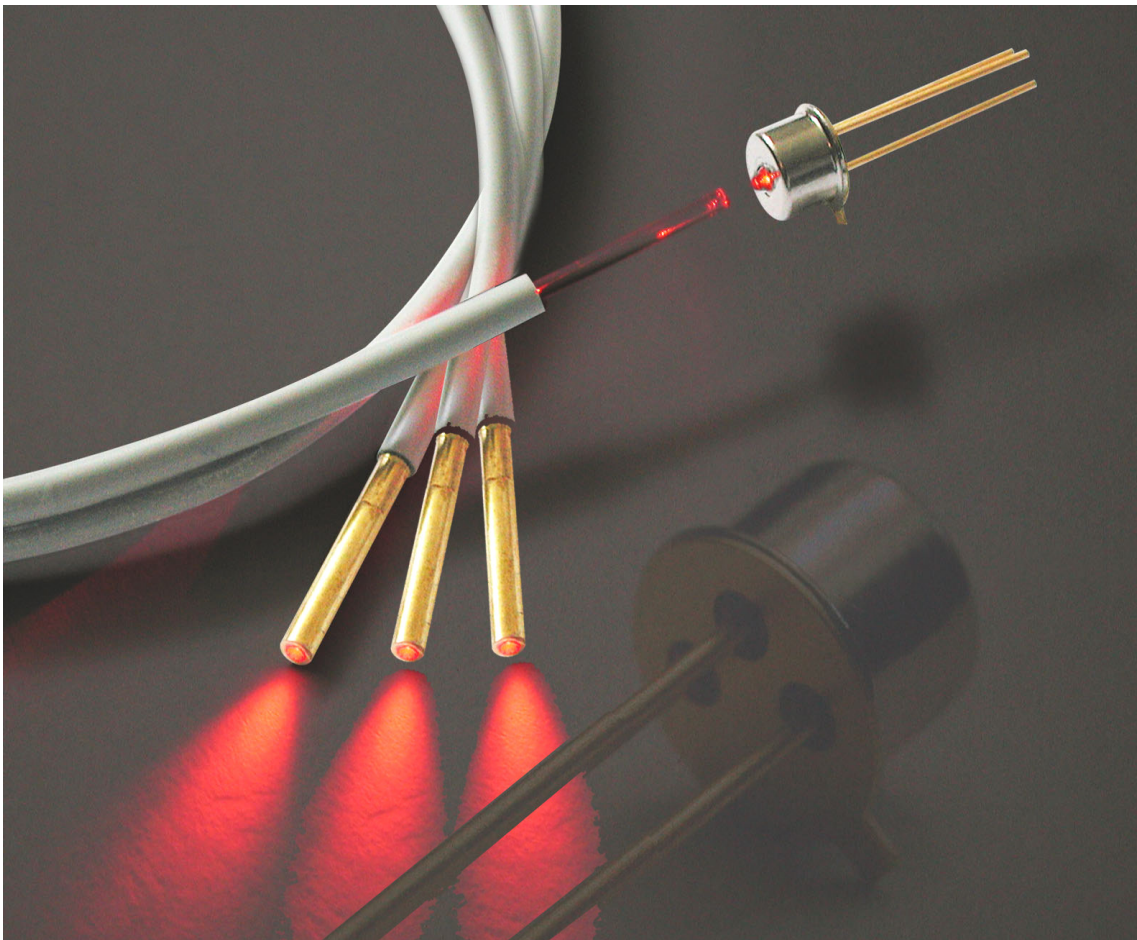




• ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ •

ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ



**ΣΥΖΕΥΞΗ ΟΠΤΙΚΩΝ ΙΝΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑ ΠΟΛΛΑΠΛΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ
ΓΙΑ ΤΗ ΦΩΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΚΥΚΛΟΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ**

**ΑΝΤΩΝΗΣ ΤΣΙΡΙΤΑΣ
ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2005**

ΣΥΖΕΥΞΗ ΟΠΤΙΚΩΝ ΙΝΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑ ΠΟΛΛΑΠΛΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ
ΓΙΑ ΤΗ ΦΩΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΚΥΚΛΟΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ

Η παρούσα εργασία αποτελεί την Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία Ειδίκευσης του **Τσιρίτα Β. Αντωνίου** Φυσικού μεταπτυχιακού φοιτητή του Πανεπιστημίου Κρήτης στο Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Οπτική και Όραση».

Ο τίτλος της είναι: «Σύζευξη οπτικών ινών. Σύστημα πολλαπλής ακτινοβολήσης για τη φωτοδυναμική κυκλοκαταστροφή» και εκπονήθηκε, κατά το τελευταίο (Δ') εξάμηνο σπουδών του Μεταπτυχιακού Προγράμματος.

Επιβλέπων της Διπλωματικής Εργασίας ήταν ο Καθηγητής Λεωνίδας Ναουμίδης.

Παρουσιάστηκε στις 30-09-2005 σε τριμελή επιτροπή που η σύνθεση της έχει ως εξής:

- 1. Μ. Τσιλιμπάρης**
- 2. Α. Ναουμίδης**
- 3. Δ. Παπάζογλου**

Αντώνης Τσιρίτας
Ηράκλειο 2005

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Εκφράζω τις θερμότερες ευχαριστίες μου προς:

- Τον επιστημονικό υπεύθυνο του μεταπτυχιακού προγράμματος και Πρύτανη του Πανεπιστημίου Κρήτης Καθηγητή Γιάννη Παλλήκαρη που είχα την τύχη να εργαστώ υπό την επίβλεψη του σε ένα από τα πρώτα ερευνητικά προγράμματα του ΒΕΜΜΟ.
- Τον Διευθυντή της Οφθαλμολογικής Κλινικής του ΠΑΓΝΗ Καθηγητή Μιλτιάδη Τσιλιμπάρη για την ανάθεση του θέματος και για την βοήθειά του μέσα από την κριτική που άσκησε κατά την διάρκεια εκπόνησης της παρούσας εργασίας.
- Τον Επιβλέποντα της μεταπτυχιακής εργασίας Καθηγητή Λεωνίδα Ναουμίδα για την συνεχή επίβλεψη και καθοδήγηση καθώς και για την ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας.
- Το μέλος της τριμελούς επιτροπής Δρ. Δημήτρη Παπάζογλου για την βοήθεια του.
- Τον Δρ. Χαρίλαο Γκίνη, βασικό στέλεχος του ΒΕΜΜΟ και του μεταπτυχιακού προγράμματος, για τις πολλές σημαντικές συμβουλές.
- Τους διδάσκοντες στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα «Οπτική και Όραση» και όλους τους συμφοιτητές μου.

Τέλος, ευχαριστώ θερμά τον Κον Μιχάλη Νικητάκη, υπεύθυνο της Βιβλιοθήκης του ΤΕΙ Κρήτης για την εύρεση και συλλογή των άρθρων που απαιτήθηκαν στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο : ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΝΕΣ

1.1	Περιγραφή οπτικών ινών.....	6
1.2	Αρχές λειτουργίας οπτικών ινών	8
1.3	Τύποι οπτικών ινών και τρόποι μετάδοσης του φωτός.....	11
1.4	Χαρακτηριστικά οπτικών ινών	14

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : ΣΥΖΕΥΞΗ ΟΠΤΙΚΩΝ ΙΝΩΝ

2.1	Προβλήματα σύνδεσης οπτικών ινών.....	17
2.2	Ένωση σύντηξης.....	20
2.3	Μηχανικές ενώσεις.....	22
2.4	Συσκευές εσωτερικής σύνδεσης.....	25
	2.4.1) Παράμετροι συνδετήρων.....	27
	2.4.2) Τύποι συνδετήρων.....	28
	2.4.3) Προσαρμογείς.....	36
2.5	Απώλειες ενδοσύζευξης.....	38
2.6	Συζεύκτες οπτικών ινών.....	38
2.7	Έλεγχος της ποιότητας των οπτικών ινών.....	42
	2.7.1) Έλεγχος συνέχειας οπτικής ίνας.....	42
	2.7.2) Έλεγχος εξασθένησης ινών.....	43
	2.7.3) Έλεγχος εξαρτημάτων.....	44

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο : ΦΩΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΚΥΚΛΟΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ

3.1	Διοδικά Laser.....	46
3.2	Βασικές αρχές φωτοδυναμικής θεραπείας (ΦΔΘ).....	51
3.3	Περιγραφή φωτοευαίσθητοποιητών	52
	3.3.1) Σουλφονιωμένη χλωοαργιλική Φθαλοκυανίνη	55
	3.3.2) Φωτοπορφυρίνη (Visudyne).....	57
3.4	Ακτινοβολία-Μηχανισμός δράσης.....	58

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο : ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

4.1	Σκοπός.....	61
4.2	Ανάλυση των τεχνικών κυκλοκαταστροφής (cyclodestruction).....	62
4.3	Περιγραφή της διάταξης για τη ΦΔΘ του ακτινωτού σώματος.....	64
	4.3.1) Επιλογή του Laser.....	64
	4.3.2) Χρήση οπτικών ινών στη ΦΔΘ του ακτινωτού σώματος.....	69
	4.3.3) Συστήματα μεταφοράς δέσμης Laser.....	71
	4.3.4) Μετρητής ισχύος της ακτινοβολίας	73
	4.3.5) Διατάξεις συγκράτησης και κατεύθυνσης οπτικών ινών	75

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο : ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΩΝ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΗΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

5.1	Δυνατότητες βελτιστοποίησης της πειραματικής διάταξης	78
	5.1.1) Ανάλυση των φυσικών παραγόντων	78
	5.1.2) Μεταφορά ακτινοβολίας στο ακτινωτό σώμα	79
	5.1.3) Βοηθητικές διατάξεις για τη βελτίωση του αποτελέσματος....	83
5.2	Εργαστηριακές δοκιμές-Αποτελέσματα.....	86
	5.2.1) Μετρήσεις.....	86
	5.2.2) Πειράματα.....	87
5.3	Συμπεράσματα.....	91

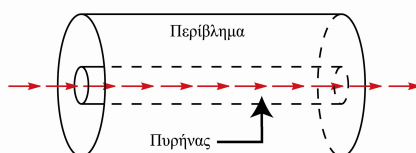
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	92
--------------------------	-----------

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο : ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΝΕΣ

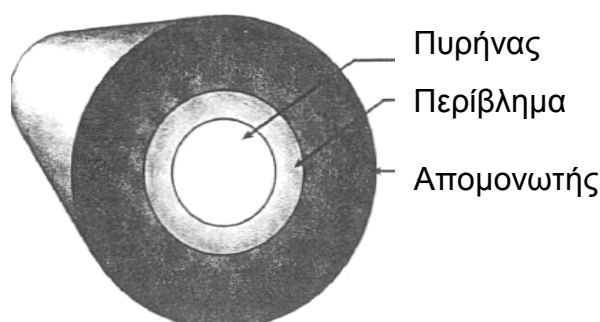
1.1. Περιγραφή οπτικών ινών

Ένας καθαρά επιστημονικός ορισμός της οπτικής ίνας θα έλεγε ότι μία οπτική ίνα είναι ένας κυλινδρικός διηλεκτρικός κυματοδηγός αποτελούμενος από υλικό (γυαλί ή πολυμερές) που παρουσιάζει μικρές απώλειες στην ορατή και κοντινή υπέρυθη ακτινοβολία.



Σχ. 1.1. Γράφημα οπτικής ίνας.

Η οπτική ίνα αποτελείται από τρεις βασικές περιοχές. Στο κέντρο της ίνας βρίσκεται ο πυρήνας που είναι γυαλί υψηλού δείκτη διάθλασης. Ο πυρήνας περιβάλλεται από υλικό χαμηλότερου δείκτη διάθλασης. Το φως εγκλωβίζεται στον πυρήνα και διαδίδεται κατά μήκος της ίνας. Η δομή μιας κλασσικής οπτικής ίνας, φαίνεται στο Σχ.1.2.

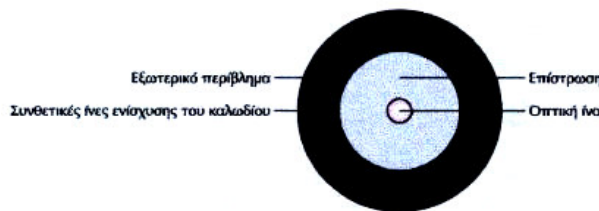


Σχ.1.2. Εγκάρσια τομή οπτικής ίνας.

Ο πυρήνας στην πραγματικότητα μεταφέρει το φως, ενώ το περίβλημα της ίνας ανακλά το φως πίσω στον πυρήνα. Στις περισσότερες περιπτώσεις, ο πυρήνας και το περίβλημα της οπτικής ίνας είναι κατασκευασμένα από γυαλί (οξειδίο του πυριτίου SiO_2) μεγάλης καθαρότητας με μικρές προσθήκες άλλων οξειδίων όπως GeO_2 , B_2O_3 , P_2O_5 κλπ, ο ρόλος των οποίων είναι ο ακριβής καθορισμός του δείκτη διάθλασης.

Εκτός από το γυαλί μπορεί να χρησιμοποιηθεί και πολυμερές. Οι πολυμερικές οπτικές ίνες όμως παρουσιάζουν μεγαλύτερες απώλειες και χρησιμοποιούνται μόνο για εφαρμογές μικρών αποστάσεων. Άλλα είδη οπτικών ινών ενσωματώνουν χαλαζία ή καθαρή τιγμένη σιλικόνη και πλαστικό, όμως αυτές δεν χρησιμοποιούνται στις κοινά αποδεκτές υψηλής ποιότητας εφαρμογές.

Ένα σχεδιαστικό χαρακτηριστικό κλειδί, όλων των οπτικών ινών είναι ότι ο δείκτης διάθλασης του πυρήνα που είναι υψηλότερος από τον δείκτη διάθλασης του περιβλήματος. Η εξωτερική περιοχή της ίνας καλείται μανδύας ή απομονωτής. Ο απομονωτής, τυπικά ένα πλαστικό υλικό, παρέχει προστασία και διατηρεί την αντοχή του γυαλιού της ίνας. Η βασική κατασκευή μιας οπτικής ίνας (καλώδιο) φαίνεται στο παρακάτω Σχ.1.3.



Σχ.1.3. Καλώδιο οπτικής ίνας.

Στο κέντρο του καλωδίου υπάρχει η οπτική ίνα, η οποία κατασκευάζεται από γυαλί ικανό να μεταφέρει φωτεινή δέσμη συγκεκριμένου μήκους κύματος με πολύ λίγες απώλειες.

Την οπτική ίνα περιβάλλει ειδική επίστρωση υλικού με μικρότερο δείκτη διάθλασης, από το υλικό της ίνας, το οποίο ονομάζεται cladding ή buffer.

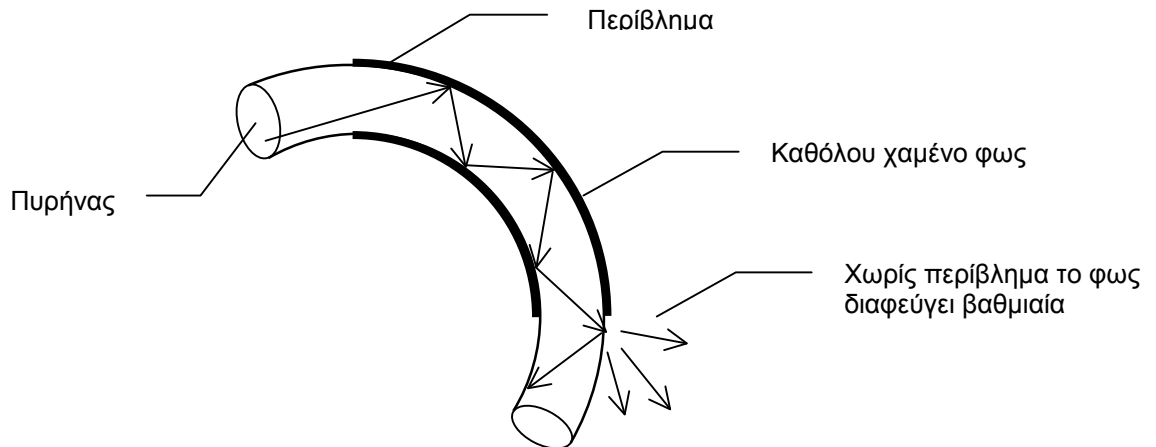
Το υλικό αυτό βοηθά στη συνεχή ανάκλαση της φωτεινής δέσμης, η οποία θα πέσει μέσα στην οπτική ίνα, εφόσον η γωνία πρόσπτωσης είναι μεγαλύτερη της οριζικής, διότι σε άλλη περίπτωση θα έχουμε διάθλαση στην εξωτερική επίστρωση (cladding).

Με αυτό τον τρόπο η οπτική ίνα εγκλωβίζει τη δέσμη του φωτός και την οδηγεί στην άκρη της. Την επίστρωση περιβάλλει δέσμη συνθετικών ινών, οι οποίες έχουν στόχο την προστασία της ίνας από πιθανά τραβήγματα και είναι επικίνδυνο να σπάσει το γυαλί, το οποίο αποτελεί και τον πυρήνα της ίνας. Όλα τα παραπάνω περιλαμβάνονται σε εξωτερικό πλαστικό περίβλημα όμοιο με αυτό των καλωδίων.

1.2. Αρχές λειτουργίας οπτικών ινών

Η λειτουργία των οπτικών ινών βασίζεται στο φαινόμενο της ολικής εσωτερικής ανάκλασης, στην διαχωριστική επιφάνεια δύο διηλεκτρικών.

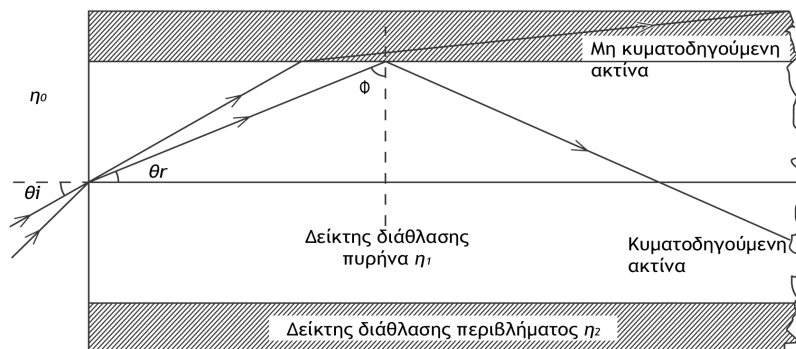
Ο μικρότερος δείκτης διάθλασης του περιβλήματος n_2 , σε σχέση με τον δείκτη διάθλασης του πυρήνα n_1 , αναγκάζει το φως να επιστρέψει στον πυρήνα, όπως φαίνεται στο Σχ.1.4.



Σχ.1.4. Συμπεριφορά φωτός σε οπτική ίνα.

Το φως εισερχόμενο στον πυρήνα μιας ίνας με μια γωνία επαρκή για ολική εσωτερική ανάκλαση, προχωρεί μέσα στον πυρήνα ανακλώμενο στην διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ του πυρήνα και του περιβλήματος όπως δείχνει το Σχ.1.5.

Το φως που κατευθύνεται στον πυρήνα με γωνίες μέχρι και θ_i μπορεί να διαδοθεί στον πυρήνα, ενώ το φως που κατευθύνεται με γωνίες μεγαλύτερες από θ_i δεν μπορεί να υποστεί εσωτερική ανάκλαση και θα διαθλαστεί μέσα στο περίβλημα ή πιθανώς και έξω από το περίβλημα προς τον αέρα, αν κατευθυνθεί με μία γωνία αρκετά μεγάλη και αν τα n_1 και n_2 είναι αρκετά μικρά.



Σχ. 1.5. Αρχή λειτουργίας οπτικών ινών.

Ας υποθέσουμε ότι ένα ΗΜ κύμα προσπίπτει από τον αέρα, (δείκτης διάθλασης n_o) στον πυρήνα της ίνας από αριστερά υπό γωνία θ_i . Στη διαχωριστική επιφάνεια αέρα-πυρήνα θα έχουμε πάντοτε σε ισχύ το νόμο Snell (καθώς $n_i > n_o$) και το κύμα θα εισέλθει στην οπτική ίνα με γωνία θ_r τέτοια ώστε $\sin\theta_r = (n_o/n_i) \sin\theta_i$.

Στη συνέχεια, το ΗΜ κύμα θα προσπέσει στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περιβλήματος υπό γωνία $\varphi = \pi/2 - \theta_r$. Αν η γωνία φ είναι μεγαλύτερη της ορικής (με $\sin\theta_{ic} = n_2/n_1$), το ΗΜ κύμα θα ανακλαστεί ολικά και θα παραμείνει στον πυρήνα.

Το ίδιο θα συμβεί και σε όλες τις επόμενες ανακλάσεις στις διαχωριστικές επιφάνειες πυρήνα-περιβλήματος και επομένως το ΗΜ κύμα θα διαδοθεί κατά μήκος της οπτικής ίνας. Αφού η διάδοση του ΗΜ κύματος διαμέσου της οπτικής ίνας προϋποθέτει ολική ανάκλαση στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περιβλήματος, υπάρχει περιορισμός στις γωνίες εισόδου θ_i για τις οποίες η διάδοση είναι εφικτή.

Αν η γωνία εισόδου είναι αρκετά μεγάλη ώστε η γωνία πρόσπτωσης στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περίβλημα να είναι μικρότερη από την ορική, τότε δεν θα υπάρχει ολική ανάκλαση και μέρος της ενέργειας θα περνά στο περίβλημα, άρα η διάδοση δεν θα είναι αποδοτική. Υπάρχει μία μέγιστη γωνία εισόδου α στον πυρήνα από τον αέρα για την οποία το ΗΜ κύμα προσπίπτει υπό ορική γωνία στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περιβλήματος και ισχύει:

$$n_o \sin\alpha = n_1 \sin(\pi/2 - \theta_{ic}) = n_1 \cos\theta_{ic} \quad (1)$$

Η γωνία α ορίζει τον ονομαζόμενο κώνο συλλογής και όλα τα κύματα τα οποία εισέρχονται στην οπτική ίνα διαμέσου αυτού του κώνου, μπορούν να διαδοθούν σ' αυτήν.

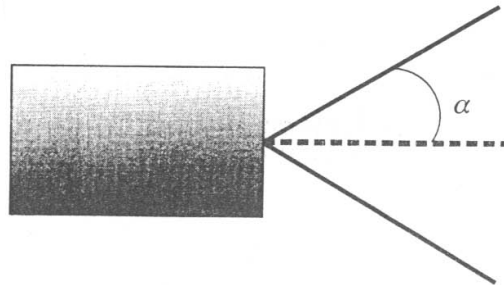
Για την γωνία α έχουμε με χρήση της τριγωνομετρίας και αν λάβουμε υπόψη ότι $\sin\theta_{ic} = n_2/n_1$:

$$\begin{aligned} n_o \sin\alpha &= (n_1^2 - n_2^2)^{1/2} = [(n_1 + n_2)(n_1 - n_2)]^{1/2} \\ &\cong [2n_1(n_1 - n_2)]^{1/2} \\ \text{άρα } n_o \sin\theta_{\max} &= n_1(2\Delta)^{1/2} \quad (2) \end{aligned}$$

$$\text{όπου: } \Delta = (n_1 - n_2) / n_1$$

Η ποσότητα $NA = n_o \sin\alpha = n_1(2\Delta)^{1/2}$ ονομάζεται αριθμητικό άνοιγμα (numerical aperture) της οπτικής ίνας. Είναι ένας φανταστικός κώνος αποδοχής με μια γωνία α που καθορίζεται από την κρίσιμη γωνία.

$$\Delta\eta\lambda. \quad NA = \sin\alpha = \sqrt{n_{\text{πυρήνα}}^2 - n_{\text{περιβλήματος}}^2} \quad (3)$$



Σχ.1.6. Απεικόνιση αριθμητικού ανοίγματος.

Εκφράζει την δυνατότητα συλλογής μιας δέσμης από την ίνα ή ένα σύστημα ινών δηλαδή τη συλλεκτική ικανότητα φωτός της ίνας. Το αριθμητικό άνοιγμα ουσιαστικά εκφράζει την γωνία του κώνου, μέσα από τον οποίο συλλέγει φως η οπτική ίνα, και οπτικές ίνες με μεγάλο αριθμητικό άνοιγμα έχουν μεγάλο βαθμό συλλογής της προσπίπτουσας δέσμης.

Είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος, γιατί όταν οι οπτικές ίνες π.χ. συνδυάζονται με ένα LED του οποίου η δέσμη παρουσιάζει μεγάλη απόκλιση, η ζεύξη της ίνας είναι καλή με το LED αν η ίνα έχει μεγάλο αριθμητικό άνοιγμα.

Αντίθετα όταν η ίνα συνδυάζεται με Laser δεν υπάρχει ιδιαίτερο πρόβλημα εκτός αν η ίνα έχει πολύ μικρή διάμετρο (π.χ. μονότροπη οπτική ίνα). Τυπικές τιμές του αριθμητικού ανοίγματος για τις ίνες είναι 0,001-0,03.

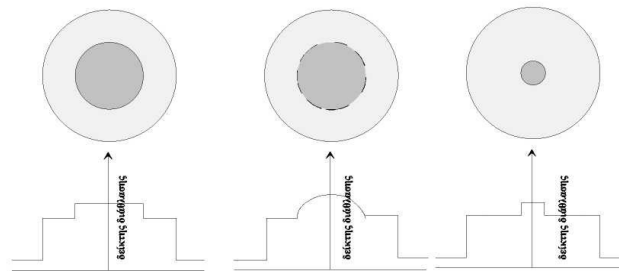
Ο παρακάτω Πίνακας δείχνει τους δείκτες διάθλασης και τους χρόνους διάδοσης σε διάφορα υλικά μέσα.

Μέσο	Δείκτης Διάθλασης	Χρόνος Διάδοσης (ns/m)
Κενό	1,000	3,336
Αέρας	1,003	3,346
Νερό	1,333	4,446
SiO ₂	1,458	4,863

Πίνακας: Δείκτες διάθλασης και χρόνοι διάδοσης διαφόρων υλικών.

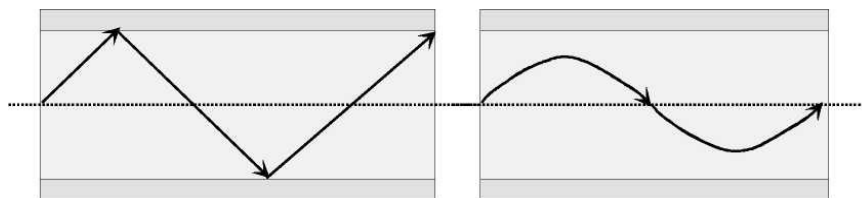
1.3. Τύποι οπτικών ινών και τρόποι μετάδοσης του φωτός

Ανάλογα με τη κατανομή του δείκτη διάθλασης του υλικού σε κάθετη τομή στη διεύθυνση διάδοσης των ΗΜ κυμάτων, οι οπτικές ίνες διακρίνονται σε ίνες με βηματικό δείκτη διάθλασης (step index fiber) και σε ίνες με διαβαθμισμένο δείκτη διάθλασης (graded index fiber).



Σχ.1.7. Οπτική ίνα βηματικού δείκτη διάθλασης αριστερά διαβαθμισμένου στο κέντρο και μονότροπη δεξιά.

Όπως φαίνεται στο Σχ.1.7 στην πρώτη περίπτωση ο δείκτης διάθλασης του πυρήνα είναι σταθερός και ίδιος σε όλη την διατομή του, δημιουργώντας ένα σκαλοπάτι δείκτη διάθλασης στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περιβλήματος. Αντίθετα, στην διαβαθμισμένη περίπτωση, ο δείκτης διάθλασης μεταβάλλεται κατά συνεχή τρόπο από το κέντρο της ίνας προς την περιφέρεια της, με την μέγιστη τιμή να παρουσιάζεται στο κέντρο της ίνας. Σαν αποτέλεσμα, στην πρώτη περίπτωση η ανάκλαση όλων των διαδιδόμενων κυμάτων γίνεται στην διαχωριστική επιφάνεια πυρήνα-περιβλήματος, ενώ στην δεύτερη η πορεία της ακτίνα είναι «κυρτωμένη» και το σημείο «ανάκλασης» εξαρτάται από την γωνία εισόδου στην ίνα Σχ.1.8.



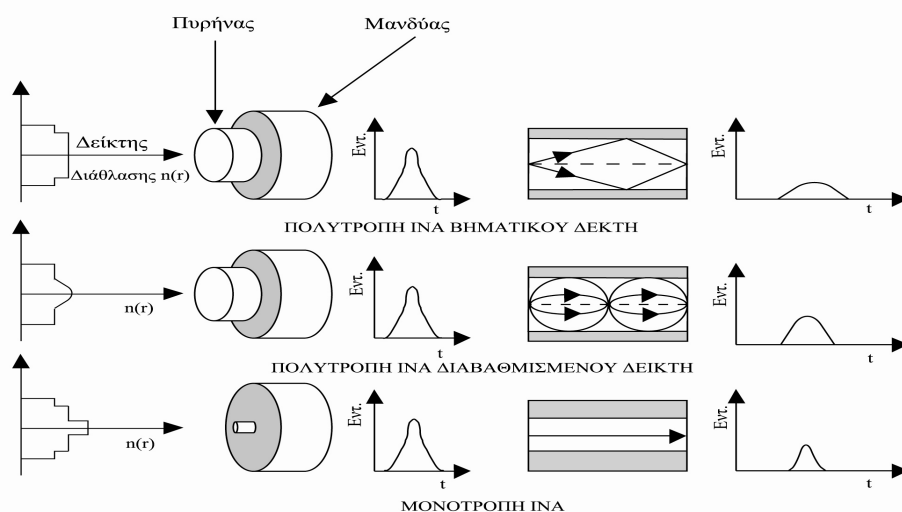
Σχ.1.8. πορεία των ΗΜ κυμάτων σε οπτική ίνα βηματικού δείκτη διάθλασης αριστερά και διαβαθμισμένου δεξιά.

Οι οπτικές ίνες βηματικού δείκτη διάθλασης ανάλογα με την διάμετρο του πυρήνα διακρίνονται σε μονότροπες (Single-mode) ή πολύτροπες (Multi-mode).

Οι μονότροπες οπτικές ίνες έχουν πολύ μικρή διάμετρο (π.χ. 8-10 μm) και επιτρέπουν την ευθεία διάδοση ενώ αντίστοιχα οι πολύτροπες έχουν πυρήνα μεγαλύτερης διαμέτρου (π.χ. 50-100 μm) και επιτρέπουν την διάδοση ΗΜ κυμάτων ταυτόχρονα. Ο όρος πολύτροπες αναφέρεται στο γεγονός ότι πολλές ακτίνες φωτός μεταφέρονται συγχρόνως μέσα από την ίνα. Οι τύποι των οπτικών ινών μπορούν να ταξινομηθούν σύμφωνα με τη δομή και τη λειτουργία τους στα εξής:

1. Πολύτροπες με βηματικό δείκτη (Multi-mode step index).
2. Πολύτροπες με διαβαθμισμένο δείκτη (Multi-mode graded index).
3. Μονότροπες με βηματικό δείκτη (Single-mode step index).

Στο Σχ.1.9. φαίνονται οι τύποι των οπτικών ινών και ο τρόπος μετάδοσης των φωτεινών ακτίνων.



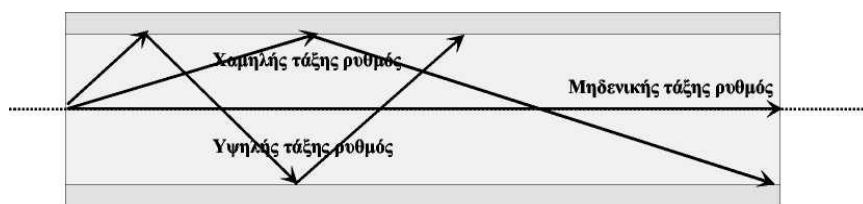
Σχ.1.9. Τύποι και τρόπος μετάδοσης οπτικών ινών.

Ανάλογα με την γωνία θ_r εισόδου του σε μία οπτική ίνα και το μήκος κύματος του, ένα ΗΜ κύμα θα ακολουθήσει διαφορετική πορεία διαδοχικών ανακλάσεων για να διαδοθεί. Κάθε οπτική ίνα, ανάλογα με τις διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά της, μπορεί να υποστηρίξει και κάποιο αριθμό πορειών διάδοσης των ΗΜ κυμάτων.

