ξεδιπλώνουν πιο απότομα.

Κεφάλαιο 4: Lasers και μηχανισμοί αλληλεπίδρασής τους

4.1 Lasers

Μία διάταξη laser αποτελείται από δύο κύρια τμήματα. Αυτά είναι το ενεργό υλικό και η κοιλότητα συντονισμού (αντηχείο).



Εικ. 4.1.1 Σχηματική απεικόνιση παραγωγής ακτινοβολίας laser. (Εικόνα τροποποιημένη από http://www.tau.ac.il/~phchlab/experiments/Sucrose/Additional_information.htm).

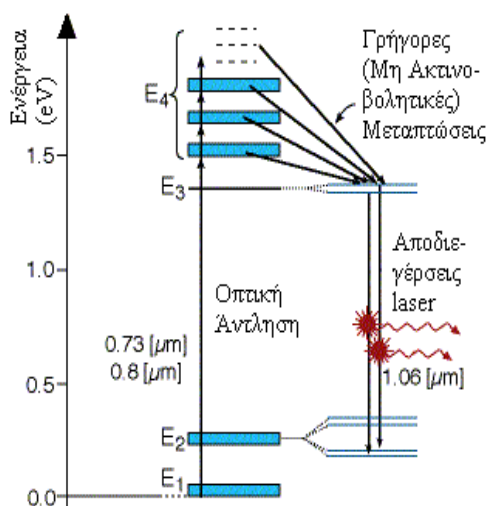
Το ενεργό υλικό είναι ένα μέσο, στερεό, υγρό ή αέριο, το οποίο βρίσκεται στο εσωτερικό μιας κοιλότητας (αντηχείο) και καθορίζει το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται. Αυτό το υλικό είναι τέτοιο ώστε να έχει κατάλληλα ενεργειακά επίπεδα, στα οποία μπορεί να συμβεί αντιστροφή πληθυσμών. Αντιστροφή πληθυσμών συμβαίνει όταν το ενεργό μέσο διεγείρεται (αντλείται) και ο πληθυσμός (άτομα ανά μονάδα όγκου) ενός ενεργειακού επιπέδου του γίνεται μεγαλύτερος από τον πληθυσμό ενός άλλου επιπέδου χαμηλότερης ενέργειας. Τότε το υλικό συμπεριφέρεται ως ενισχυτής ακτινοβολίας. Επομένως, εφόσον έχει επιτευχθεί η αντιστροφή, κάθε φορά που περνά μια δέσμη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από το εσωτερικό του, αυτή θα ενισχύεται.

Προκειμένου να υπάρχουν συνεχείς διελεύσεις του ηλεκτρομαγνητικού κύματος μέσα από το ενεργό μέσο, αυτό τοποθετείται στο εσωτερικό μιας ανοιχτής κοιλότητας συντονισμού που ονομάζεται οπτικό αντηχείο. Στα άκρα του αντηχείου τοποθετούνται δύο κάτοπτρα (επίπεδα ή σφαιρικά), τα οποία διασφαλίζουν την οπτική ανατροφοδότηση του ενεργού υλικού, ενώ ένα από αυτά είναι ημιπερατό (10% - 20% διαπερατότητα) ώστε να μπορεί να εξαχθεί η δέσμη. Η μορφή των κατόπτρων και η μεταξύ τους απόσταση είναι τέτοια, ώστε ανάμεσά τους να μπορεί να ταλαντώνεται κύμα μίας μόνο συχνότητας, ίσης με τη συχνότητα συντονισμού της κοιλότητας. Έτσι, μπορεί να ενισχύεται μόνο ένα μήκος κύματος, με τελικό αποτέλεσμα την παραγωγή μονοχρωματικού φωτός. Όμως, αν κάποιος αναλύσει με φασματομέτρο μεγάλης διακριτικής ικανότητας τη δέσμη ενός laser θα παρατηρήσει ότι αποτελείται από πολύ λεπτές φασματικές γραμμές, δηλαδή από έναν αριθμό διακριτών συχνοτήτων. Αυτό συμβαίνει λόγω της γεωμετρίας της κοιλότητας συντονισμού και των ρυθμών ταλάντωσης που επιτρέπει, κάτι που όμως δε θα αναπτυχθεί περαιτέρω λόγω της μη συνάφειάς του με το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

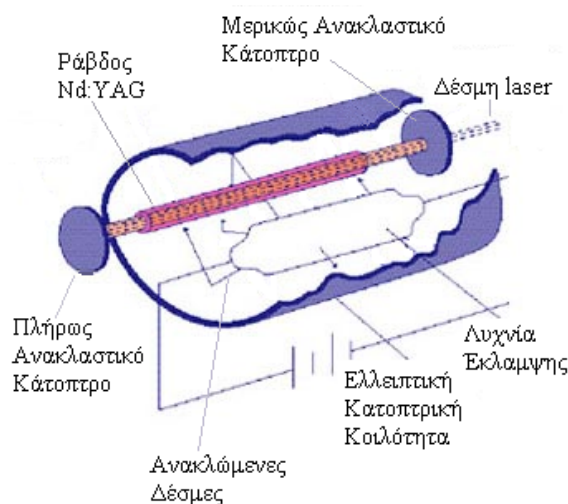
Υπάρχουν διάφοροι τύποι laser, όμως θα αναφερθούν μόνο αυτοί στους οποίους ανήκουν τα laser που χρησιμοποιήθηκαν σ' αυτήν την εργασία.

4.2 Lasers μονωτών με προσμίξεις

Ένας τύπος laser που χρησιμοποιήθηκε είναι laser μονωτών με προσμίξεις ή όπως αναφέρεται σε παλαιότερη βιβλιογραφία, στερεάς κατάστασης. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε ένα Nd:YAG laser. Σε αυτό, το ενεργό μέσο είναι το αργλικό ύτριο $Y_3Al_5O_{12}$ (Yttrium Aluminium Garnet – YAG) με προσμίξεις νεοδυμίου Nd^{+3} . Για τη δημιουργία του, ιόντα Nd^{+3} αντικαθιστούν σε σημεία πλέγματος του κρυστάλλου YAG ιόντα Y^{+3} , με αποτέλεσμα τη δημιουργία των απαραίτητων για την παραγωγή ακτινοβολίας laser επιπέδων. Όσον αφορά τη μορφή του, είναι ράβδος με τυπικό μήκος 100mm και διάμετρο 6mm.



Εικ. 4.2.1 Διάγραμμα αποδιεγέρσεων laser. (Εικόνα τροποποιημένη από Rami Arieli: "The Laser Adventure", Section 6.2.2 page 2).



Εικ. 4.2.2 Σχηματική αναπαράσταση αρχής λειτουργίας Nd:YAG laser. (Εικόνα τροποποιημένη από: <http://industrial-lasers.net/yag.html>).

Η παραγωγή της ισχυρότερης γραμμής του laser προκύπτει από την υπέρθεση των αποδιεγέρσεων laser που φαίνονται στο διάγραμμα της εικόνας 4.2.1 και έχει μήκος κύματος 1.064 μm . Η διέγερση του ενεργού υλικού επιτυγχάνεται με οπτική άντληση από ισχυρή λυχνία έκλαμψης αερίου (συνήθως ξένου (Xe) ή κρυπτού (Kr)). Προκειμένου να υπάρχει η μέγιστη απορρόφηση φωτός από τη ράβδο Nd:YAG, αυτή τοποθετείται κατά μήκος του ενός οπτικού άξονα ελλειπτικής ανακλαστικής κοιλότητας και η λυχνία έκλαμψης κατά μήκος του άλλου. Με αυτόν τον τρόπο, λόγω γεωμετρίας, κάθε ακτίνα φωτός που παράγεται από τη λυχνία διέρχεται από την ράβδο. Τέλος, αξίζει να αναφερθεί πως το Nd:YAG laser μπορεί να λειτουργήσει είτε συνεχόμενα (cw) είτε παλμικά.

Όσον αφορά το μήκος κύματος, το Nd:YAG laser έχει τη δυνατότητα να παράξει διάφορες δέσμες, όπως για παράδειγμα στα 1.064μm, στα 532nm, στα 355nm, στα 266nm, στα 213nm κ.τ.λ., ανάλογα με την αρμονική που χρησιμοποιείται (1^η, 2^η, 3^η, 4^η και 5^η αντίστοιχα). Για την παραγωγή της δεύτερης αρμονικής, χρειάζεται η δέσμη των 1.064μm να διέλθει υπό κατάλληλες συνθήκες μέσα από έναν κρύσταλλο KTP. Τότε μέσω των νόμων της γραμμικής οπτικής μετασχηματίζεται από υπεριώδη σε ορατή (πράσινου χρώματος) στα 532nm. Για την παραγωγή των υπόλοιπων αρμονικών



απαιτούνται κατάλληλες οπτικές διατάξεις και μη – γραμμικά οπτικά φαινόμενα. Ένα τέτοιο σύστημα είναι το Nd:YAG laser της εικόνας 4.2.3. Είναι μοντέλο της σειράς «nano», της εταιρείας «Litron Lasers» και βρίσκεται στα εργαστήρια του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π.. Διακρίνεται η μονάδα τροφοδοσίας (επάνω δεξιά στη φωτογραφία), η κύρια μονάδα του (καλυμμένο τμήμα), καθώς και το σύστημα παραγωγής των αρμονικών (ακάλυπτο τμήμα). Το συγκεκριμένο σύστημα οπτικών που είναι υπεύθυνο για την παραγωγή των αρμονικών (μέχρι και 213nm – 5^η αρμονική) φαίνεται και από διαφορετική οπτική γωνία στην εικόνα 4.2.4.

Εικ. 4.2.3 Εργαστηριακό Nd:YAG laser του τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π. Διακρίνεται η μονάδα παραγωγής της δέσμης των 1064nm (καλυμμένο τμήμα) και το σύστημα παραγωγής αρμονικών (ακάλυπτο τμήμα).

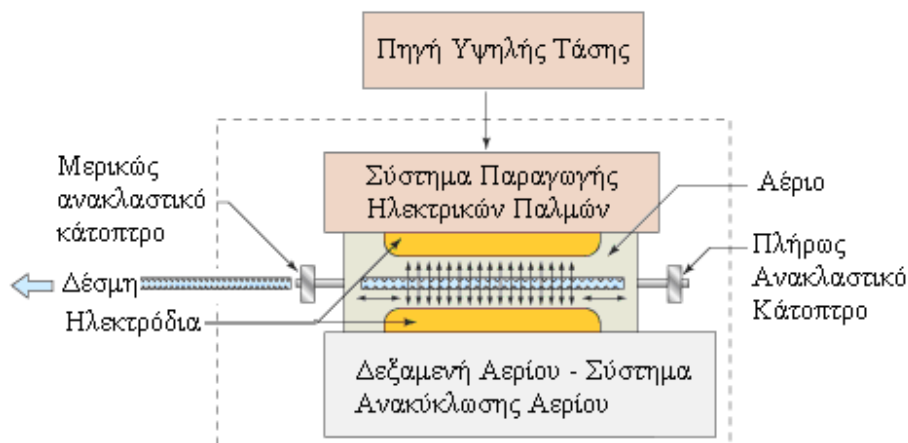


Εικ. 4.2.4 Το σύστημα παραγωγής αρμονικών της εικόνας 4.2.3 από άλλη οπτική γωνία. Διακρίνεται η συνδεσμολογία των κρυστάλλων παραγωγής των αρμονικών.

4.3 Lasers διεγερμένων διμερών

Ο δεύτερος τύπος laser για τον οποίο θα γίνει αναφορά είναι των διεγερμένων διμερών. Αυτά έχουν ως ενεργό υλικό άτομα ενός ευγενούς αερίου (π.χ. Ne, Ar, Kr, Xe) και άτομα αλογόνου (π.χ. F, Cl, Br, I). Τα άτομα του ευγενούς αερίου συνδέονται, στη διεγερμένη τους κατάσταση, με τα άτομα του αλογόνου. Έτσι παράγεται ένα μόριο διεγερμένου διμερούς, στο οποίο οφείλεται και η ονομασία «excimer» των αντίστοιχων lasers, από το «excited – dimer».

Η λειτουργία τους στηρίζεται στην παραγωγή ακτινοβολίας κατά την μετάπτωση από υψηλότερη σε χαμηλότερη ενεργειακή στάθμη. Χαρακτηριστικό των διεγερμένων διμερών είναι ότι ενώ στη διεγερμένη κατάσταση (υψηλότερη ενεργειακή στάθμη) τα άτομα είναι δέσμια, όταν βρεθούν στην βασική τους κατάσταση απωθούνται και το διμερές διαχωρίζεται. Επομένως, υπάρχει έντονη αντιστροφή πληθυσμών.



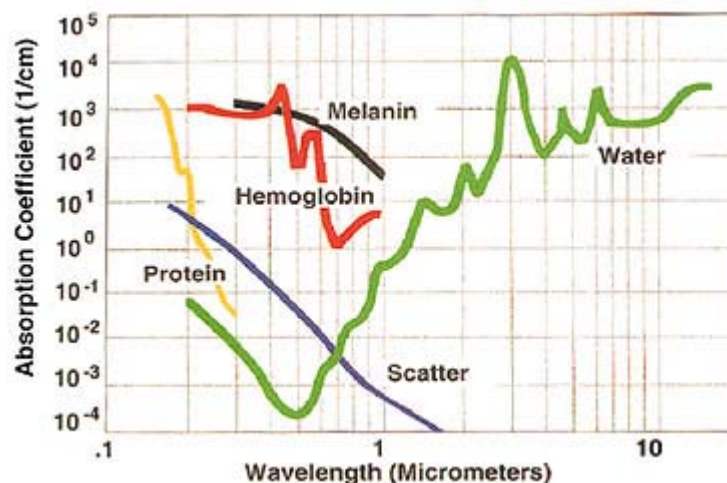
Εικ. 4.3.1 Σχηματική αναπαράσταση αρχής λειτουργίας ενός laser διεγερμένων διμερών. (Εικόνα τροποποιημένη από: http://www.jpسالaser.com/tutorial/laser_processing12.html).

Όσον αφορά την άντληση των excimer lasers, μπορεί να γίνει είτε με δέσμη ηλεκτρονίων σε πιέσεις μικρότερες της μίας ατμόσφαιρας, είτε με ηλεκτρική εκκένωση. Στην περίπτωση της ηλεκτρονιακής δέσμης, το διμερές δημιουργείται από τα ιόντα που παράγονται κατά τη διέλευσή της μέσα από το ενεργό υλικό. Στην περίπτωση της ηλεκτρικής εκκένωσης χρησιμοποιείται UV ακτινοβολία που παράγεται από ηλεκτρόδια για προϊονισμό του αερίου. Επίσης υπάρχει σύστημα ανακύκλωσης του αερίου, ώστε στην κοιλότητα του laser να βρίσκεται όσο το δυνατόν περισσότερο μη-ιονισμένο ενεργό υλικό. Η λειτουργία των excimer lasers είναι παλμική, ενώ η ακτινοβολία που παράγεται είναι στο υπεριώδες (193nm για το ArF laser που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία).

4.4 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser και βιολογικών ιστών

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που αποτελεί τη δέσμη του laser, όταν αλληλεπιδρά με την έμβια ύλη μετατρέπεται σε ενέργεια χημικών δεσμών, θερμότητα, μηχανική ενέργεια, ενέργεια ηλεκτρικού πεδίου ή και σε φωτεινή ενέργεια. Με βάση το μηχανισμό που μετατρέπεται η ενέργεια σε κάθε διαδικασία, τα φωτοβιολογικά αποτελέσματα της αλληλεπίδρασης μεταξύ ακτινοβολίας laser και ύλης χωρίζονται σε: φωτοχημικά, φωτοθερμικά και φωτομηχανικά. Γενικά, τα lasers που εκπέμπουν μήκη κύματος στην περιοχή του υπεριώδους (π.χ. lasers διεγερμένων διμερών) έχουν φωτοχημική δράση, τα lasers με μήκη κύματος στην περιοχή του ορατού (π.χ. lasers HeNe) έχουν φωτοθερμική δράση, ενώ τα lasers με μήκη κύματος στην περιοχή του υπέρυθρου (π.χ. lasers Er:YAG) έχουν φωτοθερμική ή / και φωτομηχανική δράση.

Καθώς η δέσμη του laser προσπίπτει σε έναν ιστό, ένα τμήμα της ανακλάται, ένα απορροφάται και ένα τον διαπερνά. Η πιθανότητα να συμβεί η κάθε διαδικασία εξαρτάται από τις οπτικές ιδιότητες του ιστού καθώς και από το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Για παράδειγμα, δέσμη laser Er:YAG με μήκος κύματος $\lambda = 2.94\mu\text{m}$ θα απορροφηθεί σε μεγάλο ποσοστό από ιστούς με μεγάλη συγκέντρωση σε νερό (π.χ. υδατοειδές υγρό), αφού είναι γνωστό ότι το νερό απορροφά ισχυρά στα $2.95\mu\text{m}$ (Εικ. 4.4.1).



Εικ. 4.4.1 Διάγραμμα συντελεστή απορρόφησης – μήκους κύματος για βασικά συστατικά του ανθρώπινου οργανισμού.

Στη φωτοχημική διαδικασία αλληλεπίδρασης, η προσπίπτουσα ακτινοβολία που απορροφάται δεν επιφέρει θερμικές διαδικασίες. Εδώ διακρίνονται δύο μηχανισμοί, της μονοφωτονικής και της πολυφωτονικής απορρόφησης. Στη μονοφωτονική διέγερση ένα φωτόνιο ενέργειας ίσης ή μεγαλύτερης απ' το ενεργειακό χάσμα των ατόμων του υλικού απορροφάται, ηλεκτρόνια της εξωτερικής στιβάδας μεταβαίνουν σε υψηλότερη ενεργειακά στάθμη και κατά την αποδιέγερσή τους παράγεται ακτινοβολία φθορισμού, φωσφορισμού ή και διέγερση γειτονικών ατόμων. Επακόλουθο της όλης διαδικασίας είναι η άμεση διάσπαση χημικών δεσμών και τελικά η χημική μεταβολή του υλικού. Παρόμοια είναι και η πολυφωτονική διέγερση με τη διαφορά ότι σ' αυτήν

έχουμε την απορρόφηση περισσότερων φωτονίων, μικρότερης συχνότητας, που αθροιστικά η ενέργειά τους αρκεί για να καλυφθεί το ενεργειακό χάσμα των ατόμων του υλικού. Απαραίτητη προϋπόθεση είναι αυτά να προσπέσουν στο υλικό με χρονική διαφορά της τάξης των femtosecond (10^{-15} s) (Γιασεμίδης Δ., 2008). Τελικώς, γίνεται έμμεση διάσπαση των χημικών δεσμών και μεταβάλλεται η χημική σύσταση του υλικού.

Στη φωτοθερμική διαδικασία αλληλεπίδρασης, η απορροφούμενη ακτινοβολία προκαλεί από απλή θέρμανση του ιστού έως και εξάχνωσή του, ανάλογα με τη θερμοκρασία που αναπτύσσεται σ' αυτόν.

Πιο συγκεκριμένα, για θερμοκρασίες κοντά στους 45°C (υπερθερμία) οι δεσμοί υδρογόνου μεταξύ των βιομορίων σπάνε και αρχίζουν να παρατηρούνται μεταβολές στις πρωτεΐνες του κολλαγόνου, των λιπιδίων και της αιμοσφαιρίνης, που όμως για μικρές διάρκειες έκθεσης είναι αντιστρεπτές.

Στους $\sim 60^{\circ}\text{C}$ (πήξη) ξεδιπλώνουν οι αλυσίδες των πρωτεϊνών και αυτές μετουσιώνονται. Με τη σειρά τους μετουσιώνονται και οι ίνες του κολλαγόνου, με αποτέλεσμα την αυξημένη σκέδαση και ανάκλαση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Αυτός είναι και ο λόγος που παρατηρείται λεύκανση του ιστού, καθώς ανακλώνται όλα τα ορατά μήκη κύματος.

Στους $\sim 100^{\circ}\text{C}$ (ατμοποίηση) το νερό που περιέχουν σε σημαντικό βαθμό όλα τα κύτταρα αρχίζει να βράζει. Αυτό συμβαίνει διότι μέσα στο κύτταρο επικρατούν πιέσεις της τάξης της μίας ατμόσφαιρας και οι ηλεκτρολύτες που βρίσκονται στο νερό δεν μεταβάλλουν ουσιαστικά το σημείο βρασμού του (μόλις κατά 0.15°C). Καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία αυξάνονται και οι ατμοί, επομένως και η ενδοκυτταρική πίεση, έως ότου η κυτταρική μεμβράνη καταρρεύσει (αποδόμηση).

Περαιτέρω αύξηση της θερμοκρασίας, οδηγεί σε εξάτμιση όλου του νερού και γρήγορη μετάβαση στους $300 - 400^{\circ}\text{C}$, όπου ο ιστός απανθρακώνεται, μαυρίζει και παράγει καπνούς.

Τέλος, για θερμοκρασίες άνω των 500°C (εξάχνωση), παρουσία ατμοσφαιρικού οξυγόνου το υπόλοιπο του κυττάρου καίγεται και εξαχνώνεται.

Κατά τη φωτομηχανική διαδικασία αλληλεπίδρασης, η προσπίπτουσα ακτινοβολία απορροφάται παράγοντας ηλεκτρόνια, είτε με θερμιονική εκπομπή, είτε με πολυφωτονικό ιονισμό. Τα ηλεκτρόνια μπορούν να ιονίσουν με τη σειρά τους άλλα άτομα και ούτω καθεξής, παράγοντας έτσι μια χιονοστιβάδα ηλεκτρονίων. Η μεγάλη συγκέντρωση ελεύθερων ηλεκτρονίων και ιόντων που υπάρχει σε πολύ μικρό όγκο (της τάξης των 10^{17} με $10^{20}/\text{cm}^{-3}$) δημιουργεί πλάσμα, το οποίο συνεχίζει να απορροφά και να διαχέει την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Με αυτόν τον τρόπο ελαττώνεται η ακτινοβολία που δέχονται οι υποκείμενοι ιστοί, περιορίζοντας τη μη επιθυμητή καταστροφή τους. Εν συνεχεία, το πλάσμα εκτονώνεται βίαια, παράγοντας υδροδυναμικά, ακουστικά ή και κρουστικά κύματα (shock waves), δημιουργώντας τομές στον ιστό. Η πυκνότητα ισχύος που είναι απαραίτητη για το παραπάνω φαινόμενο είναι της τάξης των $10^{10}\text{W}/\text{cm}^{-2}$.

Άλλες φωτομηχανικές διαδικασίες που μπορεί να συμβούν είναι η φωτοεκρηκτική εξάτμιση και η θερμοελαστική διαδικασία.

Κατά την πρώτη, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία απορροφάται από τα ανώτερα στρώματα του ιστού, διασπώντας τους δεσμούς μεταξύ των βιομορίων του και μετατρέποντάς τα σε θραύσματα. Αυτά συνεχίζουν να απορροφούν ενέργεια, με

αποτέλεσμα τη δημιουργία βαθμίδας πίεσης που τείνει να τα αποκολλήσει από την επιφάνεια του ιστού. Οι τιμές της πίεσης που μπορούν να αναπτυχθούν τοπικά είναι πολύ υψηλές. Για παράδειγμα, κοντά στην επιφάνεια του κερατοειδή, με χρήση laser στα 193nm και διάρκειας παλμού 20ns, μπορούν να φτάσουν μέχρι και τα 100bar (98.7atm). Κάτω από αυτές τις συνθήκες δημιουργείται ακουστικό κύμα που απομακρύνει τα θραύσματα με υπερηχητικές ταχύτητες. Η παραπάνω διαδικασία έχει κατώφλι πυκνότητας ενέργειας / ισχύος, που για τον κερατοειδή είναι της τάξης των $40\text{mJ}/\text{cm}^2$ ή $2 \cdot 10^6\text{W}/\text{cm}^2$ (για διάρκεια παλμού 20ns) (Ανδρουλάκης Α., 2006).

Στη θερμοελαστική διαδικασία, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που απορροφάται από τα βιομόρια δεν επαρκεί για να αρχίσει η διαδικασία της εξάτμισης. Αντιθέτως, παρατηρείται τοπικά, μικρή αλλά ραγδαία αύξηση της θερμοκρασίας η οποία οδηγεί σε παραγωγή ακουστικού κύματος (Sigrist M. et al, 1978).

Απόρροια των παραπάνω διαδικασιών είναι και η ανεπιθύμητη καταστροφή παρακείμενων ιστών σε διαδικασίες ακτινοβολήσης. Θεωρώντας ως δεδομένο ότι έχει γίνει κατάλληλη επιλογή του τύπου του laser που θα χρησιμοποιηθεί στην εκάστοτε εφαρμογή (π.χ. δεν μπορεί να επιλεγεί laser που εκπέμπει στα ορατά μήκη κύματος για ακτινοβολήση του κερατοειδή. Πρώτον, επειδή ο κερατοειδής δεν απορροφά σε εκείνη την περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και δεύτερον επειδή στο ορατό απορροφά έντονα ο αμφιβληστροειδής, που πρέπει να μείνει ανέπαφος), οι δύο κύριοι παράγοντες που ευθύνονται για τυχόν παρενέργειες είναι η θερμική διάχυση και ο χρόνος θερμικής αποκατάστασης του ιστού.

Κατά την ακτινοβολήση ενός ιστού, μέρος της θερμότητας που αναπτύσσεται διαχέεται και σε παρακείμενους ιστούς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αλλοίωση ή ακόμα και την καταστροφή τους. Αν και η έκταση τέτοιων βλαβών είναι συνήθως μικρή, μπορεί να είναι πολύ σημαντική για κάποιους ιστούς (π.χ. κερατοειδής, αμφιβληστροειδής), οπότε πρέπει να περιορίζεται στο ελάχιστο δυνατό. Προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η διάχυση της θερμότητας, θα πρέπει να απορροφηθεί από την επιλεγμένη προς ακτινοβολήση περιοχή, το μέγιστο δυνατό ποσοστό της προσπίπτουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Όμως, η θερμική διάχυση και ο χρόνος θερμικής αποκατάστασης συνδέονται. Αυτό συμβαίνει διότι η αύξηση της θερμοκρασίας ενός ιστού σε επίπεδα αλλαγής φάσης, χωρίς την ταυτόχρονη θέρμανση των γειτονικών ιστών, απαιτεί χρόνο έκθεσης του ιστού μικρότερο του χρόνου θερμικής αποκατάστασής του (Tanzi E.L. et al, 2003). Πρέπει δηλαδή, η διάρκεια του παλμού να είναι αρκετά μικρή, ώστε ο ιστός να προλαβαίνει να τον απορροφά και να ψύχεται προτού δεχθεί τον επόμενο παλμό. Το ποσοστό της απορροφούμενης ενέργειας E από τον ακτινοβολούμενο ιστό δίνεται από

τον τύπο: $E = E_o [1 - \exp(-\frac{t_t}{t_d})]$, όπου E_o : η προσπίπτουσα ενέργεια, t_t : ο χρόνος

θερμικής αποκατάστασης και t_d : ο χρόνος έκθεσης. Επίσης ο παραπάνω τύπος συνδέεται με το βάθος απορρόφησης I_a της ακτινοβολίας και τη σταθερά θερμικής

διάχυσης a του ιστού με τη σχέση: $t_d = \frac{I_a^2}{4a}$. Οπότε, γίνεται αντιληπτό ότι η επιλογή

ακτινοβολίας laser με μικρό βάθος απορρόφησης συνεπάγεται μικρότερο χρόνο θερμικής αποκατάστασης, άρα ελαχιστοποίηση της διαχεόμενης θερμότητας και τελικώς μικρότερη βλάβη των παρακείμενων ιστών.

4.5 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser και πολυμερών υλικών

Η μελέτη της αποδόμησης πολυμερών υλικών με χρήση ακτινοβολίας laser στην περιοχή του υπεριώδους ξεκίνησε από το 1982. Ο Srinivasan και οι συνάδελφοί του στο IBM Thomas J. Watson Research Center ήταν από τους πρώτους που ασχολήθηκαν ενδελεχώς με το φωτοχημικό μηχανισμό και την εφαρμογή του στην αλληλεπίδραση υπεριώδους ακτινοβολίας και πολυμερών υλικών. Μάλιστα εισήγαγαν τον όρο «αποδομητική φωτοαποσύνθεση - ablative photodecomposition» για το φαινόμενο της δημιουργίας τομών και εκτίναξης οργανικών στερεών υλικών κατά την ακτινοβολήση με excimer lasers (Srinivasan R. et al, 1986, Chirila T.V. et al, 1992).

Όπως και στην αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας laser με βιολογικούς ιστούς, έτσι και στην αλληλεπίδρασή της με πολυμερή υλικά, υπάρχουν τρεις μηχανισμοί. Ο φωτοχημικός, ο φωτοθερμικός και ο φωτομηχανικός μηχανισμός. Το ποιος μηχανισμός θα επικρατήσει εξαρτάται από τις ιδιότητες του πολυμερούς, αλλά και από τις συνθήκες διέγερσής του (μήκος κύματος της ακτινοβολίας, διάρκεια παλμού και πυκνότητα ενέργειας).

Συνήθως όταν ένα πολυμερές ακτινοβολείται με υπεριώδη ακτινοβολία, λαμβάνουν χώρα φωτοχημικά φαινόμενα, αν και κάποιες μελέτες υποστηρίζουν ότι μπορεί παράλληλα να υπάρξουν και φωτοθερμικά φαινόμενα (Srinivasan R. et al, 1986, Chirila T.V. et al, 1992, Tsuboi Y. et al, 1995, Bityurin N. et al, 2002). Σύμφωνα με αυτές, η συνεισφορά του κάθε μηχανισμού εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την πυκνότητα ενέργειας της δέσμης του laser, μιλώντας πάντα για το ίδιο μήκος κύματος. Για χαμηλές πυκνότητες ενέργειας ο φωτοθερμικός μηχανισμός μπορεί να θεωρηθεί αμελητέος, για μεγαλύτερες πυκνότητες ενέργειας υπερισχύει, ενώ για ακόμα μεγαλύτερες υπάρχει συνεισφορά του φωτοθερμικού αλλά κυριαρχία του φωτοχημικού μηχανισμού (Spyratou E. et al, 2010). Όσον αφορά το μήκος κύματος του laser, όσο μικρότερο είναι, τόσο εντονότερα είναι τα φωτοχημικά φαινόμενα (Torrissi L. et al, 2008). Παρόλα αυτά, ακόμα και στο υπεριώδες έχουν παρατηρηθεί φωτοθερμικά φαινόμενα. Για παράδειγμα, όταν ακτινοβολείται πολυιμίδιο (PI) με excimer laser μήκους κύματος 248nm και πυκνότητα ενέργειας 36mJ/cm^2 , η θερμοκρασία στο σημείο εστίασης της δέσμης πάνω στην επιφάνειά του μπορεί να ανέλθει στους 1355°C (Yung W.K.C. et al, 2000).

Στο αρχικό στάδιο του φωτοχημικού μηχανισμού, ο παλμός του laser έχοντας επαρκή ενέργεια διεγείρει τα ατομικά ηλεκτρόνια. Στη συνέχεια σπάνε οι χημικοί δεσμοί του πολυμερούς, με αποτέλεσμα την αποκοπή ομάδων ατόμων από την αλυσίδα του. Έτσι, μπορούν να δημιουργηθούν πολυμερή με μικρότερο μοριακό βάρος, μονομερή και ελεύθερες ανθρακικές ρίζες πάνω στην κύρια αλυσίδα που με τη σειρά τους μπορούν να δεχθούν άλλα μονομερή δημιουργώντας διακλαδώσεις. Για παράδειγμα, το κύριο προϊόν της αποδόμησης του PMMA από laser στην περιοχή του υπεριώδους είναι το ίδιο πολυμερές αλλά με μικρότερο μοριακό βάρος. Το μονομερές του (MMA) εμφανίζεται σε μικρά ποσοστά ανάλογα με το μήκος κύματος του laser (για παράδειγμα <1% για laser των 248nm και 18% για laser των 193nm) (Srinivasan R. et al, 1986). Σε πιο πρόσφατη μελέτη (Torrissi L. et al, 2008) όπου ακτινοβολήθηκε PMMA με KrF laser στα 248nm, δεν παρατηρήθηκε εμφάνιση MMA (100amu), αλλά αναφέρονται προϊόντα όπως: CO (28amu), CO₂ (44amu), COH₃ (31amu), COOCH₃ (59amu), CH₃OH (32amu), CH₄ (16amu), HCOOCH₃ (60amu), καθώς και

ασετυλινομάδες ($C_2H_2^-$), μεθυλομάδες (CH_3^-) και βενζολομάδες ($C_6H_6^-$). Επίσης, στην ίδια μελέτη, παρατηρήθηκε πως στα 5eV (248nm) ο χημικός δεσμός C–H που έχει ενέργεια σύνδεσης 3.5eV μπορεί να σπάσει με ένα μόνο φωτόνιο. Το σπάσιμο χημικών δεσμών με ενέργειες σύνδεσης μεγαλύτερες από 5eV, όπως C–C (6.3eV) και C–O (11.2eV) απαιτεί περισσότερα φωτόνια και συμβαίνει με παλμούς συντομότερους ή ίσους της τάξης των picoseconds. Σε περίπτωση που υπάρχει περίσσεια ενέργειας από αυτή που απαιτείται για το σπάσιμο των δεσμών, θα κατανεμηθεί στα προϊόντα της αποδόμησης (Srinivasan R. et al, 1989). Τότε και ιδίως όταν ο παλμός είναι της τάξης των nanoseconds ή και συντομότερος, αυτή η περίσσεια ενέργειας των προϊόντων τους επιτρέπει να εκτοξεύονται γύρω από την περιοχή της αποδόμησης. Αξίζει να σημειωθεί πως όταν υπάρχει μεταβολή στα μοριακά χαρακτηριστικά του πολυμερούς, μεταβάλλεται και η θερμοκρασία υαλώδους μετάβασής του. Για παράδειγμα, αυτή αυξάνεται όταν προσαρτώνται πλευρικά στην πολυμερική αλυσίδα άτομα ή ομάδες ατόμων, καθώς η δημιουργία πλευρικών διακλαδώσεων περιορίζει την μοριακή κίνηση (Callister W.D., 2008).

Σε κάποιες περιπτώσεις τα φωτόνια που προσπίπτουν στο πολυμερές δεν προκαλούν απευθείας ρήξη των δεσμών του, αλλά αυξάνουν τις ταλαντώσεις των μορίων του και άρα τη θερμοκρασία του (κυρίως όταν βρίσκονται στο κοντινό ή μέσο υπέρυθρο). Τότε θεωρείται ότι λαμβάνουν χώρα φωτοθερμικά φαινόμενα, τα οποία μπορούν να οδηγήσουν στη δημιουργία προϊόντων ίδιων με αυτών που προέρχονται από το φωτοχημικό μηχανισμό (Srinivasan R. et al, 1989). Ένας άλλος μηχανισμός που εξηγεί τη θέρμανση του πολυμερούς είναι μέσω της κυκλικής πολυφωτονικής απορρόφησης. Σύμφωνα με αυτό το μοντέλο, τα διεγερμένα μόρια που δημιουργούνται στα πρώτα στάδια του παλμού του laser αποδιεγείρονται ταχύτατα προς την θεμελιώδη κατάσταση, με αποτέλεσμα να προλαβαίνουν να απορροφήσουν πολλά φωτόνια κατά τη διάρκεια ενός και μόνο παλμού. Αυτό, σε συνδυασμό με τη μικρή θερμική διάχυση των πολυμερών υλικών, επιτρέπει τη σημαντική τοπική αύξηση της θερμοκρασίας. Η βαθμίδα θερμοκρασίας που δημιουργείται με αυτόν τον τρόπο μπορεί να οδηγήσει σε ταχεία διαστολή και ως συνέπεια αποδόμηση του πολυμερούς (Masubuchi T. et al, 2001). Η περιοχή στην οποία διαχέεται η θερμότητα είναι μικρή σε σύγκριση με το βάθος διείσδυσης της δέσμης του laser και μπορεί να θεωρηθεί αμελητέα. Εξαρτάται από τη θερμική διάχυση D του πολυμερούς και τη διάρκεια του παλμού. Για παράδειγμα, για $D \approx 1 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$ και παλμό διάρκειας $t = 10\text{--}20 \text{ ns}$ το βάθος διάχυσης της θερμότητας θα είναι $x_d = (D \cdot t)^{1/2} = 31 - 44 \text{ nm}$ (Dyer P.E., 2003).

