



**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**

**ΤΜΗΜΑ ΟΠΤΙΚΗΣ & ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑΣ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΙ ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ  
LASER**

**Σπουδαστές:**

**Δασκαλάκης Ανδρέας**

**Φλουτσάκου Αικατερίνη**

**Εποπτεύων Καθηγητής : κ. Ανδρικόπουλος Ανδρέας**

**Αίγιο, 2015**

## Περιεχόμενα

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ:</b> .....	5
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ LASER</b> .....	6
1.1 Medical Physics in the 20th century .....	6
1.2 Ακτινοβολίες στην Ιατρική Φυσική .....	10
1.3 Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες .....	10
1.3.1 Τεχνητές πηγές ακτινοβολιών και η χρήση τους από τον άνθρωπο .....	12
1.3.2 Βιολογικές επιδράσεις .....	12
1.4 Μη Ιοντίζουσες ακτινοβολίες .....	13
1.4.1 Πηγές μη ιοντίζουσων ακτινοβολιών .....	13
1.4.2 Βιολογικές επιδράσεις .....	14
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: LASER</b> .....	15
2.1 Laser .....	15
2.2 Απορρόφηση, Αυθόρμητη εκπομπή, Εξαναγκασμένη Εκπομπή .....	16
2.2.1 Απορρόφηση .....	16
2.2.2. Αυθόρμητη εκπομπή .....	17
2.2.3 Εξαναγκασμένη εκπομπή .....	17
2.2.4 Δημιουργία δέσμης Laser .....	18
2.3 Χαρακτηριστικά ακτινοβολίας Laser .....	20
2.3.1 Μονοχρωματικότητα .....	20
2.3.2 Κατευθυντικότητα .....	21
2.3.3 Φωτεινότητα (Br2 .3. 4 Συμφωνία(Χρονική – Χωρική) .....	21
2.3.4 Συμφωνία (Χρονική-χωρική) .....	22
2.4 Ταξινόμηση των Laser βάσει επικινδυνότητας .....	22
2.4.1 Κατηγορία 1 (Class1) .....	23
2.4.2 Κατηγορία 1M (Class 1M) .....	23
2.4.3 Κατηγορία 2 (Class 2) .....	23
2.4.4 Κατηγορία 2M (Class 2M) .....	23
2.4.5 Κατηγορία 3R(Class 3R) .....	24
2.4.6 Κατηγορία 3B(Class 3B) .....	24
2.4.7 Κατηγορία 4(Class 4) .....	24
2.5 Ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας .....	26
2.5.1 Continuous Wave Lasers - CW (Laser συνεχούς λειτουργίας) .....	26
2.5.2 Single Pulsed Lasers (Laser μονού παλμού) .....	26
2.5.3 Single Pulsed Q-Switched (Laser μετατροπής Q) .....	26
2.5.4.Pulsed Lasers (Παλμικά Laser) .....	26
2.5.5 Mode Locked Lasers (Laser εγκλείδωσης ρυθμού) .....	26
2.6 Ανάλογα με το ενεργό μέσο .....	27
2.6.1 Solid State Laser (Laser στερεάς κατάστασης) .....	27
2.6.2 Semiconductor Laser (Laser ημιαγωγών ή διοδικά) .....	27
2.6.3 Gas Laser (Laser αερίων) .....	27

2.6.4 Excimer Laser (Laser διεγερμένων διμερών).....	27
2.6.5 Chemical Laser (χημικά Laser).....	27
2.6.6 Dye Laser (Laser χρωστικών).....	27
2.6.7 Laser Χρωματικών Κέντρων.....	27
2.6.8 Laser ελευθέρων ηλεκτρονίων.....	28
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΟΦΘΑΛΜΟΣ</b> .....	29
3.1 Οφθαλμός.....	29
3.2 ΜΕΡΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ.....	30
3.2.1 Ο Κερατοειδής χιτώνας.....	30
3.2.2 Ο φακός.....	30
3.2.3 Η κόρη του οφθαλμού.....	31
3.2.4 Βλεφάρισμα και αντίδραση αποστροφής.....	31
3.3 Μετάδοση και απορρόφηση ακτινοβολίας Laser.....	32
3.3.1 Η υπεριώδης-A (315 έως 400 nm).....	32
3.3.2 Η υπεριώδης-B και υπεριώδης-C (100-315 nm).....	32
3.3.3 Ορατό Φως και υπέρυθρο-A (400 έως 1400 nm).....	32
3.3.4 Υπέρυθρο-B και υπέρυθρο-C (1.400 - 1,0 X 10 <sup>6</sup> nm).....	32
3.4 Σημάδια έκθεσης του οφθαλμού.....	33
3.5 Μηχανισμοί που προκαλούν βλάβη στον οφθαλμό.....	34
3.5.1 Ηλεκτρομηχανική και ακουστική βλάβη.....	34
3.5.2 Φωτοεκτομή (Photoablation).....	34
3.5.3 Θερμική βλάβη.....	35
3.5.4 Φωτοχημική βλάβη.....	35
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ</b> .....	36
4.1 Ασθενής.....	36
4.2 Χειρουργοί.....	37
4.3 Βοηθοί Χειρουργείου.....	37
4.4 Συνοδοί-Παρατηρητές.....	39
4.5 Προσωπικό Συντήρησης-Επιδιόρθωσης.....	39
4.6 Όρια έκθεσης – MPE.....	40
4.6.1 Παράμετροι που επηρεάζουν τον υπολογισμό των MPE.....	41
4.6.2 Μεθοδολογία προσδιορισμού δόσης ακτινοβολίας MPE.....	43
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΜΕΤΡΑ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΕΛΕΓΧΟΥ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ</b> .....	50
5.1 Μέτρα Μηχανικού Ελέγχου Ασφαλείας.....	50
5.1.1 Έννοιες των Μέτρων Μηχανικού Ελέγχου Ασφαλείας.....	50
5.1.2 Σχεδιασμός Συστήματος Laser και Απαιτούμενα Χαρακτηριστικά Ασφαλείας.....	52
5.1.3 Το προστατευτικό περίβλημα (Protective Housing).....	52
Αποτροπή Πρόσβασης (Access Prevention).....	52
5.1.4 Το σύστημα παροχής δέσμης(Beam Delivery System).....	54
5.2 Λειτουργία, Συντήρηση και Επισκευή.....	54

5.3 Αποσύνδεση Συστήματος Παράδοσης Δέσμης (Beam Delivery Disconnect).....	56
5.4 Διακόπτης-Κλειδί Γενικού Ελέγχου (Key-Switched Master Control).....	57
5.5 Απομακρυσμένος Έλεγχος Συνδέσμου Αλληλασφάλισης (Remote Interlock (Control) Connector).....	57
5.6 Οπτικά Προβολής.....	58
5.6.1 Απαιτήσεις.....	58
5.6.2 Φιλτράρισμα Μη-ορατών Δεσμών.....	58
5.6.3 Χρωματική Απόδοση (Color Rendering).....	59
5.6.4 Οφθαλμικές Αναδρομές (Ophthalmic Flashbacks).....	59
5.6.5 Βοηθητικά Οπτικά.....	60
5.7 Εξασθενητής Δέσμης (Beam Attenuator) .....	60
5.8 Μετρητές Ισχύος.....	60
5.9 Δείκτης Εκπομπών Δέσμης.....	61
5.10 Διακόπτης Προστασίας.....	62
5.11 Σήμανση (Labeling).....	62
5.12 Εστιασμένες Δέσμες Και NHZ(Nominal Hazard Zone).....	63
5.13 Σχεδιασμός Χώρου Εργασίας Και Ελεγχόμενες Περιοχές .....	63
5.14 Προειδοποιητική Σήμανση και Φωτισμός .....	64
5.15 Διαρροές Δέσμης.....	64
5.16 Έλεγχος Ανακλάσεων .....	65
5.16.1 Τράπεζα, Καμπίνα Λειτουργίας και Επιφάνειες .....	65
5.16.2 Ερμάρια και Επιφάνειες Τοίχων στο Χειρουργικό Δωμάτιο .....	67
5.17 Σφάλματα Λειτουργικού και Ηλεκτρονικών.....	68
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΤΙΚΑ ΜΕΤΡΑ ΕΛΕΓΧΟΥ</b> .....	69
6.1 Διαχειριστικά Μέτρα Ελέγχου .....	69
6.1.1 Στοιχεία Ασφάλειας Laser.....	69
6.2 ΚΑΘΗΚΟΝΤΑ ΥΠΕΥΘΥΝΟΥ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ LASER .....	70
6.3 ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ LASER .....	71
6.4 Κατάρτιση-Εκπαίδευση σε Θέματα Ασφαλείας Laser.....	72
6.5 Διαδικασίες ασφάλειας λέιζερ (LSP) για κλινική χρήση .....	74
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΣ ΠΡΟΣΤΑΤΕΥΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ</b> .....	79
7.1 Προσωπικός Προστατευτικός Εξοπλισμός.....	79
7.1.1 Προστασία Οφθαλμού.....	79
7.1.2 Καθορισμός Των Προστατευτικών Οφθαλμού.....	80
7.1.3 Βλάβη Φίλτρων .....	80
7.1.4 Άνεση και Εφαρμογή .....	81
7.1.5 Φίλτρο Δοκιμές .....	81
7.1.6 Προστασία από το Λευκό Φως .....	82
7.1.7 Τρόποι Κατασκευής .....	82
7.2 Προστασία Δέρματος.....	83

7.3 Προστασία Αναπνευστικού Συστήματος.....	84
7.3.1 Διαθέσιμες Χειρουργικές Μάσκες.....	84
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>85</b>

## Περίληψη

Η επιστήμη της Ιατρικής έχει επηρεαστεί αρκετά από την ανάπτυξη τεχνολογιών που σχετίζονται με Ιοντίζουσες και Μη-Ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Οι Ιοντίζουσες ακτινοβολίες χρησιμοποιούνταν αρκετά χρόνια πριν στον Ιατρικό τομέα και έχουν γίνει επανειλημμένες μελέτες για την προφύλαξη και της παρενέργειες που μπορούν να δημιουργήσουν.

Ενώ η χρήση Μη-Ιοντιζουσών ακτινοβολιών στην Ιατρική δεν εμφανίζουν άμεση βλάβη στον ανθρώπινο οργανισμό παράλα αυτά παραμονεύουν πολύ κίνδυνοι που μπορούν να δημιουργήσουν σοβαρούς τραυματισμούς στον ασθενή αλλά και στο προσωπικό που χρησιμοποιούν τα μηχανήματα.

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία θα αναφερθούμε στα μηχανήματα του Μαγνητικού Τομογράφου και του Υπέρηχου και ποια χαρακτηριστικά αυτών μπορούν να προκαλέσουν βλάβες και τραυματισμούς. Στην συνέχεια θα μιλήσουμε για τον τρόπο με τον οποίο παράγεται μία δέσμη Laser, τα χαρακτηριστικά και τον τρόπο αλληλεπίδρασής της στον ανθρώπινο οφθαλμό και στο δέρμα. Επίσης θα αναφερθούμε για την προστασία και τα απαιτούμενα μέτρα ασφαλείας που πρέπει να λαμβάνουν (ασθενείς-ιατρικό προσωπικό) ώστε να αποφεύγονται ανεπιθύμητες εκθέσεις και τραυματισμούς από της ακτινοβολίες laser.

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

## 1.1 Medical Physics in the 20th century

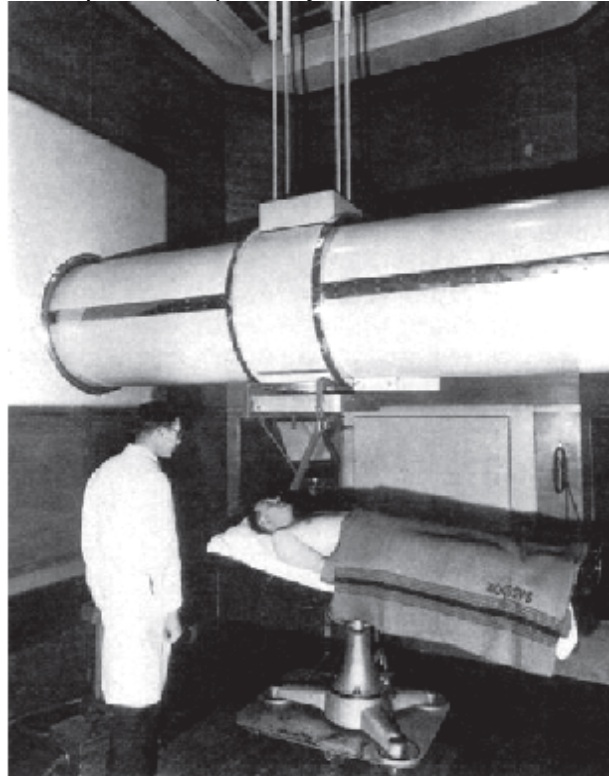
Το τέλος του 19<sup>ου</sup> αιώνα ήταν μια αρκετά παραγωγική περίοδος για την επιστήμη της Φυσικής. Μέσα σε τέσσερα χρόνια, ο Rontgen ανακάλυψε τις ακτίνες-X, ο Henri Becquerel την ραδιενέργεια και οι Pierre και Marie Curie ανακάλυψαν το Ράδιο και απομόνωσαν ραδιενεργά ισότοπα. Κανένας από αυτούς τους επιστήμονες δεν ήταν Φυσικός Ιατρικής με την μοντέρνα έννοια και οι ανακαλύψεις τους δεν έγιναν με σκοπό την ιατρική εφαρμογή. Η μεγάλη δυναμική των ανακαλύψεων αυτών για εφαρμογή στην επιστήμη της Ιατρικής φάνηκε όταν ο Rontgen παρουσίασε ακτινογραφία του χεριού της γυναίκας του σε συναδέλφους επιστήμονες (Σχήμα 1).



**Σχήμα 1: Ακτινογραφία του χεριού της συζύγου του Rontgen. 1896**

Τον Μάρτιο του 1896 χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά η ακτινογραφία, ενώ από τον Απρίλιο του ίδιου έτους και μετά η Ιατρική Απεικόνιση είχε το δικό της περιοδικό, το Archives of Clinical Skiagraphy, με το πρώτο τεύχος να περιέχει κλινικά παραδείγματα. Το 1897

ιδρύθηκε η πρώτη κοινότητα ραδιολογίας (Rontgen Society) η οποία σήμερα είναι το Βρετανικό Ινστιτούτο Ραδιολογίας. Οι ακτίνες – X εισήχθησαν γρήγορα στην ιατρική για θεραπευτικούς σκοπούς αλλά λόγω των χαμηλών ενεργειών περιόριζαν την επιτυχή θεραπεία απέναντι στους καρκινικούς όγκους, μέχρι το 1922 που εισήχθη εξοπλισμός 200KV ενέργειας για θεραπεία. Η επικινδυνότητα όμως των ακτίνων – X φάνηκε από νωρίς με αποτέλεσμα το 1898 να δημιουργηθεί επιτροπή με σκοπό να ερευνήσει τις αρχές προστασίας από τις ακτινοβολίες. Μέχρι το 1910 είχαν καθιερωθεί όλες οι κύριες εφαρμογές της ιονισμένης ακτινοβολίας στην επιστήμη της Ιατρικής (απεικόνιση με ακτίνες – X και ραδιοθεραπεία) και ακολούθησαν ραγδαίες εξελίξεις στην βελτιστοποίηση της απεικόνισης καθώς και στα πρότυπα θεραπείας.



**Σχήμα 2: Μονάδα Ακτινοθεραπείας στο St. Bartholomew's Hospital, London, UK το 1937.**

Η Πυρηνική Ιατρική ήταν η τελευταία που εισήχθη εξαιρώντας τις αποτυχημένες προσπάθειες που είχαμε χρησιμοποιώντας Ράδιο και Ραδόνιο, με την ιατρική απεικόνιση με την χρήση ραδιενεργών ιχνηθετών να είναι μία από τις θετικές συνέπειες του Manhattan Project. Το πρώτο ραδιοϊσότοπο για κλινικές εφαρμογές παράχθηκε στο Berkeley Cyclotron (Berkeley CA, USA), το 1939 και χρησιμοποιήθηκε για την μελέτη του θυρεοειδή. Ένας μεγάλος αριθμός από ραδιοϊσότοπα έγιναν διαθέσιμα για την μελέτη διαφόρων οργάνων του ανθρώπινου οργανισμού, αλλά αυτό που επικράτησε είναι το  $^{99m}\text{Tc}$  λόγω κυρίως των φυσικών των χημικών του ιδιοτήτων. Με την εισαγωγή της gamma camera από τον Hal Anger το 1960 οδηγηθήκαμε στην Πυρηνική Τομογραφική Απεικόνιση (Single Photon Emission CT) που αντικαταστάθηκε από την χρήση ακτίνων – X (x-ray CT). Ο



Καναδός φυσικός Harold Johns με την χρήση βήτατρον (Betatron accelerator) κατάφερε να δημιουργήσει ακτίνες – X, με ενέργεια 20-22MV για θεραπευτική χρήση.



**Σχήμα 3: Το πρώτο x-ray CT scanner, Godfrey Hounsfield.**

Το 1950 εισάγεται για Ιατρικές εφαρμογές η χρήση των Υπερήχων (Ultrasounds) με την χρήση τους να είναι κυρίως για διαγνωστικούς και απεικονιστικούς σκοπούς, με την εξέλιξη τους να οφείλεται κυρίως στην ραγδαία ανάπτυξη των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. Η απεικόνιση με την χρήση του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (MRI) ήταν η επανάσταση που εισήχθη στην Ιατρική Φυσική γιατί πλέον δεν γινόταν χρήση ακτινοβολίας αλλά βασιζόταν στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό (Nuclear Magnetic Resonance, NMR) και χρησιμοποιούσε μαγνητικά πεδία. Με την τεχνική του MRI μπορέσαμε να απεικονίσουμε την δομή αλλά και την λειτουργία των οργάνων του σώματος. Την σημερινή εποχή έχουμε αναπτύξει συστήματα τα οποία περιλαμβάνουν PET και MRI ή CT και MRI.

Η ανάπτυξη των laser με τα τόσο ιδιαίτερα τους χαρακτηριστικά δεν γινόταν να μην βρει εφαρμογή στην Ιατρική. Έναν χρόνο μετά την κατασκευή του πρώτου laser από τον Dr. T. H. Maiman ξεκίνησαν οι έρευνες σχετικά με την αλληλεπίδραση του φωτός που προέρχεται από πηγές laser με βιολογικά συστήματα από πρωτοπόρους όπως τον Dr. Leon Goldman. Το ενδιαφέρον για τις ιατρικές τους εφαρμογές ήταν έντονο, αλλά η αδυναμία ελέγχου της ισχύος εξόδου και διαχείρισης της δέσμης laser σε συνδυασμό με την ελάχιστη απορρόφηση της ακτινοβολίας στα κόκκινα μήκη κύματος οδήγησε σε απογοητευτικά αποτελέσματα. Εξαιρετική αποτέλεσε η χρήση του Ruby Laser στις επεμβάσεις του αμφιβληστροειδούς στα μέσα του 1960. Το 1964 έχουμε την ανάπτυξη του Laser ιόντων αργού (Argon Ion Laser), όπου με την συνεχή του λειτουργία (Continuous Wave) στα 488nm (κυανό-πράσινο) και την μεγάλη του απορροφητικότητα από την αιμογλοβίνη το έκανε ιδανικό για τις επεμβάσεις του αμφιβληστροειδούς με αποτέλεσμα να έχουμε την εμφάνιση κλινικών συστημάτων για αυτό τον σκοπό.

Το 1964 αναπτύχθηκαν από την Bell Laboratories τα laser Nd:YAG (Neodymium:Yttrium Aluminum Garnet) και διοξειδίου του άνθρακα (CO<sub>2</sub>). Το laser CO<sub>2</sub> με την εκπομπή ακτινοβολίας στα 10600nm και παρουσιάζει μεγάλη απορρόφηση από το νερό. Επειδή ο μαλακός ιστός (ο οποίος περιέχει κυρίως νερό), οι επιστήμονες ανακάλυψαν ότι μπορεί να κοπεί με το συγκεκριμένο laser σαν με νυστέρι και με ελάχιστη απώλεια αίματος. Οι χειρουργικές χρήσεις αυτού του laser ερευνήθηκαν εκτενώς στην τριετία 1967-1970 από ερευνητές όπως ο Dr Thomas Polanyi και Geza Jako και καθιερώθηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1970 για γυναικολογικές και ωτορινολαρυγγολογικές επεμβάσεις.

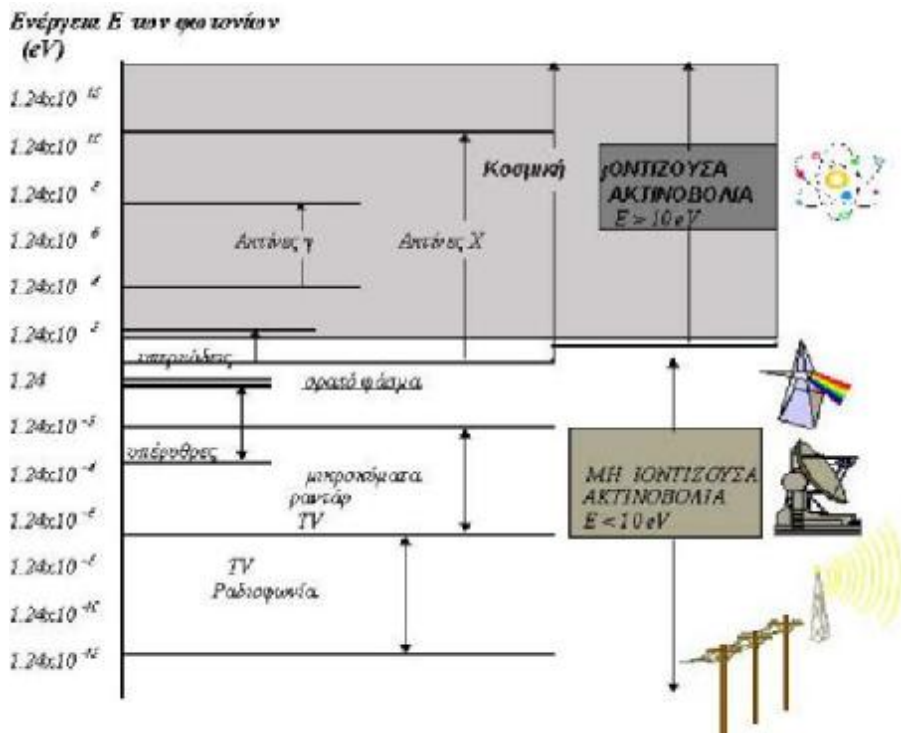
Στις αρχές του 1980 παρουσιάστηκαν μικρότερα σε μέγεθος και πιο ισχυρά laser και αμέσως έκαναν την εμφάνισή τους και στα νοσοκομεία. Τα περισσότερα από αυτά ήταν laser διοξειδίου του άνθρακα για κοπή και εξάχνωση ιστού και laser αργού για οφθαλμολογική χρήση. Ένα νέο πεδίο στο οποίο χρησιμοποιήθηκαν laser Nd:YAG και KTP (KTiOPO<sub>4</sub>) ήταν οι λαπαροσκοπικές επεμβάσεις. Η δεύτερη αυτή γενιά laser ήταν όλα τους συνεχούς λειτουργίας (CW, continuous wave) και λόγω αυτού του χαρακτηριστικού προκαλούσαν εγκαύματα (λόγω της συνεχούς προσφοράς ενέργειας στον ιστό που την απορροφούσε και αύξανε την θερμοκρασία του) και απαιτούσαν εξειδικευμένο προσωπικό.

Η πιο σημαντική εξέλιξη στην χρήση των laser στην Ιατρική είναι η ανάπτυξη των παλμικών laser που επιτύχαναν επιλεκτική καταστροφή του ασθενούς ή ανεπιθύμητου ιστού περιορίζοντας όμως στο ελάχιστο την επιβάρυνση που δέχεται ο υγιής ιστός. Τα πρώτα laser που χρησιμοποίησαν αυτή την αρχή της επιλεκτικής θερμόλυσης ήταν τα παλμικά laser χρωστικών (Pulsed Dye Laser) στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και ακολούθησαν τα Q-Switched laser. Επιπλέον η ανάπτυξη τεχνικών σάρωσης είχε ως αποτέλεσμα τον ακριβή χειρισμό των laser με την χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή.

Η εισαγωγή των Laser στην Ιατρική έκανε δυνατή την θεραπεία ασθενειών που τις θεωρούσαμε είτε δύσκολες ως προς την ίαση είτε μη ιάσιμες, με τους ασθενείς να επωφελούνται από την βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων και την μείωση του κόστους. Τα τελευταία χρόνια η έρευνα έχει επικεντρωθεί στην ανάπτυξη laser για την θεραπεία βλαβών των αιμοφόρων αγγείων, στην διόρθωση προβλημάτων όρασης χωρίς την εμπλοκή του ιατρού καθώς και στην βελτιστοποίηση τη φωτοδυναμικής θεραπείας του καρκίνου του δέρματος.