Όμως, οι πολλαπλές ανακλάσεις πολλών διαφορετικών κυμάτων μέσα στην οπτική ίνα μπορούν να δημιουργήσουν συνθήκες συμβολής στο εσωτερικό της ίνας, με επιθυμητή την αποφυγή καταστροφικής συμβολής. Άρα, δεν θα είναι εφικτή η διάδοση για όλες τις γωνίες εισόδου μέσα στον κώνο συλλογής και όπως αποδεικνύεται, για να υπάρχει ενισχυτική συμβολή πρέπει η γωνία θ_r (Σχ.1.5) πρέπει να ικανοποιεί μία σχέση της μορφής:

$$\sin\theta_r = \frac{m\lambda}{4n_1a}$$

όπου a η ακτίνα του πυρήνα της οπτικής ίνας και m ακέραιος που αντιστοιχεί στην επονομαζόμενη τάξη του ρυθμού διάδοσης. Η γωνία εισόδου θ_r για κάθε m αντιστοιχεί σε μία διαφορετική πορεία μέσα από την οπτική ίνα και καθορίζει ένα διαφορετικό οπτικό τρόπο (ή ρυθμό) διάδοσης (modes). Για $m=0$ έχουμε τον μηδενικής τάξης ρυθμό που αντιστοιχεί σε ευθεία διάδοση όπως δείχνει το Σχ.1.10.



Σχ.1.10. Πορεία των διαφόρων τάξεων ρυθμών σε μια οπτική ίνα.

Για τους ρυθμούς χαμηλής τάξης, η γωνία εισόδου στην ίνα είναι μικρή και η γωνία ανάκλασης στη διαχωριστική επιφάνεια πυρήνας-περιβλήματος είναι αρκετά μεγάλη. Αντίθετα, όσο αυξάνει το m τόσο αυξάνει η γωνία εισόδου στην ίνα, η γωνία ανάκλασης στη διαχωριστική επιφάνεια πυρήνας-περιβλήματος προσεγγίζει την ορική και αυξάνεται ο αριθμός των ανακλάσεων που απαιτούνται για την διάδοση μέσα από την ίνα. Είναι επομένως προφανές ότι ο ρυθμός διάδοσης μέγιστης τάξης που επιτρέπεται σε μια οπτική ίνα θα καθορίζεται από την μέγιστη γωνία εισόδου άρα από το αριθμητικό άνοιγμα. Ταυτόχρονα, οι συνιστώσες του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου θα είναι διαφορετικές σε κάθε μία από τους ρυθμούς διάδοσης, με τις συνιστώσες των πεδίων να αντιστοιχούν σε κάθε περίπτωση σε μία συγκεκριμένη λύση της εξίσωσης κύματος και να ικανοποιούν τις κατάλληλες οριακές συνθήκες.

Τέλος αξίζει να σημειωθεί ότι μία μονότροπη ίνα επιτρέπει συνήθως την διάδοση μόνο του μηδενικής τάξης ρυθμού διάδοσης (ευθεία γραμμή) σε αντίθεση με μία πολύτροπη όπου επιτρέπεται η διάδοση πολλών ρυθμών ταυτόχρονα (έως και χιλιάδες).

Με στόχο την συσχέτιση των χαρακτηριστικών της οπτικής ίνας με τον επιτρεπόμενο αριθμό ρυθμών διάδοσης αλλά και με τα μήκη κύματος που μπορούν να διαδοθούν σε αυτήν έχει οριστεί το μέγεθος κανονικοποιημένη συχνότητα V (ή παράγοντας V) με βάση την εξίσωση:

$$V = \frac{2\pi a}{\lambda} \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

όπου a είναι η ακτίνα του πυρήνα της ίνας, n_1 ο δείκτης διάθλασης του πυρήνα, n_2 ο δείκτης διάθλασης του περιβλήματος και λ το μήκος κύματος. Αποδεικνύεται ότι για πολύτροπες ίνες βηματικού δείκτη διάθλασης το πλήθος των υποστηριζόμενων ρυθμών είναι $V^2/2$, στις ίνες με διαβαθμισμένο δείκτη διάθλασης $V^2/4$, ενώ στις μονότροπες ίνες η παράμετρος V πρέπει να ικανοποιεί την σχέση $0 < V < 2,4$.

Πολύτροπη διασπορά είναι η διεύρυνση του παλμού στις πολύτροπες ίνες που προκαλείται από τους διάφορους τρόπους μετάδοσης, με διαφορετικές ταχύτητες μέσα στη ίνα. Αυτός ο τύπος διασποράς ονομάζεται μερικές φορές διασπορά στον τρόπο επειδή είναι χαρακτηριστικό μόνο μιας πολύτροπης ίνας.

Η πολύτροπη διασπορά μπορεί να ελαττωθεί χρησιμοποιώντας ίνα μικρότερης διαμέτρου πυρήνα ώστε να ελαττωθούν οι τρόποι μετάδοσης μέσα από την ίνα και με χρήση ίνας διαβαθμισμένου δείκτη. Οι ίνες διαβαθμισμένου δείκτη χρησιμοποιούν διαφορετικούς δείκτες διάθλασης στην ίνα ώστε όλοι οι τρόποι να φτάνουν μαζί.

1.4. Χαρακτηριστικά οπτικών ινών

Τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά των οπτικών ινών είναι τα εξής:

- Οι μονότροπες ίνες μπορούν να μεταδώσουν φως με μικρή παραμόρφωση σε μεγάλη απόσταση και παρουσιάζουν μικρότερη διασπορά (παραμόρφωση) του σήματος που προκαλείται από πολλαπλές ακτίνες σε σχέση με τις πολύτροπες.
- Η μονότροπη ίνα παρουσιάζει χαμηλότερη εξασθένηση από την πολύτροπη.

- Οι μονότροπες μπορούν να κατασκευαστούν μόνο από γυαλί, ενώ οι πολυμερικές ίνες είναι μόνο πολλαπλού ρυθμού.
- Οι μονότροπες ίνες παρέχουν μικρό εύρος ζώνης συχνοτήτων και είναι δύσκολες στο χειρισμό τους σε αντίθεση με τις πολύτροπες.
- Οι πολύτροπες ίνες είναι επιπλέον απλούστερες στην κατασκευή τους.
- Ο πυρήνας της πολύτροπης είναι πολύ μεγαλύτερος από αυτόν της μονότροπης ίνας, επιτρέποντας εκατοντάδες ακτίνες φωτός να μετακινούνται μέσα από αυτήν ταυτόχρονα.
- Η μονότροπη ίνα έχει μειονεκτήματα. Ο πυρήνας μικρότερης διαμέτρου κάνει δύσκολη την σύζευξη του φωτός στον πυρήνα.

Μόνο λίγοι τύποι ινών είναι πιο σημαντικοί:

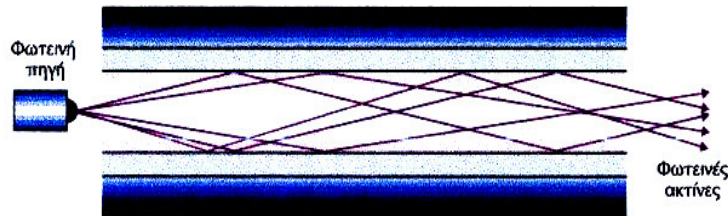
1. Μονότροπες ίνες: Χρησιμοποιούνται για υψηλούς ρυθμούς δεδομένων και για εφαρμογές σε μεγάλες αποστάσεις.
2. 62,5/125μm: Χρησιμοποιούνται σε μετάδοση δεδομένων και video με χαμηλή και μέτρια ταχύτητα.
3. 50/125μm: Χρησιμοποιείται κυρίως από στρατιωτικούς.
4. 100/140μm: Κάποτε ήταν ένα πολύ δημοφιλές μέγεθος, έχουν απομείνει όμως λίγες εφαρμογές τους.

Ο πρώτος αριθμός αναπαριστά τη διάμετρο του πυρήνα σε μm ενώ ο αριθμός μετά την κάθετο είναι η διάμετρος του περιβλήματος. Αυτή είναι η σημαντική διάσταση όταν κάποιος διαλέγει ένα συνδετήρα οπτικής ίνας. Για παράδειγμα, ο ίδιος συνδετήρας μπορεί να χρησιμοποιηθεί από ίνες με μεγέθη 50/125 μm και 62,5/125 μm.

Οι πολύτροπες οπτικές ίνες έχουν τυπικά μεγέθη 50/125, 62,5/125, 85/125 ή 100/140 μm. Ο συνηθέστερος τύπος, ο οποίος κυκλοφορεί, είναι ο 62,5/125 μm. Η ολική διάμετρος της οπτικής ίνας συμπεριλαμβανομένων των ενισχυτικών συνθετικών ινών και του εξωτερικού περιβλήματος φτάνει τα 900μm.

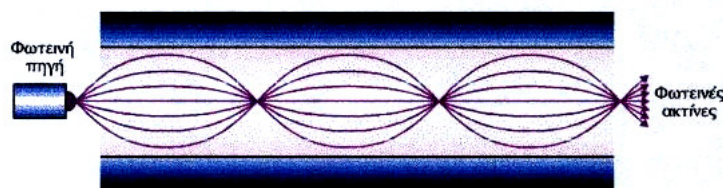
Η αρχή μετάδοσης σε πολύτροπη οπτική ίνα είναι ότι οι διάφορες ακτίνες του οπτικού σήματος ανάλογα με την είσοδο τους στην οπτική ίνα ταξιδεύουν ανακλώμενες υπό διαφορετικές γωνίες, όπως φαίνεται στα Σχ.1.11. και 1.12.

Στις ίνες βηματικού δείκτη (step index) συμβαίνει απότομη μεταβολή του δείκτη διάθλασης μεταξύ της κεντρικής ίνας και του υλικού επίστρωσης. Στην περίπτωση αυτή, η πορεία των ακτίνων εμφανίζεται στο Σχ.1.11.



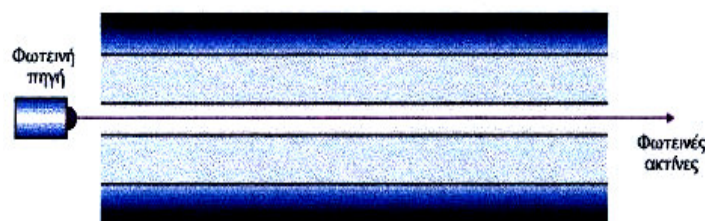
Σχ.1.11. Οπτική ίνα step index.

Στις ίνες βαθμιαίου δείκτη (graded index) έχουμε βαθμιαία μεταβολή του δείκτη διάθλασης του υλικού της κεντρικής ίνας. Συμβαίνει βαθμιαία μείωση όσο απομακρυνόμαστε από το κέντρο προς την εξωτερική επιφάνεια του γυαλιού. Η πορεία των ακτίνων σε μια τέτοια ίνα είναι αυτή, που φαίνεται στο Σχ.1.12.



Σχ.1.12. Οπτική ίνα graded index.

Στις μονότροπες οπτικές (single mode) ίνες η διάμετρος της κεντρικής ίνας είναι πολύ μικρή και πλησιάζει περίπου το επίπεδο του μήκους κύματος του εκπεμπόμενου σήματος. Στην περίπτωση αυτή, έχουμε έναν μόνο δυνατό τρόπο μετάδοσης του οπτικού σήματος, τον αξονικό. Η πορεία των ακτίνων σε μια τέτοια οπτική ίνα φαίνεται στο Σχ.1.13.



Σχ.1.13. Οπτική ίνα single mode.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : ΣΥΖΕΥΞΗ ΟΠΤΙΚΩΝ ΙΝΩΝ

2.1. Προβλήματα σύνδεσης οπτικών ινών

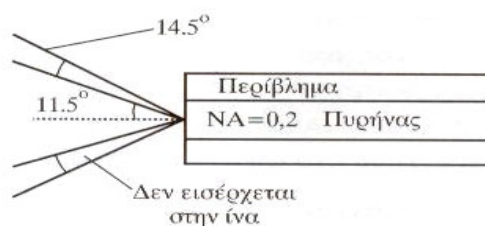
Σε πολλές περιπτώσεις είναι απαραίτητη η σύνδεση οπτικών ινών, οπότε σε αυτή την περίπτωση το ζητούμενο είναι η ελαχιστοποίηση των επιδράσεων της σύνδεσης στις ιδιότητες των διαδιδόμενων κυμάτων.

Τα προβλήματα που σχετίζονται με τη σύνδεση οπτικών ινών είναι ότι οι ίνες πρέπει να είναι συμβατού τύπου, τα άκρα τους πρέπει να τοποθετούνται το ένα κοντά στο άλλο και να είναι ευθυγραμμισμένες με ακρίβεια. Αναλυτικά αναπτύσσονται παρακάτω.

Προβλήματα Συμβατότητας

Τα προβλήματα συμβατότητας έχουν σαν αποτέλεσμα ο βαθμός απώλειας να εξαρτάται από την κατεύθυνση που ταξιδεύει το φως μέσα στην ίνα. Οι πολύτροπες ίνες κυκλοφορούν σε μεγάλη ποικιλία μεγέθους πυρήνα μεταξύ 7 μm και 2 mm, με πιο συνηθισμένες τα 50, 62,5, 85, 100 και 200 μm , ομοίως και οι ίνες από πλαστικό που κυμαίνονται από 0,25 mm μέχρι 3 mm.

Τα εξαρτήματα, όπως ένα Laser συχνά είναι προσαρμοσμένα σε ένα κομμάτι οπτικής ίνας που λέγεται σπειροειδής σύνδεσμος (pigtail), το οποίο δεν αποσυνδέεται. Αν η ίνα έχει χαρακτηριστικά διαφορετικά από εκείνα του κύριου συστήματος, τότε μπορεί να έχουμε απώλεια ισχύος στο σημείο σύνδεσης. Αν συνδέσουμε μια οπτική ίνα με μεγάλο πυρήνα με μια άλλη με μικρότερο μόνο λίγο από το φως που εκπέμπεται από τον μεγαλύτερο θα εισέλθει στο μικρότερο πυρήνα, λόγω της πιο μικρής περιοχής, και θα έχουμε απώλεια ισχύος. Αν όμως το φως ταξιδεύει από το μικρότερο στο μεγαλύτερο πυρήνα δεν θα έχουμε απώλεια ισχύος. Η αριθμητική λειτουργούσα διέλευση καθορίζει τον κώνο λήψης. Αν υποθέσουμε ότι μια οπτική ίνα με αριθμητική λειτουργούσα διέλευση $NA = 0,2$ με κώνο λήψης $11,5^\circ$ συνδέεται με μια ίνα με $NA = 0,25$ με κώνο λήψης $14,4^\circ$ (Σχ.2.1).



Σχ.2.1. Μια συνηθισμένη οπτική ίνα.

Αν χρησιμοποιήσουμε αυτή την κατεύθυνση εκπομπής , όλες οι γωνίες ακτίνας θα είναι αποδεκτές από την άλλη ίνα και δεν θα εμφανίζονται καθόλου απώλειες.

Αν όμως μεταδώσουμε φως προς την άλλη κατεύθυνση , οι ακτίνες του φωτός μεταξύ 11,5° και 14,4° βρίσκονται έξω από τον κώνο λήψης της ίνας λήψης δεν θα γίνονταν αποδεκτές και θα κατέληγαν σε απώλειες.

Αν οι δύο ίνες είναι διαφορετικές ως προς την διάμετρο του πυρήνα και το αριθμητικό άνοιγμα, οπότε οι αντίστοιχες απώλειες δίνονται από τις εξισώσεις:

$$-10\log\left(\frac{a_2}{a_1}\right) \text{ και } -10\log\left(\frac{NA_2}{NA_1}\right) \quad \text{σε dB}$$

Όπου a : ακτίνα του πυρήνα και NA : αριθμητικό άνοιγμα.

Προβλήματα Απώλειας κενού

Καθώς τα άκρα της ίνας χωρίζονται το φως από τον πυρήνα διαχέεται έξω σε γωνία ίση με τη γωνία λήψης. Λιγότερο φως χτυπάει την περιοχή του πυρήνα της ίνας λήψης και εμφανίζεται απώλεια. Ο βαθμός απώλειας δεν είναι μεγάλος με τιμή μικρότερη από 0,5 dB όταν τα άκρα της ίνας διαχωρίζονται από απόσταση ίση με τη διάμετρο του πυρήνα. Η απώλεια μειώνεται με χρήση ειδικού ζελέ που προστίθεται στη σύνδεση για να κάνει τον πυρήνα της ίνας να μοιάζει συνεχής. Το ζελέ συνδυασμού δείκτη έχει διαθλαστικό δείκτη όμοιο με τον πυρήνα της οπτικής ίνας και χρησιμεύει για να γεμίσει το κενό μεταξύ των ινών για να κάνουν τη διαδρομή του φωτός να μοιάζει συνεχής. Επίσης μειώνει τις ανακλάσεις Fresnel και βοηθάει στην απώλεια κενού. Η απώλεια κενού αυξάνεται γραμμικά με το μέγεθος του κενού.

Για οπτικές ίνες με πυρήνα ακτίνας a , αριθμητικό άνοιγμα NA , δείκτη διάθλασης στο κενό n και απόσταση σύνδεσης L οι απώλειες της σύνδεσης για καλά ευθυγραμμισμένες ίνες δίδονται από την σχέση:

$$-10\log\left(1 - \frac{LNA}{4an}\right) \quad \text{σε dB}$$

Αντίστοιχα, αν υπάρχει μία μικρή πλευρική μετατόπιση κατά x , οι απώλειες λόγω μετατόπισης δίνονται από την σχέση:

$$-10\log\left(1 - \frac{2x}{\pi a}\right) \quad \text{σε dB}$$

Τέλος, αν υπάρχει γωνιακή απόκλιση κατά γωνία θ , αυτή προκαλεί απώλειες:

$$10 \log \left(1 - \frac{n\theta}{\pi NA} \right) \quad \text{σε dB}$$

Σαν παράδειγμα, για καλά ευθυγραμμισμένες ίνες που συνδέονται σε απόσταση 10 μm , οι απώλειες είναι 0,1 dB. Αντίστοιχα, για πλευρική μετατόπιση 10 μm ή γωνιακή μετατόπιση 4° , οι απώλειες φτάνουν το 1 dB.

Προβλήματα Ευθυγράμμισης

α) Παράλληλη ευθυγράμμιση: Καθώς οι ίνες μετακινούνται η περιοχή επικάλυψης των δυο πυρήνων μειώνεται και έχουμε μεταφορά λιγότερου φωτός. Η ευθυγράμμιση αυτή είναι αρκετά σημαντική και μια λάθος ευθυγράμμιση ενός τετάρτου της διαμέτρου του πυρήνα θα προκαλέσει απώλεια 1,5 dB. Επομένως η απώλεια αυξάνεται πολύ γρήγορα μη γραμμικά.

β) Ευθυγράμμιση πυρήνα: Όταν οι οπτικές ίνες συνδέονται συνήθως είναι ευθυγραμμισμένες ως προς το εξωτερικό του περιβλήματος. Αν ο πυρήνας δεν τοποθετείται κεντρικά μέσα στην ίνα το αποτέλεσμα είναι λάθος ευθυγράμμιση του πυρήνα με όμοια αποτελέσματα. Χρησιμοποιώντας σύγχρονες τεχνικές κατασκευής σπάνια έχουμε σοβαρά παραδείγματα αυτής της βλάβης.

γ) Γωνιακή ευθυγράμμιση: Καθώς μεγαλώνει η λάθος θέση της γωνίας το φως από τον ένα πυρήνα σιγά σιγά δεν βρίσκει τον άλλο. Με ένα κενό αέρος οι γωνίες με λάθος ευθυγράμμιση μέχρι 3° ή 4° προκαλεί απώλειες μικρότερες από 1 dB.

Στις μεγάλες γωνίες οι απώλειες αυξάνονται πολύ γρηγορότερα μη γραμμικά. Η χρήση ζελέ συνδυασμού δείκτη στη πράξη χειροτερεύει την κατάσταση αφού εμποδίζει την διάχυση του κώνου λήψης η οποία κανονικά θα εμφανιζόταν σε ένα κενό αέρος.

Σε κάθε περίπτωση, η σύνδεση των οπτικών ινών απαιτεί ιδιαίτερη προσοχή ώστε η σύζευξη μεταξύ των ινών να είναι ιδανική, καθώς, σε διαφορετική περίπτωση θα υπάρξουν απώλειες ισχύος. Γενικά, οι απώλειες είναι μικρότερες αν οι δύο συνδεόμενες οπτικές ίνες είναι όμοιες, οπότε οι απώλειες προέρχονται από την κακή ευθυγράμμιση των δύο ινών και την κατά 4% περίπου ανάκλαση που προκαλείται κατά την είσοδο στην δεύτερη ίνα λόγω της παρεμβολής του αέρα.

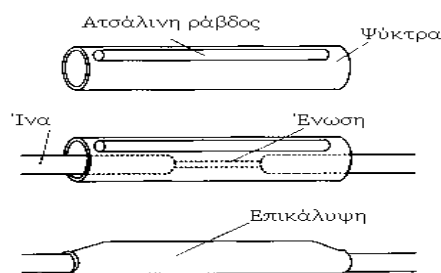
2.2. Ένωση σύντηξης

Η μόνιμη σύνδεση οπτικών ινών πραγματοποιείται με κατάλληλες εμπορικές διατάξεις με τις οποίες η συγκόλληση προκαλείται μέσω τήξης των συνδεόμενων ινών.

Η ένωση σύντηξης είναι η πιο μόνιμη και με τις λιγότερες απώλειες μέθοδος σύνδεσης οπτικών ινών. Ουσιαστικά, οι δύο ίνες απλά ευθυγραμμίζονται και μετά ενώνονται με τη τήξη ηλεκτρικού τόξου. Η σύνδεση που παίρνουμε έχει απώλεια λιγότερη από 0,1 dB (λιγότερο από 2% απώλεια ισχύος). Επίσης υπάρχουν ενώσεις που συνδέουν αυτόματα καλώδια πολλών πυρήνων ή ταινίας με μέχρι και 12 ίνες τη φορά.

Αρχικά οι ίνες απογυμνώνονται και καθαρίζονται. Ο αρχικός μονωτής απογυμνώνεται για περίπου 25 mm. Το ακριβές μήκος καθορίζεται από το είδος της ένωσης σύντηξης που χρησιμοποιείται. Η ποιότητα της τομής έχει πολύ μεγάλη σημασία. Οι περισσότερες συσκευές ένωσης σήμερα υπολογίζουν την ακρίβεια της τομής και αν βρει κάποιο λάθος απορρίπτει την ίνα μέχρι να την κόψουμε σωστά. Οι περισσότερες συσκευές ένωσης θεωρούν ικανοποιητική κάθε τομή με γωνία περίπου 3°.

Στην φάση προετοιμασίας, απογυμνώσαμε την ίνα από όλη της τη μηχανική και αδιάβροχη προστασία. Μόλις η ίνα ενωθεί, πρέπει να αποκαταστήσουμε το κάλυμμα, αφού η διαδικασία ένωσης μειώνει την αντοχή της ίνας σε λιγότερο από 30 % από την προηγούμενη τιμή της. Αυτό επιτυγχάνεται με ένα εξάρτημα που ονομάζεται προστατευτικό κάλυμμα ένωσης. Αποτελείται από ένα κυλινδρικό κοντό κομμάτι (περίπου 60 mm) ψήκτρας που περιέχει λιωμένη ζεστή κόλλα και ράβδο από ανοξείδωτο ατσάλι. Πριν ενώσουμε την ίνα, βάζουμε το προστατευτικό κάλυμμα.

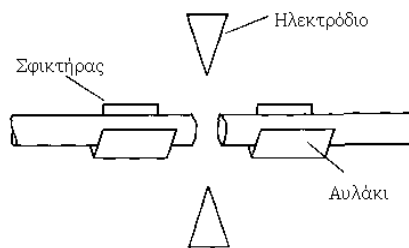


Σχ.2.2. Προστατευτικό κάλυμμα.

Αφού ολοκληρωθεί η ένωση, το προστατευτικό κάλυμμα τοποθετείται πάνω στην ένωση και θερμαίνεται, συνήθως σε έναν φούρνο που δημιουργήθηκε ειδικά για αυτόν το λόγο, παρόλο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ένα πιστόλι θερμού αέρα.

Ο φούρνος είναι ένας απλός δίσκος με ένα καπάκι, μια θερμάστρα και ένα χρονοιστή. Η ζεστή λιωμένη κόλλα διατηρεί το προστατευτικό κάλυμμα στη θέση του ενώ η ράβδος από ανοξείδωτο ατσάλι παρέχει προστασία ενάντια στην κάμψη που μπορεί να παρουσιαστεί. Το εξωτερικό κυλινδρικό κομμάτι παρέχει γενικά μηχανική και αδιάβροχη προστασία. Για να εξασφαλίσουμε ότι η ίνα προστατεύεται εντελώς σε όλο το μήκος, τουλάχιστον 10 mm του προστατευτικού καλύμματος θα πρέπει να επικαλύπτει τον αρχικό απομονωτή σε κάθε άκρη της ένωσης. Αφού ολοκληρωθεί η ένωση, μας απομένει ένα κομμάτι ίνα που δεν έχει εξωτερικό κάλυμμα. Η ίνα πρέπει να προστατευτεί από μηχανικές ζημιές και από το νερό. Αυτό επιτυγχάνεται με ένα περιτύλιγμα ανάλογα με το περιβάλλον μέσα στο οποίο πρόκειται να παραμείνει η ίνα.

Οι ίνες διατηρούνται μέσα σε αυλάκι σχήματος V που χαράσσονται σε κομμάτια ατσάλιου ή κεραμικού. Ως συνήθως, η καθαριότητα είναι πολύ σημαντικός παράγοντας. Η ίνα καθαρίζεται και κόβεται μετά καθαρίζεται το αυλάκι με ιστροπυλική αλκοόλη. Η ίνα πιέζεται ελαφρά μέσα στο αυλάκι από έναν μαγνητικό σφιχτήρα ή σφιχτήρα βαρύτητας όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.3.

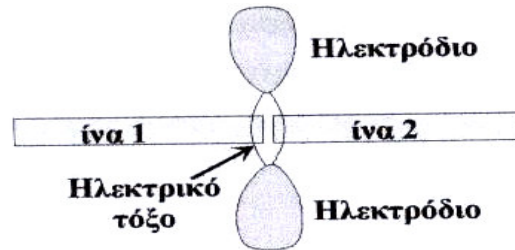


Σχ.2.3. Τοποθέτηση ίνας.

Μόλις οι ίνες σταθεροποιηθούν στο αυλάκι με σχήμα V, μετακινούνται, μαζί με τα αυλάκια, μέχρι οι ίνες να ευθυγραμμιστούν μεταξύ τους και τοποθετούνται ακριβώς κάτω από τα ηλεκτρόδια, που θα δημιουργήσουν το ηλεκτρικό τόξο. Σκοπεύουμε να τις τοποθετήσουμε με ακρίβεια μεγαλύτερη από 1 μm .

Στις συσκευές ένωσης με την μικρότερη ακρίβεια, που είναι κατάλληλες για τις πολύτροπες ίνες, αυτό επιτυγχάνεται, με τον χειρισμό μικρών εξαρτημάτων με το χέρι. Μεγαλύτερη ακρίβεια απαιτείται για τις μονότροπες ίνες αφού ο πυρήνας τους είναι πολύ πιο μικρός. Αφού λοιπόν οι δύο ίνες καθαριστούν από πλαστικά περιβλήματα, προσεγγίζουν η μία την άλλη με κατάλληλο σύστημα μετακίνησης μεγάλης ακρίβειας και στην συνέχεια, με την εφαρμογή ηλεκτρικού τόξου αυξάνεται η θερμοκρασία μέχρι το σημείο τήξεως.

Στις ίνες, αφού λειώσουν, ασκείται αξονική πίεση, οπότε αυτές συγκολλούνται. Αντίστοιχα, οι επαναλήψιμες συνδέσεις πραγματοποιούνται με κατάλληλους μηχανικούς συνδετήρες οι οποίοι φέρνουν σε επαφή τις ίνες αφού τις έχουν πρώτα ευθυγραμμίσει.



Σχ.2.4. Συγκόλληση οπτικών ινών.

2.3. Μηχανικές ενώσεις

Η μηχανική ένωση επιτελεί παρόμοια λειτουργία με την ένωση σύντηξης εκτός του ότι οι ίνες κρατιούνται μαζί με μηχανικά μέσα και όχι με την τεχνική τήξης. Εξωτερικά μοιάζουν πάρα πολύ με τα προστατευτικά καλύμματα των ενώσεων.

Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.

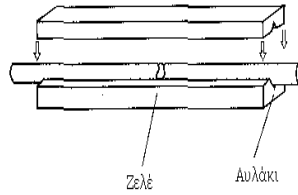
Υπάρχουν αρκετά πλεονεκτήματα. Δεν χρειάζονται καμία τροφοδοσία, και καθόλου εργαλεία εκτός από μια συσκευή απομάκρυνσης του καλύμματος και έναν κόπτη, έτσι μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τις μηχανικές ενώσεις σε περιπτώσεις, όπου οι ενώσεις σύντηξης δεν μπορούν να πραγματοποιηθούν.

Οι μηχανικές ενώσεις χρησιμοποιούνται συχνά και μπορούν να προσαρμοστούν σε λιγότερο από δυο λεπτά, πράγμα που τις κάνει ιδανικές για προσωρινές συνδέσεις.

Τα μειονεκτήματα είναι ότι προκαλούν απώλεια, που ονομάζεται απώλεια εισαγωγής, περίπου 0,1 - 0,3 dB ανά σύνδεση, που είναι πολύ υψηλότερη από ότι σε μια καλή ένωση σύντηξης. Αυτό δηλώνει ότι η ένωση σύντηξης είναι η πρώτη επιλογή σε περιπτώσεις όπου οι απώλειες είναι πολύ σημαντικές.

Ανάλυση διαδικασίας.

Ουσιαστικά, είναι πολύ απλή η λειτουργία τους. Οι ίνες πρέπει να απογυμνωθούν, να καθαριστούν και να κοπούν. Μετά πρέπει να ευθυγραμμιστούν και κατόπι να σταθεροποιηθούν στη θέση τους ή με εποξική κόλλα ή με μηχανικούς συνδετήρες.



Σχ.2.5. Αρχή λειτουργίας μηχανικών ενώσεων.

Υπάρχουν τρεις βασικές μέθοδοι:

1. Αυλάκι σε σχήμα V.

Οι περισσότερες μηχανικές ενώσεις σχεδιάζονται γύρω από ένα αυλάκι σε σχήμα V. Αποτελούνται από μια επίπεδη βάση στην οποία χαραχεται ή δημιουργείται το αυλάκι. Οι έτοιμες ίνες τοποθετούνται στο αυλάκι και οι άκρες τους έρχονται σε επαφή. Χρησιμοποιείται κάποια ποσότητα ζελέ με ταιριαστό δείκτη για να καλύψει το κενό μεταξύ των δύο άκρων και να εμποδίσει την απώλεια κενού μειώνοντας την ανάκλαση Fresnel. Μετά, ένας μηχανισμός σταθεροποίησης κρατά τις ίνες στη θέση τους και παρέχει μηχανική προστασία στην ίνα.

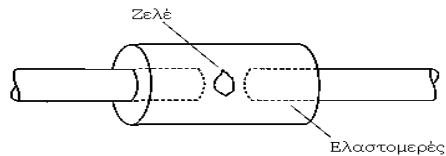
2. Σωλήνας κάμψης.

Αν σπρώξουμε ένα κομμάτι ίνας μέσα σε έναν σωλήνα που κάνει μια καμπύλη, η ελαστικότητα της ίνας θα την αναγκάσει να ακολουθήσει το εξωτερικό της καμπύλης. Τώρα, αν ο σωλήνας είναι τετράγωνος, η ίνα θα ακολουθήσει την πιο μακρινή γωνία. Η γωνία αυτή μοιάζει πολύ με το αυλάκι σε σχήμα V αφού η ίνα είναι τοποθετημένη στο τοίχωμα του σωλήνα που έχει σχήμα V. Αυτό ονομάζεται σχέδιο λυγισμένου σωλήνα. Μια μικρή ποσότητα ζελέ με ταιριαστό δείκτη προστίθεται πριν εισαχθούν οι ίνες. Σε μερικά σχέδια, χρησιμοποιείται κυκλικός λυγισμένος σωλήνας αλλά η αρχή είναι ακριβώς η ίδια.

3. Σωλήνας ακριβείας.

Αυτός ο τύπος είναι πολύ απλός. Μια τρύπα, λίγο μεγαλύτερη από τη διάμετρο της ίνας σχηματίζεται σε ένα κομμάτι κεραμικό ή άλλο υλικό. Όταν εισάγουμε ένα κομμάτι γυμνή ίνα από κάθε άκρη, οι δύο ίνες αναγκαστικά ευθυγραμμίζονται όταν συναντιούνται. Οι απώλειες εισαγωγής είναι υψηλότερες από τους άλλους τύπους λόγω της ανοχής της διαμέτρου της τρύπας. Μια ενδιαφέρουσα παραλλαγή της ιδέας αυτής είναι να χρησιμοποιήσουμε μια τρύπα σε ένα ελαστομερές υλικό όπως δείχνει το Σχ. 2.6.