Στο φωτομηχανικό μηχανισμό επέρχεται ρήξη του πολυμερούς λόγω της δημιουργίας μηχανικών κυμάτων και τάσεων, η οποία μπορεί να οφείλεται σε εκτόνωση πλάσματος. Επίσης, καθώς ακτινοβολείται το πολυμερές και δημιουργούνται μονομερή μέσω των μηχανισμών που προαναφέρθηκαν, μεταβάλλεται ο όγκος του υλικού. Αυτό συμβαίνει διότι τα μονομερή που δημιουργούνται καταλαμβάνουν περισσότερο όγκο από το πολυμερές από το οποίο προήλθαν, αυξάνοντας την πίεση και άρα τις μηχανικές τάσεις μέσα στο υλικό. Ακόμα, κάποια από τα προϊόντα της αποδόμησης μπορεί να είναι αέρια (π.χ. στα ακρυλικά πολυμερή, η εξάτμιση των μορίων νερού που περιέχουν) οδηγώντας σε αύξηση της πίεσης στο εσωτερικό του πολυμερούς και ακόλουθη εκτόνωσή της μέσω μηχανικών κυμάτων. Για παράδειγμα, κατά την αλληλεπίδραση πολυμερών με υπέρυθρη ακτινοβολία από Nd:YAG (πρώτη

αρμονική - 1064nm), με ενέργεια της τάξης των Joule και διάρκεια παλμού της τάξης των ns, κυριαρχεί ο φωτομηχανικός μηχανισμός.

Σε πρόσφατη μελέτη (Spyratou E. et al, 2010) προτάθηκε ένας ενιαίος τύπος για την περιγραφή του βάθους της αποδόμησης σε ενδοφακούς από lasers που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους, ο οποίος συγκεράζει το φωτοχημικό και το φωτοθερμικό μηχανισμό. Αυτός ο τύπος αποτελείται από το άθροισμα δύο παραστάσεων. Η πρώτη είναι ο γνωστός νόμος του Beer που περιγράφει τη φωτοχημική και η δεύτερη περιγράφει τη φωτοθερμική διαδικασία της αποδόμησης. Ο τύπος και οι σταθερές που επισέρχονται σε αυτόν είναι:

$$X = x_{\text{photochemical}} + x_{\text{photothermal}} = \frac{1}{\alpha_{\text{eff}}} \cdot \ln\left(\frac{F}{F_{\text{th}}}\right) - \frac{1}{D} \cdot \int \frac{F}{F_{\text{th}}} \cdot \exp\left(\frac{B}{F}\right) \cdot dF,$$

$$B = \frac{E_{\text{act}} \cdot C_p \cdot d}{R \cdot \alpha},$$

- όπου: X: βάθος αποδόμησης ανά παλμό (cm)
 α_{eff} : ενεργός συντελεστής απορρόφησης (cm^{-1})
 α : συντελεστής απορρόφησης (cm^{-1})
F: πυκνότητα ενέργειας (J/cm^2)
 F_{th} : κατώφλι πυκνότητας ενέργειας (J/cm^2)
D: συντελεστής εξαρτώμενος από το μήκος κύματος λ (pulse/ μm)
 E_{act} : ενέργεια ενεργοποίησης διαχωρισμού (kJ/mol)
 C_p : ειδική θερμοχωρητικότητα ($\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$)
d: πυκνότητα του υλικού (kg/m^3)
R: παγκόσμια σταθερά των αερίων (=8.3144621 J/mol·K)

Parameters	PMMA intraocular lens	Acrylic intraocular lens
C_p (J/kg K)	1.42	1.47
d (kg/cm^3)	1.9	1.4
E_{act} (kJ/mol)	348	348
α (cm^{-1})	240×10^3	-828×10^3
D (pulse/ μm)	-0.21	-0.81
B (J/cm^2)	0.47	-0.104

Πίνακας 4.5.1: Τιμές παραμέτρων των παραπάνω σχέσεων για ενδοφακούς από PMMA και υδρόφοβο ακρυλικό. Πηγή: (Spyratou E. et al, 2010).

Επίσης πρέπει να αναφερθεί πως κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης ενός πολυμερούς υλικού επειδή δημιουργούνται νέα μικρότερα μόρια αλλάζουν οι οπτικές ιδιότητές του. Για παράδειγμα, κατά την ακτινοβολήση PMMA με την πέμπτη αρμονική Nd:YAP laser (216nm), με πυκνότητα ενέργειας $0.5\text{mJ}/\text{cm}^2$, ο δείκτης διάθλασης του υλικού μεταβάλλεται από 1.49 σε 1.55 (Bityurin N. et al, 1997).

Τέλος, όσον αφορά τη διαδικασία της θραύσης των θερμοπλαστικών πολυμερών, μεταβάλλεται από ψαθυρή σε όλκιμη ανάλογα με τις συνθήκες. Παράγοντες που ευνοούν τη ψαθυρή θραύση είναι η μείωση της θερμοκρασίας, η αύξηση του ρυθμού παραμόρφωσης, η παρουσία οξειών εγχοπών, το αυξημένο πάχος του δείγματος και η τροποποίηση της χημικής και μοριακής δομής του πολυμερούς. Για παράδειγμα, το PMMA στους 4°C έχει συμπεριφορά ψαθυρού υλικού, ενώ στους 60°C όλκιμου (Callister W.D., 2008).

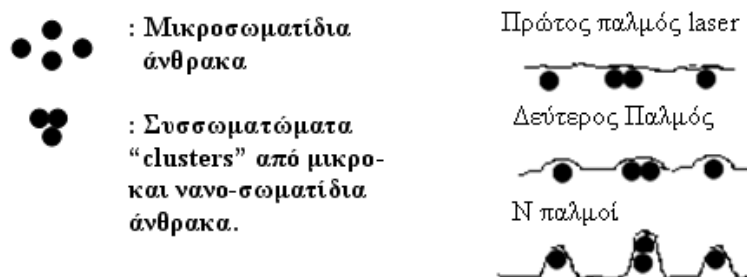
B' Μέρος – Πειραματικό**Κεφάλαιο 5: Αποδόμηση ενδοφακών με UV lasers****5.1 Εισαγωγή**

Η δυνατότητα επεξεργασίας της επιφάνειας ενδοφακών με χρήση ακτινοβολίας laser, με τελικό σκοπό την επιλεκτική αλλαγή του δείκτη διάθλασής τους αποτελεί αντικείμενο έρευνας. Αυτή η αλλαγή μπορεί να προκληθεί είτε από την επιφανειακή εγχάραξη (ομόκεντρων) δομών, είτε από την αλλαγή της ακτίνας καμπυλότητάς τους. Η ανάπτυξη των παραπάνω μεθόδων μπορεί να επιφέρει σημαντική διευκόλυνση στη χρήση ενδοφακών. Για παράδειγμα, δίνει τη δυνατότητα κατασκευής μητρικών ενδοφακών, με όμοιες οπτικές ιδιότητες, οι οποίοι μπορούν στη συνέχεια να εξειδικευτούν για τον εκάστοτε ασθενή. Έτσι μπορεί να αποφευχθεί η χρονοβόρος παραγγελία έτοιμων ενδοφακών από χώρες του εξωτερικού.

Ένα άλλο φαινόμενο που χρήζει περαιτέρω μελέτης, είναι η θόλωση που υφίστανται οι ενδοφακοί, μετά από παρατεταμένη χρήση τους, εξαιτίας της υπερϊώδους ακτινοβολίας του περιβάλλοντος. Τότε αλλάζουν οι οπτικές τους ιδιότητες καθώς αναπτύσσονται μεταξύ των μορίων τους σταυροδεσμοί (ενώνονται δηλαδή οι πολυμερικές τους αλυσίδες), με αποτέλεσμα να μεταβάλλεται ο δείκτης διάθλασής τους και να θολώνουν.

Έτσι, στη σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Ε.Μ.Π. γίνεται τα τελευταία χρόνια μια συστηματική μελέτη των ιδιοτήτων των ενδοφακών μέσω της αποδόμησής τους με τη χρήση μιας ποικιλίας πηγών laser (Μηλιώνη Δ., 2008, Serafetinides A.A. et al, 2008, Spyratou E. et al, 2010, Ζουλινάκης Γ., 2010). Η παρούσα διπλωματική εργασία έγινε στα πλαίσια αυτής της μελέτης, καθώς και για να διερευνηθεί περαιτέρω η εμφάνιση δομών σε κάποια προηγούμενα πειράματα (Σπυράτου Ε., 2010, Ζουλινάκης Γ., 2010). Αυτές οι δομές είχαν παρατηρηθεί και παλαιότερα στη βιβλιογραφία (Chirila et al, 1992). Πιο συγκεκριμένα μετά από την ακτινοβολία ενδοφακών με χρήση excimer laser στα 193nm, παρατηρήθηκε η δημιουργία έντονων κωνικών δομών μέσα στον κρατήρα, που ερμηνεύτηκε με βάση το φαινόμενο της προάσπισης (shielding). Σύμφωνα με αυτό το φαινόμενο, προσμίξεις (Hopp B. et al, 1997), μικρά σωματίδια του ίδιου του υλικού (Tokarev V.N. et al, 2003) ή συσσωματώματα μικροσωματιδίων άνθρακα (Σπυράτου Ε., 2010) δεν αποδομούνται από το μήκος κύματος και την πυκνότητα ενέργειας που χρησιμοποιείται. Όπως αναφέρεται στην εργασία των Silvain et al (Silvain J.F. et al, 1999) τα συσσωματώματα του άνθρακα, λόγω της υψηλής θερμικής αγωγιμότητάς τους, λειτουργούν ως κέντρα ρύθμισης της θερμοκρασίας του πολυμερούς, καθώς μειώνουν την τιμή της γύρω από αυτά. Έτσι, η αποδόμηση λόγω φωτοθερμικών φαινομένων γίνεται με μικρότερο ρυθμό γύρω τους, με αποτέλεσμα την “προστασία” (προάσπιση) των μορίων του πολυμερούς που βρίσκονται από κάτω τους. Επομένως, καθώς αποδομούνται διαδοχικά στρώματα του υλικού, εκτός των περιοχών που προασπίζονται, δημιουργούνται κωνικές δομές όπως φαίνεται σχηματικά και στην

εικόνα 5.1.1. Σύμφωνα με άλλες μελέτες, ο μηχανισμός δημιουργίας κωνικών δομών εξαρτάται από την πυκνότητα ενέργειας της δέσμης του laser. Για τιμές κάτω από κάποιο κατώφλι, οι κώνοι δημιουργούνται από προσμίξεις, ενώ για μεγαλύτερες τιμές, οι προσμίξεις αποδομούνται και υπεύθυνη για τη δημιουργία κωνικών δομών είναι η σκλήρυνση του υλικού λόγω φωτοχημικών φαινομένων που επάγονται από τη δράση του laser (Oliveira V. et al, 2008).



Εικ. 5.1.1 Σχηματική αναπαράσταση της δημιουργίας κωνικών δομών λόγω της ύπαρξης συσσωματωμάτων. Πηγή: (Σπυράτου Ε., 2010).

Για τα πειράματα της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκαν ενδοφακοί, με την ευγενική παραχώρηση του Δρ. Σπύρου Γεωργαρά. Αυτοί ήταν των εταιρειών 3M Vision Care, Alcon, Storz και Orpsia. Τα μοντέλα και οι διοπτρίες τους αναφέρονται αναλυτικά στα αντίστοιχα πειράματα. Επισημαίνεται ότι το υλικό των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών θα αναφέρεται ως “acrylic”, ενώ των υδρόφιλων ακρυλικών (υδρογέλης) ως “hydrogel”. Επίσης ότι οι ενδοφακοί της σειράς “SN” της εταιρείας Alcon, έχουν όλοι κάποιες χρωστικές που απορροφούν την υπεριώδη ακτινοβολία, δίνοντάς τους χαρακτηριστικό κίτρινο χρώμα και γι’ αυτό θα αναφέρονται ως “κίτρινοι”. Τέλος, πρέπει να σημειωθεί ότι καθότι η ακριβής σύσταση των υλικών των ενδοφακών δε γνωστοποιείται από τις εταιρείες κατασκευής τους, οι μηχανισμοί με βάση τους οποίους εξηγείται η συμπεριφορά τους κατά την ακτινοβόλησή τους είναι πιθανοί και όχι βέβαιοι.

Τα lasers που χρησιμοποιήθηκαν ήταν δύο ειδών. Excimer laser (ArF – 193nm) και Nd:YAG (3^η αρμονική – 355nm). Τα χαρακτηριστικά του καθενός laser αναφέρονται στα αντίστοιχα πειράματα. Στη συνέχεια παρουσιάζεται η μεθοδολογία και τα πειραματικά αποτελέσματα της αποδόμησης ενδοφακών με lasers.

5.2 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση ArF laser ($\lambda=193\text{nm}$)

Η ακτινοβόληση έλαβε χώρα στο οφθαλμολογικό ινστιτούτο «Οφθαλμός» του κυρίου Σπύρου Γεωργαρά, ο οποίος παραχώρησε ευγενικά τόσο ένα χειρουργικό excimer laser όσο και μια πληθώρα ενδοφακών. Χειριστής του laser ήταν ο κ. Θανάσης Παλαιολόγος, ενώ στο πείραμα βοήθησαν η κα. Αγγελική Ψωμάδη και ο κ. Κωνσταντίνος Οικονομάκης, ειδικευόμενοι οφθαλμίατροι.

Το excimer laser ήταν της εταιρείας Bausch & Lomb (Technolash – Z100). Λειτουργούσε στα 26.5kV με αέριο ArF, εκπέμποντας παλμούς στα 193nm (ενέργεια φωτονίου: 10.3eV) που ο καθένας είχε διάρκεια 18ns. Η συχνότητα των παλμών μπορούσε να ρυθμιστεί σε μια πληθώρα τιμών. Το προφίλ της δέσμης που παρήγαγε ήταν γκαουσιανό με διάμετρο που μπορούσε να ρυθμιστεί στα 1mm ή 2mm με τη βοήθεια κατάλληλων οπτικών στοιχείων.

Το laser αρχικά επιλέχθηκε να λειτουργεί με συχνότητα 100Hz, η οποία είναι παραπλήσια με τις συχνότητες που χρησιμοποιούνται σε επεμβάσεις διαμόρφωσης του κερατοειδή.



Εικ. 5.2.1 Το χειρουργικό excimer laser του «Οφθαλμού».

Πριν τη διεξαγωγή των πειράματων μετρήθηκε με τη βοήθεια ενεργόμετρου (Ophir της εταιρείας Nova) η μέγιστη ενέργεια της δέσμης του laser. Για δέσμη διαμέτρου 1mm ήταν $(1.19 \pm 0.01)\text{mJ}$ και για δέσμη διαμέτρου 2mm ήταν $(7.46 \pm 0.01)\text{mJ}$. Αυτή η διαφορά οφείλεται στις διαφορετικές οπτικές ιδιότητες του κρυστάλλου που χρησιμοποιείται για την παραγωγή της κάθε δέσμης. Τα πειράματα έγιναν με τη μέγιστη ενέργεια της κηλίδας των 2mm, δίνοντας έτσι πυκνότητα ενέργειας:

$$F = \frac{E(\text{J})}{\pi \cdot r^2(\text{cm}^2)} \pm \frac{\delta E(\text{J})}{\pi \cdot r^2(\text{cm}^2)} = \frac{7.46 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2} \pm \frac{0.01 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2} =$$

$$= 0.2375 \pm 0.0003 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2} \cong 0.24 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$$

Αυτή η τιμή είναι της ίδιας τάξης μεγέθους με την πυκνότητα ενέργειας των $0.5 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$ που χρησιμοποιήθηκε σε προηγούμενα αντίστοιχα πειράματα (Σπυράτου Ε., 2010) αλλά και μέσα στα όρια των τιμών που προτείνει η εταιρεία Alcon για τη μορφοποίηση της επιφάνειας των ενδοφακών της με χρήση laser που εκπέμπει στα 193nm (Simpson M.J. et al, 2009).

Για να επιβεβαιωθεί ότι η διάμετρος της δέσμης ήταν 2mm, καθώς και ότι τα δείγματα βρίσκονταν πάνω στο σημείο εστίασής της, προτού ακτινοβοληθούν ελήφθη το αποτύπωμα της δέσμης (spot) σε ένα φωτογραφικό χαρτί. Αυτό στη συνέχεια μετρήθηκε στα εργαστήρια του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π. με τη βοήθεια στερεοσκοπίου (traveling microscope) με βαθμονομημένο σταυρόνημα προσαρμοσμένο σε οπτικό μικροσκόπιο. Η διάμετρος του άσπρου κυκλικού δίσκου που είχε δημιουργηθεί στο μαύρο φωτογραφικό χαρτί μετρήθηκε στα 2mm, επιβεβαιώνοντας την ονομαστική της τιμή, καθώς και ότι τα δείγματα που ακτινοβολήθηκαν είχαν τοποθετηθεί στο σημείο εστίασης της δέσμης.

Η θερμοκρασία περιβάλλοντος ήταν 19°C και η υγρασία 38%. Οι ενδοφακοί που χρησιμοποιήθηκαν ήταν εννέα κατασκευασμένοι από πολυ(μεθακρυλικό μεθυλεστέρα) (PMMA) της εταιρίας 3M Vision Care και τρεις υδρόφοβοι ακρυλικοί της Alcon. Τα ακριβή στοιχεία των ενδοφακών δίνονται στον παρακάτω πίνακα.

Στοιχεία ενδοφακών				
Δείγμα	Εταιρεία κατασκευής	Τύπος	Υλικό κατασκευής	Διοπτρίες (D)
1	3M Vision Care	11LE	PMMA	18.5
2	3M Vision Care	11LE	PMMA	16.5
3	3M Vision Care	815LE	PMMA	19
4	3M Vision Care	815LE	PMMA	19
5	3M Vision Care	815LE	PMMA	19
6	3M Vision Care	15LE	PMMA	19
7	3M Vision Care	11LE	PMMA	19
8	3M Vision Care	815LE	PMMA	19.5
9	3M Vision Care	815LE	PMMA	18
10	Alcon	J739	Acrylic	17
11	Alcon	MA60MA	Acrylic	1
12	Alcon	SN60WF	Acrylic	19.5

Πίνακας 5.2.1 Στοιχεία ενδοφακών.

Τα δείγματα τοποθετήθηκαν οριζοντίως στην οπτική τράπεζα του laser, στερεώθηκαν, ευθυγραμμίστηκαν (κάθετα) με τη δέσμη του και στη συνέχεια ακτινοβολήθηκαν. Λόγω της μεγάλης διαμέτρου της δέσμης (2mm) σε σχέση με τη διάμετρο των ενδοφακών (6mm), επιλέχθηκε να δημιουργηθεί μόνο ένας κρατήρας σε κάθε ενδοφακό, ώστε να αποφευχθεί η τυχόν δημιουργία ρωγμών λόγω των μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται. Εξαιρεση αποτέλεσε το δεύτερο δείγμα, καθώς δεν ενδιέφερε η ποιότητα του κρατήρα, όπως θα αναλυθεί στη συνέχεια. Οι κρατήρες έγιναν στο κέντρο των ενδοφακών προκειμένου το μέτωπο της δέσμης να συναντά ομοιόμορφη κλίση, πέφτοντας κάθετα στην επιφάνειά τους.

Για να υπάρχει ένα σημείο αναφοράς ως προς τον αριθμό των παλμών που μπορούσε να χρησιμοποιηθεί, ακτινοβολήθηκαν ενδοφακοί και των δύο εταιριών εως ότου διατρηθούν. Καθώς στα συγκεκριμένα πειράματα δεν ενδιέφερε ο ακριβής αριθμός παλμών στον οποίο συνέβαινε η διάτρηση, αυτή ανιχνευόταν οπτικά σε μια οθόνη που προβαλλόταν ο ενδοφακός σε πρώτο χρόνο, με τη βοήθεια της κάμερας της

τράπεζας του laser. Τα δύο πρώτα δείγματα (PMMA) που είχαν λιγότερες διοπτρίες (άρα και μικρότερο πάχος) (18.5D και 16.5D αντίστοιχα) διατρήθηκαν στην περιοχή των 1300 με 1600 παλμών, ενώ το τρίτο (19D) στους ~2800 παλμούς. Ο ακρυλικός ενδοφακός διατρήθηκε στους ~5500 παλμούς. Με αυτά τα νούμερα ως άνω όρια ακτινοβολήθηκαν οι υπόλοιποι ενδοφακοί.

Παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στη συμπεριφορά των ενδοφακών κατά την ακτινοβόλησή τους, οι οποίες οφείλονται στις διαφορετικές ιδιότητες του PMMA από το υδρόφοβο ακρυλικό. Οι ενδοφακοί που ήταν κατασκευασμένοι από PMMA αποδομήθηκαν πιο γρήγορα (διατρήθηκαν με σημαντικά λιγότερους παλμούς) από αυτούς που ήταν κατασκευασμένοι από ακρυλικό υλικό, λόγω του μικρότερου ρυθμού αποδόμησης που παρουσιάζουν τα υδρόφοβα ακρυλικά υλικά. Μία άλλη σημαντική διαφορά, εντοπίζεται στα έντονα θερμικά φαινόμενα που εμφάνισαν, καθώς υπήρχε σημαντική παρουσία λευκού καπνού και οσμή καμένου πλαστικού χωρίς όμως παρουσία φλόγας ή πλάσματος. Αντίθετα, οι υδρόφοβοι ακρυλικοί ενδοφακοί εμφάνισαν πλάσμα χρώματος ανοιχτού κίτρινου (συνοδευόμενο από χαρακτηριστικό ήχο) στα χείλη του κρατήρα. Στο τέλος της ακτινοβόλησης, στα χείλη του κρατήρα όπου και παρατηρήθηκε το πλάσμα, υπήρχε έντονη αμαύρωση του υλικού. Τα παραπάνω παρατίθενται συγκεντρωτικά στον πίνακα που ακολουθεί.

Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβόλησης						
Δείγμα	Υλικό κατασκευής	Αρ. παλμών	Διάτρηση	Καπνός	Οσμή καμένου πλαστικού	Πλάσμα
1	PMMA	1400	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι
2	PMMA	1600(up)/1300	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι
3	PMMA	2800	Ναι	Ναι	Ναι	Όχι
4	PMMA	2290	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
5	PMMA	1720	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
6	PMMA	1297	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
7	PMMA	735	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
8	PMMA	116	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
9	PMMA	1006	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
10	Acrylic	5500	Ναι	Όχι	Όχι	Ναι
11	Acrylic	1027	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι
12	Acrylic	3016	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι

Πίνακας 5.2.2 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβόλησης.

Προκειμένου να υπάρχει μια πιο ολοκληρωμένη καταγραφή της συμπεριφοράς των ενδοφακών κατά την ακτινοβόληση τους με excimer laser, αποφασίστηκε να ακτινοβοληθούν μερικοί ακόμα ενδοφακοί με χαμηλότερες συχνότητες. Αυτοί επιλέχθηκαν να είναι σε αντιστοιχία με τους ενδοφακούς που ακτινοβολήθηκαν αρχικά. Γι' αυτό το λόγο ακτινοβολήθηκε ένας ενδοφακός από PMMA (της εταιρείας 3M Vision Care), ένας κίτρινος και ένας διάφανος υδρόφοβος ακρυλικός (της εταιρείας Alcon). Επίσης ο κ. Γεωργαράς παραχώρησε και έναν ενδοφακό σιλικόνης (της εταιρείας Orpsia) καθώς και δύο υδρόφιλους ακρυλικούς (της εταιρείας Storz). Τα ακριβή στοιχεία των παραπάνω ενδοφακών παρατίθενται στον πίνακα 5.2.3. Η

ενέργεια της δέσμης του laser ήταν λόγω τεχνικού προβλήματος 6.05mJ, έχοντας όμως πυκνότητα ίδιας τάξης μεγέθους με την πρώτη ακτινοβολήση. Πιο συγκεκριμένα:

$$F = \frac{E(J)}{\pi \cdot r^2 (cm^2)} \pm \frac{\delta E(J)}{\pi \cdot r^2 (cm^2)} = \frac{6.05 \cdot 10^{-3} J}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} cm^2} \pm \frac{0.01 \cdot 10^{-3} J}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} cm^2} =$$

$$= 0.1927 \pm 0.0003 \frac{J}{cm^2} \cong 0.19 \frac{J}{cm^2}$$

Όλοι οι ενδοφακοί ακτινοβολήθηκαν με περίπου 1500 παλμούς, ώστε να δημιουργηθεί κρατήρας αλλά να μην υπάρξει κίνδυνος διάτρησής τους. Εξαιρέση αποτέλεσε ο ενδοφακός σιλικόνης που επειδή δεν είχε ακτινοβοληθεί παρόμοιος δέχθηκε μόνο 1000 παλμούς για τον ίδιο λόγο.

Στοιχεία ενδοφακών					
Δείγμα	Εταιρεία κατασκευής	Τύπος	Υλικό κατασκευής	Διοπτρίες (D)	Ενέργεια παλμού (mJ)
1	3M Vision Care	815LE	PMMA	18	6.05
2	Alcon	SN60WF	Acrylic	18	6.05
3	Alcon	MA30BA	Acrylic	22.5	6.05
4	Storz	H60M	Hydrogel	15	6.05
5	Storz	H60M	Hydrogel	16	6.05
6	Opsia	KELIOS 600	Silicone	21.5	6.05

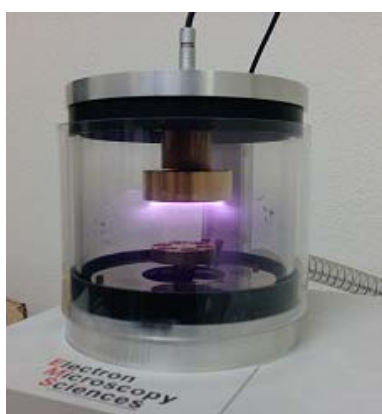
Πίνακας 5.2.3 Στοιχεία ενδοφακών.

Καθότι υπήρχε μόνο ένας ενδοφακός από PMMA, κρίθηκε σκόπιμο να χρησιμοποιηθεί μια αρκετά χαμηλή συχνότητα (5Hz) για να μη διατρηθεί. Την ώρα της ακτινοβολήσης του παρατηρήθηκαν θερμικά φαινόμενα (καπνός και οσμή καμένου πλαστικού), αλλά σε σημαντικά μικρότερο βαθμό από όταν είχαν χρησιμοποιηθεί 100Hz. Όσον αφορά τους δύο υδρόφοβους ακρυλικούς, ο ένας ακτινοβολήθηκε με 50Hz και ο άλλος με 5Hz. Δεν παρήγαγαν καπνό ή έντονη οσμή, όμως εμφάνισαν, όπως οι αντίστοιχοι στα 100Hz, πλάσμα χρώματος ανοιχτού κίτρινου. Το πλάσμα υπήρχε σε κάθε παλμό του laser στα χείλη του κρατήρα, αμαυρώνοντάς τα. Οι δύο υδρόφιλοι ενδοφακοί, στερεώθηκαν σε μία βάση από τα άγκιστρά τους και προτού ακτινοβοληθούν στεγνώθηκαν με τη βοήθεια απορροφητικής γάζας. Καθώς δεν είχε ακτινοβοληθεί στην πρώτη φάση του πειράματος (με τα 100Hz) υδρόφιλος ακρυλικός ενδοφακός, η δέσμη για τον έναν από τους δύο ρυθμίστηκε σ' αυτήν τη συχνότητα και για να αποφευχθεί τυχόν διάτρησή του, δέχθηκε 1200 παλμούς. Ο άλλος ακτινοβολήθηκε με 5Hz και 1500 παλμούς. Υπήρχε διαφορά στη συμπεριφορά τους καθώς δεν υπήρχε ούτε έντονη οσμή καμένου πλαστικού (όπως σε αυτούς που ήταν από PMMA), αλλά ούτε και δημιουργία πλάσματος (όπως στους υδρόφοβους ακρυλικούς). Ο καπνός που παρατηρήθηκε ήταν πολύ περισσότερος στα 100Hz απ' ότι στα 5Hz. Τέλος, ο ενδοφακός που ήταν κατασκευασμένος από σιλικόνη παρουσίασε εντελώς διαφορετική συμπεριφορά. Δεν υπήρξε ούτε οσμή καμένου πλαστικού, ούτε καπνός, ούτε και πλάσμα. Αντιθέτως από το μικροσκόπιο που ήταν προσαρτημένο στο laser γινόταν αντιληπτό πως καθώς προχωρούσε η αποδόμηση του υλικού, εμφανίζονταν περιοχές με αμαύρωση.

Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης							
Δείγμα	Υλικό κατά-σκευής	Συχνότητα (Hz)	Αρ. παλμών	Καπνός	Οσμή καμένου πλαστικού	Πλάσμα	Αμαύρωση (κρατήρα)
1	PMMA	5	1500	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι
2	Acrylic	50	1500	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι
3	Acrylic	5	1500	Όχι	Όχι	Ναι	Όχι
4	Hydrogel	100	1200	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι
5	Hydrogel	5	1500	Ναι	Ναι	Όχι	Όχι
6	Silicon	25	1000	Όχι	Όχι	Όχι	Ναι

Πίνακας 5.2.4 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης.

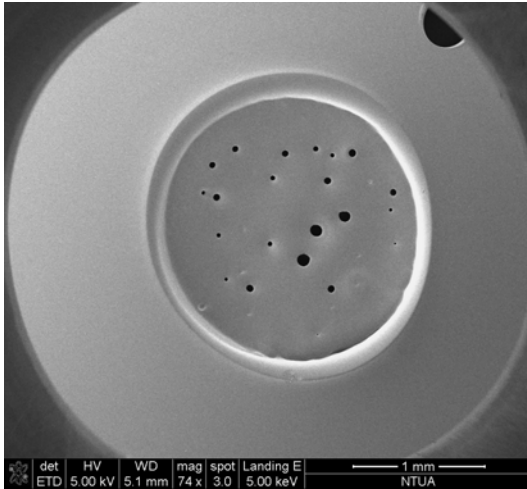
Στη συνέχεια κάποια αντιπροσωπευτικά δείγματα ενδοφακών παρατηρήθηκαν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (Scanning Electron Microscopy, S.E.M.). Η λειτουργία των ηλεκτρονικών μικροσκοπίων στηρίζεται σε μια δέσμη ηλεκτρονίων, που σε συνθήκες κενού, σαρώνει την επιφάνεια του προς εξέταση δείγματος. Τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με την επιφάνεια του δείγματος (σκεδαζονται, παράγονται δευτερογενή ηλεκτρόνια Auger και εκπέμπονται ακτίνες X), ενώ μια σειρά ανιχνευτών είναι υπεύθυνοι για την παραγωγή ηλεκτρικού σήματος. Επομένως, επειδή οι ενδοφακοί είναι κατασκευασμένοι από πολυμερή υλικά απαιτείται η πρωτότερη επεξεργασία τους ώστε να μπορούν να αλληλεπιδράσουν με τη δέσμη των ηλεκτρονίων. Για να γίνει αυτό εφικτό τοποθετούνται ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια στο εσωτερικό μιας συσκευής που αρχικά δημιουργεί κενό αέρος. Στη συνέχεια ο χώρος πληρείται με ευγενές αέριο (π.χ. αργό) και τότε παράγεται πλάσμα ανάμεσα στα δύο ηλεκτρόδια. Στην κάτω επιφάνεια του άνω ηλεκτροδίου υπάρχει ένα φύλλο χρυσού που λόγω του πλάσματος και της διαφοράς δυναμικού δημιουργεί ένα λεπτό υμένιο στην επιφάνεια του ενδοφακού, πάχους 15nm, κάνοντάς την αγωγίμη (μπορούν να παραχθούν ηλεκτρόνια Auger). Παρακάτω παρατίθενται φωτογραφίες τόσο της συσκευής επιμετάλλωσης με χρυσό, όσο και του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π..



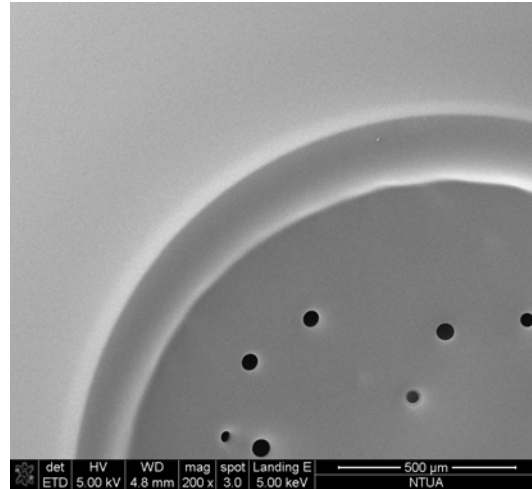
Εικ. 5.2.2 Το σύστημα επιμετάλλωσης του Τομέα Φυσικής στο Ε.Μ.Π.. Διακρίνονται τα δύο κυλινδρικά ηλεκτρόδια καθώς και το πλάσμα που έχει δημιουργηθεί (ιώδους χρώματος).



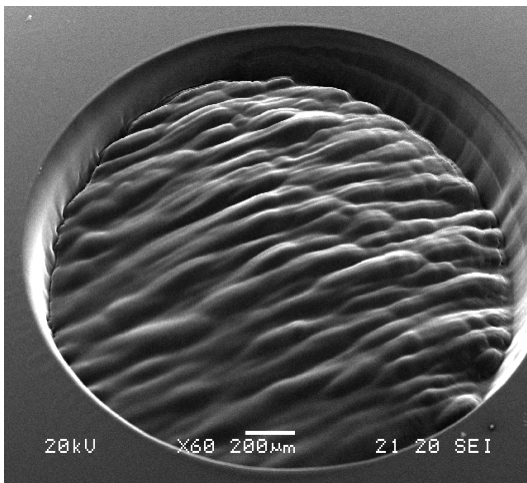
Εικ. 5.2.3 Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης του Τομέα Φυσικής στο Ε.Μ.Π.. Η πόρτα που παρέχει πρόσβαση στην τράπεζα του μικροσκοπίου είναι ανοιχτή για την τοποθέτηση των δειγμάτων.

Αντιπροσωπευτικές εικόνες των ακτινοβολημένων με ArF laser ενδοφακών

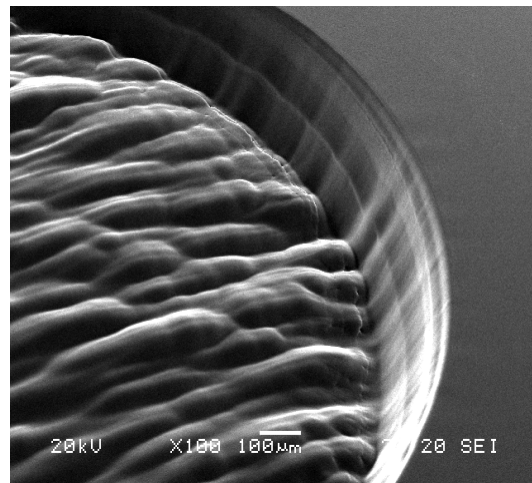
Εικ. 5.2.4 3M 815LE, 100Hz, 1720 παλμοί.