## 1.2 Ακτινοβολίες στην Ιατρική Φυσική

Στην Ιατρική Φυσική γίνεται χρήση ακτινοβολιών τις οποίες τις κατατάσσουμε σε δύο κατηγορίες αναλόγως αν μπορούν να προκαλέσουν ιονισμό της ύλης με την οποία αλληλεπιδρούν ή όχι. Οι κατηγορίες είναι οι εξής: Ιοντίζουσες ακτινοβολίες και Μη-Ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Τα χαρακτηριστικά τους θα τα μελετήσουμε παρακάτω.

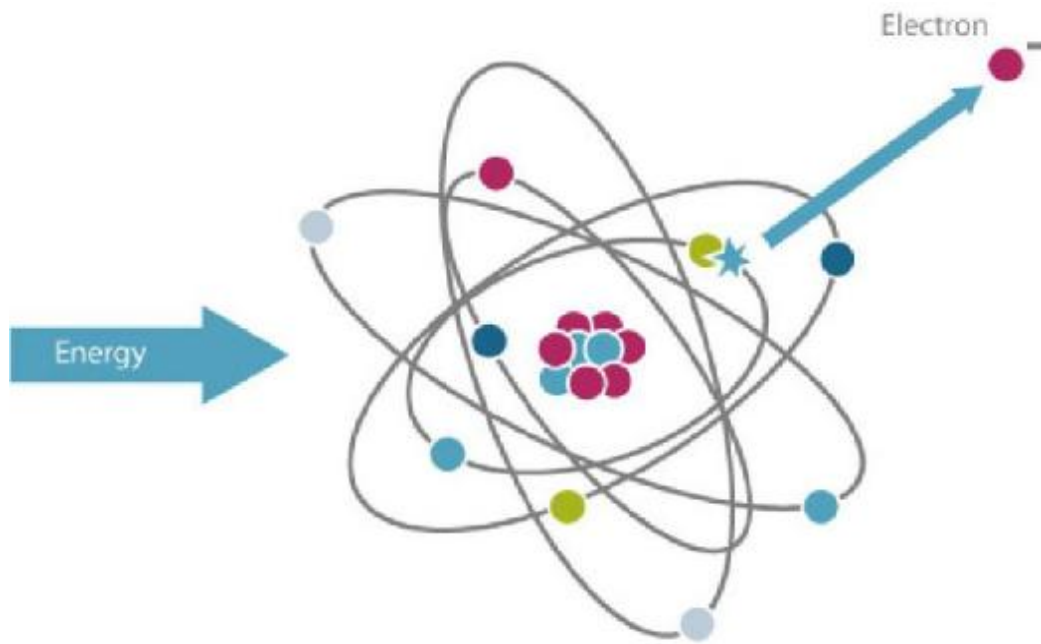


Σχήμα 4: Ιοντίζουσες και μη-Ιοντίζουσες ακτινοβολίες και Ενέργεια των Φωτονίων.

## 1.3 Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες

Ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ακτινοβολίες που μεταφέρουν ενέργεια ικανή να εισχωρήσει στην ύλη, να προκαλέσει ιοντισμό των ατόμων της, να διασπάσει βίαια χημικούς δεσμούς και να προκαλέσει βιολογικές βλάβες σε ζώντες οργανισμούς.

Ο ιοντισμός του ατόμου (Σχήμα 5) είναι φυσικό φαινόμενο που ακολουθεί την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας υψηλής ενέργειας με την ύλη. Είναι η βίαιη εκδίωξη ηλεκτρονίου από το άτομο, με αποτέλεσμα τη δημιουργία ζεύγους αντίθετα φορισμένων ιόντων.



Σχήμα 5: Ιονισμός ατόμου.

Οι γνωστότερες ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ακτίνες X που παράγονται στις λυχνίες των ακτινολογικών μηχανημάτων και χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική, καθώς και οι ακτινοβολίες α, β, και γ που εκπέμπονται από τους ασταθείς πυρήνες ατόμων. Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι διεισδυτικές ως ακτινοβολίες.

Η διεισδυτικότητά τους στην ύλη εξαρτάται από το είδος τους και την ενέργεια που μεταφέρουν. Τα σωμάτια "α" αποκόπτονται από ένα φύλλο χαρτιού, τα σωμάτια "β" από μερικά χιλιοστά plexiglass, ενώ η υψηλής ενέργειας ακτινοβολία "γ" απαιτεί σχετικά μεγάλα πάχη επιλεγμένων υλικών για να αποκοπεί (π.χ. μολύβι, σκυρόδεμα).

Η ποσότητα ενέργειας που μεταφέρεται από την ακτινοβολία στην ύλη ανά χιλιόγραμμο μάζας, καλείται δόση ακτινοβολίας. Η πιθανότητα βλάβης της υγείας σχετίζεται άμεσα με το μέτρο της δόσης ακτινοβολίας.

Ο άνθρωπος κατά τη διάρκεια της ζωής του, δέχεται ακτινοβολία από ένα μεγάλο σύνολο φυσικών και τεχνητών πηγών που βρίσκονται διεσπαρμένες γύρω του. Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες ανάλογα με την πηγή εκπομπή τους διακρίνονται σε:

- Φυσικές ακτινοβολίες (γήινο και διαστημικό περιβάλλον) και

- Τεχνητές ακτινοβολίες, τις οποίες εφηύρε και χρησιμοποιεί ο άνθρωπος.

Οι φυσικές πηγές είναι αναπόσπαστο συνθετικό του γήινου περιβάλλοντος και σε αυτές συγκαταλέγονται τα συστατικά του φλοιού της γης και η κοσμική ακτινοβολία. Το έδαφος, το νερό και ο αέρας, περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων και φυσικά ραδιενεργά στοιχεία, ενώ η επιφάνεια της γης προσβάλλεται συνεχώς και από την κοσμική ακτινοβολία με πηγές εκπομπής τον ήλιο και άλλες αστρικές περιοχές βυθισμένες στο διάστημα. Η κυριότερη συνιστώσα της φυσικής ραδιενέργειας από άποψη ραδιολογικών επιπτώσεων στον άνθρωπο, είναι το φυσικό ραδιενεργό αέριο ραδόνιο, το οποίο προέρχεται από το ουράνιο που υπάρχει στο έδαφος και τα πετρώματα της γης.

### **1.3.1 Τεχνητές πηγές ακτινοβολιών και η χρήση τους από τον άνθρωπο**

Ο άνθρωπος ανακάλυψε τις τεχνητές πηγές παραγωγής ακτινοβολιών κατά τα τέλη του 19ου αιώνα. Έκτοτε η συστηματική έρευνα οδήγησε τόσο στην εκτεταμένη χρήση τους, όσο και στην λήψη μέτρων για την προστασία από τις ενδεχόμενες βλαβερές επιπτώσεις τους.

Οι ακτινοβολίες χρησιμοποιούνται σήμερα:

- στην ιατρική με συμβολή στη διάγνωση και στη θεραπεία
- στη βιομηχανία (ραδιογραφίες, ακτινοβολητές για αποστείρωση υλικών, συσκευές για έλεγχο ποιοτικών παραμέτρων, διάφορα καταναλωτικά αγαθά κ.λπ.)
- στην παραγωγή ενέργειας
- στη γεωργία, την έρευνα και την εκπαίδευση.

Στις τεχνητές πηγές ακτινοβολίας του ανθρώπου θα πρέπει να προστεθεί και η ραδιορρύπανση του περιβάλλοντος που οφείλεται σε πυρηνικές δοκιμές στην ατμόσφαιρα που έγιναν πριν το 1962 και σε ορισμένα πυρηνικά ατυχήματα, όπως αυτό στον αντιδραστήρα του Τσερνομπίλ το 1986.

### **1.3.2 Βιολογικές επιδράσεις**

Η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να έχει άμεσα ή μακροπρόθεσμα βλαπτικά αποτελέσματα για την υγεία.

- Για πολύ μεγάλες δόσεις ακτινοβολίας, η έκθεση μπορεί να ακολουθηθεί από άμεση καταστροφή κυττάρων, οργάνων και συστημάτων και να οδηγήσει ενίοτε στο θάνατο

του ανθρώπου. Δόσεις που οδηγούν σε άμεσα αποτελέσματα παρατηρήθηκαν μόνο σε μεγάλα ραδιολογικά ή πυρηνικά ατυχήματα.

- Για σχετικά χαμηλές δόσεις, μικρότερες από αυτές που οδηγούν σε άμεσα αποτελέσματα, υπάρχει στατιστικά η πιθανότητα μελλοντικής εμφάνισης καρκίνου, της οποίας το μέτρο είναι ανάλογο της δόσης. Ιδιαίτερη σημασία έχουν οι βλάβες εκείνες που προκαλούνται στο γενετικό του υλικό του κυττάρου, διότι αυτές συνδέονται τόσο με τη μεταβίβαση κληρονομικών ανωμαλιών στους απογόνους όσο και με τη διαδικασία της καρκινογένεσης. Η αποκτηθείσα γνώση μας επιτρέπει με βεβαιότητα να συγκαταλέξουμε τις ακτινοβολίες στους 4000 και πλέον καταγεγραμμένους καρκινογόνους παράγοντες, - κατά κανόνα χημικά και φαρμακευτικά προϊόντα της σύγχρονης τεχνολογίας - που υπονομεύουν καθημερινά τη ζωή μας. Στην κλίμακα επικινδυνότητας, οι ακτινοβολίες κατατάσσονται στους σχετικά ήπιους καρκινογόνους παράγοντες.

## 1.4 Μη Ιοντίζουσες ακτινοβολίες

Μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι αυτές που μεταφέρουν σχετικά μικρή ενέργεια, ανίκανη να προκαλέσει ιοντισμό, ικανή όμως να προκαλέσει ηλεκτρικές, χημικές και θερμικές επιδράσεις στα κύτταρα, που μπορούν να αποβούν άλλοτε επιβλαβείς και άλλοτε ευεργετικές για τη λειτουργία τους. Ειδικότερα, μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι οι ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες στις οποίες εντάσσονται τα στατικά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία, όπως είναι αυτά που δημιουργούνται στο φυσικό περιβάλλον, τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία που δημιουργούνται στο περιβάλλον διατάξεων ηλεκτρικής ενέργειας, τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα που εκπέμπονται από κεραιές επικοινωνιών (π.χ. κεραιές ραδιοφωνίας και τηλεόρασης, σταθμοί βάσης κινητής τηλεφωνίας συστήματα ραντάρ κ.ά.), καθώς και η υπέρυθρη, η ορατή και η υπεριώδης ακτινοβολία.

Οι βιολογικές επιδράσεις των μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών διαφέρουν ουσιαστικά από αυτές της ιοντιζουσας ακτινοβολίας και εξαρτώνται από την ένταση και τη συχνότητά τους. Έτσι, τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία επιδρούν στο ανθρώπινο σώμα, επάγοντας πεδία και ρεύματα στο εσωτερικό του, ενώ τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα θερμαίνοντας τα κύτταρα και τους ιστούς.

### 1.4.1 Πηγές μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Μη ιοντίζουσες είναι οι ηλεκτρομαγνητικές ακτινοβολίες που είναι ανίκανες να προκαλέσουν βιολογικές επιδράσεις λόγω ιοντισμού. Στις ακτινοβολίες αυτές εντάσσονται τα στατικά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία όπως είναι αυτά που δημιουργούνται στο φυσικό περιβάλλον, τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία που δημιουργούνται στο περιβάλλον διατάξεων ηλεκτρικής ενέργειας, τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα που εκπέμπονται από κεραιές επικοινωνιών (π.χ. σταθμούς βάσης κινητής τηλεφωνίας), κεραιές ραδιοφωνίας και τηλεόρασης, συστημάτων ραντάρ κ.ά., καθώς και η υπεριώδης, η ορατή και η υπέρυθρη ακτινοβολία. Στην Ιατρική οι κύριες πηγές μη ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι τα υψηλής έντασης μαγνητικά πεδία από το MRI, οι υπέρηχοι από τις συσκευές υπερήχων καθώς και η ακτινοβολία που προέρχεται από τα ιατρικά Laser.

### 1.4.2 Βιολογικές επιδράσεις

Οι βιολογικές επιδράσεις που προκαλούν οι μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι διαφορετικές από εκείνες της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, αλλά και μεταξύ τους. Έτσι, τα χαμηλόσυχνα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία επιδρούν στο ανθρώπινο σώμα επάγοντας πεδία και ρεύματα στο εσωτερικό του, ενώ τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα θερμαίνουν τα κύτταρα και τους ιστούς.

## Κεφάλαιο 2

### 2.1 Laser

Η λέξη Laser είναι ακρωνύμιο των λέξεων Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation που σημαίνει ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας. Δηλαδή ένα laser είναι ένας ενισχυτής φωτός που μπορεί να παράγει μία έντονη δέσμη φωτονίων τα οποία έχουν την ίδια συχνότητα, φάση, διεύθυνση και πόλωση. Όλες οι εφαρμογές των lasers βασίζονται σε ένα ή και περισσότερα από αυτά τα ειδικά γνωρίσματα. Από τα παραπάνω, το χαρακτηριστικό που ξεχωρίζει και τονίζει την ιδιαιτερότητα των laser είναι η συμφωνία, για αυτό και το φως που προέρχεται από το laser ονομάζεται «σύμφωνο», σε αντίθεση με το κοινό φως το οποίο είναι ασύμφωνο.

Οι χρήσεις των lasers ποικίλουν με την μεγαλύτερη από αυτή και πιο σπουδαία να είναι η διακίνηση και επεξεργασία της πληροφορίας όπου με την χρήση διοδικών laser και οπτικών ινών στέλνονται σήματα συνδέοντας πόλεις ακόμα όμως και μεγαλύτερες αποστάσεις συνδέοντας ηπείρους.

Μια άλλη σπουδαία εφαρμογή των lasers είναι η χρήση τους σε μετρητικές διατάξεις, με σκοπό την πραγματοποίηση μετρήσεων υψηλής ακρίβειας του μεγέθους μηχανικών εξαρτημάτων συγκρίνοντας τις αποστάσεις που ταξιδεύουν διάφορες δέσμες. Οι γεωλόγοι μετρούν τις μικρές μετατοπίσεις των τεκτονικών πλακών ενώ σε ερευνητικά εργαστήρια, laser χρωστικών ή laser στερεάς κατάστασης βοηθούν τους επιστήμονες να εξετάσουν τι δομές ατόμων και μορίων και να αναλύσουν την σύνθεση των υλικών.

Lasers υψηλής ενέργειας όπως ο Nova laser που έχει ισχύ 100 τρισεκατομμύρια Watts, θερμαίνουν και συμπιέζουν πυρηνικό καύσιμο ώστε να προκαλέσουν ελεγχόμενες πυρηνικές αντιδράσεις.



Τέλος παλμοί laser στην ορατή περιοχή του φάσματος βοηθούν στην πρόληψη τύφλωσης για εκατομμύρια διαβητικούς που υποφέρουν από διαβητική πάθηση του αμφιβληστροειδούς, μια ασθένεια όπου αιμορραγούν αγγεία εμποδίζουν την όραση. Χειρουργοί χρησιμοποιούν laser διοξειδίου του άνθρακα για ειδικές εγχειρήσεις σε ιδιαίτερα ευαίσθητες περιοχές όπως ο λάρυγγας και τα γυναικεία γεννητικά όργανα. Laser χρωστικών χρησιμοποιούνται στην εξάλειψη αιμαγγειωμάτων στα νεογνά και στον κατακερματισμό των λίθων των νεφρών που είναι δύσκολο να πραγματοποιηθεί με άλλες μεθόδους.

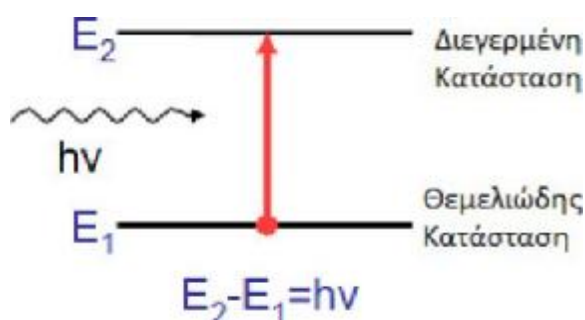
Αυτές είναι λίγες από τις πάμπολλες εφαρμογές και χρήσεις των lasers σε ποικίλους τομείς των ανθρώπινων δραστηριοτήτων, οι οποίες και συνεχώς αυξάνονται. Αλλά πρώτα πρέπει να μελετήσουμε τον τρόπο και τις φυσικές διεργασίες με τις οποίες παράγεται μία δέσμη φωτός laser.

## 2.2 Απορρόφηση, Αυθόρμητη εκπομπή, Εξαναγκασμένη εκπομπή

Για να κατανοήσουμε την λειτουργία ενός laser πρέπει πρώτα να δούμε ποιές είναι οι βασικές διεργασίες που μπορούν να λάβουν χώρα κατά την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου (Φωτός) και ενός ατομικού συστήματος (Υλης). Αυτές είναι η Απορρόφηση, η Αυθόρμητη Εκπομπή και η Εξαναγκασμένη Εκπομπή.

### 2.2.1 Απορρόφηση

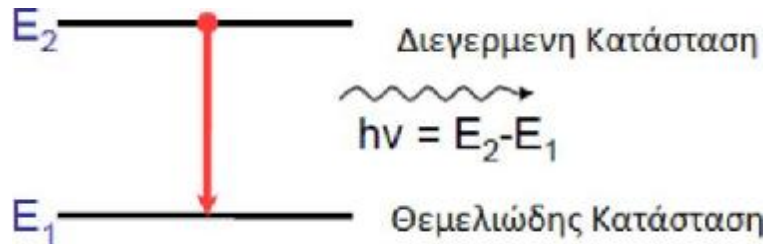
Ένα άτομο μπορεί να απορροφήσει ένα φωτόνιο ενέργειας  $h\nu$  (όπου  $h$  είναι η σταθερά του Planck και  $\nu$  η συχνότητα του φωτονίου) και να υποστεί διέγερση από μία κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας  $E_1$  σε μία κατάσταση υψηλότερης ενέργειας  $E_2$  όπου όμως ισχύει  $E_2 - E_1 = h\nu$



Σχήμα 6: Διαδικασία Αυθόρμητης Εκπομπής.

### 2.2.2 Αυθόρμητη εκπομπή

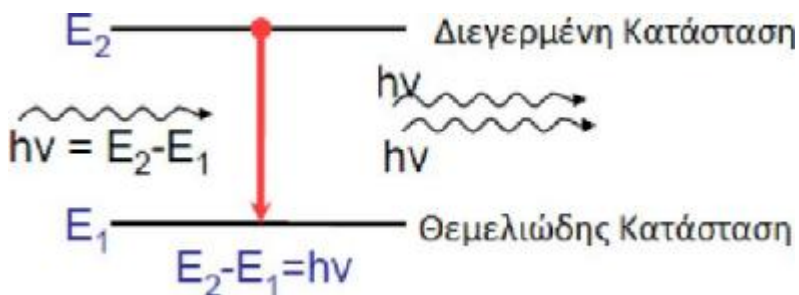
Κατά την αυθόρμητη εκπομπή, ένα άτομο το οποίο είναι διεγερμένο στην κατάσταση  $E_2$  αποδιεγείρεται στην κατάσταση  $E_1$  εκπέμποντας ταυτόχρονα φωτόνιο το οποίο έχει ενέργεια ίση με την διαφορά ενέργειας των δύο καταστάσεων  $E_2 - E_1 = h\nu$



Σχήμα 7: Διαδικασία Αυθόρμητης Εκπομπής.

### 2.2.3 Εξαναγκασμένη Εκπομπή

Η εξαναγκασμένη εκπομπή είναι παρόμοια με την αυθόρμητη εκπομπή, μόνο που ενώ στην αυθόρμητη εκπομπή το άτομο αποδιεγείρεται μόνο του, στην εξαναγκασμένη το αναγκάζουμε να αποδιεγερθεί με την χρήση ενός φωτονίου ενέργειας ίσης με την διαφορά των δύο επιπέδων  $E_2 - E_1 = h\nu$ , με αποτέλεσμα να έχουμε δύο φωτόνια τα οποία έχουν την ίδια ακριβώς ενέργεια. Στο φαινόμενο της εξαναγκασμένης εκπομπής βασίζεται η λειτουργία των Laser.



Σχήμα 8: Διαδικασία Εξαναγκασμένης Εκπομπής.

## 2.2.4 Δημιουργία δέσμης laser

Όπως αναφέραμε παραπάνω το laser είναι ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας. Παρακάτω θα μελετήσουμε την δημιουργία της δέσμης laser, με την βοήθεια του φαινομένου της αναστροφής πληθυσμών.

Όταν προσπίπτει φως σε ένα σύστημα ατόμων υπό θερμική ισορροπία υπάρχει απορρόφηση ενέργειας καθώς υπάρχουν περισσότερα άτομα στην θεμελιώδη κατάσταση από ότι στην διεγερμένη. Αν προκαλέσουμε αντιστροφή αυτής της κατάστασης, (με π.χ. οπτική άντληση ή εφαρμογή υψηλής τάσης) με το μεγαλύτερο μέρος του πληθυσμού να βρίσκεται στην διεγερμένη, έχουμε μια κατάσταση η οποία ονομάζεται αντιστροφή πληθυσμών. Στην κατάσταση αντιστροφής πληθυσμών ένα και μοναδικό φωτόνιο μπορεί – υπό τις κατάλληλες συνθήκες να προκαλέσει χιονοστιβάδα από φωτόνια τα οποία έχουν προέλθει από εξαναγκασμένη εκπομπή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα όλα τα φωτόνια που προκύπτουν να έχουν την ίδια συχνότητα, την ίδια φάση και να κινούνται προς την ίδια κατεύθυνση.

Υπάρχουν πολλά διαφορετικά είδη laser αλλά όλα μοιράζονται ένα κοινό στοιχείο: Κάθε ένα από αυτά περιέχει ένα υλικό το οποίο είναι ικανό να ενισχύει την ακτινοβολία. Το υλικό αυτό ονομάζεται Ενεργό Υλικό (Gain Medium) επειδή η ακτινοβολία ενισχύεται με κάθε πέρασμά της μέσα από αυτό. Η Φυσική Αρχή που ευθύνεται για αυτήν την ενίσχυση είναι η Εξαναγκασμένη Εκπομπή και ανακαλύφθηκε από τον Albert Einstein το 1916.

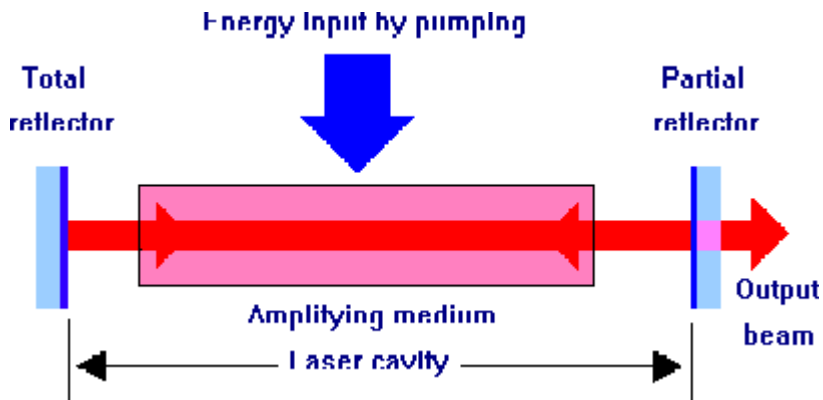
Στο παρακάτω Σχήμα 11 παρατηρούμε τα βασικά στοιχεία που αποτελούν ένα laser. Αποτελείται από το Ενεργό Υλικό (Amplifying/Gain Medium) το οποίο ενισχύει την ακτινοβολία που διέρχεται από αυτό. Το υλικό αυτό βρίσκεται ανάμεσα από δύο κάτοπτρα υψηλής αντανακλαστικότητας (ολικής το ένα και μερικής το άλλο), τα οποία έχουν σκοπό να «παγιδεύουν» το φως, έτσι ώστε να το αναγκάζουν να εγκλωβίζεται μέσα στην οπτική κοιλότητα και να διέρχεται συνεχόμενα μέσα από το ενεργό υλικό, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα την ενίσχυσή του. Θεωρώντας ότι ένα φωτόνιο παράγεται παράλληλα στον άξονα του Ενεργού Υλικού υφίσταται πολλαπλές ανακλάσεις ανάμεσα στα κάτοπτρα. Μετά από κάθε πλήρη κύκλο στην κοιλότητα η ένταση του πακέτου των φωτονίων που σχηματίζεται αυξάνεται κατά  $G^2$  και μειώνεται κατά  $R$ , (όπου  $G$  είναι η απολαβή έντασης της ράβδου και  $R$  η αντανακλαστικότητα του μερικώς ανακλαστικού κατόπτρου). Αν ισχύει όμως  $G^2 \cdot R > 1$  τότε η ένταση του φωτός αυξάνεται χωρίς όριο, με αποτέλεσμα να έχουμε την εκπομπή μιας ισχυρής-κατευθυντικής δέσμης φωτός με την ισχύ της

Μια δεύτερη προϋπόθεση για την εκπομπή ακτινοβολίας laser είναι τα φωτόνια που υφίστανται τις πολλαπλές ανακλάσεις να έχουν την ίδια φάση με τα φωτόνια τα οποία προέρχονται από το ενεργό υλικό. Αν συμβαίνει διαφορετικά τότε τα δύο κύματα θα συμβάλλουν καταστροφικά με αποτέλεσμα τον τερματισμό της εκπομπής. Επομένως τα μόνα κύματα που υπάρχουν στην κοιλότητα είναι αυτά που ικανοποιούν την συνθήκη:

$$n\lambda = 2d$$

όπου  $d$  το μήκος της οπτικής κοιλότητας

Το σύστημα αυτό του ενεργού υλικού σε συνδυασμό με τα κάτοπτρα, ονομάζεται Οπτικό Αντηχείο και ενισχύει συγκεκριμένες οπτικές συχνότητες σε αντιστοίχιση με το Ακουστικό Αντηχείο το οποίο ενισχύει συγκεκριμένες ακουστικές συχνότητες.