Το ελαστομερές υλικό ανήκει σε μια ομάδα μαλακών πλαστικών που επιστρέφουν στην αρχική τους φόρμα μετά το ντεφορμάρισμα τους.



Σχ.2.6. Ελαστομερής ένωση.

Γίνεται μια γρήγορη και πολύ απλή ένωση από το υλικό αυτό αν απλά δημιουργήσουμε μια πιο μικρή τρύπα στο κέντρο του. Όταν εισαχθούν οι ίνες από κάθε άκρη, ευθυγραμμίζονται λόγω της ελαστικότητας του ελαστομερούς, με αποτέλεσμα απώλεια εισαγωγής μόλις 0,2 dB. Στο κέντρο της ένωσης υπάρχει ένα σφαιρίδιο από ζελέ με ταιριαστό δείκτη. Αυτή η μορφή ένωσης είναι για προσωρινή σύνδεση μέσα στο εργαστήριο και ολοκληρώνεται μέσα σε δευτερόλεπτα. Μπορούμε να με μια σύριγγα να τοποθετήσουμε μέσα στην ένωση και άλλο ζελέ με ταιριαστό δείκτη και με τον τρόπο αυτό, μπορεί να ξαναχρησιμοποιηθεί μέχρι 50 φορές. Δεν χρειάζονται καθόλου εργαλεία αφού απογυμνωθεί και καθαριστεί η ίνα.

Προδιαγραφές ενώσεων.

Οι προδιαγραφές δίνουν πληροφορίες για διάφορα πράγματα:

1. Διάμετρος τομής και απομονωτή

Η διάμετρος τομής, συνήθως είναι 125 μm για τις περισσότερες ίνες. Λίγο περισσότερη ανοχή είναι αποδεκτή στις ελαστομερείς ενώσεις λόγω της ελαστικότητας του υλικού.

Η διάμετρος του απομονωτή είναι ή 250 μm ή 900 μm ανάλογα αν είναι ο αρχικός ή ο δευτερεύον απομονωτής

2. Απώλεια εισαγωγής

Είναι η απώλεια που προκαλείται από τη συσκευή όταν την εγκαθιστούμε στο σύστημα. Οι τυπικές τιμές είναι γύρω στα 0,2 dB.

3. Απώλεια επιστροφής

Είναι η αναλογία του εισερχόμενου φωτός που ανακλάται και πάλι πίσω στην ίνα.

Συνήθως είναι μεταξύ -40 dB και -60 dB. Η χαμηλή απώλεια είναι το αποτέλεσμα της πρόσθεσης του ζελέ με ταιριαστό δείκτη για να μειωθεί η ανάκλαση Fresnel.

4. Τέντωμα ίνας

Το πόσο μπορούμε να τεντώσουμε την ολοκληρωμένη ένωση μέχρι αυτή να σπάσει η κατάσταση θραύσης μπορεί να είναι προφανής και καταστροφική καθώς η ίνα στην πραγματικότητα αποσυνδέεται ή οι άκρες της ίνας διαχωρίζονται ελαφρώς προκαλώντας απώλεια κενού.

2.4. Συσσκευές εσωτερικής σύνδεσης

Μία συσκευή εσωτερικής σύνδεσης είναι οποιοδήποτε εξάρτημα ή τεχνική που χρησιμοποιείται για να συνδέσει μια ίνα ή ένα εξάρτημα οπτικής ίνας με ένα άλλο εξάρτημα ή μια άλλη οπτική ίνα.

Οι συσκευές εσωτερικής σύνδεσης εξυπηρετούν δύο σύνθετους ρόλους στις οπτικές ίνες. Παρέχουν και τους δύο κόμβους, τους κόμβους φωτός και τους μηχανικούς κόμβους για την ενδοσύνδεση των συστημάτων των οπτικών ινών.

Σαν κόμβοι φωτός παρέχουν εισόδους ή εξόδους για τις πηγές φωτός. Μηχανικά, κρατάνε τις συνδέσεις στη θέση τους.

Οι συσκευές ενδοσύνδεσης περιλαμβάνουν συνδετήρες, προσαρμογείς, συζεύκτες, διαχωριστές, διακόπτες και πολυπλέκτες διαίρεσης μήκους κύματος.

Η πιο κοινή συσκευή αλληλοσύνδεσης είναι ο συνδετήρας (connectors). Οι τύποι συνδετήρων οπτικής ίνας ποικίλουν όπως και οι εφαρμογές στις οποίες χρησιμοποιούνται. Διαφορετικοί τύποι συνδετήρων έχουν διαφορετικά χαρακτηριστικά, πλεονεκτήματα, μειονεκτήματα και παραμέτρους επίδοσης. Αλλά όλοι οι τύποι συνδετήρων έχουν τέσσερα ίδια βασικά χαρακτηριστικά.

Τα βασικά τμήματα ενός τυπικού συνδετήρα αναφέρονται παρακάτω:

Ο συνδετικός (ή προστατευτικός) κρίκος είναι ένας λεπτός μακρύς κύλινδρος που λειτουργεί σαν ένας μηχανισμός ευθυγράμμισης της ίνας. Ο συνδετικός κρίκος έχει ένα άνοιγμα στο κέντρο, που η διάμετρός του είναι ελαφρώς μεγαλύτερη από τη διάμετρο του περιβλήματος της ίνας. Το τέλος της ίνας εντοπίζεται στο τέλος του συνδετικού κρίκου.

Οι συνδετικοί κρίκοι είναι συνήθως κατασκευασμένοι από μέταλλο ή κεραμικό, αλλά μπορεί να είναι επίσης φτιαγμένοι από πλαστικό.

Το κυρίως σώμα του συνδετήρα είναι το μέρος που αποκαλείται και περίβλημα του συνδετήρα και συγκρατεί το συνδετικό κρίκο. Είναι συνήθως φτιαγμένος από μέταλλο ή πλαστικό και περιλαμβάνει ένα ή περισσότερα συναρμολογούμενα κομμάτια που συγκρατούν την ίνα στη θέση της.

Οι λεπτομέρειες σχετικά με τη συναρμολόγηση του κυρίως σώματος ποικίλουν ανάμεσα στους συνδετήρες, αλλά η σύνδεση συνήθως χρησιμοποιείται για την προσάρτηση των δυνατών μελών και των περιβλημάτων των καλωδίων στο κυρίως σώμα.

Ο συνδετικός κρίκος επεκτείνεται πέρα απ' το κυρίως σώμα για να εισχωρήσει στη συσκευή σύζευξης. Το καλώδιο είναι συνδεδεμένο στο κυρίως σώμα. Έχει το ρόλο του σημείου εισδοχής της ίνας.

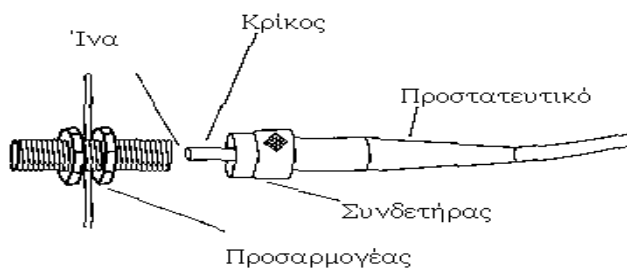
Τυπικά μια αποσυμφορητική σύνδεση προστίθεται πάνω από την σύνδεση μεταξύ του καλωδίου και του κυρίως σώματος του συνδετήρα εφοδιάζοντας τη σύνδεση με επιπλέον δύναμη.

Οι περισσότεροι συνδετήρες οπτικών ινών χρησιμοποιούν μια συσκευή σύζευξης αντί της αρσενικής- θηλυκής διάταξης που συνηθίζεται στους ηλεκτρονικούς συνδετήρες. Η συσκευή σύζευξης χρησιμοποιείται για να ταιριάζει τους συνδετήρες όπως ένας συνδετικός δακτύλιος ευθυγράμμισης. Παρόμοιες συσκευές είναι δυνατόν να εγκαθιστούν σ' ένα πομπό και σ' ένα δέκτη οπτικών ινών για να επιτρέψουν τη σύζευξη αυτών των συσκευών μέσω ενός συνδετήρα.

Κυρίως οι συνδετήρες (connectors) και οι προσαρμογείς (adapters) είναι τα βύσματα και οι υποδοχές σε ένα σύστημα οπτικών ινών. Οι συνδετήρες είναι πιο δύσκολο να σχεδιαστούν σε σύγκριση με τις μηχανικές ενώσεις. Αυτά οφείλονται στην ανάγκη να απομακρυνθούν και να αντικατασταθούν πολλές φορές. Άλλο είναι να βρεις τρόπο να ευθυγραμμίσεις δύο και άλλο αν οι ίνες πρέπει να αποσυνδεθούν και να ανασυνδεθούν πολλές φορές και να συνεχίζουν να λειτουργούν καλά. Αν δύο ίνες πρόκειται να συνδεθούν, κάθε ίνα έχει προσαρμοσμένο έναν συνδετήρα και συνδέεται σε έναν προσαρμογέα.

Ο προσαρμογέας βασικά είναι ένας σωλήνας στον οποίο εισέρχονται οι δύο συνδετήρες. Τους κρατά ευθυγραμμισμένους και οι συνδετήρες σταθεροποιούνται στον προσαρμογέα για να παρέχουν μηχανική υποστήριξη.

Ο προσαρμογέας φαίνεται σαν τμήμα του Σχ. 2.7.



Σχ.2.7. Συνδετήρας SMA.

2.4.1) Παράμετροι συνδετήρων

Απώλεια εισαγωγής

Είναι η πιο σημαντική μέτρηση της απόδοσης ενός συνδετήρα. Έστω ότι έχουμε ένα κομμάτι ίνας που έχει σπάσει και ξανασυνδέεται με δύο συνδετήρες έναν προσαρμογέα στη σειρά. Αν μετρήσουμε την απώλεια του συστήματος και βρούμε ότι ξεπερνά τα 0,4 dB αυτή είναι η τιμή της απώλειας εισαγωγής. Είναι η απώλεια που προκαλείται από την εισαγωγή ενός συνδεδεμένου ζευγαριού συνδετήρων σε μια ίνα.

Τυπική τιμή: 0,2 - 0,5 dB ανά συνδεδεμένο ζευγάρι.

Απώλεια επιστροφής

Είναι ένα μέτρο της ανάκλασης Fresnel. Η ισχύς αυτή ανακλάται έξω από τον συνδετήρα και πάλι προς την πηγή του φωτός. Τα Laser και οι φωτοδίοδοι που χρησιμοποιούνται για τη λειτουργία των πολύτροπων ινών δεν επηρεάζονται σημαντικά από την ισχύ ανάκλασης και έτσι η απώλεια επιστροφής δεν δίνεται συνήθως σ' αυτή την περίπτωση.

Στα μονότροπα συστήματα το Laser επηρεάζεται και δημιουργεί θόρυβο εξόδου. Οι προμηθευτές Laser μας συμβουλεύουν για τα επιτρεπτά όρια της απώλειας επιστροφής.

Τυπική τιμή: - 40 dB

Διάρκεια σύνδεσης

Ονομάζεται και μεταβολή απώλειας εισαγωγής. Είναι μέτρο του πόσο θα αυξηθεί η απώλεια εισαγωγής με τη χρήση, αφού συνδεθεί και αποσυνδεθεί πολλές φορές.

Τυπική τιμή: 0,2 dB για 1000 συνδέσεις.

Θερμοκρασία λειτουργίας

Τυπικές τιμές: -25 °C μέχρι +80 °C.

Αντοχή καλωδίου

Ονομάζεται και αντοχή στο τάνυσμα ή φορτίο απόσπασης. Αυτό είναι το φορτίο που μπορεί να εφαρμοστεί στο καλώδιο πριν η ίνα αποσπαστεί από τον συνδετήρα. Η τιμή είναι ίδια με το τάνυσμα εγκατάστασης σε ένα καλώδιο ελαφρών εργασιών.

Τυπική τιμή: 200 N.

Δυνατότητα επανάληψης

Είναι μετρώ του πόσο σταθερή είναι η απώλεια εισαγωγής κατά την αποσύνδεση και επανασύνδεση. Δεν είναι πρόβλημα φθοράς, όπως η διάρκεια σύνδεσης, αλλά απλά ένας έλεγχος του αν ο συνδετήρας και ο προσαρμογέας έχουν σχεδιαστεί έτσι ώστε η διαδρομή του φωτός να είναι ταυτόσημη κάθε φορά που γίνεται η σύνδεση.

Είναι ένα πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό για έναν συνδετήρα αλλά δεν δίνεται πάντα στις προδιαγραφές λόγω του ότι είναι, δύσκολο να συμφωνήσουν σε μια ομοιόμορφη μέθοδο υπολογισμού του. Μερικοί κατασκευαστές δίνουν μια τιμή, άλλοι χρησιμοποιούν περιγραφικούς όρους όπως "υψηλή" ή "πολύ υψηλή". Η απώλεια εισαγωγής που δίνεται πρέπει κανονικά να είναι η μέση απώλεια εισαγωγής για μια σειρά συνδέσεων, δηλαδή υπολογίζοντας και τη δυνατότητα επανάληψης.

2.4.2) Τύποι συνδετήρων

Αρχικά οι συνδετήρες κατασκευάζονταν από συμπαγή ορείχαλκο και προσαρμόζονταν στο εργοστάσιο, οι πρώτοι μοντέρνοι συνδετήρες, προσαρμοζόμενοι στον χώρο εφαρμογής ήταν οι SMA. Υπάρχουν πολλές ομοιότητες μεταξύ των διάφορων τύπων συνδετήρων. Οι συνδετήρες σχεδόν πάντα συναρμολογούνται χρησιμοποιώντας εποξική κόλλα και δεν μπορούν να ξαναχρησιμοποιηθούν.

Συνδετήρας SMA

Οι συνδετήρες SMA 906 αντιπροσωπεύουν παλιό σχέδιο πρώτης γενιάς που παρουσιάζει παρακμή στη χρήση. Έχουν αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες, είναι δύσκολοι στη χρήση και έχουν φτωχή επίδοση. Ο συνδετήρας SMA προσπεράστηκε από πιο μοντέρνα σχέδια, αλλά πολλοί από αυτούς χρησιμοποιούνται ακόμη. Για να συνδέσουμε δύο ίνες, απλά βιδώνουμε έναν συνδετήρα σε κάθε άκρη του προσαρμογέα όπως δείχνει το Σχ.2.7. Χρησιμοποιείται μόνο για πολύτροπα συστήματα αφού οι απώλειες είναι πολύ μεγάλες.



Σχ.2.8. SMA Connector και Adaptor.

Το μήκος του προσαρμογέα εξασφαλίζει ότι οι άκρες των δύο μεταλλικών κρίκων διαχωρίζονται από ένα αρκετά μικρό κενό αέρα για να επιτρέψει στο φως να υπερπηδάει το κενό και να φτάνει στην άλλη ίνα. Αυτό δημιουργεί το πρώτο πρόβλημα.

Πόσο σφιχτά πρέπει να το βιδώσουμε; Αν δεν το βιδώσουμε αρκετά σφιχτά, οι απώλειες θα είναι πολύ μεγάλες. Αν το βιδώσουμε πολύ σφιχτά θα δημιουργηθεί τριβή στις όψεις των δύο ινών και θα προκαλέσουμε θραύσματα στο γυαλί η θα το χαράξουμε. Αν γίνει αυτό, πρέπει να απομακρύνουμε και να πετάξουμε τον συνδετήρα.

Οι μεταλλικοί κρίκοι έχουν μια τρύπα στο κέντρο τους για να περνά η γυμνή ίνα (αφού απομακρύνουμε τον αρχικό απομονωτή) και είναι κατασκευασμένα από ανοξείδωτο ατσάλι ή κεραμικό. Στην περίπτωση του ανοξείδωτου ατσαλιού, πρέπει να ανοίξουμε μια τρύπα με διάμετρο 127 μm. Αν η τρύπα αυτή δεν είναι ακριβώς, στο κέντρο ή είναι λίγο μεγαλύτερη, μπορεί να προκαλέσει απώλεια εκκεντρικότητας. Από τα δύο είδη το κεραμικό είναι πολύ πιο ανώτερο. Το κεραμικό "αναπτύσσεται" πάνω σε ένα κομμάτι σύρμα με το κατάλληλο πάχος. Όταν απομακρύνουμε το σύρμα, υπάρχει μια πολύ πιο ακριβής τρύπα.

Λόγω της λάθος ευθυγράμμισης και της κάποιας διαφοροποίησης στη συναρμολόγηση του συνδετήρα υπάρχουν απώλειες που διαφέρουν σε μέγεθος αφού ο συνδετήρας περιστρέφεται μαζί με τον προσαρμογέα.

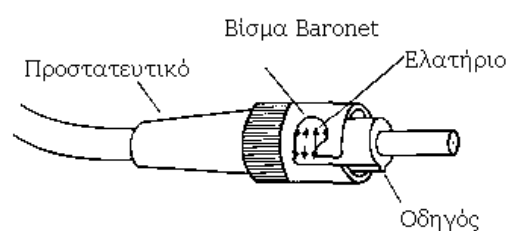
Αυτό έχει το πλεονέκτημα ότι μας επιτρέπει να βελτιώσουμε τη σύνδεση παρατηρώντας τις απώλειες καθώς ο συνδετήρας περιστρέφεται.

Είναι πολύ καλύτερα να γνωρίζουμε την απώλεια κάθε φορά που ενώνουμε τους συνδετήρες εξασφαλίζοντας ότι μπορούν να συνδυαστούν σε μια μόνο θέση.

Ο SMA έχει μικρή δυνατότητα επανάληψης γιατί μπορεί να συναρμολογηθεί σε οποιαδήποτε τυχαία θέση.

Είναι συνηθισμένο να εισάγουμε τον συνδετήρα, να υπολογίζουμε την απώλεια και μετά να τον περιστρέψουμε για 90° και να μετρήσουμε και πάλι.

Συνδετήρας (Connector) ST



Σχ.2.9. Συνδετήρας ST

Οι συνδετήρες (connectors) ST αποτελούνται από ένα στριφογυριστό και κλειδωμένο συζεύκτη που συγκρατεί την ίνα και τον συνδετικό κρίκο. Παρέχουν σταθερότερη απώλεια παρεμβολής, πολύ καλά χαρακτηριστικά, χαμηλό κόστος και καλή επίδοση. Αναπτύχθηκε, για να ξεπεράσει πολλά από τα προβλήματα του SMA και τώρα είναι η πιο δημοφιλής επιλογή συνδετήρα για τις πολύτροπες ίνες. Επίσης διατίθεται και για μονότροπα συστήματα. Τώρα υπάρχει μια μόνο θέση μέσα στην οποία μπορεί να ταιριάξει ο συνδετήρας στον προσαρμογέα. Το βύσμα που βιδώνει, στο SMA, αντικαταστάθηκε από μια ειδική προσαρμογή για να μη μπορεί ο συνδετήρας να χαλαρώσει.

Ο μεταλλικός κρίκος έχει ένα ελατήριο ώστε η πίεση στο άκρο του κρίκου να μην ελέγχεται αυτόν που προσαρμόζει τον συνδετήρα και πόσο σφιχτά θα βιδώσει το παξιμάδι. Ο ST connector χρησιμοποιείται σε πολύτροπες ίνες (50/125μm και 62,5/125μm καθώς και σε καλώδια 900μm).

Είναι μεταλλικής κατασκευής με κεραμικό δακτύλιο. Διατίθενται συζεύκτες ST μόνο για πολύτροπες ίνες .



Σχ.2.10. ST Connector.



Σχ.2.11. ST Connector και Adaptor

Η ίνα που περνάει μέσα από το κέντρο του συνδετήρα λειαίνεται κατά τη διάρκεια της συναρμολόγησης για να βελτιώσει τη μεταφορά φωτός μεταξύ των συνδετήρων.

Υπάρχουν τρεις διαφορετικού τύποι:

- Επίπεδου τελειώματος
- Φυσικής επαφής (PC)
- Γωνιακής φυσικής επαφής (APC).

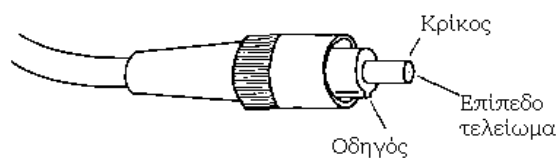
Πολλοί από τους συνδετήρες κυκλοφορούν με διαφορετικούς τύπους τελειώματος και έτσι βλέπουμε στο τέλος του ονόματος του συνδετήρα να προστίθεται και ένα PC ή APC. Αν δεν αναφέρεται τίποτε, υποθέτουμε πως είναι επίπεδου τελειώματος.

Στο επίπεδο τελείωμα απλά λειαίνεται για να παράγει μια ομαλή, επίπεδη άκρη στην ίνα ώστε το φως να βγαίνει κατευθείαν από τον συνδετήρα μέσα στην αποδεκτή γωνία της άλλης ίνας. Στην περίπτωση του τελειώματος PC, η ίνα λειαίνεται για να δημιουργήσει μια ελαφριά καμπύλη. Ο συνδετήρας PC έχει δύο πλεονεκτήματα.

Οι δύο ίνες κάνουν τη φυσική επαφή και επομένως περιορίζουν το κενό αέρα που οφείλεται σε μικρές απώλειες εισαγωγής. Η καμπυλωτή άκρη της ίνας επίσης μειώνει την απώλεια επιστροφής ανακλώντας το φως έξω από την ίνα.

Το τελείωμα APC έχει σαν αποτέλεσμα πολύ μικρές απώλειες επιστροφής. Είναι απλά ένα επίπεδο τελείωμα σε γωνία συνήθως 8° . Όταν εμφανίζεται ανάκλαση Fresnel, η περισσότερη από την ισχύ ανάκλασης βρίσκεται σε γωνία μικρότερη από την κρίσιμη γωνία και δεν μεταδίδεται και πάλι πίσω κατά μήκος της ίνας.

Συνδετήρας (Connector) ίνας φυσικής επαφής (FC/PC)



Σχ.2.12. Συνδετήρας FC/PC.

Διατίθεται σαν FC/PC (επίπεδη άκρη) ή FC/APC (γωνιακή φυσική επαφή).

Ο FC/PC είναι συνδετήρας δεύτερης γενιάς με πολύ καλή επίδοση και χαρακτηριστικά, αλλά σχετικά υψηλό κόστος. Περιέχει μια τελειοποιημένη πρόσοψη με καμπύλες που ελαττώνει σ' ένα μεγάλο βαθμό την αντανάκλαση. Είναι συνδετήρας πολύ καλής ποιότητας που σχεδιάστηκε για μονότροπα συστήματα μεγάλων αποστάσεων και έχει πολύ μικρές απώλειες.

Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για εργασίες πολύ καλής ποιότητας σε πολύτροπα συστήματα αν χρειαστεί, και συχνά βρίσκεται σε εξοπλισμό ελέγχου.

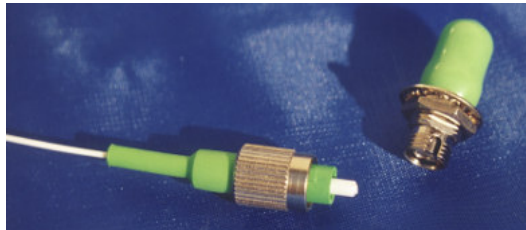
Ο FC connector χρησιμοποιείται σε πολύτροπες ίνες (50/125μm 62,5/125μm) σε μονότροπες ίνες (9/125μm), καθώς και σε καλώδια 900μm. Είναι μεταλλικής κατασκευής με κεραμικό δακτύλιο.



Σχ.2.13. FC Connector.

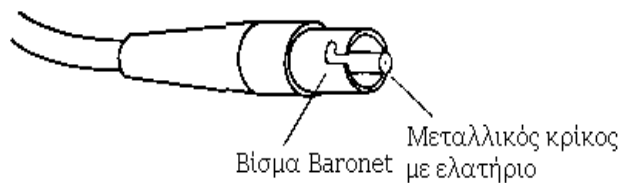


Σχ.2.14. FC/PC Single mode.



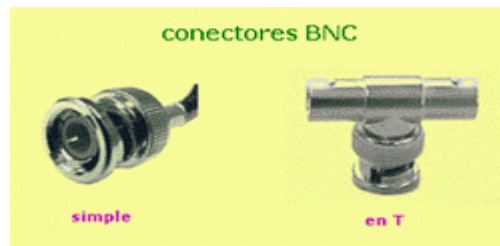
Σχ.2.15. FC/APC Connector & Adaptor Single Mode.

Συνδετήρας (Connector) Mini BNC.



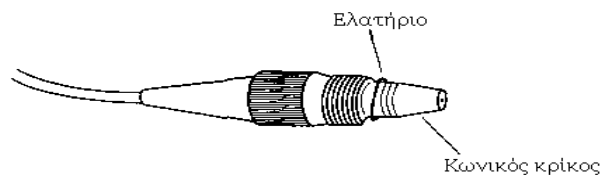
Σχ.2.16. Συνδετήρας mini-BNC

Δεν είναι πολύ διαδεδομένος και επιβιώνει μόνο επειδή έχει προδιαγραφές για το δίκτυο δακτυλίου της IBM. Εκτός από το ότι είναι ελαφρώς μικρότερος, δεν προσφέρει τίποτε περισσότερο σε σύγκριση με τον ST/PC. Χρησιμοποιείται μόνο για πολύτροπα συστήματα, δεν χρησιμοποιεί βιδωτούς προσαρμογείς και ο μεταλλικός του κρίκος έχει ένα ελατήριο και αποτελεί ένα συνδετήρα PC.



Σχ.2.17. Connector BNC.

Δικωνικός συνδετήρας



Σχ.2.18. Δικωνικός συνδετήρας.

Ο Δικωνικός συνδετήρας φαίνεται στο Σχ.2.18. χρησιμοποιείται για μονότροπες τηλεπικοινωνίες μεγάλων αποστάσεων. Ασφαλίζει βιδώνοντας και έχει έναν μεταλλικό κρίκο με ελατήριο και με τελείωμα PC. Όταν συνδεθεί στον προσαρμογέα, ο κωνικός μεταλλικός κρίκος κεντράρεται και έτσι παρέχει μικρή απώλεια.

Συνδετήρας (Connector) SC

Διατίθεται σαν FC/PC (επίπεδη άκρη) ή FC/APC (γωνιακή φυσική επαφή).

Είναι κατάλληλος για μονότροπα και πολύτροπα συστήματα, και φαίνεται στο Σχ.2.19.



Σχ.2.19. Συνδετήρας SC.

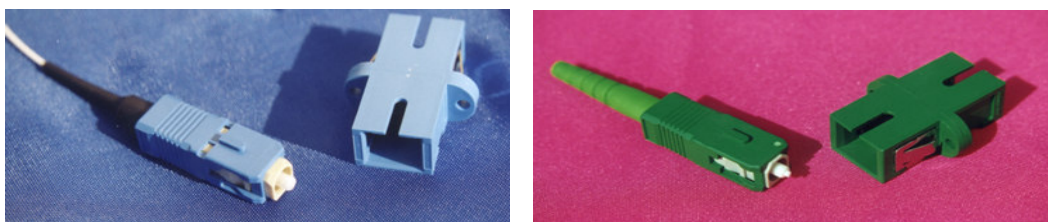
Ο μηχανισμός κλειδώματος του συνδετήρα SC εμποδίζει την περιστροφική κακή ευθυγράμμιση και εμποδίζει τον κρίκο να χάσει την οπτική επαφή κατά τη διάρκεια της ενδοσύνδεσης, ενώ προσφέρει εξαιρετική πυκνότητα δέσμης και μοναδική επίδοση και κόστος. Ο συνδετήρας αυτός έχει σχεδιαστεί για υψηλή απόδοση στις τηλεπικοινωνίες και στα δίκτυα καλωδιακής τηλεόρασης. Υπάρχει διαφορετική αίσθηση για τους συνδετήρες αυτούς όταν συγκρίνονται με τα προηγούμενα είδη. Το κύριο μέρος του είναι ελαφρύ από πλαστικό. Έχει μικρή απώλεια και το μικρό του μέγεθος με την τετραγωνισμένη φόρμα πίνει πολύ λίγο χώρο.

Συνδέεται στον προσαρμογέα με ένα κλικ, ειδοποιώντας μας ότι συνδέθηκε.

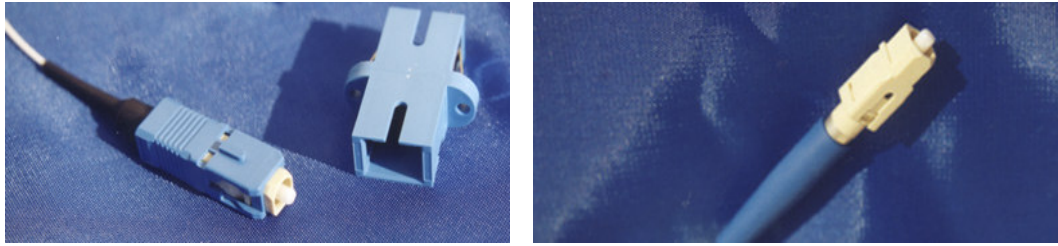
Ο SC connector χρησιμοποιείται σε πολύτροπες ίνες (50/125μm 62,5/125μm) σε μονότροπες ίνες (9/125μm), καθώς και σε καλώδια 900μm. Είναι πλαστικής κατασκευής με κεραμικό δακτύλιο.



Σχ.2.20. SC Connector.

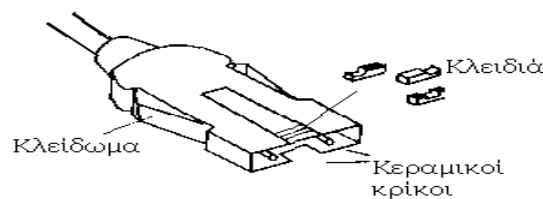


Σχ.2.21. SC/PC Connector & Adaptor Single Mode.



Σχ.2.22. SC/PC Connector & Adaptor Multi Mode.

Συνδετήρας (Connector) FSD ή MIC



Σχ.2.23. Συνδετήρας FSD.

Είναι ένας σταθερός συνδετήρας διπλής προστασίας (FSD) και λέγεται και συνδετήρας προσαρμογής μέσω (MIC) όπως φαίνεται στο Σχ.2.23. Σε αντίθεση με τους άλλους συνδετήρες έχει δύο ίνες μέσα στο ίδιο κάλυμμα που επιτρέπει στα σήματα να δρομολογούνται σε δύο κατευθύνσεις ταυτόχρονα.

Αυτό ονομάζεται διπλή λειτουργία. Χρησιμοποιεί κεραμικούς κρίκους STPC, αλλιώς είναι ένας συνδετήρας κατασκευασμένος μόνο από πλαστικό, όπως ο SC. Χρησιμοποιείται σε τοπικά δίκτυα (LAN) και για σύνδεση υπολογιστών. Σε σύγκριση με τους άλλους συνδετήρες, φαίνεται ογκώδης και έχει σχεδιαστεί για να τον χειριζόμαστε εύκολα. Κλειδώνει για να μην μπει κατά λάθος σε άλλη υποδοχή και έχει κωδικό χρώμα για εύκολη αναγνώριση.

Συνδετήρας (Connector) πλαστικής ίνας



Σχ.2.24. Συνδετήρας για πλαστικές ίνες.

Οι συνδετήρες πλαστικής ίνας προσαρμόζονται γρήγορα και εύκολα αλλά η απώλεια εισαγωγής είναι πολύ πιο μεγάλη από την κανονική απώλεια των γυάλινων ινών μεταξύ 1 και 2 dB. Τα καλώδια συνδέονται με την συνηθισμένη μέθοδο, όπου δύο συνδετήρες συνδέονται σε έναν προσαρμογέα στη σειρά.

Ακόμα υπάρχουν:

Ο LC connector χρησιμοποιείται σε πολύτροπες ίνες (62,5/125μm και 50/125μm) και σε μονότροπες ίνες καθώς και σε καλώδια 900μm. Είναι πλαστικής κατασκευής με κεραμικό δακτύλιο.



Σχ.2.25. LC Connector

Ο MTRJ connector χρησιμοποιείται σε πολύτροπες ίνες (62,5/125μm και 50/125μm) καθώς και σε καλώδια 600μm. Είναι πλαστικής κατασκευής.



Σχ.2.26. MTRJ Connector.

2.4.3) Προσαρμογείς

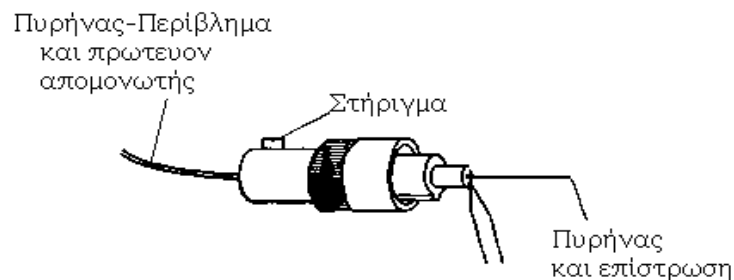
Ένα σύστημα σχεδιάζεται για να χρησιμοποιεί τον ίδιο τύπο συνδετήρων και για να εξασφαλίζει πλήρη συμβατότητα, και επομένως την πιο καλή απόδοση.