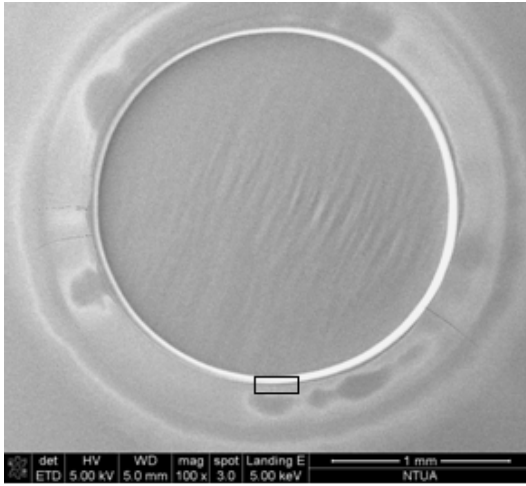
Εικ. 5.2.5 3M 815LE, 100Hz, 1720 παλμοί. Μεγέθυνση.



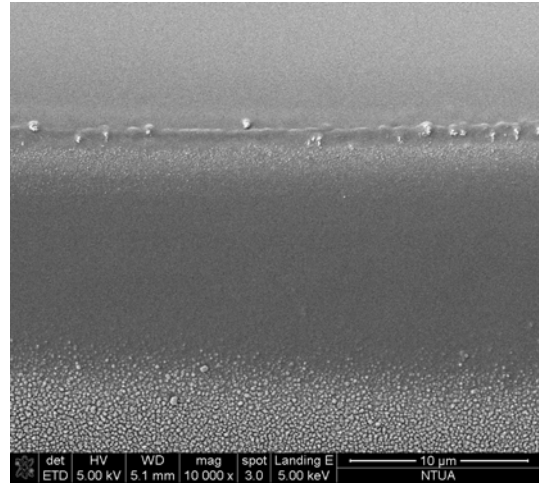
Εικ. 5.2.6 3M 815LE, 5Hz, 1500 παλμοί.



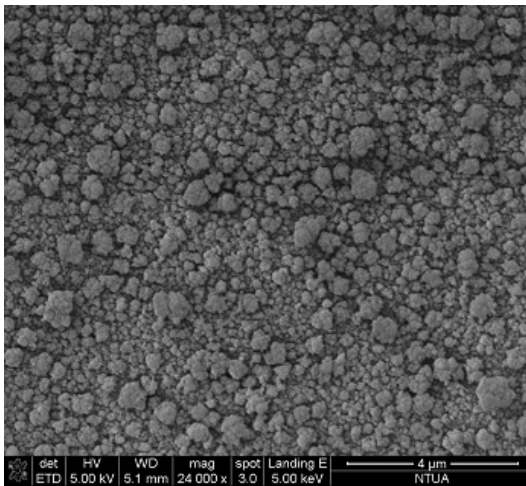
Εικ. 5.2.7 3M 815LE, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση. Διακρίνεται ότι οι κυματισμοί ξεκινούν από τα τοιχώματα του κρατήρα.



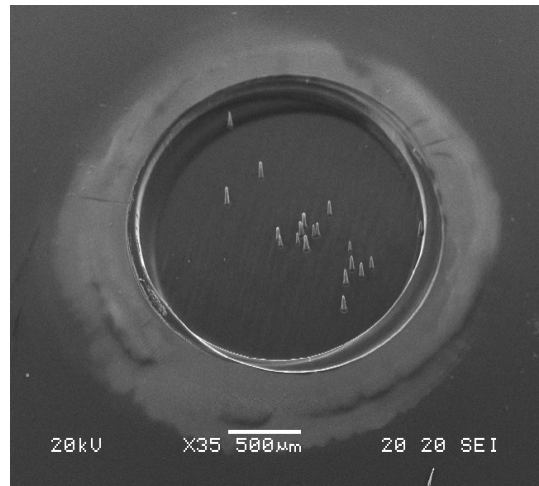
Εικ. 5.2.8 Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί. Οι σκούρες περιοχές στα χείλη του κρατήρα είχαν παρουσιάσει αμαύρωση.



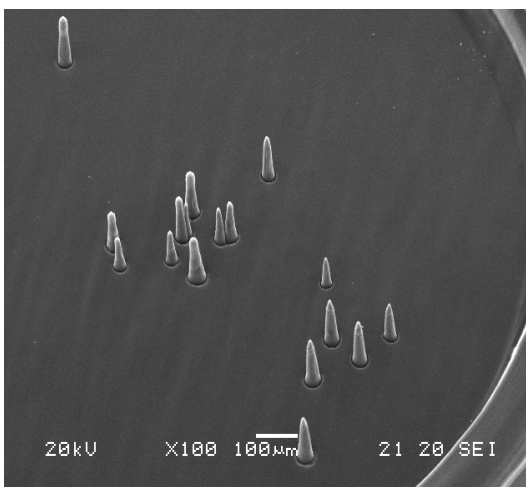
Εικ. 5.2.9 Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί. Μεγέθυνση της περιοχής που είναι σε μαύρο πλαίσιο στην εικόνα 5.2.8.



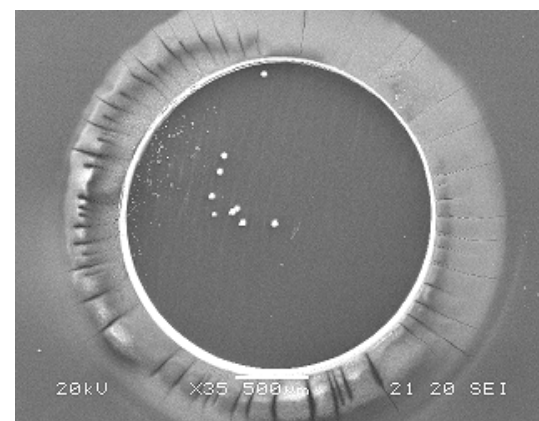
Εικ. 5.2.10 Alcon MA60MA, 100Hz, 1027 παλμοί. Μεγέθυνση του κάτω τμήματος της εικόνας 5.2.9.



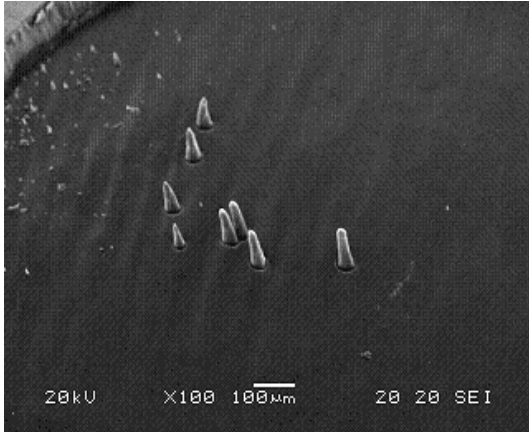
Εικ. 5.2.11 Alcon SN60WF, 50Hz, 1500 παλμοί. Διακρίνονται κωνικές δομές.



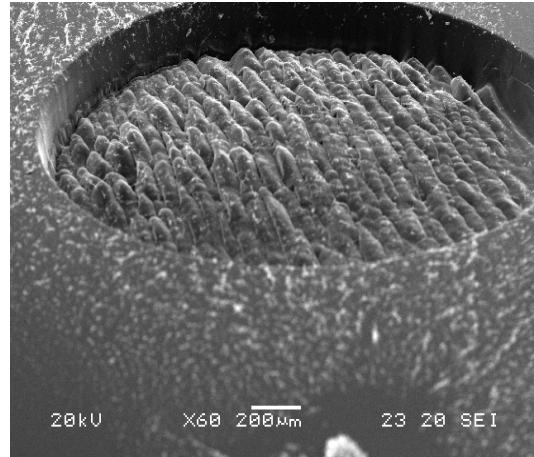
Εικ. 5.2.12 Alcon SN60WF, 50Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση κωνικών δομών.



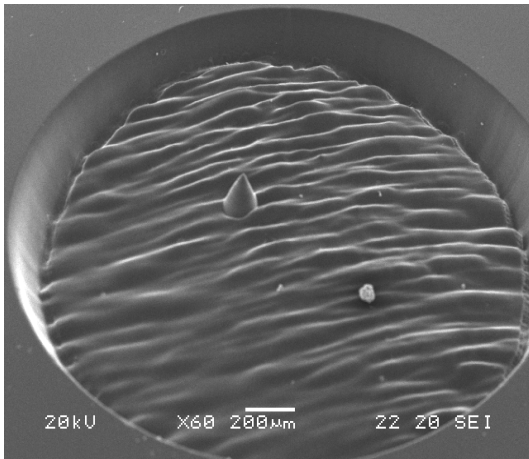
Εικ. 5.2.13 Alcon MA30BA, 5Hz, 1500 παλμοί. Διακρίνονται κωνικές δομές.



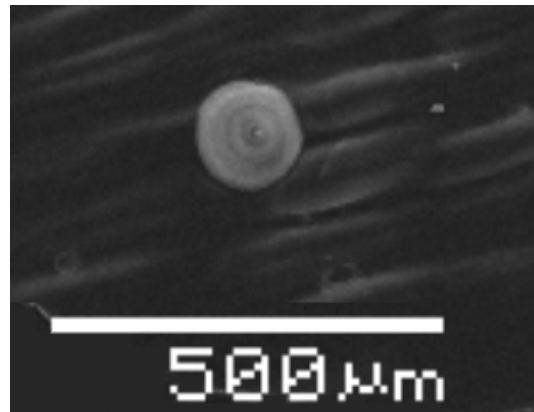
Εικ. 5.2.14 Alcon MA30BA, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση κωνικών δομών.



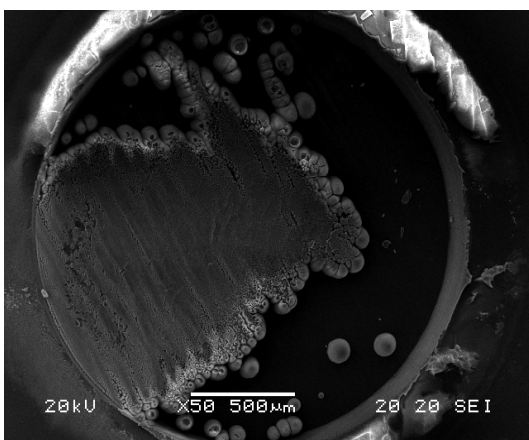
Εικ. 5.2.15 Storz H60M, 100Hz, 1200 παλμοί. Διακρίνονται έντονοι κυματισμοί.



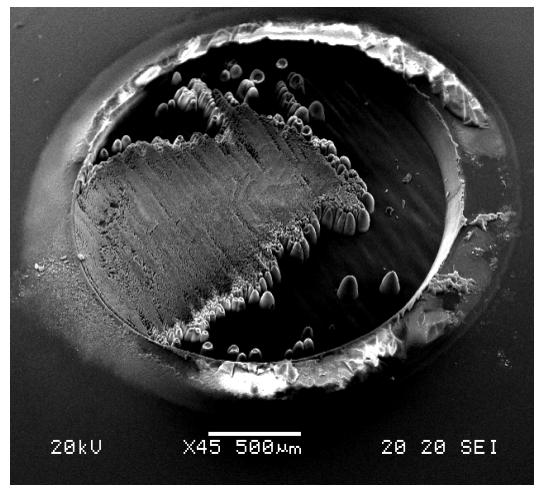
Εικ. 5.2.16 Storz H60M, 5Hz, 1500 παλμοί. Διακρίνονται κυματισμοί και μια κωνική δομή.



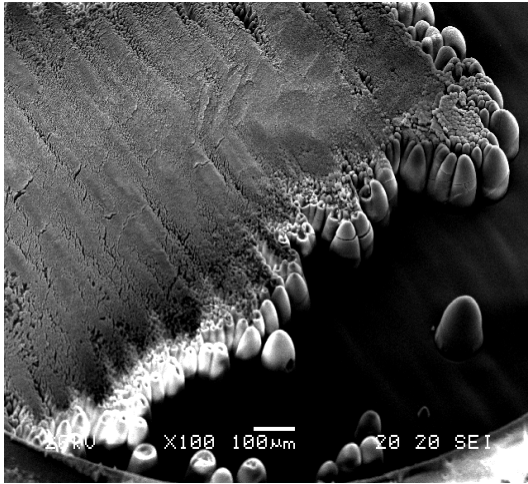
Εικ. 5.2.17 Storz H60M, 5Hz, 1500 παλμοί. Μεγέθυνση της κωνικής δομής. Διακρίνονται ομόκεντροι κύκλοι.



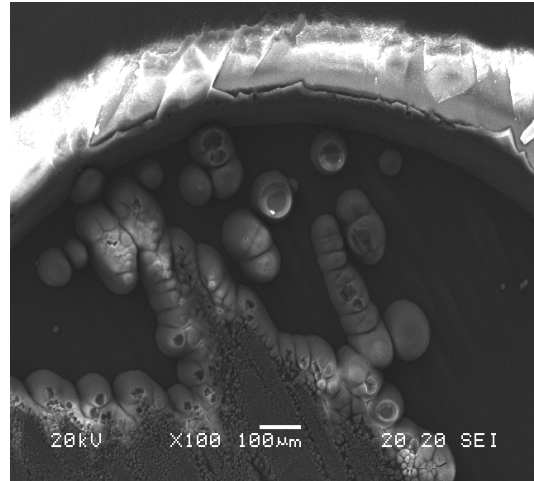
Εικ. 5.2.18 Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί.



Εικ. 5.2.19 Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Η υπερυψωμένη δομή στο αριστερό τμήμα του κρατήρα είχε εμφανίσει έντονη αμαύρωση.



Εικ. 5.2.20 Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Μεγέθυνση του κάτω τμήματος του κρατήρα.



Εικ. 5.2.21 Opsia KELIOS 600, 25Hz, 1000 παλμοί. Μεγέθυνση του άνω τμήματος του κρατήρα. Οι κωνικές δομές παρουσιάζουν αποδόμηση στην κορυφή τους.

Συζήτηση των αποτελεσμάτων της ακτινοβολήσης ενδοφακών με ArF laser

3M Vision Care 815LE (PMMA)

Στις εικόνες 5.2.4 και 5.2.5 διακρίνονται μικρές οπές, κυκλικής διατομής σε όλη την επιφάνεια του κρατήρα, γεγονός που καταδεικνύει ότι ο ενδοφακός είναι ένα στάδιο πριν την πλήρη αποδόμησή του. Επίσης, τα τοιχώματα του κρατήρα που δημιουργούνται δεν είναι κάθετα στην βάση του αλλά έχουν σημαντική καμπυλότητα, όντας όμως εξαιρετικά λεία, υποδεικνύοντας έτσι θερμικά φαινόμενα, τα οποία παρατηρήθηκαν και κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης (καπνός και οσμή καμένου - λιωμένου πλαστικού). Όσον αφορά τη ζώνη θερμικής καταστροφής γύρω από τα χείλη του κρατήρα μπορεί να θεωρηθεί αμελητέα.

Στις εικόνες 5.2.6 και 5.2.7 όπου η συχνότητα των παλμών του laser ήταν 5Hz ο κρατήρας παρουσιάζει κυματισμούς, οι οποίοι εμφανίζουν κατά τόπους μια περιοδικότητα της τάξης των 100µm. Επομένως δεν μπορούν να αποδοθούν σε φαινόμενα συμβολής μεταξύ του προσπίπτοντος και του σκεδαζόμενου κύματος της ακτινοβολίας laser, καθώς ο τύπος που συνδέει την απόσταση μεταξύ των ρυτιδώσεων (κυματισμών) (Λ), το μήκος κύματος της δέσμης (λ) και τη γωνία πρόσπτωσης της δέσμης (θ) για συμβολή τάξης (m) είναι: $\Lambda = \frac{m\lambda}{1 \pm \sin\theta}$. Επομένως για $\lambda = 193\text{nm}$ και

$\theta \approx 0^\circ$ (ο κρατήρας βρίσκεται στο κέντρο του ενδοφακού κάθετα στη διεύθυνση διάδοσης της δέσμης) θα έπρεπε να απέχουν $\sim 193\text{nm}$, ενώ έχουν διαφορά της τάξης του 10^3 . Μια άλλη εξήγηση για τους κυματισμούς θα μπορούσε να είναι το φαινόμενο της επώασης. Σύμφωνα με αυτό, όταν η ενέργεια που προσφέρεται στα μακρομόρια του πολυμερούς είναι χαμηλότερη από το κατώφλι αποδόμησής τους, οι αρχικοί παλμοί, προκαλούν μεταβολή στις φυσικές τους ιδιότητες, μεταβάλλοντας

(αυξάνοντας) το δείκτη διάθλασης του υλικού (Arzt E. et al, 2011). Αυτό, σε συνδυασμό με την άμορφη δομή του PMMA, δημιουργεί περιοχές με ελαφρώς διαφορετικό δείκτη διάθλασης, που στους επόμενους παλμούς δεν αποδομούνται ταυτόχρονα με τις υπόλοιπες. Όμως, λαμβάνοντας υπ' όψη ότι το κατώφλι αποδόμησης του PMMA από ArF laser είναι στα $\sim 0.03 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$ (Lazare S. et al, 1989),

δηλαδή πολύ χαμηλότερα από τις πυκνότητες ενέργειας που χρησιμοποιήθηκαν, η εξήγηση αυτή θεωρείται ανεπαρκής. Η επικρατέστερη είναι ότι καθώς ψύχεται το πολυμερές και έχει την τάση να αναδιοργανωθεί, τα μηχανικά κύματα που δημιουργήθηκαν από τις βαθμίδες θερμοκρασίας και διαδίδονταν στην επιφάνεια του κρατήρα καθώς στερεοποιήθηκαν προκάλεσαν αυτούς τους κυματισμούς. Υπάρχει και μια τελευταία, πιθανή εξήγηση που αφορά στη μεταβολή του όγκου του υλικού του κρατήρα. Πιο συγκεκριμένα, η αύξηση της θερμοκρασίας στον πυθμένα του κρατήρα που αποδομείται λόγω του φωτοθερμικού μηχανισμού, οδηγεί σε αύξηση του όγκου του. Καθότι τα τοιχώματα του κρατήρα έχουν μικρότερη θερμοκρασία (γκαουσιανό προφίλ δέσμης και άρα μικρότερη ένταση περιμετρικά του σημείου εστίασής της), μπορεί να θεωρηθεί ότι δεν μεταβάλλουν τον όγκο τους. Επομένως, καθώς ο πυθμένας τείνει να επεκταθεί λόγω διαστολής μέσα σε χώρο σταθερού όγκου, δημιουργούνται κυματώσεις. Η ακόλουθη ψύξη του (μετά το πέρας του παλμού) οδηγεί στη στερεοποίηση αυτών των κυματώσεων.

Για τα τοιχώματα του κρατήρα μπορεί κανείς να παρατηρήσει ότι είναι κάθετα σε αυτόν, ενώ καταλήγουν σε εξαιρετικά ομαλά χείλη με αμελητέα ζώνη θερμικής καταστροφής, γεγονός που συνάδει με το γκαουσιανό προφίλ της δέσμης του laser.

Alcon (MA – SN) (Acrylic)

Οι ενδοφακοί που είναι κατασκευασμένοι από υδρόφοβο ακρυλικό (εικ. 5.2.8 – 5.2.14) παρουσιάζουν καλύτερη ποιότητα κρατήρα, καθώς ακόμα και σε υψηλές τιμές συχνοτήτων (100Hz) δεν εμφανίζουν σπές ή σημάδια τήξης του πολυμερούς. Αυτό συνάδει και με την παρατήρηση πως κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσής τους δεν υπήρξε ούτε καπνός ούτε η χαρακτηριστική οσμή καμένου – λιωμένου πλαστικού που παρήγαγαν οι ενδοφακοί από PMMA. Όλοι οι κρατήρες παρουσιάζουν κυματισμούς σε αποστάσεις από $\sim 50\mu\text{m}$ έως $\sim 100\mu\text{m}$, που όπως και πριν δεν μπορούν να αποδοθούν σε φαινόμενα συμβολής μεταξύ του προσπίπτοντος και του σκεδαζόμενου κύματος της ακτινοβολίας laser. Τόσο οι αποστάσεις μεταξύ διαδοχικών κυματισμών, όσο και το ύψος τους φαίνεται να είναι ανεξάρτητες από την επαναληπτικότητα των παλμών και ερμηνεύονται όπως και αυτοί των ενδοφακών από PMMA.

Τα τοιχώματα των κρατήρων είναι ομαλά και κάθετα σε αυτούς, με λιγότερο ομαλά χείλη από αυτά των ενδοφακών από PMMA. Παρατηρείται έντονη ανύψωσή τους που συνεπάγεται φαινόμενα θερμικής διάχυσης – καταστροφής. Οι χαραγές που φαίνονται κάθετα στα χείλη όλων των κρατήρων θα μπορούσαν να αποδοθούν σε σκασίματα του χρυσού με τον οποίο έχουν επιμεταλλωθεί, λόγω του υψηλού κενού που υπάρχει στο θάλαμο του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου.

Ο ενδοφακός που ακτινοβολήθηκε με 100Hz εμφανίζει περιμετρικά του κρατήρα κάποιες μικροδομές - σφαιρουλίτες (εικ. 5.2.10). Αυτές αποδίδονται σε φαινόμενα πυρηνοποίησης του πολυμερούς, δηλαδή εναπόθεσης και ανάπτυξης πολυμερικών αλυσίδων γύρω από κάποιο κέντρο (πυρήνα), μετά από τήξη και ακόλουθη στερεοποίηση του υλικού. Η μία περίπτωση είναι οι μικροδομές να οφείλονται σε ετερογενή πυρηνοποίηση, δηλαδή σε ανάπτυξη πολυμερικών αλυσίδων γύρω από ξένα στοιχεία, που όμως θεωρείται απίθανη λόγω του πολύ μεγάλου αριθμού τους. Η άλλη και πιο πιθανή περίπτωση είναι αυτή της ομοιογενούς πυρηνοποίησης του υλικού. Σε αυτήν παρουσιάζονται περιοχές με πολύ μεγάλη συγκέντρωση πολυμερικών αλυσίδων, που αναπτύσσονται ακτινωτά από το κέντρο προς τα έξω, έως ότου συναντήσουν αντίστοιχες γειτονικές δομές, κάτι που επιταχύνεται με την εφαρμογή μηχανικών τάσεων (<http://www.metal.ntua.gr/uploads/3456/390/Chap1gr.pdf>, Γιώτη Ε., 2009). Αξίζει να σημειωθεί ότι στα πειράματα του Γ. Ζουλινάκη, κατά την αποδόμηση αντίστοιχων ενδοφακών με excimer laser, παρατηρήθηκε η εμφάνιση παρόμοιων μικροδομών που ερμηνεύτηκαν με τον ίδιο μηχανισμό (Ζουλινάκης Γ., 2010).

Κατά την ακτινοβολήση των ακρυλικών ενδοφακών είχε παρατηρηθεί πλάσμα περιμετρικά του κρατήρα. Η εικόνα 5.2.9 είναι μεγέθυνση μιας τέτοιας περιοχής. Είναι φανερό πως στη συγκεκριμένη περιοχή η επιφάνεια του πολυμερούς είναι λεία, με απουσία σφαιρουλιτών. Αυτό ερμηνεύεται με βάση τις ιδιότητες του πλάσματος. Καθώς οι παλμοί έχουν διάρκεια μερικά ns και ενέργεια ικανή να προκαλέσει την απορρόφησή της και τη γρήγορη μετατροπή της σε θερμότητα, προκαλείται εξάτμιση του υλικού του πολυμερούς. Τα μόρια του αέρα που βρίσκονται στην διεπιφάνεια ενδοφακού – αέρα τείνουν να συμπυκνωθούν, με αποτέλεσμα περαιτέρω απορρόφηση ενέργειας της δέσμης και σκέδασής της, αυξάνοντας έτσι τη θερμοκρασία και τον ιονισμό των ατόμων του πολυμερούς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία πλάσματος. Αρχικά (τα πρώτα ~100ns) το πλάσμα χαρακτηρίζεται από μεγάλες ηλεκτρονικές και ιοντικές πυκνότητες ($\sim 10^{17} - 10^{20} \text{ cm}^{-3}$) και θερμοκρασίες που κυμαίνονται έως και 10^5 K . Καθώς το πλάσμα ψύχεται και εκτονώνεται ακούγεται ένας χαρακτηριστικός ήχος, που προέρχεται από τη δημιουργία κυμάτων πίεσης (shock waves), (Μιχαλάκου Α., 2008). Επομένως, λόγω των πολύ υψηλών θερμοκρασιών και των κυμάτων πίεσης που αναπτύσσονται τοπικά, επέρχονται χημικές μεταβολές στο πολυμερές αμαυρώνοντας και διογκώνοντάς το. Παράλληλα, επειδή τοπικά το πολυμερές εξατμίζεται εμποδίζεται η δημιουργία σφαιρουλιτών.

Οι εικόνες 5.2.11 έως και 5.2.14 είναι από παρόμοιους ενδοφακούς που όμως ακτινοβολήθηκαν με μικρότερη επαναληπτικότητα παλμών (50Hz και 5Hz). Σε αυτούς τους κρατήρες υπάρχουν εμφανείς κωνικές δομές, που αποδίδονται σε φαινόμενα προάσπισης (shielding). Στα πειράματα των Σπυράτου – Ζουλινάκη με παρόμοιους ενδοφακούς, εμφανίστηκαν αντίστοιχες δομές μεγαλύτερου όμως ύψους (Σπυράτου Ε., 2010, Ζουλινάκης Γ., 2010). Η διαφορά στο μέγεθός τους σχετίζεται με την πυκνότητα ενέργειας που χρησιμοποιήθηκε (διπλάσια από αυτή της παρούσας εργασίας) και τους περισσότερους παλμούς που δέχθηκαν οι ενδοφακοί. Ενδεικτικά, ο ενδοφακός της εικόνας 5.2.13 (Alcon MA30BA) δέχθηκε 1500 παλμούς με 5Hz και $0.24 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$, ενώ ο

αντίστοιχος στα πειράματα του Γ. Ζουλινάκη (Alcon MA30AC) δέχθηκε 7650 παλμούς με 3Hz και $0.5 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$.

Storz H60M (Hydrogel)

Οι εικόνες 5.2.15, 5.2.16 και 5.2.17 αφορούν ενδοφακούς υδρόφιλου ακρυλικού (υδρογέλης). Ο ενδοφακός της εικόνας 5.2.15 που ακτινοβολήθηκε με 100Hz παρουσιάζει έντονους μη – περιοδικούς κυματισμούς, παρόμοιους με εκείνους του 3M Vision Care 815LE (εικ. 5.2.6) που ακτινοβολήθηκε με 5Hz. Η μεταξύ τους απόσταση εκτιμάται στα ~72μm, οπότε και πάλι δεν μπορούν να αποδοθούν σε φαινόμενα συμβολής, αλλά ερμηνεύονται όπως και προηγουμένως. Τα τοιχώματα του κρατήρα είναι σχεδόν κάθετα σε αυτόν, με ομαλά χείλη και αμελητέα ζώνη θερμικής καταστροφής γύρω από αυτά.

Ο παρόμοιος ενδοφακός που ακτινοβολήθηκε με 5Hz (εικ. 5.2.16) παρουσιάζει μικρότερους κυματισμούς (απόστασης ~64μm) και εμφανίζει μία οξεία κωνική δομή (εικ. 5.2.17) (η δομή κάτω και δεξιά από τον κώνο είναι εναπόθεση πιθανότατα σκόνης). Η κωνική δομή που θεωρείται ότι προέρχεται από κάποια μη αποδομημένη πρόσμιξη, παρουσιάζει φωτεινές και σκοτεινές περιοχές, που απέχουν μεταξύ τους ~8.9μm και που οφείλονται σε διαφορετικό φωτισμό των επιπέδων που την απαρτίζουν. Τα τοιχώματα του κρατήρα παρουσιάζουν μικρή κλίση και καταλήγουν σε ομαλά χείλη με αμελητέα ζώνη θερμικής καταστροφής γύρω από αυτά.

Opsia KELIOS 600 (Silicone)

Στις εικόνες 5.2.18 έως και 5.2.21 παρουσιάζεται ο μοναδικός ενδοφακός σιλικόνης που ακτινοβολήθηκε. Οι έντονες διαφορές του με τους υπόλοιπους ενδοφακούς έγιναν ορατές από την ώρα της ακτινοβολήσής του, καθώς δεν εμφανίστηκαν σημάδια καπνού, πλάσματος ή οσμής καμένου πλαστικού. Αντίθετα, παρουσίασε περιοχές έντονης αμαύρωσης. Η μεγαλύτερη από αυτές είναι η υπερυψωμένη περιοχή σχήματος “χερσονήσου” που ξεκινά από το αριστερό μέρος του κρατήρα (εικ.5.2.18 και 5.2.19). Η αμαύρωση πιθανώς οφείλεται στα έντονα φωτοθερμικά φαινόμενα που επάγονται κατά την αποδόμηση της σιλικόνης από lasers που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους, όπως στη συγκεκριμένη περίπτωση τα 193nm (Stojanovic A. et al, 2010). Η αποδόμηση στον ατμοσφαιρικό αέρα δημιουργεί σύζευξη ελεύθερων ριζών (που παρήχθησαν από την αλληλεπίδραση του πολυμερούς με την υπεριώδη ακτινοβολία) με άτομα οξυγόνου, αλλά όχι νέους δεσμούς μεταξύ ατόμων άνθρακα και οξυγόνου (C-O) (Kaustubh R.R., 2000). Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ύπαρξη πολλών ατόμων άνθρακα και οξυγόνου που προκαλούν την αμαύρωση του υλικού.

Ο υπόλοιπος κρατήρας παρουσιάζει κυματισμούς που απέχουν μεταξύ τους ~70μm και επομένως δεν οφείλονται σε φαινόμενα συμβολής. Στο εσωτερικό του βρίσκονται διάσπαρτες κωνικές δομές, οι οποίες δεν παρουσιάζουν οξείες κορυφές. Η

πλειοψηφία των κωνικών δομών βρίσκεται συγκεντρωμένη περιφερειακά της περιοχής αμαύρωσης και αρκετές από αυτές παρουσιάζουν διαφορετική μορφή στην κορυφή τους. Πιο συγκεκριμένα, έχουν μορφή ανεστραμμένου κώνου, με αποτέλεσμα η συνολική τους εικόνα να θυμίζει αυτή ενός ηφαιστείου (εικ. 5.2.20 και 5.2.21). Η παρουσία τους κοντά στις αμαυρωμένες περιοχές (ύπαρξη πολλών ατόμων άνθρακα) ενισχύει την υπόθεση ότι δημιουργούνται από άτομα άνθρακα που προασπίζουν τα κατώτερα στρώματα του πολυμερούς. Η κοίλη κορυφή τους πιθανώς να οφείλεται στην έναρξη της καταστροφής των κώνων μετά από απομάκρυνση της ανθρακικής κορυφής.

Τα τοιχώματα του κρατήρα είναι ομαλά, καταλήγοντας όμως σε μη – ομαλά χείλη τα οποία είναι διογκωμένα και καλυμμένα σε πολλά σημεία με εκτιναγμένο – λιωμένο υλικό (εικ. 5.2.18 και 5.2.20). Αυτή τους η διόγκωση σημαίνει πως υπάρχει έντονη ζώνη θερμικής διάχυσης – καταστροφής, ενώ το εκτιναγμένο υλικό πως έλαβαν χώρα διαδικασίες φωτοεκρηκτικής αποδόμησης (ή αποδομητική φωτοαποσύνθεση - ablative photodecomposition σύμφωνα με την ορολογία του Srinivasan (Srinivasan R. et al, 1986). Επομένως τα φωτόνια της δέσμης είχαν αρκετή ενέργεια ώστε να διασπάσουν τους δεσμούς του πολυμερούς και να προσδώσουν στα προϊόντα της αποδόμησης ικανή κινητική ενέργεια ώστε να εκτιναχτούν μέσα από τον πυρήνα του κρατήρα.

5.3 Αποδόμηση ενδοφακών με γρήση ArF laser ($\lambda=193\text{nm}$), ύστερα από ακτινοβολία με λυχνία UV

Τα πειράματα αυτά μπορούν να χαρακτηριστούν ως η δεύτερη φάση των πρώτων πειραμάτων και έρχονται σε συνέχεια των πειραμάτων της Ε. Σπυράτου και του Γ. Ζουλινάκη (Σπυράτου Ε., 2010, Ζουλινάκης Γ., 2010). Σε αυτά, προκλήθηκε τεχνητή γήρανση σε ενδοφακούς, όπως αυτή θα γινόταν αν είχαν τοποθετηθεί σε ανθρώπινους οφθαλμούς, λόγω της υπεριώδους ακτινοβολίας. Με αυτόν το τρόπο δίνεται η δυνατότητα μελέτης και σύγκρισης ενδοφακών που δεν έχουν και ενδοφακών που έχουν δεχτεί υπεριώδη ακτινοβολία. Για να επιτευχθεί αυτό οι ενδοφακοί ακτινοβολήθηκαν με λάμπα υπεριώδους φωτός, στα 370nm, στο ιατρείο του οφθαλμίατρου κ. Β. Τσίγκου. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την ανάπτυξη συνδέσεων (σταυροδεσμών) μεταξύ των πολυμερικών αλυσίδων τους, με αποτέλεσμα την αλλαγή των φυσικών ιδιοτήτων και άρα και του δείκτη διάθλασής τους. Γενικά, οι αλλαγές εξαρτώνται άμεσα από την πυκνότητα των σταυροδεσμών που δημιουργούνται. Για παράδειγμα, για χαμηλές πυκνότητες αυξάνει το ιξώδες των ρευστών πολυμερών, ενώ για μέσες πυκνότητες τα κολλώδη πολυμερή μετατρέπονται σε ελαστομερή με μεγαλύτερες μηχανικές αντοχές. Τέλος, για πολύ μεγάλες πυκνότητες τα πολυμερή μπορούν να γίνουν άκαμπτα και να εμφανίσουν υαλώδη χαρακτηριστικά (<http://en.wikipedia.org/wiki/Cross-link>).

Και αυτά τα πειράματα έγιναν στο οφθαλμολογικό ινστιτούτο «Οφθαλμός», με το ίδιο laser (Technolash – Z100) και παρουσία του ειδικευμένου οφθαλμίατρου κ. Κ. Οικονομάκη. Το laser είχε ρυθμιστεί και πάλι στα 100Hz και σε δέσμη διαμέτρου 2mm και ενέργειας (7.45 ± 0.01)mJ, μετρημένη με το ίδιο ενεργόμετρο (Ophir της εταιρείας Nova). Η απόκλιση κατά 0.01mJ ήταν αναμενόμενη καθώς είχε ελαττωθεί η πίεση του αερίου στο laser, αλλά ήταν μέσα στα όρια του σφάλματος ανάγνωσης του

ενεργόμετρου. Η πυκνότητα ενέργειας της ακτινοβολίας ήταν και πάλι:

$$F = \frac{E(J)}{\pi \cdot r^2(\text{cm}^2)} \pm \frac{\delta E(J)}{\pi \cdot r^2(\text{cm}^2)} = \frac{7.45 \cdot 10^{-3} \text{ J}}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2} \pm \frac{0.01 \cdot 10^{-3} \text{ J}}{3.14 \cdot 1^2 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^2} =$$

$$= 0.2372 \pm 0.0003 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2} \cong 0.24 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$$

Η θερμοκρασία περιβάλλοντος ήταν 20°C και η υγρασία 25%. Επομένως οι συνθήκες μπορούν να θεωρηθούν ίδιες με αυτές των πρώτων πειραμάτων. Εδώ χρησιμοποιήθηκαν δύο υδρόφιλοι ακρυλικοί ενδοφακοί της εταιρείας Storz, που είχαν ακτινοβοληθεί από μισή έως και μια ώρα με λυχνία υπεριώδους ακτινοβολίας UVA (στα 370nm) της εταιρείας Magnon, με πυκνότητα ισχύος $1.93 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$. Τόσο η διάρκεια

της ακτινοβολήσης με τη λυχνία, όσο και το μήκος κύματος και η πυκνότητα ισχύος της δέσμης ήταν παρόμοια με αυτά των πειραμάτων της Ε. Σπυράτου (Σπυράτου Ε., 2010). Ο αριθμός των παλμών που οι ενδοφακοί δέχθηκαν από το laser ήταν αρκετά μικρός, ώστε να αποφευχθεί διάτρησή τους. Τα στοιχεία των ενδοφακών καθώς και της ακτινοβολήσής τους είναι συγκεντρωμένα στους παρακάτω πίνακες.