Σχήμα 9: Τα μέρη από τα οποία αποτελείται ένα Laser.

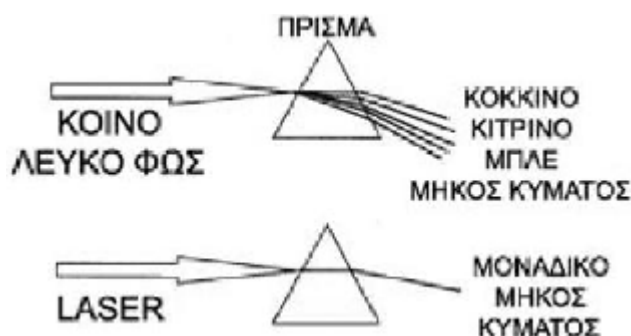
Είναι κατανοητό το ένα ποιοτικό laser πρέπει να ισορροπεί ανάμεσα στο κέρδος και στις απώλειες(φωτόνια που δεν παράγονται παράλληλα στον άξονα του Ενεργού Υλικού) και επειδή λειτουργούν με βασικές αρχές της Φυσικής κάθε στάδιο της λειτουργίας ενός laser είναι μια ευκαιρία για απώλεια ενέργειας και αύξηση της εντροπίας.

## 2.3 Χαρακτηριστικά Ακτινοβολίας Laser

Λόγω του ιδιαίτερου τρόπου με τον οποίο δημιουργείται η το φως που προέρχεται από τα Laser, παρουσιάζει ορισμένα χαρακτηριστικά τα οποία δεν εμφανίζονται στις υπόλοιπες πηγές φωτός (φυσικό φως και φως τεχνητών φωτεινών πηγών). Τα χαρακτηριστικά αυτά (Υψηλή κατευθυντικότητα, φωτεινότητα, μονοχρωματικότητα και υψηλό βαθμό συμφωνίας) θα τα μελετήσουμε στις παρακάτω παραγράφους.

### 2.3.1 Μονοχρωματικότητα

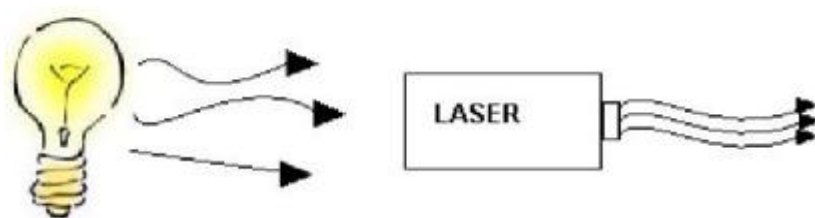
Αν φυσικό ή τεχνητό φως περάσει μέσα από ένα πρίσμα (Σχήμα 12 ), μπορούμε να δούμε την ανάλυση του στα διάφορα χρώματα – μήκη κύματος του ορατού φάσματος (κόκκινο, πορτοκαλί, κίτρινο, μπλε και ιώδες). Αν συμβεί το αντίστοιχο με την δέσμη ενός laser, θα παρατηρήσουμε μόνο ένα χρώμα να εμφανίζεται στο χαρτί, αυτό της προσπίπτουσας στο πρίσμα δέσμης. Αν αντί για πρίσμα χρησιμοποιήσαμε έναν μονοχρωμάτορα σχετικά μεγάλης αναλυτικής ικανότητας θα μπορούσαμε να μετρήσουμε την κατανομή της έντασης του φωτός του laser ως συνάρτηση του μήκους κύματος, όπως φαίνεται στο Σχήμα. Το πλάτος στο μισό του ύψους της κατανομής (FWHM, Full Width at Half Maximum) χαρακτηρίζει την μονοχρωματικότητα της ακτινοβολίας ή ισοδύναμα το φασματικό εύρος(Bandwidth) του laser. Όσο πιο στενή είναι η κατανομή, τόσο πιο μονοχρωματική είναι η ακτινοβολία.



**Σχήμα 10: Ανάλυση του φωτός στα επιμέρους μήκη κύματός κατά την διέλευσή του μέσα από ένα πρίσμα.**

### 2.3.2 Κατευθυντικότητα

Σε αντίθεση με άλλες φωτεινές πηγές η ακτινοβολία που εξέρχεται από ένα laser διαδίδεται προς μία συγκεκριμένη κατεύθυνση με μικρή γωνιακή διασπορά ως προς την κατεύθυνση διάδοσης όπως δείχνεται και στο Σχήμα 13. Παρουσιάζει δηλαδή κατευθυντικότητα. Όσο δε μικρότερη είναι η γωνία απόκλισης, τόσο μεγαλύτερη είναι η κατευθυντικότητα της δέσμης. Ο τύπος του οπτικού αντηχείου, η ποιότητα των κατόπτρων τη κοιλότητας καθώς και ο τρόπος άντλησης του laser καθορίζουν τον βαθμό κατευθυντικότητας της δέσμης laser. Η κατευθυντικότητα της ακτινοβολίας laser είναι η ιδιότητα που αξιοποιείται σε ένα πλήθος εφαρμογών αλλά είναι και ένας λόγος αυξημένης επικινδυνότητας.



Σχήμα 11: Κατευθυντικότητα και συμφωνία ακτινοβολίας που προέρχεται από Laser.

### 2.3.3 Φωτεινότητα (Brightness)

Η φωτεινότητα της ακτινοβολίας των διαφόρων συστημάτων laser είναι πολύ μεγάλη και μπορεί να γίνει συγκρίσιμη αν όχι κατά πολύ μεγαλύτερη της λαμπρότητας του ήλιου. Με απλούς υπολογισμούς βρίσκουμε ότι η φωτεινή ισχύ ανά μονάδα φωτιζόμενης επιφάνειας και ανά μονάδα στερεάς γωνίας μέσα στην οποία διαδίδεται η ακτινοβολία είναι:

Laser:  $1.2 \cdot 10^9 \text{W/m}^2\text{sr}$

Λάμπα πυρακτώσεως:  $4 \cdot 10^3 \text{W/m}^2\text{sr}$

Ήλιος:  $2 \cdot 10^7 \text{W/m}^2\text{sr}$

Παρατηρούμε λοιπόν, ότι η φωτεινότητα του laser είναι περίπου 60 φορές μεγαλύτερη από αυτήν του ήλιου. Εύκολα γίνεται αντιληπτό τώρα, γιατί ένα laser με ισχύ εξόδου μόλις 5mW θεωρείται επικίνδυνο ενώ μία λάμπα πυρακτώσεως 100W όχι.

### 2.3.4 Συμφωνία (Χρονική – Χωρική)

Η ύπαρξη του φασματικού εύρους. Δεν υποδηλώνει ότι διαφορετικές συχνότητες μέσα σε μια δέσμη laser μπορούν να βρεθούν εκτός φάσης μεταξύ τους. Ο χρόνος που απαιτείται έτσι ώστε δύο συχνότητες που διαφέρουν κατά  $\Delta\nu$  εκτός φάσης κατά  $2\pi$  ισούται με  $1/\Delta\nu$ . Μετά αυτό το χρονικό διάστημα ενδέχεται να έχουμε καταστροφική συμβολή με αποτέλεσμα η δέσμη να απολέσει την συμφωνία της. Το χρονικό αυτό διάστημα  $\Delta t = 1/\Delta\nu$  ονομάζεται χρόνος συμφωνίας της δέσμης. Ακόμα και για ένα laser που έχει φασματικό εύρος  $\Delta\nu = 1\text{MHz}$  βρίσκουμε ότι ο χρόνος συμφωνίας είναι  $\Delta t = 1\mu\text{s}$  και είναι πολύ μικρότερος σε σύγκριση με το  $\Delta t = 2 \cdot 10^{-15}$ , που είναι ο χρόνος συμφωνίας του ηλιακού φωτός. Αντίστοιχα ως χωρική συμφωνία ορίζεται το διάστημα που πρέπει να διανύσει η δέσμη, μέχρι να χάσει την συμφωνία της και ορίζεται ως μήκος συμφωνίας το διάστημα  $\Delta z = c\Delta t$ .

### 2.4 Ταξινόμηση των Laser βάσει επικινδυνότητας

Η ταξινόμηση των laser με βάσει την επικινδυνότητά τους, αναπτύχθηκε για να βοηθήσει τους χρήστες λέιζερ στην εκτίμηση του πιθανού κινδύνου που μπορεί να προκύψει από την χρήση τους.

Τα Laser χωρίζονται σε κατηγορίες ανάλογα με τη ισχύ και την ενέργεια της δέσμης, το μήκος κύματος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας καθώς και την διάρκεια της έκθεσης. Η ταξινόμηση αυτή βασίζεται στις δυνατότητες των Laser να προκαλέσουν βιολογικές βλάβες στο μάτι ή και στο δέρμα, και στο ενδεχόμενο πρόκλησης πυρκαγιών. Αυτά οφείλονται στην άμεση έκθεση στην δέσμη καθώς και στην διάχυση ή ανάκλαση αυτής. Επομένως με βάση αυτή την ταξινόμηση των Laser ο εκάστοτε χρήστης μπορεί να ακολουθήσει τις απαραίτητες προφυλάξεις ασφαλείας που είναι συγκεκριμένες για την κάθε κατηγορία. Η κατανόηση της ταξινόμησης αποτελεί θεμέλιο λίθο στα θέματα ασφαλείας που σχετίζονται με τα Laser.

Η ταξινόμηση των συστημάτων Laser βασίζεται στη μέγιστη διαθέσιμη ισχύ για την προοριζόμενη χρήση. Στην περίπτωση όμως που το σύστημά μας είναι ικανό να εκπέμπει πολλά μήκη κύματος, τότε η ταξινόμηση γίνεται με βάση την πιο επικίνδυνη δυνατή λειτουργία.

### 2.4.1 Κατηγορία 1 (Class1)

Στην κατηγορία αυτή κατατάσσονται τα Laser τα οποία δεν παράγουν επιβλαβή ακτινοβολία κατά την προβλεπόμενη λειτουργία τους. Είναι όμως ικανά να προκαλέσουν βλάβες, οι οποίες όμως δεν οφείλονται στην δέσμη Laser (Non-beam hazards). Εντούτοις, άσκοπη έκθεση στην δέσμη αυτών των Laser θα πρέπει να αποφεύγεται.

### 2.4.2 Κατηγορία 1M (Class 1M)

Ούτε αυτή η κατηγορία μπορεί υπό κανονικές συνθήκες να παράγει επιζήμια επίπεδα ακτινοβολίας. Εκτός και αν κοιτάξουμε την δέσμη με την βοήθεια ισχυρών οπτικών μέσων όπως ισχυρούς φακούς (eye-loupe) ή τηλεσκόπιο. Τα laser αυτά πρέπει να επισημαίνονται, αλλά δεν χρειάζονται παραπάνω μέτρα προστασίας πέραν της πρόληψης χρήσης οπτικών μέσων.

### 2.4.3 Κατηγορία 2 (Class 2)

Ένα Laser που ανήκει στην κατηγορία 2 μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς περιορισμούς με τον τρόπο που προβλέπεται από τον κατασκευαστή και χωρίς ειδική κατάρτιση. Τα Laser της κατηγορίας αυτής εκπέμπουν ακτινοβολία στην ορατή περιοχή του φάσματος(400-700nm) και μπορούν να προκαλέσουν βλάβη στον οφθαλμό στην περίπτωση της μακροχρόνιας έκθεσης. Το πετάρισμα του οφθαλμού διαρκεί 0,25 δευτερόλεπτα, όταν εκτίθενται σε ακτινοβολία που προέρχεται από Laserκατηγορίας 2 και αυτό το φυσικό αντανακλαστικό των βλεφάρων παρέχει επαρκή προστασία. Η ισχύς τους είναι μεταξύ 0.4 microwatt ( $\mu\text{W}$ ) και 1 mille watt (mW) για Laser συνεχούς λειτουργίας. Ο μεγαλύτερος αριθμός αυτή της κατηγορίας είναι τα LaserΗλίου-Νέου (He-Ne).

### 2.4.4 Κατηγορία 2M (Class 2M)

Ομοίως με τα παραπάνω. Ο κίνδυνος να γίνουν επικίνδυνα αυξάνει σημαντικά όταν η έκθεση γίνεται μέσα από οπτικά μέσα.



#### 2.4.5 Κατηγορία 3R(Class 3R)

Είναι συστήματα Laser που είναι δυνητικά επικίνδυνα για άμεση ή από (κατοπτρική) ανάκλαση έκθεση ματιού που είναι σταθερό και κατάλληλα εστιασμένο. Η πιθανότητα τραυματισμού είναι μικρή. Δεν δημιουργούν ούτε κινδύνους πυρκαγιάς ούτε κινδύνους από διάχυση της δέσμης. Μπορούν όμως να δημιουργήσουν κινδύνους αν διέρχονται μέσα από κατάλληλα οπτικά μέσα. Laser ισχύος εξόδου μεταξύ 1-5mW, ανήκουν σε αυτήν την κατηγορία

#### 2.4.6 Κατηγορία 3B(Class 3B)

Τα Laser στην κατηγορία 3B μπορούν να προκαλέσουν τραυματισμό του οφθαλμού σε περίπτωση που κοιτάζουμε απευθείας την δέσμη ή ακόμα και κάποια ανάκλασή της. Η ισχύς εξόδου των Laser κυμαίνεται από 5-500 mW για Laser συνεχούς λειτουργίας (CW) και λιγότερο από 0,03 Joule (J) για παλμικά Laser (Pulsed) τα οποία έχουν εύρος παλμού μικρότερο από 0,25 δευτερόλεπτα.

#### 2.4.7 Κατηγορία 4(Class 4)

Τα Laser της κατηγορίας αυτής είναι τα πιο επικίνδυνα. Όλοι οι τύποι δέσμης (άμεση, ανακλώμενη, διαχεόμενη) μπορούν να προκαλέσουν σοβαρό τραυματισμό, τόσο στον οφθαλμό όσο και στο δέρμα. Επιπλέον μπορούν να προκαλέσουν ανάφλεξη εύφλεκτων υλικών και να δημιουργήσει επικίνδυνα αέρια(π.χ. O<sub>3</sub>). Η ισχύς εξόδου για όλα τα μήκη κύματος είναι άνω των 500mW για Laser συνεχούς λειτουργίας (CW) και μεγαλύτερη από 0,03J για παλμικά Laser (Pulsed). Η εκπεμπόμενη ακτινοβολία είναι είτε στα ορατά είτε στα μη-ορατά μήκη κύματος.

Ταξινόμηση Συστημάτων Laser	
<b>Class 1</b>	$P < 0.4 \mu\text{W}$ , Ακίνδυνο
<b>Class 1M</b>	Ομοίως με Class 1. Επικίνδυνο μόνο σε περίπτωση χρήσης ισχυρών οπτικών
<b>Class 2</b>	$0.4 < P < 1 \text{ mW CW}$ ορατή ακτινοβολία, στιγμιαία άμεση έκθεση
<b>Class 2M</b>	Ομοίως με Class 2. Επικίνδυνο μόνο σε περίπτωση χρήσης ισχυρών οπτικών
<b>Class 3R</b>	$1 < P < 5 \text{ mW CW}$ ορατή ακτινοβολία, στιγμιαία άμεση έκθεση
<b>Class 3B</b>	$5 < P < 500 \text{ mW CW}$ καμιά άμεση έκθεση
<b>Class 4</b>	$\text{CW } P > 500 \text{ mW}$ , παλμικά, ιδιαίτερα επικίνδυνα

**Πίνακας 1: Ταξινόμηση των Laser με βάση την επικινδυνότητα/ισχύ τους.**

Η ταξινόμηση αυτή είναι η πιο πρόσφατη και τέθηκε σε ισχύ από το 2007. Παρακάτω παραθέτουμε έναν πίνακα στον οποίο παρουσιάζεται η παλαιότερη ταξινόμηση και η αντιστοίχιση της με την νέα ταξινόμηση των συστημάτων Laser.

Παλαιά Κατηγοριοποίηση Laser βάσει επικινδυνότητας	Νέα Κατηγοριοποίηση Laser βάσει επικινδυνότητας(2007)
I	1/1M*
II	2/2M*
IIa	2
IIIa	3R <sup>^</sup>
IIIb	3B
IV	4
*M=Magnification, Μεγέθυνση, R <sup>^</sup> =Reduced, Μειωμένο	

**Πίνακας 2: Παλαιά και Νέα ταξινόμηση των Laser.**

Τα συστήματα Laser μπορούν να χωριστούν σε κατηγορίες σύμφωνα με τον τρόπο λειτουργίας τους, τη «φύση» του οπτικού ενεργού μέσου. Στη συνέχεια αναφέρουμε τους κανόνες ταξινόμησης των Laser κατηγορίες που αναφέρθηκαν.

## 2.5 Ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας

### 2.5.1 Continuous Wave Lasers - CW (Laser συνεχούς λειτουργίας):

Τα συστήματα αυτά λειτουργούν με σταθερό ρυθμό ισχύος της δέσμης. Στα περισσότερα Laser μεγάλης ισχύος υπάρχει δυνατότητα καθορισμού της, ενώ στα laser αερίων μικρής ισχύος (He-Ne) η ισχύς εξόδου είναι σταθερή εκ κατασκευής και μειώνεται με την πάροδο του χρόνου.

### 2.5.2 Single Pulsed Lasers (Laser μονού παλμού):

Τα laser συνήθως έχουν διάρκεια παλμού από μερικές εκατοντάδες microseconds ως μερικά milliseconds. Αυτός ο τρόπος λειτουργίας αναφέρεται και ως κανονικός τρόπος, ή μακρύς παλμός.

### 2.5.3 Single Pulsed Q-Switched (Laser μετατροπής Q):

Είναι εκείνα τα συστήματα Laser στα οποία μία καθυστέρηση εκτός της κοιλότητας επιτρέπει στο ενεργό μέσο να αποθηκεύσει το μέγιστο της ενέργειας. Έπειτα, ύστερα από συνθήκες βέλτιστου κέρδους (gain), η εκπομπή συμβαίνει σε μονό παλμό, της τάξης του 10-8s. Η ισχύς των παλμών αυτών συνήθως φτάνει σε επίπεδα μεταξύ 106-108W.

### 2.5.4.Pulsed Lasers (Παλμικά Laser):

Είναι αυτά τα συστήματα Laser που λειτουργούν όπως τα μονού παλμού, με επανάληψη της διαδικασίας με σταθερό ή και μεταβλητό ρυθμό.

### 2.5.5 Mode Locked Lasers (Laser εγκλειδώσης ρυθμού):

Αυτά λειτουργούν ως αποτέλεσμα των συντονισμένων ρυθμών της οπτικής κοιλότητας, οι οποίοι μπορούν να επηρεάσουν τα χαρακτηριστικά της εξερχόμενης δέσμης. Όταν οι φάσεις των διαφορετικής συχνότητας ρυθμών συγχρονίζονται, τότε οι ρυθμοί συμβάλλουν μεταξύ τους με αποτέλεσμα στενούς επαναλαμβανόμενους παλμούς. Τα laser αυτής της κατηγορίας παράγουν σειρές από παλμούς με διάρκειες από picoseconds( $10^{-12}$ ) ως femtoseconds( $10^{-15}$ ).

## 2.6 Ανάλογα με το ενεργό μέσο

### 2.6.1 Solid State Laser (Laser στερεάς κατάστασης):

Είναι τα Laser που χρησιμοποιούν ως ενεργό μέσο είτε ένα μονωτικό κρύσταλλο, ή γυαλί. Το υλικό που παράγει την ακτινοβολία Laser, συνήθως ιόντα  $\text{Cr}^{3+}$ ,  $\text{Nd}^{3+}$ , είναι διασκορπισμένο σε κρυσταλλικό πλέγμα.

### 2.6.2 Semiconductor Laser (Laser ημιαγωγών ή διοδικά):

Ημιαγώγιμες διατάξεις, οι οποίες αποτελούνται από δύο στρώματα ημιαγώγιμου υλικού σε επαφή. Τα Laser αυτού του τύπου είναι πολύ μικρών διαστάσεων και ισχύος και μπορούν να τοποθετηθούν σε ολοκληρωμένα κυκλώματα.

### 2.6.3 Gas Laser (Laser αερίων):

Χρησιμοποιούν ως ενεργό μέσο ένα αέριο ή μείγμα αερίων μέσα σε σωλήνα.

### 2.6.4 Excimer Laser (Laser διεγερμένων διμερών):

Μοριακά Laser που εμπλέκουν μεταπτώσεις μεταξύ διαφορετικών ηλεκτρονικών καταστάσεων..

### 2.6.5 Chemical Laser (χημικά Laser):

Είναι τα Laser εκείνα στα οποία η αναστροφή πληθυσμών παράγεται άμεσα μέσω μιας χημικής αντίδρασης. Συνήθως τα χημικά laser περιλαμβάνουν στο μηχανισμό άντλησης μία αντίδραση μεταξύ αερίων στοιχείων ή ενώσεων.

### 2.6.6 Dye Laser (Laser χρωστικών):

Είναι εκείνα που το ενεργό μέσο αποτελείται από διαλύματα σύνθετων οργανικών χρωστικών σε υγρά όπως η αιθυλική και η μεθυλική αλκοόλη ή το νερό. Κατάλληλη επιλογή της χρωστικής και της συγκέντρωσής της επιτρέπει την παραγωγή δέσμης Laser σε μεγάλη περιοχή μηκών κύματος, μέσα και γύρω από το ορατό φάσμα.

### 2.6.7 Laser Χρωματικών Κέντρων:

Χρωματικά κέντρα σε κρυστάλλους αλογονούχων αλκαλίων χρησιμοποιούνται ως αποδοτικά, οπτικά αντλούμενα, laser με πλατιά επιλεκτικότητα στο κοντινό υπέρυθρο.

### **2.6.8 Laser ελευθέρων ηλεκτρονίων:**

Τα ηλεκτρόνια κινούνται ελεύθερα διαμέσου ενός περιοδικού μαγνητικού πεδίου και η διαδικασία εξαναγκασμένης εκπομπής προέρχεται από την αλληλεπίδραση του H/M πεδίου της δέσμης Laser με τα ηλεκτρόνια.(κυρίως σε πειραματικό στάδιο).

## Κεφάλαιο 3

Η κύρια ανησυχία από την χρήση συστημάτων Laser είναι πάντα η πιθανότητα τραυματισμού των οφθαλμών. Η πιθανότητα αυτή οδηγεί στον έλεγχο και εφαρμογή μέτρων προστασίας.