Όμως σε μερικές περιπτώσεις, μπορεί να αντιμετωπίσουμε ένα δύο προβλήματα.

Το πρώτο είναι να συνδέσουμε δύο καλώδια με προσαρμοσμένους μη συμβατούς συνδετήρες, για παράδειγμα έναν ST/PC και έναν δικωνικό. Τέτοια προβλήματα λύνονται εύκολα με τον κατάλληλο τύπο προσαρμογέα. Ορισμένοι από τους προσαρμογείς αυτούς έχουν μεγαλύτερη απώλεια εισόδου, αλλά όχι πάνω από 1 dB.

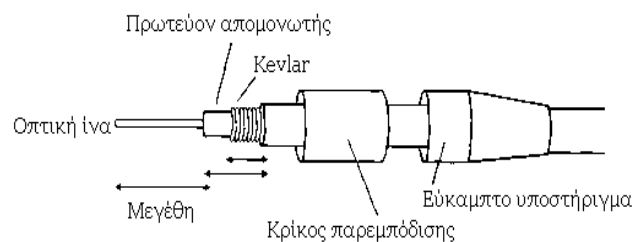
Το δεύτερο είναι να συνδέσουμε μια γυμνή ίνα σε ένα σύστημα, γρήγορα και εύκολα ίσως να συνδέσουμε ένα εξάρτημα ελέγχου ή να δοκιμάσουμε μια νέα πηγή φωτός. Αυτό επιτυγχάνεται με έναν προσαρμογέα γυμνής ίνας. Στην ουσία είναι ένας συνδετήρας όπως αυτός που φαίνεται στο Σχ.2.27.

Είναι πράγματι ένας συνδετήρας γυμνής ίνας αφού πρέπει να συνδεθεί σε ένα προσαρμογέα. Η μόνη διαφορά είναι ότι η ίνα σταθεροποιείται στη θέση της με ένα ελατήριο και όχι με εποξική κόλλα, για να χρησιμοποιηθεί ξανά.



Σχ.2.27. Προσαρμογέας γυμνής ίνας.

Για να προσαρμόσουμε τον συνδετήρα σε μια οπτική ίνα κόβουμε το Kevlar (πολύ λεπτό, κίτρινο μεταξένιο υλικό σε μορφή ίνας πιο ανθεκτικό από το ατσάλι) και αφαιρούμε τον αρχικό απομονωτή στις διαστάσεις που απαιτεί ο συνδετήρας, όπως φαίνεται στο παρακάτω Σχ.2.28.



Σχ.2.28. Προετοιμασία ίνας.



Σχ.2.29. ST Through adaptor.

Οι δακτύλιοι ευθυγράμμισης ST χρησιμοποιούνται κατά το μεγαλύτερο μέρος με πολύτροπες ίνες . Προσφέρουν πολύ καλά χαρακτηριστικά, κόστος και επίδοση. Ο συνδετικός κυλινδρικός κρίκος είναι κατασκευασμένος από ανοξείδωτο ατσάλι.

2.5. Απώλειες ενδοσύνδεσης

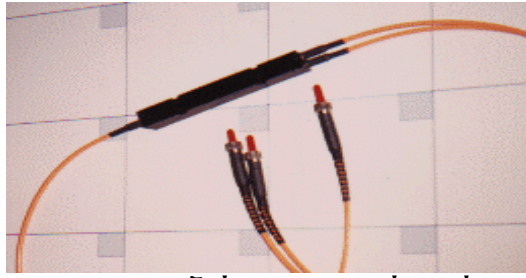
Οι συνδετήρες εισάγουν απώλειες σ' ένα σύστημα. Αυτές οι απώλειες, όπως οι απώλειες στις οπτικές ίνες, μπορεί να είναι εσωτερικές ή εξωτερικές. Εσωτερικές απώλειες συμβαίνουν εξαιτίας των διαφορών στον τρόπο σύνδεσης των ινών. Αυτές οι διαφορές περιλαμβάνουν μεταβολές στον πυρήνα ή και στην εξωτερική διάμετρο, διαφορές στο εμφανιζόμενο προφίλ του δείκτη διάθλασης, ελλειπτικότητα και ομοκεντρικότητα του πυρήνα. Οι εξωτερικές απώλειες είναι αποτέλεσμα των πλέξεων ή των συνδετήρων. Αυτοί οι μηχανισμοί απωλειών περιλαμβάνουν κακή ευθυγράμμιση της άκρης της ίνας, κακή ποιότητα του τελειώματος της άκρης της ίνας, μόλυνση πάνω ή μέσα στην ίνα, διαθλαστικό δείκτη που εφαρμόζει μεταξύ των δύο άκρων της ίνας, κενά μεταξύ των άκρων, ατέλειες στην ίνα κατά την ένωση και κακή γωνιώδη ευθυγράμμιση στις συνδεδεμένες ίνες.

2.6. Συζεύκτες οπτικών ινών

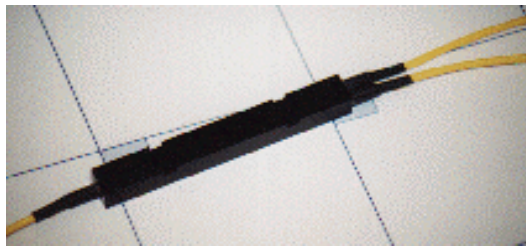
Η εμφάνιση των συζευκτών πραγματοποιήθηκε λόγω της ανάγκης ένωσης τριών ή περισσότερων ινών. Οι συζεύκτες οπτικών ινών διαχωρίζουν τα οπτικά σήματα σε πολλαπλές διαδρομές ή το αντίστροφο.

Ένας συζεύκτης αναγνωρίζεται από τον χαρακτηριστικό αριθμό θυρών εισόδου και εξόδου δεδομένων που έχει. Αυτό εκφράζεται με τον τύπο NxM όπου N είναι ο αριθμός των ινών εισόδου και M ο αριθμός των ινών εξόδου. Οι συζεύκτες με ασφάλειες μπορούν να φτιαχτούν με οποιαδήποτε μορφή αλλά πιο κοινή είναι η μορφή των ίσων πολλαπλασίων (2 x 2, 4 x 4, 8 x 8 κλπ.).

Παρακάτω βλέπουμε μερικούς χαρακτηριστικούς συζεύκτες ινών.



Σχ.2.30. Συζεύκτης οπτικών ινών.



Σχ.2.31. Συζεύκτης οπτικών ινών.

Φανταστείτε μια οπτική ίνα που μεταφέρει ένα σήμα εισόδου, που χρειάζεται, να συνδεθεί σε δυο διαφορετικούς προορισμούς. Το σήμα πρέπει να διαιρεθεί στη μέση. Αυτό το πετυχαίνουμε εύκολα με έναν συζεύκτη.

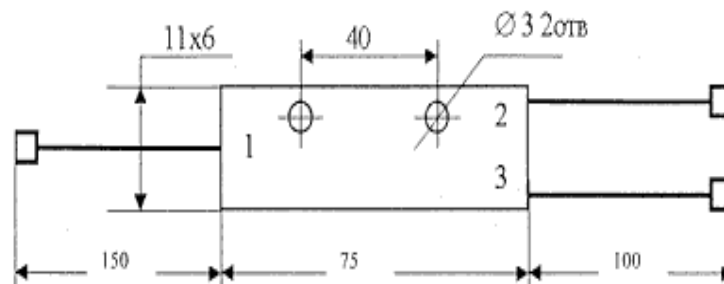
Όταν χρησιμοποιείται για αυτόν τον σκοπό, συχνά τον ονομάζουμε διαιρέτη. Οι συζεύκτες είναι δύο κατευθύνσεων, μπορούν να μεταφέρουν φως προς κάθε κατεύθυνση. Γι' αυτό μπορεί με τον ίδιο τρόπο να χρησιμοποιηθεί έτσι ώστε να συνδυάζει τα σήματα από δύο πομπούς σε μία μόνο οπτική ίνα. Σ' αυτήν την περίπτωση ονομάζεται συνδυαστής. Είναι ακριβώς η ίδια συσκευή, αλλά χρησιμοποιείται διαφορετικά. Εξωτερικά, μοιάζουν με τις μηχανικές ενώσεις, στην πραγματικότητα σε μερικές περιπτώσεις χρειάζεται να μετρήσουμε τον αριθμό των ινών, για να κάνουμε τον διαχωρισμό μεταξύ τους. Αν υπάρχει μια ίνα σε κάθε άκρο, είναι μηχανική ένωση, αν υπάρχει οποιοσδήποτε άλλος αριθμός είναι συζεύκτης. Οι συσκευές αυτές έχουν τουλάχιστον 3 θύρες αλλά μπορεί να έχουν περισσότερες από 32 για πιο σύνθετες συσκευές.

Η μία ίνα ονομάζεται κοινή ενώ οι άλλες δύο ονομάζονται θύρες εισαγωγής και εξαγωγής. Μία κοινή εφαρμογή είναι η διοχέτευση του φωτός στην κοινή θύρα και τον διαχωρισμό του στις θύρες εισαγωγής και εξαγωγής.

Δημοφιλείς αναλογίες διαχωρισμού είναι 50%-50%, 90%-10%, 95%-5% και 99%-1%. Ωστόσο οποιαδήποτε τιμή μπορεί να επιτευχθεί επί παραγγελία (αυτές οι τιμές μερικές φορές μετριούνται σε dB). Αν ένας διαχωριστής 90%-10% χρησιμοποιείται με μια πηγή φωτός 50mW στις θύρες εξόδου θα ήταν 45mW και 5mW.

Στην πραγματικότητα οι έξοδοι ποτέ δεν το επιτυγχάνουν τελείως. Και αυτό λόγω του ορίου απώλειας, μια παράμετρος που υπάρχει σε όλους τους συζεύκτες και διαχωριστές. Το όριο απώλειας διασφαλίζει ότι η συνολική έξοδος δεν είναι ποτέ τόσο υψηλή όσο η είσοδος.

Οι τιμές απώλειας κυμαίνονται από 0,05 dB ως 2 dB για διαφορετικά είδη συζευκτών. Μια ενδιαφέρουσα και μη αναμενόμενη ιδιότητα των διαχωριστών είναι ότι είναι συμμετρικοί. Π.χ. αν ο ίδιος συζεύκτης δεχθεί 50 mW σε μια μονάδα εξόδου 10% μόνο 5 mW θα φθάσουν στην κοινή θύρα.



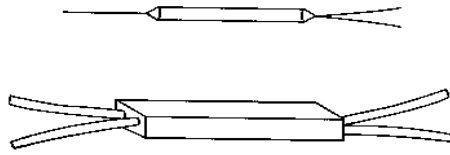
Σχ. 2.32. Διάγραμμα συζεύκτη οπτικών ινών.

Μεγέθη συζεύκτη.

Ένας συζεύκτης με μία μόνο ίνα στο ένα άκρο και δύο στο άλλο ονομάζεται συζεύκτης 1 χ 2 (διαβάζεται ένα προς δύο). Παρόλο που τα 1 χ 2 και 2 χ 2 είναι τα πιο συνηθισμένα μεγέθη μπορούμε να έχουμε μια μεγάλη ποικιλία τύπων μέχρι και 32 χ 32. Οι διαιρέτες είναι πιο συνηθισμένοι από τους συζεύκτες και έτσι είναι πιο φυσικό να αναφερόμαστε σε ένα μόνο άκρο ίνας σαν είσοδο.

Λόγος διαίρεσης ή λόγος σύζευξης

Η αναλογία της ισχύος εισόδου σε κάθε έξοδο ονομάζεται λόγος διαίρεσης ή λόγος σύζευξης. Σε έναν συζεύκτη 1 χ 2, το σήμα εισόδου μπορεί να διαιρεθεί μεταξύ των δύο εξόδων σε οποιοδήποτε επιθυμητό λόγο. Στην πραγματικότητα, όμως, οι πιο συνηθισμένες αναλογίες είναι 90:10 και 50:50. Γράφονται επίσης και σαν 9:1 και 1:1. Στις περιπτώσεις όπου ο λόγος διαίρεσης είναι 1:1, η πύλη που μεταφέρει την ισχυρότερη ισχύ ονομάζεται μερικές φορές πύλη παραγωγής και η άλλη πύλη άντλησης.



Σχ. 2.33. Διαφόρων τύπων συζεύκτες.

Ανοχή σύζευξης

Ακόμη και όταν ο λόγος διαίρεσης δίνεται σαν 1:1, είναι πολύ απίθανο, λόγω της κατασκευαστικής ανοχής η ισχύς εισόδου να μοιράζεται ίσα μεταξύ των δύο εξόδων. Το αποδεκτό λάθος είναι μεταξύ 1% και 5% και ονομάζεται ανοχή σύζευξης ή διαίρεσης.

Απώλεια σύζευξης

Όταν χρησιμοποιούμε έναν συζεύκτη, πρέπει να τον συνδέσουμε με τα υπόλοιπα κύκλωμα. Αυτό συμπεριλαμβάνει τη χρήση συνδετήρων και ενώσεων. Η απώλεια που προκαλείται από αυτούς τους συνδετήρες και τις ενώσεις πρέπει να προστεθεί στις απώλειες που εισάγει ο συζεύκτης.

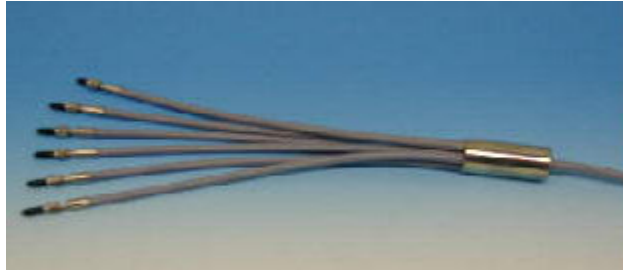
Κατασκευή συζευκτών

1. Τηγμένοι συζεύκτες.

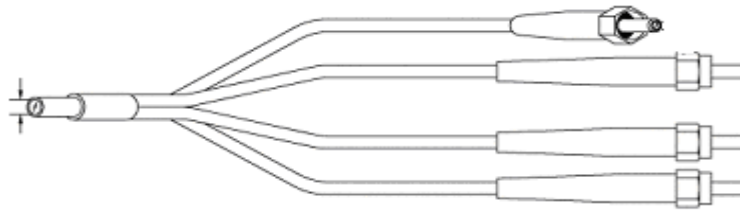
Είναι η πιο δημοφιλής μέθοδος κατασκευής ενός συζεύκτη. Είναι, ή φαίνεται να είναι, πολύ απλή διαδικασία. Οι ίνες τοποθετούνται μαζί και λιώνουν όπως και στην ένωση με τήξη, το εισερχόμενο φως συναντά ένα πιο παχύ τμήμα ίνας και διαθλάται. Στο άλλο άκρο της λιωμένης περιοχής, το φως εισέρχεται σε καθεμιά από τις ίνες που βγαίνουν προς τα έξω. Ένας τηγμένος συζεύκτης αστέρος κατασκευάζεται με παρόμοιο τρόπο. Οι ίνες πλέκονται για να είναι πολύ κοντά η μία στην άλλη, μετά λιώνουμε το κεντρικό τμήμα τους. Στην περίπτωση του αστέρος ανάκλασης, οι ίνες λυγίζουν προς τα πίσω, η μια πάνω στην άλλη, πριν να τις τήξουμε.

2. Συζεύκτες ράβδου ανάμειξης.

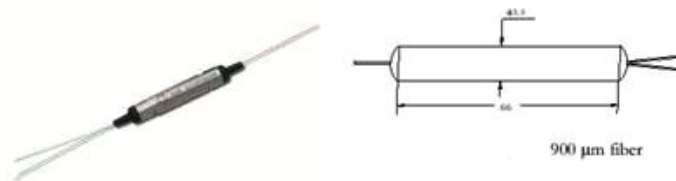
Αν αρκετές ίνες συνδέονται πολύ κοντά η μία στην άλλη σε μια ίνα μεγάλης διαμέτρου, που ονομάζεται ράβδος ανάμειξης, το εισερχόμενο φως διαχέεται μέχρι να καταλάβει όλη τη διάμετρο της ίνας. Αν συνδέσουμε αρκετές ίνες στο άλλο άκρο, η καθεμιά τους θα πάρει λίγο από το φως. Ένας συζεύκτης ανάκλασης μπορεί να δημιουργηθεί αν βάλουμε έναν καθρέφτη στην άκρη της ράβδου ανάμειξης. Το φως που ταξιδεύει κατά μήκος της ράβδου ανάμειξης ανακλάται στον καθρέφτη που βρίσκεται στην άκρη της ράβδου και όλες οι ίνες που είναι προσαρμοσμένες σ' αυτή, δέχονται ίσο μερίδιο του εισερχόμενου φωτός.



Σχ. 2.34. Συζεύκτης.



Σχ.2.35. Splitters.



Σχ.2.36. Splitters.

2.7. Έλεγχος της ποιότητας των οπτικών ινών

Στις οπτικές ίνες ο έλεγχος κυρίως συμπεριλαμβάνει την γεωμετρία ινών και την εξασθένιση . Η βασικότερη παράμετρος της οπτικής ίνας είναι η γεωμετρία αφού οι διαστάσεις της καθορίζουν τη δυνατότητα της σύνδεσης και τον τερματισμό. Η διάμετρος του πυρήνα, η διάμετρος της σύνδεσης και ο συγκεντρωτισμός είναι οι πιο σημαντικοί παράγοντες που επηρεάζουν τη σύνδεση δύο ινών.

2.7.1) Έλεγχος συνέχειας οπτικής ίνας

Ο έλεγχος συνέχειας είναι ο πιο σημαντικός όσο αναφορά τις οπτικές ίνες. Διεξάγεται με τη χρήση μιας πηγής ορατού φωτός συνήθως ενός Laser HeNe στα 633 nm ή μιας LED, ή μιας διόδου Laser στα 650 nm που είναι ορατή.

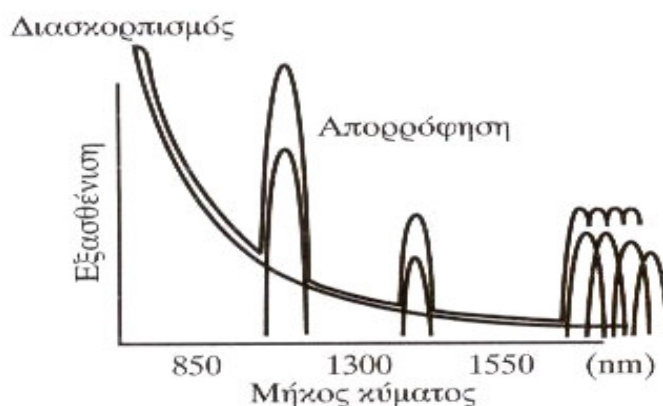
Έτσι μπορούν να προσδιοριστούν μικρές καμπές ή ρωγμές της ίνας ελέγχοντας το φως μέσω του χρωματιστού περιβλήματος.

2.7.2) Έλεγχος εξασθένησης ινών.

Η εξασθένηση των οπτικών ινών είναι αποτέλεσμα δύο παραγόντων της απορρόφησης και του διασκορπισμού. Η απορρόφηση προκαλείται από την απορρόφηση του φωτός και την μετατροπή του σε θερμότητα από μόρια που βρίσκονται στο εσωτερικό του γυαλιού. Τα κυριότερα στοιχεία που απορροφούν ενέργεια ακτινοβολίας είναι το θετικό (OH^+) και οι νοθείες των υλικών στους ημιαγωγούς που χρησιμεύουν για την τροποποίηση του δείκτη διάθλασης του γυαλιού. Η απορρόφηση αυτή εμφανίζεται σε διακριτά μήκη κύματος που καθορίζονται από τα στοιχεία που απορροφούν το φως. Για το OH^+ η απορρόφηση σε πιο έντονη μορφή εμφανίζεται στα 1000 nm στα 1400 nm και πάνω από τα 1600 nm.

Ο διασκορπισμός είναι η μεγαλύτερη αιτία εξασθένησης των οπτικών ινών. Εμφανίζεται όταν το φως έρχεται σε σύγκρουση με μεμονωμένα άτομα στο εσωτερικό του γυαλιού και είναι ανισοτροπικό. Το φως που διασκορπίζεται σε γωνίες που βρίσκονται εκτός του αριθμητικού ανοίγματος NA της ίνας θα απορροφηθεί στις συνδέσεις και θα σταλεί πίσω στην πηγή. Ο διασκορπισμός είναι επίσης έκφραση του μήκους κύματος ανάλογος προς την ανάστροφη τετάρτη δύναμη του μήκους κύματος του φωτός .

Άρα αν διπλασιάσουμε το μήκος κύματος του φωτός μειώνουμε τις απώλειες διασκορπισμού κατά 16 φορές. Για μια τυπικά γυάλινη οπτική ίνα η καμπύλη εξασθένησης φαίνεται στο Σχ.2.37.



Σχ.2.37. Εξασθένηση σε σχέση με το μήκος κύματος.

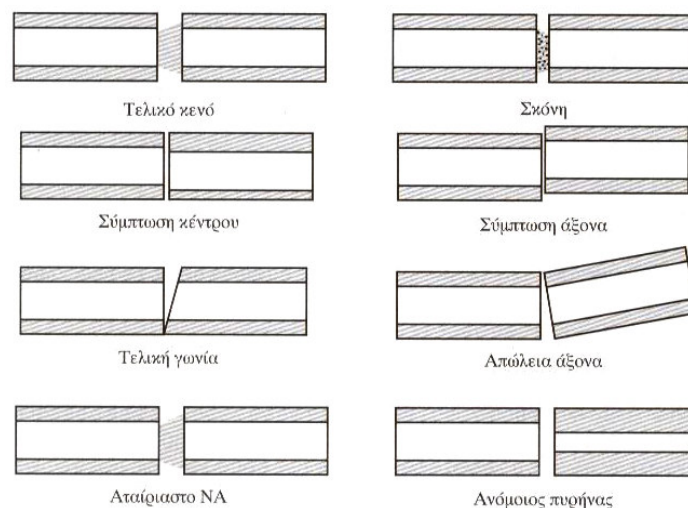
Ο υπολογισμός του συντελεστή εξασθένησης απαιτεί μετάδοση φωτός με γνωστό μήκος κύματος, μέσω της ίνας και μέτρηση των αλλαγών σε κάποια απόσταση. Αν γνωρίζουμε την ισχύ στην πηγή και στην άκρη της ίνας καθώς και το μήκος της τότε ο συντελεστής εξασθένησης δίδεται από τη σχέση:

$$\Sigma.Ε. (dB) = \frac{P_{\acute{\alpha}κρου} - P_{πηγ\acute{\eta}ς} (dB)}{\text{Μήκος}(km)}$$

2.7.3) Έλεγχος εξαρτημάτων.

Η απώλεια στις επαφές σύνδεσης προκαλείται από ένα αριθμό παραγόντων που φαίνονται στο παρακάτω Σχ.2.38. Η απώλεια περιορίζεται όταν οι πυρήνες των δύο ινών ευθυγραμμίζονται τελείως.

Τα τελικά κενά δημιουργούν δύο ειδών προβλήματα: Απώλεια εισόδου και απώλεια επιστροφής. Ο κώνος φωτός που εκπέμπεται από τον συνδετήρα θα διασκορπιστεί στον πυρήνα της ίνας λήψης και θα χαθεί.



Σχ.2.38. Παράγοντες απωλειών.

Το κενό αέρος μεταξύ των ινών προκαλεί ανάκλαση όταν το φως έρχεται αντιμέτωπο με την αλλαγή του δείκτη ανάκλασης από την γυάλινη ίνα στον αέρα.

Η ανάκλαση αυτή που ονομάζεται ανάκλαση Fresnel ανέρχεται στο 5% στους τυπικούς επίπεδους λείους συνδετήρες και σημαίνει ότι κανένας από αυτούς τους συνδετήρες με κενό δεν θα έχει απώλεια μικρότερη από 0,3 dB.

Η ανάκλαση είναι γνωστή και ως επιστρεφόμενη ανάκλαση ή απώλεια οπτικής επιστροφής και μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα στα συστήματα που λειτουργούν με βάση Laser. Οι συνδετήρες χρησιμοποιούν ένα αριθμό τεχνικών λείανσης για να εξασφαλίσουν την φυσική επαφή των άκρων των ινών και να μειώσουν την επιστρεφόμενη ανάκλαση. Στις μηχανικές συνδέσεις μπορούμε να μειώσουμε την επιστρεφόμενη ανάκλαση με χρήση μη κάθετων συνδέσεων που προκαλούν την απορρόφηση της ανάκλασης αυτής στο σημείο σύνδεσης της ίνας .

Το άκρο της ίνας πρέπει να λειανθεί κατάλληλα για την ελαχιστοποίηση των απωλειών. Δύο πηγές απώλειας έχουν σχέση με τις διαστάσεις : Το αριθμητικό άνοιγμα (NA) και η διάμετρος του πυρήνα. Οι διαφορές σε αυτές τις δύο πηγές θα δημιουργήσουν συνδέσεις με διαφορετικές απώλειες ανάλογα με την κατεύθυνση μετάδοσης του φωτός.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο : ΦΩΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΚΥΚΛΟΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ.

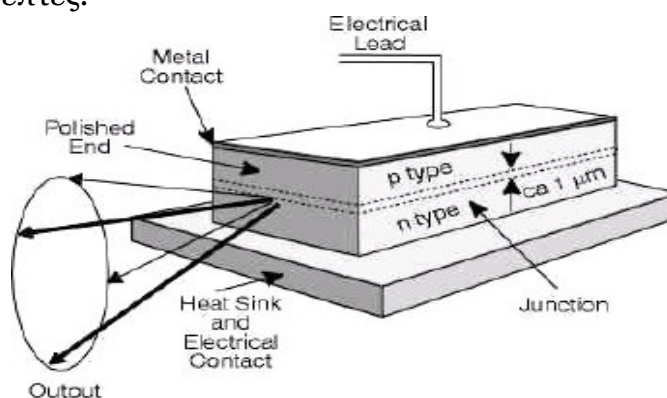
3.1. Διοδικά Laser.

Είναι τα πιο μικρά σε διαστάσεις Laser και παράγονται μαζικά με τεχνολογία και μεθόδους κατασκευής διόδων και τρανζίστορ. Λόγω του μικρού τους μεγέθους και της υψηλής απόδοσής τους είναι οι πιο κατάλληλες πηγές για συστήματα τηλεπικοινωνιών οπτικών ινών. Η ευρύτερα χρησιμοποιούμενη σήμερα κρυσταλλοδίοδος Laser είναι η κρυσταλλοδίοδος GaAlAs η οποία εκπέμπει στα 0,82 μm και αποτελεί ιδανική φωτεινή πηγή για οπτικές επικοινωνίες.



Σχ.3.1. Διοδικό Laser.

Διοδικά Laser είναι δίοδοι που εκπέμπουν σύμφωνο φως λόγω εξαναγκασμένης εκπομπής. Αποτελούνται από μία επαφή p-n μέσα σε μία «φέτα» ημιαγωγού. Η διέγερση επιτυγχάνεται με τη ροή ρεύματος από τη συσκευή, και τα κομμένα άκρα αποτελούν τους καθρέπτες.

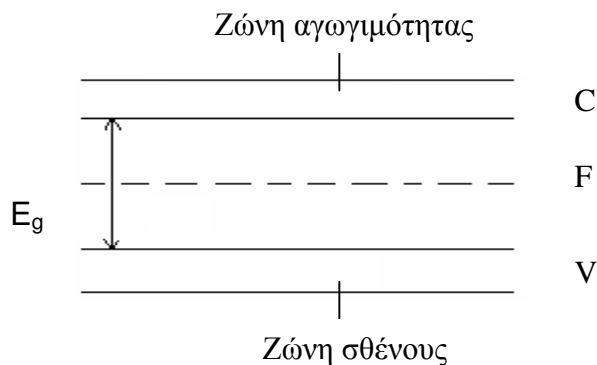


Σχ.3.2. Ανάλυση Διοδικού Laser.

Η δίοδος είναι ηλεκτρονικό ανάλογο μονόδρομης βαλβίδας δηλαδή περιορίζει την κατεύθυνση των φορέων φορτίου, επιτρέπει σε ένα ρεύμα να κινηθεί προς μία κατεύθυνση απαγορεύοντας ταυτόχρονα την αντίθετη.

Αρχή λειτουργίας ημιαγωγών.

Το διάγραμμα των ενεργειακών επιπέδων για ένα εξιδανικευμένο αγωγό φαίνεται στο παρακάτω Σχ.3.3.



Σχ.3.3. Διάγραμμα ενεργειακών επιπέδων εξιδανικευμένου ημιαγωγού.

Το φάσμα ενεργειακών επιπέδων αποτελείται από πολύ ευρείες ζώνες. Αυτές είναι οι ζώνες σθένους V και η ζώνη αγωγιμότητας C, διαχωρισμένες από μια περιοχή απαγορευμένων ενεργειών (ζώνη χάσματος). Κάθε ζώνη αποτελείται πρακτικά από ένα μεγάλο αριθμό, πολύ κοντά τοποθετημένων ενεργειακών καταστάσεων.

Στα Laser ημιαγωγών χρησιμοποιείται σαν ενεργό υλικό το οριακό στρώμα της επαφής p-n δύο ημιαγωγών. Παρασκευάζονται υψηλά εκφυλισμένες p και n - τύπου περιοχές, δηλαδή, πολύ εμπλουτισμένες (συγκεντρώσεις δοτών ή αποδεκτών μεγαλύτερες από 10^{18} άτομα / cm^3).

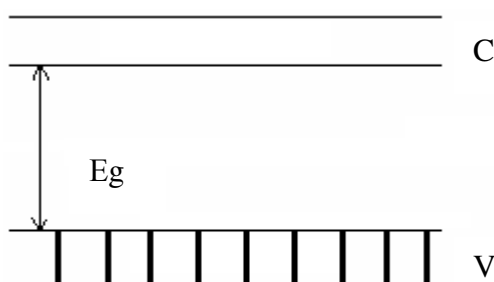
Το Σχ.3.4. δείχνει ένα διάγραμμα Laser επαφής p-n, η γραμμοσκιασμένη περιοχή είναι το στρώμα απογύμνωσης (0,1 μm). Η δίοδος έχει μικρές διαστάσεις.



Σχ.3.4. Διάγραμμα laser επαφής p-n.

Μηχανισμός λειτουργίας ημιαγωγικού Laser.

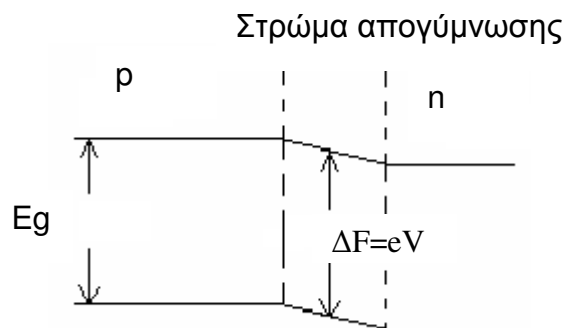
Για $T=0^\circ\text{K}$ η ζώνη σθένους θα είναι πλήρως κατειλημμένη και η ζώνη αγωγιμότητας κενή. Μπορεί ναδειχθεί ότι, κάτω απ' αυτές τις συνθήκες, ο ημιαγωγός δεν θα άγει, και είναι ένας μονωτής. Τα ηλεκτρόνια διεγείρονται από τη ζώνη σθένους στη ζώνη αγωγιμότητας. Μετά από ελάχιστο χρόνο ($\sim 10^{-13}\text{s}$) τα ηλεκτρόνια στη ζώνη αγωγιμότητας θα έχουν πέσει στα πιο χαμηλά επίπεδα όπως και τα ηλεκτρόνια στη ζώνη σθένους δημιουργώντας οπές. Οπότε έχουμε αντιστροφή πληθυσμών.



Σχ.3.5. Διάγραμμα ενεργειακών επιπέδων ημιαγωγού.

Τα ηλεκτρόνια στη ζώνη αγωγιμότητας πέφτουν πίσω στη ζώνη σθένους (δηλ., επανασυνδέονται με τις οπές) εκπέμποντας ένα φωτόνιο (ακτινοβολία επανασύνδεσης). Η αντιστροφή πληθυσμών έχει παραχθεί στο αποκαλούμενο «στρώμα απογύμνωσης» της επαφής p-n.

Όταν υπάρχει μια αντιστροφή πληθυσμών μεταξύ των ζωνών σθένους και αγωγιμότητας, η διεργασία της εξαναγκασμένης εκπομπής της ακτινοβολίας επανασύνδεσης θα παράγει ταλάντωση Laser όταν ο ημιαγωγός τοποθετηθεί σ' ένα κατάλληλο αντηχείο.