Στοιχεία ενδοφακών					
Δείγμα	Εταιρεία κατασκευής	Τύπος	Υλικό κατασκευής	Διοπτρίες (D)	Ημ/νια λήξης φακού
1	Storz	H60M	Hydrogel	16.5	2000
2	Storz	H60M	Hydrogel	17	-

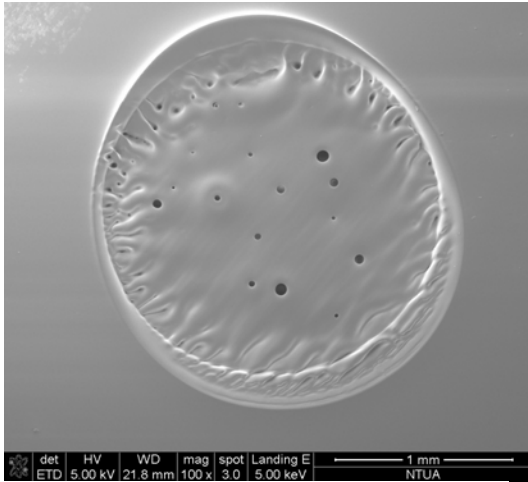
Πίνακας 5.3.1 Στοιχεία ενδοφακών.

Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης							
Δείγμα	Υλικό κατασκευής	Αριθμός παλμών	Ακτινοβολήση με UV (min)	Διάτρηση	Καπνός	Οσμή καμένου πλαστικού	Πλάσμα
1	Hydrogel	735	30	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι
2	Hydrogel	1006	60	Όχι	Ναι	Ναι	Όχι

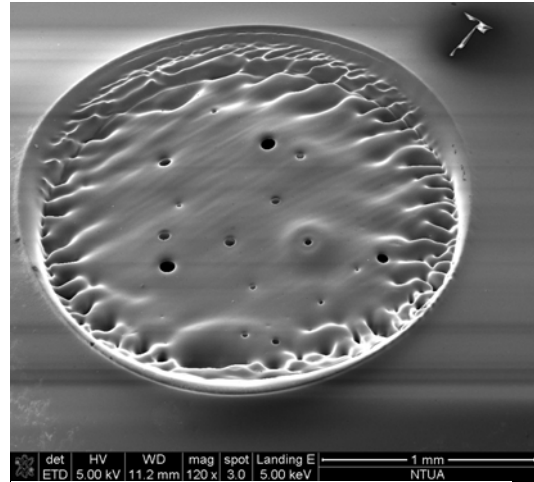
Πίνακας 5.3.2 Παρατηρήσεις την ώρα της ακτινοβολήσης.

Όπως και στα προηγούμενα πειράματα, έτσι και σε αυτά, οι ενδοφακοί υδρογέλης (υδρόφιλοι ακρυλικοί) παρήγαγαν λίγο λευκό καπνό και οσμή καμένου πλαστικού, αλλά όχι πλάσμα. Επομένως, την ώρα των πειραμάτων παρατηρήθηκαν παρόμοια φαινόμενα αλλά σε σημαντικά μικρότερη ένταση από εκείνα των πρώτων πειραμάτων (που δεν υπήρχε πρωτύτερη ακτινοβολήση με υπεριώδη ακτινοβολία).

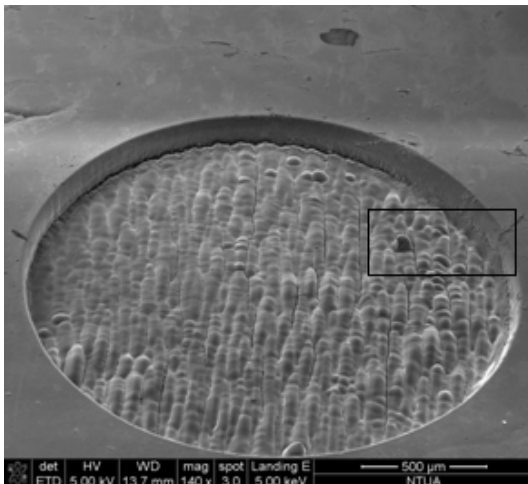
Αντιπροσωπευτικές εικόνες των αποδομημένων με ArF laser ενδοφακών, που πρώτα ακτινοβολήθηκαν με λυχνία UV



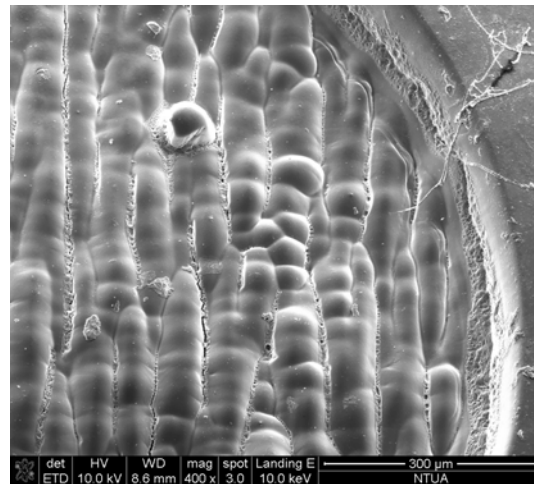
Εικ. 5.3.1 Storz H60M, 100Hz, 1006 παλμοί.



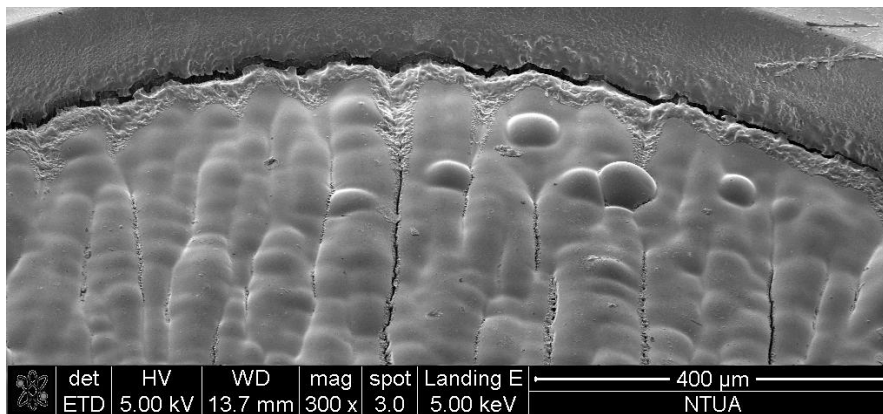
Εικ. 5.3.2 Storz H60M, 100Hz, 1006 παλμοί. Ο κρατήρας υπό κλίση 41° .



Εικ. 5.3.3 Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Ο κρατήρας υπό κλίση 47.5° .



Εικ. 5.3.4 Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Μεγέθυνση της περιοχής που είναι σε μαύρο πλαίσιο στην εικόνα 5.3.3.



Εικ. 5.3.5 Storz H60M, 100Hz, 735 παλμοί. Μεγέθυνση του άνω τμήματος του κρατήρα. Παρατηρούνται υπερυψωμένες δομές που αποδίδονται σε αρχικά στάδια δημιουργίας κωνικών δομών.

Συζήτηση των αποτελεσμάτων της ακτινοβολήσης ενδοφακών με ArF laser, που πρώτα ακτινοβολήθηκαν με λυχνία UV

Storz H60M (Hydrogel)

Από τις φωτογραφίες των ενδοφακών επιβεβαιώνονται οι αρχικές παρατηρήσεις που έγιναν την ώρα της ακτινοβολήσης. Οι ενδοφακοί υδρογέλης που είχαν ακτινοβοληθεί προηγουμένως με υπεριώδη ακτινοβολία όντως παρουσιάζουν σημαντικές ομοιότητες με τους μη ακτινοβολημένους που είναι κατασκευασμένοι από PMMA (εικ. 5.2.4. – 5.2.5). Ο ενδοφακός υδρογέλης που δέχθηκε 1006 παλμούς μετά από 60 λεπτά ακτινοβολήσης με λυχνία υπεριώδους φωτός έχει σημάδια έντονης θερμικής αλλοίωσης, όπως για παράδειγμα τηγμένο και επαναστερεοποιημένο πυθμένα του κρατήρα με αρκετές οπές (εικ. 5.3.1 – 5.3.2). Τα παραπάνω οδηγούν στο συμπέρασμα πως οι σταυροδεσμοί που αναπτύσσονται μεταξύ των πολυμερικών αλυσίδων του υλικού και το κάνουν ανισότροπο, μεταβάλλοντας το δείκτη διάθλασής του και το συντελεστή απορρόφησής του στην ακτινοβολία του laser (Lippert T. et al, 2000), δυσχεραίνουν τη διάχυση της θερμότητας, αυξάνοντας την ένταση των θερμικών αποτελεσμάτων της αλληλεπίδρασης του υλικού με την ακτινοβολία του ArF laser.

Σε αντιστοιχία με τον ενδοφακό από PMMA που δέχθηκε 1500 παλμούς (εικ. 5.2.6, 5.2.7) είναι ο έτερος ενδοφακός υδρογέλης (εικ. 5.3.3 – 5.3.5) που παρουσιάζει έντονους κυματισμούς (απόστασης $\sim 71\mu\text{m}$) που μπορούν να αποδοθούν είτε σε φαινόμενα επώασης, ή πιο πιθανώς στους σταυροδεσμούς που έχουν δημιουργηθεί και αποτελούν κέντρα έντονης συρρίκνωσης του πολυμερούς καθώς ψύχεται και αναδιοργανώνεται, διογκώνοντάς το (Σπυράτου Ε., 2010). Ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι υπερυψωμένες δομές που παρατηρούνται στις εικόνες 5.3.4 και 5.3.5, που αποδίδονται σε κόνους που βρίσκονται στα αρχικά στάδια δημιουργίας τους.

Η αυλάκωση περιμετρικά του πυθμένα του κρατήρα (εικ. 5.3.5) παρατηρήθηκε σε όλους τους προ – εκτεθειμένους σε UV ακτινοβολία ενδοφακούς και αποδίδεται είτε στη διάδοση των μηχανικών κυμάτων που δημιουργούνται κατά την αποδόμηση με laser του πολυμερούς όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 4.5, είτε στη συστολή του πυθμένα κατά την ψύξη του (υπενθυμίζεται ότι τα τοιχώματα δε θερμάνθηκαν και δε διαστάλθηκαν στον ίδιο βαθμό, καθώς εκεί η ένταση της δέσμης του laser είναι μικρότερη).

5.4 Αποδόμηση ενδοφακών με χρήση της 3^{ης} αρμονικής Nd:YAG laser ($\lambda = 355\text{nm}$)

Τα πειράματα αυτά περιελάμβαναν ακτινοβολήση ενδοφακών με laser Nd:YAG (3^η αρμονική) που εκπέμπει υπεριώδη ακτινοβολία στα 355nm (ενέργεια φωτονίου: 5.6eV).

Τα πειράματα έγιναν στα εργαστήρια του Ινστιτούτου Θεωρητικής Φυσικής και Χημείας (Ι.Θ.Φ.Χ.), του Εθνικού Ιδρύματος Ερευνών (Ε.Ι.Ε.), με υπεύθυνο το Δρ. Μιχάλη Κομπίτσα. Στη διεξαγωγή τους συμμετείχε και ο ειδικευόμενος οφθαλμίατρος κ. Ανδρέας Ντρούλιας. Η ακτινοβολία που χρησιμοποιήθηκε προερχόταν από τη τρίτη

αρμονική ενός ερευνητικού Nd:YAG laser της εταιρείας Quantel με μήκος κύματος 355nm και διάρκεια παλμού 10ns. Η συχνότητα που χρησιμοποιήθηκε ήταν 10Hz, ενώ η ένταση του κάθε παλμού, που μετρούνταν με ένα εργαστηριακό ενεργόμετρο (Scientech 365 Power and Energy Meter), επιλέχθηκε να είναι από 1 έως $4 \pm 0.1\text{mJ}$. Η δέσμη του laser είχε ελλειψοειδές spot στο φωτογραφικό χαρτί με μικρό άξονα 0.3mm και μεγάλο άξονα 0.32mm. Επομένως η πυκνότητα ενέργειας που παραγόταν στο σημείο εστίασης της δέσμης (και άρα στην επιφάνεια των ενδοφακών) ήταν για κάθε τιμή ενέργειας:

$$F_1 = \frac{E_1(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} \pm \frac{\delta E(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} = \frac{1 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2} \pm \frac{0.1 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2}$$

$$= 1.327 \pm 0.133 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$$

$$F_2 = \frac{E_2(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} \pm \frac{\delta E(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} = \frac{2 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2} \pm \frac{0.1 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2}$$

$$= 2.654 \pm 0.133 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$$

$$F_3 = \frac{E_3(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} \pm \frac{\delta E(\text{J})}{\pi \cdot \alpha \cdot \beta(\text{cm}^2)} = \frac{4 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2} \pm \frac{0.1 \cdot 10^{-3} \text{J}}{3.14 \cdot 0.15 \cdot 0.16 \cdot 10^{-2} \text{cm}^2}$$

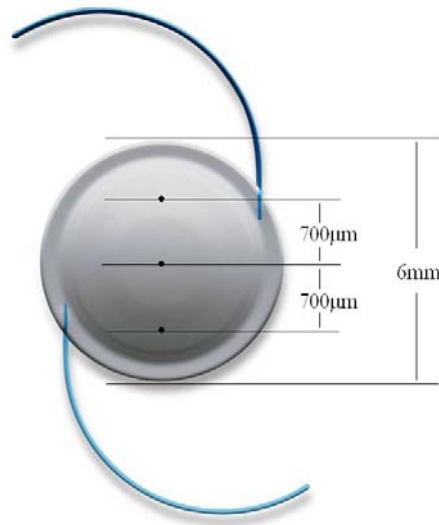
$$= 5.308 \pm 0.133 \frac{\text{J}}{\text{cm}^2}$$

Συνολικά ακτινοβολήθηκαν τέσσερις ενδοφακοί, δύο της εταιρείας Alcon και δύο της εταιρείας Storz. Τοποθετήθηκαν κολλώντας με αυτοκόλλητη ταινία τα άγκιστρα τους πάνω σε φωτογραφικά φιλμ και στη συνέχεια πάνω σε αντικειμενικά πλακίδια. Αυτά με τη σειρά τους στερεώθηκαν πάνω σε μια επιφάνεια (μικρομετρική βάση) που μπορούσε να μετακινείται ηλεκτρονικά, με ακρίβεια μικρόμετρου, στην εστιακή απόσταση του φακού (7.5cm). Η χρησιμότητα του φωτογραφικού φιλμ ήταν στο να γίνει αντιληπτή η διάτρηση του ενδοφακού, αφού όταν δεχθεί ακτινοβολία αλλάζει χρώμα (από μαύρο σε λευκό). Αυτό όμως δε λειτούργησε στην πράξη, καθώς το μέγεθος του spot που δημιουργούταν ήταν πολύ μικρό και η ορατότητα μέσα στο χώρο που είχαν τοποθετηθεί οι ενδοφακοί περιορισμένη, με αποτέλεσμα τη διάτρηση κάποιων από αυτούς.

Επειδή η διάμετρος της δέσμης ήταν αρκετά μικρότερη από τα 6mm της διαμέτρου των ενδοφακών και ο αριθμός των δειγμάτων περιορισμένος, επιλέχθηκε να γίνουν τρεις κρατήσεις σε κάθε ενδοφακό. Ο πρώτος κρατήρας έγινε στο κέντρο και οι άλλοι δύο κάτω και πάνω, αντιδιαμετρικά από αυτό. Αυτή η επιλογή θεωρήθηκε βέλτιστη, ώστε η δέσμη να προσπίπτει στην επιφάνεια του ενδοφακού υπό την ίδια γωνία, τόσο στον κάτω, όσο και στον πάνω κρατήρα. Οι μετακινήσεις προγραμματίζονταν μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή και γίνονταν αυτόματα με τη βοήθεια της μικρομετρικής βάσης. Οι δύο περιμετρικοί κρατήρες που έγιναν σε κάθε ενδοφακό απείχαν 700μm από τον κεντρικό, όπως φαίνεται και στο σχήμα 5.4.2.



Εικ. 5.4.1 Η πειραματική διάταξη στο Ι.Θ.Φ.Χ. του Ε.Ι.Ε.. Διακρίνεται ο φακός εστίασης της δέσμης και στο κέντρο της εικόνας δύο ενδοφακοί στερεωμένοι πάνω σε φωτογραφικό φιλμ.



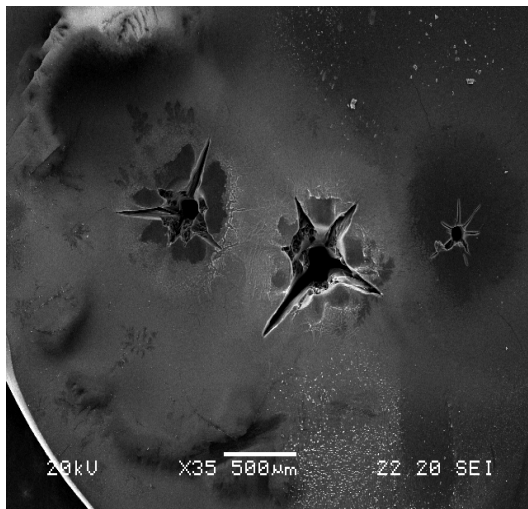
Εικ. 5.4.2 Σχηματική αναπαράσταση του τρόπου ακτινοβολήσης των ενδοφακών.

Αρχικά ακτινοβολήθηκαν οι δύο ενδοφακοί της εταιρείας Alcon στο κέντρο τους με 3000 παλμούς. Στον πρώτο, που ήταν πιο παχύς (23D), επιλέχθηκε ενέργεια δέσμης 4mJ και στο δεύτερο, που ήταν λιγότερο παχύς (18D), ενέργεια δέσμης 2mJ. Στη συνέχεια αποσπάστηκαν από το φωτογραφικό φιλμ όπου και διαπιστώθηκε η διάτρησή τους. Έτσι, οι επόμενοι κρατήρες έγιναν με μικρότερο πλήθος παλμών. Επίσης οι κρατήρες που έγιναν στους δύο υδρόφιλους ακρυλικούς ενδοφακούς έγιναν με ακόμα μικρότερο αριθμό παλμών ώστε να αποφευχθεί η διάτρησή τους. Τα παραπάνω φαίνονται στον πίνακα 5.4.1.

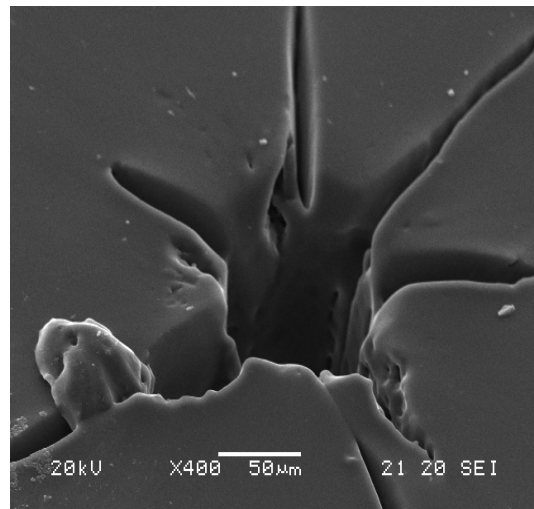
Στοιχεία ενδοφακών				Στοιχεία ακτινοβολήσης ($\lambda=355\text{nm}$)			
Δείγμα	Ενδο-φακός	Υλικό κατασκευής	Διοπτρίες (D)	Θέση κρατήρα	Ενέργεια παλμού (mJ)	Ποκνότητα ενέργειας ($\pm 0.133\text{J/cm}^2$)	Αρ. παλμών
1	Alcon MA30BA	Acrylic	23	Κέντρο	4	5.308	3000
				Κάτω	4	5.308	1200
				Πάνω	4	5.308	600
2	Alcon SN60WF	Acrylic	18	Κέντρο	2	2.654	3000
				Κάτω	2	2.654	1200
				Πάνω	2	2.654	600
3	Storz H60M	Hydrogel	17	Κέντρο	2	2.654	600
				Κάτω	2	2.654	300
				Πάνω	2	2.654	150
4	Storz H60M	Hydrogel	16.5	Κέντρο	1	1.327	600
				Κάτω	1	1.327	300
				Πάνω	1	1.327	150

Πίνακας 5.4.1 Στοιχεία ενδοφακών – ακτινοβολήσης.

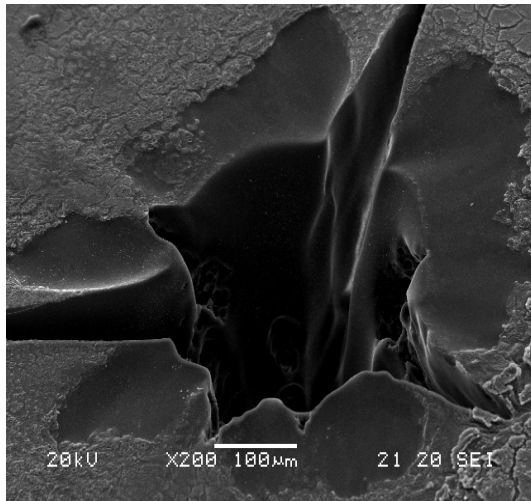
Αντιπροσωπευτικές εικόνες των αποδομημένων με Nd:YAG laser ($\lambda=355\text{nm}$) ενδοφακών



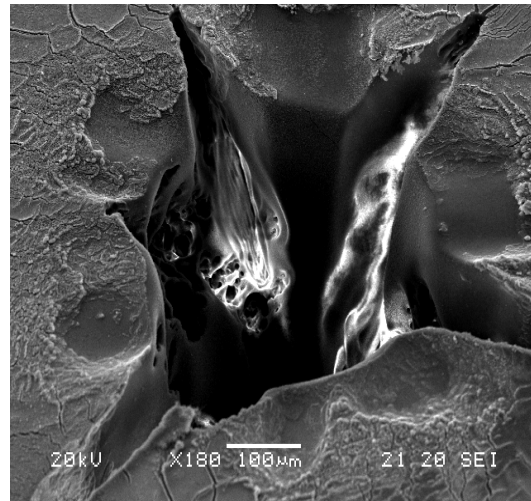
Εικ. 5.4.3 Alcon MA30BA, 4mJ. Διακρίνονται από αριστερά προς τα δεξιά οι κρατήρες των 1200, 3000 και 600 παλμών αντίστοιχα και εκτιναγμένο υλικό (στο βόρειο τμήμα της εικόνας).



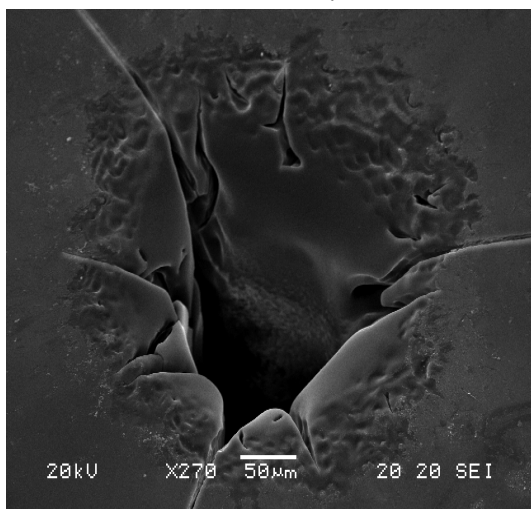
Εικ. 5.4.4 Alcon MA30BA, 4mJ, 600 παλμοί. Η δομή στο αριστερό τμήμα της εικόνας από-δίδεται σε εκτιναγμένο υλικό.



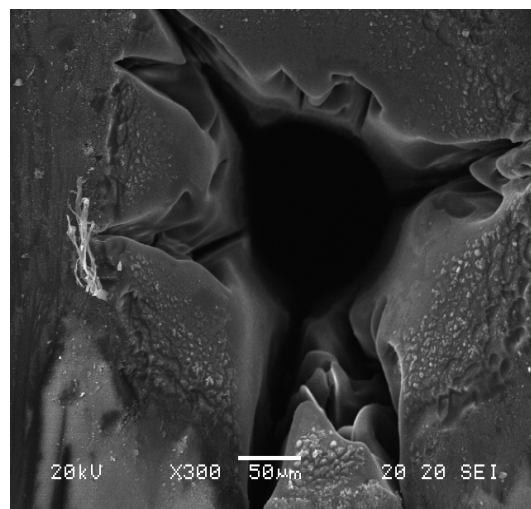
Εικ. 5.4.5 Alcon MA30BA, 4mJ, 1200 παλμοί.



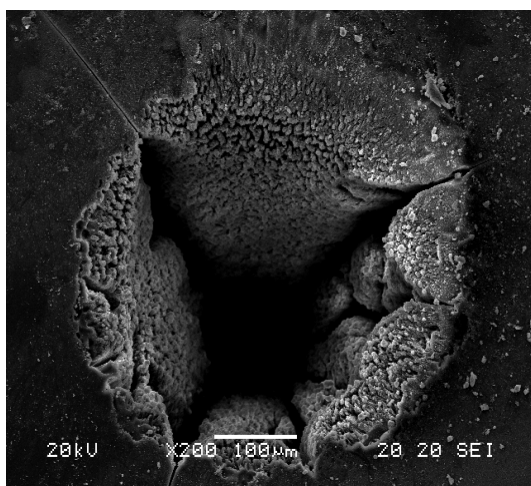
Εικ. 5.4.6 Alcon MA30BA, 4mJ, 3000 παλμοί.



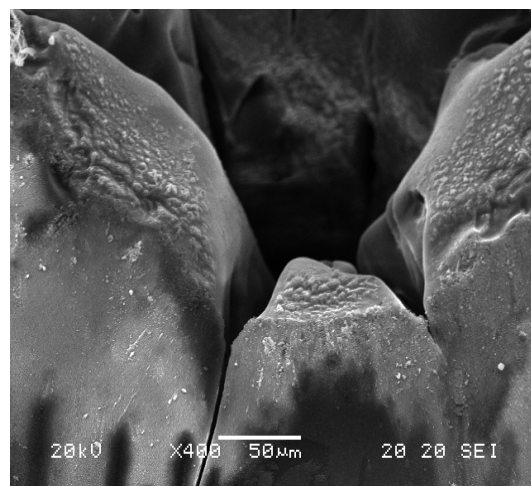
Εικ. 5.4.7 Alcon SN60WF, 2mJ, 600 παλμοί.



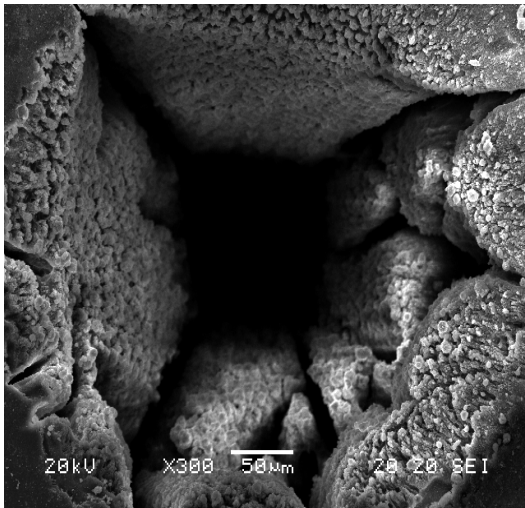
Εικ. 5.4.8 Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί.



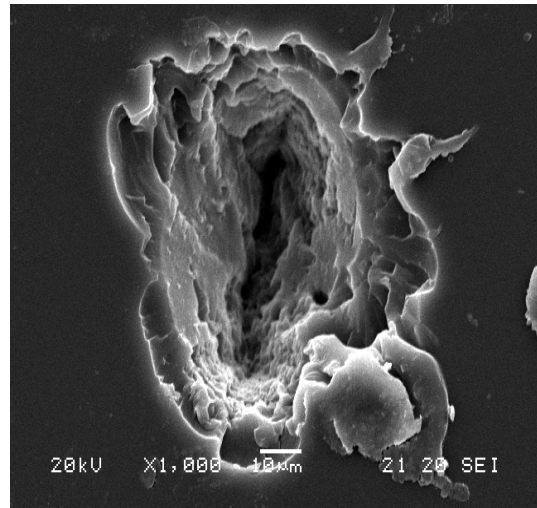
Εικ. 5.4.9 Alcon SN60WF, 2mJ, 3000 παλμοί.



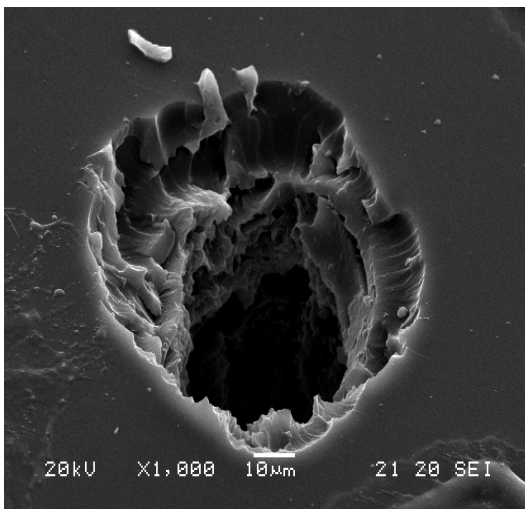
Εικ. 5.4.10 Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί. Μεγέθυνση.



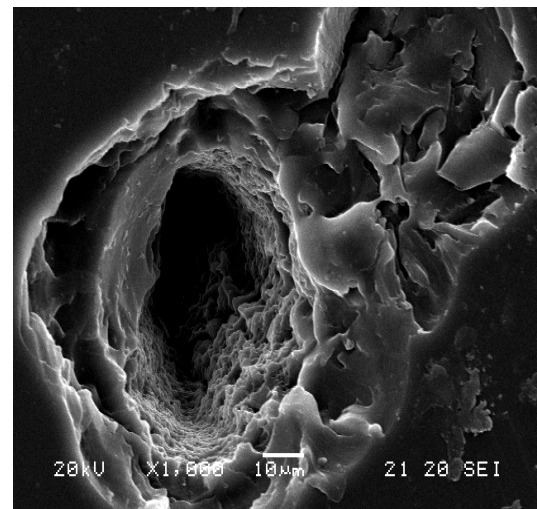
Εικ. 5.4.11 Alcon SN60WF, 2mJ, 3000 παλμοί. Μεγέθυνση.



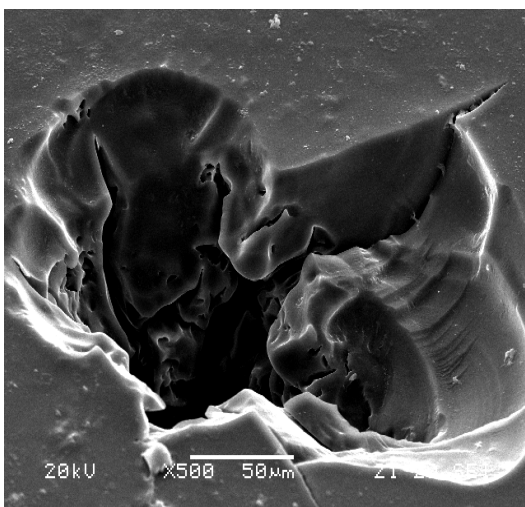
Εικ. 5.4.12 Storz H60M, 2mJ, 150 παλμοί.



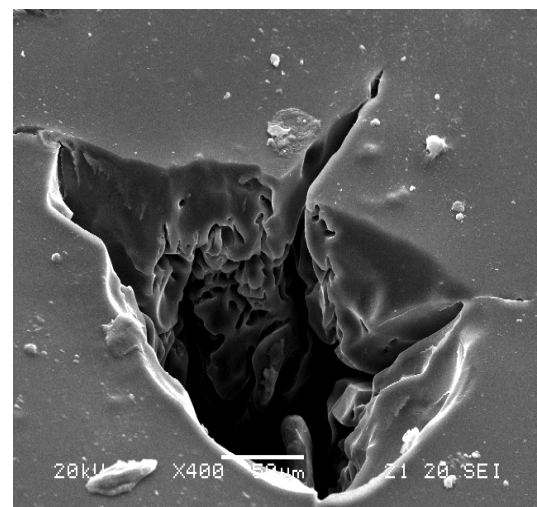
Εικ. 5.4.13 Storz H60M, 2mJ, 300 παλμοί.



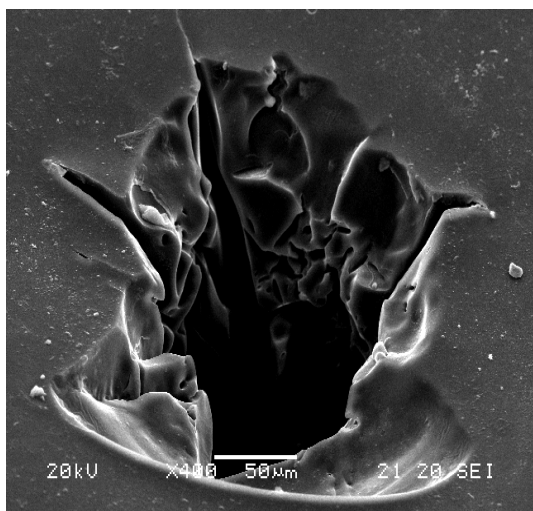
Εικ. 5.4.14 Storz H60M, 2mJ, 600 παλμοί.



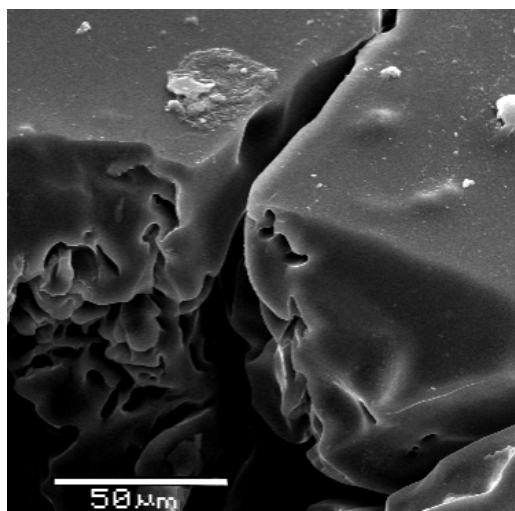
Εικ. 5.4.15 Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί.



Εικ. 5.4.16 Storz H60M, 1mJ, 300 παλμοί.



Εικ. 5.4.17 Storz H60M, 1mJ, 600 παλμοί.



Εικ. 5.4.18 Storz H60M, 1mJ, 300 παλμοί. Μεγέθυνση.

Συζήτηση των αποτελεσμάτων της ακτινοβόλησης ενδοφακών με Nd:YAG laser ($\lambda=355\text{nm}$)

Όλοι οι κρατήρες που δημιουργήθηκαν παρουσιάζουν κοινή εικόνα όσον αφορά τη σχέση διαμέτρου – αριθμού παλμών. Έτσι, καθώς αυξάνεται ο αριθμός των παλμών, μεγαλώνει και το μέγεθος του κρατήρα, καθώς αποδομείται σε όλο και μεγαλύτερο βάθος. Αυτό συμβαίνει επειδή οι ανακλάσεις τις δέσμης που γίνονται όλο και πιο βαθιά, δε διαχέονται και έτσι αποδομούν τα τοιχώματά του, διευρύνοντάς τον. Επίσης πρέπει να αναφερθεί ότι είτε επειδή διατρήθηκαν, είτε λόγω μεγάλου βάθους οι πυθμένες των κρατήρων σε κάποιες περιπτώσεις δεν είναι ορατοί.