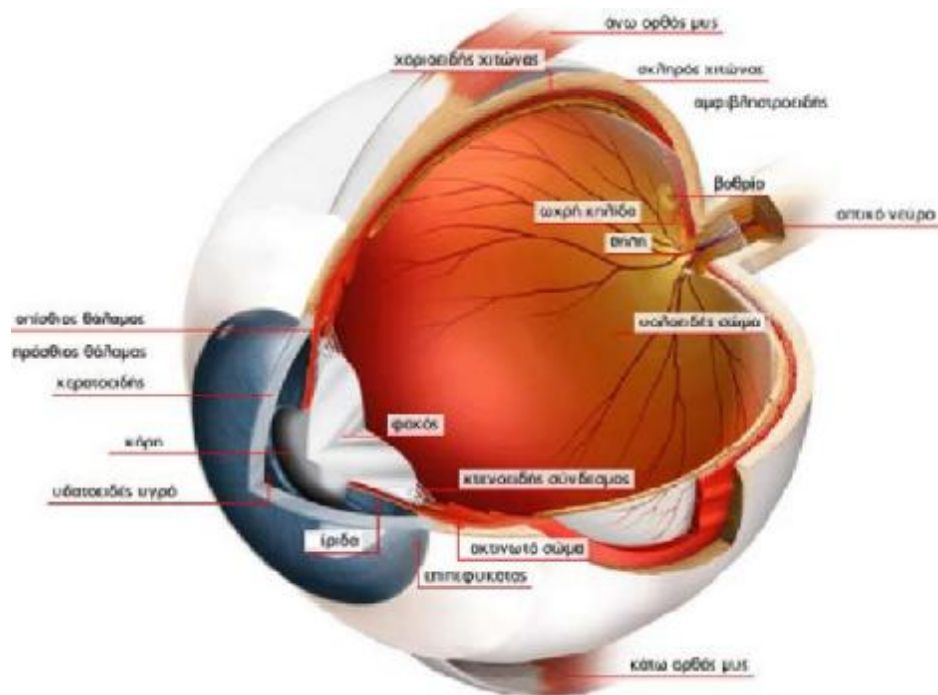
Η επίδραση της ακτινοβολίας που προέρχεται από ένα Laser ποικίλλει ανάλογα με το μήκος κύματος αυτής και το τμήμα του ματιού με το οποίο αλληλεπιδρά. Επιπλέον, διαφέρουν και οι βιολογικές επιδράσεις μεταξύ άμεσης και διάχυτης έκθεσης.

### 3.1 Οφθαλμός

Ο κίνδυνος για τον οφθαλμό οφείλεται στις ακτίνες που εισέρχονται σε αυτόν. Ο οφθαλμός είναι το πιο ευαίσθητο στο φως όργανο. Μια μικρή δέσμη Laser όταν εισέρχεται μπορεί να εστιάσει σε μια περιοχή των 10 έως 20  $\mu\text{m}$ .

Ένα Laser 40 mW είναι ικανό να παράγει αρκετή ενέργεια (όταν η δέσμη του είναι εστιασμένη) τόση ώστε να προκαλέσει άμεσα έγκαυμα. Η πυκνότητα ενέργειας (ενέργεια ανά μονάδα επιφάνειας) μιας δέσμης αυξάνεται, καθώς μειώνεται το μέγεθος της εστίας. Αυτό σημαίνει ότι η ενέργεια από μια δέσμη μπορεί να ενισχυθεί μέχρι και 100.000 όταν αυτή εστιαστεί από τον οφθαλμό, για μήκη κύματος από το ορατό έως και το εγγύς υπέρυθρο (NIR). Εάν η ακτινοβολία που εισέρχεται το μάτι είναι  $1 \text{ mW}/\text{cm}^2$ , η ακτινοβολία στο αμφιβληστροειδή θα είναι  $100 \text{ W}/\text{cm}^2$ . Έτσι, ακόμη ένα λέιζερ χαμηλής ισχύος της τάξης των mW (milliwatt) μπορεί να προκαλέσει έγκαυμα εάν έχουμε εστίαση επάνω στον αμφιβληστροειδή.

Το φως εισέρχεται στο μάτι πρώτα μέσω του διαυγούς κερατοειδή χιτώνα και στη συνέχεια μέσω της κόρης, της κυκλικής οπής στην ίριδα. Στη συνέχεια, το φως συγκλίνει από το φακό σε ένα κομβικό σημείο που βρίσκεται ακριβώς πίσω από τον φακό. Σε εκείνο το σημείο, η εικόνα γίνεται ανεστραμμένη. Το φως συνεχίζει την πορεία του μέσα από το ζελατινώδες-υαλοειδές σώμα και, στην ιδανική περίπτωση, εστιάζεται πίσω στον αμφιβληστροειδή, η κεντρική περιοχή του οποίου ονομάζεται ωχρά κηλίδα. Στον αμφιβληστροειδή, οι παλμοί φωτός μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα και στη συνέχεια αποστέλλονται κατά μήκος του οπτικού νεύρου και πίσω στον ινιακό (Οπίσθιο) λοβό του εγκεφάλου, όπου ερμηνεύονται αυτά τα ηλεκτρικά σήματα ως οπτικές εικόνες. Οι βλάβες στον οφθαλμό εξαρτώνται από το μήκος κύματος της δέσμης. Προκειμένου να κατανοήσουμε τις πιθανές επιπτώσεις, είναι σημαντικό να κατανοήσουμε τις λειτουργίες από τα κύρια μέρη του ανθρώπινου οφθαλμού, όπως φαίνεται στο Σχήμα 14.



Σχήμα 12: Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού

## 3.2 ΜΕΡΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΟΦΘΑΛΜΟΥ

### 3.2.1 Ο Κερατοειδής χιτώνας

Ο κερατοειδής χιτώνας είναι το διαφανές στρώμα ιστού που καλύπτει το μάτι και εμποδίζει την είσοδο μικροβίων και σκόνης στο μάτι. Επίσης ελέγχει και εστιάζει το φως επάνω στον φακό. Βλάβη στο εξωτερικό του κερατοειδούς μπορεί να είναι άβολη (καθώς προκαλεί ένα κοκκιώδες συναίσθημα στην όραση) ή επώδυνη, αλλά συνήθως επουλώνεται γρήγορα. Βλάβη στα βαθύτερα στρώματα του κερατοειδούς χιτώνα μπορεί να προκαλέσει μόνιμο τραυματισμό του οφθαλμού.

### 3.2.2 Ο φακός

Ο φακός εστιάζει το εισερχόμενο φως πάνω στον αμφιβληστροειδή, με σκοπό τον σχηματισμό εικόνων. Με την πάροδο του χρόνου, ο φακός γίνεται λιγότερο εύπλαστος,

καθιστώντας πιο δύσκολο να επικεντρωθεί σε κοντινά αντικείμενα. Με την ηλικία, ο φακός επίσης, γίνεται θολός και τελικά γίνεται τελείως αδιαφανής. Αυτή η πάθηση είναι γνωστή ως καταρράκτης. Κάθε φακός αναπτύσσει καταρράκτη τελικά.

### 3.2.3 Η κόρη του οφθαλμού

Το μέρος του ματιού που παρέχει την πιο οξεία όραση είναι η ωχρά κηλίδα (επίσης ονομάζεται fovea centralis - βοθρίο). Αυτή είναι μια σχετικά μικρή περιοχή του αμφιβληστροειδούς (3 έως 4%) που παρέχει την πιο λεπτομερή και οξεία όραση, καθώς και την αντίληψη των χρωμάτων. Έτσι εξηγείται το γεγονός ότι τα μάτια κινούνται κατά το διάβασμα, η εικόνα θα πρέπει να επικεντρωθεί στην ωχρά κηλίδα ούτως ώστε να έχουμε λεπτομερή αντίληψη. Το υπόλοιπο τμήμα του αμφιβληστροειδούς αντιλαμβάνεται το φως και την κίνηση. Αν έχουμε έγκαυμα στο βοθρίο, τότε μπορεί να έχουμε απώλεια της κεντρικής όρασης. Εάν όμως έχουμε έγκαυμα στην περιφερειακή όραση, τότε αυτό μπορεί να έχει μικρή ή και καθόλου επίπτωση στην όραση του ατόμου

Υπάρχουν τέσσερα είδη φωτοευαίσθητων υποδοχέων που βρίσκονται στον αμφιβληστροειδή: τα ραβδία και τρία είδη κωνίων. Κάθε κωνίο είναι συντονισμένο για να απορροφήσει φως από ένα τμήμα του ορατού φάσματος, μεγάλου μήκους κύματος φως (κόκκινο), μεσαίου-μήκους κύματος (πράσινο), και μικρού μήκους κύματος (μπλε). Κάθε τύπος υποδοχέα έχει τη δική του ειδική χρωστική ουσία που απαιτείται για την απορρόφηση του συγκεκριμένου τμήματος του φάσματος.

### 3.2.4 Βλεφάρισμα και αντίδραση αποστροφής

Ο ανθρώπινος οφθαλμός όμως έχει μηχανισμό αυτοάμυνας: το βλεφάρισμα και την αντίδραση αποστροφής. Αντίδραση αποστροφής είναι το κλείσιμο του βλεφάρου ή μετακίνηση του κεφαλιού με σκοπό την αποφυγή της έκθεσης σε έντονο φως. Η αντίδραση αποστροφής διαρκεί συνήθως 0.25sec αλλά εφαρμόζεται μόνο σε ορατά μήκη κύματος. Αυτή η αντίδραση μπορεί να προστατέψει τον οφθαλμό από βλάβες σε χαμηλής ισχύος Laser, αλλά δεν μπορεί να προστατέψει καθόλου στην περίπτωση όπου έχουμε χρήση Laser υψηλής ισχύος όπου η βλάβη μπορεί να προκύψει σε λιγότερο από ένα τέταρτο του δευτερολέπτου.



### **3.3 Μετάδοση και απορρόφηση ακτινοβολίας Laser**

#### **3.3.1 Η υπεριώδης-B και υπεριώδης-C (100-315 nm)**

Η επιφάνεια του κερατοειδούς απορροφά όλα τα μήκη κύματος της υπεριώδους ακτινοβολίας (UV), και προκαλείται φωτοκερατίτιδα, από φωτοχημικές διαδικασίες που έχει ως αποτέλεσμα την μετουσίωση των πρωτεϊνών στον κερατοειδή χιτώνα. Αυτή είναι μια προσωρινή κατάσταση επειδή οι ιστοί του κερατοειδούς αναγεννιούνται πολύ γρήγορα, σε λιγότερο από 24 ώρες.

#### **3.3.2 Η υπεριώδης-A (315 έως 400 nm)**

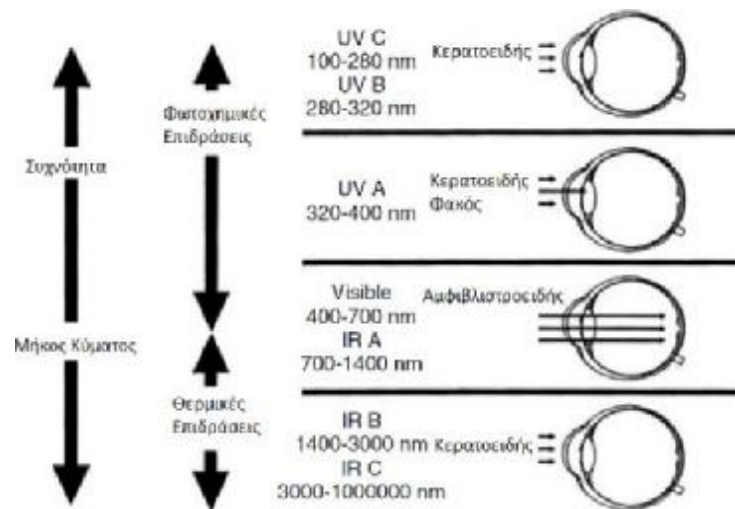
Ο κερατοειδής χιτώνας, ο φακός, και το υαλοειδές σώμα δεν απορροφούν την υπεριώδη ακτινοβολία αυτών των μηκών κύματος, η οποία απορροφάται κυρίως από τον φακό. Φωτοχημικές διεργασίες που λαμβάνουν χώρα έχουν ως αποτέλεσμα, την μετουσίωση των πρωτεϊνών στο φακό, με αποτέλεσμα την εμφάνιση καταρράκτη.

#### **3.3.3 Ορατό Φως και υπέρυθρο-A (400 έως 1400 nm)**

Ο κερατοειδής χιτώνας, ο φακός, και το υδατοειδές υγρό είναι διάφανα σε αυτά τα μήκη κύματος. Βλάβη στον ιστό του αμφιβληστροειδούς κατά την απορρόφηση του φωτός και την μετατροπή του σε θερμότητα από τους κόκκους μελανίνης στο μελάγχρουν επιθήλιο ή με φωτοχημική δράση στους φωτοαποδοχείς. Οι επιδράσεις από την εστίαση του φωτός στον κερατοειδή και στον φακό έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της ακτινοβολίας επί του αμφιβληστροειδούς χιτώνα μέχρι και 100.000 φορές. Για το ορατό φως (400-700)nm, η αντίδραση αποστροφής η οποία διαρκεί 0,25 δευτερόλεπτα, μπορεί να μειώσει την έκθεση προκαλώντας το θέμα να στραφούν μακριά από μια φωτεινή πηγή φωτός. Ωστόσο, αυτό δεν θα συμβεί όταν η ένταση του λέιζερ είναι αρκετά μεγάλη για να προκαλέσει βλάβη σε λιγότερο από 0,25sec ή όταν χρησιμοποιείται στο φάσμα του κοντινού υπέρυθρου (700-1400)nm (Near InfraRed), καθώς ο ανθρώπινος οφθαλμός είναι ευαίσθητος σε αυτά τα μήκη κύματος.

#### **3.3.4 Υπέρυθρο-B και υπέρυθρο-C (1.400 - 1,0 X 10<sup>6</sup> nm)**

Ο κερατοειδής απορροφάει ακτινοβολία φως με μήκος κύματος μεγαλύτερο από 1400nm. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την απορρόφηση ενέργειας από τα δάκρυα καθώς και τα υγρά του ιστού με αποτέλεσμα να υπάρχει αύξηση της θερμοκρασίας και την επακόλουθη μετουσίωση των πρωτεϊνών στην επιφάνεια του κερατοειδούς.



Σχήμα 13: Απορρόφηση ακτινοβολίας από τα διάφορα μέρη του οφθαλμού.

### 3.4 Σημάδια έκθεσης του οφθαλμού

Τα συμπτώματα ενός εγκαύματος που προέρχεται από μια δέσμη Laser στον οφθαλμό περιλαμβάνουν πονοκέφαλο σε σύντομο χρονικό διάστημα μετά την έκθεση, υπερβολικό εφύγραση του ματιού, και η εμφάνιση φωταψίας. Ως φωταψίες ονομάζουμε τις λάμπεις που εμφανίζονται στο οπτικό μας πεδίο ή όταν τα μάτια έχουν κλείσει για μερικά δευτερόλεπτα. Επιπλέον μπορεί να έχουμε και έγκαυμα στον κερατοειδή κάτι που οδηγεί στην εμφάνιση μυωπίας. Ως μυωπία χαρακτηρίζουμε τα μαύρα στίγματα, που εμφανίζονται και κινούνται μέσα στο οπτικό μας πεδίο.

Η έκθεση σε ορατή δέσμη λέιζερ μπορεί να ανιχνευθεί από μία λάμψη χρώματος ίδιου με το εκπεμπόμενο μήκος κύματος του Laser το οποίο ακολουθείται από μια εικόνα με το συμπληρωματικό του χρώμα(π.χ., μια δέσμη πράσινο χρώματος (532nm), θα παράγει μια πράσινη λάμψη η οποία ακολουθείται από ένα κόκκινο είδωλο).

Η έκθεση σε δέσμη που προέρχεται από Q-switched Laser Nd:YAG (1064 nm) είναι ιδιαίτερα επικίνδυνη και μπορεί αρχικά να περάσει απαρατήρητη, επειδή η δέσμη είναι αόρατη και ο αμφιβληστροειδής στερείται τα αισθητήρια νεύρα του πόνου. Επιπλέον μπορεί να προκύψει αποπροσανατολισμός που προκαλείται από βλάβη του αμφιβληστροειδούς, ο οποίος όμως δεν είναι εμφανείς έως ότου επέλθει σημαντική θερμική βλάβη.

Μεγάλη επικινδυνότητα της μη-ορατής δέσμης που προέρχεται από Laser CO<sub>2</sub> (10.600nm) γίνεται αντιληπτή μόνο από το επίπονο κάψιμο στο σημείο έκθεσης πάνω στον κερατοειδή.

Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που καθορίζουν το βαθμό του τραύματος στον οφθαλμό από ακτινοβολία Laser.

- Το μέγεθος της κόρης του οφθαλμού (pupil). Η σμίκρυνση της διαμέτρου της κόρης του οφθαλμού μειώνει το ποσό της συνολικής ενέργειας που μεταφέρεται στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Το μέγεθος της κόρης κυμαίνεται - σε διάμετρο - από 2mm σε έντονο φωτισμό, μέχρι τα 8mm σε σκοτάδι.

- Ο βαθμός του χρωματισμού. Περισσότερος χρωματισμός (μεγαλύτερη συγκέντρωση μελανίνης) οδηγεί σε μεγαλύτερη απορρόφηση θερμότητας.
- Το μέγεθος της αμφιβληστροειδικής εικόνας. Όσο μεγαλύτερο το μέγεθος, τόσο μεγαλύτερη και η βλάβη, γιατί πρέπει να επιτευχθεί θερμοκρασιακή ισορροπία ώστε να προκληθεί βλάβη. Ο ρυθμός ανάπτυξης της ισορροπίας καθορίζεται από το μέγεθος της εικόνας.
- Η διάρκεια του παλμού. Όσο μικρότερος ο χρόνος (ns σε σχέση με ms), τόσο μεγαλύτερη η πιθανότητα για τραυματισμό.
- Ο ρυθμός επαναληπτικότητας των παλμών. Όσο γρηγορότερος ο ρυθμός, τόσο μικρότερη η πιθανότητα για απώλεια της θερμότητας και θερμική αποκατάσταση των ιστών.
- Μήκος κύματος. Καθορίζει το που εναποτίθεται η ενέργεια και σε τι ποσοστό διαπερνάει τα οπτικά μέσα.

### 3.5 Μηχανισμοί που προκαλούν βλάβη στον οφθαλμό

#### 3.5.1 Ηλεκτρομηχανική και ακουστική βλάβη

Αυτό το είδος της βλάβης απαιτεί δέσμες εξαιρετικά υψηλής ισχύος ( $10^9$ - $10^{12}$  W/cm<sup>2</sup>) σε εξαιρετικά σύντομους παλμούς (nanosecond-ns), σε πυκνότητες περίπου 100 J/cm<sup>2</sup> και πολύ υψηλά ηλεκτρικά πεδία (10<sup>6</sup>-10<sup>7</sup> V/cm), συγκρίσιμη με το μέσο ατομικό ή διαμοριακό ηλεκτρικό πεδίο. Ένας τέτοιος παλμός προκαλεί διηλεκτρική κατάρρευση στους ιστούς, με αποτέλεσμα την δημιουργία μικροπλάσματος ή ιονισμένου όγκου με μεγάλο αριθμό ηλεκτρονίων. Από την επέκταση του πλάσματος μέσω του κύματος σοκ (Shock Wave), προκαλείται εντοπισμένη μηχανική ρήξη του ιστού. Παλμοί Laser διάρκειας μικρότερης των 10μsec μπορούν να προκαλέσουν ένα κύμα σοκ στον ιστό του αμφιβληστροειδούς, που έχει ως αποτέλεσμα, ρήξη του ιστού. Αυτή η βλάβη είναι μόνιμη, όπως ένα έγκαιμα αμφιβληστροειδούς. Οι ακουστικές βλάβες είναι περισσότερο καταστροφικές για τον αμφιβληστροειδή σε σχέση με ένα θερμικό έγκαιμα. Συνήθως επηρεάζουν μεγαλύτερες περιοχές του αμφιβληστροειδούς και η ενέργεια κατωφλίου για το αποτέλεσμα αυτό είναι σημαντικά χαμηλότερη.

#### 3.5.2 Φωτοεκτομή (Photoablation)

Φωτοεκτομή είναι η φωτοδιάσπαση ή η άμεση διάσπαση των ενδομοριακών δεσμών σε βιοπολυμερή, που προκαλείται από την απορρόφηση των προσπιπτόντων φωτονίων και έχει ως επακόλουθο, την απελευθέρωση βιολογικού υλικού. Τα μόρια του κολλαγόνου, για παράδειγμα, διασπώνται με απορρόφηση ενός φωτονίου ενέργειας (5-7)eV. Τα Excimer Laser εκπέμπουν στο υπεριώδες (ArF, 193nm/6.4eV, KrF, 248nm/5eV, XeCl, 308nm/4eV)

με παλμούς nanosecond, μπορούν να προκαλέσουν το φαινόμενο της φωτοεκτομής. Αυτό συμβαίνει γιατί όταν εστιαστούν στον ιστό, έχουμε πυκνότητα ισχύος περίπου  $10^8 \text{ W/cm}^2$ . Η υπεριώδης ακτινοβολία απορροφάται εξαιρετικά έντονα από τα βιομόρια, και έτσι το βάθος διείσδυσης είναι πολύ μικρό της τάξεως των μερικών μικρομέτρων( $\mu\text{m}$ ).

### 3.5.3 Θερμική βλάβη

Θερμική βλάβη προκαλείται από τη μετατροπή της ενέργειας σε θερμότητα. Με την ικανότητα του Laser να εστιάζει σε σημεία πολύ μικρής διαμέτρου, η υψηλή αυτή πυκνότητα ισχύος περιορίζεται χωρικά στην προσφορά θερμότητας στους συγκεκριμένους ιστούς-στόχους. Το βάθος διείσδυσης εντός του ιστού, μεταβάλλεται με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, καθορίζοντας την ποσότητα του αφαιρούμενου ιστού καθώς και τον έλεγχο της αιμορραγίας. Κατά την φωτοθερμική διαδικασία έχουμε απορρόφηση των φωτονίων, γεγονός που παράγει δονητικές διεγερμένες καταστάσεις στα μόρια. Στη συνέχεια προκύπτουν ελαστικές σκεδάσεις με γειτονικά μόρια, αυξάνοντας την κινητική τους ενέργεια και δημιουργώντας μια άνοδο της θερμοκρασίας. Υπό κανονικές συνθήκες, η κινητική ενέργεια ανά μόριο (kT) είναι περίπου 0.025eV. Τα φαινόμενα αυτά ελέγχονται σε μεγάλο βαθμό από την απορρόφηση μορίων στόχων όπως νερό, αιμοπρωτεΐνες, μελανίνη, και άλλα μακρομόρια, όπως τα νουκλεϊκά οξέα.

### 3.5.4 Φωτοχημική βλάβη

Φως με μήκος κύματος κάτω από 400nm δεν εστιάζεται πάνω στον αμφιβληστροειδή. Αυτό μπορεί να προέρχεται είτε από το ίδιο το Laser, είτε από το Laser άντλησης ή από τις αλληλεπιδράσεις του στόχου. Το αποτέλεσμα είναι συσσωρευτικό επί ένα χρονικό διάστημα. Στην περίπτωση αυτή πρέπει να λαμβάνονται επιπρόσθετες προφυλάξεις.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

### Προστασία προσωπικού

#### 4.1 Ασθενής

Οι Κανονισμοί ασφαλείας στα Laser δεν εφαρμόζονται για την έκθεση του ασθενούς κατά την διάρκεια μιας χειρουργικής επέμβασης, καθώς αυτή έχει κριθεί αναγκαία και θα βελτιώσει την υγεία του. Ωστόσο, η τυχαία έκθεσή του από εσφαλμένη κατεύθυνση της δέσμης, θα πρέπει να εμπνέει ανησυχία. Ακατάλληλα ή λανθασμένα μέτρα προφύλαξης μπορεί να οδηγήσουν σε τραυματισμό τόσο του οφθαλμού όσο και του δέρματος του ασθενούς. Αυτό είναι ιδιαίτερα ανησυχητικό, όταν το Laser χρησιμοποιείται κοντά στον οφθαλμό και η έκθεσή του είναι ακούσια, αφού η δέσμη δεν προορίζεται για θεραπεία αυτού. Για την προστασία των οφθαλμών μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε μία μεταλλική προστατευτική θωράκιση όπως φαίνεται στο Σχήμα 19. Έτσι η προσπίπτουσα η οποία θα κατευθυνόταν στην περιοχή των οφθαλμών ανακλάται και δεν υπάρχει κίνδυνος για τραυματισμό.



Σχήμα 14: Μεταλλική θωράκιση για την προστασία των οφθαλμών από την δέσμη του Laser.