Σχ.3.6. Διάγραμμα ενεργειακών επιπέδων κατά την ορθή πόλωση (Εφαρμοζόμενη τάση στην επαφή p-n περίπου ίση με E_g/e).

Στην περίπτωση που ο ημιαγωγός διατηρείται σε θερμοκρασία $T > 0^\circ \text{K}$ θα επιτευχθεί εντός μιας μόνο ζώνης πολύ γρήγορα θερμική ισορροπία. Η στενή ζώνη που γίνεται η αντιστροφή πληθυσμών λέγεται ενεργή περιοχή. Η ενέργεια που απαιτείται για να ανέβει ένα ηλεκτρόνιο από τη ζώνη σθένους στη ζώνη αγωγιμότητας ισούται με την ενέργεια του φωτονίου που εκπέμπεται. Αν η τάση μεταφοράς είναι V_g τότε το μήκος κύματος εκπομπής είναι: $\lambda = hc/eV_g$.

Έτσι ένα Laser που εκπέμπει στα $0,89 \mu\text{m}$ η τάση V_g που απαιτείται είναι $1,4 \text{ V}$.

Ανακλαστικότητα των Laser ημιαγωγών.

Πάνω στην κρυσταλλοδιόδο δημιουργείται το οπτικό αντηχείο.

Εξαιτίας των μεγάλων δεικτών διάθλασης δεν χρειάζονται εξωτερικοί καθρέπτες.

Δύο τερματικές επιφάνειες κατασκευάζονται παράλληλες και οι άλλες τραχιές για εξουδετέρωση ταλάντωσης σε ανεπιθύμητες διευθύνσεις.

Η ενεργός περιοχή αποτελείται από στρώμα πάχους $1 \mu\text{m}$.

Η εγκάρσια διάσταση της δέσμης είναι πολύ μεγαλύτερη από το πάχος της ενεργού περιοχής ($\sim 40 \mu\text{m}$) εξαιτίας της περίθλασης. Έτσι η δέσμη εξόδου εκτείνεται κατά πολύ μέσα στις p και n περιοχές και παρουσιάζει τελικά κάπως μεγάλη απόκλιση.

Μήκος κύματος

Στον Πίνακα περιέχεται ένας αριθμός Laser ημιαγωγών επαφής $p-n$ μπορούν να εκπέμπουν μέχρι και 10 W παλμικά, με παλμούς διάρκειας 100 ns , αλλά και σε χαμηλές θερμοκρασίες, της τάξης των 77 K όπου η ισχύς μπορεί να φθάσει τα 400 W .

Υλικό	Μήκος κύματος Laser (μm)
GaAs	0,843 (77°K)
InP	0,907 (77°K)
InAs	3,1 (77°K)
InSb	5,26 (10°K)
PbSe	8,5 (4.2°K)
PbTe	6,5 (12°K)
GaSb	1,6 (77°K)

Πίνακας: Υλικά διοδικών Laser

Υλικά κατασκευής

Τα ενεργά υλικά για Laser ημιαγωγών είναι ειδικά επεξεργασμένες κρυσταλλοδιόδοι GaAs (Γαλλιούχο Αρσενικό) GaP (Γαλλιούχος Φώσφορος) και InSb (Ινδιούχο Αντιμόνιο). Σε τέτοια υλικά η ενεργή περιοχή σε συνήθη θερμοκρασία είναι 1-3 μ m. Τα Laser GaAs είναι ελκυστικά σαν πηγές οπτικών τηλεπικοινωνιακών συνδέσεων που χρησιμοποιούν οπτικές ίνες σαν μέσο μεταφοράς. Χρόνοι ζωής λειτουργίας που ξεπερνούν τις 10⁶ h έχουν ήδη επιδειχθεί με laser GaAs διπλής ετεροεπαφής. Το Laser GaAs είναι επίσης πολύ ενδιαφέρον σ' αριθμό εφαρμογών που απαιτούν μόνο Laser χαμηλής ισχύος, με υπέρυθρο φως. Laser ημιαγωγών διπλής ετεροεπαφής που λειτουργούν στο $\lambda=1,3\mu\text{m}$ ή στο $\lambda=1,6\mu\text{m}$, όπου παρουσιάζονται δύο ελάχιστα των απωλειών της οπτικής ίνας του χαλαζία, αναπτύσσονται τώρα εντατικά.

Ο πιο ενδιαφέρουν ημιαγωγός για την ενεργό περιοχή είναι το τετραμερές κράμα $\text{In}_{1-x}\text{Ga}_x\text{As}_y\text{P}_{1-y}$, ενώ οι p και n πλευρές των επαφών μπορούν να κατασκευαστούν από την απλή διμερή ουσία InP.

Από τα διάφορα άλλα Laser ημιαγωγών, υπάρχει το Laser αλάτων μολύβδου.

Εταιρεία	Τύπος	Μήκος κύματος (nm)	Εύρος φάσματος (nm)	Ισχύς (mW)	Απόκλιση δέσμης
MITSUBISHI	ML101R	785	5	40	10*25
PANASONIC	LNCQ05PS	660	5	50	8,5*22
SANYO	DL7032-001	830	10	150	7*18
SONY	SLD1132VS	635	5	5	7*32
TOSHIBA	TOLD9231MDA	670	10	10	10*32

Πίνακας: Χαρακτηριστικές τιμές ημιαγωγικών Laser.

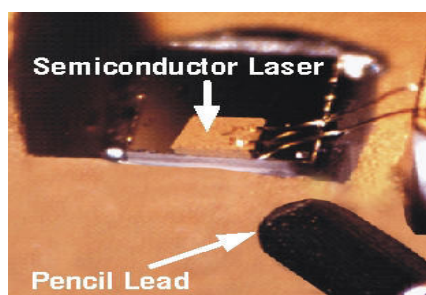
Τα πλεονεκτήματα των διοδικών Laser αναφέρονται παρακάτω:

- Μικρό μέγεθος
- Ελαφρύ
- Χαμηλή κατανάλωση
- Υψηλή απόδοση
- Υψηλή σταθερότητα (> 0,5 mA)
- Χαμηλά επίπεδα θορύβου
- Έλεγχος και περιορισμός του ρεύματος

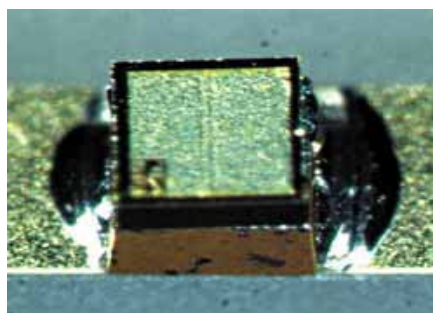
- Ομαλό ξεκίνημα (ποτενσιόμετρο) για αποφυγή απότομων μεταβολών του ρεύματος
- Δυνατότητα διαμόρφωσης.

Στα μειονεκτήματα μπορεί να αναφερθεί η γωνιακή απόκλιση της δέσμης και η σχετικά μικρή μονοχρωματικότητα λόγω του εύρους εκπομπής.

Τα παρακάτω σχήματα δείχνουν διάφορες εικόνες και τύπους διοδικών Laser.



Σχ.3.7. GaAs Diode Laser.



Σχ.3.8. InP Diode Laser.

3.2. Βασικές αρχές Φωτοδυναμικής Θεραπείας (ΦΔΘ).

Με τον όρο «Φωτοδυναμική θεραπεία» (ΦΔΘ) αναφερόμαστε στη μέθοδο που εκμεταλλεύεται θεραπευτικά το αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης φώτος με μια φωτοευαίσθητη μη τοξική χρωστική ουσία, στο περιβάλλον ενός βιολογικού συστήματος. Η αλληλεπίδραση αυτή προκαλεί ποικιλία φωτοχημικών αντιδράσεων με τελικό αποτέλεσμα την καταστροφή και νέκρωση των κυττάρων [1,2]. Ο γνωστότερος χώρος εφαρμογής της φωτοδυναμικής θεραπείας είναι η ογκολογία. Τα τελευταία χρόνια έχει περιγραφεί σημαντικός αριθμός φωτοδυναμικών εφαρμογών. Οι εφαρμογές αφορούν ως επί το πλείστον στην απόφραξη αγγείων με τη δημιουργία θρόμβου και περιγράφονται με το γενικό όρο φωτοθρόμβωση [3].

Η ύπαρξη ουσιών με φωτοευαισθητοποιητική δράση ήταν γνωστή απ τον 19^ο αιώνα. Η χρήση της φωτοευαίσθητης ουσίας ακριδίνης για την πρόκληση φωτοχημικής αντίδρασης σε βιολογικό σύστημα ανακοινώθηκε από τον Raab το 1990 [4]. Φάρμακα επίσης, όπως οι τετρακυκλίνες και η δοξορουβικίνη είναι από παλιά γνωστά για φωτοτοξικότητά τους. Μόνο μετά το 1966, όταν προτάθηκε η χρήση του φωτοδυναμικού αποτελέσματος της αιματοπορφυρίνης σαν θεραπευτικής εναλλακτικής λύσης για τον καρκίνο της ουροδόχου κύστης από ερευνητές της Mayo Clinic [5], άρχισαν κάποιες σοβαρές προσπάθειες για την κλινική χρήση της φωτοδυναμικής θεραπείας. Ο Dogherty και οι συνεργάτες του έδειξαν, για πρώτη φορά το 1979, σαφή κλινική αποτελεσματικότητα σε ένα περιστατικό μεταστατικού καρκίνου του μαστού.

Από τότε αρκετές χιλιάδες ασθενείς με καρκίνο διαφόρων μορφών έχουν υποβληθεί σε φωτοδυναμική θεραπεία με πολύ ενθαρρυντικά αποτελέσματα [6,7].

Η φωτοχημική επαγωγή θρόμβωσης σε μη νεοπλασματικούς ιστούς άρχισε να μελετάται εντατικά από τις αρχές της δεκαετίας του '80 [8]. Στη φωτοδυναμική απόφραξη αγγείων, όπως και σε κάθε φωτοδυναμική εφαρμογή, ο φωτοευαισθητοποιητής και το φως που τον διεγείρει, μαζί με τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του ακτινοβολούμενου ιστού, αποτελούν τις σημαντικότερες παραμέτρους της αντιδράσεως.

3.3. Περιγραφή Φωτοευαισθητοποιητών.

Οι φωτοευαισθητοποιητές έχουν την ικανότητα να δεσμεύουν ενέργεια που προσπίπτει υπό τη μορφή φωτονίων και να τη μεταφέρουν σε άλλα μόρια. Αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την απελευθέρωση βραχύβιων ενεργειακών δομών που επιδρούν στα βιολογικά συστήματα και προκαλούν ποικιλία ιστικών βλαβών. Η βλάβη εντοπίζεται στο σημείο που συγκεντρώνεται ο φωτοευαισθητοποιητής, δεδομένου ότι τα ενεργά μόρια που δημιουργούνται μπορούν να διανύσουν μόνο πολύ μικρές αποστάσεις πριν απενεργοποιηθούν [9]. Η δέσμευση της φωτεινής ενέργειας από το φωτοευαισθητοποιητή και η επακόλουθη διέγερσή του γίνεται με την ακτινοβολήσή του με φως κατάλληλου μήκους κύματος. Αυτό συνήθως είναι φαινόμενο πολύ εκλεκτικό, ώστε κάθε ουσία διεγείρεται με ένα ή περισσότερα πολύ συγκεκριμένα μήκη κύματος φωτός.

Υπάρχουν φωτοευαισθητοποιητές ουσίες, οι οποίες αποτελούν φυσιολογικά συστατικά κυττάρων και ιστών. Στη φωτοδυναμική θεραπεία οι ουσίες αυτές εισάγονται στον οργανισμό συνήθως ενδοφλεβίως.

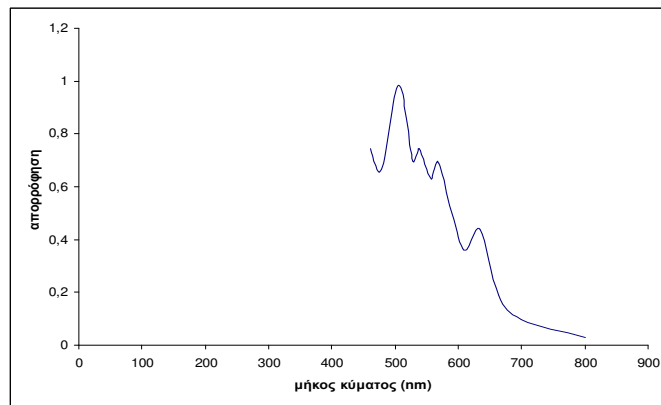
Η συγκέντρωση του φωτοευαισθητοποιητή στον ιστό-στόχο, καθώς και η κατανομή του στους ιστούς γενικότερα, είναι από τις σημαντικότερες παραμέτρους της φωτοδυναμικής θεραπείας. Η φαρμακοκινητική μελέτη διαφόρων φωτοευαισθητοποιητών έχει δείξει ότι το μεγαλύτερο ποσοστό της χορηγούμενης ουσίας απομακρύνεται από την κυκλοφορία μέσα σε διάστημα ωρών από τη χορήγηση.

Μικρά όμως ποσά μπορούν να ανιχνευτούν στην κυκλοφορία για χρονικά διαστήματα που μπορεί να φθάνουν τις 75 ημέρες [10,11]. Οι περισσότεροι φωτοευαισθητοποιητές που έχουν μελετηθεί κατακρατούνται μετά από τη χορήγησή τους τόσο από φυσιολογικούς όσο και από νεοπλασματικούς ιστούς. Σε γενικές γραμμές οι ουσίες αυτές κατακρατούνται από ιστούς πλούσιους σε κύτταρα του δικτυοενδοθηλιακού συστήματος. Εκείνο που διαφέρει από ουσία σε ουσία είναι τα χρονικά μεσοδιαστήματα από τη χορήγηση του φωτοευαισθητοποιητή μέχρι την επίτευξη της μέγιστης συγκέντρωσης στους ιστούς και ο χρόνος κατακράτησης κάθε ουσίας. Παρ' ότι οι φωτοευαισθητοποιητές δεν προσλαμβάνονται εκλεκτικά από τα καρκινικά κύτταρα, έχει παρατηρηθεί κάποια εκλεκτικότητα της ΦΔΘ για τους όγκους. Οι λόγοι γι' αυτή την εκλεκτικότητα δεν είναι επαρκώς κατανοητοί. Φαίνεται ότι ευθύνεται εν μέρει κάποια εκλεκτική συγκέντρωση του φωτοευαισθητοποιητή στον όγκο, που πιθανόν οφείλεται στη λήμναση του φωτοευαισθητοποιητή εξαιτίας της διαρροής των αγγείων του όγκου και παθολογικής λεμφικής αποχέτευσης [12]. Η εκλεκτικότητα αυτή διαφέρει τόσο μεταξύ των διαφόρων φωτοευαισθητοποιητών όσο και μεταξύ των διαφόρων όγκων [13,14].

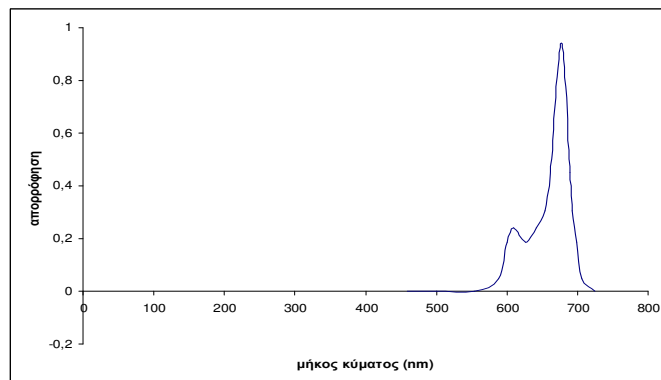
Σημαντικά χαρακτηριστικά κάθε φωτοευαισθητοποιητή, επιπλέον των προαναφερθέντων, είναι η ευκολία παρασκευής του, η βιοχημική σταθερότητά του με το χρόνο και η μη σχετιζόμενη με το φως τοξικότητά του. Τα παρασκευάσματα της αιματοπορφυρίνης είναι οι γνωστότεροι φωτοευαισθητοποιητές. Απορροφούν φως σε τρεις περιοχές του φάσματος: στην περιοχή του κυανού (402 nm), του πράσινου (527 nm) και του ερυθρού (625 nm).

Στο Σχ.3.9. παρατηρούμε τη μεταβολή της απορρόφησης του φωτοευαισθητοποιητή HP ως προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας κατά την ακτινοβόληση τους από Laser Ar (514 nm).

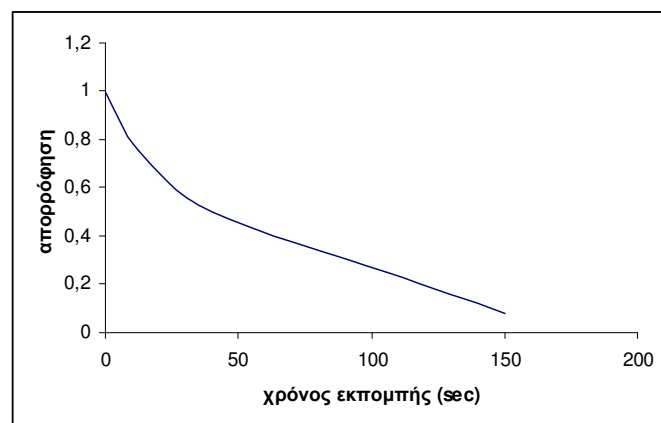
Στο Σχ.3.10. παρατηρούμε τη μεταβολή της απορρόφησης του φωτοευαισθητοποιητή $AlPcS_4$ ως προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας καθώς και ως προς τη διάρκεια της ακτινοβόλησης από laser He-Ne (632 nm) (Σχ.3.11.).



Σχ.3.9. Μεταβολή απορρόφησης Φωτοευαίσθητοποιητή HP συναρτήσει του μήκους κύματος ακτινοβολίας.

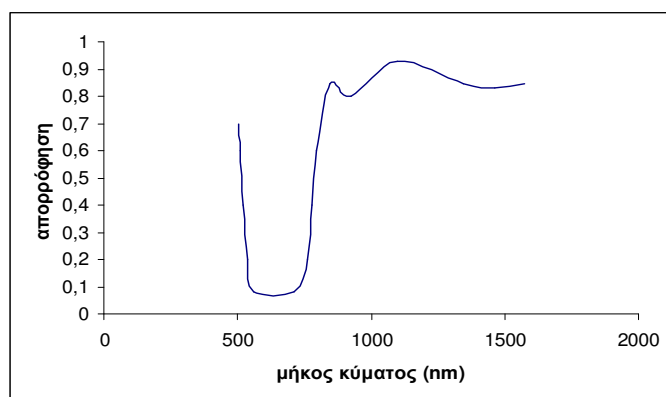


Σχ.3.10. Μεταβολή απορρόφησης του AlPcS₄ συναρτήσει του μήκους κύματος της ακτινοβολίας.



Σχ.3.11. Μεταβολή απορρόφησης του AlPcS₄ συναρτήσει της διάρκειας ακτινοβολήσης.

Στο Σχ.3.12. φαίνεται ένα χαρακτηριστικό διάγραμμα απορρόφησης του φωτοευαισθητοποιητή metal-free phthalocyanine συναρτήσεως του μήκους κύματος.



Σχ.3.12. Απορρόφηση της metal-free phthalocyanine συναρτήσεως του μήκους κύματος.

Ο συντελεστής διέγερσης γι' αυτές τις ουσίες είναι πολύ υψηλότερος στις περιοχές του κυανού και του πράσινου άλλα λόγω της μικρής διεισδυτικότητας αυτών των μηκών κύματος, στην κλινική πράξη χρησιμοποιείται το λιγότερο αποτελεσματικό κόκκινο φως. Ως κυριότερα μειονεκτήματα των παρασκευασμάτων της αιματοπορφυρίνης θεωρούνται: α) η ασταθής χημική σύστασή τους, β) η δυσκολία της φαρμακολογικής τους ταυτοποίησης, γ) η σημαντική φωτοτοξικότητά τους, που αναγκάζει τους ασθενείς να προστατεύονται από το έντονο ηλιακό φως τουλάχιστον επί 30 μέρες και, δ) η σχετικά χαμηλότερη φωτοδυναμική τους δράση σε σύγκριση με νεότερα παράγωγα [15].

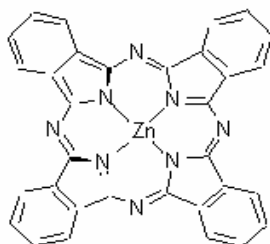
Η εντατική έρευνα των τελευταίων ετών στο χώρο των φωτοευαισθητοποιητών για την ανεύρεση ουσιών με χαρακτήρες αυξημένης φωτοδυναμικής δράσης και χαμηλής φωτοτοξικότητας έχει αποδώσει νέες ουσίες που υπόσχονται πολλά. Τέτοιες είναι οι φθαλοκυανίνες και τα παράγωγά τους, οι χλωρίνες [16], το παράγωγο της βενζοπορφυρίνης κλπ. Οι φθαλοκυανίνες μπορούν να παρασκευαστούν ευχερώς σε μεγάλες ποσότητες και είναι χημικά σταθερές [17,18]. Με τις φθαλοκυανίνες δεν υπάρχει κλινική εμπειρία, αφού οι ουσίες αυτές δεν έχουν ακόμη εγκριθεί για κλινική χρήση.

3.3.1) Σουλφονιωμένη χλωοαργλική Φθαλοκυανίνη.

Ένας από τους πιο σημαντικούς φωτοευαισθητοποιητές είναι η Σουλφονιωμένη Χλωοαργλική Φθαλοκυανίνη (Chloraluminum Sulfonated Phthalocyanine, CAIPS).

Το μεγάλο μόριο της φθαλοκυανίνης «παγιδεύεται» στο νεόπλαστο και κακώς σχηματισμένο αγγειακό δίκτυο του κακοήθους ιστού.

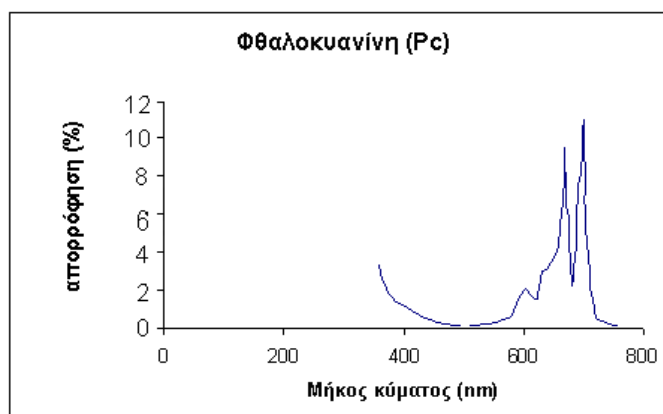
Ακολουθεί ακτινοβολία της περιοχής του όγκου με Laser, που οδηγεί σε διέγερση της φθοριοχρωστικής ουσίας και παραγωγή ενέργειας, η οποία μετατρέπει το μοριακό σε ατομικό οξυγόνο (ενεργοποιημένες ρίζες O₂) κυτταροτοξικής δράσης.



Σχ.3.13. Δομή Φθαλοκυανίνης

Κατά τη διάρκεια της διεργασίας αυτής έχουμε καταστροφή της κυτταρικής μεμβράνης των μιτοχονδρίων και βλάβη των νουκλεϊνικών οξέων και πρωτεϊνών, λόγω της φωτοοξειδωσης. Ο φωτοευαισθητοποιητής που πιο συχνά χρησιμοποιείται σήμερα είναι ένα σύμπλεγμα πορφυρινών προερχόμενο από την αιμοτοπορφυρίνη, το οποίο ονομάζεται «παράγωγο της αιμοτοπορφυρίνης» (HpD) και το δραστικότερο ο αιθέρας της διαιαμοτοπορφυρίνης (DHE).

Το διάγραμμα απορρόφησης της φθαλοκυανίνης φαίνεται στο παρακάτω Σχ.3.14.



Σχ.3.14. Απορρόφηση συναρτήσει του μήκους κύματος για την φθαλοκυανίνη.

Από το παραπάνω διάγραμμα παρατηρούμε ότι η μέγιστη απορρόφηση είναι σε μήκος κύματος 670 nm περίπου.

3.3.2) Φωτοπορφυρίνη (Visudyne)

Η Φωτοπορφυρίνη (Veteporphyrine–Visudyne) είναι ο πρώτος φωτοευαισθητοποιητής που κατασκευάστηκε για την ΦΔΘ ασθενών με ηλικιακό εκφυλισμό της ωχράς εξαιτίας της ανάπτυξης αιμοφόρων νεοαγγείων (subfoveal choroidal neovascularization - CNV). Η μέθοδος της θεραπείας Visudyne, αποτελείται από μια διαδικασία δύο σταδίων αρχίζοντας από την ενδοφλέβια έγχυση του φαρμάκου στο βραχίονα. Μέσα στο αίμα, το φάρμακο συνδέεται με τα μόρια των λιποπρωτεϊνών.

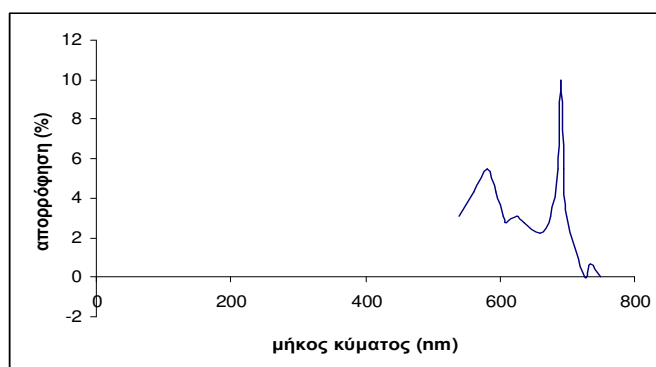
Επειδή τα κύτταρα που υποβάλλονται στον γρήγορο πολλαπλασιασμό απαιτούν ένα μεγαλύτερο ποσό λιποπρωτεϊνών από τα μη-διαιρεμένα κύτταρα, το φάρμακο διαχέεται γρηγορότερα και στις υψηλότερες συγκεντρώσεις σε αυτούς τους τύπους κυττάρων [19].

Η θεραπευτική επίδραση παρατηρείται αφού συνδυαστούν το φάρμακο και το φως.

Όταν η συγκέντρωση χρωστικής ουσίας φθάσει στα κατάλληλα επίπεδα στα ανθυγιεινά κύτταρα, ακτινοβολούμε με ένα μη-θερμικό Laser το μάτι του ασθενή για να ενεργοποιήσει τη χρωστική ουσία. Η ενεργοποιημένη χρωστική ουσία Visudyne αναστατώνει τις κανονικές κυψελοειδείς λειτουργίες στα ανθυγιεινά κύτταρα, προκαλώντας το θάνατό τους. Τα περιβάλλοντα υγιή κύτταρα δεν παθαίνουν σχεδόν οποιαδήποτε ζημία επειδή το Laser δεν παράγει θερμότητα [20].

Μόλις εισαχθεί η Visudyne στην κυκλοφορία του αίματος συνδέεται με τις λιποπρωτεΐνες (LDL). Οι πρόσφατα διαμορφωμένες LDL και η Visudyne λαμβάνονται από τα ενδοθηλιακά κύτταρα των ανώμαλων αιμοφόρων νεοαγγείων, τα οποία έχουν τα υψηλά επίπεδα LDL-δεκτών.

Το διάγραμμα απορρόφησης της Visudyne φαίνεται στο παρακάτω Σχ.3.15.

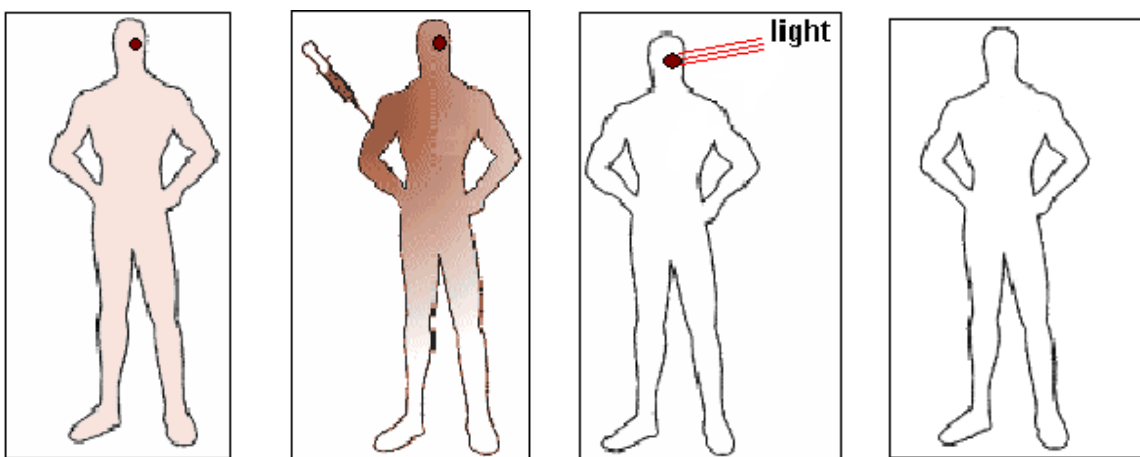


Σχ.3.15. Απορρόφηση συναρτήσει του μήκους κύματος για την Visudyne.

Από το παραπάνω διάγραμμα παρατηρούμε ότι η μέγιστη απορρόφηση είναι σε μήκος κύματος 690 nm περίπου.

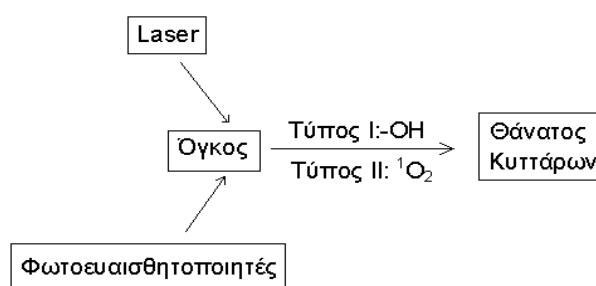
3.4. Ακτινοβολία-Μηχανισμός δράσης.

Για να επιτευχθεί φωτοδυναμικό αποτέλεσμα είναι απαραίτητη η αλληλεπίδραση του φωτοευαισθητοποιητή με φως κατάλληλου μήκους κύματος μέσα στον ιστό-στόχο. Είναι φανερό ότι η αποτελεσματική και ομοιομερής ακτινοβολήση του υπό θεραπεία ιστού είναι εξαιρετικά σημαντική. Η χρησιμοποιούμενη φωτεινή πηγή πρέπει να εκπέμπει φως κατάλληλου μήκους κύματος και έντασης για τη διέγερση του φωτοευαισθητοποιητή. Πρέπει επίσης να μπορεί να ακτινοβολήσει με ακρίβεια και εκλεκτικότητα την περιοχή που μας ενδιαφέρει. Στη φωτοδυναμική θεραπεία έχει σημασία η διατήρηση της ισχύος της ακτινοβολίας χωρίς την πρόκληση θερμικής βλάβης. Η θερμική βλάβη δεν είναι απαραίτητη για την επίτευξη φωτοδυναμικού αποτελέσματος και η δημιουργία της σημαίνει απώλεια της εκλεκτικότητας της φωτοδυναμικής θεραπείας, διότι δεν περιορίζεται στον ιστό στόχο, αλλά επεκτείνεται και στους γύρω υγιείς ιστούς [21]. Για να υπάρξει φωτοδυναμικό αποτέλεσμα εκτός από τη συνύπαρξη του φωτοευαισθητοποιητή και φωτός κατάλληλου μήκους κύματος (Σχ.3.16.) είναι απαραίτητη και η παρουσία οξυγόνου στον ακτινοβολούμενο ιστό. Η σημασία της παρουσίας οξυγόνου για την επίτευξη φωτοδυναμικού αποτελέσματος έχειδειχθεί από αρκετούς ερευνητές [22,23,24]. Πιστεύεται ότι η αυξημένη παροχή οξυγόνου στους ιστούς πειραματόζωων που υφίστανται φωτοδυναμική θεραπεία έχει σαν αποτέλεσμα επιτάχυνση της όλης διαδικασίας [25].



Σχ.3.16. Σχηματική περιγραφή του μηχανισμού δράσης της φωτοδυναμικής θεραπεία.