Όσον αφορά την αλληλεπίδραση των πολυμερών υλικών με ακτινοβολία που προέρχεται από Nd:YAG laser στα 355nm, θεωρείται ότι γίνεται με φωτοχημικό μηχανισμό. Όμως τα φωτοθερμικά φαινόμενα είναι επίσης παρόντα και δε θα πρέπει να αμελούνται (Yung W.K.C. et al, 2000). Επίσης πρέπει να σημειωθεί πως καθότι η ενέργεια του κάθε φωτονίου για τα 355nm αντιστοιχεί σε περίπου 5.6eV $\left(E = \frac{h \cdot c}{\lambda}\right)$, ενώ η ενέργεια διάσπασης για τους χημικούς δεσμούς C-C και C-O είναι 6.3eV και 11.2eV αντίστοιχα, για την αποδόμηση του πολυμερούς πιθανώς λαμβάνουν χώρα και διαδικασίες πολυφωτονικής απορρόφησης.

Alcon MA30BA (Acrylic) – 4mJ

Οι κρατήρες που έγιναν στο συγκεκριμένο ενδοφακό (εικ. 5.4.3 – 5.4.6) παρουσιάζουν χαραγές (ρηγματώσεις) που εκτείνονται ακτινικά, προσδίδοντάς τους μία αστεροειδή μορφή, κάτι που δεν έχει αναφερθεί βιβλιογραφικά στο παρελθόν, εξ όσων γνωρίζουμε. Έγινε προσπάθεια να εξηγηθεί η μορφολογία αυτών των κρατήρων, με την πιθανολόγηση πως η δομή τους μπορεί να οφείλεται σε τρεις παράγοντες. Ο πρώτος είναι ανομοιομορφία της δέσμης του laser. Ο δεύτερος παράγοντας αφορά στο

μηχανισμό αλληλεπίδρασης της δέσμης με τα συγκεκριμένα πολυμερή υλικά. Πιστεύεται ότι η περίσσεια ενέργειας των παλμών του laser που έχουν διασπάσει τους δεσμούς του υλικού, μετατρέπεται σε θερμική – κινητική ενέργεια των θραυσμάτων που αποκόπτονται από τον κρατήρα. Αυτά έχοντας ορμή $p = mv$ προκαλούν ανάκρουση στον κρατήρα που εκδηλώνεται με τη μορφή μηχανικών κυμάτων, τα οποία καθώς εκτονώνονται δημιουργούν ρηγματώσεις περιμετρικά του κρατήρα (στους υδρόφοβους ακρυλικούς ενδοφακούς), οι οποίες προσδίδουν το χαρακτηριστικό αστεροειδές σχήμα. Τα θραύσματα εντοπίζονται σε μεγάλες αποστάσεις από τους κρατήρες (βόρειο τμήμα εικόνας 5.4.3), γεγονός που υποδηλώνει μεγάλες κινητικές ενέργειες, άρα και μεγάλες τιμές ορμής, ενισχύοντας την παραπάνω υπόθεση. Ο τρίτος παράγοντας είναι οι χαραγές να προκλήθηκαν από αστοχία υλικού, που όμως είναι λιγότερο πιθανός, καθώς εμφανίστηκαν και στον έτερο υδρόφοβο ενδοφακό.

Στις εικόνες 5.4.5 και 5.4.6 διακρίνονται δύο διαφορετικές όψεις της επιφάνειας των ενδοφακών. Η μία είναι λεία και εκτείνεται από το εσωτερικό των κρατήρων μέχρι και την εξωτερική πλευρά των χειλέων τους, ενώ η άλλη δεν είναι λεία και εκτείνεται σε όλη την υπόλοιπη επιφάνεια του ενδοφακού. Ως εκ τούτου, αποδεικνύεται ότι η επιφάνειά του αλλοιώθηκε μόνο τοπικά, στην περιοχή της ακτινοβολήσης. Η λεία όψη καταδεικνύει πιθανά θερμικά φαινόμενα, υποθέτοντας την παρουσία και του φωτοθερμικού μηχανισμού (Yung W.K.C. et al, 2000).

Από τις ίδιες εικόνες γίνεται επίσης εμφανές ότι αύξηση του αριθμού των παλμών, οδηγεί σε αύξηση του πλάτους των χαραγών. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί με τις αυξανόμενες ανακλάσεις της δέσμης του laser που εισέρχεται σε όλο και μεγαλύτερο βάθος, καθώς αποδομούνται διαδοχικά στρώματα του υλικού. Ακόμα θα πρέπει να συνυπολογιστεί, ότι όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 3.1, οι οξείες ασυνέχειες (άρα και οι χαραγές) σε ένα πολυμερές υλικό οδηγούν σε τοπική αύξηση των μηχανικών τάσεων, που σε συνδιασμό με τη μείωση των ενδομοριακών δυνάμεων μεταξύ των μακρομορίων που βρίσκονται εκατέρωθεν των χαραγών και τα μηχανικά κύματα που αναπτύσσονται στον πυθμένα του κρατήρα, οδηγούν στην περαιτέρω διάνυξή τους.

Alcon SN60WF (Acrylic) – 2mJ

Οι ενδοφακοί της σειράς SN (εικ. 5.4.7 – 5.4.11) έχουν χαρακτηριστικό κίτρινο χρώμα και διαφέρουν από τους υπόλοιπους (άχρωμους) καθώς απορροφούν σημαντικό μέρος της υπεριώδους ακτινοβολίας, προστατεύοντας τον αμφιβληστροειδή χιτώνα των οφθαλμών στους οποίους τοποθετούνται. Είναι και αυτοί κατασκευασμένοι από υδρόφοβο ακρυλικό, με τη διαφορά της προσθήκης βενζοτρίαζόλης και βενζοφενόνης κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού του υλικού τους (Kocak N. et al, 2007).

Το σχήμα των κρατήρων που δημιουργήθηκαν είναι αστεροειδές και η δημιουργία τους ερμηνεύεται όπως και για τον ενδοφακό MA30BA.

Ο κρατήρας των 600 παλμών έχει λεία τοιχώματα στα οποία διακρίνονται φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”. Ο όρος αποδίδει τις ακανόνιστες εσοχές που έχουν δημιουργηθεί και αναφέρεται μέσα σε εισαγωγικά καθώς βιβλιογραφικά η σπηλαιοποίηση αφορά τη δημιουργία εσοχών στη διεπιφάνεια υγρού – πολυμερούς. Εκεί, φυσαλίδες του υγρού καθώς καταρρέουν επάγουν κρουστικά κύματα τα οποία

καθώς εκτονώνονται δημιουργούν κοιλότητες. Η διεπιφάνεια στην προκειμένη περίπτωση δημιουργείται ανάμεσα σε τμήματα του πολυμερούς που έχουν ρευστοποιηθεί από θερμικά φαινόμενα και τμήματα που παραμένουν στην αρχική τους μορφή.

Στον κρατήρα των 1200 παλμών αρχίζουν να κάνουν την εμφάνισή τους μικροδομές που αποδίδονται σε φαινόμενα πυρηνοποίησης, κυρίως στα χείλη του, ενώ τα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης” γίνονται εντονότερα.

Στους 3000 παλμούς τόσο τα χείλη όσο και τα τοιχώματα του κρατήρα είναι πλήρως καλυμμένα από μικροδομές, ενώ και πάλι υπάρχει “σπηλαιοποίηση”, γεγονός που υποδηλώνει την άμεση εξάρτηση αυτών των φαινομένων από τον αριθμό των παλμών.

Storz H60M (Hydrogel) – 2mJ

Οι κρατήρες στον ενδοφακό υδρογέλης παρουσιάζουν εικόνες βίαιης αποδόμησης, με ανώμαλες επιφάνειες και κομμάτια εκτιναγμένου υλικού να τους περιβάλλουν (εικ. 5.4.12 – 5.4.14). Καθότι ακτινοβολήθηκαν στα ίδια πειράματα με τους δύο προηγούμενους ενδοφακούς (Alcon), αλλά το σχήμα τους δεν είναι αστεροειδές, η πιθανότητα η μορφή των αστεροειδών κρατήρων να οφείλεται σε ανομοιομορφία της δέσμης του laser γίνεται πολύ μικρή. Επομένως, είναι πιθανό, η περίσσεια της ενέργειας των παλμών του laser που έχουν διασπάσει τους δεσμούς του υλικού, να μετατρέπεται εμμέσως (όπως περιγράφηκε για τον MA30BA) σε μηχανικά κύματα. Αυτά, στην προκειμένη περίπτωση, εκτονώνονται με τη βίαιη αποκόλληση τμημάτων του υλικού (ενώ στους υδρόφοβους ακρυλικούς ενδοφακούς καθώς εκτονώνονται δημιουργούν ρηγματώσεις περιμετρικά του κρατήρα οι οποίες προσδίδουν το χαρακτηριστικό αστεροειδές σχήμα). Μια άλλη εξήγηση της βίαιης αποδόμησης του ενδοφακού έχει να κάνει με τη σύστασή του. Το νερό που περιέχεται σε μεγάλο ποσοστό στα υδρόφιλα πολυμερή θερμαίνεται από τη δράση του laser και διαστέλλεται γρήγορα, με αποτέλεσμα τη βίαιη αποδόμηση του υλικού. Επίσης, ο παράγοντας της αστοχίας του υλικού δε θα πρέπει να θεωρείται αμελητέος.

Η προοδευτική αύξηση των παλμών οδηγεί σε αντίστοιχη αύξηση του μεγέθους του κρατήρα, αλλά όχι σε διαφορετική συμπεριφορά (π.χ. σε εμφάνιση θερμικών αλλοιώσεων). Τα παραπάνω καταδεικνύουν ότι από έναν αριθμό παλμών και πάνω, που οι δεσμοί στα μακρομόρια του υλικού έχουν διασπαστεί, η περίσσεια της ενέργειας των παλμών χρησιμοποιείται για την αύξηση της κινητικής ενέργειας θραυσμάτων που εκτοξεύονται μέσα από τον κρατήρα και όχι για την (παρατηρήσιμη) θέρμανση του πολυμερούς.

Επίσης πρέπει να αναφερθεί η εμφάνιση ενός δεύτερου κρατήρα (άνω δεξιά τμήμα της εικόνας 5.4.14), ο οποίος βρίσκεται σε αρχικά στάδια και μπορεί να αποδοθεί είτε σε μικρομετακίνηση του δείγματος, είτε σε αστοχία του υλικού.

Storz H60M (Hydrogel) – 1mJ

Οι κρατήρες των ενδοφακών υδρογέλης που δέχθηκαν ακτινοβολία μικρότερης ενέργειας (1mJ) παρουσιάζουν επίσης κλιμακωτή αύξηση του μεγέθους τους σε σχέση με τον αριθμό των παλμών (εικ. 5.4.15 – 5.4.18). Γύρω και από αυτούς υπάρχει εκτιναγμένο υλικό.

Το σχήμα των κρατήρων είναι ελλειψοειδές, όμως υπάρχουν και κάποιες χαραγές κάθετες στην περιφέρειά τους που θα μπορούσαν να δικαιολογήσουν και το χαρακτηρισμό “αστεροειδές”. Τα τοιχώματά τους είναι λεία, με πολύ έντονα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”. Παρατηρείται σταδιακή αύξηση του μεγέθους των κοιλοτήτων που δημιουργούνται καθώς αυξάνεται ο αριθμός των παλμών. Στην εικόνα 5.4.18, όπου στο βόρειο τμήμα της φαίνεται το εσωτερικό μιας χαραγής του κρατήρα, παρατηρείται ότι τόσο τα τοιχώματά της, όσο και τα χείλη της είναι λεία. Αυτό καταδεικνύει ότι οι χαραγές που προσδίδουν το αστεροειδές σχήμα στους κρατήρες έχουν ακτινοβοληθεί. Επομένως αποκλείεται το ενδεχόμενο της μετέπειτα δημιουργίας τους από εξωγενείς παράγοντες, όπως λόγω χάρη μηχανικές τάσεις που μπορεί να ασκήθηκαν κατά τη μεταφορά, την επιμετάλλωση ή την τοποθέτησή τους στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο.

5.5 Αποδόμηση ενδοφακών με γρήση Nd:YAG laser ($\lambda=355\text{nm}$), ύστερα από ακτινοβολήση με λυχνία UV

Τα πειράματα αυτά είναι σε αντιστοιχία με τα αντίστοιχα για αποδόμηση ενδοφακών με excimer laser. Έτσι και εδώ προκλήθηκε τεχνητή γήρανση σε ενδοφακούς και στη συνέχεια ακτινοβολήθηκαν με δέσμη laser. Για να επιτευχθεί η τεχνητή γήρανση οι φακοί ακτινοβολήθηκαν με υπεριώδη ακτινοβολία, σε συνθήκες εργαστηρίου, ώστε να αναπτυχθούν σταυροδεσμοί μεταξύ των πολυμερικών τους αλυσίδων και να αλλάξουν οι φυσικές τους ιδιότητες. Κάθε ενδοφακός ακτινοβολήθηκε για τριάντα λεπτά με μία λυχνία UVA (στα 370nm) της εταιρείας Magnon με πυκνότητα ισχύος $3 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$.

Στη συνέχεια έγινε προσπάθεια να αποδομηθούν με laser, με όσο το δυνατόν παρόμοιες συνθήκες με τους μη εκτεθειμένους σε λυχνία UV, ώστε να υπάρξει αποτίμηση της επίδρασης της UV ακτινοβολίας στους ενδοφακούς. Γι’ αυτό το λόγο χρησιμοποιήθηκε το ίδιο laser του Ινστιτούτου Θεωρητικής Φυσικής και Χημείας (Ι.Θ.Φ.Χ.), του Εθνικού Ιδρύματος Ερευνών (Ε.Ι.Ε.), με υπεύθυνο το Δρ. Μιχάλη Κομπίτσα, ενώ συμμετείχε και ο ειδικευόμενος οφθαλμίατρος κ. Ανδρέας Ντρούλιας. Χρησιμοποιήθηκε και πάλι η τρίτη αρμονική του ερευνητικού Nd:YAG της εταιρείας Quantel με μήκος κύματος 355nm και διάρκεια παλμού 10ns. Η συχνότητά του ρυθμίστηκε στα 10Hz, ενώ η ένταση του κάθε παλμού επιλέχθηκε από 1mJ έως 4mJ \pm 0.1mJ μετρημένη με το ίδιο εργαστηριακό ενεργόμετρο (Scientech 365 Power and Energy Meter) με αποτέλεσμα να υπάρχουν οι ίδιες πυκνότητες ενέργειας με το

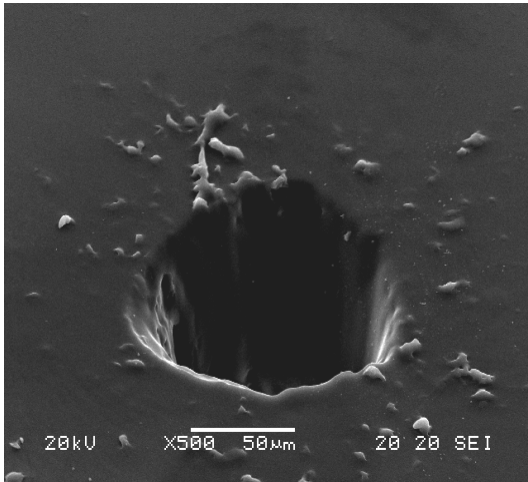
προηγούμενο πείραμα ($F_1= 1.327 \pm 0.133 \frac{J}{cm^2}$, $F_2= 2.654 \pm 0.133 \frac{J}{cm^2}$ και $F_3= 5.308 \pm 0.133 \frac{J}{cm^2}$).

Οι ενδοφακοί τοποθετήθηκαν πάνω σε ένα αντικειμενικό πλακίδιο. Όσον αφορά την ακτινοβόληση, σε αντίστοιχα πειράματα είχαν γίνει από τρεις κρατήρες σε κάθε ενδοφακό, ένας στο κέντρο του και δύο αντιδιαμετρικά από αυτό. Επειδή οι κεντρικοί κρατήρες που είχαν γίνει με 3000 παλμούς οδήγησαν σε διάτρηση των ενδοφακών, σε αυτά τα πειράματα επιλέχθηκε μικρότερος αριθμός παλμών, αλλά παραπλήσιος με αυτόν του τρίτου πειράματος. Πιο συγκεκριμένα, οι ακρυλικοί υδρόφοβοι ενδοφακοί της εταιρείας Alcon δέχθηκαν 1200 παλμούς στο κέντρο τους (που είναι και το πιο παχύ τους σημείο), 600 παλμούς στο κάτω και 100 παλμούς στο πάνω μέρος τους. Ο υδρόφιλος ακρυλικός της εταιρείας Storz δέχθηκε 600 παλμούς στο κέντρο του, 150 παλμούς στο κάτω και 70 παλμούς στο πάνω μέρος του. Αναλυτικά, τα παραπάνω στοιχεία φαίνονται στον πίνακα που ακολουθεί.

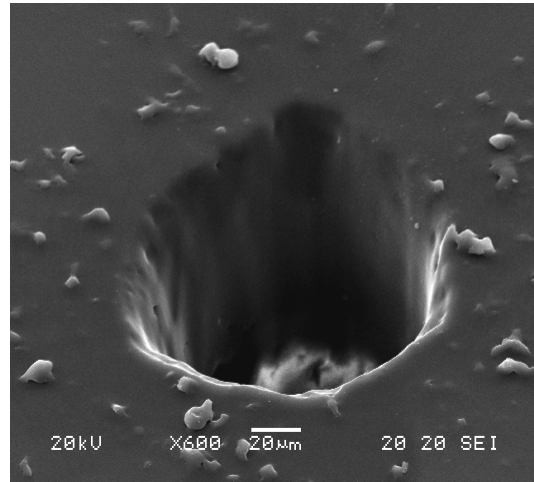
Στοιχεία ενδοφακών				Στοιχεία ακτινοβόλησης ($\lambda=355nm$)			
Δείγμα	Ενδο-φακός	Υλικό κατασκευής	Διοπτρίες (D)	Θέση κρατήρα	Ενέργεια παλμού (mJ)	Ποκνότητα ενέργειας ($\pm 0.133J/cm^2$)	Αρ. παλμών
1	Alcon MA60BM	Acrylic	23	Κέντρο	4	5.308	1200
				Κάτω	4	5.308	600
				Πάνω	4	5.308	100
2	Alcon SN60T5	Acrylic	12.5	Κέντρο	4	5.308	1200
				Κάτω	4	5.308	600
				Πάνω	4	5.308	100
3	Alcon SN60WF	Acrylic	10	Κέντρο	2	2.654	1200
				Κάτω	2	2.654	600
				Πάνω	2	2.654	100
4	Storz H60M	Hydrogel	15.5	Κέντρο	1	1.327	600
				Κάτω	1	1.327	150
				Πάνω	1	1.327	70

Πίνακας 5.5.1 Στοιχεία ενδοφακών – ακτινοβόλησης.

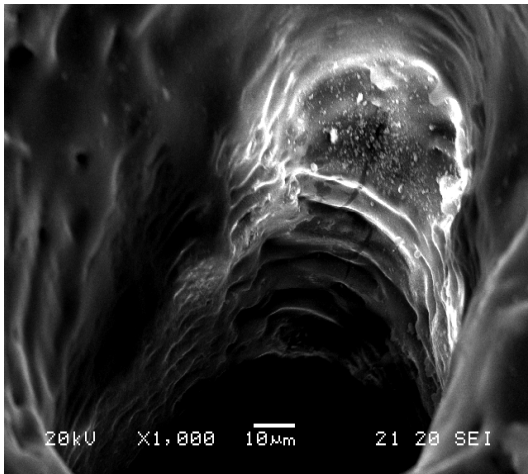
Αντιπροσωπευτικές εικόνες των αποδομημένων με Nd:YAG laser ($\lambda=355\text{nm}$) ενδοφακών, που πρώτα ακτινοβολήθηκαν με λυχνία UV



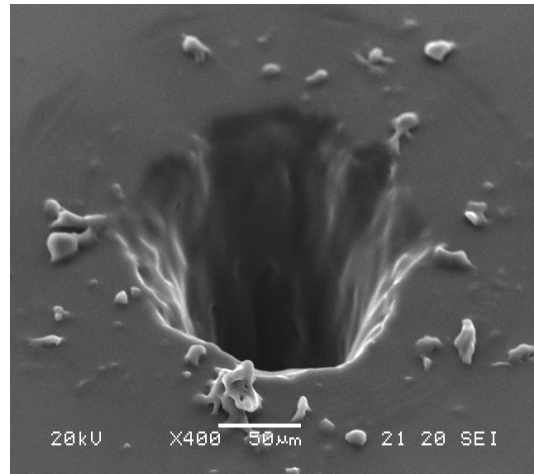
Εικ. 5.5.1 Alcon MA60BM, 4mJ, 100 παλμοί.



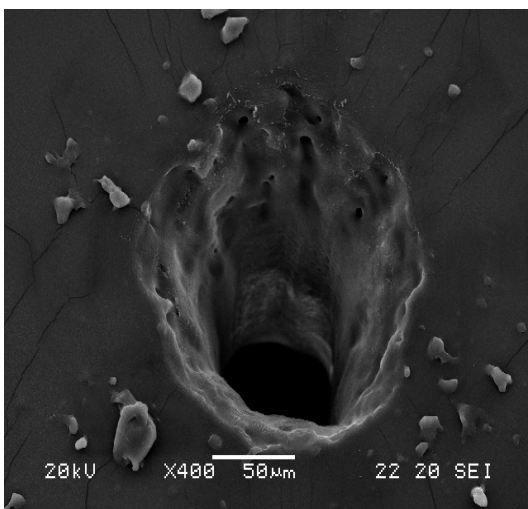
Εικ. 5.5.2 Alcon MA60BM, 4mJ, 600 παλμοί.



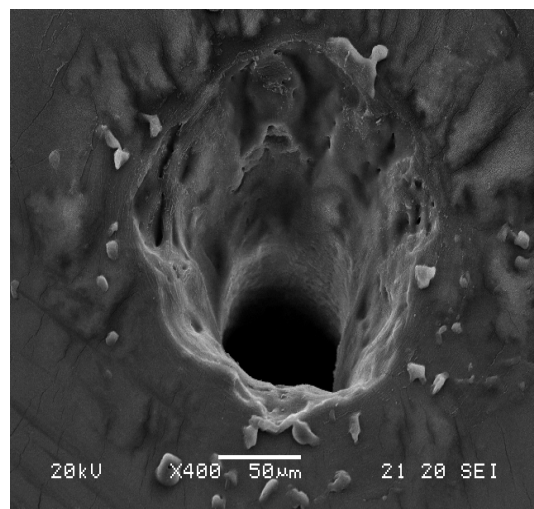
Εικ. 5.5.3 Alcon MA60BM, 4mJ, 1200 παλμοί.



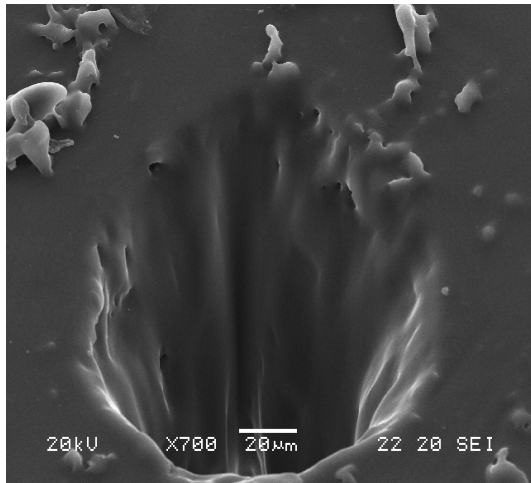
Εικ. 5.5.4 Alcon SN60T5, 4mJ, 100 παλμοί.



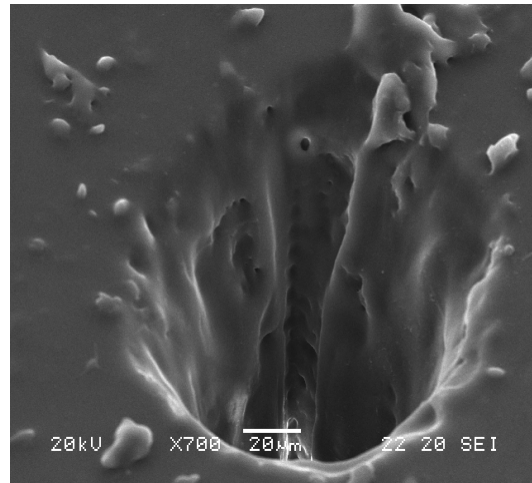
Εικ. 5.5.5 Alcon SN60T5, 4mJ, 600 παλμοί.



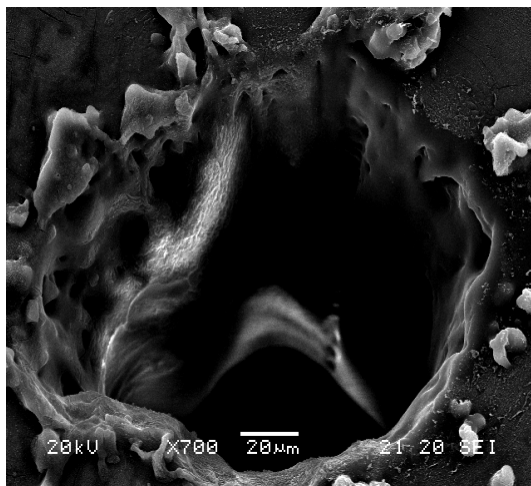
Εικ. 5.5.6 Alcon SN60T5, 4mJ, 1200 παλμοί.



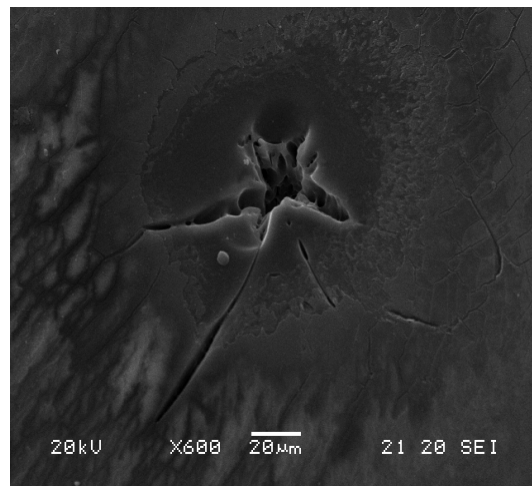
Εικ. 5.5.7 Alcon SN60WF, 2mJ, 100 παλμοί.



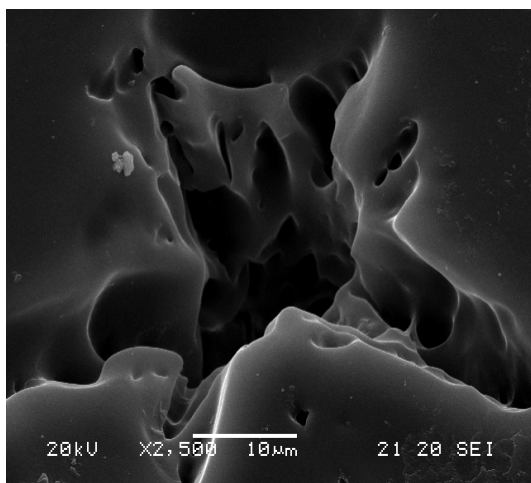
Εικ. 5.5.8 Alcon SN60WF, 2mJ, 600 παλμοί.



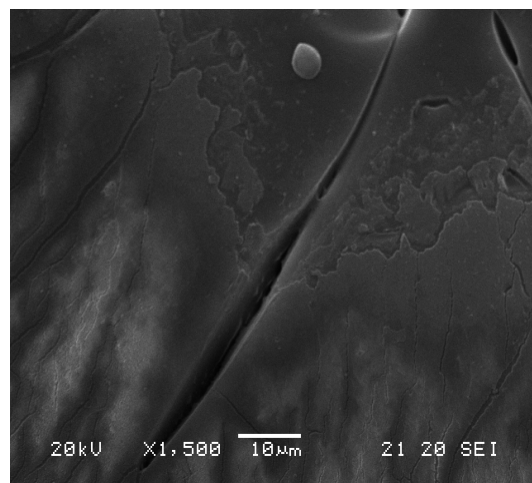
Εικ. 5.5.9 Alcon SN60WF, 2mJ, 1200 παλμοί.



Εικ. 5.5.10 Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί.



Εικ. 5.5.11 Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί. Μεγέθυνση.



Εικ. 5.5.12 Storz H60M, 1mJ, 150 παλμοί. Μεγέθυνση.

Συζήτηση των αποτελεσμάτων της ακτινοβολήσης ενδοφακών με Nd:YAG laser ($\lambda=355\text{nm}$), που πρώτα ακτινοβολήθηκαν με λυχνία UV

Σε αυτά τα πειράματα παρατηρήθηκε ξανά διαφορετική συμπεριφορά μεταξύ των ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν προηγουμένως με UV, καθώς οι κρατήρες που δημιουργήθηκαν είναι ανόμοιου σχήματος. Όπως και στα προηγούμενα πειράματα, έτσι και σε αυτά, το μέγεθος των κρατήρων αυξάνεται με την αύξηση του αριθμού των παλμών.

Alcon MA60BM (Acrylic) – 4mJ

Όλοι οι κρατήρες που δημιουργήθηκαν στον υδρόφοβο ακρυλικό ενδοφακό MA60BM (εικ. 5.5.1 – 5.5.3) είναι κυκλικής σχεδόν διατομής και πλαισιώνονται από αρκετές δομές εκτιναγμένου υλικού. Αυτό καταδεικνύει διαδικασίες φωτοεκρηκτικής αποδόμησης (ή αποδομητικής φωτοαποσύνθεσης - ablative photodecomposition). Επομένως, η ενέργεια της δέσμης ήταν αρκετή ώστε να διασπάσει τους δεσμούς του πολυμερούς και να προσδώσει στα προϊόντα της αποδόμησης ικανή κινητική ενέργεια ώστε να εκτιναχτούν μέσα από τον πυρήνα. Οι διαστάσεις των εκτιναγμένων προϊόντων, αν και ποικίλουν, είναι της τάξης των 10 μm με 20 μm .

Τα χείλη των κρατήρων είναι κατά τύπους ομαλά, ενώ τα τοιχώματά τους είναι και αυτά ομαλά, γεγονός που καταδεικνύει θερμικά φαινόμενα και άρα τη συνύπαρξη του φωτοθερμικού μηχανισμού.

Εξάιρεση αποτελούν τα τοιχώματα του κρατήρα των 1200 παλμών, όπου παρατηρείται η δημιουργία κλιμακωτών επιπέδων σε ένα μέρος του. Το γεγονός ότι η κλιμάκωση εμφανίζεται σε μόνο μια πλευρά του κρατήρα αποδίδεται σε ανομοιομορφία της δέσμης, τα αποτελέσματα της οποίας είναι ορατά και στο βόρειο τμήμα του κρατήρα της εικόνας 5.5.2.

Alcon SN60T5 (Acrylic) – 4mJ

Ο ενδοφακός SN60T5 (εικ. 5.5.4 – 5.5.6), που είναι αυξημένης απορροφητικότητας στην υπεριώδη ακτινοβολία (κίτρινος ενδοφακός), εμφανίζει κρατήρες κυκλικής σχεδόν διατομής, που παρουσιάζουν όμως όλοι μια “εσοχή” στο νοτιοανατολικό τμήμα τους. Αυτή, καθότι βρίσκεται και στους τρεις στο ίδιο σημείο, αποδίδεται σε ανομοιομορφίες της δέσμης του laser.

Γύρω από τον κρατήρα των 1200 παλμών εμφανίζονται μικροδομές, που αποτελούν σημάδια πυρηνοποίησης. Επίσης, γύρω από όλους τους κρατήρες υπάρχουν διάσπαρτα εκτιναγμένα κομμάτια υλικού. Αυτά, όπως φαίνεται από την εικόνα 5.5.4, είναι ενοποιημένα με την επιφάνεια του πολυμερούς με ομαλό τρόπο, γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα πως όταν εναποτέθηκαν εκεί είχαν αρκετά υψηλή θερμοκρασία ώστε όταν στερεοποιήθηκαν να σχηματιστεί μια ενιαία δομή.

Κάποιες χαραγές που εμφανίζονται περιμετρικά του κρατήρα στην εικόνα 5.5.5 οφείλονται σε “ρηγματώσεις” της επιμετάλλωσης από το υψηλό κενό στο θάλαμο του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου.

Alcon SN60WF (Acrylic) – 2mJ

Ο έτερος κίτρινος ενδοφακός παρουσιάζει ανάλογη εικόνα. Οι κρατήρες είναι κυκλικής σχεδόν διατομής, ενώ είναι εμφανείς ανομοιομορφίες της δέσμης του laser (βόρειο τοίχωμα των κρατήρων - εικ. 5.5.7 – 5.5.9).

Αυτοί των 100 και των 600 παλμών βρίσκονται σε πλήρη αντιστοιχία μεταξύ τους, τόσο ως προς τη μορφή της διατομής τους, όσο και προς την ποιότητα των τοιχωμάτων τους. Τα τοιχώματά τους είναι λεία και τα θραύσματα που βρίσκονται εκτιναγμένα γύρω από τους κρατήρες έχουν συνενωθεί ομαλά με την επιφάνεια του πολυμερούς, καταδεικνύοντας θερμικά φαινόμενα.

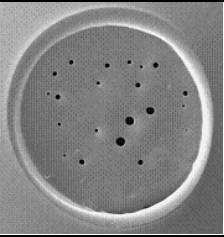
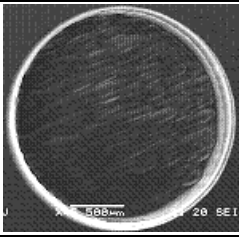
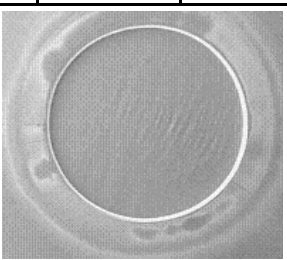
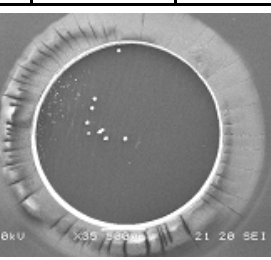
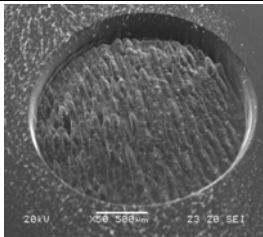
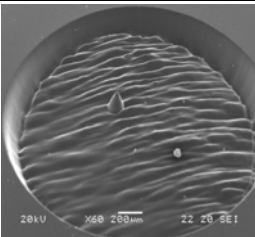
Ο κρατήρας των 1200 παλμών περιβάλλεται από μεγάλες ποσότητες εκτιναγμένου υλικού, ενώ είναι φανερό από τον πυθμένα του πως ο ενδοφακός έχει διατηρηθεί. Εκτός από την αυλάκωση στο βόρειο τμήμα του, που υπάρχει και στους άλλους δύο κρατήρες, έχει σχηματιστεί και μια εσοχή στο δυτικό μέρος του, που αποδίδονται σε ανομοιομορφίες της δέσμης. Γύρω από το συγκεκριμένο κρατήρα έχουν εμφανιστεί μικροδομές, που υποδεικνύουν φαινόμενα πυρηνοποίησης.