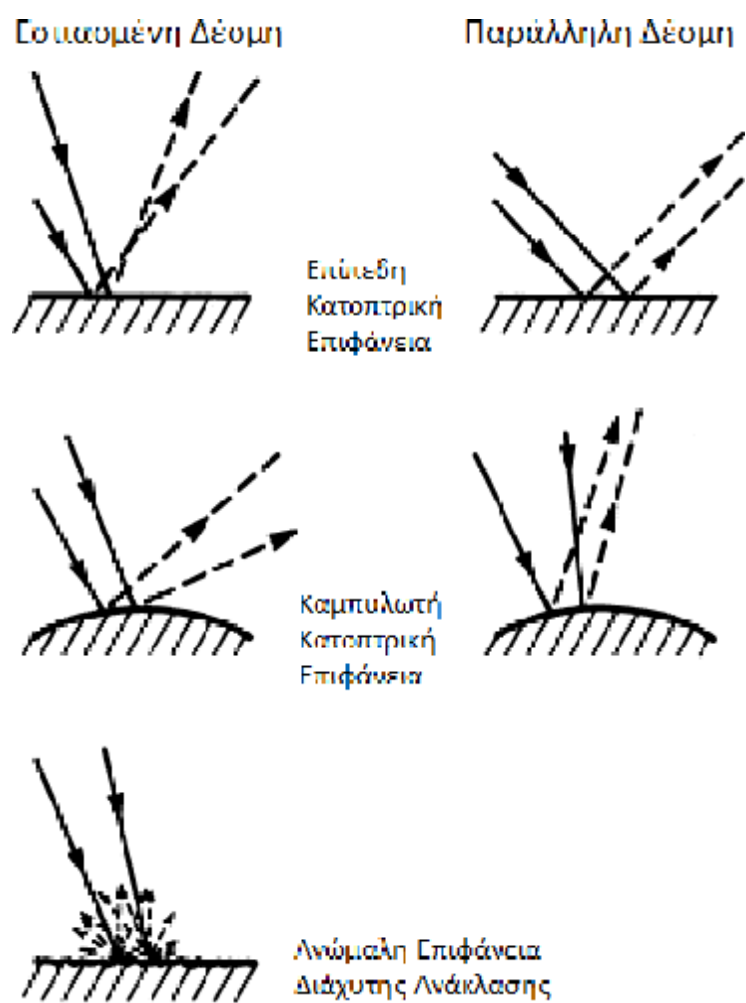
## 4.2 Χειρουργοί

Ο χειρουργός ή ο χειριστής του Laser συνήθως δεν κινδυνεύει ιδιαίτερα από τραυματισμό από την χρήση ενός ιατρικού Laser. Ο κίνδυνος αυτός ελαχιστοποιείται, ειδικά στην περίπτωση όπου ο χειρουργός βλέπει τον ιστό-στόχο μέσω οπτικών συστημάτων που έχουν κατάλληλα σχεδιαστεί για χρήση με το συγκεκριμένο όργανο Laser. Ωστόσο, κατά τη χρήση βοηθητικών ενδοσκοπίων, όπως κατά την διάρκεια ενδοσκοπικής χειρουργικής, η απουσία ενός φίλτρου ασφαλείας θα μπορούσε να δημιουργήσει μια κίνδυνο για τα μάτια του χειρουργού. Με τα συστήματα Laser χειρός, θα πρέπει να γνωρίζουμε ότι το χέρι του χειρουργού είναι πολύ κοντά στο σημείο που στοχεύει η δέσμη Laser και ως εκ τούτου, την ίδια στιγμή, είναι πλησιέστερα προς δυνητικά επικίνδυνες ανακλάσεις οι οποίες προέρχονται από τα γειτονικά(προς το σημείο-στόχο) χειρουργικά εργαλεία.

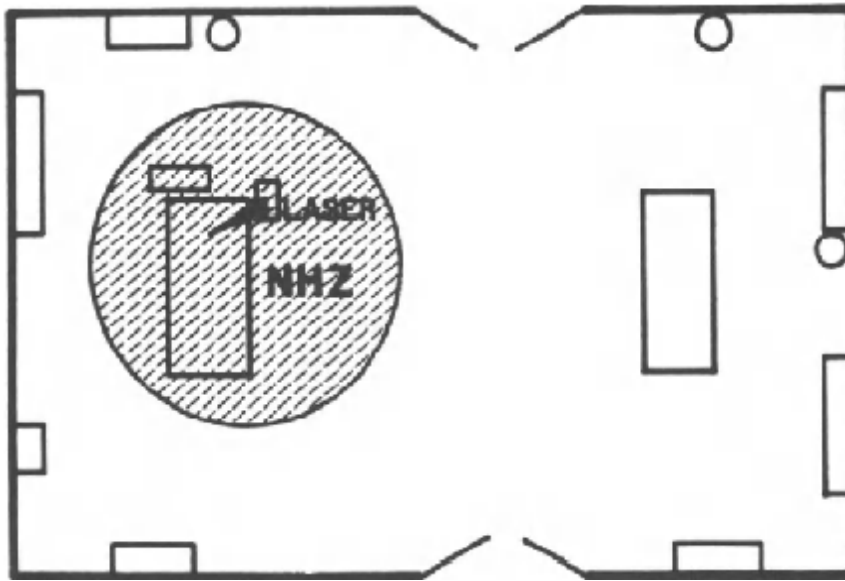
## 4.3 Βοηθοί Χειρουργείου

Νοσηλεύτες, χειρουργικοί βοηθοί καθώς και προσωπικό που είναι απαραίτητο για την ομαλή λειτουργία ενός χειρουργείου είναι δυνητικά εκτεθειμένοι στις δέσμες Laser. Αυτό μπορεί να προκύψει από κατά λάθος ενεργοποίηση του χρονοδιακόπτη που συνήθως έχουν τα χειρουργικά Laser. Υπό αυτές τις συνθήκες ο κίνδυνος ελλοχεύει επειδή το σύστημα μεταφοράς(άρα και αποδέσμευσης) της δέσμης, δεν κατευθύνεται στο χειρουργικό πεδίο και η δέσμη μπορεί να προσπέσει σε στοχευόμενες περιοχές οι οποίες είναι ευάλωτες σε ζημιές. Αυτό μπορεί να αποφευχθεί με τη φροντίδα να τοποθετήσει το Laser σε κατάσταση «αναμονής», όταν στην πραγματικότητα δεν βρίσκεται σε λειτουργία-χρήση. Επίσης προσοχή πρέπει να υπάρχει στην τοποθέτηση του ποδιού του χειριστή σε σχέση με τον χρονοδιακόπτη έτσι ώστε να αποφευχθεί η ακούσια ενεργοποίηση του Laser. Οι βοηθοί ενδέχεται να εκτεθούν σε δευτερεύουσες ανακλάσεις οι οποίες προέρχονται από τις χειρουργικές συσκευές. Για παράδειγμα, ένας χειρουργός οφθαλμίατρος κατευθύνει την δέσμη Laser στο μάτι του ασθενούς μέσω μίας σχισμοειδούς- λυχνίας μικροσκοπίου, με αποτέλεσμα, τα μάτια του να προστατεύονται από φίλτρα το οποία βρίσκονται μέσα στο σύστημα παροχής. Ανακλάσεις που προέρχονται από τον κερατοειδή χιτώνα ή από τους φακούς επαφής που χρησιμοποιούνται στην οφθαλμική χειρουργική επέμβαση μπορεί να είναι επικίνδυνα για τους βοηθούς ή και τους παρευρισκομένους οι οποίοι βρίσκονται σε οπτική επαφή με αυτά. Τα μικροσκόπια χειρουργείου που χρησιμοποιούνται στην μικροχειρουργική Laser από έναν μεγάλο αριθμό ειδικοτήτων και είναι ικανά να προστατεύσουν τα μάτια του χειρουργού, αν έχουν σχεδιαστεί σωστά, ενώ οι βοηθοί και οι παρευρισκόμενοι θα εκτεθούν σε δυνητικά επικίνδυνες αντανάκλασεις από χειρουργικά εργαλεία τα οποία θα εισέλθουν στην πορεία (beam path-μονοπάτι) της δέσμης. Ευτυχώς, το μεγαλύτερο ποσοστό των ανακλώμενων ακτινών είναι εξαιρετικά αποκλίνουσες όταν η δέσμη είναι αρκετά καλά εστιασμένη. Αυτό οδηγεί σε μη επικίνδυνες εντάσεις ακτινοβολίας εντός 1 έως 2 m από το στόχο στις περισσότερες περιπτώσεις. Οι ανακλάσεις που προέρχονται παράλληλη δέσμη(collimated beam)είναι οι πιο επικίνδυνες. Το Σχήμα 20 δείχνει τις ανακλάσεις μιας δέσμης Laser που μπορεί να έχουμε κατά τη διάρκεια μιας οφθαλμολογικής ή άλλης χειρουργικής διαδικασίας. Να σημειώσουμε εδώ την μεγάλη σημασία της τραχύτητας και της υφής που έχει η επιφάνεια πάνω στην οποία προσπίπτει η

δέσμη.



Σχήμα 15: Ανακλάσεις δέσμης Laser που δύναται να συμβούν κατά την διάρκεια χειρουργικής επέμβασης.



Σχήμα 16: Ζώνες των επικίνδυνων ανακλάσεων γύρω από ένα οφθαλμικό Laser.

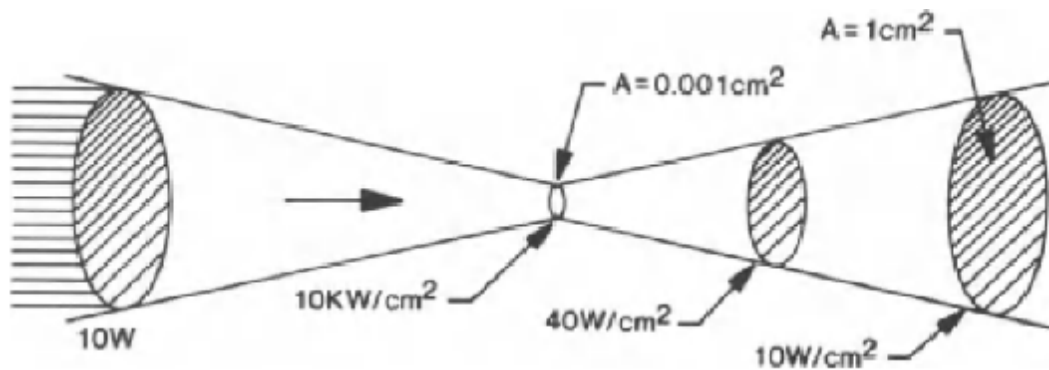
#### 4.4 Συνοδοί-Παρατηρητές

Οι παρευρισκόμενοι κατά την χειρουργική διαδικασία που είναι παρόντες είτε για να παρατηρούν την χειρουργική διαδικασία ή να ηρεμήσουν τον ασθενή (π.χ., συγγενικό πρόσωπο ασθενούς) υπάρχει το ενδεχόμενο να επιδεχθούν έκθεση από ανακλώμενες δέσμες με τον ίδιο ακριβώς τρόπο επιδέχονται το νοσηλευτικό προσωπικό και οι βοηθοί του χειρουργείου. Όμως, λόγω της έλλειψης κατάρτισης ή γνώσεων σχετικά με τη χειρουργική επέμβαση με χρήση Laser και τους κινδύνους που αυτή ελλοχεύει, βρίσκονται σε μεγαλύτερο κίνδυνο σε σχέση με τις υπόλοιπες ομάδες που αναφέραμε π.χ., από λανθασμένη τοποθέτηση του σώματός τους σε επικίνδυνο σημείο.

#### 4.5 Προσωπικό Συντήρησης-Επιδιόρθωσης

Το προσωπικό το οποίο ασχολείται σχετικά με την συντήρηση και επιδιόρθωση ενός Laser είναι ιδιαίτερα επιρρεπές σε τραυματισμούς, καθώς έχουν συχνά πρόσβαση σε ευθυγραμμισμένες δέσμες είτε μέσα από την ίδια την κοιλότητα είτε με την διαχείριση των οπτικών μεταφοράς-διάδοσης της δέσμης όπου έχουν πρόσβαση σε παράλληλες δέσμες πριν από την εστιακή της σύγκλιση. Τα περισσότερα χειρουργικά Laser χρησιμοποιούν μια εστιασμένη δέσμη η οποία όταν εξέρχεται από το σύστημα παροχής, εστιάζεται πολύ γρήγορα και στη συνέχεια αποκλίνει πάλι.





**Σχήμα 17: Εστίαση και άνοιγμα δέσμης Laser. Η πιθανότητα πρόκλησης βλάβης μειώνεται όσο απομακρυνόμαστε από την εστία της δέσμης.**

Η ζώνη όπου η δέσμη συγκλίνει σε ένα μέγεθος ικανό να αποτελέσει σοβαρό κίνδυνο για τα μάτια ή το δέρμα είναι συνήθως μια περιορισμένη ζώνη κοντά στην εστία της. Ωστόσο, μια παράλληλη δέσμη όπως η δέσμη άντλησης από τις περισσότερες οπτικές κοιλότητες ή η κατοπτρική ανάκλαση (από έναν καθρέφτη στροφής ή παράθυρο Brewster) μπορεί να εκπεμφθεί κατά την διάρκεια που το προσωπικό συντήρησης έχει πρόσβαση στο μηχάνημα Laser. Τουλάχιστον δύο σοβαροί τραυματισμοί του οφθαλμού έχουν συμβεί σε προσωπικό συντήρησης το οποίο εκτέθηκε σε δευτεροβάθμια αόρατη δέσμη, υψηλής παραλληλότητας από Laser Nd: Y AG 1.064-nm όταν οι τεχνικοί αποκτήσαν πρόσβαση στην κοιλότητα του.

#### 4.6 Όρια έκθεσης – MPE.

Σύμφωνα με τα διεθνή και ευρωπαϊκά πρότυπα έχουν καθιερωθεί ασφαλή όρια έκθεσης σε ακτινοβολία laser τα οποία μας δίνουν την μέγιστη δόση ενέργειας που δεν είναι επιζήμια για τους ιστούς. Τα όρια αυτά, γνωστά και MPE (maximum permissible exposure ) δίνονται αναλυτικά στα πρότυπα IEC 60825 1 (-6) , EN 207, EN 208, ANSI Z136.1(-.6) κ.α. Τα πρότυπα αυτά παρόλο που έχουν ενημερωθεί και επικαιροποιηθεί, έρευνα συνεχίζει και γίνεται. Τα MPE δημιουργήθηκαν με βάση πειραματικά δεδομένα που συγκεντρώθηκαν από ακτινοβόληση σε ιστούς ζώων αλλά και ανθρώπινους. Τα πειράματα έγιναν με δεδομένα το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, την ακτινοβόληση δέρματος ή οφθαλμού, την διάμετρο της δέσμης στο σημείο αλληλεπίδρασης και τη διάρκεια του παλμού που δέχτηκε ο ιστός και αλλάζοντας την ισχύ του παλμού ή την ισχύ του συνεχούς Laser. Κατόπιν εξέτασης των ιστών για τυχόν κακώσεις, μεταλλάξεις ή τραυματισμούς συλλέγονται τα χρήσιμα δεδομένα. Οι εξετάσεις αυτές ποικίλουν. Το όριο έκθεσης για το οποίο το 50% των δεδομένων μας δίνουν κάποια κάκωση καλείτε “Effective Dose 50%” και συμβολίζεται ED-50 . Η ED-50 αποτελεί στατιστικό αποτέλεσμα, έτσι τραυματισμοί και κακώσεις παρατηρούνται και για μικρότερες δόσεις. Κατά κανόνα λοιπόν τα MPE είναι μικρότερα από

την ED-50, σε γενικές γραμμές χρησιμοποιείται ένας παράγοντας της τάξης του 1/10. Ανάλογα το μήκος κύματος και τον χρόνο έκθεσης ο παράγοντας αυτός, που ονομάζεται παράγοντας ασφαλείας, έχει διακυμάνσεις γύρω από αυτή την τιμή. Εκτιμάται ότι για έκθεση ελαφρώς πάνω από το MPE παρατηρούνται συνήθως τραυματισμοί. Η πιθανότητα αυτή αυξάνει ραγδαία καθώς αυξάνεται η δόση πάνω από το MPE. Όπως είδαμε, η απορρόφηση και οι επιπτώσεις διαφέρουν στον οφθαλμό και στο δέρμα, ιδιαίτερα στην περιοχή που απορροφά ο αμφιβληστροειδής (ορατό). Κατά συνέπεια θα διαφέρουν και τα όρια έκθεσης. Οι τιμές των MPE προσδιορίζονται σε μονάδες ενέργεια ή ισχύος ανά τετραγωνικό εκατοστό, δηλαδή σε  $J/cm^2$  ή  $W/cm^2$  και εξαρτώνται από την διάρκεια της έκθεσης και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας. Ακόμα για τον οφθαλμό, μπορεί να εξαρτάται και από το μέγεθος του ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Σε γενικές γραμμές για μεγάλους χρόνους έκθεσης το MPE είναι χαμηλότερο από ότι για μικρής διάρκειας, όμως υπάρχουν και περιοχές τιμών μήκους κύματος και διάρκειας για τις οποίες το MPE δεν εξαρτάται από τις τιμές τους, αυτές καθαυτές.

#### 4.6.1 Παράμετροι που επηρεάζουν τον υπολογισμό των MPE.

Ανάλογα με το μήκος κύματος και τον ιστό απορρόφησης ορίζεται ένα οριακό άνοιγμα της δέσμης (διάμετρος) πάνω από το οποίο πρέπει να υπολογίζουμε το άνοιγμα όταν θέλουμε να συγκρίνουμε μία δόση με το MPE. Αυτό έχει να κάνει με τις οπτικές ιδιότητες του κερατοειδούς και του φακού γιατί από αυτές εξαρτάται η επιφάνεια ακτινοβολήσης του αμφιβληστροειδούς. Στον παρακάτω Πίνακα 4 δίνονται οι τιμές αυτές:

Μήκος Κύματος Ακτινοβολίας	Οφθαλμός
180-400nm	1 mm
400-1400nm	7 mm
1,4-100 $\mu$ m	1mm για $t \leq 0,35s$ $1,5t^{3/8}$ mm για $0,35s < t < 10s$ 3,5 mm για $t \geq 10s$
0.1-1mm	11 mm

#### Πίνακας 3: Οριακό άνοιγμα δέσμης για ακτινοβολίες διαφορετικών μηκών κύματος.

Οι τιμές αυτές περιλαμβάνουν και τα “χειρότερα” ενδεχόμενα, για παράδειγμα το μέγεθος των 7mm είναι η μέγιστη διάμετρος της κόρης του οφθαλμού, σε σκοτεινό περιβάλλον και για το δέρμα στο υπέρυθρο, τα 11mm περιλαμβάνουν όλη την περιοχή επίδρασης της

ακτινοβολίας, λόγω σκεδάσεων μέσα το δέρμα. Δεδομένου ότι οι υπολογισμοί μας γίνονται για τυχαία έκθεση σε ακτινοβολία, η διάρκεια της έκθεσης εξαρτάται από την ανθρώπινη αντίδραση. Την παράμετρο αυτή, λοιπόν δεν μπορούμε να την υπολογίσουμε με ακρίβεια, αλλά πρέπει να την εκτιμήσουμε. Η εκτίμησή μας βασίζεται στην μέγιστη προβλεπόμενη διάρκεια έκθεσης. Υπάρχουν αναμενόμενες τιμές για την διάρκεια της έκθεσης αλλά σε πολλές περιπτώσεις δεν είναι υποχρεωτικές εφόσον μπορούμε να στηρίξουμε τεκμηριωμένα (ανάλογα με την περίπτωση) μια άλλη εκτίμηση. Για αυτές τις τιμές χρησιμοποιήθηκαν βιολογικά δεδομένα. Για παράδειγμα ο χρόνος που χρειάζεται για να αντιδράσει το μάτι και να κλείσει αυτόματα το βλέφαρο είναι 0,25s. Στον παρακάτω Πίνακα 4 φαίνονται οι αναμενόμενες τιμές μαζί με συνοπτικό σχολιασμό.

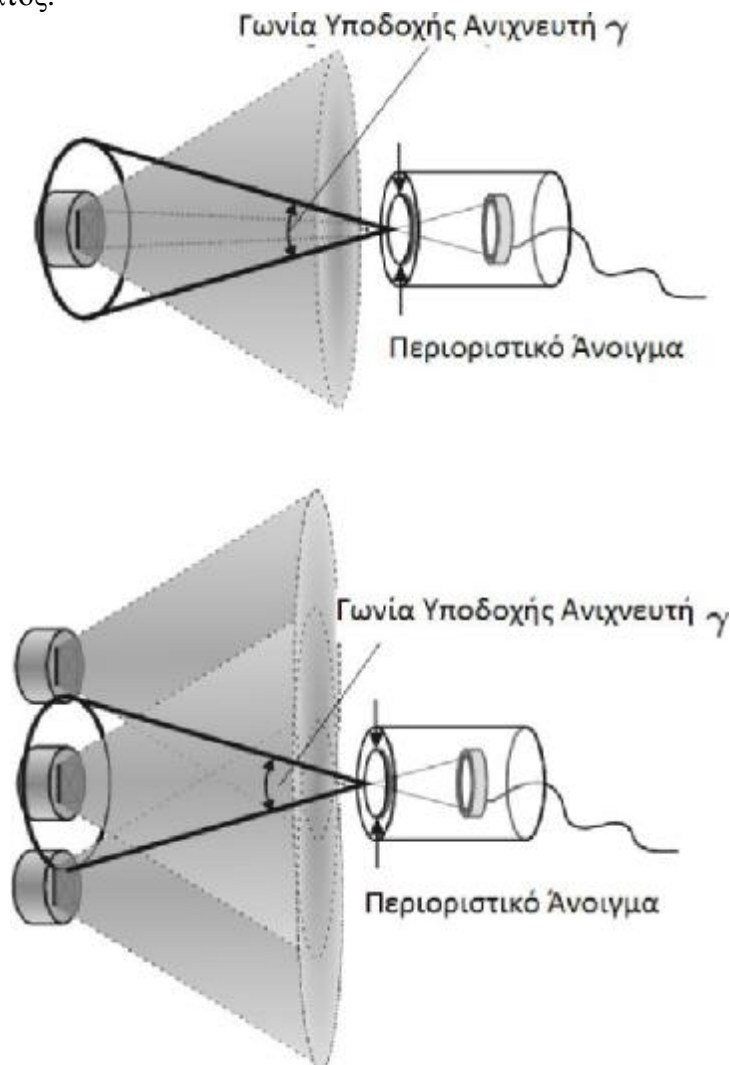
<u>Οφθαλμός</u>		
Ορατό	0,25s	Χρόνος αντίδρασης ματιού
Κοντινό Υπέρυθρο	10s	Αντίδραση στον πόνο
Μέσο και μακρινό Υπέρυθρο	10s	Αντίδραση στη θερμότητα

**Πίνακας 4: Εκτιμώμενος χρόνος έκθεσης του οφθαλμού για διαφορετικές περιοχές του φάσματος.**

Όσο αφορά την απόσταση πηγής – στόχου πρέπει πάντα να χρησιμοποιούμε το κοντινότερο σημείο στο οποίο είναι προσβάσιμο στην τροχιά της δέσμης laser. Μια τελευταία παράμετρος που αξίζει να αναφέρουμε είναι η γωνία υποδοχής. Προσοχή η γωνία υποδοχής  $\gamma_{ph}$  διαφέρει από το άνοιγμα την δέσμης  $\theta$ . Τα πρότυπα μας δίνουν τις μέγιστες τιμές ώστε να αποφεύγεται λανθασμένη εκτίμηση του κινδύνου από λάθος μετρήσεις και εκτιμήσεις. Για σύγκριση με τα όρια θερμικής επίπτωσης στο αμφιβληστροειδή δίνεται :  $\gamma_{ph}=100$  mrad. Για σύγκριση με τα όρια φωτοχημικής επίπτωσης στον αμφιβληστροειδή δίνονται συναρτήσεις του χρόνου έκθεσης:

- $\gamma_{in} t_{exp} < 100$  s ,  $\gamma_{ph} = 11$  mrad .
- $\gamma_{in} 100s < t_{exp} < 10000$  s ,  $\gamma_{ph} = 1,1 t^{1/2}$  mrad .
- $\gamma_{in} t_{exp} > 10000$  s ,  $\gamma_{ph} = 110$  mrad .

Οι τιμές αυτές χρησιμοποιούνται μόνο για υπολογισμούς στα μήκη κύματος 400 – 600 nm και αφορούν μόνο τις επιπτώσεις στον αμφιβληστροειδή, όπως φαίνεται και στους πίνακες του παραρτήματος.