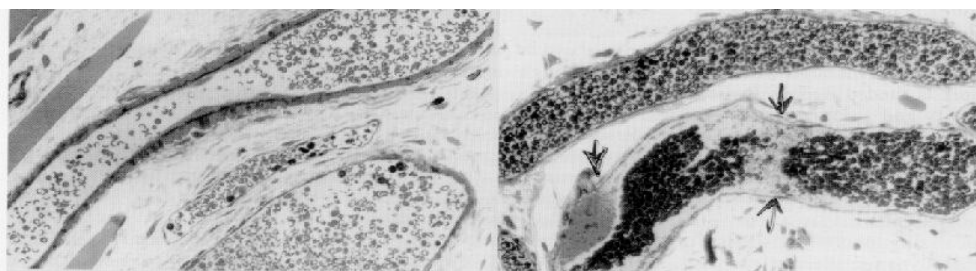
Η επίδραση φωτεινής ακτινοβολίας με μήκος κύματος το οποίο να συμπίπτει με το μέγιστο απορρόφησης της φωτοευαισθητοποιού ουσίας, επάγει φωτοχημικές αντιδράσεις και μεταβολές στο κυτταρικό επίπεδο και στους ιστούς με τελικό αποτέλεσμα την καταστροφή του όγκου. Μετά την απορρόφηση του φωτός ο φωτοευαισθητοποιητής μεταβαίνει από τη βασική του κατάσταση (singlet state) σε μια ηλεκτρονικά διεγερμένη μονήρη κατάσταση, απ' όπου μέσω εσωτερικής μετάβασης μεταπίπτει στην τριπλή διεγερμένη κατάσταση (triplet state, χρόνου ζωής 10^{-3} - 10 s) (Σχ.3.17.). Η διεγερμένη μορφή του μπορεί να προκαλέσει δύο είδη αντιδράσεων.



Σχ.3.17. Διάγραμμα αντιδράσεων ΦΔΘ.

Είναι δυνατό να αντιδράσει άμεσα με το υπόστρωμα ή το υδατικό περιβάλλον, μέσω ατόμου υδρογόνου ή μεταφοράς ηλεκτρονίου με αποτέλεσμα τη δημιουργία ελευθέρων ριζών οι οποίες αντιδρώντας με το οξυγόνο παράγουν οξειδωμένα προϊόντα (αντίδραση τύπου I), είτε μπορεί να μεταφέρει την ενέργεια της άμεσα στο οξυγόνο με αποτέλεσμα τη δημιουργία μονήρους οξυγόνου (χρόνου ζωής $4 \cdot 10^{-6}$ s στο νερό, $50-100 \cdot 10^{-6}$ s στα λιπίδια, $0,6 \cdot 10^{-6}$ s στο κυτταρικό περιβάλλον) το οποίο είναι ένα ισχυρότατο οξειδωτικό είδος (αντίδραση τύπου II). Οι τύποι αντιδράσεων I και II είναι δυνατό να συνυπάρχουν. Το ποσοστό συμμετοχής των δύο διαδικασιών επηρεάζεται ισχυρά από το είδος του φωτοευαισθητοποιητή, το υπόστρωμα, τη συγκέντρωση του οξυγόνου καθώς επίσης από τη δυνατότητα πρόσδεσης του φωτοευαισθητοποιητή στο υπόστρωμα. Τα φωτοτοξικά παράγωγα (μονήρες οξυγόνο ή/και ελεύθερες ρίζες), έχουν ως αποτέλεσμα την καταστροφή του όγκου. Επίσης δεν πρέπει να παραλείψουμε την επίδραση στα ερυθρά αιμοσφαίρια.

Η επίδραση της ΦΔΘ στο ερυθρά αιμοσφαίρια είναι ιδιαίτερα σημαντική, γιατί έχει ως αποτέλεσμα βλάβες στο αγγειακό σύστημα τροφοδοσίας των καρκινικών όγκων. Πιο συγκεκριμένα προκαλεί διόγκωση των ερυθροκυττάρων και αύξηση της ακαμψίας τους, καθώς και μεμβρανικές βλάβες, με συνέπεια την εμφάνιση θρόμβων και αιμόστασης. Στο επίπεδο των ιστών και των οργάνων έχει δειχθεί ότι η κυριότερη συνέπεια της φωτοδυναμικής θεραπείας είναι η βλάβη των αγγείων του ιστού, που εκδηλώνεται κλινικά με ελάττωση της αιματικής ροής, αιματική στάση και θρόμβωση, ως αποτέλεσμα της κυτταροτοξικής δράσης της ΦΔΘ στο αγγειακό ενδοθήλιο. Αυτές οι αλλοιώσεις είναι το παθοφυσιολογικό υπόβαθρο τόσο των εφαρμογών της φωτοθρόμβωσης [26,27] όσο και των εφαρμογών της ΦΔΘ στην ογκολογία [28,29,30]. Ειδικότερα, η ανταπόκριση των κακοηθών όγκων στη φωτοδυναμική θεραπεία φαίνεται πως είναι κυρίως αποτέλεσμα της καταστροφής των τροφοφόρων αγγείων τους και λιγότερο αποτέλεσμα απευθείας κυτταροτοξικής δράσης της θεραπείας στα νεοπλασματικά κύτταρα [31]. Με την πρόσφατη καλύτερη κατανόηση του μηχανισμού της δράσης της ΦΔΘ, των πηγών φωτός και των συστημάτων μεταφοράς φωτός καθώς και την ανάπτυξη φωτοευαισθητοποιητών με βελτιωμένη επιλεκτικότητα και ενεργοποίηση [32,33], έχουν επεκταθεί οι πιθανές θεραπευτικές χρήσεις της ΦΔΘ σε μη ογκολογικές εφαρμογές [34 έως 39]. στο πεδίο της οφθαλμολογίας, η ΦΔΘ έχει ήδη εφαρμοσθεί για τον περιορισμό της χοριοειδής νεοαγγείωσης και για την αντιμετώπιση του ηλικιακού εκφυλισμού της ωχράς κηλίδας [34].



Σχ.3.18. Τομή αγγείου πριν και μετά την ακτινοβολήση .

Χαρακτηριστική για τις ιστολογικές συνέπειες που έχει η ΦΔΘ, είναι η Εικόνα του Σχ.3.18. όπου απεικονίζεται η ιστολογική δομή πειραματόζωου στο οποίο έχει χορηγηθεί φωτοευαισθητοποιητής, πριν την ακτινοβολήση με φως και αμέσως μετά τη ΦΔΘ. Ο ακτινοβολούμενος ιστός, συχνά παρουσιάζει συγκέντρωση αιμοπεταλίων και μειωμένη ροή αίματος.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο : ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

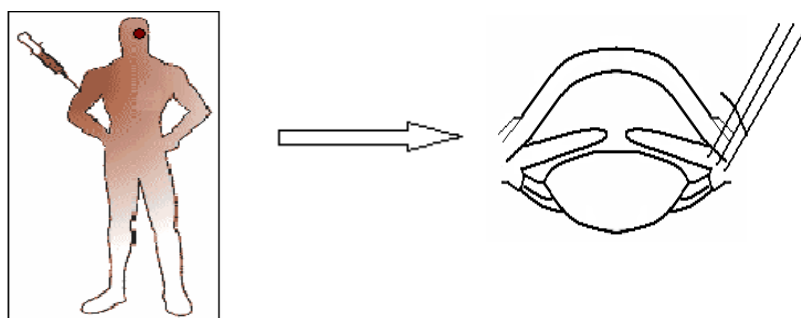
4.1. Σκοπός

Σκοπός κάθε επέμβασης για τη θεραπεία του γλαυκώματος είναι η ελάττωση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Ένας τρόπος πραγματοποίησης αυτού του στόχου είναι η ελάττωση της παραγωγής του υδατοειδούς υγρού με την καταστροφή κάποιου μέρους του ακτινωτού σώματος (κυκλοκαταστροφή). Η κυκλοκαταστροφή είναι δυνατόν να επιτευχθεί είτε με τη βοήθεια της ακτινοβολίας είτε με κάποιο άλλο τρόπο (π.χ. θερμικό, μικροκύματα κλπ.). Μέχρι πρόσφατα η κυκλοκαταστροφή με ακτινοβολία Laser υπονοούσε φωτοπηξία, δηλαδή θερμική καταστροφή του ιστού.

Στο ΒΕΜΜΟ της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Κρήτης βρίσκεται σε ανάπτυξη η νέα τεχνική κυκλοκαταστροφής δηλαδή ελάττωση της παραγωγής του υδατοειδούς υγρού με τη βοήθεια της φωτοδυναμικής θεραπείας.

Η τεχνική αυτή γενικά περιγράφεται ως εξής :

Πρώτα εισάγεται διάλυμα ορού Φωτοευαισθητοποιητή. Έπειτα από την πάροδο 1min και με τη βοήθεια ενός Laser ακτινοβολείτε ο σκληρός. Η χρονική καθυστέρηση του 1min είναι αναγκαία προκειμένου να φθάσει ο φωτοευαισθητοποιητής στο επιθυμητό σημείο (ακτινωτό σώμα). Τότε με Laser κατάλληλου μήκους κύματος (ανάλογα με τον Φωτοευαισθητοποιητή) ακτινοβολείται διασκληρικά το ακτινωτό σώμα για 5min. Η εκπεμπόμενη δέσμη του Laser ενεργοποιεί τον Φωτοευαισθητοποιητή και μέσω των αντιδράσεων που προκαλούνται συνίσταται η καταστροφή ή η θρόμβωση κάποιων αγγείων του ακτινωτού σώματος (Σχ.4.1.).



Σχ.4.1. Διαδικασία με διασκληρική ακτινοβολήση

Έτσι ένα τμήμα του ακτινωτού σώματος του οφθαλμού δεν θα παράγει υδατοειδές υγρό μέχρις ότου να λειτουργήσουν ξανά τα κατεστραμμένα αγγεία. Η διάρκεια της καταστροφής, πιθανόν να διατηρηθεί μέχρι 3 μήνες, αν κρίνουμε βάσει ανάλογων αποτελεσμάτων της ΦΔΘ σε θεραπείες άλλων ασθενειών.

Η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία αποτελεί ένα τμήμα της ανάπτυξης της τεχνικής της διασκληρικής ακτινοβολήσης του ακτινωτού σώματος με διοδικό Laser μέσω οπτικών ινών και βασικός της σκοπός είναι η τεχνολογική υποστήριξη της πειραματικής διαδικασίας, η μελέτη των δυνατοτήτων βελτιστοποίησης της πειραματικής διάταξης καθώς και της τεχνικής της πολλαπλής ακτινοβολήσης. Αναφέρεται κυρίως στα συστήματα μεταφοράς δέσμης Laser και ειδικά στο σύστημα μεταφοράς δέσμης Laser με πολλαπλές οπτικές ίνες. Στις διατάξεις συγκράτησης και κατεύθυνσης των οπτικών ινών και σε βοηθητικές διατάξεις για τη βελτίωση του αποτελέσματος.

4.2. Ανάλυση των τεχνικών κυκλοκαταστροφής (cyclodestruction)

Οι τεχνικές κυκλοκαταστροφής κατατάσσονται σε δυο κατηγορίες:

- Στις τεχνικές εξ' επαφής και
- στις τεχνικές εξ' αποστάσεως.

Ενώ στις τεχνικές εξ' αποστάσεως, η ακτινοβολία του Laser μεταφέρεται μέσω των οπτικών μέσων μιας σχισμοειδούς λυχνίας, συχνά με την βοήθεια φακών επαφής, η μέθοδος εξ' επαφής πλεονεκτεί λόγω της μεταφοράς ακτινοβολίας με τη χρήση οπτικών ινών. Ημισφαιρικοί μικροφακοί στα άκρα των οπτικών ινών ενισχύουν το αποτέλεσμα κυκλοκαταστροφής. Επίσης η ενέργεια του Laser μπορεί να μεταφέρεται άμεσα με τη χρήση ενδοσκοπικών συστημάτων. Πιθανά πλεονεκτήματα της κυκλοκαταστροφής με χρήση οπτικών ινών προκύπτουν από μελέτη των φυσικών αποτελεσμάτων.

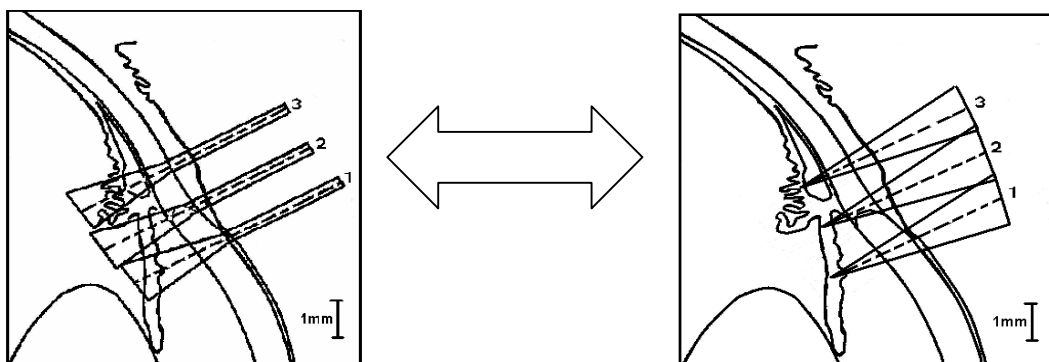
Έχει αποδειχτεί ότι απαιτείται πέντε φορές περίπου περισσότερη ενέργεια για το ίδιο αποτέλεσμα (κυκλοκαταστροφή) με χρήση συμβατικού οπτικού συστήματος [50].

Σύμφωνα με πειράματα που έγιναν για τη σύγκριση των δυο συστημάτων μεταφοράς δέσμης Laser τα αποτελέσματα έδειξαν τα εξής:

- Το σύστημα με οπτικές ίνες έχει μικρότερη σκέδαση άρα μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα ενώ σ' ένα τυπικό οπτικό σύστημα έχουμε μεγάλη σκέδαση της δέσμης απ' τον σκληρό με αποτέλεσμα την απώλεια μεγάλου τμήματος της ακτινοβολίας.
- Στο σύστημα με οπτικές ίνες, κατά την πίεση του σκληρού προκαλείται αύξηση της διαφάνειάς του και κατά συνέπεια αύξηση της διαπερατότητας του σκληρού. [40,41].
- Στο σύστημα με οπτικές ίνες, σημαντικό πλεονέκτημα είναι η δυνατότητα τοποθέτησης του ακροσωληνίου σε οποιαδήποτε γωνία ενώ στην περίπτωση ενός τυπικού οπτικού συστήματος έχουμε μικρή γωνία ακτινοβολήσης και συνεπώς μειωμένη δυνατότητα επίδρασης στο ακτινωτό σώμα.

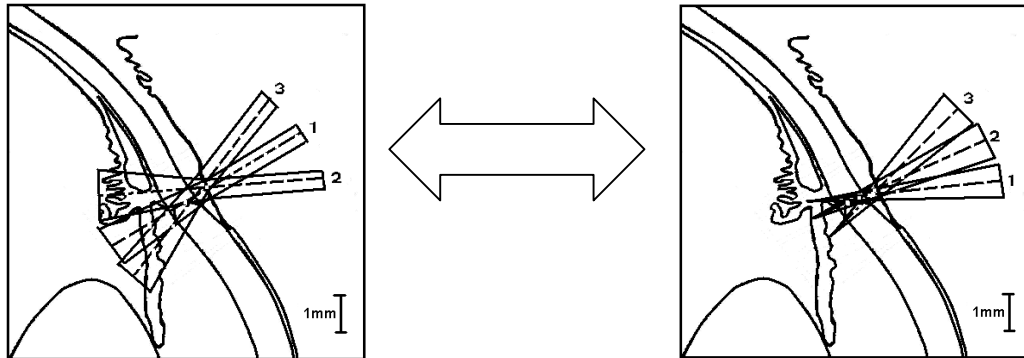
Όμως εύκολα φθείρεται το άκρο της ίνας όταν έρχεται σε επαφή με το σκληρό [42], τότε διακρίνεται πτώση στην ενέργεια τότε το κατεστραμμένο άκρο κόβεται και αντικαθίσταται με άλλο άκρο τέλει επιφάνειας. Επίσης κατά την επέμβαση το άκρο της ίνας πρέπει να είναι καθαρό για να αποφευχθεί η μόλυνση [43].

Τα σχήματα που ακολουθούν δείχνουν ακριβώς τα πλεονεκτήματα της διάταξης με οπτικές ίνες (τεχνική εξ' επαφής).



Σχ.4.2. Ακτινοβολήση με γωνία 90° ως προς το βολβό με και χωρίς οπτική ίνα.

Στο Σχ.4.2. φαίνονται τρεις ακτινοβολήσεις που διαφέρουν ως προς την απόσταση τοποθέτησης της οπτικής ίνας υπό γωνία 90° ως προς το βολβό και αντίστοιχα ακτινοβολήση στα ίδια σημεία χωρίς οπτική ίνα.



Σχ.4.3. Ακτινοβολήση με διαφορετική κλίση και κατεύθυνση με και χωρίς οπτική ίνα.

Στο Σχ.4.3. φαίνονται τρεις ακτινοβολήσεις που διαφέρουν ως προς την κλίση και την κατεύθυνση μέσω οπτικής ίνας και αντίστοιχα ακτινοβολήση στα ίδια σημεία χωρίς οπτική ίνα.

4. 3 Περιγραφή της διάταξης για τη ΦΔΘ του ακτινωτού σώματος

4.3.1) Επιλογή του Laser

Η επιλογή του κατάλληλου Laser έγινε με κριτήρια που βασίζονται στα χαρακτηριστικά του Φωτοευαισθητοποιητή καθώς και σε ορισμένες ιδιότητες του οφθαλμού.

Το μήκος κύματος θα έπρεπε να είναι μεταξύ των 670 και 690nm, βάσει των υπάρχοντων φωτοευαισθητοποιητών. Δηλαδή θα επιλεγόταν η τιμή των 670nm στην περίπτωση που χρησιμοποιούσαμε φθαλοκυανίνη, ενώ η τιμή των 690nm θα επιλεγόταν στην περίπτωση που ο φωτοευαισθητοποιητής θα ήταν η Visudyne.

Τα Laser που καλύπτουν αυτά τα μήκη κύματος είναι τα διοδικά.

Ως προς την ισχύ, η απαίτηση ήταν να έχει υψηλή τιμή, ώστε το επιθυμητό αποτέλεσμα να επιτυγχανόταν σε μικρό χρονικό διάστημα. Επίσης ήταν επιθυμητή η μεγάλη τιμή της ισχύος διότι περίπου ένα ποσοστό της τάξης του 50% σκεδάζετε στο σκληρό [42,43,44]. Ταυτόχρονα όμως έπρεπε να προσεχθεί και η συνολικά εκπεμπόμενη ισχύς, για να μην δημιουργηθεί θερμική καταστροφή του σκληρού, καθώς και επίσης ανεπιθύμητη πήξη του αμφιβληστροειδή [45,46]. Τα διοδικά Laser πάλι διαθέτουν μεγάλη ποικιλία τιμών ισχύος.

Με τον όρο απόκλιση της δέσμης εννοούμε το άνοιγμα της δέσμης του Laser με την αύξηση της απόστασης. Η απόκλιση πρέπει να είναι μικρή, προκειμένου να αποφεύγεται η εξάπλωση της ακτινοβολίας σε μεγάλο τμήμα του σκληρού.

Κάτι τέτοιο θα ήταν ανεπιθύμητο μιας και θα συνεπαγόταν αδυναμία πλήρους χειρισμού απ' την πλευρά του γιατρού, με αποτέλεσμα να καταστρέφει μεγαλύτερο τμήμα του ακτινωτού απ' το επιθυμητό.

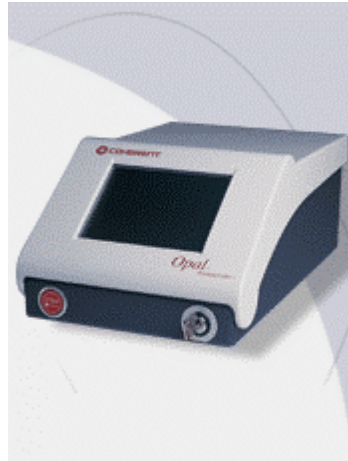
Με τον όρο εύρος φάσματος πηγής είναι μια κλίμακα που αποτελείται από μία σειρά μηκών κύματος με κέντρο το μήκος κύματος κορυφής. Εννοούμε δηλαδή τα δυνατά μήκη κύματος που μπορεί να έχει το Laser εκτός απ' το κύριο μήκος κύματος και ουσιαστικά δείχνει την απόκλιση που μπορεί να έχει το μήκος κύματος που χαρακτηρίζει τη δέσμη του Laser. Στο πείραμα αυτό απαιτείται η επιλογή μικρού εύρους προκειμένου το Laser να εκπέμπει στην περιοχή με τη μέγιστη απορρόφηση απ' τον Φωτοευαισθητοποιητή. Όσον αφορά τα κατασκευαστικά χαρακτηριστικά (διαστάσεις, τρόπος τοποθέτησης, τρόπος σύνδεσης με την οπτική ίνα) των διοδικών Laser, είναι σε μεγάλο βαθμό παρόμοια.

Μερικά διοδικά Laser στην αγορά (διάφορα μοντέλα), το μήκος κύματος, η ισχύς, το φασματικό εύρος και η απόκλιση δέσμης που παρουσιάζουν καταγράφονται στον παρακάτω Πίνακα.

Μοντέλο	Εταιρεία	Μήκος κύματος (nm)	Φασματικό εύρος (nm)	Ισχύς (mW)	Απόκλιση δέσμης
Visulas 690s	Coherent	690	5	400	4 ⁰ x 4 ⁰
TOLD 9225 M	Toshiba	670	5	10	8 ⁰ x 18 ⁰
RSF671-150P	Intelite Inc.	670	10	150	8 ⁰ x 8 ⁰
LD1248	Power Technology Inc.	670	5	10	8 ⁰ x 8 ⁰
ML 1012R	Mitsubishi	690	10	35	9.5 ⁰ x 20 ⁰
DL 3149-070	Sanyo	690	5	5	8.5 ⁰ x 37 ⁰
LD1340	Power Technology Inc.	690	5	35	8 ⁰ x 8 ⁰
DL 3149-054	Sanyo	670	5	5	8 ⁰ x 33 ⁰

Πίνακας : Μοντέλα διοδικών Laser.

Μετά την ανάλυση και σύγκριση των διαφόρων Laser υπήρχαν 2 Laser που τηρούσαν τις προδιαγραφές που αναφέραμε: Ένα γερμανικής εταιρίας και το διοδικό Laser Visulas 690s της Coherent που φαίνεται στο Σχ.4.4.
(Το Lumenis σχεδίασε το opal Photo activator).



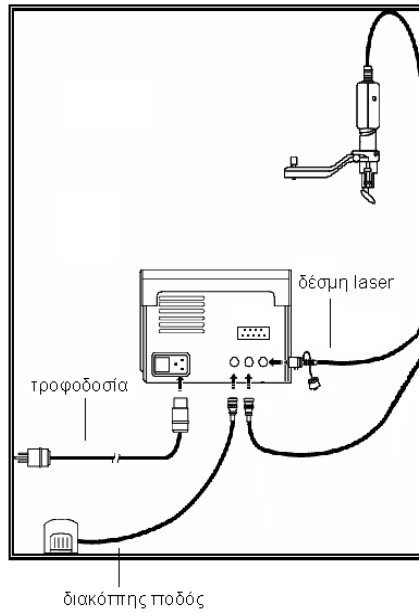
Σχ.4.4. Laser Visulas 690s της Coherent

Το Laser Visulas 690s της Coherent είναι το σύστημα μεταφοράς της δέσμης του Laser μέσα στο βυθό του οφθαλμού και αποτελείται από τον συνδυασμό ενός διοδικού Laser και μιας σχισμοειδούς λυχνίας.

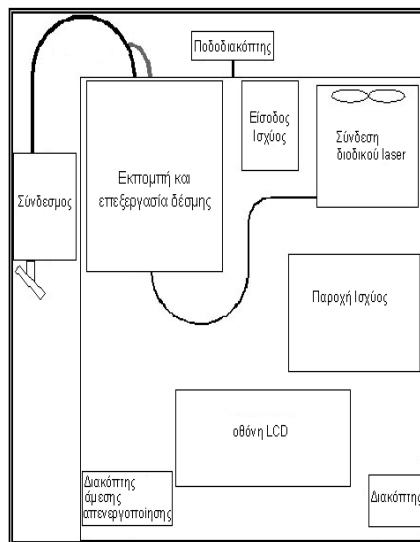
Η σχισμοειδής λυχνία είναι ένα μικροσκόπιο με μια πηγή φωτός προσαρμοσμένη έτσι ώστε να επιτρέπει στο γιατρό να εξετάσει τον οφθαλμό υπό μεγέθυνση.

Εδώ έχει γίνει προσαρμογή του αναφερόμενου συστήματος Visulas 690s, για διασκληρική ακτινοβόληση μέσω οπτικών ινών, εφαρμογή που δεν προβλεπόταν απ' την κατασκευαστική εταιρεία.

Στο Σχ.4.5. φαίνεται η οπίσθια όψη του Visulas και οι συνδέσεις του με την τροφοδοσία σχισμοειδή λυχνία και τον ποδοδιακόπτη, και στο Σχ.4.6. ένα block διάγραμμα του συστήματος του διοδικού Laser.



Σχ.4.5. Οπίσθια όψη του Visulas 690s



Σχ.4.6. Block διάγραμμα του Visulas 690s.

Χαρακτηριστικά

Το μήκος κύματος στο οποίο εκπέμπει είναι κατάλληλο για την ενεργοποίηση της Visudyne, μιας και εκπέμπει στα 690 nm, όπου και η Visudyne έχει τη μέγιστη απορρόφηση και ενεργοποίηση. Η εκπεμπόμενη ισχύς 400 mW κρίθηκε αρκετά υψηλή μιας και θεωρήθηκε αρκετή για την επίτευξη του επιθυμητού σκοπού.

Ο υπολογισμός της επιθυμητής ισχύος έγινε με τα παρακάτω κριτήρια :

Η σκέδαση της ακτινοβολίας στο σκληρό, είναι της τάξης του 50%.

Η διάρκεια της επέμβασης, η οποία θα διαρκούσε 5 min.

Η συνολικά εκπεμπόμενη επιθυμητή ακτινοβολία, που θα ήταν περίπου 100-120 J.

Απ' τα προηγούμενα κριτήρια η ισχύς εξόδου θα πρέπει να ήταν περίπου 335-400 mW.

Ως προς την απόκλιση της δέσμης, οι προδιαγραφές του συγκεκριμένου

Laser κρίθηκαν ιδιαίτερα ικανοποιητικές (4° x 4°). Όπως διαπιστώθηκε, είναι απ' τις μικρότερες στην αγορά αλλά επίσης και απ' τις μικρότερες που έχουν χρησιμοποιηθεί σε διασκληρική ακτινοβολήση κατά την ΦΔΘ [47,48].

Το εύρος της γραμμής είναι ± 5 nm, κάτι που σημαίνει ότι η εκπεμπόμενη δέσμη μπορεί να έχει μήκος κύματος από 685 nm μέχρι 695 nm. Κάτι τέτοιο, όπως φαίνεται και απ' το αντίστοιχο διάγραμμα της Visudyne, επιτυγχάνει σημαντικά ποσοστά απορρόφησης, που κυμαίνονται από 80 μέχρι 100%.

Φυσικά δεν πρέπει να παραλειφθεί ως επιστέγασμα των πλεονεκτημάτων του Visulas 690s, έναντι των υπολοίπων διοδικών Laser τη δυνατότητα ρύθμισης κάποιων χρήσιμων παραμέτρων για τον χειριστή. Οι παράμετροι αυτοί είναι :

- Η διάμετρος της ακτινοβολούμενης δέσμης η οποία μπορεί να είναι από 800 μm μέχρι και 6400 μm . Εκτός απ' την μικρότερη τιμή, χρήσιμες μπορεί να φανούν και οι μεγαλύτερες τιμές, μιας και μπορεί να έχουν εναλλακτικές χρήσεις όπως για παράδειγμα στα πρώτα δοκιμαστικά στάδια των πειραμάτων και προκειμένου να υπάρξει βεβαιότητα για την ενεργοποίηση του Φωτοευαισθητοποιητή.
- Η ρύθμιση της εκπεμπόμενης πυκνότητας ισχύος, η οποία μπορεί να κυμαίνεται από 50 mW/cm^2 μέχρι 600 mW/cm^2 . Ανάλογη ρύθμιση μπορεί να γίνει και με J/cm^2 ως μονάδα μέτρησης.
- Υπολογισμός της συνολικά εκπεμπόμενης ισχύος σε W και σε J/cm^2 .
- Προγραμματισμός συνολικού χρόνου ακτινοβολήσης με τη ρύθμιση κατάλληλου χρονομέτρου αντίστροφης μέτρησης με δυνατότητα ρύθμισης από 8sec μέχρι 1200sec.

Ένας σημαντικός παράγοντας επιλογής του συστήματος Visulas 690s της Coherent ήταν η δυνατότητά του να ομογενοποιεί την εκπεμπόμενη δέσμη.

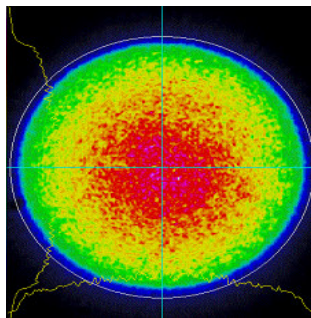
Πιο συγκεκριμένα το σύστημα Visulas 690s περιλαμβάνει τον ομογενοποιητή της δέσμης, ο οποίος μετατρέπει την κατανομή της δέσμης κατά μήκος και παράλληλα με τον κεντρικό άξονα της δέσμης.

Έτσι η δέσμη που αρχικά είχε σημαντικά υψηλότερη πυκνότητα ισχύος στην παραξονική περιοχή συγκρινόμενη με την πυκνότητα ισχύος στην περιφέρεια Σχ.4.7.

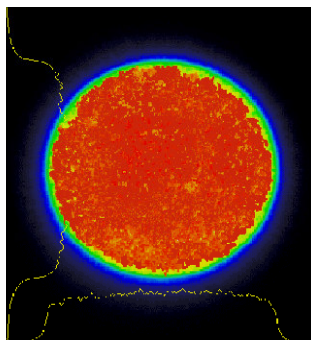
Μετά την ομογενοποίηση της, παρουσιάζει πολύ πιο ομοιόμορφη κατανομή της ακτινοβολίας Σχ.4.8. Συνεπώς μετά την ομογενοποίηση της δέσμης, η επιφάνεια που καλύπτει η δέσμη πάνω στο σκληρό δέχεται την ίδια ισχύ σε κάθε σημείο.

Να σημειωθεί ότι το Visulas προσδιορίζεται είναι για ακτινοβολήση του βυθού.

Η χρήση του Visulas 690S της Coherent για διασκληρική ακτινοβολήση έχει γίνει πρώτη φορά.



Σχ.4.7. Μη ομογενοποιημένη δέσμη (Ημιτονοειδής συμπεριφορά) .

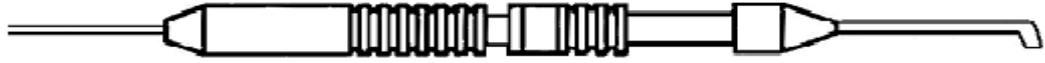


Σχ.4.8. Ομογενοποιημένη δέσμη.

4.3.2) Χρήση οπτικών ινών στη ΦΔΘ του ακτινωτού σώματος

Το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε στα αρχικά πειράματα ΦΔΘ στην ακτινοβολήση ιστού είναι η φθηνότερη οπτική ίνα: Μια απλή οπτική ίνα με επίπεδο άκρο και επίπεδες επιφάνειες εισόδου και εξόδου [50,58,59].

Η συσκευή οδήγησης της δέσμης Laser στο σκληρό παρουσιάζεται στο παρακάτω Σχ.4.9.



Σχ.4.9. Συσκευή οδήγησης δέσμης Laser.

Αποτελείται από :

- Την οπτική ίνα χαλαζία με διάμετρο 200μm.
- Το τμήμα οδήγησης της δέσμης που ονομάζεται στείλεός και αποτελείται από οπτική ίνα με διάμετρο πυρήνα 600 μm και προστατευτικό περίβλημα 720 μm. Το προστατευτικό περίβλημα χρησιμεύει για προστασία και σταθερότητα.
- Τη χειρολαβή, η οποία είναι κατασκευασμένη από ατσάλι.

Τα βασικά μέρη του ακροσωληνίου (κεντρικό- περιφερειακό και το άκρο του) φαίνονται στο Σχ.4.10.



Σχ.4.10. Βασικά τμήματα ακροσωληνίου.

Η ίνα προεξέχει 0,5 mm απ' το μεταλλικό περίβλημα, αυξάνοντας έτσι την εξάπλωση της πίεσης στο σκληρό και κατά συνέπεια την διαπερατότητα του σκληρού. Επίσης η προεξοχή της ίνας προστατεύει και από πιθανή μετακίνηση της συσκευής.

Το ακροσωλήνιο λοιπόν παίζει μεγάλο ρόλο στη βελτιστοποίηση της τεχνικής της ακτινοβολήσης και πιο συγκεκριμένα στην αύξηση της αποτελεσματικότητας μέσω της εφαρμογής πίεσης στο σκληρό οπότε σημαντικός παράγοντας της επιλογής ήταν η ύπαρξη του ακροσωληνίου. Προτιμότερη ήταν η κατασκευή μιας ειδικής διάταξης για συγκράτηση της οπτικής ίνας.