Storz H60M (Hydrogel) – 1mJ

Ο μοναδικός κρατήρας που φωτογραφήθηκε από τον ενδοφακό H60M είναι αστεροειδούς μορφής (εικ. 5.5.10 – 5.5.12). Δεν παρατηρούνται γύρω του εκτιναγμένα κομμάτια υλικού, γεγονός που σημαίνει ότι η ενέργεια των παλμών δεν είναι αρκετή ώστε να υπάρξει φωτοεκρηκτική αποδόμηση. Στο εσωτερικό του υπάρχουν έντονα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”. Στην εικόνα 5.5.13 είναι εμφανές ότι έχει υπάρξει τήξη του πολυμερούς μέσα στις χαραγές που παράγουν το αστεροειδές σχήμα, ενισχύοντας και επιβεβαιώνοντας την υπόθεση ότι αυτές δε δημιουργήθηκαν μετά την ακτινοβολήση του ενδοφακού.

Κεφάλαιο 6: Σύγκριση ακτινοβολημένων ενδοφακών**6.1 Σύγκριση αποδόμησης με διαφορετικές συχνότητες ArF laser**

Κατά τη διάρκεια των πρώτων πειραμάτων παρατηρήθηκε πως υπήρχαν έντονα θερμικά φαινόμενα (καπνός, οσμή καμένου – λιωμένου πλαστικού) όταν αλληλεπιδρούσε η δέσμη του ArF laser με το υλικό των ενδοφακών. Γνωρίζοντας πως τα excimer lasers επάγουν κυρίως φωτοχημικά φαινόμενα και σε συνδυασμό με τις χαμηλότερες συχνότητες που έγινε η συντριπτική πλειοψηφία αντίστοιχων πειραμάτων στο παρελθόν, θεωρήθηκε πως προκλήθηκαν από τη συχνότητα των 100Hz που χρησιμοποιήθηκε. Γι' αυτό το λόγο επαναλήφθηκαν τα πρώτα πειράματα με χαμηλότερες συχνότητες. Για τους ενδοφακούς 3M - 815LE και Alcon - MA επιλέχθηκε η ακτινοβολήσή τους με λιγότερα Hz (5 αντί για 100) να γίνει με ~500 παλμούς περισσότερους και για τους Storz - H60M να γίνει με 300 παλμούς λιγότερους, ώστε να υπάρχουν περισσότερα δεδομένα προς σύγκριση.

Ακτινοβολήση με 100 Hz				Ακτινοβολήση με 5 Hz			
Ενδο-φακός (Διοπτρίες)	Ενέργεια παλμού (mJ)	Συχνότητα (Hz)	Αρ. παλμών	Ενδο-φακός (Διοπτρίες)	Ενέργεια παλμού (mJ)	Συχνότητα (Hz)	Αρ. παλμών
3M 815LE (19 D)	7.46	100	1720	3M 815LE (18 D)	6.05	5	1500
							
Alcon MA60MA (1D)	7.46	100	1027	Alcon MA30BA (22.5 D)	6.05	5	1500
							
Storz H60M(15D)	6.05	100	1200	Storz H60M(16D)	6.05	5	1500
							

Πίνακας 6.1.1 Ακτινοβολήση με 100Hz και με 5Hz.

3M 815LE

Για τους ενδοφακούς από PMMA παρατηρείται εντελώς διαφορετική συμπεριφορά κατά την ακτινοβόλησή τους με 5Hz και με 100Hz. Στον κρατήρα των 5Hz υπάρχουν πολλοί και άτακτοι κυματισμοί, που αποδόθηκαν σε φαινόμενα επώασης, διάδοσης μηχανικών κυμάτων ή σε μεταβολή του όγκου του υλικού του κρατήρα. Αυτή η εικόνα απουσιάζει από τον κρατήρα των 100Hz, ο οποίος όμως βρίσκεται σε αρχικό στάδιο πλήρους αποδόμησης. Επομένως, αν και στις δύο περιπτώσεις η ζώνη θερμικής καταστροφής γύρω από τα χείλη του κρατήρα είναι αμελητέα, η αντοχή στην υπερίσθια ακτινοβολία των ενδοφακών που είναι κατασκευασμένοι από PMMA κρίνεται ανεπαρκής τόσο για χαμηλές, όσο και για υψηλές τιμές συχνότητας (έντονοι κυματισμοί – διάτρηση αντίστοιχα).

Alcon MA

Οι ενδοφακοί που είναι κατασκευασμένοι από υδρόφοβο ακρυλικό παρουσιάζουν επίσης διαφορετική συμπεριφορά κατά την ακτινοβόλησή τους με υψηλές και χαμηλές συχνότητες. Στα 100Hz ο κρατήρας έχει κυματισμούς που είναι εντονότεροι στις κεντρικές περιοχές. Αντίθετα στα 5Hz παρουσιάζονται σημαντικά λιγότεροι κυματισμοί αλλά και εννέα πλήρως αναπτυγμένες και αρκετές επωάζουσες κωνικές δομές. Καθώς και σε πειράματα του παρελθόντος με παρόμοιες τιμές συχνότητας (π.χ. Ζουλινάκης Γ., 2010) δημιουργήθηκαν παρόμοιες δομές, συμπεραίνεται ότι η εντονότερη παρουσία του φωτοθερμικού μηχανισμού που υπάρχει στα 100Hz συντελεί στην αποτροπή δημιουργίας κωνικών δομών. Καθότι αυτές θεωρείται ότι δημιουργούνται από προσμίξεις ή/και από συσσωματώματα μικροσωματιδίων άνθρακα, μία πιθανή εξήγηση είναι πως η ενέργεια των παλμών που προσπίπτουν στην επιφάνεια του πολυμερούς με συχνότητα 100Hz δεν προλαβαίνει να διαχυθεί αρκετά γρήγορα, με αποτέλεσμα να αποδομούνται και οι προσμίξεις αλλά και να διασπώνται τα συσσωματώματα του άνθρακα (υπενθυμίζεται ότι η ενέργεια του κάθε φωτονίου της δέσμης είναι 10.3eV, ενώ η ενέργεια που απαιτείται για τη διάσπαση του δεσμού C-C είναι 6.3eV). Και με τις δύο συχνότητες τα χείλη των κρατήρων διογκώθηκαν γεγονός που υποδηλώνει θερμική αλλοίωση. Επίσης και στις δύο περιπτώσεις στα σημεία περιμετρικά των κρατήρων εμφανίστηκε πλάσμα οδηγώντας σε αμαύρωση των υλικών. Τέλος, στην ακτινοβόληση με 100Hz εμφανίζονται σφαιρουλίτες επιβεβαιώνοντας τα φωτοθερμικά φαινόμενα, ενώ οι εικόνες που πάρθηκαν για τα 5Hz δεν είναι αρκετά ευκρινείς για αντίστοιχη αξιολόγηση. Επομένως, τόσο για ακτινοβόληση με 100Hz όσο και με 5Hz, παρουσιάζονται μη επιθυμητά φαινόμενα (π.χ. ανάπτυξη σφαιρουλιτών και κωνικών δομών αντίστοιχα), που επηρεάζουν τις οπτικές ιδιότητες των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών.

Storz H60M

Στους ενδοφακούς υδρογέλης παρατηρείται ύπαρξη κυματισμών στους πυθμένες των κρατήρων και για τις δύο τιμές συχνότητας. Στα 5Hz έχει δημιουργηθεί μία κωνική δομή στην περιοχή του κέντρου, κάτι που απουσιάζει από τον κρατήρα των 100Hz. Επίσης παρατηρείται διαφορετική μορφή των κυματισμών, καθώς για τα 5Hz είναι ομαλοί, ενώ για τα 100Hz παρουσιάζουν μορφή “οροσειρών”. Αυτό μπορεί να ερμηνευτεί με βάση τα έντονα θερμικά φαινόμενα που επάγονται σε υψηλές τιμές

συχνοτήτων, που προκαλούν τήξη του πολυμερούς, η οποία ακολουθείται από συρρίκνωση κατά την αναδιοργάνωση (επαναστερεοποίηση) του υλικού. Επομένως, επιβεβαιώνεται η υπόθεση ότι στα 100Hz κυριαρχούν φωτοθερμικά φαινόμενα, ενώ στα 5Hz φωτοχημικά. Τέλος, όσον αφορά την ακτινοβόληση των υδρόφιλων ακρυλικών ενδοφακών από excimer laser, μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα, πως σε αντιστοιχία με τους υδρόφοβους, επηρεάζονται σημαντικά οι οπτικές τους ιδιότητες.

6.2 Σύγκριση ενδοφακών με και χωρίς πρωτότερη ακτινοβόληση με UV

Ένας από τους στόχους των πειραμάτων αυτής της διπλωματικής εργασίας ήταν η μελέτη της επίδρασης της υπερϊώδους ακτινοβολίας στις ιδιότητες των ενδοφακών. Για να γίνει αυτό εφικτό, μία ομάδα ενδοφακών ακτινοβολήθηκε με λάμπα υπερϊώδους φωτός και στη συνέχεια δέχθηκε ακτινοβολία laser. Μία άλλη ομάδα από πανομοιότυπους ενδοφακούς ακτινοβολήθηκε κατευθείαν από laser. Κάποιες από τις διαφορές στις ιδιότητές τους παρατηρήθηκαν την ώρα της ακτινοβόλησης και αναφέρθηκαν στις παραγράφους των αντίστοιχων πειραμάτων, ενώ παρατηρήθηκαν και με μεγαλύτερη λεπτομέρεια με τη βοήθεια ηλεκτρονικού μικροσκοπίου. Όσον αφορά τεχνικές λεπτομέρειες των πειραμάτων περιγράφηκαν αναλυτικά στις αντίστοιχες παραγράφους και δεν κρίνεται σκόπιμο να ξανααναφερθούν.

Οι πίνακες που ακολουθούν παραθέτουν τους ενδοφακούς που συγκρίνονται. Σε κάποιες περιπτώσεις αναφέρονται ενδοφακοί που δεν υπάρχει δίπλα τους ο όμοιός τους, καθότι δεν ήταν διαθέσιμος. Παρόλα αυτά, επειδή είναι πανομοιότυποι και μπορούν να εξαχθούν κάποια συμπεράσματα περιλήφθηκαν στους πίνακες.

Ακτινοβόληση με ArF laser ($\lambda=193\text{nm}$)

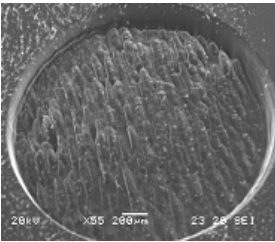
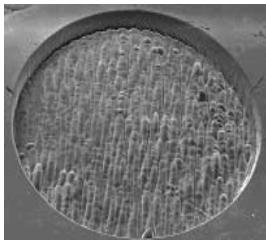
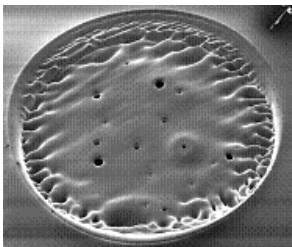
Εδώ μία ομάδα ενδοφακών ακτινοβολήθηκε με λάμπα υπερϊώδους φωτός UVA (στα 370nm) της εταιρείας Magnon, για χρόνους από μισή έως και μία ώρα και με πυκνότητες ισχύος της τάξης των $1.93 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$ και στη συνέχεια δέχθηκε ακτινοβολία laser (193nm). Οι υπόλοιποι ενδοφακοί ακτινοβολήθηκαν κατευθείαν από το ίδιο laser. Κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης δεν παρατηρήθηκαν διαφορές άξιας αναφοράς. Τα στοιχεία και αντιπροσωπευτικές εικόνες των συγκεκριμένων ενδοφακών παρατίθενται στον πίνακα 6.2.1.

Storz H60M

Οι ενδοφακοί υδρογέλης (Storz) παρουσιάζουν σχετικά όμοια εικόνα τόσο κατά την απευθείας ακτινοβόλησή τους με 1200 παλμούς, όσο και με 735 παλμούς με προηγούμενη έκθεσή τους σε λυχνία UV για διάστημα 30 λεπτών. Όμως παρατηρείται ότι τα χείλη του κρατήρα που είχε δεχθεί πρώτα ακτινοβολία UV είναι πιο απότομα, γεγονός που είναι σε συμφωνία με αντίστοιχα πειράματα (Σπυράτου Ε., 2010, Ζουλινάκης Γ., 2010). Επίσης οι κυματισμοί στον ακτινοβολημένο με UV ενδοφακό είναι πιο έντονοι, ενισχύοντας την υπόθεση ότι οι σταυροδεσμοί που έχουν δημιουργηθεί λειτουργούν ως κέντρα έντονης συρρίκνωσης του υλικού που ψύχεται.

Η εικόνα του ενδοφακού που δέχθηκε για 60 λεπτά υπερϊώδη ακτινοβολία και επομένως ήταν εντονότερη η δημιουργία σταυροδεσμών, δείχνει ότι η ανάπτυξή τους

μεταξύ των πολυμερικών αλυσίδων του υλικού δυσχεραίνει τη διάχυση της θερμότητας, κάνοντας με αυτό το τρόπο τα αποτελέσματα της φωτοθερμικής δράσης του laser πιο έντονα και εμφανή μέσω των οπών και του τηγμένου και επαναστερεοποιημένου υλικού του κρατήρα. Επομένως η παρατεταμένη έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία επηρεάζει τις ιδιότητες του πολυμερούς, κάνοντας τους ενδοφακούς πιο ευπαθείς στην ακτινοβόληση με excimer lasers, παρατήρηση που είχε γίνει και στο παρελθόν (Ζουλινάκης Γ., 2010). Αυτό που αξίζει να σημειωθεί, είναι ότι τα 30 λεπτά έκθεσης σε υπεριώδη ακτινοβολία δεν είναι αρκετά ώστε να υπάρξει σημαντική αλλαγή στις ιδιότητες του ενδοφακού (σε σχέση με την εξηντάλεπτη έκθεση).

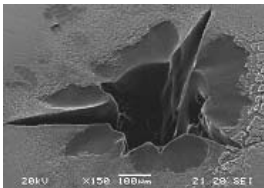
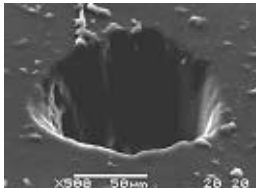
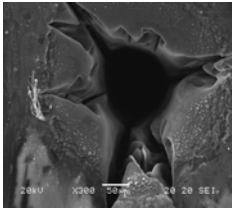
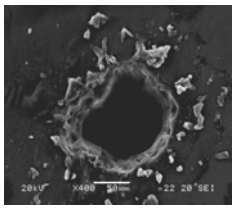
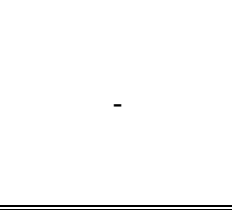
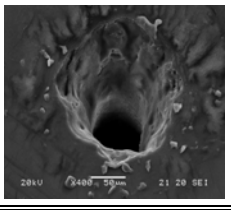
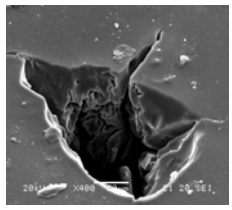
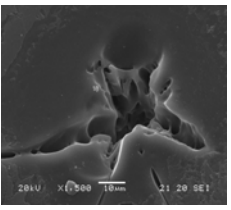
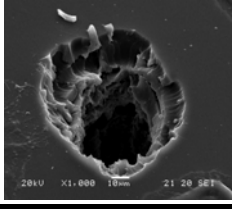
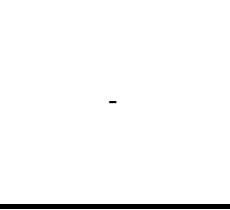
Σύγκριση ενδοφακών (ακτινοβόληση με ArF laser - 193nm)								
Χωρίς UV ακτινοβόληση				Με UV ακτινοβόληση (1.93mW/cm ²)				
Ενδο-φακός (Διοπτρίες)	Ενέργεια παλμού (mJ)	Συχνότητα (Hz)	Παλμοί	Ενδο-φακός (Διοπτρίες)	Ενέργεια παλμού (mJ)	Συχνότητα (Hz)	Παλμοί	Ακτινοβόληση με UV (min)
Storz H60M (15 D)	6.05	100	1200	Storz H60M (16.5 D)	7.45	100	735	30
								
-				Storz H60M (17 D)	7.45	100	1006	60
-								

Πίνακας 6.2.1 Σύγκριση ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν με ArF laser (193nm).

Ακτινοβόληση με Nd:YAG laser ($\lambda= 355\text{nm}$)

Εδώ μία ομάδα ενδοφακών ακτινοβολήθηκε για 30 λεπτά με λάμπα υπεριώδους φωτός UVA (στα 370nm) της εταιρείας Magnon, με πυκνότητες ισχύος της τάξης των $3 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$ και στη συνέχεια δέχθηκε ακτινοβολία laser, μήκους κύματος 355nm. Οι υπόλοιποι ενδοφακοί ακτινοβολήθηκαν κατευθείαν από το ίδιο laser. Κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης δεν παρατηρήθηκαν διαφορές. Ακολουθεί πίνακας όπου

παρατίθενται τα στοιχεία και αντιπροσωπευτικές εικόνες των συγκεκριμένων ενδοφακών.

Σύγκριση ενδοφακών (ακτινοβόληση με Nd:YAG laser – 355nm)							
Χωρίς UV ακτινοβόληση				Με UV ακτινοβόληση (3mW/cm ² – 30min)			
Ενδοφακός (Διοπτρίες)	Θέση κρατήρα	Ενέργεια παλμού (mJ)	Αρ. παλμών	Ενδοφακός (Διοπτρίες)	Θέση κρατήρα	Ενέργεια παλμού (mJ)	Αρ. παλμών
Alcon MA30BA (23D)	Κάτω	4	600	Alcon MA60BM (23D)	Πάνω	4	600
							
Alcon SN60WF (18 D)	Κάτω	2	1200	Alcon SN60WF (10 D)	Κέντρο	2	1200
							
-	-	-	-	Alcon SN60T5 (12.5 D)	Κέντρο	4	1200
							
Storz H60M (16.5 D)	Κάτω	1	300	Storz H60M (15.5 D)	Κάτω	1	150
							
Storz H60M (17 D)	Κάτω	2	300	-	-	-	-
							

Πίνακας 6.2.2 Σύγκριση ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν με Nd:YAG laser ($\lambda = 355\text{nm}$).

Alcon MA30BA - MA60BM

Εδώ γίνεται σύγκριση δύο ακρυλικών ενδοφακών Alcon παρόμοιας σειράς (MA30BA και MA60BM), άρα και αντίστοιχων υλικών – ιδιοτήτων. Παρατηρείται ανόμοια συμπεριφορά κατά την ακτινοβολήση χωρίς και με προηγούμενη έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία. Κατά την απευθείας ακτινοβολήση με την 3^η αρμονική από Nd:YAG laser, οι κρατήρες που δημιουργούνται είναι αστεροειδούς διατομής με έντονα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”, ενώ στην άλλη περίπτωση σχεδόν κυκλικής διατομής με απουσία παρόμοιων φαινομένων. Επίσης, στον ενδοφακό που ακτινοβολήθηκε απευθείας, το εκτοξευμένο υλικό βρίσκεται σε μεγάλες αποστάσεις από τους κρατήρες, σε αντίθεση με τον άλλο ενδοφακό που είναι συγκεντρωμένο γύρω από τους κρατήρες. Αυτό υποδηλώνει ότι στη δεύτερη περίπτωση η κινητική ενέργεια των θραυσμάτων δεν είναι αρκετή ώστε να διασπαρθούν σε μεγάλη ακτίνα.

Τα παραπάνω οδηγούν στο συμπέρασμα πως οι σταυροδεσμοί που δημιουργήθηκαν από την έκθεση στην υπεριώδη ακτινοβολία πιθανότατα μετέβαλλαν το δείκτη διάθλασης και μείωσαν το συντελεστή απορρόφησης του πολυμερούς στην ακτινοβολία του laser, γεγονός που αναμένεται από τη βιβλιογραφία και από αντίστοιχα πειράματα που έγιναν στο παρελθόν (π.χ. Lippert T. et al, 2000, Σπυράτου Ε., 2010).

Alcon SN60WF – SN60T5

Όπως φαίνεται από τις αντίστοιχες εικόνες του πίνακα 6.2.2, οι ακρυλικοί ενδοφακοί αυξημένης προστασίας από την υπεριώδη ακτινοβολία (“κίτρινοι” ενδοφακοί), παρουσιάζουν επίσης διαφορετική συμπεριφορά κατά την αποδόμησή τους, όταν προηγουμένως έχουν εκτεθεί σε υπεριώδη ακτινοβολία. Η πιο εμφανής διαφορά έγκειται στο σχήμα του κρατήρα που δημιουργείται. Όταν δεχθούν απευθείας ακτινοβολία laser στα 355nm ο κρατήρας τους είναι αστεροειδούς διατομής, με έντονα φαινόμενα πυρηνοποίησης και “σπηλαιοποίησης”. Αντίθετα, όταν πρώτα εκτεθούν σε υπεριώδες φως, ο κρατήρας που δημιουργείται είναι κυκλικής (σχεδόν) διατομής, με πολύ ασθενέστερα φαινόμενα πυρηνοποίησης και αμελητέα (σε σχέση με την προηγούμενη περίπτωση) φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”. Μία ακόμα διαφορά που παρατηρείται είναι οι μεγαλύτερες ποσότητες εκτοξευμένου υλικού πλησίως των κρατήρων των ενδοφακών που είχαν δεχθεί υπεριώδη ακτινοβολία.

Τελικά, όλοι οι ενδοφακοί που είναι κατασκευασμένοι από ακρυλικό υδρόφοβο υλικό παρουσιάζουν όμοια μεταξύ τους συμπεριφορά, καθώς όταν ακτινοβολούνται απευθείας από την 3^η αρμονική του Nd:YAG laser σχηματίζουν κρατήρες αστεροειδούς διατομής. Αντίθετα, όταν ακτινοβολούνται αφότου έχουν δεχθεί υπεριώδη ακτινοβολία, οι κρατήρες που σχηματίζονται είναι σχεδόν κυκλικοί. Όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 5.4, πιθανότερη αιτία για το σχηματισμό των αστεροειδών κρατήρων είναι τα μηχανικά κύματα που παράγονται από την ανάκρουση των θραυσμάτων που εκτοξεύονται από το εσωτερικό των κρατήρων. Η εκτόνωση αυτών των κυμάτων οδηγεί στη δημιουργία των ρηγματώσεων που προσδίδουν χαρακτηριστικό σχήμα στους κρατήρες. Όταν οι ενδοφακοί εκτίθενται σε υπεριώδη ακτινοβολία, μεταξύ των μορίων του πολυμερούς αναπτύσσονται σταυροδεσμοί, μειώνοντας το συντελεστή απορρόφησης του (Lippert et al., 2000). Επίσης, όπως αναφέρθηκε και στις αντίστοιχες παραγράφους, είναι εμφανής η παρουσία φωτοθερμικών φαινομένων. Αν ληφθεί υπ’ όψη και ο αυξημένος συντελεστής

ιξώδους κατά τη θέρμανση και λιώσιμο του πολυμερούς (<http://en.wikipedia.org/wiki/Thermoplastic>), τότε η απουσία ρηγματώσεων περιμετρικά των κρατήρων μπορεί να αποδοθεί στη μειωμένη απορρόφηση της ακτινοβολίας και στην αυξημένη μηχανική σταθερότητα του υλικού που επήγαγε η ανάπτυξη των σταυροδεσμών. Επίσης πρέπει να επισημανθεί ότι η διαφορά των 2mJ στην ακτινοβολία των ενδοφακών των σειρών MA και SN δεν επιφέρει παρατηρήσιμες διαφορές.

Storz H60M

Οι υδρόφιλοι ενδοφακοί Storz που ακτινοβολήθηκαν χωρίς προηγούμενη έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία, εμφανίζουν κρατήρες ποικίλων διατομών, με έντονα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης” και σημάδια βίαιης αποδόμησης. Όταν πρώτα ακτινοβολήθηκαν με τη λάμπα UV δημιουργήθηκαν αστεροειδείς κρατήρες και παρατηρήθηκαν έντονα φωτοθερμικά φαινόμενα που καταδεικνύονται από το τηγμένο και επαναστερεοποιημένο υλικό στον ενδοφακό. Αυτό οδηγεί στην υπόθεση πως όταν οι υδρόφιλοι ακρυλικοί ενδοφακοί εκτεθούν σε υπεριώδη ακτινοβολία, οι σταυροδεσμοί που αναπτύσσονται συντελούν στην ευκολότερη αύξηση της θερμοκρασίας του πολυμερούς, καθιστώντας τους πιο ευαίσθητους σε φωτοθερμικά φαινόμενα. Επίσης, ακολουθώντας την ίδια συλλογιστική πορεία με τους υδρόφοβους ακρυλικούς, πιστεύεται ότι η μείωση του συντελεστή απορρόφησής του πολυμερούς λόγω της ανάπτυξης σταυροδεσμών μεταξύ μορίων του, αυξάνει το κατώφλι ενέργειας για την εμφάνιση φωτοεκρηκτικής αποδόμησης, αποτρέποντας τη βίαιη αποδόμηση του υλικού. (Προκειμένου να επαληθευθεί η συγκεκριμένη υπόθεση είναι αναγκαία η μελλοντική επανάληψη του πειράματος με δέσμες υψηλότερης ενέργειας). Η εμφάνιση ρηγματώσεων παρόλη την πρωτύτερη έκθεσή τους σε υπεριώδη ακτινοβολία, μπορεί να αποδοθεί σε μειωμένη μηχανική αντοχή των υδρόφιλων ενδοφακών (σε σχέση με τους υδρόφοβους).

Όσον αφορά την ενέργεια της δέσμης του laser στην περίπτωση της απευθείας ακτινοβολήσεως, ο ενδοφακός που ακτινοβολήθηκε με ενέργεια 2mJ σε σχέση με εκείνον που δέχθηκε 1mJ παρουσιάζει κρατήρα διαφορετικής διατομής, με έντονα φαινόμενα “σπηλαιοποίησης”, ενώ τα τοιχώματά του και χείλη του καταδεικνύουν την ιδιαίτερα βίαιη αποδόμησης του. Επομένως, είναι πιθανόν να υπάρχει κάποια τιμή ενέργειας ανάμεσα στο 1mJ και στα 2mJ, που λειτουργεί ως κατώφλι για τη μεταβολή του μηχανισμού αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας του laser με το υδρόφιλο ακρυλικό υλικό.

Κλείνοντας πρέπει να σημειωθεί ότι επειδή ο αριθμός των ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν είναι σχετικά μικρός και τα πειράματα αφορούσαν δέσμες laser με μόνο δύο μήκη κύματος, δεν μπορούν να εξαχθούν απολύτως ασφαλή συμπεράσματα, όσον αφορά τον ακριβή μηχανισμό αλληλεπίδρασης των ενδοφακών με όλο το φάσμα της υπεριώδους ακτινοβολίας. Επομένως κρίνεται σκόπιμη η μελλοντική διεξαγωγή περαιτέρω παρόμοιων πειραμάτων, πιθανώς και σε άλλα μήκη κύματος.

Κεφάλαιο 7: Οφθαλμικός προσομοιωτής

7.1 Εισαγωγή

Το αποτέλεσμα της χρήσης τεχνητών μέσων διόρθωσης της όρασης, όπως γυαλιών οράσεως, φακών επαφής ή ενδοφακών, μπορεί να αξιολογηθεί από την αποτελεσματικότητά τους αλλά και να προσομοιωθεί μέσω μαθηματικών αλγορίθμων. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα μελέτης των ιδιοτήτων τους (οπτικών, μηχανικών κ.τ.λ.) πάνω σε απλές εγκαταστάσεις, όπως πάγκους εργασίας. Όμως μια πιο ενδεδειγμένη μελέτη απαιτεί συνθήκες που είναι όσο το δυνατόν όμοιες με αυτές που υπάρχουν στον ανθρώπινο οφθαλμό. Αυτό οδήγησε στην ανάπτυξη οφθαλμικών προσομοιωτών (eye – phantoms).



Εικ. 7.1.1 Εμπορικός οφθαλμικός προσομοιωτής της εταιρείας “Ningbo Qinghua Science & Education Equipment Co. Ltd”.

Όλοι οι προσομοιωτές που κατασκευάζονται δεν είναι όμοιοι. Διαφέρουν τόσο στη λειτουργία τους, όσο και στα υλικά από τα οποία είναι φτιαγμένοι. Για παράδειγμα, υπάρχουν μοντέλα που κατασκευάζονται για επιμορφωτικούς σκοπούς και είναι συνήθως υπεραπλουστευτικά και υπερμεγέθη. Όμως, ακόμα και τα μοντέλα που προορίζονται για το τομέα της έρευνας διαφέρουν σε μεγάλο βαθμό μεταξύ τους. Έτσι μπορεί να έχει δοθεί ιδιαίτερο βάρος στις οπτικές τους ιδιότητες (π.χ. δείκτη διάθλασης, εκτροπές), στις μηχανικές τους ιδιότητες (π.χ. μηχανικές καταπονήσεις) ή στις λειτουργικές τους ιδιότητες (π.χ. οξυγόνωση αμφιβληστροειδή χιτώνα (Lemaillet P. et al, 2009)). Όσον αφορά τα υλικά κατασκευής τους, μπορεί να είναι στερεά, γέλες, υγρά ή συνδυασμός των παραπάνω. Για παράδειγμα, συνήθως χρησιμοποιούνται ελαστόμορφα ή πλαστικά υλικά για να επιτευχθεί μηχανική σταθερότητα, αλλά που ταυτόχρονα να έχουν και κατάλληλες οπτικές ιδιότητες ώστε να προσομοιάζουν αυτές του πραγματικού οφθαλμού. Ως απορροφητικοί παράγοντες που αποτρέπουν ανακλάσεις στο εσωτερικό του προσομοιωτή χρησιμοποιούνται συχνά υδατοδιαλυτές

βαφές, ενώ ως παράγοντες σκέδασης χρησιμοποιούνται οξυγονούχες ενώσεις όπως το οξείδιο του αργιλίου (Al_2O_3) και το διοξείδιο του τιτανίου (TiO_2). Επίσης μπορούν να κατασκευαστούν και μικροκάψουλες με πολύ καλά καθορισμένες ιδιότητες σκέδασης, όμως λόγω του μεγάλου κόστους τους προτιμώνται σκόνης των ενώσεων που προαναφέρθηκαν (Lemaitte P. et al, 2009).

Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας σχεδιάστηκε ένας οφθαλμικός προσομοιωτής, ώστε να υπάρχει βιβλιογραφικά ως οδηγός για μελλοντική κατασκευή, στα πλαίσια άλλης εργασίας. Αφειρηία στάθηκε το γεγονός πως θα μπορούν να τοποθετούνται ενδοφακοί στη θέση του κρυσταλλοειδή φακού και στη συνέχεια να ακτινοβολούνται μέσα στον προσομοιωτή. Έτσι, θα είναι δυνατή η μελέτη της συμπεριφοράς του ενδοφακού μέσα σε περιβάλλον παραπλήσιο με εκείνο του οφθαλμού.

Ο προσομοιωτής που σχεδιάστηκε δεν έχει ίδιες διαστάσεις με αυτές των φυσιολογικών ανθρώπινων οφθαλμών, καθώς καθιστούν δύσκολη την υλοποίησή του, αφού απαιτείται η κατασκευή πολλών κομματιών με πολύ μικρές διαστάσεις (της τάξης των μm). Έτσι, σχεδιάστηκε σε μεγέθυνση του φυσιολογικού ανθρώπινου οφθαλμού. Το μόνο του στοιχείο που έχει πραγματικές διαστάσεις είναι ο προσομοιωτής του φακού επειδή τοποθετήθηκε εμπορικός ενδοφακός. Επομένως, ο προσομοιωτής σχεδιάστηκε με έμφαση στις οπτικές του ιδιότητες. Παρακάτω περιγράφονται τα στάδια που απαιτήθηκαν για τη σχεδιάσή του.

7.2 Σχεδίαση οφθαλμικού προσομοιωτή

Το πρώτο στάδιο για την κατασκευή ενός οφθαλμικού προσομοιωτή είναι η καταγραφή των στοιχείων του πραγματικού οφθαλμού. Αυτά που θα χρειαστούν είναι οι διαστάσεις και οι οπτικές ιδιότητες των μέσων που συναντά μια φωτεινή δέσμη καθώς διασχίζει τον οφθαλμό, έως ότου προσπέσει στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, όπου και απορροφάται. Το ποσοστό της ακτινοβολίας που απορροφάται διαφέρει ανάλογα με το μήκος κύματός της και φτάνει στο 100% μόνο για τα μήκη κύματος που συμπίπτουν με τις κορυφές απορρόφησης των κωνίων και των ραβδίων (Purves D. et al, 2001).

Τα στοιχεία συγκεντρώθηκαν στον πίνακα 7.2.1. Καταγράφεται το οπτικό μέσο, ο δείκτης διάθλασής του, η ακτίνα καμπυλότητάς του, η κάθετη και η οριζόντια διάμετρος του καθώς και το πάχος του. Όσον αφορά τη δακρυϊκή στιβάδα, καθότι καλύπτει όση από την επιφάνεια του οφθαλμού μένει ακάλυπτη από τα βλέφαρα τα οποία δεν είναι σταθερά, δεν μπορεί να οριστεί ακριβής διάμετρος της. Επομένως της αποδίδονται τιμές διαμέτρου τέτοιες ώστε να καλύπτει την επιφάνεια του κερατοειδή σε ανοιχτό οφθαλμό. Το υδατοειδές υγρό και το υαλώδες σώμα, λόγω της ρευστής τους μορφής καταλαμβάνουν όλο το χώρο των αντίστοιχων θαλάμων, για τους οποίους, λόγω του σχήματός τους, δεν μπορεί να οριστεί κάθετη και οριζόντια διάμετρος. Επίσης, ως πάχος τους δίνεται η απόσταση πάνω στον οπτικό άξονα, του προηγούμενου από το επόμενο οπτικό μέσο. Για παράδειγμα, το πάχος του υδατοειδούς υγρού που δίνεται 3.6mm, είναι στην πραγματικότητα η απόσταση, πάνω στον οπτικό άξονα, από την εσωτερική πλευρά του κερατοειδή έως την πρόσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδή φακού. Για τον αμφιβληστροειδή δεν αναγράφονται

τιμές καθώς είναι η τελευταία επιφάνεια στην οποία διαδίδεται η φωτεινή δέσμη, όπου και απορροφάται.

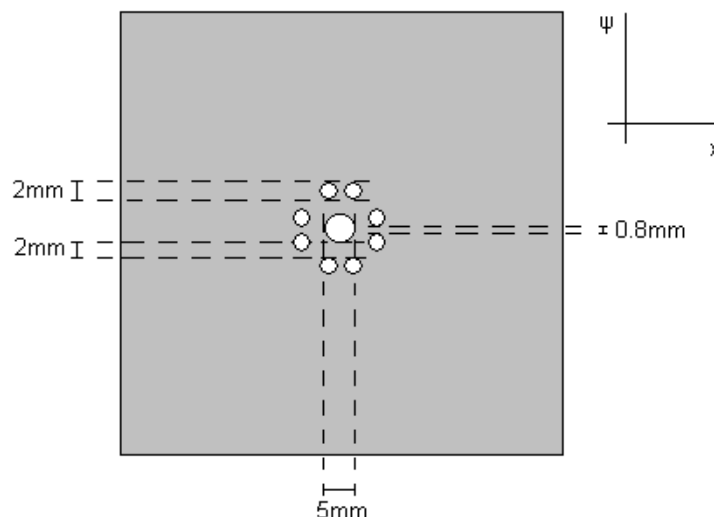
Στοιχεία οφθαλμικών μέσων					
Οφθαλμικό μέσο	Δείκτης διάθλασης	Ακτίνα καμπυλότητας (mm)	Οριζόντια διάμετρος (mm)	Κάθετη διάμετρος (mm)	Πάχος (mm)
Δακρυϊκή στιβάδα	1.336	7.8	~12	~11	0.003
Κερατοειδής	1.376	7.8 (πρόσθια επιφ.) 6.5 (οπίσθια επιφ.)	12	11	0.53 (κέντρο) 0.71 (περιφέρεια)
Υδατοειδές υγρό	1.336	-	-	-	3.6
Κρυσταλλοειδής φακός	1.406 (κέντρο) 1.386 (περιφέρεια)	10 (πρόσθια επιφ.) 6 (οπίσθια επιφ.)	10	10	3.5 (χαλάρωση)
Υαλώδες σώμα	1.337	-	-	-	19.8
Αμφιβληστροειδής	-	-	-	-	-

Πίνακας 7.2.1 Στοιχεία οφθαλμικών μέσων.