Σχήμα 18 :Αναπαράσταση γωνίας υποδοχής

#### 4.6.2 Μεθοδολογία προσδιορισμού δόσης ακτινοβολίας MPE.

Τα βασικά βήματα που πρέπει να ακολουθήσουμε για τους υπολογισμούς μας μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με την ακόλουθη μεθοδολογία:

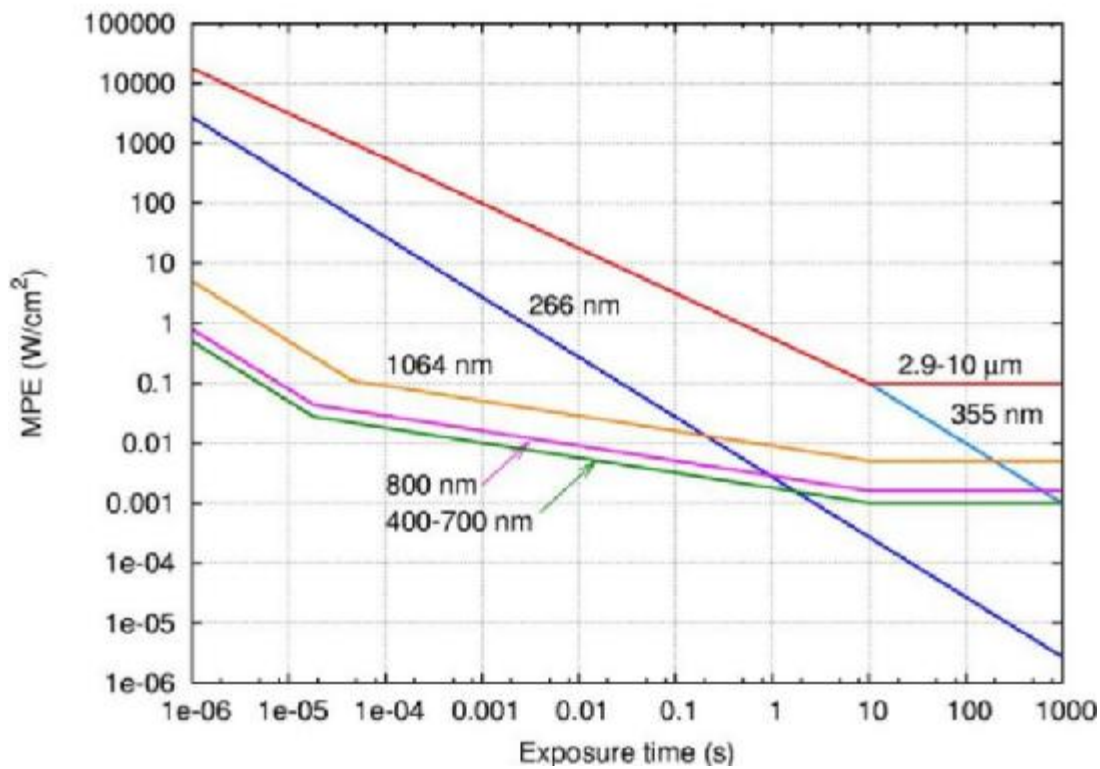
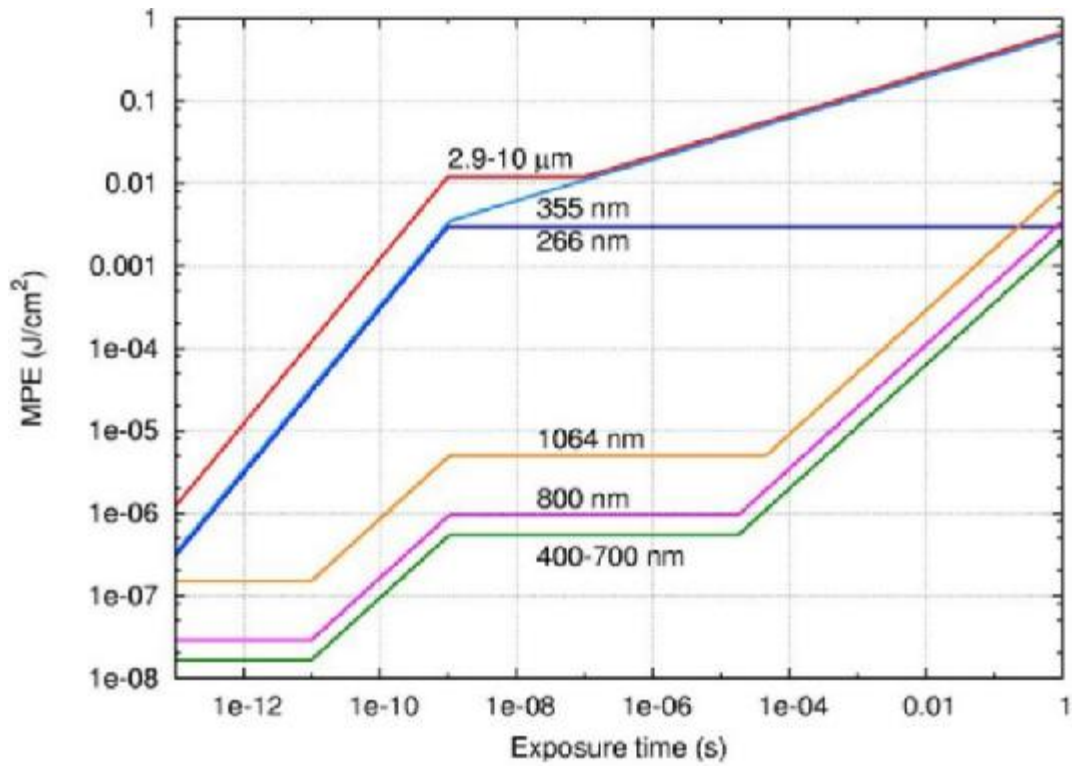
- Προσδιορισμός MPE

1. Προσδιορίζουμε το μήκος κύματος που εκπέμπει το laser ( $\lambda$ ).
2. Προσδιορίζουμε τον μέγιστο εκτιμώμενο χρόνο έκθεσης ( $t$ ).
  - Για εσκεμμένη έκθεση:  $t =$  διάρκεια έκθεσης.
  - Για τυχαία έκθεση στο μάτι: α) στο ορατό,  $t = 0,25s$ . β) στο υπεριώδες,  $t = 30000 s$ . γ) στο υπέρυθρο,  $t = 100 s$
  - Για έκθεση στο δέρμα:  $t = 10 - 100 s$ .
3. Καθορίζουμε αν το άνοιγμα της δέσμης ( $\theta$ ) (στους πίνακες παρακάτω το συναντάμε και με το σύμβολο  $\alpha$ ) ανήκει σε ένα από τα τρία σύνολα:  $\theta < 1,5 \text{ mrad}$  ,  $1,5 \text{ mrad} < \theta < 100 \text{ mrad}$ ,  $\theta > 100 \text{ mrad}$ .
4. Βρίσκουμε το MPE από τους πίνακες κάνοντας και τους απαραίτητους υπολογισμούς.
5. Αν έχουμε παλμικό laser:
  - Μοναδικός παλμός: α) στο ορατό, αν  $t_{\text{pulse}} < 0,25 s$ , τότε θέτουμε  $t = t_{\text{pulse}}$ , αλλιώς  $t = 0,25s$ . β) στο υπεριώδες,  $t = 30000 s$ . γ) στο υπέρυθρο,  $t = 10 s$ .
  - Για συστοιχία παλμών: α) υπολογίζουμε το  $MPE_{\text{single}}$ , μονού παλμού με  $t = t_{\text{pulse}}$ . β) υπολογίζουμε για την συστοιχία:  $MPE_{\text{train}} = MPE_{\text{single}} \cdot N \cdot 0,25$ , όπου  $N$  ο αριθμός των παλμών. γ) υπολογίζουμε το μέσο MPE ως εξής:  $MPE_{\text{μέσο}} = (MPE \text{ για } t = \text{διάρκεια έκθεσης}) / N$ . δ) χρησιμοποιούμε το μικρότερο από τα τρία.
6. Προσδιορίζουμε το ζητούμενο MPE με την βοήθεια των πινάκων.
  - Προσδιορισμός της δόσης ( $E_{\text{exp}}$ ).

Υπολογίζουμε την ισχύ ή την ενέργεια ανά τετραγωνικό εκατοστό που δέχτηκε ή μπορεί να δεχτεί ο ιστός.

· Συγκρίνουμε τα αποτελέσματά μας. Για να χαρακτηρίσουμε ασφαλή μία δόση ακτινοβολίας πρέπει  $E_{\text{exp}} < MPE$ .

Πρέπει να τονίσουμε, ότι στο εμπόριο διατίθενται εύχρηστα προγράμματα υπολογισμού των MPE, τα οποία μπορεί ο ενδιαφερόμενος να “κατεβάσει” στον ηλεκτρονικό του υπολογιστή, κατόπιν αμοιβής. Τα προγράμματα αυτά, πωλούνται από εταιρίες που εμπορεύονται προϊόντα ασφαλείας laser και οι ιστοσελίδες τους μπορούν να βρεθούν στην βιβλιογραφία.



Σχήμα 19: Γραφήματα των MPE για διάφορα μήκη κύματος συναρτήσει του χρόνου έκθεσης.

Ένα άλλο στοιχείο που πρέπει να απασχολήσει τους υπολογισμούς μας είναι η απόσταση ασφαλείας από την πηγή, δηλαδή πάνω από ποια απόσταση το άνοιγμα της δέσμης απλώνει τόσο ώστε η έκθεση στην ακτινοβολία Laser να είναι ασφαλής. Η απόσταση

ασφαλείας ονομάζεται NOHD (nominal ocular hazard distance) και υπολογίζεται είτε πειραματικά είτε υπολογίζοντας με την βοήθεια εξισώσεων. Είναι η απόσταση στην οποία η έκθεση του οφθαλμού γίνεται ίση με το αντίστοιχο MPE.

στο Σχήμα φαίνονται οι σχέσεις για διάφορες περιπτώσεις διάδοσης της δέσμης, και υπολογίζονται κάποιες NOHD.

Η περιοχή κινδύνου που καθορίζεται από την NOHD ονομάζεται nominal hazard zone (NHZ)

NOHD	Formula	Schematic
Unmodified laser beam $NOHD = 3364 \text{ m}$	$NOHD = \frac{2}{\theta_{63}} \sqrt{\frac{P}{\pi MPE}}$	
Multimode fibre $NA = 0.25$ $NOHD = 17.5 \text{ m}$	$NOHD = \frac{1.73}{NA} \sqrt{\frac{P}{\pi MPE}}$	
Diffuse reflection $R = 0.9$ $\beta = 0 \text{ deg}$ $NOHD = 2.4 \text{ m}$	$NOHD = \sqrt{\frac{RP \cos \beta}{\pi MPE}}$	
Focused beam $f = 25 \text{ mm}$ $NOHD = 18 \text{ m}$	$NOHD = \frac{2f}{d_{63}} \sqrt{\frac{P}{\pi MPE}}$	

Σχήμα 20: Παραδείγματα NOHD

Σε αυτό το σημείο πρέπει να αναφέρουμε τις απώλειες από τον αέρα ή άλλο οπτικό μέσο, μέσω σκεδάσεων και απορροφήσεων. Η διαπερατότητα ενός οπτικού μέσου είναι:

$$T = e^{-\xi z}$$

όπου  $z$  είναι η απόσταση και  $\xi$  συντελεστής απωλειών με μονάδες αντίστροφες της απόστασης. Οι απώλειες μεταφορές υπολογίζονται από τη σχέση:

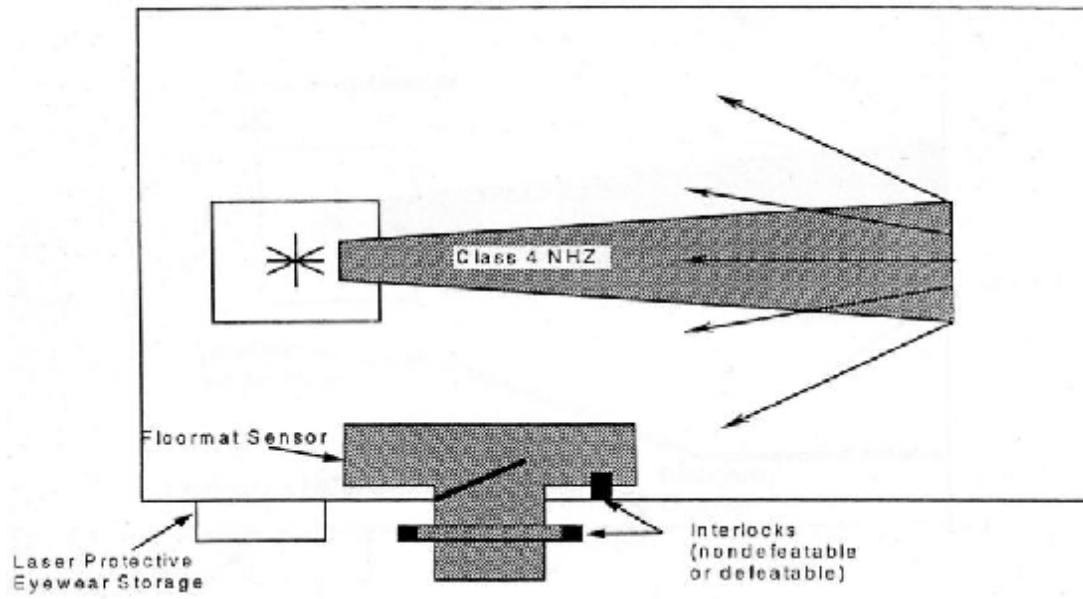
$$4P$$

$$E0 = rc(ez)2 T$$

όπου ο παράγοντας που πολλαπλασιάζουμε το  $\tau$  είναι η πυκνότητα ισχύος της δέσμης σε απόσταση  $z$ .



Lasers	Wavelength (nm)	Delivery system	Divergence $\theta$ (mrad)	Numerical Aperture
Eximer, ArF	193nm	Pulsed Optics		
Argon	314.5 nm	Pulsed Fiber	260	0.22 45) 390
Argon	314.5 nm	20W, CW Fiber	470	0.40 400 214
Argon	488:514.5	2W, CW Slit lamp		
Argon	488:514.5	2W, CW Indirect		
KIPNA	532nm	20W, CW Fiber	260	0.22 400 390
KIWI	532nm	20W, CW Fiber	470	0.40 400 214
Diode	11 nm	3W Fiber		
Diode	11 nm	3 W Slit lamp		
Nd:YA	1,064nm	50W, CW Fiber	260	0.22 400 436
Nd:YA	1,064 nm	SOW, Fiber	470	0.40 400 240
Nd:YA	1,064 nm	100W, Fiber	260	0.22 400 611
Nd:YA	1,064nm	10W, Fiber	470	0.40 400 339
Nd:YA	1,064nm	5 mj, Q-switched Slit		
HOAG	2.14 $\mu$ m	20W, pulsed Fiber	260	0.22 400 62
	2.14 $\mu$ m	40W, Fiber	470	0.22 400 62
Tm:YA	2.01 $\mu$ m	20W, Fiber	260	0.22 400 62
Tm:YA	2.01 $\mu$ m	40W, Fiber	470	0.22 400 62
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	50W, CW Hand piece	32	— 150 787
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	100W, Hand piece	32	— 150 1,113
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	50W, Hand piece	32	— 150 787
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	100W, Hand piece	32	— ISO 1,113
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	50 W, Free beam	0.6	— 8mm 42,00
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	100W, Free beam	0.6	— 8mm 59,40
CO <sub>2</sub>	10.6 $\mu$ m	25 W, Laparoscope	3.2	- ISO 5,600



**Σχήμα 21: Nominal Hazard Zone για Laser κατηγορίας 4.**

## Κεφάλαιο 5

### 5.1 Μέτρα Μηχανικού Ελέγχου Ασφαλείας

#### 5.1.1 Έννοιες των Μέτρων Μηχανικού Ελέγχου Ασφαλείας

Τα μέτρα ελέγχου κινδύνων από την χρήση Laser μπορούν να διαχωριστούν σε διοικητικές διαδικασίες (Administrative Controls), εξοπλισμό ατομικής προστασίας (Personal Protective Equipment - προστατευτικά ματιών, αναπνευστήρες, γάντια, κλπ) και σε μηχανικούς ελέγχους (Engineering Controls) για την συσκευή Laser και το περιβάλλον μέσα στο οποίο λειτουργεί. Οι μηχανικοί έλεγχοι, αν και τυπικά είναι περισσότερο δαπανηροί, θεωρούνται γενικά πιο αξιόπιστοι από όλα τα άλλα είδη προστασίας, δεδομένου ότι κανείς δεν πρέπει να θεωρεί ότι όλα τα άτομα θα ακολουθήσουν τις προκαθορισμένες αυστηρές διαδικασίες για την αποφυγή επικίνδυνης έκθεσης στην δέσμη του Laser αλλά και σε κάθε άλλο κίνδυνο που προκύπτει από την χρήση αυτού. Ως παράδειγμα, αναφέρουμε ότι ο χρήστης μπορεί να ξεχάσει να φορέσει προστατευτικά γυαλιά ή να καλύψει όλες της ανακλαστικές επιφάνειες. Παραδείγματα των μηχανικών μέτρων ελέγχου είναι η εγκατάσταση διαφραγμάτων (Baffles-Barriers), η τοποθέτηση προστατευτικών φίλτρων στην είσοδο (γενικά στις πόρτες), κλείστρα (Shutters) στις εξόδους της δέσμης, χαμηλής αντανακλαστικότητας επίστρωση στους τοίχους, καθώς και τα χαρακτηριστικά ασφαλείας του ίδιου του συστήματος Laser (όπως προστατευτικά περιβλήματα-protective housing, διακόπτες οι οποίοι ενεργοποιούνται με την χρήση κλειδιού – key locked switches, και δικλείδες ασφαλείας- interlocks). Αυτά τα χαρακτηριστικά ασφαλείας είναι συνήθως εγκατεστημένα

μέσα στο σύστημά μας από τον ίδιο τον κατασκευαστή. Στα επόμενα κεφάλαια θα αναφερθούμε αναλυτικά για το κάθε τύπο μέτρου ασφαλείας που αναφέραμε παραπάνω.

### 5.1.2 Σχεδιασμός Συστήματος Laser και Απαιτούμενα Χαρακτηριστικά Ασφαλείας.

Ο όρος παθητικός έλεγχος είναι μια φράση που χρησιμοποιείται συνήθως όταν αναφερόμαστε στα μηχανικά μέτρα ασφαλείας. Αυτά είναι μέτρα τα οποία έχουν σχεδιαστεί και έχουν ενσωματωθεί μέσα στο σύστημα Laser που χρησιμοποιούμε είτε στο χώρο μέσα στον οποίο το Laser έχει εγκατασταθεί και λειτουργεί. Ο σχεδιασμός του συστήματος Laser μπορεί να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στην ελαχιστοποίηση των πιθανών κινδύνων από την τυχαία λανθασμένη χρήση του κλινικού συστήματος Laser. Για παράδειγμα, η χρήση του κεντρικού διακόπτη με κλειδί μπορεί να περιορίσει τη χρήση του συστήματος μόνο στους εξουσιοδοτημένους χειριστές. Η αυτόματη διακοπή της δέσμης απαιτεί κάθε φορά θετική δράση από την πλευρά του χειρουργού-χειριστή για να λειτουργήσει το Laser. Αυτό συνήθως επιτυγχάνεται με ένα διακόπτη ποδιού (χρονοδιακόπτη) ή διακόπτη τύπου σκανδάλης.

Παρότι όμως δεν υπάρχει κάποιο συγκεκριμένος τρόπος κατασκευής των συστημάτων Laser εντούτοις υπάρχει η απαίτηση ότι συγκεκριμένα χαρακτηριστικά ασφαλείας, θα πρέπει να εφαρμόζονται ορισμένες κατηγορίες συστημάτων Laser. Δεδομένου ότι τα περισσότερα χειρουργικά συστήματα Laser είναι κατηγορίας 4(Class 4, κάτι που σημαίνει ότι έχουμε ένα πολύ επικίνδυνο σύστημα, όπως έχουμε αναφέρει και παραπάνω) στον παρακάτω Πίνακα 7 παρουσιάζουμε τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά τα οποία πρέπει να εφαρμοστούν από τον κατασκευαστή του συστήματος κατά τον σχεδιασμό του συστήματος εκτός αν η εφαρμογή ενός από αυτού παρεμβαίνουν στην σωστή και προβλεπόμενη λειτουργία του συστήματος. Σε αυτήν την περίπτωση ο κατασκευαστής θα πρέπει να ζητήσει από την αρμόδια αρχή να σχεδιάσει για το σύστημά του διαφορετικό αλλά αντίστοιχου επιπέδου ασφαλείας, χαρακτηριστικού.

Απαιτήσεις Συστήματος Ασφαλείας Για Ιατρικά Laser						
Απαιτήσεις Συστήματος FDA = F; ANSI = A,a; IEC = I	Κατηγορία					
	1/1M	2 M	2	3 R	3 B	4
Protective Housing	F,A,I	F,A,I	F,A,	F,A,	F,A,I	F,A,I
Interlocks on Protective Housing*	F,A,I	F,A,I	F,A,	F,A,	F,A	
Service Access Panels						F,A,I
Key Switch Master Control					F,a	F,A,I
Protective Viewing Optics	F,A,I	F,A,I	F,A,	F,A,	F,A,I	F,A,I
Collecting Optics Requirement			F,A,			
Open Beam Path					A	A

Remote Interlock Connector					F,a,I	F,A,I
Beam Stop/Attenuator				a	F,a,I	F,A,I
Activation Warning					F,a,I	F,A,I
Emission Delay						F,a
Warning Labeling		F,A,I	F,A,I	F,A,I	F,A,I	F,A,I
Power Monitoring (Medical)					F,A	F,A

**Πίνακας 5: Απαιτούμενα χαρακτηριστικά λειτουργίας για συστήματα Ιατρικών Laser.**

### 5.1.3 Το προστατευτικό περίβλημα (Protective Housing)

#### Αποτροπή Πρόσβασης (Access Prevention)

Το προστατευτικό περίβλημα απαιτείται για όλες τις κατηγορίες των Laser για την πρόληψη έκθεσης του ανθρώπου δέσμες που υπερβαίνουν το προσβάσιμο όριο εκπομπής (Accessible Emission Limit-AEL) για την κατηγορία 1, εκτός από το σημείο της εκπομπής της δέσμης. Τα διεθνή πρότυπα απαιτούν ότι το προστατευτικό περίβλημα εμποδίζει "την ανθρώπινη πρόσβαση" σε ακτινοβολία Laser, η οποία δεν απαιτείται για την προτεινόμενη-προβλεπόμενη λειτουργία του συστήματος. Η πρωταρχική ιδέα του προστατευτικού περιβλήματος είναι να αποτραπεί ανθρώπινη πρόσβαση στην έκθεση της εκπεμπόμενης δέσμης, καθώς και σε κάθε δευτερεύουσα δέσμη. Ωστόσο, τα διάφορα ανοίγματα που έχει το περίβλημα( και είναι αναγκαίες για την σωστή λειτουργία του συστήματος), όπως οι θυρίδες ψύξης στο προστατευτικό περίβλημα επιτρέπονται, υπό την προϋπόθεση ότι οι δευτερεύουσες δέσμες δεν θα εξέλθουν από αυτά τα ανοίγματα και υπό την προϋπόθεση ότι οι διαστάσεις των ανοιγμάτων αυτών δεν επιτρέπουν την πρόσβαση στα εσωτερικά του συστήματος. Για παράδειγμα, κάθε άνοιγμα θα πρέπει να είναι τόσο μικρό ώστε να μην μπορεί να εισαχθεί σε αυτό ένας οδοντιατρικός καθρέφτης ο οποίος μπορεί να ανακλά την δέσμη σε μη επιθυμητές κατευθύνσεις διάμεσο του ανοίγματος

Το προστατευτικό περίβλημα είναι σπάνια μεγαλύτερο από το κανονικό περίβλημα που θα υπάρχει γύρω από κάθε ηλεκτρονική συσκευή. Παρέχει προστασία όχι μόνο την εκπομπή δευτερευόντων δεσμών, του φωτός που προέρχεται από την λυχνία αντλήσεως, την υπεριώδη ακτινοβολία αλλά και από την πρόσβαση σε ηλεκτρονικά συστήματα τα οποία διαρρέονται από ρεύμα και είναι αγωγία, παρέχοντας έτσι και ασφάλεια από ηλεκτροπληξία επιπλέον.

Είναι ένα σημαντικό μέτρο ελέγχου που απαιτείται για όλα τα προϊόντα λέιζερ, όπου η αφαίρεση του περιβλήματος θα δώσει πρόσβαση σε επικίνδυνες δέσμες Laser. Στην

περίπτωση όμως που πρέπει να γίνεται σκόπιμη αφαίρεση του περιβλήματος κατά την συντήρηση ή συνήθη χρήση του συστήματος, μπορούμε να τοποθετήσουμε μια δικλείδα ασφαλείας-interlock. Πολλοί κατασκευαστές σχεδιάζουν τα προϊόντα τους ώστε να εμποδίζουν την πρόσβαση σε ακτινοβολία που υπερβαίνει το προσβάσιμο όριο εκπομπής(Accesible Emission Limit-AEL) για την κατηγορία 1, χωρίς την ανάγκη πάνελ με δικλείδες ασφαλείας.