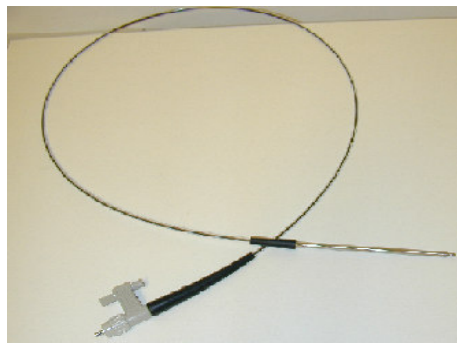
Αυτή η διάταξη θα παίξει δύο βασικούς ρόλους :

- Προσανατολισμός της ίνας ως προς την ακτινοβολούμενη επιφάνεια.
- Ρύθμιση της πίεσης της ίνας στο σκληρό.

4.3.3) Συστήματα μεταφοράς δέσμης Laser

Ως συστήματα μεταφοράς της δέσμης Laser έχει γίνει αρχικά η προσαρμογή δύο διαφορετικών συστημάτων :

- Σύστημα μεταφοράς της δέσμης Laser με τη βοήθεια της οπτικής ίνας 103-E40JG.



Σχ.4.11. Οπτική ίνα 103-E40JG.

Η ισχύς εξόδου της ίνας ήταν 20 mW. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων δεν ήταν ικανοποιητικά.

- Σύστημα μεταφοράς της δέσμης Laser με τη βοήθεια της οπτικής ίνας IRIS Medical Endoprobe (κατάλληλη για ενδοφωτοπηξία) της IRIDEX.



Σχ.4.12. Οπτική ίνα IRIS Medical Endoprobe

Η οπτική ίνα έχει μήκος 3m προκειμένου να είναι ιδιαίτερα εύκαμπτη και άνετη στη χρήση. Η ισχύς εξόδου στο άκρο της ήταν 80 mW. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων, αυτή τη φορά ήταν ικανοποιητικά.

Μετά από μελέτες κρίθηκε σκόπιμο να χρησιμοποιηθεί ένα σύστημα μεταφοράς δέσμης Laser με πολλαπλές οπτικές ίνες (μέχρι 7).

Για να επιτευχθεί ο σκοπός αυτός, σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε η διάταξη οπτικών ινών με διακλάδωση της αρχικής οπτικής ίνας σε 7 τερματικές οπτικές ίνες. Σ' αυτή τη διάταξη, η ισχύς εξόδου του διοδικού Laser μοιράζεται ισόποσα σε 7 τερματικές ίνες για ταυτόχρονη ακτινοβολή της επιφάνειας του οφθαλμού σε 7 διαφορετικά σημεία.

Η κατασκευή μια τέτοιας διάταξης ήταν σημαντική γιατί γνωρίζουμε ότι η ενδοφθάλμια φλεγμονή αυξάνεται ανάλογα με την έκταση της ακτινοβολήσης της κατεστραμμένης περιοχής, κάτι δηλαδή που θα επιτευχθεί με την ταυτόχρονη ακτινοβολή με περισσότερες από μία οπτικές ίνες.

Έτσι θα ελαττωθεί ο συνολικός χρόνος της ακτινοβολήσης, κάτι που αποτελεί άνεση για τον ασθενή.

Η διάταξη με περισσότερες από μία οπτικές ίνες χρησιμοποιήθηκε προκειμένου η ισχύς στην έξοδο της κάθε οπτικής ίνας να είναι 60 mW.

Επειδή το Laser έχει ισχύ εξόδου 400 mW αποφασίστηκε η διάταξη να αποτελείται από 7 οπτικές ίνες που η καθεμιά θα έχει ισχύ εξόδου περίπου 60 mW.

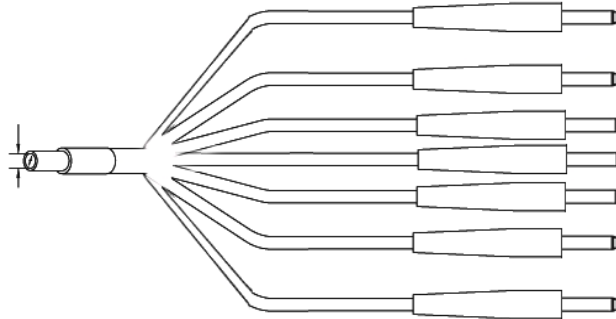
Γι' αυτό το σκοπό σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε από ειδικό εργαστήριο η παρακάτω διάταξη οπτικών ινών (τύπος CSA HSXPO TUBING SUMITUBE).

- Σύστημα μεταφοράς της δέσμης laser με πολλαπλές οπτικές ίνες.



Σχ.4.13. Διάταξη 7 οπτικών ινών.

Στο Σχ.4.14. φαίνεται ένα σχεδιάγραμμα της σύζευξης των οπτικών ινών στη διάταξη με πολλαπλές οπτικές ίνες.



Σχ.4.14. Σχέδιο σύζευξης 7 οπτικών ινών.

Σημαντικός παράγοντας επιλογής των οπτικών ήταν και ο συνδετήρας που θα έπρεπε να έχουν. Επειδή το laser Visulas 690s εκπέμπει τη δέσμη του μέσα από οπή ειδικά διαμορφωμένη για συνδετήρα ST, έπρεπε και η οπτική ίνα να καταλήγει σε αντίστοιχο συνδετήρα. Ο συνδετήρας ST αποτελείται από ένα στριφογυριστό και κλειδωμένο αιχμηρό συζεύκτη που συγκρατεί την ίνα και τον συνδετικό κρίκο από την περιστροφή κατά την διάρκεια πολλαπλών συνδέσεων. Παρέχει σταθερότερη απώλεια παρεμβολής, πολύ καλά χαρακτηριστικά, κόστος και επίδοση.

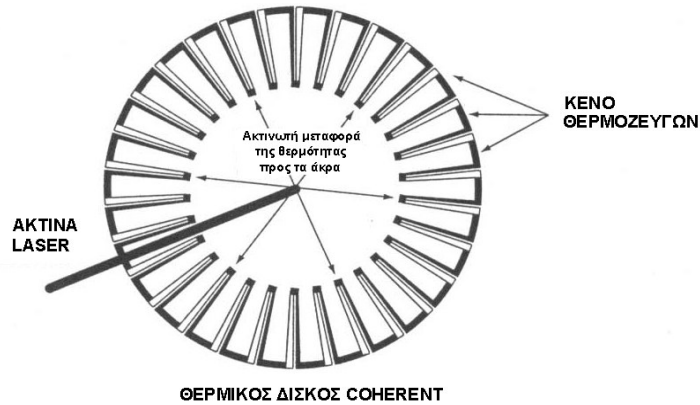
4.3.4) Μετρητής ισχύος της ακτινοβολίας

Το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση και καταγραφή της ισχύος εξόδου, ήταν ο μετρητής ισχύος Laser Mate της Coherent.

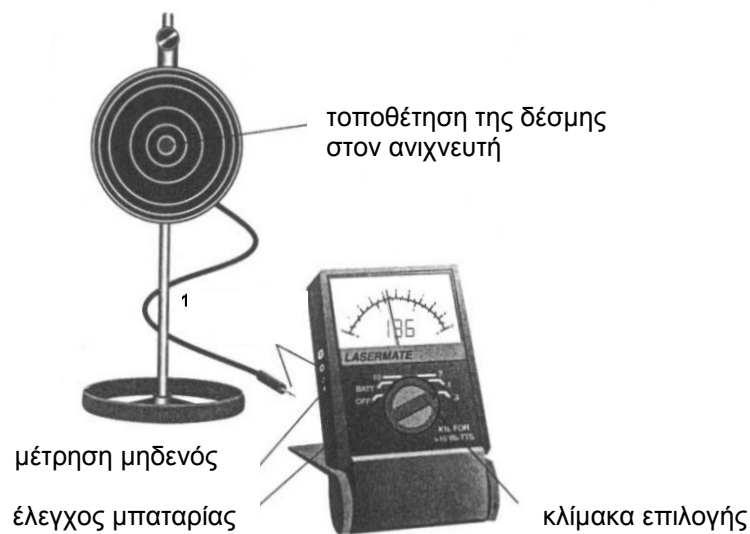
Η μετρούμενη κάθε φορά ισχύς, είναι αυτή η οποία ακτινοβολείτε και στον σκληρό του οφθαλμού των κουνελιών. Η λειτουργία του αισθητήρα βασίζεται στη ύπαρξη θερμοζευγών. Κάθε θερμοζεύγος παράγει μια τάση ανάλογη της θερμοκρασιακής του διαφοροποίησης.

Όταν τα θερμοζεύγη είναι στην ίδια θερμοκρασία, το άθροισμα των παραγόμενων τάσεων είναι μηδέν. Όταν ο θερμικός δίσκος θερμαίνεται από την ενέργεια του Laser, η θερμότητα μεταφέρεται ακτινωτά απ' το κέντρο στο άκρο του δίσκου, δημιουργώντας μια θερμοκρασιακή κλίμακα.

Ο συμμετρικός σχεδιασμός του θερμικού δίσκου αυτόματα κάνει την αναπαράσταση της δέσμης, χωρίς να είναι απαραίτητη η ανάγκη ευθυγράμμισης της ακτίνας (Σχ.4.15).



Σχ.4.15. Θερμικός δίσκος του μετρητή ισχύος.



Σχ.4.16. Βασικά τμήματα του μετρητή ισχύος.

Τα χαρακτηριστικά λειτουργίας του μετρητή ισχύος φαίνονται παρακάτω:

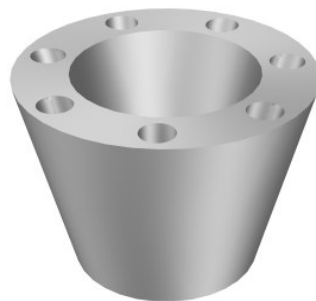
- Μετρούμενο μήκος κύματος: 0,25 – 1,5μm
- Κλίμακες μέτρησης: 0,003 , 0,01 , 0,1 , 0,3 και 1W
- Ταχύτητα ανταπόκρισης(ρυθμιζόμενη): <1sec
- Ακρίβεια: ± 5 %
- Διάμετρος της μετρούμενης δέσμης: 0,97 cm
- Διάμετρος κεφαλής: 6,99 cm
- Μέγιστη ισχύς ακτινοβολίας: 1 Watt

- Μέγιστη πυκνότητα ισχύος: $200\text{W}/\text{cm}^2$
- Εμβαδόν επιφάνειας αισθητήρα: $0,64\text{ cm}^2$

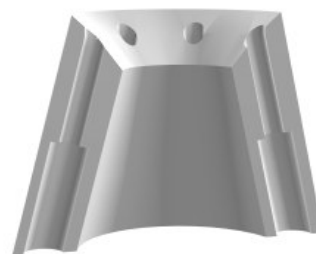
4.3.5) Διατάξεις συγκράτησης και κατεύθυνσης οπτικών ινών

Για τη σωστή συγκράτηση και εστίαση των οπτικών ινών χρησιμοποιήθηκε ειδική διάταξη τοποθέτησης των ινών. Σκοπός της διάταξης ήταν η ταυτόχρονη τοποθέτηση των οπτικών σε κυκλική διάταξη γύρω απ' τον οφθαλμό και πάνω στην περιοχή του σκληρού. Η κατασκευή της αρχικής διάταξης έγινε στο εργαστήριο του ΒΕΜΜΟ. Η διάταξη κατασκευάστηκε από αλουμίνιο και όπως φαίνεται και στα παρακάτω Σχ. 4.17. και 4.18. είναι κυκλικού σχήματος, με 7 οπές που καταλαμβάνουν όλο το πλάτος της διάταξης. Μέσα απ' αυτές τις οπές έχει τη δυνατότητα η οπτική ίνα να φθάσει στον οφθαλμό. Επίσης τοποθετήθηκε ράβδος από αλουμίνιο με σκοπό τον εύκολο χειρισμό απ' το γιατρό.

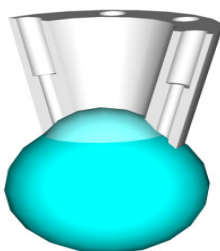
Παρακάτω ακολουθούν σχέδια της διάταξης.



Σχ.4.17. Αρχική διάταξη.



Σχ.4.18. Τομή διάταξης.



Σχ.4.19. Εφαρμογή διάταξης σε οφθαλμό.

Στα πειράματα που έγιναν η ιστολογική μελέτη δεν έδειξε κάποια επίδραση της ΦΔΘ στο ακτινωτό σώμα. Συμπεράναμε λοιπόν ότι τα αρνητικά αποτελέσματα οφείλονταν :

- Στη μεγάλη απόσταση τοποθέτησης μεταξύ των οπτικών ινών.
- Στην έλλειψη κατάλληλης κλίσης και
- στην αδυναμία ταυτόχρονης πίεσης των ινών επί του σκληρού.

Το τελευταίο συνέβαινε διότι μόλις πιέζονταν η διάταξη πάνω στο σκληρό, προκειμένου να αυξηθεί η διαπερατότητα του σκληρού[41,42,45], οι οπτικές ίνες οπισθοχωρούσαν μιας και δεν υπήρχε τρόπος συγκράτησής τους. Το αποτέλεσμα αυτής της οπισθοχώρησης ήταν η έλλειψη πίεσης των οπτικών ινών πάνω στο σκληρό.

Λόγω των προβλημάτων που παρατηρήθηκαν στην προηγούμενη διάταξη αποφασίστηκε ο σχεδιασμός και η κατασκευή ειδικής διάταξης τοποθέτησης των ινών.

Σκοπός της διάταξης ήταν η μικρότερη δυνατή απόσταση μεταξύ των οπτικών ινών, η κατάλληλη κλίση και η δυνατότητα συγκράτησης και ρύθμισης της επαφής των οπτικών ινών με το σκληρό. Έτσι τα στοιχεία της διάταξης ήταν η απόσταση μεταξύ των ινών, η κλίση τους σε σχέση με την επιφάνεια του σκληρού και η δυνατότητα ρύθμισης της τοποθέτησης της ίνας, έτσι ώστε αυτή να ακουμπά το σκληρό.

Η κατασκευή της διάταξης έγινε στο εργαστήριο του ΒΕΜΜΟ. Η διάταξη κατασκευάστηκε από αλουμίνιο και όπως φαίνεται στα παρακάτω σχήματα είναι ημικυκλικού σχήματος, με 7 οπές που καταλαμβάνουν όλο το πλάτος της διάταξης. Μέσα απ' αυτές τις οπές δύνεται η δυνατότητα στην οπτική ίνα να φθάσει στον οφθαλμό.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της διάταξης είναι :

- Η απόσταση μεταξύ των οπτικών ινών είναι η μικρότερη δυνατή
- Η κλίση είναι σχεδιασμένη βάσει του οφθαλμού του κουνελιού
- Οι βίδες σταθεροποιούν τις οπτικές ίνες και ρυθμίζουν την απόσταση του άκρου της ίνας απ' το τέλος της διάταξης.

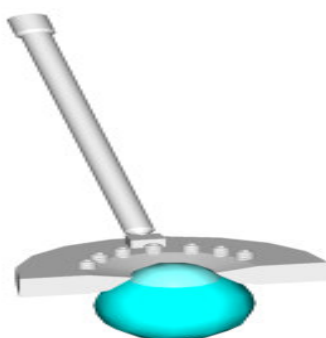
Και σ' αυτή τη διάταξη τοποθετήθηκε ράβδος από αλουμίνιο με σκοπό τον εύκολο χειρισμό απ' το γιατρό. Παρακάτω ακολουθούν σχέδια της διάταξης.



Σχ.4.20. Άποψη διάταξης.



Σχ.4.21. Τομή διάταξης.



Σχ.4.22. Εφαρμογή διάταξης σε οφθαλμό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο : ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΩΝ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΗΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

5.1. Δυνατότητες βελτιστοποίησης της πειραματικής διάταξης

5.1.1) Ανάλυση φυσικών παραγόντων

Το βασικό στην ΦΔΘ του ακτινωτού σώματος είναι να διατηρείται η μέγιστη δυνατή αναλογία της ενέργειας απορροφούμενης από το ακτινωτό σώμα προς την ενέργεια της προσπίπτουσας δέσμης. Η πιο σημαντική για την παρούσα ανάλυση γενική περιγραφή των οπτικών ιδιοτήτων του ιστού έγινε από τους Mueller et al [62]. Οι οπτικές ιδιότητες του σκληρού αναλύθηκαν από τους Rol et al [51] και τους Vogel et al [52].

Στις εργασίες αυτές προσδιορίστηκαν και υπολογίστηκαν η ολική διαπερατότητα, απορρόφηση και ανάκλαση, καθώς και η χωρική κατανομή της ακτινοβολίας Laser κατά τη διαδρομή της προς το ακτινωτό σώμα. Τον κυρίαρχο ρόλο σε αυτή τη διαδρομή παίζει η σκέδαση της ακτινοβολίας. Ο υπολογισμός της σκεδασμένης ακτινοβολίας μπορεί να πραγματοποιηθεί με μοντελοποίηση, δηλ. με χρήση της εξίσωσης μεταφοράς Boltzmann, του μοντέλου Kubelka-Munk και διαφόρων μοντέλων σχετικών με την θεωρία διάχυσης [63, 64].

Η κατανομή της ακτινοβολίας σε ιστό περιγράφεται με χρήση της θεωρίας μεταφοράς [63] η οποία περιγράφει την ισχύ του φωτός I (αριθμός των φωτονίων ανά μονάδα όγκου) ως συνάρτηση της θέσης r και της κατεύθυνσης της διάδοσης s :

$$(s \cdot \Delta)I(r, s) = -(\mu_s + \mu_a)I(r, s) + (\mu_s - \mu_a) \int_{4\pi} p(s, s')I(r, s')d\omega$$

Αυτή η ολοκληρωτική-διαφορική εξίσωση της μεταφοράς ακτινοβολίας χρειάζεται στοιχεία της απορρόφησης η οποία εξαρτάται από το μήκος κύματος (περιγράφεται με συντελεστή απορρόφησης μ_a σε μονάδες αντίστροφου μήκους) και της σκέδασης (περιγράφεται με συντελεστή σκέδασης μ_s σε μονάδες αντίστροφου μήκους), καθώς και της συνάρτησης πιθανότητας $p(s, s')$ η οποία περιγράφει τη σκέδαση από μια κατεύθυνση s προς την άλλη s' (σε μονάδες στερεάς γωνίας ω).

Με κατάλληλες οριακές συνθήκες, η λύση της εξίσωσης μεταφοράς παρέχει την πυκνότητα της ακτινοβολίας (Watt ανά επιφάνεια και στερεά γωνία) η οποία είναι το μέτρο της εστιακής πυκνότητας ισχύος διαδιδόμενης στην ορισμένη κατεύθυνση. Μια καλή προσέγγιση για την εκτίμηση της απορρόφησης είναι η απορρόφηση του νερού [65]. Η διαπερατότητα σε μήκος κύματος 442nm είναι 6%, σε μήκος κύματος 804nm – 35% και σε μήκος κύματος 1064nm – 53%. Σε μεγαλύτερα μήκη κύματος, όπως των Ho:YAG και Er:YAG Lasers, η διάδοση μειώνεται δραματικά [65]. Όμως, πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι με την άσκηση πίεσης στο σκληρό η διαπερατότητα αυξάνει έως και 100%, και έτσι από την άποψη διαπερατότητας του σκληρού οποιοδήποτε Laser μπορεί να χρησιμοποιείται για την διασκληρική ακτινοβολήση του οφθαλμού.

5.1.2) Μεταφορά ακτινοβολίας στο ακτινωτό σώμα

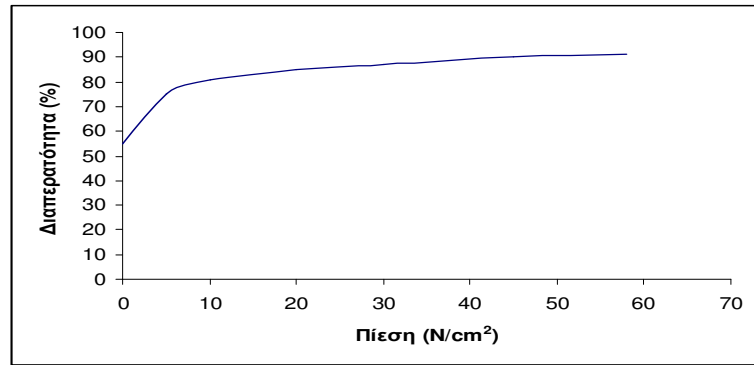
Μια οπτική ίνα περιτυλιγμένη με πλαστικό έχει χαμηλή εξασθένιση φωτός Laser, χαμηλή ενεργειακή απώλεια από το λύγισμά της, υψηλή ενέργεια και ανοχή ισχύος, καθώς και μεγάλο χρόνο ζωής [19,49].

Όταν η οπτική ίνα εισέρχεται σε ακροσωλήνιο αυτό της επιτρέπει να αυξάνει με ακρίβεια την πίεσή της προς τα εμπρός. Το ακροσωλήνιο είναι σχεδιασμένο, ώστε να εκπέμπει τη δέσμη, εστιασμένη σε γωνία 90° .

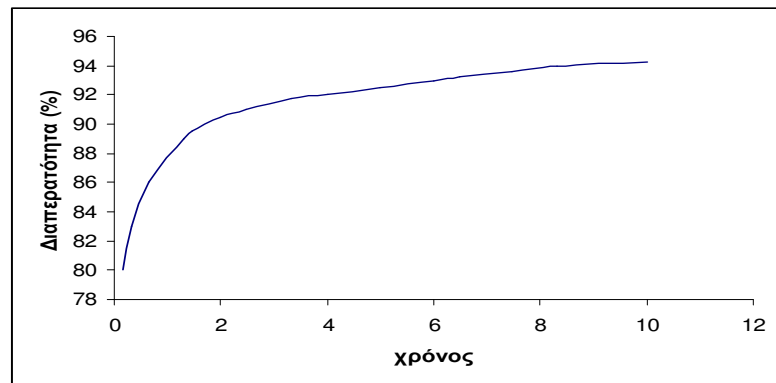
Το κυριότερο πλεονέκτημά του είναι η αποτελεσματικότητα στην αύξηση της διαφάνειας του σκληρού όταν πιέζει τον ιστό.

Το μέγεθος της πίεσης δεν καθορίζεται απ' τις οπτικές διαστάσεις όπως η διάμετρος του πυρήνα της ίνας, αλλά απ' την επιφάνεια που έρχεται σε επαφή και εξαρτάται απ' τη θέση, είτε απ' τη διάμετρο του καλύμματος (αν η ίνα προεξέχει) ή το μεταλλικό σωλήνα προστασίας της ίνας ή την εξωτερική διάμετρο του άκρου.

Παρατηρείται ότι η διαφάνεια του σκληρού αυξάνει συναρτήσει της εξάπλωσης της πίεσης σ' αυτόν [41,42,45] όπως δείχνει το Σχ.5.1. Έχει αποδειχθεί πειραματικά ότι η διαπερατότητα του σκληρού αυξάνεται και με τη διάρκεια εφαρμογής πίεσης στο σκληρό [45] όπως δείχνει το Σχ.5.2.



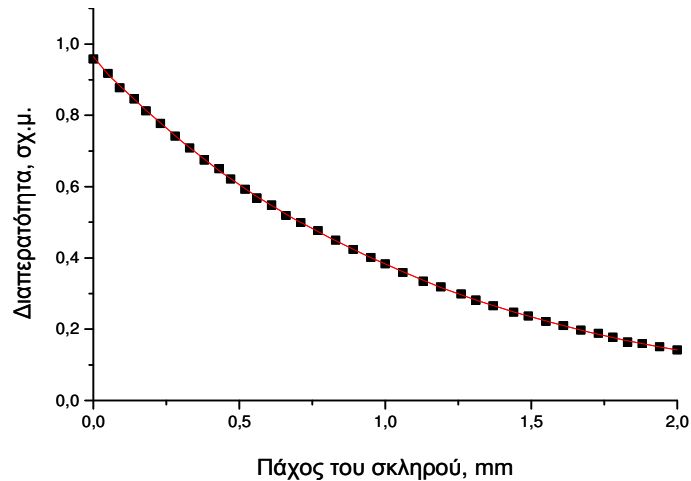
Σχ.5.1. Μεταβολή της διαπερατότητας του σκληρού σε συνάρτηση με τη εφαρμοζόμενη πίεση.



Σχ.5.2. Μεταβολή της διαπερατότητας του σκληρού σε συνάρτηση με τη χρονική διάρκεια της εφαρμοζόμενης πίεσης.

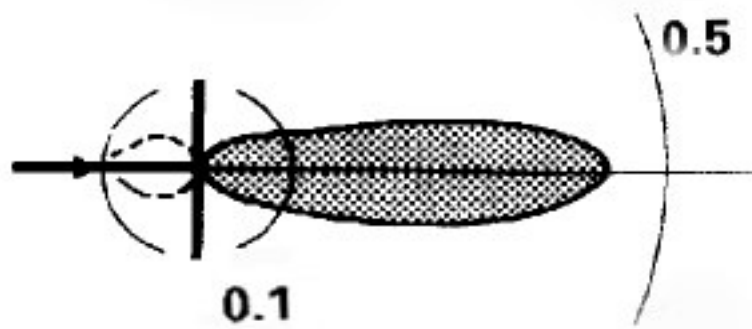
Ένας σημαντικός παράγοντας που προκαλεί την μείωση της επαναληψιμότητας της διασκληρικής κυκλοκαταστροφής είναι η εξάρτηση του αποτελέσματος από την μετάδοση του φωτός μέσα απ' τον σκληρό, η οποία εξαρτάται απ' το πάχος του σκληρού και το μήκος κύματος του χρησιμοποιούμενου Laser.

Το laser Nd:YAG, μήκους κύματος 1.064 nm, έχει μέγιστη οπτική διείσδυση στον σκληρό και ακολουθεί το διοδικό Laser [51,52]. Το Σχ.5.3. μας δείχνει πως μεταβάλλεται η διαπερατότητα του σκληρού (περιλαμβανομένης και της πρόσθιας διασποράς) συναρτήσει του πάχους, για το διοδικό Laser.



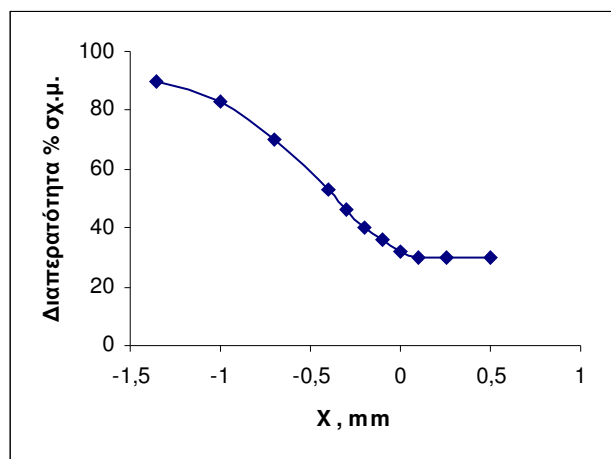
Σχ.5.3. Διαπερατότητα του σκληρού (περιλαμβανομένης και της πρόσθιας διασποράς) συναρτήσει του πάχους, για το διοδικό Laser.

Το Σχ.5.4. δείχνει ένα πολικό διάγραμμα ενός δείγματος σκληρού πάχους 0,66mm (διοδικό Laser). Η συνεχής γραμμή παριστάνει την διαπερατότητα και η διακεκομμένη την απορρόφηση.



Σχ.5.4. Πολικό διάγραμμα (συνεχής γραμμή – διαπερατότητα, διακεκομμένη – απορρόφηση) ενός δείγματος σκληρού πάχους 0,66mm (διοδικό Laser).

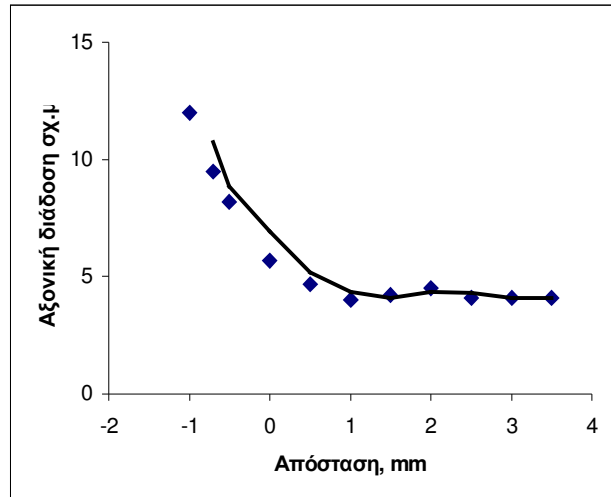
Επίσης το αποτέλεσμα εξαρτάται από την πίεση που ασκείται στον σκληρό απ' το ακροσωλήνιο του Laser. Στο Σχ.5.5. φαίνεται η διαπερατότητα της ακτινοβολίας του διοδικού Laser από μια οπτική ίνα με επίπεδο άκρο, συναρτήσει της απόστασης x μεταξύ του σκληρού και του άκρου της ίνας. Η αρνητική απόσταση σημαίνει ότι ασκείται η πίεση στο σκληρό. Για τον έλεγχο της πίεσης αυτής μπορούν να χρησιμοποιούνται ειδικά εξαρτήματα.



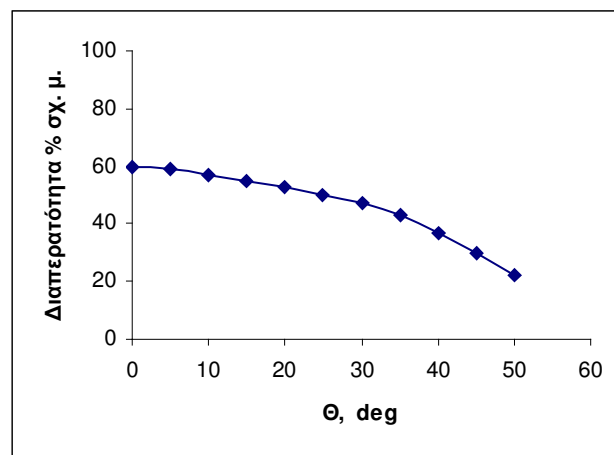
Σχ.5.5. Διαπερατότητα της ακτινοβολίας συναρτήσει της απόστασης x (από μια οπτική ίνα με επίπεδο άκρο).

Επειδή η ακτινοβολία του διοδικού Laser διαπερνά τον σκληρό, στην πορεία της προς το ακτινωτό σώμα, η ενεργειακή απώλεια λόγω της ανάκλασης, σκέδασης και της απορρόφησης είναι αναπόφευκτη. Επομένως, η μελέτη των οπτικών ιδιοτήτων του σκληρού και του ακτινωτού σώματος έχει μεγάλη σημασία. Η διάδοση μέσω του σκληρού έχει μετρηθεί απ' τον Rol [51], τον Vogel [52] κ.α., και τα αποτελέσματα μπορούν να χρησιμοποιούνται για διασκληρική κυκλοκαταστροφή Σχ.5.4 και Σχ.5.5.

- Η πιο σημαντική είναι η αξονική διάδοση. Μας ενδιαφέρει λοιπόν μόνο η ακτινοβολία με καλή αξονική διάδοση, όπως του Nd:YAG Laser ή του διοδικού Laser [53,54] που φαίνεται στο Σχ.5.6.
- Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας για την διάδοση της ενέργειας είναι το πάχος του σκληρού [51,52] Σχ.5.4.
- Επίσης, η ασκούμενη δύναμη στον σκληρό μπορεί να αυξήσει έντονα την διαπερατότητα του σκληρικού χιτώνα, αποτέλεσμα που περιέγραψε πρώτος ο Kahn [55] Σχ.5.4.
- Ακόμη μια άλλη σημαντική επίδραση έχει η θέση του ακροσωληνίου και η γωνία τοποθέτησής του ως προς τον σκληρό [51] όπως φαίνεται στο Σχ.5.7.



Σχ.5.6. Διαπερατότητα της ακτινοβολίας σε σχετικές μονάδες.



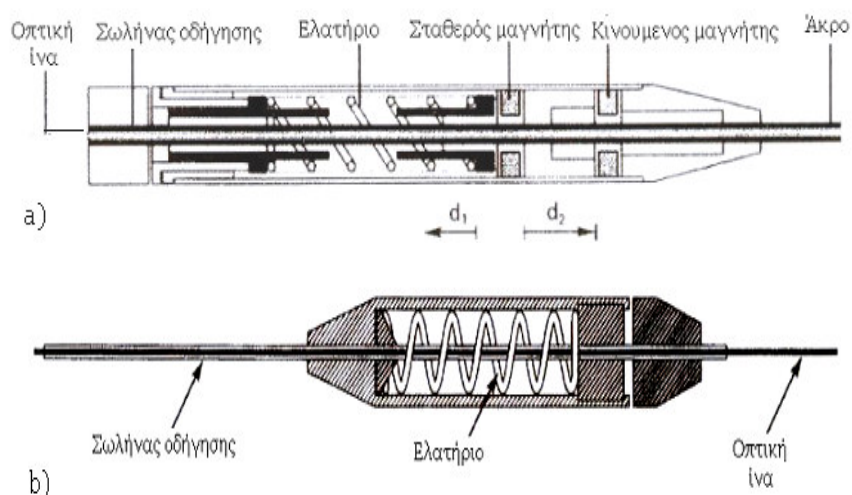
Σχ.5.7. Διαπερατότητα της ακτινοβολίας σε συνάρτηση με τη γωνία πρόσπτωσης.