Όπως προαναφέρθηκε, ο προσομοιωτής σχεδιάστηκε με κύριο στόχο τη μελέτη της επίδρασης της ακτινοβολίας σε ενδοφακούς που έχουν εισαχθεί σε οφθαλμούς. Αυτό δίνει τη δυνατότητα να παρατηρηθεί η συμπεριφορά των ενδοφακών σε συνθήκες που είναι πιο κοντά στην πραγματικότητα, καθώς η ακτινοβολία προτού προσπέσει σε αυτούς, θα πρέπει να διαπεράσει τα πρωτότερα οπτικά στοιχεία (δακρυϊκή στιβάδα, κερατοειδή και υδατοειδές υγρό). Αυτό για κάποια μήκη κύματος (π.χ. τα 193nm) σημαίνει ότι ο ρυθμός αποδόμησης που επάγουν θα είναι μικρότερος απ' ό,τι αν μεσολαβούσε μόνο αέρας (Dair G.T. et al, 2001), αφού ένα μέρος της ακτινοβολίας θα απορροφηθεί. Βέβαια, σε πραγματικό οφθαλμό, δέσμη με το παραπάνω μήκος κύματος θα έπρεπε να εισαχθεί με τη βοήθεια οπτικής ίνας απευθείας μπροστά από τον ενδοφακό, καθώς σε αντίθετη περίπτωση θα απορροφιόταν από τον κερατοειδή. Συνολικά, οι πραγματικές συνθήκες διαφέρουν κατά πολύ από εκείνες της απευθείας ακτινοβολίας ενδοφακών σε συνθήκες εργαστηρίου, που εκτός των παραπάνω πρέπει να προστεθεί και η απουσία της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Όσον αφορά το τεχνικό του μέρος, ο προσομοιωτής αποτελείται από ένα δοχείο, σχήματος ορθογωνίου παραλληλεπίπεδου, που αντιπροσωπεύει το χώρο του υαλώδους σώματος. Είναι κατασκευασμένο από αλουμίνιο πάχους 5mm ώστε να υπάρχει μηχανική σταθερότητα και βαμμένο σε μαύρο χρώμα ώστε να μειωθούν όσο περισσότερο γίνεται τα φαινόμενα διάβρωσης και οι ανακλάσεις (Bakaraju R.C. et al, 2010). Οι διαστάσεις του είναι αυθαίρετες όσον αφορά το ύψος και το πλάτος του, καθώς δεν επηρεάζουν την πορεία μιας δέσμης laser που διαδίδεται πάνω στον οπτικό του άξονα (ο οποίος διέρχεται κάθετα από το μέσο της μπροστινής του έδρας). Επομένως μπορούν να επιλεγθούν τιμές που κάνουν ευκολότερη την κατασκευή του και έτσι όλες του οι πλευρές έχουν μήκος από 100mm έως 200mm. Πρέπει όμως να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στη θέση που βρίσκεται η επιφάνεια που αναπαριστά τον

αμφιβληστροειδή, καθώς σε διαφορετική περίπτωση ο ενδοφακός δεν θα μπορεί να εστιάσει σωστά τις φωτεινές ακτίνες. Αυτή η θέση βρίσκεται σε απόσταση 19.75mm (στη συνέχεια αποδεικνύεται ότι είναι πρακτικά μικρότερη) από τη μπροστινή του έδρα, στην οποία τοποθετείται ένας ενδοφακός με τρόπο που αναλύεται παρακάτω. Στο μπροστά μέρος του παραλληλεπιπέδου υπάρχει μία οπή, σχήματος κυκλικού δίσκου διαμέτρου 5mm, με κέντρο το σημείο τομής των διαγωνίων της έδρας, προκειμένου να διέρχονται οι φωτεινές ακτίνες. Με κέντρο το ίδιο σημείο και σε απόσταση 4.5mm από αυτό υπάρχουν άλλες οκτώ οπές, διαμέτρου 2mm για την κυκλοφορία του υγρού που προσομοιώνει το υδατοειδές υγρό. Είναι τοποθετημένες ανά δύο με τη μεταξύ τους απόσταση να είναι 0.8mm και βρίσκονται στους άξονες $x'x$ και $\psi'\psi$ όπως φαίνεται στην εικόνα 7.2.1. Επίσης υπάρχουν τέσσερα μεταλλικά στηρίγματα μήκους 15mm το καθένα για την προσάρτηση μίας θήκης ενδοφακού (βλ. παρακάτω), η ακριβής μορφή των οποίων φαίνεται με κόκκινο χρώμα στην εικόνα 7.2.9. Είναι κατασκευασμένα από αλουμίνιο όπως και το ορθογώνιο δοχείο για να μη διαβρωθούν ή σκουριάσουν από το διάλυμα που πληρεί τους εσωτερικούς χώρους και προσομοιώνει το υδατοειδές υγρό και το υαλώδες σώμα (BSS, περισσότερες λεπτομέρειες για το οποίο αναφέρονται στη συνέχεια). Από τα τέσσερα, το άνω είναι στερεωμένο με άρθρωση ενώ τα υπόλοιπα τρία είναι σταθερά.



Εικ. 7.2.1 Η πρόσοψη του ορθογώνιου δοχείου. Η κεντρική οπή είναι για την διέλευση των ακτίνων, ενώ οι περιφερειακές για τη διέλευση του BSS.

Όπως προαναφέρθηκε, η επιφάνεια που αναπαριστά τον αμφιβληστροειδή βρίσκεται σε απόσταση 19.75mm από τον ενδοφακό. Καθότι σε εκείνο το σημείο θα πρέπει να μπορούν να λαμβάνονται μετρήσεις, όπως για παράδειγμα της έντασης ακτινοβολίας που θα έφτανε στον αμφιβληστροειδή, εκεί θα έπρεπε να βρίσκονται οι κεφαλές οργάνων μέτρησης. Αν όμως ληφθεί υπ' όψη και το πάχος των τοιχωμάτων του δοχείου καθώς και το πάχος του κάτω μέρους της θήκης του ενδοφακού (2mm), αυτή η απόσταση γίνεται $(19.75 - 5 - 2)\text{mm} = 12.75\text{mm}$. Επειδή ο χώρος πληρείται με υγρό που αναπαριστά το υαλώδες σώμα και τα περισσότερα όργανα μέτρησης δεν είναι αδιάβροχα, για την προστασία τους, στα 11.75mm από τον ενδοφακό τοποθετήθηκε μια πολυμερική επιφάνεια πάχους 1mm («παράθυρο» κίτρινου χρώματος στην εικόνα

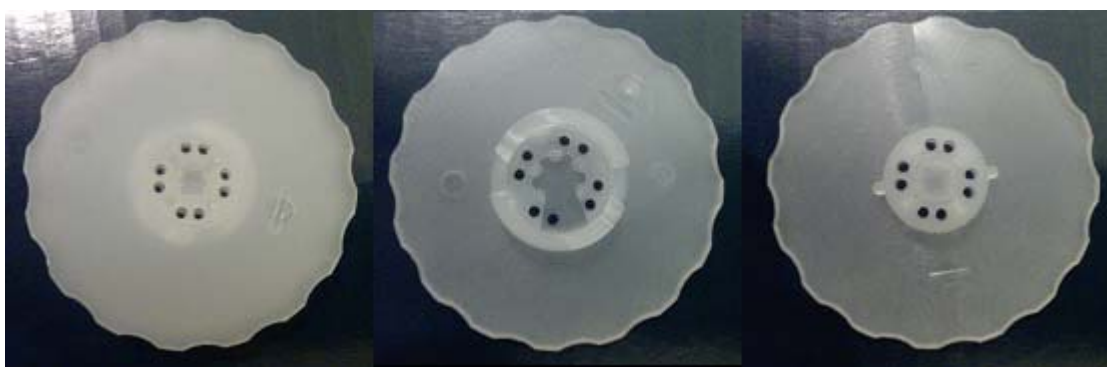
7.2.6). Το πολυμερές υλικό που επιλέχθηκε είναι το Αιθυλικό – Τετραφθοροαιθυλένιο (Ethylene-tetrafluoro-ethylene (ETFE)) που έχει δείκτη διάθλασης 1.403. Πρόκειται για ένα πολυμερές που ανήκει στην οικογένεια των φθοριούχων πολυμερών (fluoropolymers), τα οποία αποτελούνται από άνθρακα (C) και φθόριο (F). Πιο συγκεκριμένα ανήκει στα μερικώς φθοριούχα πολυμερή (partially fluorinated polymers) που περιλαμβάνουν και άτομα υδρογόνου (H) στην πολυμερική τους αλυσίδα. Καθότι οι κεφαλές των οργάνων βρίσκονται ακριβώς πίσω από αυτήν την επιφάνεια, δεν παίζει ρόλο η μικρή γωνιακή εκτροπή των διερχόμενων ακτίνων που οφείλεται στη διαφορά του δείκτη διάθλασης του πολυμερούς με εκείνον του BSS ($n_{\text{ETFE}} = 1.403$, $n_{\text{BSS}} = 1.335$). Ο κύριος λόγος που επιλέχθηκε το ETFE είναι επειδή έχει παρόμοιο δείκτη διάθλασης με αυτόν του BSS, μεγάλη διαπερατότητα στο φάσμα μεταξύ των 200nm και 800nm όπως φαίνεται και στον πίνακα 7.2.2 και μεγάλη μηχανική αντοχή λόγω των ισχυρών δεσμών μεταξύ των ατόμων του (C-C: 607 kJ/mol, C-F: 552 kJ/mol) (Ebnesajjad S. et al, 2005). Σε αυτό το σημείο πρέπει να αναφερθεί ότι το παράθυρο που χρησιμοποιείται έχει πάχος 1mm ώστε να έχει την απαραίτητη μηχανική σταθερότητα, αλλά και να είναι πρακτικά υλοποιήσιμο. Η τιμή της διαπερατότητας που δίνεται στη βιβλιογραφία αφορά επιφάνειες πάχους 0.025mm. Επομένως, θεωρώντας ότι το παράθυρο αποτελείται από τέσσερις τέτοιες επιφάνειες που εφάπτονται, θα έχει τελικά διαπερατότητα x^4 (όπου x η επί τοις εκατό διαπερατότητα στο εκάστοτε μήκος κύματος). Η μικρότερη τιμή που θα εμφανιστεί κρίνεται αποδεκτή σε σχέση με τα πλεονεκτήματα του ETFE που προαναφέρθηκαν, συγκριτικά με τα υπόλοιπα πολυμερή. Για παράδειγμα, για τα 350nm όπου $x = 0.93 \rightarrow x^4 = 0.748$ ή 74.8%. Η απώλεια που υπεισέρχεται μπορεί να θεωρηθεί ως συστηματικό σφάλμα στις μετρήσεις.

Μήκος κύματος	Διαπερατότητα (%)
200	91.5
250	92
300	92
350	93
400	94
500	94
600	94
700	95
800	95

Πίνακας 7.2.2 Διαπερατότητα (%) σε σχέση με το μήκος κύματος του ETFE (οι τιμές δίνονται για πάχος 0.025mm). Πηγή: (Ebnesajjad S. et al, 2005).

Στην εξωτερική πλευρά της μπροστινής έδρας του δοχείου τοποθετήθηκε μία θήκη από ενδοφακό της εταιρείας Alcon, όπως αυτή της εικόνας 7.2.2. Η θήκη διατρήθηκε κεντρικά, τόσο στο κάτω όσο και στο άνω τμήμα της με οπές διαμέτρων 4mm και 7mm αντίστοιχα, ώστε να περνούν απρόσκοπτα οι ακτίνες, χωρίς να υπάρχουν φαινόμενα περίθλασης, αλλά ταυτόχρονα να στηρίζεται ο ενδοφακός, ο οποίος έχει διάμετρο 6mm. Στον ανθρώπινο οφθαλμό, μπροστά από τον κρυσταλλοειδή φακό, βρίσκεται η ίριδα, ένα διάφραγμα σχήματος κυκλικού δίσκου. Ο

ρόλος της είναι η ρύθμιση της ποσότητας του φωτός που εισέρχεται στο φακό, μεταβάλλοντας τη διάμετρο του ανοίγματός της από ~2mm έως ~8mm (Κόττου Σ., 2007). Στον προσομοιωτή που σχεδιάστηκε, την αντικαθιστά η οπή του άνω τμήματος της θήκης του ενδοφακού. Σε αυτή την οπή εφαρμόζει ο προσομοιωτής του κερατοειδή που έχει πάχος τοιχωμάτων 1mm όπως φαίνεται στις εικόνες 7.2.4 και 7.2.5. Οπότε η διάμετρος της οπής που μένει ελεύθερη για τη διάδοση δέσμης laser είναι $(7 - 1 - 1)\text{mm} = 5\text{mm}$. Έχοντας αυτή την τιμή είναι ταυτόχρονα αρκετά μεγαλύτερη από τη διάμετρο του spot μιας εστιασμένης δέσμης laser. Χαρακτηριστικά αναφέρεται πως η δέσμη του excimer laser που χρησιμοποιήθηκε στα πειράματα είχε spot διαμέτρου 2mm. Έτσι, αποτρέπονται φαινόμενα ανάκλασης, διάχυσης και περίθλασης από ακτίνες που θα προσέπιπταν στα χείλη της οπής ή εν συνεχεία στα άγκιστρα που βρίσκονται στην περιφέρεια των ενδοφακών.



Εικ. 7.2.2 Η θήκη της εταιρείας Alcon πριν τη διάτρησή της. Κλειστή, το κάτω και το άνω μέρος (αναποδογυρισμένο) αντίστοιχα. Διακρίνονται οι οπές διοχέτευσης του BSS.

Οι οπές της θήκης ευθυγραμμίζονται με τις οπές του δοχείου. Οι λόγοι που επιλέχθηκε θήκη ενδοφακών της συγκεκριμένης εταιρείας είναι πως προσφέρει πολύ καλή στήριξη και ταιριάζει με όλους τους τύπους ενδοφακών με άγκιστρα, ανοίγει εύκολα οπότε μπορούν να αλλάζονται οι ενδοφακοί, στηρίζεται σταθερά και με ευκολία πάνω στο δοχείο και είναι εύκολα διαθέσιμη μέσω οφθαλμιάτρων. Προκειμένου να μπορέσει να προσαρτηθεί στο δοχείο της τοποθετούνται τέσσερις μικρές βίδες (με γκρι χρώμα στην εικόνα 7.2.9), που ανά δύο σχηματίζουν γωνία 90° με κορυφή το κέντρο της θήκης, ενώ απέχουν από αυτό 9mm. Αυτές εφαρμόζουν στα αντίστοιχα μεταλλικά σημεία στήριξης που βρίσκονται στο μπροστά μέρος του δοχείου.

Ο προσομοιωτής του κερατοειδή (εικόνα 7.2.5) έχει τοποθετηθεί μέσα στην οπή του άνω τμήματος της θήκης του ενδοφακού. Αποτελείται από έναν κύλινδρο με ύψος 7mm, εξωτερική διάμετρο βάσης 7mm και πάχος τοιχωμάτων 1mm που στο άνω μέρος του καταλήγει σε κυκλικό δακτύλιο πάχους 1mm, εσωτερικής διαμέτρου 5mm και εξωτερικής 9mm για την καλύτερη στήριξή του. Από τη βάση του ξεκινά ένα ελλειψοειδές, ύψους 3.6mm, διαμέτρου 5mm και ακτίνας καμπυλότητας 6.5mm. Αυτό είναι και το κυρίως τμήμα του προσομοιωτή του κερατοειδή, από το οποίο διέρχονται οι φωτεινές ακτίνες. Το πάχος στο κέντρο του είναι όσο και το πάχος στο κέντρο ενός ανθρώπινου κερατοειδή, δηλαδή 0.5mm (η ακριβής τιμή του θα έπρεπε να είναι 0.53mm, καθότι όμως τα 0.03mm δεν επιφέρουν σημαντική διαφοροποίηση

παραλείπονται για ευκολότερη κατασκευή του). Καθώς το επάνω μέρος της θήκης έχει ύψος 7mm και ο κερατοειδής πρέπει να απέχει στον κεντρικό του άξονα 3.6mm από τον ενδοφακό, συνεπάγεται πως το ελλειψοειδές που αναπαριστά τον κερατοειδή θα βρίσκεται εξ' ολοκλήρου μέσα στην οπή. Όλος ο προσομοιωτής του κερατοειδή είναι κατασκευασμένος από Ethylene-tetrafluoro-ethylene (ETFE). Το ETFE, όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, έχει δείκτη διάθλασης 1.403 ο οποίος διαφέρει από το δείκτη διάθλασης του ανθρώπινου κερατοειδή, που είναι 1.376. Παρόλα αυτά, η γωνιακή εκτροπή που επιφέρει είναι αμελητέα (στο τρίτο δεκαδικό ψηφίο). Για παράδειγμα, μια ακτίνα που προσπίπτει υπό γωνία $\theta_1 = 30^\circ$ στην επιφάνεια πραγματικού κερατοειδή θα υποστεί γωνιακή εκτροπή θ_3 σύμφωνα με το νόμο του Snell:

$$\left. \begin{array}{l} n_1 \cdot \sin \theta_1 = n_2 \cdot \sin \theta_2 \\ n_1 = 1, n_2 = 1.376 \end{array} \right\} \sin \theta_2 = 1 \cdot \sin 30^\circ \cdot (1.376)^{-1} = 0.363 \rightarrow \theta_2 = 21.28^\circ$$

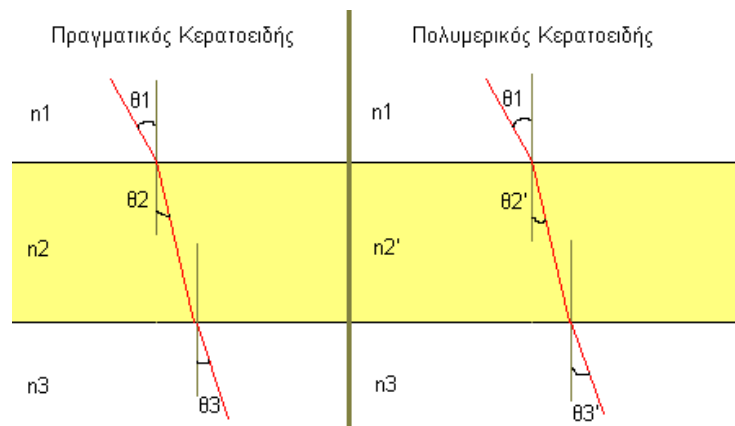
$$\left. \begin{array}{l} n_2 \cdot \sin \theta_2 = n_3 \cdot \sin \theta_3 \\ n_2 = 1.376, n_3 = 1.335 \end{array} \right\} \sin \theta_3 = 1.376 \cdot 0.363 \cdot (1.335)^{-1} = 0.374 \rightarrow \theta_3 \approx 21.97^\circ$$

Μια ακτίνα που προσπίπτει υπό την ίδια γωνία στην επιφάνεια του πολυμερικού κερατοειδή θα υποστεί εκτροπή:

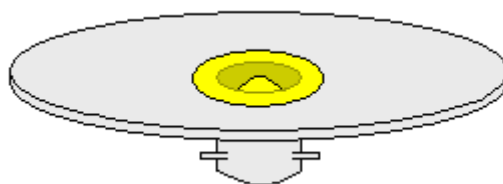
$$\left. \begin{array}{l} n_1 \cdot \sin \theta_1 = n_2 \cdot \sin \theta_2 \\ n_1 = 1, n_2 = 1.403 \end{array} \right\} \sin \theta_2 = 1 \cdot \sin 30^\circ \cdot (1.403)^{-1} = 0.356 \rightarrow \theta_2 = 20.87^\circ$$

$$\left. \begin{array}{l} n_2 \cdot \sin \theta_2 = n_3 \cdot \sin \theta_3 \\ n_2 = 1.403, n_3 = 1.335 \end{array} \right\} \sin \theta_3 = 1.403 \cdot 0.356 \cdot (1.335)^{-1} = 0.374 \rightarrow \theta_3 \approx 21.97^\circ$$

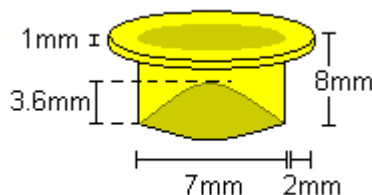
Στο σχήμα 7.2.3 φαίνονται ενδεικτικά τα παραπάνω.



Εικ. 7.2.3 Παρουσίαση της αμελητέας αλλαγής πορείας ακτίνας καθώς διέρχεται από φυσικό (αριστερά) και από πολυμερικό κερατοειδή (δεξιά). Το πρώτο μέσο είναι και στις δύο περιπτώσεις ο αέρας και το τρίτο το διάλυμα που αναπαριστά το ρόλο του υδατοειδούς υγρού.



Εικ. 7.2.4 Το άνω τμήμα της θήκης του ενδοφακού με προσαρτημένο τον πολυμερικό κερατοειδή (με κίτρινο χρώμα).



Εικ. 7.2.5 Ο πολυμερικός κερατοειδής.

Μπροστά από τη θήκη του ενδοφακού έχει τοποθετηθεί ένα κάλυμμα από αλουμίνιο πάχους 5mm και σχήματος ορθογωνίου παραλληλεπιπέδου. Ρόλος του είναι να προσφέρει πρόσθετη στήριξη στη θήκη και στον πολυμερικό κερατοειδή, αλλά και να διασφαλίζει πως δε θα υπάρξει διαρροή του διαλύματος (BSS). Μπορεί να ανοίγει χάρη σε ένα μεντεσέ που βρίσκεται στη δεξιά πλευρά του (με περιστροφή γύρω από τον άξονα $\psi\psi$) και να ασφαλίσει όταν κλείνει με ένα κούμπωμα που βρίσκεται στην αριστερή πλευρά του και απέχει 10mm από την ακμή της μπροστά έδρας του δοχείου. Τόσο ο μεντεσές όσο και το κούμπωμα προβλέπεται να πατούν πάνω σε ένα πολύ λεπτό στρώμα μονωτικού υλικού για να μην υπάρξει διαρροή BSS από τις οπές που έγιναν για τις βίδες που τα συγκρατούν. Στο κέντρο του καλύμματος υπάρχει οπή διαμέτρου 5mm για να μπορεί να ακτινοβολείται ο ενδοφακός που βρίσκεται από κάτω. Στην περιφέρεια της οπής καθώς και στις ακμές του καλύμματος που έρχονται σε επαφή με τον πολυμερικό κερατοειδή και με τη μπροστά έδρα του δοχείου αντίστοιχα, έχει τοποθετηθεί μονωτικό υλικό για την αποφυγή διαρροής BSS. Το κάλυμμα δε χρειάζεται να βαφτεί με μαύρο χρώμα, καθώς λόγω της ύπαρξης της θήκης του ενδοφακού στο εσωτερικό του δεν υπάρχουν ανακλάσεις.

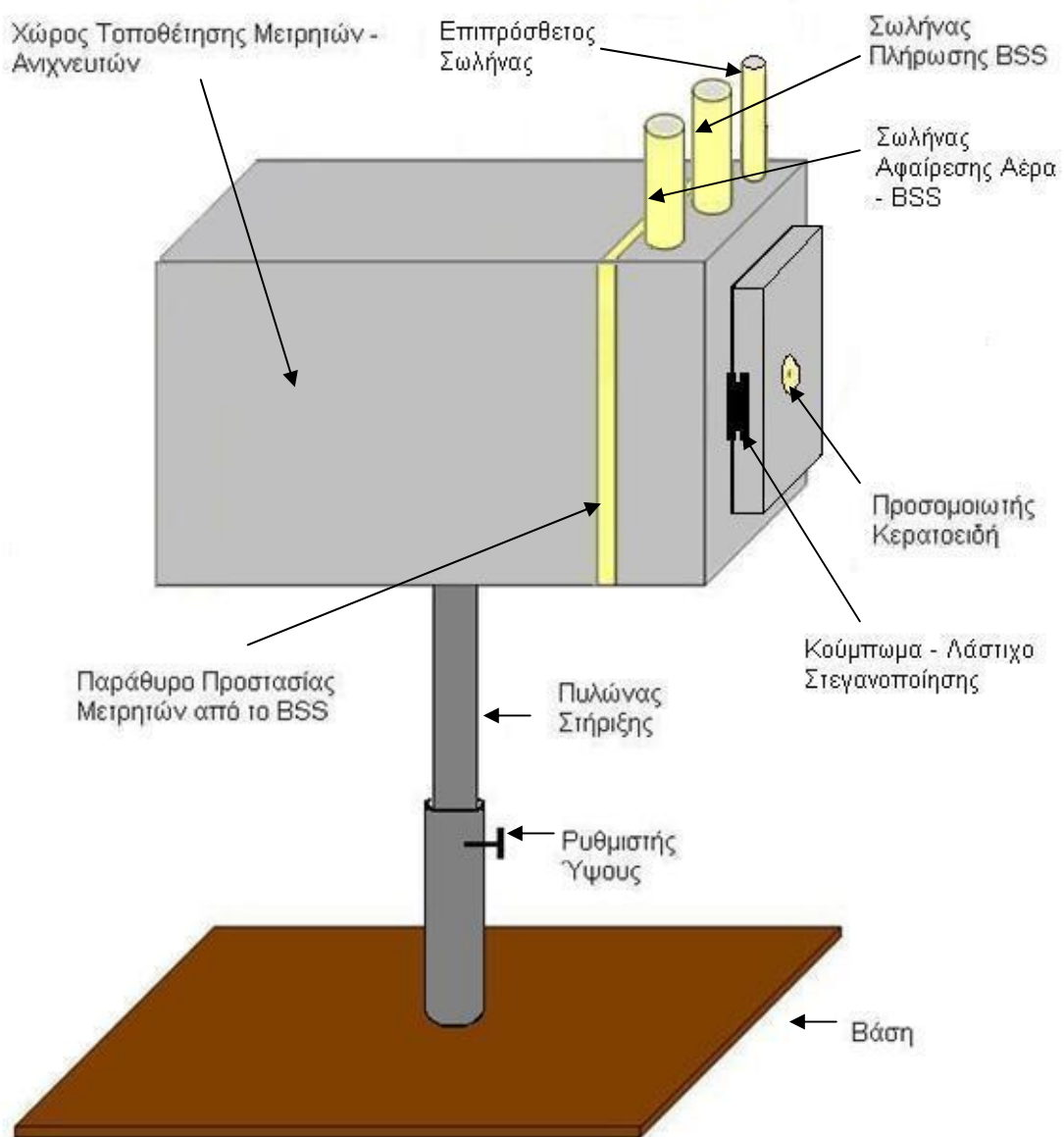
Το ρόλο του υδατοειδούς υγρού και του υαλώδους σώματος, που έχουν δείκτη διάθλασης 1.336 και 1.337 αντίστοιχα, παίζει διάλυμα Balanced Salt Solution της εταιρείας Alcon (BSS – Alcon Laboratories) με δείκτη διάθλασης 1.335 (Cohen St.M., 2009). Το BSS είναι ένα ισότονο με τους ιστούς του ανθρώπινου οφθαλμού διάλυμα, διαπερατό άνω των 5cm για μήκη κύματος άνω των 308nm (Keates R. et al, 1990), που σύμφωνα με την Alcon, αποτελείται από χλωριούχο νάτριο (NaCl), χλωριούχο κάλιο (KCl), ένυδρο χλωριούχο ασβέστιο ($\text{CaCl}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$), ένυδρο χλωριούχο μαγνήσιο ($\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$), ένυδρο οξικό νάτριο ($\text{C}_2\text{H}_3\text{NaO}_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$) και διένυδρο κιτρικό νάτριο ($\text{C}_6\text{H}_5\text{Na}_3\text{O}_7 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Αυτό πληρεί τους χώρους γύρω από τον ενδοφακό που αναπαριστούν τον πρόσθιο και τον οπίσθιο θάλαμο καθώς και το χώρο του υαλώδους σώματος.

Προκειμένου να μην υπάρχουν θύλακες αέρα αλλά και να αλλάζει όποτε χρειαστεί ο ενδοφακός, τοποθετήθηκαν δύο σωλήνες στο άνω μέρος του προσομοιωτή, στους οποίους μπορούν να προσαρτηθούν ισάριθμες αντλίες. Η λειτουργία της πρώτης είναι να αντλεί τον αέρα από το εσωτερικό του, ενώ ταυτόχρονα η δεύτερη γεμίζει το χώρο με το BSS. Η ύπαρξη BSS και στις δύο πλευρές του ενδοφακού βοηθά επίσης στην επιπρόσθετη ακινητοποίησή του (αφού ασκείται πίεση ίσης τιμής και στις δύο πλευρές). Ακόμα προβλέπεται η τοποθέτηση ενός τρίτου σωλήνα ώστε να υπάρχει πρόσβαση στο εσωτερικό του προσομοιωτή για τη τοποθέτηση τυχόν επιπρόσθετων στοιχείων (π.χ. προσθήκη και δεύτερου διαλύματος εκτός του BSS, εισαγωγή μανόμετρο κτλ.).

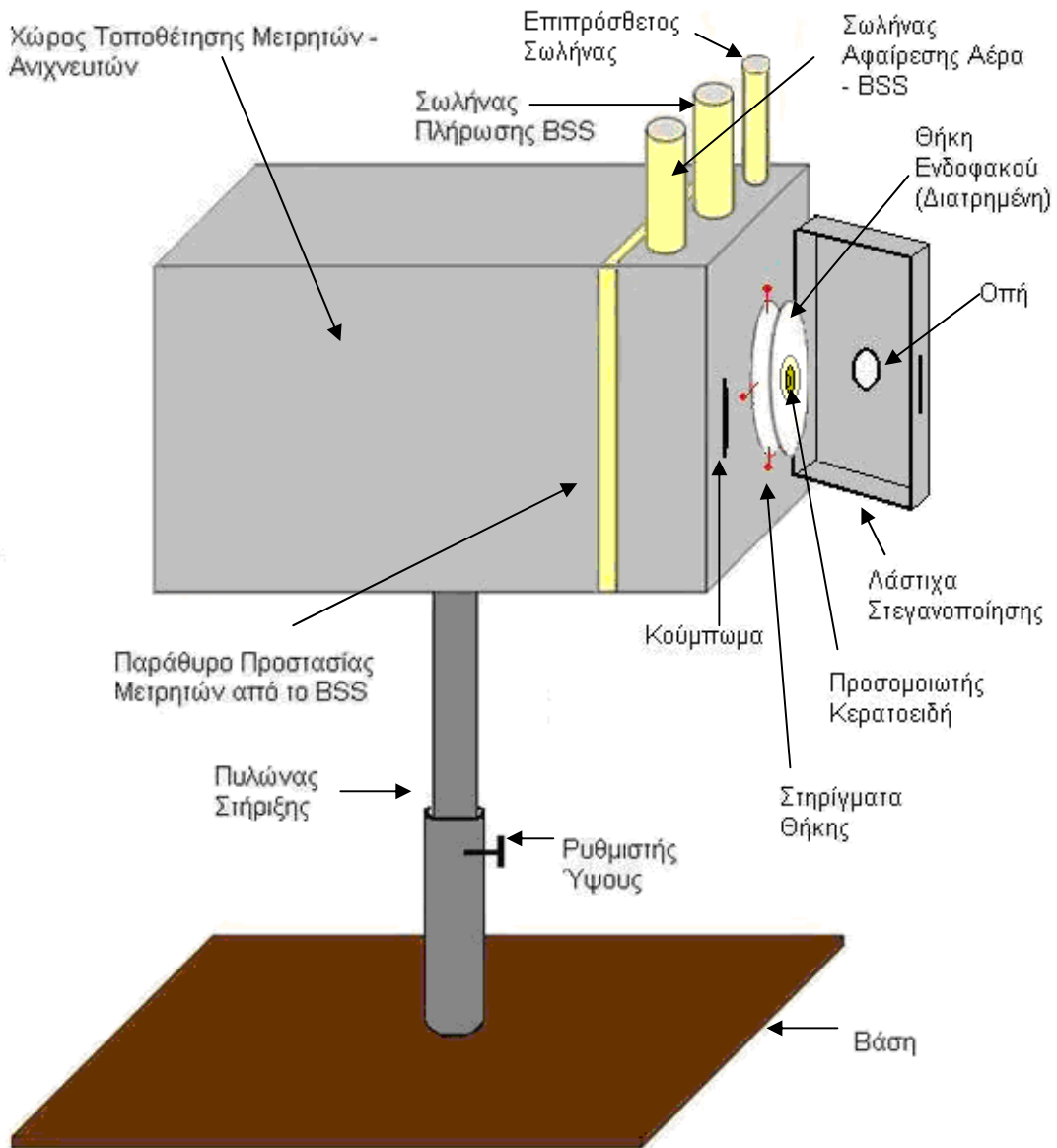
Στο κάτω μέρος του ορθογώνιου δοχείου και σε ορθή γωνία, έχει συγκολληθεί ένας μεταλλικός στύλος (πυλώνας στήριξης) μεταβλητού μήκους, συνολικού ύψους 200mm, ο οποίος στο κάτω άκρο του έχει μορφή βίδας. Έτσι μπορεί να βιδωθεί πάνω σε αντικραδασμική τράπεζα, ή σε μια απλή ξύλινη ή μεταλλική βάση για τη διεξαγωγή πειραμάτων.

Οπτικό στοιχείο που να προσομοιώνει τη δακρυϊκή στοιβάδα του οφθαλμού δεν υπάρχει καθώς λόγω του ιδιαίτερου μικρού πάχους της (3μm) και του δείκτη διάθλασης που είναι παρεμφερής με εκείνον του κερατοειδή (1.336 και 1.376 αντίστοιχα), επιφέρει αμελητέες εκτροπές.