#### 5.1.4 Το σύστημα παροχής δέσμης(Beam Delivery System)

Το μεγαλύτερο μέρος του συστήματος παροχής δέσμης οποιουδήποτε συστήματος Laser είναι μέρος του προστατευτικού περιβλήματος. Επομένως, η απομάκρυνσή του από το σύστημα Laser πρέπει να έχει ως αποτέλεσμα την διακοπή της εκπομπής Laser. Αυτό συμβαίνει τις περισσότερες συνήθως όταν αφαιρεθούν τα καλώδια οπτικών ινών, αλλά πρέπει να περιλαμβάνει οποιαδήποτε αρθρωτό βραχίονα ή παρόμοια δομή που προορίζεται να αφαιρείται και να επανασυνδέεται. Η απαίτηση να υπάρχει δικλείδα ασφαλείας για την διασύνδεση αυτών των κομματιών που αποσυναρμολογούνται υπάρχει στα διεθνή πρότυπα για να ελαχιστοποιηθεί ο κίνδυνος.(ANSI standard Z-136.3)

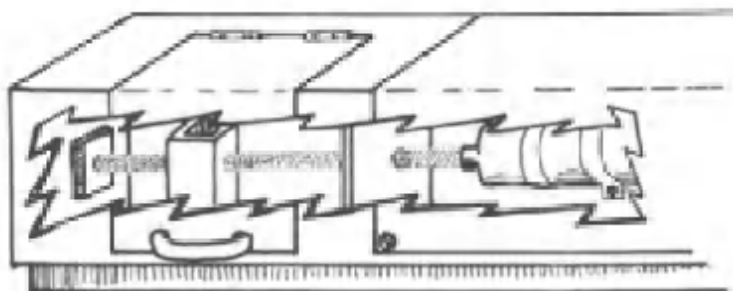
#### 5.2 Λειτουργία, Συντήρηση και Επισκευή

Είναι σημαντικό να υπάρχει διάκριση μεταξύ τριών εξειδικευμένων όρων που χρησιμοποιούνται στα διεθνή πρότυπα. Αυτοί οι όροι είναι λειτουργία, συντήρηση, και επισκευή ενώ συστήματος Laser και οι σημασίες τους απεικονίζονται στο παρακάτω Σχήμα 27. Οι σχεδιαστικές απαιτήσεις για την ασφάλεια του προστατευτικού περιβλήματος είναι μεγαλύτερες για τη λειτουργία και τη συντήρηση ενώ είναι οι λιγότερο αυστηρές στην περίπτωση όπου έχουμε επισκευή του συστήματος.

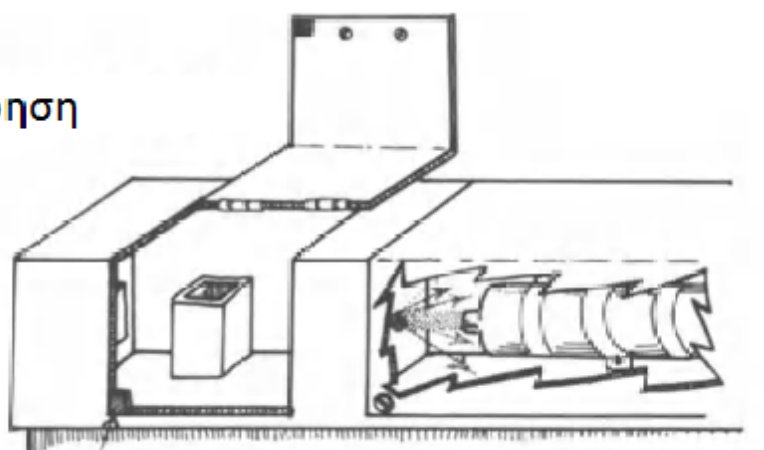
Με τον όρο λειτουργία αναφερόμαστε στην κανονική λειτουργία του συστήματος ώστε να εκτελέσει την προβλεπόμενη λειτουργία του. Η προβλεπόμενη λειτουργία ενός χειρουργικού Laser παραδείγματος χάριν είναι να εκτελεί χειρουργικές επεμβάσεις. Η συντήρηση αναφέρεται σε πρακτικές που εκτελούνται από το χρήστη με σκοπό να διατηρήσει το σύστημα Laser σε κανονική λειτουργία. Παραδείγματα της συντήρησης είναι ο καθαρισμός των ενδοσκοπίων, γυάλισμα ακίδων επαφής, την αντικατάσταση των δοχείων των αερίων, τα φίλτρα νερού καθώς και ότι άλλα αναλώσιμα διαθέτει το σύστημά μας. Όταν αναφερόμαστε στην επισκευή εννοούμε εργασίες που εκτελούνται από εξειδικευμένο, εκπαιδευμένο προσωπικό (το οποίο συνήθως προέρχεται από τον κατασκευαστή ή τον αντιπρόσωπο της εταιρείας). Υποτίθεται ότι ο χρήστης που εκτελεί τη λειτουργία και τη συντήρηση του συστήματος δεν έχει εξειδικευμένη κατάρτιση στον τομέα της προστασίας Laser, σε αντίθεση με το προσωπικό που εκτελεί την επισκευή το οποίο έχει τις γνώσεις που απαιτούνται. Για παράδειγμα θα αναφερθούμε σε ένα σύστημα Laser χρωστικών (dye mode-locked photo disruptor) το οποίο χρησιμοποιείται σε οφθαλμολογικά χειρουργεία. Η λειτουργία του σχετίζεται με την κλινική εφαρμογή της φωτοδιάσπασης. Η συντήρησή του

σχετίζεται με την τοποθέτηση νέας χρωστικής μέσα στο στοιχείο (Cell) που βρίσκεται μέσα στην οπτική κοιλότητα του Laser. Αυτό είναι απαραίτητο γιατί με την χρήση του Laser η χρωστική επικοινωνεί και χάνει την αποτελεσματικότητά της. Για να γίνει αυτό θα πρέπει να ανοίξει το προστατευτικό περίβλημα και να ενεργοποιηθούν οι δικλείδες ασφαλείας ούτως ώστε να διακοπεί η λειτουργία του Laser. Ομοίως ως διαδικασία συντήρησης μπορεί να θεωρηθεί και η αλλαγή ενός φίλτρου σε ένα κλινικό σύστημα. Αυτές οι διαδικασίες συντήρησης θα πρέπει να καθορίζονται και να υπάρχουν αναλυτικά βήματα στο εγχειρίδιο του κατασκευαστή.

## Λειτουργία

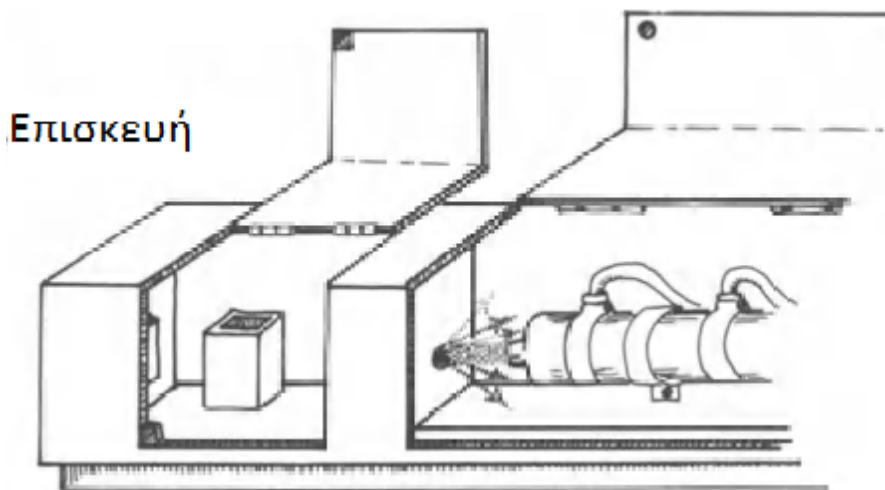


## Συντήρηση



Interlock





**Σχήμα 22: Διαφοροποίηση καταστάσεων Λειτουργίας, Επισκευής και Συντήρησης ενός συστήματος Laser.**

Σε αυτές τις προηγούμενες διαδικασίες, επικίνδυνη ακτινοβολία Laser δεν θα πρέπει να είναι προσβάσιμη στο χρήστη. Ωστόσο, η συντήρηση μπορεί να απαιτήσει την απομάκρυνση του πάνελ στο πίσω μέρος του μηχανήματος από εκπαιδευμένο τεχνικό προσωπικό που θα αποκτήσει πρόσβαση στο εσωτερικό της συσκευής και ενδεχομένως να εκτεθεί. Το τεχνικό προσωπικό θα πρέπει να είναι επαρκώς εκπαιδευμένο ώστε να μπορεί να λάβει τα κατάλληλα προληπτικά μέτρα ώστε να αποφευχθεί ακούσια έκθεση σε ακτινοβολία και επιπλέον να διασφαλίζει την ασφάλεια όλων όσων παρευρίσκονται στον χώρο. Εάν, κατά τη διάρκεια της επισκευής υπάρχει η περίπτωση εκπομπής επικίνδυνης ακτινοβολίας, τότε ο τεχνικός θα πρέπει να οριοθετήσει μία "Προσωρινά ελεγχόμενη περιοχή" και να προειδοποιεί τους υπόλοιπους με ενημέρωση – πινακίδα για αυτήν.

### 5.3 Αποσύνδεση Συστήματος Παράδοσης Δέσμης (Beam Delivery Disconnect)

Το χαρακτηριστικό της αποσύνδεσης του συστήματος παράδοσης της δέσμης είναι απαραίτητο για τα ιατρικά συστήματα Laser τα οποία ανήκουν στην κατηγορία 3B και 4. Αυτό προϋποθέτει ότι ο κατασκευαστής ενσωματώνει ένα διακόπτη αποσύνδεσης κλείστρου ή εξασθενητή, στο τελικό σύστημα παροχής της δέσμης. Αυτό έχει ως στόχο να αποτρέψει τις δέσμες που υπερβαίνουν την Μέγιστη Επιτρεπόμενη Έκθεση (MPE), όταν το τελικό στοιχείο παράδοσης (χειρουργικό μικροσκόπιο, μικροσκόπιο, κολποσκόπιο, ή χειρολαβή) είναι αποσυνδεδεμένο. Το σκεπτικό για την ανάγκη αποσύνδεσης είναι ότι η δέσμη πριν την τελική παράδοσή της συχνά παραλληλίζεται, και τυχαία εκπομπή της σε αυτή την κατάσταση θα μπορούσε να αποτελεί κίνδυνο ακόμα και σε μεγάλη απόσταση από το σημείο εκπομπής της. Αντίθετα, με την χρήση χειρολαβής, οπτικής ίνας ή σχισμοειδούς λυχνίας συνδεδεμένης, η κατεύθυνση της δέσμης είναι πολύ πιο συγκεκριμένη και η δέσμη είτε έχει εστιαστεί ή αποκλίνει. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ελαχιστοποίηση της ονομαστικής ζώνη κινδύνου (NHZ). Παρόλο που η δέσμη που εκπέμπεται από ένα σύστημα διανομής οπτικών ινών δεν είναι ιδιαίτερα ευθυγραμμισμένη, η υψηλή ευελιξία του συστήματος αυτού αυξάνει επίσης τον κίνδυνο της τυχαίας, ακούσιας έκθεσης ενός ατόμου.

Με τις ειδικές ακίδες που συνήθως τοποθετούνται στα άκρα της οπτικής ίνα είναι αρκετά δύσκολο να επιτευχθεί η αποσύνδεση.

#### 5.4 Διακόπτης-Κλειδί Γενικού Ελέγχου (Key-Switched Master Control)

Ένας διακόπτης-κλειδί που θα χειρίζεται τον γενικό έλεγχο της συσκευής απαιτείται για όλα τα Laser κατηγορίας 4 καθώς και σε ορισμένες περιπτώσεις από αυτά κατηγορίας 3B. Δεδομένου ότι σχεδόν όλα τα χειρουργικά λέιζερ είναι κατηγορίας 4 αντιλαμβανόμαστε ότι όλα θα πρέπει να έχουν έναν τέτοιο διακόπτη. Αυτός επιτρέπει στον χρήστη να απενεργοποιεί το μηχάνημα, όταν δεν λειτουργεί ή όταν ένας εξουσιοδοτημένος χρήστης δεν υπάρχει. Πρέπει να υπάρχει σε συνδυασμό με τον διακόπτη ρεύματος ON/OFF και να λειτουργεί και ανεξάρτητα από αυτόν. Είναι ένα από τα πιο χρήσιμα χαρακτηριστικά για την εξασφάλιση της ασφαλούς χρήσης του οποιουδήποτε συστήματος Laser στο περιβάλλον του νοσοκομείου και για αυτό θα πρέπει να υπάρχει ένα άτομο το οποίο να είναι υπεύθυνο για το κλειδί και να διασφαλίζει ότι δεν θα είναι διαθέσιμο σε μη εξουσιοδοτημένα άτομα τα οποία δεν γνωρίζουν για την ασφαλή λειτουργία του συστήματος.

#### 5.5 Απομακρυσμένος Έλεγχος Συνδέσμου Αλληλασφάλισης (Remote Interlock (Control) Connector)

Τα συστήματα Laser κατηγορίας 3B ή 4 πρέπει να είναι εφοδιασμένα με έναν απομακρυσμένο σύνδεσμο αλληλασφάλισης. Η απαίτηση αυτή είναι υποχρεωτική στα πρότυπα IEC και για τις δύο κατηγορίες, αλλά υποχρεωτική μόνο για την κατηγορία 4 συστήματα Laser στο ANSI πρότυπο. Ο σύνδεσμος ο οποίος λειτουργεί με απομακρυσμένο έλεγχο απαιτείται να είναι εγκαταστημένος σε όλα τα Laser κατηγορίας 3B και 4. Η χρήση αυτού του χαρακτηριστικού ασφαλείας επιτρέπει στο χρήστη να διασύνδει έναν επιπλέον διακόπτη ασφαλείας στην εγκατάσταση. Ως παράδειγμα, χρησιμοποιούμε στις θύρες αυτές τις δικλείδες ασφαλείας, ούτως ώστε να διακόπτεται η λειτουργία του Laser στην περίπτωση που ανοίγει η συγκεκριμένη θύρα. Όταν η χρήση του άρχισε να εφαρμόζεται στα χειρουργεία, έγινε γρήγορα φανερό ότι ο κίνδυνος για ένα άτομο που εισέρχεται σε μια χειρουργική αίθουσα με το σύστημα Laser σε λειτουργία ήταν πολύ μικρότερος από ό, τι ο κίνδυνος για τον ασθενή στην περίπτωση που το ιατρικό Laser τεθόταν εκτός λειτουργίας απότομα. Γρήγορα κατέστη σαφές ότι η απώλεια του έλεγχου της συσκευής Laser κατά τη διάρκεια μιας χειρουργικής επέμβασης φέρει άμεσο και εμφανή κίνδυνο. Για το λόγο αυτό, το πρότυπο Z-136.3 δεν απαιτεί μια έναν τέτοιο τρόπο ασφάλισης των θυρών.

Ο σύνδεσμος αυτός με τον απομακρυσμένο έλεγχο μπορεί επίσης να παρέχει τον απλούστερο τρόπο για να επιτευχθεί η συμμόρφωση με τις απαιτήσεις της ασφαλείας κατά την αποσύνδεση του συστήματος παράδοσης δέσμης. Ο σύνδεσμος λειτουργεί σε λιγότερα από 110V AC για να ελαχιστοποιηθούν τα προβλήματα που σχετίζονται με ηλεκτρική ασφάλεια. Επιπλέον θα μπορούσε να είναι συνδεδεμένο έτσι ώστε με το που ενεργοποιείται να ξεκινάει την προβολή μιας προειδοποιητικής πινακίδας, έναν απαγωγό ή οποιοδήποτε άλλο σύστημα επιθυμούμε.

## 5.6 Οπτικά Προβολής

### 5.6.1 Απαιτήσεις

Τα διεθνή πρότυπα για την προστασία από τα συστήματα Laser απαιτούν ότι οποιαδήποτε έξοδος της δέσμης ή οπουδήποτε παράθυρο στο σύστημα Laser θα πρέπει να ενσωματώνει μέσα για τον περιορισμό της έκθεσης στο AEL της κατηγορίας 1. Με άλλα λόγια, η έκθεση θα πρέπει να είναι λιγότερη από το MPE που έχουμε αναφέρει παραπάνω για 8 ώρες παρατήρησης μέσα από κάποιο παράθυρο ή γυαλιά. Αυτά τα δύο αν υπάρχουν θα πρέπει να μην επιτρέπουν να εκτεθούμε σε επικίνδυνα επίπεδα ακτινοβολίας. Για παράδειγμα, ένα χειρουργικό μικροσκόπιο, ένα ενδοσκόπιο, ή ένα μικροσκόπιο με σχισμοειδή λυχνία που συνδέεται με το σύστημα παροχής της δέσμης, θα πρέπει να έχουν προστατευτικά φίλτρα, εγκατεστημένα έτσι ώστε να εξασφαλίζουν ότι ο παρατηρητής δεν εκτίθενται σε επικίνδυνες δέσμες μέσα από το οπτική πεδίο θέασης. Αυτό ισχύει για όλες τις κατηγορίες Laser όπου ενδέχεται να υπάρχει υπέρβαση του MPE. Εξειδικευμένα, επιλογής μήκους κύματος προστατευτικά φίλτρα θα πρέπει να είναι εγκατεστημένα συνέχεια κατά την διάρκεια μια χειρουργικής επέμβασης

### 5.6.2 Φιλτράρισμα Μη-ορατών Δεσμών

Όταν υπέρυθρο ή υπεριώδες λέιζερ χρησιμοποιείται, η δέσμη του δεν είναι ορατή με αποτέλεσμα η προστασία του οφθαλμού να μπορεί να επιτευχθεί πολύ εύκολα με την χρήση της διαδικασίας του φιλτραρίσματος. Έτσι το υλικό που χρησιμοποιούμε θα είναι διαφανές στο ορατό φάσμα και θα αποκόπτει όλο την υπόλοιπη περιοχή του οπτικού φάσματος. Για παράδειγμα, στην περίπτωση των Laser CO<sub>2</sub>, το απλό γυαλί και τα διαφανή πλαστικά χρησιμεύουν ως ένα πολύ καλό προστατευτικό φίλτρο, και δεν χρειάζονται εξειδικευμένα φίλτρα να εγκατασταθούν. Ωστόσο, με Argon, Dye, ή Nd:YAG Laser, καθώς και άλλα Laser τα οποία εκπέμπουν στο ορατό και εγγύς υπέρυθρο τμήμα του φάσματος, το συνηθισμένο οπτικό γυαλί που χρησιμοποιείται στα ενδοσκοπικά οπτικά μικροσκόπια δεν θα εξασθενίσει ικανοποιητικά την ενέργεια της δέσμης σε αυτά μήκη κύματος. Στο Εγγύς και μεσαίο υπέρυθρο (IR-A και IR-B) μήκος κύματος όπως τα 1064nm και 1334nm μήκη κύματος του Nd:YAG laser, 1.3J/m του Er:YLF, 2.9J/m του Er:YAG, 2.06J/m του Ho:YAG, ή 2.16 J/m από το Ho: YAG (θούλιο με ενεργοποιητές χρώμο) δεν εξασθενεί ικανοποιητικά από το τυπικό οπτικό γυαλί ή πλαστικό. Αυτά τα συστήματα Laser θα απαιτήσουν ειδικής "θερμότητας απορρόφησης" (Υπέρυθρη απορρόφηση) φίλτρα (π.χ. Schott KG-3 ή KG-5) που πρέπει να εγκατασταθούν στα οπτικά θέασης.

### 5.6.3 Χρωματική Απόδοση (Color Rendering)

Φίλτρα που προστατεύουν από τα Laser που εκπέμπουν στο ορατό τμήμα του φάσματος γενικά εισάγουν κάποιο βαθμό χρωματικής παραμόρφωσης. Εάν το προστατευτικό φίλτρο εμποδίζει τον χειρουργό από το να βλέπει τον ιστό – στόχο με λεπτομέρεια ή από το να δει την ευθυγράμμιση της δέσμης του Laser, τότε μπορούμε να εισάγουμε μηχανικά ένα άλλο φίλτρο το οποίο θα αναιρεί αυτές τα προβλήματα που δημιουργεί η παρουσία των προστατευτικών φίλτρων. Για παράδειγμα, Argon Laser φωτοταξίας (photoagulator) με σχισμοειδή λυχνία σύστημα παροχής δέσμης κάνουν χρήση ενός πορτοκαλί προστατευτικού φίλτρου που εισάγεται μηχανικά μέσα από τον φακό του μικροσκοπίου, όταν ο χειρουργός ενεργοποιεί την δέσμη Laser. Όταν το λέιζερ δεν λειτουργεί σε πλήρη ισχύ πήξης, ο οφθαλμίατρος μπορεί να δει το φως του Laser να ανακλάται από το βάθος από μία χαμηλής ισχύος δέσμη στόχευσης. Ένα εναλλακτικό σύστημα προστασίας θα μπορούσε να χρησιμοποιεί δέσμη στόχευσης διαφορετικού μήκους κύματος (π.χ., He-Ne, 632.8nm) και κατηγορίας 2 ή χαμηλότερης. Στη συνέχεια, το προστατευτικό φίλτρο για την δέσμη θεραπείας θα μπορούσε να εγκατασταθεί μόνιμα στο μικροσκόπιο προβολής του λαμπτήρα σχισμής. Ωστόσο, το μόνιμα εγκατεστημένο φίλτρο παρεμβαίνει στην ορατότητα των σημείων που έχει ορίσει ο ιατρός στον αμφιβληστροειδή και καθιστά πολύ δύσκολη την ταυτοποίηση των προς θεραπεία δομών. Υπολογίζεται ότι μεταξύ 50 -300 J/W Laser που εκπέμπει στο ορατό φάσμα είναι απαραίτητα για δέσμη που θα χρησιμοποιεί για στόχευση και θα εισέρχεται στον ανθρώπινο οφθαλμό. Προφανώς, η ισχύς του Laser που απαιτείται για τη στόχευση θα ποικίλει ανάλογα με το μήκος κύματος. Αυτή η μεταβολή προκύπτει από την ανάκλαση της δέσμης στην βάση του οφθαλμού που ποικίλλει ανάλογα με το μήκος κύματος, καθώς και από την ευαισθησία του αμφιβληστροειδούς του χειρουργού που εκτελεί το χειρουργείο. Επιπλέον θα πρέπει να τονίσουμε ότι φως το οποίο είναι κόκκινου χρώματος είναι λιγότερο επικίνδυνο από ό, τι μπλε φωτός για αυτή την εφαρμογή.

### 5.6.4 Οφθαλμικές Αναδρομές (Ophthalmic Flashbacks)

Όπως σημειώθηκε, το πορτοκαλί φίλτρο που χρησιμοποιείται στο Laser Argon φωτοταξίας του αμφιβληστροειδούς αφαιρείται κατά την διάρκεια της αρχικής στόχευσης, όπου χρησιμοποιείται ένα Laser χαμηλής ισχύος, με μήκος κύματος τέτοιο ώστε οι ανακλάσεις να είναι ελάχιστες. Αν και περιστασιακά μπορεί να έχουμε ανακλάσεις της δέσμης από τους γωνιοσκοπικούς φακούς επαφής που χρησιμοποιούνται, εντούτοις είναι αρκετά χαμηλότερες από το όριο έκθεσης.

Υπήρξαν σπάνιες περιπτώσεις όπου το φίλτρο αποσπάσθηκε από τον μηχανισμό διαφυγής και ο χειρουργός οφθαλμίατρος εκτέθηκε σε μια ισχυρή οπισθοσκεδαζόμενη δέσμη κατά την διάρκεια της θεραπείας. Ο κατασκευαστής είναι υπεύθυνος για τον καθορισμό του πως πρέπει να είναι αποτελεσματικό ως προς την ασφάλεια ένα σχέδιο ώστε να εξασφαλιστεί η συμμόρφωση με το πρότυπο. Αν ο σχεδιασμός δεν ανταποκρίνεται στο επίπεδο ασφαλείας του προτύπου, τότε ο κατασκευαστής πρέπει να τροποποίηση διορθωτικά το σύστημά του, δράση η οποία ενδέχεται να περιλαμβάνει και την ανάκληση του συστήματος

### 5.6.5 Βοηθητικά Οπτικά

Οποιοδήποτε όργανο προβολής, όπως ένα τηλεσκόπιο ή μικροσκόπιο ή οποιαδήποτε ενδοσκοπική συσκευή το οποίο δεν είναι πραγματικό μέρος του συστήματος Laser (αλλά που χρησιμοποιείται με αυτό) θα πρέπει να είναι εφοδιασμένα με κατάλληλα φίλτρα αν δεν είναι αναπόσπαστα τμήματα των οπτικών.