5.1.3) Βοηθητικές διατάξεις για τη βελτίωση του αποτελέσματος

Διάταξη ελεγχόμενης πίεσης.

Η διάταξη ελεγχόμενης πίεσης περιγράφηκε το 1992 και επιτρέπει στον χειρουργό να ελέγχει τη δύναμη που ασκείται στον σκληρό κατά τη διάρκεια ακτινοβολήσης του ακτινωτού σώματος [56]. Αυτό φαίνεται στο Σχ.5.8.a.

Το Σχ.5.8.b παρουσιάζει μια φθηνότερη έκδοση για συνηθισμένη κλινική χρήση [56].



Σχ.5.8. Απεικόνιση συσκευής για άσκηση πίεσης στο σκληρό.

Διάταξη μέτρησης της ανάκλασης.

Επιπλέον μια διάταξη μέτρησης της ανάκλασης, προσφέρει έναν ευαίσθητο αισθητήρα του συνολικά εκπεμπόμενου φωτός με αποτέλεσμα να υπολογίζεται η ενέργεια που διαπερνά τον σκληρό.

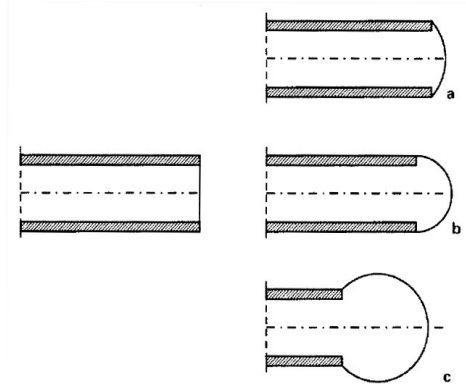
Αυτές οι διατάξεις αποτέλεσαν το πρώτο βήμα στην αυτοματοποίηση της διασκληρικής ακτινοβολήσης του ακτινωτού σώματος με Laser. Προς το παρόν, εξαρτόμαστε σε λιγότερο απλές, διαθέσιμες διατάξεις όπως η οδήγηση ενέργειας με τη χρήση οπτικών ινών.

Οπτικές ίνες με μικροφακούς στο ακροσωλήνιο.

Στην εξέλιξη βρίσκονται διάφορα σχήματα ακροσωληνίων με μικροφακούς από διάφορα υλικά συμπεριλαμβανομένου και του ζαφειριού [53,60,61].

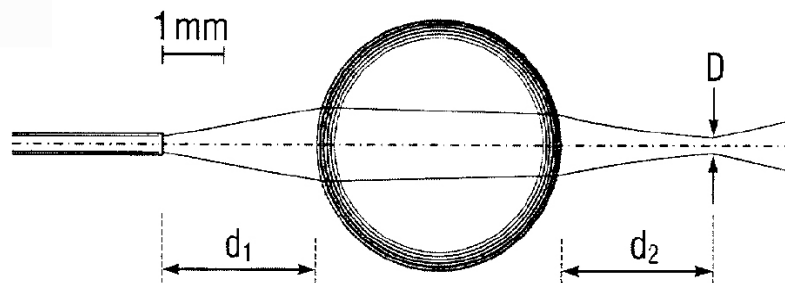
Η οπτική ίνα με επίπεδο άκρο είναι ίσως η συχνότερα χρησιμοποιούμενη. Όμως, η χρήση μιας οπτικής ίνας με άκρο μικροσφαιρικής μορφής μειώνει την απαιτούμενη ενέργεια της δέσμης κατά 50%.

Σχεδιασμός του άκρου της οπτικής ίνας σε μορφή επιφάνειας με ορισμένη καμπυλότητα επηρεάζει άμεσα τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εξερχόμενης δέσμης Laser.



Σχ.5.9. Οι τρεις τύποι καμπύλων επιφανειών που έχουν προταθεί είναι:
 a) Ελλειψοειδής b) Ημισφαιρική c) Σφαιρικός βολβός

Όταν υπάρχει οπτική ίνα με καμπύλο άκρο ή όταν ένα επιπρόσθετο οπτικό στοιχείο όπως ένας μικροσφαιρικός φακός προστεθεί στο άκρο της οπτικής ίνας, δημιουργείται ένα σύστημα του οποίου το εστιακό μήκος d_2 και η εστιακή διάμετρος D , αποτελούν συνάρτηση της απόστασης d_1 μεταξύ οπτικής ίνας και μικροφακού όπως δείχνει το Σχ.5.10. και χρησιμεύει για τη βελτίωση της δέσμης στην έξοδο της οπτικής ίνας. Τέτοια συστήματα έχουν περιγραφεί με λεπτομέρειες από τους Dietlein και Krieglstein[57].



Σχ.5.10. Χρήση μικροσφαιρικού φακού για βελτίωση της δέσμης στην έξοδο της οπτικής ίνας.

5.2. Εργαστηριακές δοκιμές - Αποτελέσματα

5.2.1) Μετρήσεις

Το λογισμικό του laser που χρησιμοποιήθηκε διαθέτει ευχέρεια ρύθμισης κάποιων παραμέτρων όπως είναι η πυκνότητα ενέργειας (J/cm^2), ο χρόνος διάρκειας της ακτινοβολήσης (sec), η πυκνότητα ισχύος (mW/cm^2) και ο αρχικός χρόνος ενεργοποίησης (sec). Όμως αυτές οι παράμετροι δεν είναι ανεξάρτητες μεταξύ τους.

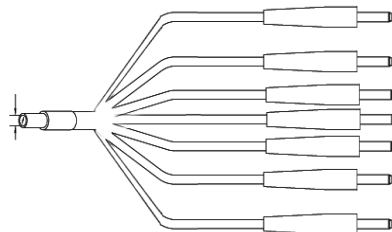
Αντίθετα αλληλοεπηρεάζονται, με αποτέλεσμα ρυθμίζοντας ο χειριστής μία απ' αυτές, οι άλλες να παίρνουν κάποιες συγκεκριμένες τιμές.

Στην πειραματική διαδικασία που ακολουθήθηκε ως πρωτεύον παράγοντας ήταν η χρονική διάρκεια ακτινοβολήσης.

Πιο συγκεκριμένα ο επιθυμητός χρόνος διάρκειας της ακτινοβολήσης ήταν τα 5 λεπτά, ενώ έγινε προσπάθεια ώστε οι υπόλοιποι παράμετροι να έχουν τις μεγαλύτερες δυνατές τιμές. Με χρόνο ακτινοβολήσης 300sec (5 min), οι υπόλοιπες παράμετροι είχαν τις παρακάτω τιμές :

Πυκνότητα ενέργειας	:	180 J/cm^2
Πυκνότητα ισχύος	:	600 mW/cm^2
Αρχικός χρόνος ενεργοποίησης	:	10 sec.

Παράλληλα με τη ρύθμιση των παραμέτρων ακτινοβολήσης έγινε και χρήση συστήματος μέτρησης της ακτινοβλούμενης ισχύος με το μετρητή ισχύος Laser Mate της Coherent προκειμένου να ελέγχουμε την πραγματική ισχύ εξόδου σε κάθε ίνα του συστήματος πολλαπλής ακτινοβολήσης(Σχ.5.11.)



Σχ.5.11. Σύστημα πολλαπλής ακτινοβολήσης.

Έγιναν 5 σετ μετρήσεων στην έξοδο της κάθε ίνας με εκπεμπόμενη ισχύς του Laser $P_{in}=400 \text{ mW}$.

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

ΙΝΕΣ	$P_{out}(mW)$	Διαπ/τα	$P_{out}(mW)$	Διαπ/τα	$P_{out}(mW)$	Διαπ/τα	$P_{out}(mW)$	Διαπ/τα	$P_{out}(mW)$	Διαπ/τα
1	12	0,21	11	0,19	11	0,19	11	0,19	11	0,19
2	14	0,25	13	0,23	14	0,25	14	0,25	14	0,25
3	12	0,21	11	0,19	10	0,18	10	0,18	10	0,18
4	11	0,19	10	0,18	9	0,16	9	0,16	9	0,16
5	11	0,19	10	0,18	9	0,16	8	0,14	8	0,14
6	12	0,21	12	0,21	10	0,18	11	0,19	11	0,19
7	10	0,18	9	0,16	9	0,16	9	0,16	9	0,16
	Mean	0,21	Mean	0,19	Mean	0,18	Mean	0,18	Mean	0,18

Πίνακας: Ισχύς εξόδου συστήματος οπτικών ινών.

Έχει υπολογιστεί κάθε φορά το ποσοστό της ακτινοβολίας (διαπερατότητα) που φτάνει στην έξοδο κάθε ίνας είναι περίπου το 19% της ισχύος και αυτό λόγω του ορίου απώλειας (που υπάρχει σε όλους τους συζεύκτες) αλλά και της εξασθένησης δηλαδή της αποδυνάμωσης του σήματος καθώς η ακτινοβολία διαδίδεται κατά μήκος της ίνας εισόδου και εξόδου αλλά και της διασποράς.

Όσο αναφορά την ανοχή σύζευξης (δηλαδή αν η ισχύς εισόδου να μοιράζεται ίσα μεταξύ των επτά εξόδων) εδώ το σφάλμα είναι περίπου 3% λόγω της κατασκευαστικής ανοχής και το αποδεκτό λάθος είναι μεταξύ 1% και 5%.

5.2.2) Πειράματα.

Μετά την ανάπτυξη της πειραματικής διάταξης ακολούθησαν οι πειραματικές δοκιμές στο ΒΕΜΜΟ. Τα πειράματα της ΦΔΘ έχουν γίνει στα πειραματόζωα, με σκοπό την περαιτέρω ανάπτυξη της τεχνικής της ΦΔΘ του γλαυκώματος σε ανθρώπους.

Στο παρελθόν έχουν γίνει τρεις σειρές πειραμάτων με πειραματόζωα (κουνέλια) με τη χρήση μιας οπτικής ίνας αρχικά και στη συνέχεια με το σύστημα των πολλαπλών οπτικών ινών με την αρχική διάταξη συγκράτησης και κατεύθυνσης.

Τελευταία και μετά την βελτιστοποίηση της πειραματικής διάταξης όπως προαναφέραμε χρησιμοποιήθηκαν 14 κουνέλια .

Πριν απ' την επέμβαση, τα ζώα αναισθητοποιούνταν με ορό 1,5 cc Ketalar+1,5 cc Sparine. Στη συνέχεια χορηγούνταν αραιωμένος ορός Visudyne με συνεχή έγχυση, στην ακραία φλέβα του αυτιού 3-4 ml ενδοβλεβίως . Η ακτινοβολήση σε όλα τα ζώα έγινε 1 min μετά την έγχυση του ορού Visudyne για να έχουμε τη μέγιστη συγκέντρωση του ορού στο ακτινωτό σώμα [66,67].

Έπειτα ακτινοβολήθηκε ο δεξιός οφθαλμός και ως πηγή φωτός ένα διοδικό Laser στα 686,5 nm σε 7 σημεία δηλαδή 7 ίνες με μέση ισχύ 35 mW τοποθετώντας την ειδική διάταξη με τις οπτικές ίνες επί του σκληροκερατοειδικού ορίου. Ο δεξιός οφθαλμός κάθε κουνελιού ακτινοβολήθηκε διασκληρικά αρκετές φορές ώστε να καλυφθούν και οι 360° κυκλικά στο ακτινωτό σώμα όπως δείχνει το Σχ.5.12. Σκοπός αυτών των ακτινοβολήσεων ήταν να χρησιμοποιείται το αριστερό μάτι ως control.



Σχ.5.12. Διασκληρική ακτινοβολήση

Τα πειράματα και τα αποτελέσματα φαίνονται συνοπτικά στον παρακάτω πίνακα:

A/A	Visudyne (ml)	Ισχύς οπτ. Ινών (mW)	Σημεία	Ολικός χρόνος (ΦΔΘ) (min)	Αποτελέσματα
1 & 2 OD (OS control)	2	Mean 35 mW	7	3	Ένας μήνας συνεχώς οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, (Μη ικανοποιητικό)
3 & 4 OD (OS control)	4	Mean 35 mW	7 + 7	6	Δύο εβδομάδες συνεχώς εντονότατο οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, (Μη ικανοποιητικό)
5 & 6 OD (OS control)	3	Mean 35 mW	4 + 3	6	Δύο εβδομάδες συνεχώς εντονότατο οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, (Μη ικανοποιητικό)
7 & 8 OD (OS control)	3	Mean 35 mW	4 + 3	10	Δύο εβδομάδες συνεχώς εντονότατο οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, (Μη ικανοποιητικό)
9 & 10 OD (OS control)	3	Mean 35 mW	1X7	7	Δύο εβδομάδες συνεχώς εντονότατο οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, (Μη ικανοποιητικό)
11 & 12 OD (OS control)	3	Laser 690 nm (Mean 40 mW)	1X3	3	Πέντε ώρες συνεχώς οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, ίδιες πιέσεις. Ιστολογική εξέταση έδειξε οίδημα στο ακτινωτό (Αποτέλεσμα ικανοποιητικό)
13 & 14 OD (OS control)	3	Laser 686,5 nm (Mean 40 mW)	1X3	3	Πέντε ώρες συνεχώς οίδημα επιπεφυκότα στο μάτι με PDT, ίδιες πιέσεις. Ιστολογική εξέταση έδειξε οίδημα στο ακτινωτό (Αποτέλεσμα ικανοποιητικό)

Οι εικόνες του Σχ.5.13 που ακολουθούν δείχνουν εφαρμογές της σε πειραματόζωα (κουνέλια) στο ΒΕΜΜΟ με χρήση της βελτιωμένης πειραματικής διάταξης της τεχνικής ΦΔΘ του γλαυκώματος σε κουνέλια.



Σχ.5.13. Πειραματική εφαρμογή της τεχνικής ΦΔΘ του γλαυκώματος σε κουνέλια.

5.3. Συμπεράσματα. Τρόποι βελτιστοποίησης της διάταξης για ΦΔΘ του γλαυκώματος

1. Η βελτιστοποίηση της πειραματικής διάταξης για ΦΔΘ του γλαυκώματος απαιτεί ελάττωση του χρόνου ακτινοβολήσης. Για να επιτευχθεί ο σκοπός αυτός, χρησιμοποιήθηκε η διάταξη οπτικών ινών με διακλάδωση της αρχικής οπτικής ίνας σε 7 τερματικές οπτικές ίνες. Σ' αυτή τη διάταξη, η ισχύς εξόδου του διοδικού Laser μοιράζεται ισόποσα σε 7 τερματικές ίνες για ταυτόχρονη ακτινοβολήση του οφθαλμού σε 7 διαφορετικά σημεία.
2. Η χρήση της διάταξης συγκράτησης και κατεύθυνσης των οπτικών ινών για την διασκληρική ακτινοβολήση εξασφαλίζει την κατάλληλη κλίση και τη δυνατότητα συγκράτησης και ρύθμισης της επαφής των οπτικών ινών με το σκληρό. Για την επίτευξη του καλύτερου κλινικού αποτελέσματος, ο σχεδιασμός της διάταξης συγκράτησης και κατεύθυνσης των οπτικών ινών πρέπει να παρέχει τη δυνατότητα ρύθμισης της απόστασης μεταξύ των οπτικών ινών, έτσι ώστε να δημιουργείται η συνεχής ζώνη κυκλοκαταστροφής ρυθμιζόμενου μεγέθους.
3. Επειδή η άσκηση πίεσης στο σκληρό προκαλεί αύξηση της διαφάνειάς του και κατά συνέπεια αύξηση της διαπερατότητας του σκληρού, θεωρούμε σκόπιμη την χρήση της διάταξης ελεγχόμενης πίεσης η οποία επιτρέπει στον χειρουργό να ελέγχει τη δύναμη που ασκείται στον σκληρό κατά τη διάρκεια ακτινοβολήσης του ακτινωτού σώματος.
4. Ο σχεδιασμός του άκρου της οπτικής ίνας σε μορφή επιφάνειας με ορισμένη καμπυλότητα επηρεάζει άμεσα τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εξερχόμενης δέσμης Laser. Όταν υπάρχει οπτική ίνα με καμπύλο άκρο ή όταν ένα επιπρόσθετο οπτικό στοιχείο όπως ένας μικροσφαιρικός φακός προστεθεί στο άκρο της οπτικής ίνας, δημιουργείται ένα σύστημα του οποίου το εστιακό μήκος και η εστιακή διάμετρος, αποτελούν συνάρτηση της απόστασης μεταξύ οπτικής ίνας και μικροφακού. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται η δυνατότητα ελέγχου της μορφής της ακτινοβολούμενης περιοχής και ρύθμισης της πυκνότητας ισχύος και συνολικής ενεργειακής δόσης ακτινοβολήσης.
5. Μια διάταξη μέτρησης της ανάκλασης της ακτινοβολίας κατά τη μεταφορά της δέσμης Laser προς το ακτινωτό σώμα, προσφέρει έναν ευαίσθητο αισθητήρα του συνολικά εκπεμπόμενου φωτός με αποτέλεσμα να υπολογίζεται η συνολική ενέργεια που διαπερνά τον σκληρό.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Βιβλία

- a. Κ. Γ. Ψύλλας ,Εισαγωγή στην οφθαλμολογία , εκδόσεις universal press, Θεσ/κη 1994
- b. David R. Goff, Οπτικές ίνες-Ένας πρακτικός οδηγός, εκδόσεις Τζιόλα, Θεσ/κη 1998.
- c. Α. Αλεξανδρή, Οπτικές ίνες, εκδόσεις ΙΩΝ, Αθήνα 2001.
- d. Matt Young, Οπτική και Lasers, εκδόσεις Παρατηρητής, Αθήνα 1986.
- e. Α. Ανδριτσάκης , Laser και Οπτοηλεκτρονικές διατάξεις, εκδόσεις Λύχνος, Αθήνα 1988.
- f. Robert J.Hass-Edward A.Lassy, Οπτικές ίνες, εκδόσεις Prentice-Hall. International (UK) Limited, London.
- g. Svelto , Αρχές των lasers, εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1984.
- h. Α.Α.Σεραφετινίδης, Εισαγωγή στην Οπτοηλεκτρονική, εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1989.

Άρθρα

1. Hasan T, Pattish JA: Photodynamic therapy of cancer, in Holland JF (ed): Cancer Medicine. Baltimore, Williams & Wilkins, 1997, pp 739-51.
2. Dougherty TJ, Gomer CJ, Henderson BW, et al: Photodynamic therapy. J Natl Cancer Inst 90:889-905, 1998.
3. Παλλήκαρης ΙΓ, Τσιλιμπάρης ΜΚ: Φωτοδυναμική θεραπεία. Φωτοθρόμβωση. Ανασκόπηση με έμφαση στις οφθαλμολογικές εφαρμογές. Οφθ. Χρονικά 31 (1) 25-28, 1994.
4. Raab C: Über die Wirkung fluoreszirenden Stoffe auf Insuforia. Z Biol 39: 524: 1900.
5. Lipson RL: The photodynamic and fluorescence properties of a particular hematoporphyrin derivative and its use in tumor detection (thesis). Minneapolis, University of Minnesota, 1960.

6. Dougherty TJ: An overview of the status of photo radiation therapy. In Doiron DR, Gomer CJ (eds): Porphyrin localization and treatment of tumors. New York, Alan R Liss Inc 75-87, 1984.
7. LI JH, Guo ZH, Jin ML, et al.: Photodynamic therapy in the treatment of malignant tumors : an analysis of 540 cases, *Photochem Photobiol* 6: 149-155, 1990.
8. Herman KS: Platelet aggregation induced in a hamster cheek pouch by a photochemical process with excited fluoresce in isothiocyanate – dextran. *Microvas. Res* 26: 238-249, 1983.
9. Wieman J, Fingar VH: Photodynamic therapy. *Surg Clin North Am* 72(3): 609-622, 1992.
10. Van der Zypen E, Fankhauser F, Raess K, et al. Morphological findings in the rabbit retina following irradiation with the free-running Neodymium:YAG laser. *Arch Ophthalmol.* 1986; 104: 1070-1077.
11. Immonen I, Suomalainen VP, Kivela T, Viherkoski E. Energy levels needed for cyclophotocoagulation: a comparison of transscleral contact cw-YAG and krypton lasers in the rabbit eye. *Ophthalmic Surg.* 1993 Aug;24(8):530-3.
12. Hederson BW, Dougherty TJ: How does photodynamic therapy work? *Photochem Photobiol* 55(1): 145-157, 1992.
13. Tralay CJ, Young AR, Walker NPJ, Vernon DI, Mac Robert AJ, Brown SB, Brown SG: Mouse skin photosensitivity with dihematoporphyrin ether (DHE) and aluminum sulfonated phthalocyanine (AlSPc): A comparative study. *Photochem Photobiol* 49: 305-312, 1989.
14. Berlinier D, HO K, Pandey RK, Missert J, Dougherty TJ: Distribution and elucidation of the tumor localizing component of hematoporphyrin derivative in mice. *Photochem Photobiol* 50: 221-228, 1989.
15. Steiner R, Rick A, Schneckenbürger: Photodynamic therapy. *Ber Bunsenges Phys Chem* 93: 282-284, 1989.
16. Kopecek J, Krinck NL, Rihova B et. al.: Targetable N-(2-hydroxypropyl) methacrylamide copolymer-chlorin e6 conjugates. In *Proceedings of PDT: Mechanisms II*. Los Angeles, 144,1990.
17. Paquette B, Quellet R, Ali H, et. al.: Effects of axial ligands and macro ring substituents on the photosensitizing properties of phthalo and naphthalocyanines. In *Proceedings of PDT: Mechanisms II*. Los Angeles. P 246, 1990.

18. Milanesi C, Zhou C, Biolo R, et. al.: Zn(II)-phthalocyanine as a photodynamic agent for tumors II: Studies on the mechanism of photosensitized tumor necrosis. *Br J Cancer* 61: 846-850, 1990.
19. Lincoff HA, McLean JM, Namo H. Cryosurgical treatment of retinal detachment. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1964; 68: 412-432.
20. Klapper RM, Wandel T, Donnenfeld ED: Neodymium:YAG laser cyclophotocoagulation in the treatment of glaucoma. Read at the 1986 Annual Meeting of the American Academy of Ophthalmology, New Orleans.
21. Wilson BC, Jeeves WP: Photodynamic therapy of cancer In Ben-Hur E: *Photo medicine*, Vol II. Boca Raton, CRC, 127-177, 1987.
22. Ben-Hur E, Rosenthal I: Photosensitized inactivation of Chinese Hamster cells by phthalocyanines. *Photochem Photobiol* 42: 129-133, 1985.
23. Foote CS: Photosensitized oxygenations and the role of sing let oxygen. *Acc Chem Res* I: 104-110, 1968.
24. Moan J, Sommer S: Oxygen dependence of the photosensitizing effect of hematoporphyrin derivative in NH1K cells. *Cancer Res* 45: 1608-1610, 1985.
25. Pallikaris IG, Tsilimbaris MK, Iliaki O, Naoumidi II, Lydataki S: Ocular photo thrombosis using phthalocyanine and a diode laser: Current limitations. *Aegean Retina III* (abstract), Samos, Greece, 45, 1993.
26. Nanda SK, Hatehell DL, Tiedeman JS, et. al.: A new method for vascular occlusion: Photochemical initiation of thrombosis. *Arch Ophthalmol* 105: 1121-1124, 1987.
27. Stern SJ, Flock ST, Small S, Thomsen S, Jaques S: Photodynamic therapy with chloroaluminum sulfonated phthalocyanine in the rat window chamber. *Am J Surg* 160: 360-364, 1990.
28. Selman SH, Kreimer-Birnbaum M, Chaudhuri K, Garbo GM, Seaman DA, Keck RW, Ben-Hur E, Rosenthal I: Photodynamic treatment of transplantable bladder tumors in rodents after pretreatment with Chloraluminum tetrasulfophthalocynaine *J Urol* 136: 141-145, 1986.
29. Star WM, Maeijnissen JPA, Van Den Berg-Block AE et. al.: Destruction of photo radiation on the microcirculation of a rat mammary tumor growing in "sandwich" observation chambers. In Doiron DR, Gomer CJ (eds): *Porphyrin localization and treatment of tumors*. New York, Alan R Liss Inc., 637-645, 1984.

30. Star WM, Marijnissen JPA, Van Den Berg-Block AE et. al.: Destruction of rat mammary tumor and normal tissue microcirculation by hematoporphyrin derivative photo radiation observed in vivo in sandwich observation chambers. *Cancer Res* 46: 2532-2540, 1986.
31. Nelson JS, Liaw LH, Orenstein A, Roberts WG, Berns MW: Mechanism of tumor destruction following photodynamic therapy with hematoporphyrin derivative, chlorine, and phthalocyanine. *J Natl Cancer Inst* 80(20): 1599-1605, 1988.
32. Boyle RW, Dolphin D: Structure and biodistribution relationships of photodynamic sensitizers. *Photochem Photobiol* 64: 469-85, 1996.
33. He J, Larkin HE, Li YS, et. al.: The synthesis, photo physical and photo biological properties and in vitro structure-activity relationships of a set of silicon phthalocyanine PDT photosensitizers. *Photochem Photobiol* 65: 581-6, 1997.
34. Bown SG: Science, medicine, and the future. New techniques in laser therapy. *BMJ* 316: 754-7, 1998.
35. Jori G: Factors controlling the selectivity and efficiency of tumor damage in photodynamic therapy. *Lasers Med Sci* 5: 115-20, 1990.
36. Levy JG: Photodynamic therapy. *Trends Biotechnol* 13: 14-8, 1995.
37. Rowe PM: Photodynamic therapy begins to shine [news]. *Lancet* 351: 1496, 1998.
38. Schmidt-Erfurth U, Diddens H, Birngruber R, Hasan T: Photodynamic targeting of human retinoblastoma cells using covalent low-density lipoprotein conjugates. *Br J Cancer* 75: 54-61, 1997.
39. Tao J, Sanghera JS, Pelech SL, et. al.: Stimulation of stress activated protein kinase and p38 HOG1 kinase in murine keratinocytes following photodynamic therapy with benzoporphyrin derivative. *J Biol Chem* 271: 27107-15, 1996.
40. Van der Zypen E, Fankhauser F, Kwasniewska S. Transscleral iridotomy using a neodymium: YAG laser operated both with standard equipment and an optical fiber system--a preliminary report: Part II--Light and electron microscopic findings. *Ophthalmic Surg.* 1987 May;18(5):337-41.
41. Kahn RH. Eine Method der Spektroskopie des Hämoglobins in lebenden Tiere. *Pflugers Archiv.* 1922: 195: 361-365.
42. Smith RS, Stein MN. Ocular hazards of transscleral laser radiation: I: Spectral reflection and transmission of the sclera, choroids and retina. *Am J Ophthalmol.* 1968: 66: 21-31.

43. Fankhauser F 2nd, Messmer E. Transscleral retinopexy using a continuous wave Nd:YAG laser. *Retina*. 1997;17(5):414-20.
44. Fankhauser F, van der Zypen E, Kwasniewska S. The effect of thermal mode Nd:YAG laser radiation on vessels and ocular tissues. *Ophthalmology*. 1985; 92: 419-426.
45. Rol P, Barth W, Schwager M, Zuber N, Fankhauser F, Fankhauser S, Niederer P. Devices for the control of laser transmission across the sclera during transscleral photocoagulation. *Ophthalmic Surg*. 1992 Jul;23(7):459-64.
46. Wallow IHL, Sponsel WE, Stevens TS. Clinic pathologic correlation of diode laser burns in monkeys. *Arch Ophthalmol*. 1990; 109: 648-653.
47. Beckman H, Sugar HS: Laser iridectomy therapy of glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1973; 90: 453-455.
48. Balles MW, Puliafito CA, D'Amico DJ, Jacobson JJ, Birngruber R. Semiconductor diode laser photocoagulation in retinal vascular disease. *Ophthalmology*. 1990; 97: 1553-1561.
49. Fankhauser F, Kwasniewska S, Henchoz PD, van der Zypen E, England C. Versatility of the cw-Nd:YAG and diode lasers in ocular surgery. *Ophthalmic Surg*. 1993 Apr;24(4):225-31.
50. Fankhauser F. Kwasniewska S. Van der Zypen E: Cyclodestructive procedures. I. Clinical and morphological aspects: A review. *Ophthalmologica* 2004;218:77-95.
51. Rol P, Niederer P, Durr U, Henchoz PD, Fankhauser F: Experimental investigations on the light scattering properties of the human sclera. *Lasers Light Ophthalmol* 1990;3:201-212.
52. Vogel A, Dlugos CH, Nuffer R, Birngruber R: Optical properties of human sclera, and their consequences for transscleral laser applications. *Lasers Surg Med* 1990;11:331-340.
53. Rol P. Fankhauser F, Kwasniewska S, Niederer P: A comparison of ophthalmic fiber micro-focussing systems. *Lasers Light Ophthalmol* 1988;2:115-124
54. Fankhauser F II, Messmer E: Transscleral retinopexy using a continuous wave Nd:YAG laser. *Retina* 1997;17:414-420.
55. Kahn RH: Eine Methode der Spektroskopie des Haemoglobins im lebenden Tiere. *Pflugers Arch* 1922;195:361-365.

56. Rol P, Barth W, Schwager M, Zuber N, Fankhauser F, Fankhauser S, Niederer P: Devices for the control of laser transmission across the sclera during transscleral photocoagulation. *Ophthalmic Surg* 1992;23:459-464.
57. Dietlein TS, Krieglstein GK: Erbium:YAG laser trabecular ablation; in Fankhauser F, Kwasniewska S (eds): *Lasers in Ophthalmology: Basic, Diagnostic and Surgical Aspects*. Amsterdam. Kugler. 2003. pp 333-339.
58. Kwasniewska S, Fankhauser F, Van der Zypen E, Rol P, Henchoz PD, England C: Acute effects following transscleral contact irradiation of the ciliary body and the retina-choroid with the cw Nd:YAG laser. *Lasers Light Ophthalmol* 1988;2:25-34.
59. Fankhauser F, Lortseher HP, Van der Zypen E, et al: A new high power laser apparatus for the treatment of the anterior and posterior segment of the eye. *Doc Ophthalmol Proc Ser* 1983;36:151-160.
60. Rol P, Niederer P, Fankhauser F: High power laser transmission through optical fibers; in Wolbarsht LM (ed): *Laser Applications in Medicine and Biology*. New York, Plenum Press, 1991, vol 5, pp 141-198.
61. Rol P, Fankhauser F, Kwasniewska S: Development of integrated fibers systems of the eye; in Spaeth GL, Katz LJ (eds): *Current Therapy in Ophthalmic Surgery*. Philadelphia, Dekker, 1989, pp 163-170.
62. Muller G, Dorsehel K, Kar H: Biophysics of the ablation process. *Lasers Med Sci* 1991;6:241-254.
63. Ishimaru A: Diffusion of light through turbid materials. *Appl Opt* 1989;28:2210-2215.
64. Weleh AJ, Yoon G, Van Gemert MJC: Practical models for light distribution in laser-irradiated tissue. *Lasers Surg Med* 1987;6:488-493.
65. Bayly JG, Kartha VB, Stevens WH: The absorption spectrum of liquid phase H₂O and D₂O from 0,7-10 μm. *Infrared Phys* 1963;14:211-223.
66. Van der Zypen E, England C, Fankhauser F, Kwasniewska S: The effect of transscleral laser cyclophotocoagulation on rabbit ciliary body vascularization. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1989;227(2):172-9.
67. Boulier A: Calculation of the thermal effects generated in the retina by photocoagulation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1971: 181-289.

68. Rol P, Fankhauser F, Kwasniewska S, Van der Zypen E: New trends in ophthalmology: Advantages and limitations of integrated fiber optical systems for use with the Nd:YAG laser. *Lasers Ophthalmol* 1987;1:139-146.
69. Poulain MJ: Fundamentals of optical fibers: in Fankhauser F, Kwasniewska S (eds): *Lasers in Ophthalmology: Basic, Diagnostic and Surgical Aspects: A Review*. Amsterdam, Kugler. 2003. pp 27-32.
70. Fankhauser F, Kwasniewska S: Cyclodestructive procedures. .II optical fibers, endoscopy, physics: a review *ophthalmologica*.2004 May-Jun;218(3):147-61.Review.