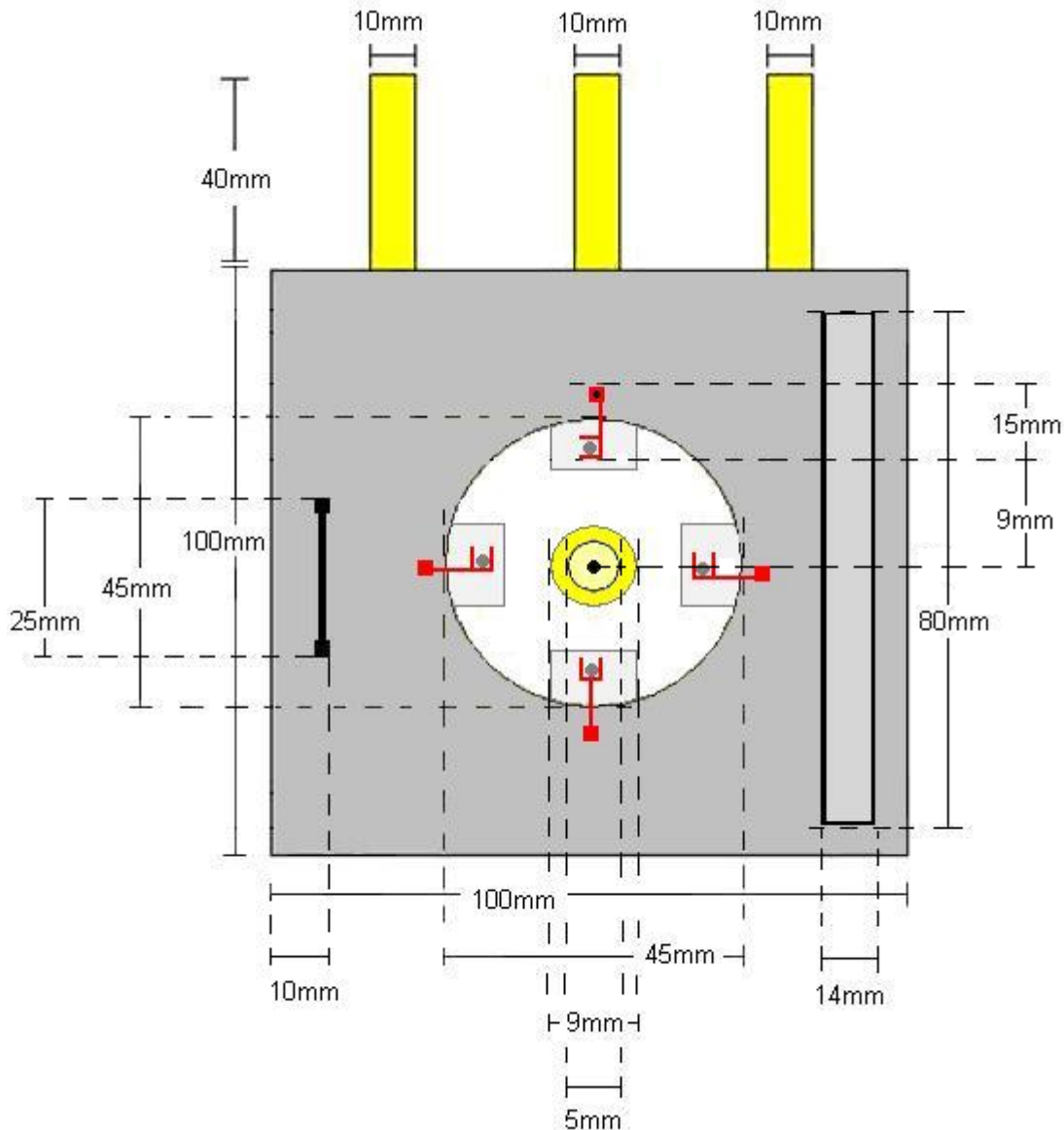
Στα σχήματα που ακολουθούν φαίνεται η διάταξη του οπτικού προσομοιωτή καθώς και οι επιμέρους διαστάσεις του.



Εικ. 7.2.6 Ο οφθαλμικός προσομοιωτής που σχεδιάστηκε με κλειστό το κάλυμμά του.



Εικ. 7.2.7 Ο οφθαλμικός προσομοιωτής που σχεδιάστηκε με ανοιχτό το κάλυμμά του. Κάτω από το κάλυμμα διακρίνεται η θήκη του ενδοφακού (με άσπρο χρώμα), τα στηρίγματά της με κόκκινο χρώμα) και ο πολυμερικός κερατοειδής (με ανοιχτό κίτρινο χρώμα).



Εικ. 7.2.9 Η πρόσοψη του οφθαλμικού προσομοιωτή με ανοιγμένο το κάλυμμα της θήκης του ενδοφακού σε γωνία 90° . Διακρίνεται η άσπρη θήκη του ενδοφακού που για να φανούν τα στηρίγματά της έχουν αφαιρεθεί (στο σχήμα μόνο) τμήματα από το πάνω μέρος της. Με κόκκινο χρώμα φαίνονται τα ελάσματα στήριξης. Οι γκρι κουκκίδες είναι οι βίδες στήριξης και η μαύρη στο κέντρο, η οπή που έχει γίνει για να διέρχεται η δέσμη του laser. Ο κύκλος ανοιχτού κίτρινου χρώματος στο κέντρο είναι το τμήμα του πολυμερικού κερατοειδή που καλύπτει τον ενδοφακό, ενώ με πιο σκούρο κίτρινο φαίνεται η προέκτασή του πάνω από τη θήκη του ενδοφακού. Στο άνω μέρος του προσομοιωτή βρίσκονται οι σωλήνες αφαίρεσης, πλήρωσης καθώς και ο επιπρόσθετος. Ο μαύρος σχηματισμός (ύψους 25mm) στο αριστερό μέρος είναι το κούμπωμα του καλύμματος.

Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστίασε στη μελέτη της αποδόμησης εμπορικών ενδοφακών από lasers που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους. Πιο συγκεκριμένα έγινε ποιοτική μελέτη των κρατήρων που δημιουργήθηκαν από ArF και Nd:YAG (3^η αρμονική) lasers, σε ενδοφακούς κατασκευασμένους από PMMA, υδρόφοβο ακρυλικό, υδρόφιλο ακρυλικό και σιλικόνη. Τα πειράματα περιελάμβαναν ακτινοβολία με διάφορες συχνότητες και ενέργειες δέσμης, καθώς και την ακτινοβολία ενδοφακών που είχαν υποστεί δημιουργία σταυροδεσμών.

Όπως φάνηκε από τις φωτογραφίες που πάρθηκαν με ηλεκτρονική μικροσκοπία σάρωσης, η ακτινοβολία ενδοφακών με υψηλές τιμές συχνότητας επάγει έντονα φωτοθερμικά φαινόμενα, κάτι που είναι σε συμφωνία με τις πιο πρόσφατες απόψεις περί συνύπαρξης του φωτοχημικού και του φωτοθερμικού μηχανισμού κατά τη δράση των lasers που εκπέμπουν υπεριώδη ακτινοβολία. Αυτά περιορίζονται με τη χρήση χαμηλότερων τιμών συχνότητας, που όμως μπορούν να προκαλέσουν την εμφάνιση κωνικών δομών (στους ακρυλικούς ενδοφακούς και στους ενδοφακούς σιλικόνης).

Όσον αφορά την ακτινοβολία ενδοφακών στους οποίους έχουν δημιουργηθεί σταυροδεσμοί λόγω έκθεσής τους σε υπεριώδη ακτινοβολία, εξάγονται αποτελέσματα που βρίσκονται σε άμεση εξάρτηση με το υλικό τους, το χρόνο έκθεσής τους σε υπεριώδες φως και το μήκος κύματος της δέσμης του laser.

Έτσι, για το ArF laser, προκύπτει ότι για όσο περισσότερο εκτεθεί ένας ενδοφακός σε UV ακτινοβολία, τόσο εντονότερη είναι η δημιουργία σταυροδεσμών μεταξύ των πολυμερικών του αλυσίδων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη δυσκολότερη διάχυση της θερμότητας και τελικά την εντονότερη θερμική αλλοίωσή του.

Τα αποτελέσματα διαφέρουν για την ακτινοβολία με το Nd:YAG laser. Παρατηρήθηκε ότι οι ενδοφακοί που είναι κατασκευασμένοι από υδρόφοβο ακρυλικό πολυμερές, πιθανότατα λόγω μηχανικών κυμάτων που παράχθηκαν εμμέσως από διαδικασίες φωτοεκρηκτικής αποδόμησης, εμφανίζουν ρηγματώσεις ακτινικά των κρατήρων που δημιουργούνται. Αυτό το φαινόμενο δεν παρατηρείται στους ενδοφακούς στους οποίους έχουν πρώτα δημιουργηθεί σταυροδεσμοί. Διαφοροποιήσεις της τάξης των 2mJ στην ενέργεια της δέσμης δεν προκαλούν παρατηρήσιμες διαφορές στην ποιότητα των κρατήρων. Στους υδρόφιλους ακρυλικούς ενδοφακούς, η ανάπτυξη σταυροδεσμών συντελεί στην αποφυγή της βίαιης αποδόμησης, που παρατηρείται κατά την απευθείας ακτινοβολή τους. Σε αντίθεση με τους προηγούμενους, μεταβολή της ενέργειας της δέσμης κατά 1mJ, προκαλεί εμφανή διαφοροποίηση της διατομής των κρατήρων. Επίσης επισημαίνεται η απουσία ανάπτυξης κωνικών δομών κατά τη δράση του Nd:YAG laser.

Επομένως, για τη μορφοποίηση της επιφάνειας πολυμερικών ενδοφακών κρίνεται προτιμότερη η αποφυγή της χρήσης ArF laser, αφού σε χαμηλές συχνότητες (της τάξης των 50 με 5Hz) εμφανίζονται κωνικές δομές, ενώ σε υψηλές (της τάξης των 100Hz) έντονες θερμικές αλλοιώσεις. Κανένα από τα δύο παραπάνω φαινόμενα δε φαίνεται να αποφεύγεται με πρωτύτηρη έκθεση των ενδοφακών σε υπεριώδη ακτινοβολία. Αντίθετα, προτείνεται η μορφοποίηση με δέσμη χαμηλής έντασης και συχνότητας (μικρότερης του 1mJ και της τάξης των 10Hz αντίστοιχα) που προέρχεται από τη τρίτη αρμονική Nd:YAG laser, αφού όμως έχει προηγηθεί έκθεση σε υπεριώδη ακτινοβολία (για την αποφυγή δημιουργίας ρηγματώσεων και φαινομένων βίαιης αποδόμησης).

Αναφορικά με το υλικό των ενδοφακών, το PMMA παρουσιάζει μικρή αντοχή σε θερμικά φαινόμενα και η σιλικόνη σημαντική αμαύρωση και δημιουργία κωνικών δομών. Επομένως κρίνονται ακατάλληλα για ακτινοβολία με ArF laser. Το υδρόφιλο ακρυλικό πολυμερές κρίνεται επίσης ακατάλληλο, καθώς για ακτινοβολία με το ίδιο

laser εμφανίζει σημαντικές θερμικές αλλοιώσεις, ενώ για ακτινοβολήση με τη τρίτη αρμονική από Nd:YAG laser ρηγματώσεις ακτινικά των κρατήρων. Άρα, η βέλτιστη εικόνα παρουσιάζεται από τους υδρόφοβους ακρυλικούς ενδοφακούς.

Πρέπει να τονιστεί πως τα παραπάνω συμπεράσματα εξήχθησαν από μικρό αριθμό δειγμάτων και άρα δε μπορούν να θεωρηθούν απολύτως ασφαλή. Αυτό, σε συνδυασμό με την απουσία πλήρους και ευρέως αποδεκτής γνώσης του μηχανισμού αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας που παράγεται από lasers που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους με τα πολυμερή υλικά, οδηγεί στην ανάγκη διεξαγωγής περαιτέρω πειραμάτων. Αυτά θα μπορούσαν να διεξαχθούν σε παρόμοιες συνθήκες με αυτές των πειραμάτων της παρούσας εργασίας, με ευρεία γκάμα συχνοτήτων, ενεργειών δέσμης, χρόνων πρωτύτερης έκθεσης σε υπεριώδες φως και κυρίως με μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων. Επίσης, πρέπει να σημειωθεί πως ένα πρόβλημα που δεν φαίνεται ότι μπορεί να λυθεί άμεσα και επηρέασε την παραπάνω μελέτη, είναι η έλλειψη αναλυτικών στοιχείων για τη σύσταση του υλικού των ενδοφακών, η οποία δε δημοσιοποιείται από τις κατασκευάστριες εταιρείες.

Τόσο τα παραπάνω πειράματα, όσο και η μελέτη των μεταβολών των οπτικών ιδιοτήτων των ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν, μπορούν να γίνουν σε συνθήκες που προσομοιώνουν εκείνες που επικρατούν στο εσωτερικό των ανθρώπινων οφθαλμών. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μελέτη της διοπτρικής ισχύος των ενδοφακών στα ορατά μήκη κύματος, στις αποδομημένες από το laser περιοχές, σε σχέση με τις διοπτρίες που αναγράφονται σε κάθε ενδοφακό. Αυτό μπορεί να γίνει εφικτό με τη χρήση οφθαλμικού προσομοιωτή. Ένας τέτοιος σχεδιάστηκε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, με τρόπο που να καθιστά δυνατή τη μελλοντική υλοποίηση και χρήση του σε εργαστηριακό ή/και κλινικό περιβάλλον.

Αναφορές

- Alfonso J.F., Fernandez-Vega L., Baamonde M.B., Montes-Mico R., «Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses», *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Vol. 33, p. 1235 - 1243, (2007)
- Ameen D.B., Bishop M.F., McMullen T., «A Lattice Model for Computing the Transmissivity of the Cornea and Sclera», *Biophysical Journal*, Vol. 75, p. 2520 – 2531, (1998)
- Arzt E., del Campo A., «Generating Micro and Nanopatterns on Polymeric Materials», Wiley – VCH, (2011)
- Bakaraju R.C., Ehrmann K., Falk D., Ho A., Papas E., «Physical human model eye and methods of its use to analyse optical performance of soft contact lenses», *Optics Express*, Vol. 18, No. 16, p. 16868 – 16882, (2010)
- Bityurin N., «Studies on laser ablation of polymers», *Annual Reports on the Progress of Chemistry, Section C*, Vol. 101, p. 216 - 247, (2005)
- Bityurin N., Malyshev A., «Bulk photothermal model for laser ablation of polymers by nanosecond and subpicosecond pulses», *Journal of Applied Physics*, Vol. 92, No. 1, p. 605 - 613, (2002)
- Bityurin N., Muraviov S., Alexandrov A., Malyshev A., «UV laser modifications and etching of polymer films (PMMA) below the ablation threshold», *Applied Surface Science*, Vol. 109/110, p. 270 – 274, (1997)
- Cheng H., «Causes of Cataract», *British Medical Journal*, Vol. 298, p. 1470 – 1471, (1989)
- Chirila T.V., Van Saarloos P.P., «Ablation of poly(2-hydroxyethyl methacrylate) by 193-nm excimer laser radiation», *Journal of Applied Polymer Science*, Vol. 44, No. 8, p. 1355 - 1363, (1992)
- Cohen St.M., «Perfluoron and Silicone Oil for Complex Retinal Detachments», *Retinal Physician*, (2009), (<http://www.retinalphysician.com/article.aspx?article=103652>)
- Comaish I.F., Lawless M.A., «Conductive keratoplasty to correct residual hyperopia after corneal surgery», *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Vol. 29, No. 1, p. 202 – 206, (2003)
- Craig J.P., Simmons P.A., Patel S., Tomlinson A., «Refractive index and osmolality of human tears», *Optometry & Vision Science*, Vol. 72, No. 10, p. 718 – 724, (1995)
- Dair G.T., Ashman R.A., Eikelboom R.H., Reinholz F., Van Saarloos P.P., «Absorption of 193- and 213-nm laser wavelengths in sodium chloride solution and balanced salt solution», *Archives of Ophthalmology*, Vol. 119, p. 533 – 537, (2001)
- Dyer P.E., «Excimer laser polymer ablation: twenty years on», *Applied Physics A – Materials Science & Processing*, Vol. 77, p. 167 – 173, (2003)
- Ebnesajjad S., Khaladkar P.R., «Fluoropolymers Applications in Chemical Processing Industries: the definitive user's guide and databook», *William Andrew Inc.*, (2005)
- Findl O., Wanderer S., «Lens Materials and Outcomes», *Cataract & Refractive Surgery Today Europe*, Bonus Feature – July / August 2010, p. 18 – 20, (2010)

- Hopp B., Bor Zs., Homolya E., Mihalik E., «Investigation of conical structures created by ArF excimer laser irradiation of polycarbonate», *Applied Surface Science*, Vol. 109/110, No. 1, p. 232 – 235, (1997)
- Izak AM., Werner L., Pandey SK., Apple DJ., «Calcification of modern foldable hydrogel intraocular lens designs», *Eye*, Vol. 17, p. 393 - 406, (2003)
- Kaustubh R.R., «Surface Modification Of Biomaterials By Pulsed Laser Ablation Deposition And Plasma / Gamma Polymerization», *University Of Florida*, (2000)
- Keates R.H., Bloom R.T., Schneider R.T., Ren Q., Sohl J., Viscardi J.J., «Absorption of 308-nm Excimer Laser Radiation by Balanced Salt Solution, Sodium Hyaluronate, and Human Cadaver Eyes», *Archives of Ophthalmology*, Vol. 108, No. 11, p. 1611 - 1613, (1990)
- Kocak N., Kaynak S., Ilknur T., Ozkan S., Erdogan G., Cıngıl G., «Effect of Ultraviolet B Radiation on the Absorption Characteristics of Various Intraocular Lenses», *Ophthalmologica*, Vol. 221, p. 29 - 35, (2007)
- Koopmans St.A., Terwee Th., Barkhof J., Haitjema H.J., Kooijman A.C., «Polymer Refilling of Presbyopic Human Lenses In Vitro Restores the Ability to Undergo Accommodative Changes», *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, Vol. 44, No. 1, p. 250 - 257, (2003)
- Laube Th., Apel H., Koch H.R., «Ultraviolet Radiation Absorption of Intraocular Lenses», *Ophthalmology*, Vol. 111, No 5, p. 880 - 885, (2004)
- Lazare S., Granier V., «Ultraviolet laser photoablation of polymers: A review and recent results», *Laser Chemistry*, Vol. 10, p. 25 – 40, (1989)
- Lemaillet P., Ramella-Roman J.C., «Dynamic eye phantom for retinal oximetry measurements», *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 14, No. 6, p. 064008-1 – 064008-6, (2009)
- Li N., Chen X., Zhang J., Zhou Y., Yao X., Du L., Wie M., Liu Y., «Effect of AcrySof versus Silicone or Polymethyl Methacrylate Intraocular Lens on Posterior Capsule Opacification», *Ophthalmology*, Vol. 115, No. 5, p. 830 - 838, (2008)
- Lippert T., Wei J., Wokaun A., Hoogen N., Nuyken O., «Development and structuring of combined positiveneegative negative-positive resists using laser ablation as positive dry etching technique», *Macromolecular Materials and Engineering*, Vol. 283, No. 1, p. 140 – 143, (2000)
- Masubuchi T., Furutani H., Fukumura H., Masuhara H., «Laser-Induced Nanometer-Nanosecond Expansion and Contraction Dynamics of Poly(methyl methacrylate) Film Studied by Time-Resolved Interferometry», *The Journal of Physical Chemistry B*, Vol. 105, p. 2518 - 2524, (2001)
- McIntyre St., Werner L., Mamalis N., «Hydrophobic Acrylic IOLs: A Primer», *Cataract & Refractive Surgery Today Europe*, Cover Story – March 2011, p. 39 – 44, (2011)
- Müller L.J., Marfurt C.F., Kruse F., Tervo T.M.T., «Corneal nerves: structure, contents and function», *Experimental Eye Research*, Vol. 77 - Issue 2, p. 521 - 542, (2003)
- Novis C., «Astigmatism and toric intraocular lenses», *Current Opinion in Ophthalmology*, Vol. 11, No 1, p. 47 - 50, (2000)

- O'Brien W.J., Hermann J., Shepherd T.H., «Mechanical properties of a hydrophilic acrylic polymer», *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 6, p. 15 - 24, (1972)
- Oliveira V, Vilar R., «KrF pulsed laser ablation of polyimide», *Applied Physics A Material Science & Processing*, Vol. 92, p. 957 – 961, (2008)
- Peli E., Lipshitz I., Dotan G., «Implantable Miniaturized Telescope (IMT) for Low-Vision», *Schepens Eye Research Institute*, (1999)
- Purves D., Augustine G.J., Fitzpatrick D., Katz L.C., LaMantia A.S., McNamara J., Williams M.S., «Neuroscience», *Sinauer Associates*, (2001)
- Scerrati E., «Laser in situ keratomileusis vs. laser epithelial keratomileusis (LASIK vs. LASEK)», *Journal of Refractive Surgery*, Vol. 17, No. 2, p. 219 – 221, (2001)
- Serafetinides A.A., Makropoulou M., Fabrikesi E., Spyratou E., Bacharis C., Thomson R.R., Kar A.K., «Ultrashort laser ablation of PMMA and intraocular lenses», *Applied Physics A: Materials Science & Processing*, Vol. 93, No. 1, p. 111 – 116, (2008)
- Seward H.C., «Folding intraocular lenses: materials and methods», *British Journal of Ophthalmology*, Vol. 81, p. 340 - 341, (1997)
- Sigrist M., Kneubuhl F., «Spherical Model on Thermoelastic Generation of Acoustic Waves», *Rapport de la Societe Suisse de Physique*, Vol. 29, p. 353 - 357, (1978)
- Silvain J.F., Niino H., Ono S., Nakaoka S., Yabe A., «Surface modification of elastomer/carbon composite by Nd:YAG laser and KrF excimer laser ablation», *Applied Surface Science*, Vol. 141, p. 25 – 34, (1999)
- Simpson M.J., Carson D.R., Das K.K., «Methods for fabricating customized intraocular lenses», *World Intellectual Property Organization*, International Publication Number: WO 2009/086004 A2, p. 10, (2009)
- Spyratou E., Asproudis I., Tsoutsi D., Bacharis K., Moutsouris K., Makropoulou M., Serafetinides A.A., «UV laser ablation of intraocular lenses: SEM and AFM microscopy examination of the biomaterial surface», *Applied Surface Science*, Vol. 256, p. 2539 - 2545, (2010)
- Srinivasan R., Braren B., «Ultraviolet Laser Ablation of Organic Polymers», *Chemical Reviews*, Vol. 89, No. 6, p. 1303 - 1316, (1989)
- Srinivasan R., Braren B., Dreyfus R.W., Hadel L., Seeger D.E., «Mechanism of the ultraviolet laser ablation of polymethyl methacrylate at 193 and 248 nm: laser-induced fluorescence analysis, chemical analysis, and doping studies», *Journal of the Optical Society of America B*, Vol. 3, No. 5, p. 785 - 791, (1986)
- Stojanovic A., Artus R.J.G., Seeger St., «Micropatterning of Superhydrophobic Silicone Nanofilaments by a Near-Ultraviolet Nd:YAG Laser», *Nano Research*, Vol. 3, No. 12, p. 889 – 894, (2010)
- Strenk S.A., Semmlow J.L., Strenk L.M., Munoz P., Gronlund-Jacob J., DeMarco K., «Age-Related Changes in Human Ciliary Muscle and Lens: A Magnetic Resonance Imaging Study», *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, Vol. 40, No. 6, p. 1162 - 1169, (1999)
- Tan J.S.L., Wang J.J., Younan C., Cumming R.G., Rochtchina E., Mitchell P., «Smoking and the Long-Term Incidence of Cataract: The Blue Mountains Eye Study», *Ophthalmic Epidemiology*, Vol. 15, No. 3, p. 155 – 161, (2008)

- Tanzi E.L., Lupton J.R., Alster T.S., «Lasers in dermatology: Four decades of progress», *Journal of the American Academy of Dermatology*, Vol. 49, No. 1, (2003)
- Tokarev V.N., Lopez J., Lazare1 S., Weisbuch F., «High-aspect-ratio microdrilling of polymers with UV laser ablation: experiment with analytical model», *Applied Physics A: Materials Science & Processing*, Vol. 46, No. 3, p. 385 – 396, (2003)
- Torrisi L., Lorusso A., Nassisi V., Picciotto A., «Characterization of laser ablation of polymethylmethacrylate at different laser wavelengths», *Radiation Effects & Defects in Solids*, Vol. 163, No. 3, p. 179 - 187, (2008)
- Tsuboi Y., Sakashita S.I., Hatanaka K., Fukumura H., Masuhara H., «Photothermal ablation of polystyrene film by 248nm laser irradiation: A mechanistic study by time – resolved measurements», *Laser Chemistry*, Vol. 16, p. 167 - 177, (1995)
- Tsuneoka H., Shiba T., Takahashi Y., «Ultrasonic phacoemulsification using a 1.4 mm incision: clinical results», *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Vol. 28, No 1, p. 81 - 86, (2002)
- Wee S.W., Park S.M., «Laser Ablation of Poly(methyl methacrylate) at 266 nm», *Bulletin of the Korean Chemical Society*, Vol. 22, No. 8, p. 914 - 916, (2001)
- Whitelaw W.A., «Proceedings of the 13th Annual History of Medicine Days», *University of Calgary - Health Sciences Centre*, p. 176 – 182, (2004)
- Wichterle O., Lim D., «Hydrophilic Gels for Biological Use», *Nature*, Vol. 185, p. 117 - 118, (1960)
- Yung W.K.C., Liu J.S., Man H.C., Yue T.M., «355 nm Nd:YAG laser ablation of polyimide and its thermal effect», *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 101, p. 306 – 311, (2000)
- Αιμιλιανός Α.Σ., «Πολυπαραγοντική ανάλυση αποτελεσμάτων διαθλαστικής χειρουργικής», *Πανεπιστήμιο Κρήτης - Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών - «Οπτική & Όραση»*, (2009)
- Ανδρουλάκης Α., «Μαθηματικό μοντέλο της εξομάλυνσης που επιφέρει το επιθήλιο στην ελεύθερη επιφάνεια του κερατοειδή», *Πανεπιστήμιο Κρήτης - Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών - «Οπτική & Όραση»*, (2006)
- Ανυφαντάκη Φ., «Κυτταρική μεμβράνη», *Ασκληπιακό Πάρκο Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Αθηνών - Πιλοτική εφαρμογή - Ανάλυση ευθυνών*, (2006)
- Γιασεμίδης Δ., «Εφαρμογές της διφωτονικής απορρόφησης», *Πανεπιστήμιο Πατρών - Τμήμα Φυσικής*, (2008)
- Γιώτη Ε., «Βιοδιασπώμενα Πολυμερή: Εφαρμογές και Θερμομηχανικές Ιδιότητες», *Ε.Μ.Π. - Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών - Διπλωματική εργασία*, (2009)
- Ζουλινάκης Γ., «Αλληλεπίδραση υπεριώδους ακτινοβολίας με οφθαλμικούς ιστούς (κερατοειδή) και προσομοιωτές, σε συνδυασμό με παράγοντες φωτοευαισθητοποίησης», *Ε.Μ.Π. - Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών - Διπλωματική εργασία*, (2010)
- Κιλιντάρη Μ., «Υπολογισμός του διαθλαστικού σφάλματος με χρήση αναλυτών μετώπου κύματος», *Πανεπιστήμιο Κρήτης - Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών - «Οπτική & Όραση»*, (2006)
- Κόττου Σ., «Φως, οφθαλμοί και όραση», *Ασκληπιακό Πάρκο Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Αθηνών*, (2007), (<http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=913>)

- Κουφάκης Δ.Ι., Καραμπάτσας Κ.Χ., Μάνθος Α.Κ., Χατζούλης Δ.Ζ., «Η δομή και η φυσιολογία της δακρυϊκής στιβάδας - Σύγχρονα δεδομένα», *Οφθαλμολογία*, Vol. 18, No 3, p. 211 - 219, (2006)
- Μηλιώνη Δ., «Πειραματική μελέτη της δράσης των laser σε οφθαλμικούς ιστούς και βιοπολυμερή», *Ε.Μ.Π.- Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών - Διπλωματική εργασία*, (2008)
- Μιχαλάκου Α., «Μελέτη και εφαρμογές πλάσματος επαγόμενου από laser στην αέρια και συμπυκνωμένη ύλη», *Πανεπιστήμιο Πατρών - Τμήμα Φυσικής - Διδακτορική διατριβή*, (2008)
- Παναγιώτου Κ., «Επιστήμη και Τεχνολογία Πολυμερών», *Εκδόσεις Πήγασος*, (2000)
- Παπασωτηρίου Γ., Παπαδάκης Γ., «Οφθαλμικός καταρράκτης στο νομό Ηρακλείου», *Α.Τ.Ε.Ι. Κρήτης - Σ.Ε.Υ.Π. Νοσηλευτική – Πτυχιακή εργασία*, (2004)
- Πέττα Γ.Β., «Συσχετισμός δυναμικών ιδιοτήτων των οφθαλμικών ιστών και παθήσεων του οφθαλμού. Μη επεμβατική διάγνωση με τη χρήση τεχνικών σκέδασης φωτός Laser», *Πανεπιστήμιο Πατρών - Τμήμα Χημικών Μηχανικών - Διδακτορική διατριβή*, (2007)
- Σγουρός Γ., «Ένα φυσικό μοντέλο που προσομοιώνει την σκέδαση στον κερατοειδή μετά από επεμβάσεις διαθλαστικής χειρουργικής βασισμένο σε μικροσφαιρίδια γυαλιού εμποτισμένα σε διάλυμα κολλαγόνου», *Πανεπιστήμιο Κρήτης - Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών - «Οπτική & Όραση»*, (2006)
- Σιδερούδη Θ., «Φασματοσκοπική μελέτη οφθαλμικών παθήσεων και ανίχνευση μορίων φαρμάκων», *Πανεπιστήμιο Πατρών - Τμήμα Χημικών Μηχανικών - Διδακτορική διατριβή*, (2006)
- Σπυράτου Ε., «Φωτο-βιοφυσικές εφαρμογές των laser και ανάπτυξη μεθοδολογίας μικροχειρισμού νανο-σωματιδίων με χρήση οπτικής παγίδας laser», *Ε.Μ.Π.- Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών – Διδακτορική διατριβή*, (2010)
- Χριστοδουλίδης Μ., «Καταρράκτης», *Ιάτωρ – Διαδικτυακό Ιατρικό Περιοδικό*, (2009), (http://www.iator.gr/xristodoulidis/kataraktishtml/?user_page=1)

Γενική βιβλιογραφία

- «Επιπεφυκότας», *Πάπυρος - Larousse – Britannica*, Vol. 24, p. 95, (1993)
- «Μάτι του ανθρώπου», *Πάπυρος - Larousse – Britannica*, Vol. 41, p. 26, (1993)
- Amesbury E.C., Miller K.M., «Correction of astigmatism at the time of cataract surgery», *Current Opinion in Ophthalmology*, Vol. 20, No 1, p. 19 - 24, (2009)
- Bityurin N., Luk'yanchuk B.S., Hong M.H., Chong T.C., «Models for Laser Ablation of Polymers», *Chemical Reviews*, Vol. 103, No 2, p. 519 - 552, (2003)
- Callister W.D., «Επιστήμη και Τεχνολογία των Υλικών», *Εκδόσεις Τζιόλα*, (2008)
- Cameron J., Skofronick J., Grant R., «Φυσική του ανθρώπινου σώματος», *Εκδόσεις Παρισιάνος*, (2001)
- Carruth J.A.S., Mc Kenzie A.L., «Ιατρικά Lasers - Επιστήμη και Κλινική Εφαρμογή», *Εκδόσεις Συμμετρία*, (1994)
- Costache F., Henyk M., Reif J., «Modification of dielectric surfaces with ultra-short laser pulses», *Applied Surface Science*, Vol. 186, p. 352 – 357, (2002)
- Dair G.T., Pelouch W.S., van Saarloos P.P., Lloyd D.J., Paz Linares S.M., Reinholz F., «Investigation of Corneal Ablation Efficiency Using Ultraviolet 213-nm Solid State Laser Pulses», *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 40, No. 11, p. 2752 - 2756, (1999)
- Fanter D.L., Levy R.L., Wolf C.J., «Laser Pyrolysis of Polymers», *Analytical Chemistry*, Vol. 44, No. 1, p. 43 - 48, (1972)
- <http://blog.cutera.com/blog/laser-technical-discussion/0/0/how-do-i-select-the-correct-pulse-duration>
- http://en.wikipedia.org/wiki/Intraocular_pressure
- <http://web.princeton.edu/sites/ehs/laserguide/sec2.htm>
- http://www.chem.uoa.gr/courses/organiki_1/rizes/Chapter_9.pdf
- <http://www.eyenet.gr/> (Ελληνική Οφθαλμολογική Εταιρεία)
- <http://www.ivo.gr/patient/refractive-surgery/refractive-surgery.html> (Ινστιτούτο Οπτικής και Όρασης Πανεπιστημίου Κρήτης)
- http://www.jpسالaser.com/tutorial/laser_processing12.html
- <http://www.perfectvision.gr/entipo/4kataraktis.pdf>
- Kohnen Th., Allen D., Boureau C., Dublineau P., Hartmann C., Mehdorn E., Rozot P., Tassinari G., «European Multicenter Study of the AcrySof ReSTOR Apodized Diffractive Intraocular Lens», *Ophthalmology*, Vol. 113, No 4, p. 578 - 584, (2006)
- Kolozsvari L., Nogradi A., Hopp B., Bor Z., «UV Absorbance of the Human Cornea in the 240 to 400nm Range», *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 43, No. 7, p. 2165-2168, (2002)
- Krueger R.W., Trokel St.L., Schubert H.D., «Interaction of Ultraviolet Laser Light with the Cornea», *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 26, p. 1455 - 1464, (1985)
- Nelson St.J., Milner Th.E., Svaasand L.O., Kimel S., «Laser pulse duration must match the estimated thermal relaxation time for successful photothermolysis of blood vessels», *Lasers In Medical Science*, Vol. 10, No 1, p. 9 - 12, (1995)

- Sardar D.K., Yow R.M., Tsin A.T.C., Sardar R., «Optical scattering, absorption, and polarization of healthy and neovascularized human retinal tissues», *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 10, No 5, p. 051501-1 - 051501-8, (2005)
- Schmidt H., Ihlemann J., Wolff-Rottke B., Luther K., Troe J., «Ultraviolet laser ablation of polymers: spot size, pulse duration, and plume attenuation effects explained», *Journal Of Applied Physics*, Vol. 83, No. 10, p. 5458 - 5468, (1998)
- Shimizu K., Misawa A., Suzuki Y., «Toric intraocular lenses: correcting astigmatism while controlling axis shift», *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Vol. 20, No 5, p. 523 - 526, (1994)
- Svelto O., «Αρχές των Lasers», *Εκδόσεις Συμμετρία*, (1986)
- Tsuboi Y., Hatanaka K., Fukumura H., Masuhara H., «The 248 nm Excimer Laser Ablation of Liquid Benzene Derivatives: A Relation between Ablation Threshold and Molecular Photochemical Reactivity», *The Journal of Physical Chemistry*, Vol. 98, No. 44, p. 11237 - 11241, (1994)
- Weikert M.P., «Update on bimanual microincisional cataract surgery», *Current Opinion in Ophthalmology*, Vol. 17, No. 1, p. 62 – 67, (2006)
- Werner L., Mamalis N., «Cataract and Refractive Surgery», *Essentials in Ophthalmology*, p. 63 - 84, (2005)
- Wilson J., Hawkes J., «Οπτοηλεκτρονική: Μια Εισαγωγή», *Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Ε.Μ.Π.*, (2007)
- Yabe A., Niino H., «Polymer Ablation with Excimer Lasers», *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, Vol. 224, p. 111 - 121, (1993)
- Young M., «Οπτική και Λείζερ», *Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Ε.Μ.Π.*, (2008)
- Zeh W.G., Price F.W., «Iris fixation of posterior chamber intraocular lenses», *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Vol. 26, No 7, p. 1028 - 1034, (2000)
- Λογκάκη Μ., «Χρήση οπτομηχανικής διάταξης για τη μη επεμβατική μέτρηση των ελαστικών ιδιοτήτων του τοιχώματος του οφθαλμού», *Πανεπιστήμιο Κρήτης - Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών - «Οπτική & Οραση»*, (2005)
- Παλλήκαρης Ι.Γ., Παναγοπούλου Σ.Ι., Κουνής Γ., Τσικλής Ν., «UV and IR laser in refractive surgery», *42^ο Πανελλήνιο Οφθαλμολογικό Συνέδριο*, Κρήτη, (2009)
- Χατζηκυριάκος Σ., «Ρεολογία και Διεργασίες Επεξεργασίας Πολυμερών», *Σημειώσεις μαθήματος, Πανεπιστήμιο Κρήτης – Τμήμα Επιστήμης και Τεχνολογίας Υλικών*, (2006)