### 5.7 Εξασθενητής Δέσμης (Beam Attenuator)

Τα διεθνή πρωτόκολλα απαιτούν να υπάρχει μόνιμα συνδεδεμένος ένας εξασθενητής δέσμης ή διακόπτης(που να την σταματάει την ίδια την δέσμη όχι ηλεκτρικός) ώστε να εμποδίζεται η έξοδος της δέσμης χωρίς όμως να απενεργοποιείται η λειτουργία του ίδιου του συστήματος και προτείνεται η χρήση τους για κάθε Laser κατηγορίας 4 και 3B. Σκοπός του είναι να υπάρχει η απαραίτητη ή επιθυμητή μείωση ή διακοπή εκπομπής Laser ως εναλλακτική λύση στην απενεργοποίηση τελείως του συστήματος. Αυτό είναι ένα ιδιαίτερα πολύτιμο χαρακτηριστικό για Laser που απαιτούν μια μακρά περίοδο προθέρμανσης ώστε να λειτουργήσουν. Τι από τα δύο θα χρησιμοποιηθεί εξαρτάται κυρίως από την εκπεμπόμενη ισχύ του Laser που θα πρέπει να είναι κάτω από την κατηγορία 1 AEL (το οποίο μεταφράζεται στο αντίστοιχο MPE για την άμεση, ενδοδεσμική προβολή). Σαν μία εναλλακτική λύση σε ένα μηχανικό εξασθενητή, ένα δεύτερο διακόπτης διακοπής ασφαλείας επιτρέπεται να υπάρχει ξεχωριστά από τον κεντρικό διακόπτη λειτουργίας.

### 5.8 Μετρητές Ισχύος

Απαιτείται επίσης ότι όλα τα ιατρικά προϊόντα Laser να διαθέτουν μια συσκευή παρακολούθησης της ισχύος εξόδου η οποία να έχει ακρίβεια +/- 15%. Η απαίτηση αυτή μπορεί παρουσιάσει κάποια προβλήματα στις περιπτώσεις στις οποίες γίνεται χρήση εναλλάξιμων τελικών συστημάτων διανομής χειρός όπου έχουμε διαφορετικά εστιακά μήκη φακών ή συνδέσμους για κολποσκόπηση, ενδοσκόπια, ή μικροσκόπια. Για το λόγο αυτό, η ισχύς εξόδου παρακολουθείται μόνο κατά την έναρξη του συστήματος παροχής. Ο χειρουργός χρησιμοποιώντας το Laser θα πρέπει να προσδιορίσει το σημείο της παράδοσης σύστημα όπου η μέτρηση της ισχύος γίνεται πραγματικά για την αποφυγή εσφαλμένων υποθέσεων σχετικά με την πραγματική ισχύ που παρέχεται προς τον ιστό στόχο.

Η ισχύς εξόδου στο άκρο ενός αρθρωτού βραχίονα σε ένα Laser CO2 συχνά διαφέρει από την ισχύ που παρακολουθείται στην έξοδο του Laser ακριβώς πριν από το σημείο όπου η δέσμη εισέρχεται στο αρθρωτό βραχίονα. Η πραγματική ισχύς που παραδίδεται στο άκρο της οπτικής ίνας μπορεί να μεταβάλλεται κατά ένα παράγοντα μεγαλύτερο από 2, ανάλογα από το πόσο έντονα κάμπτεται η ίνα.

Η ένδειξη της ισχύος συνήθως βρίσκεται στην κονσόλα ελέγχου του συστήματος και είναι συνήθως ρυθμισμένο ώστε να διαβάζετε η ισχύς σαν να παρακολουθούμε πραγματικά την

έξοδο της ισχύος του μετά το πέρασμα μέσα από τα οπτικά παράδοσης της δέσμης, του βραχίονα πορείας, ή άλλο μέρος του συστήματος παροχής συμπεριλαμβανομένων των οπτικών ινών. Ωστόσο, ο συντελεστής βαθμονόμησης μπορεί να μεταβάλλεται. Αυτό μπορεί να συμβεί σε πολλά χειρουργικά Laser CO<sub>2</sub>, όπου από τις αναθυμιάσεις του ιστού-στόχου καλύπτονται τελικά καθρέπτες και άλλα στοιχεία στο κοίλο αρθρωτό βραχίονα τέτοιων Laser. Αυτό μειώνει την οπτική ισχύ που μεταδίδεται μέσω της παροχής του βραχίονα. Έτσι η ένδειξη της ισχύος που αναγράφεται στην κονσόλα θα είναι μια πολύ χαμηλότερη τιμή από ό, τι στην πραγματικότητα παραδίδεται από το σύστημα. Η κάμψη των οπτικών ινών σε μεγάλες τιμές θα διαβιβάσει επίσης λιγότερη ισχύ, και ο χειρουργός θα πρέπει να πειραματιστεί με νέα σύστημα παράδοσης οπτικών ινών πριν από την αρχική χρήση σε έναν ασθενή, αν υπάρχει το ενδεχόμενο μεγάλης κάμψης των οπτικών ινών κατά την διάρκεια της επέμβασης.

Συνεπώς, είναι συνετό να γίνεται συχνά βαθμονόμηση ή να ελέγχουμε την έξοδο ισχύος ορισμένων τύπων συστημάτων παράδοσης δέσμης με ένα εξωτερικό μετρητή. Ορισμένα συστήματα έχουν προ εγκατεστημένο έναν τέτοιο εξωτερικό μετρητή και απλά κάποιος θα πρέπει να εισάγει την οπτική ίνα μέσα στο άνοιγμα μετρήσεως της κονσόλας ώστε να μετρηθεί η ισχύς εξόδου του συστήματος. Δεν υπάρχει ειδική απαίτηση για την αναγνωσιμότητα του μετρητή ισχύος της κονσόλας του συστήματος απλά θα πρέπει να έχουμε στο μυαλό μας ότι όσο μεγαλύτερη ένδειξη τόσο πιο εύκολα θα μπορεί να την διαβάσει ο ιατρός σε σχέση με μια μικρή ένδειξη όπου υπάρχει και το ενδεχόμενο να χρειάζεται βοήθος.

## 5.9 Δείκτης Εκπομπών Δέσμης

Ένας δείκτης εκπομπής δέσμης δύναται να έχει εγκατασταθεί σε όλα τα κατηγορίας 3B, και θα πρέπει να έχει εγκατασταθεί σε όλα τα συστήματα κατηγορίας 4 Laser. Επιπλέον είναι απαραίτητης και η χρήση ενός ήχου ενεργοποίησης κάθε φορά που το σύστημα Laser ενεργοποιείται ή μιας προειδοποιητικής λυχνίας. Η προειδοποιητική λυχνία χρησιμοποιείται συνήθως για το σκοπό αυτό. Σε μερικά απλά συστήματα όπου η ισχύς της δέσμης είναι άμεση, μια προειδοποιητική λυχνία-πλότος είναι συχνά απαραίτητη. Συχνά, αυτό είναι απλά ένα κόκκινο προειδοποιητικό φως που είναι μόνο εμφανές όταν έχουμε εκπομπή. Εναλλακτικές προειδοποιήσεις περιλαμβάνουν κινούμενη κουκκίδα ή άλλους ορατούς ή ακουστικούς δείκτες, ο οποίοι πρέπει να είναι εμφανείς ακριβώς πριν από την εκπομπή.

Η ενεργοποίηση του δείκτη θα πρέπει να ενεργοποιείται από τον χειρουργό ή έναν βοηθό και η θέση του θα πρέπει να είναι τέτοια ούτως ώστε να την παρατηρεί εύκολα ο ιατρός. Ο δείκτης αυτός θα παίρνει την μέγιστη τιμή του όταν η εκπεμπόμενη δέσμη είναι αόρατη ή όταν η λειτουργία του Laser είναι εντελώς αθόρυβη. Παραδείγματα των πρώτων είναι η δέσμη του excimer, Nd:YAG και CO<sub>2</sub> Laser, ενώ παραδείγματα των τελευταίων είναι το KTP solid state Laser και το Argon Laser. Όταν κάποιος χρησιμοποιεί μια ορατή δέσμη, ορισμένοι τύποι φίλτρων προστασίας για τους οφθαλμούς μπορεί να μπλοκάρουν τα φώτα προειδοποίησης, ως εκ τούτου, θα πρέπει πάντα να ελέγχουμε την προβολή των προειδοποιητικών φώτων/ενδείξεων και των ψηφιακών ενδείξεων μέσα από κάθε νέο προστατευτικό οφθαλμού.



Επιπλέον θα πρέπει να γνωρίζουμε ότι εξαιρετικά επικίνδυνα είναι τα diode ή τα solid state crystal Lasers όπου η λειτουργία τους είναι αθόρυβη και δεν υπάρχει άλλη ένδειξη για την λειτουργία τους πλην από την προειδοποιητική αυτή λυχνία. Αυτό συμβαίνει και σε ορισμένα οφθαλμολογικά αθόρυβα diode Laser ισχύος 3W τα οποία διαθέτουν ηχητική ένδειξη για την λειτουργία τους σε συνδυασμό με την προειδοποιητική λυχνία. Τα προειδοποιητικά αυτά μέτρα θα πρέπει να ενεργοποιούνται πριν την λειτουργία του Laser σε χρόνο τόσο ώστε να αποφευχθεί η έκθεση σε μη επιθυμητή ακτινοβολία. Αν το Laser λειτουργεί σε χώρο ο οποίος βρίσκεται μακριά από την κονσόλα ελέγχου τότε θα πρέπει να υπάρχουν προειδοποιητικές ενδείξεις και στους δύο χώρους.

## 5.10 Διακόπτης Προστασίας

Απαιτείται ότι όλα τα συστήματα Laser κατηγορίας 3B και 4 που χρησιμοποιούνται για ιατρικούς σκοπούς να έχουν έναν διακόπτη ο οποίος ελέγχει την έκθεση του ασθενή στην ακτινοβολία. Για παράδειγμα, ένας φυλασσόμενος διακόπτης ποδιού(χρονοδιακόπτης ή μία σκανδάλη-διακόπτης) μπορεί να ελαχιστοποιήσει την πιθανότητα τυχαίας εκπομπής της δέσμης άρα και τυχαίας έκθεσης η οποία μπορεί να είναι επιβλαβής. Δεν είναι παράλογο να απαιτείται ένα πρόσθετο στοιχείο της ασφάλειας, όπως ο τύπος αυτός του διακόπτη στην έντονη ατμόσφαιρα ενός χειρουργείου. Και προφανώς θα πρέπει να ληφθεί μέριμνα ούτως ώστε σε περιβάλλον με πολλούς χρονοδιακόπτες να μην υπάρχει η πιθανότητα να πατηθεί κατά λάθος άλλος διακόπτης από αυτόν που προτίθεται ο ιατρός και έχουμε εκπομπή της δέσμης.

## 5.11 Σήμανση (Labeling)

Όλα τα συστήματα Laser τα οποία δεν ανήκουν στην κατηγορία 1 θα πρέπει να φέρουν την κατάλληλη προειδοποιητική σήμανση η οποία θα δείχνει: (α) τη θέση του ανοίγματος της δέσμης και (β) γενικές προειδοποιήσεις οι οποίες σχετίζονται με την κατηγορία του συστήματος Laser. Τα βιομηχανικά συστήματα Laser έχουν σήμανση η οποία αναφέρει "ΑΠΟΦΥΓΕΤΕ ΤΗΝ ΕΚΘΕΣΗ-ΕΚΠΟΜΠΗ LASER ΑΠΟ ΤΟ ΑΝΟΙΓΜΑ"( AVOID EXPOSURE LASER RADIATION EMITTED FROM THIS APERTURE), και τοποθετείται στο σημείο εξόδου της δέσμης. Ωστόσο, στα κλινικά συστήματα, για να αποφευχθεί η σύγχυση η οποία θα προκαλείται στον ασθενή από τέτοιες προειδοποιήσεις, ο κανονισμός προβλέπει ότι η φράση "Άνοιγμα Εκπομπής Laser"(Laser Emission Aperture), να βρίσκεται στο σημείο εξόδου της δέσμης. Παρά το γεγονός ότι η σήμανση αυτή που βρίσκεται στο άνοιγμα μπορεί να φαίνεται μια ασήμαντη απαίτηση, τραυματισμοί παραλίγο να συμβούν στις αρχικά συστήματα Laser καθώς δεν ήταν εντελώς σαφές στον χειρουργό ποιο άκρο του οπτικού παράδοσης δέσμης χρησιμοποιούταν για να λειτουργήσει το Laser. Επιπλέον ένα οπτικό παρατήρησης δεν πρέπει ποτέ να συγχέεται με το οπτικό σύστημα παράδοσης της δέσμης. Για τις κατηγορίες Laser από 2 έως 4, οι προειδοποιήσεις που σχετίζονται με την σήμανση, πρέπει να αναρτώνται σε ευδιάκριτο σημείο στο Laser, στο προστατευτικό περίβλημά του, τον πίνακα ελέγχου ή αμφότερα, ώστε να εξασφαλίζεται ότι ο χρήστης του συστήματος έχει επίγνωση του δυνητικού κινδύνου και έχει λάβει τα απαραίτητα μέτρα για την αποφυγή τραυματισμού. Η διατύπωση σχετικά με την σήμανση προειδοποίησης ακολουθεί ορισμένες τυποποιημένες δηλώσεις ανάλογα με την κατηγορία κινδύνου. Για παράδειγμα, για χαμηλής ισχύος Laser κατηγορίας 2 που δεν ενέχουν σημαντικό κίνδυνο από την στιγμιαία-άμεση

προβολή, προειδοποιητική σήμανση θα είναι «Ακτινοβολία Laser [Φως], Μην κοιτάζετε την ακτίνα.» (Laser Radiation [Light], Do Not Stare Into Beam.). Για Laser κατηγορίας 3B, όπου ακόμη και στιγμιαία-άμεση έκθεση είναι επικίνδυνη, η σήμανση θα πρέπει να αναφέρει: "Ακτινοβολία Laser, αποφεύγεται την άμεση έκθεση στην δέσμη", (Laser Radiation, Avoid Direct Exposure to Beam). Για τα προϊόντα της κατηγορίας 4, η σήμανση θα πρέπει να αναφέρει "Ακτινοβολία Laser, Αποφύγετε την έκθεση στα μάτια ή το δέρμα από άμεση ή σκεδαζόμενη ακτινοβολία" (Laser Radiation, Avoid Eye or Skin Exposure to Direct or Scattered Radiation). Πρόσθετες πληροφορίες όπως το είδος του λέιζερ και η μέγιστη ισχύς του μπορεί να αναφέρονται. Η σήμανση θα έχει ένα πρότυπο λογότυπο (Sunburst) και το "ΚΙΝΔΥΝΟΣ" ή "ΠΡΟΣΟΧΗ". Ο τύπος του Laser πρέπει να προσδιορίζεται, π.χ., Ruby, Argon, Nd: YAG, κλπ. Τα εκπεμπόμενα μήκη κύματος, η διάρκεια παλμού, η μέγιστη ισχύς ή η ενέργεια εξόδου μπορεί επίσης να απαιτείται. Οι τιμές ισχύος εξόδου και της ενέργειας συνήθως υπερεκτιμώνται, αφού ο κατασκευαστής πρέπει να παρέχει θεωρητικά, τις μέγιστες τιμές, και η ρεαλιστική απόδοση του συστήματος προσεγγίζει σπάνια αυτές τις τιμές. Για παράδειγμα, ένα Argon Laser που έχει ονομαστική ισχύ εξόδου 1W, μπορεί να έχει ένδειξη ισχύος 5W.

## 5.12 Εστιασμένες Δέσμες Και NHZ(Nominal Hazard Zone)

Στις περισσότερες χειρουργικές εφαρμογές συστημάτων Laser, η δέσμη δεν είναι εξαιρετικά ευθυγραμμισμένη και εστιάζει σε ένα μικρό σημείο. Καθώς η δέσμη περνά πέρα από αυτό εστιακό σημείο, αποκλίνει πάρα πολύ γρήγορα και μπορεί κάλλιστα να έχει εξασθενήσει αρκετά προτού ανακλαστεί σε μια επίπεδη ανακλαστική επιφάνεια που βρίσκεται κοντά. Για το λόγο αυτό, εισάγουμε την ονομαστική ζώνη κινδύνου (NHZ-Nominal Hazard Zone), με τον ίδιο τρόπο που ορίζεται η NOHZ. Η NHZ ορίζει την περιοχή γύρω από ένα σύστημα απελευθέρωσης δέσμης εντός του οποίου είναι επικίνδυνο να υπάρχει μια διαχεόμενη δέσμη ή μια κατοπτρική ανάκλαση. Πολλά από τα μέτρα προστασίας (π.χ. προστατευτικά ματιών) είναι υποχρεωτικά μόνο μέσα στη NHZ.

## 5.13 Σχεδιασμός Χώρου Εργασίας Και Ελεγχόμενες Περιοχές

Μηχανολογικά μέτρα ελέγχου για την ελαχιστοποίηση των κινδύνων, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα χειρουργείο ή σε άλλο κλινικό περιβάλλον. Παραδείγματα είναι τα καλύμματα των παραθύρων, η χρήση φίλτρων πάνω από αυτά, αδιαφανείς κουρτίνες καθώς και την απομάκρυνση αντικειμένων που μπορούν να προκαλέσουν κατοπτρικές ανακλάσεις κοντά στην περιοχή χρήσης της δέσμης. ασφαλιστικές δικλείδες (Interlocks) στις εισόδους όπου λειτουργεί ένα σύστημα Laser κατηγορίας 3B ή 4, πρέπει να ορίζεται μια «ελεγχόμενη περιοχή». Στα περισσότερα ερευνητικά εργαστήρια καθώς και σε πολλές βιομηχανικές εφαρμογές, αυτή η ελεγχόμενη περιοχή έχει οριοθετηθεί με ασφαλιστικές δικλείδες στις εισόδους. Αν και ο τρόπος αυτός ασφαλείας μπορεί να είναι ανεπιθύμητος στις περισσότερες ιατρικές ή χειρουργικές εγκαταστάσεις, ένας κατάλληλος δείκτης προειδοποίησης στην είσοδο της ελεγχόμενης περιοχής είναι μια ελάχιστη απαίτηση. Η χρήση ή όχι του τρόπου αυτού ασφαλείας στις εισόδους είναι στην διαχείριση του Υπεύθυνου Ασφαλείας Laser (LSO) όπου και θα αποφασίσει αν είναι απαραίτητη ή όχι.



## 5.14 Προειδοποιητική Σήμανση και Φωτισμός

Η προειδοποιητική σήμανση ή ένδειξη στην είσοδο περιοχής όπου λειτουργεί σύστημα Laser είναι υποχρεωτική. Αυτή μπορεί να είναι διοικητικής μορφής όπως μία προειδοποιητική σήμανση που τοποθετείται στην είσοδο τη στιγμή που το Laser χρησιμοποιείται, ή μπορεί να είναι ένα κόκκινο προειδοποιητικό φως πάνω από την είσοδο προς το χειρουργείο. Θα είναι συνετό η προειδοποιητική σήμανση να είναι εμφανής μόνο όταν το σύστημα Laser βρίσκεται σε λειτουργία. Αυτό γιατί, αν είναι συνεχώς αναρτημένη τότε το προσωπικό δεν θα γνωρίζει πότε λειτουργεί το Laser ή όχι ώστε να εντείνει την προσοχή του. Πολλές εγκαταστάσεις κάνουν χρήση μιας φωτιζόμενης προειδοποιητικής ένδειξης η οποία ενεργοποιείται με το που ανάψει η κεντρική κονσόλα χειρισμού του συστήματος Laser.

## 5.15 Διαρροές Δέσμης

Επειδή το χειρουργείο Laser είναι μια ελεγχόμενη περιοχή, η ακτινοβολία Laser δεν θα πρέπει να εξέρχεται από την ελεγχόμενη περιοχή, εκτός εάν είναι κάτω από το MPE. Προφανώς, από τμήματα της δέσμης που υφίστανται σκέδαση, θα έχουμε διαρροή κάτω από τις εισόδους, η οποία όμως δεν είναι ανησυχητική, δεδομένου ότι η ενέργεια διαχεόμενης δέσμης είναι απολύτως ασφαλής. Μια πλήρης κάλυψη των παραθύρων είναι συχνά περιττή.

Εάν χρησιμοποιείται μόνο Laser CO<sub>2</sub>, δεν είναι απαραίτητο να υπάρχει κάλυμμα στα παράθυρα, αφού όλα τα τζάμια θα εξασθενήσουν ολοκληρωτικά την ακτινοβολία με το μήκος κύματος 10.6μm. Για ορατά μήκη κύματος καθώς και για μήκη κύματος που διαδίδονται από κοινό γυαλί (κυρίως από 330nm στο υπεριώδες να 4.000nm στο υπέρυθρο), αδιαφανείς κουρτίνες ή καλύμματα θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν σε όλα τα εξωτερικά παράθυρα. Προστατευτικά φίλτρα μερικές φορές τοποθετούνται στα παράθυρα της εισόδου των χειρουργείων. Πρέπει να θυμόμαστε ότι τα συνήθη ακρυλικά, όπως πολυμεθύλιο (PMMA, γνωστό από τις εμπορικές ονομασίες, όπως Lucite, Perspex ή πλεξιγκλάς), πολυκαρβονικά, και άλλα διαφανή πλαστικά καθώς και γυαλί, είναι αδιαφανή στην ακτινοβολία του Laser CO<sub>2</sub> και παρέχουν επαρκή προστασία από τη διαφυγή της ακτινοβολίας Laser από τον χώρο του χειρουργείου. Το γυαλί είναι αδιαφανές σε όλα τα μήκη κύματος μεγαλύτερα από 4μm. Φυσικά, αν εκτεθούν σε μια παραλληλισμένη δέσμη ισχύος 50W από Laser CO<sub>2</sub> μπορεί να σπάσουν και να κάψει αυτά τα παράθυρα. Ως εκ τούτου, αυτά τα παράθυρα θα πρέπει να θεωρούνται ότι παρέχουν επαρκή ασφάλεια μόνο σε διάχυτη ή ανακλώμενη ακτινοβολία, αλλά μπορεί να είναι ακατάλληλα για προστασία κοντά στην εστία της δέσμης.

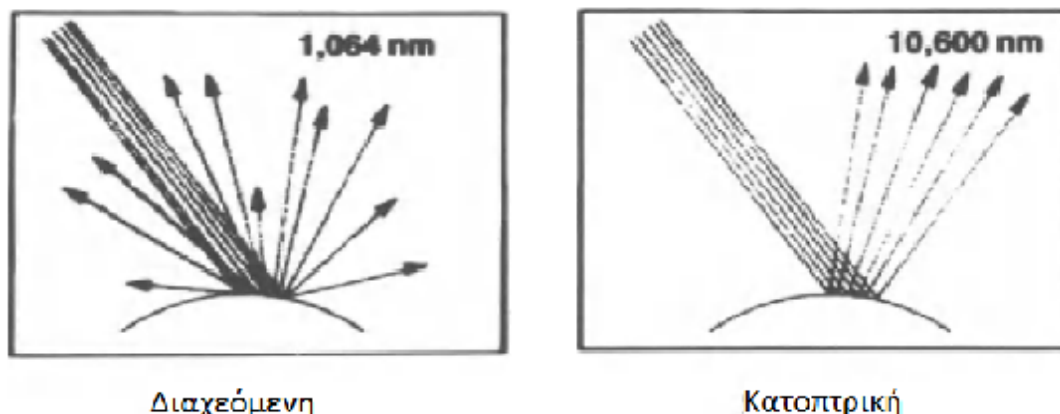
Η προστασία απέναντι σε δέσμες που προέρχονται από Nd:YAG, Argon και άλλα Laser τα οποία εκπέμπουν στην ορατή ή εγγύς υπέρυθρη περιοχή του φάσματος, γίνεται μια μεγαλύτερη πρόκληση. Είτε τα παράθυρα μπορούν να καλυφθούν με αδιαφανές υλικό κατά τη λειτουργία του Laser ή να τοποθετηθούν επι αυτών υλικά που χρησιμοποιούνται ως φίλτρα στους φακούς προστασίας. Ωστόσο, η προσέγγιση αυτή δημιουργεί προβλήματα εάν γίνεται χρήση από διαφορετικά είδη συστημάτων Laser στο χειρουργείο. Παρ' όλα αυτά, περισσότερα από ένα από αυτά τα φίλτρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να επιτευχθεί μια επαρκής οπτική μετάδοση και να υφίσταται και προστασία από την δέσμη Nd:YAG,

Argon και CO<sub>2</sub> Laser. Γυαλί που απορροφά την θερμότητα(Heat absorbing glass) μπορεί να χρησιμοποιηθεί στα παράθυρα σε εγκαταστάσεις που χρησιμοποιούν Nd:YAG και συστήματα Laser που εκπέμπουν στο IR-B, αλλά η φασματική μετάδοση του γυαλιού θα πρέπει να ελέγχεται πριν από την εγκατάστασή του. Πλαστικές κουρτίνες που εμφανίζονται οπτικά να είναι αδιαφανείς μπορεί να είναι διαπερατές σε δέσμες με μήκος κύματος στην εγγύς υπέρυθη περιοχή του φάσματος (π.χ., 1.064, 1.330, 1.440, 1.540, 2.080nm, κλπ). Οι κουρτίνες που χρησιμοποιούνται με τέτοια συστήματα, θα πρέπει καλύτερα να εξεταστούν τα χαρακτηριστικά μετάδοσης τους πρώτα, ώστε να αποφευχθεί η διαφυγή επικίνδυνης και μη-ορατής ακτινοβολίας.

## 5.16 Έλεγχος Ανακλάσεων

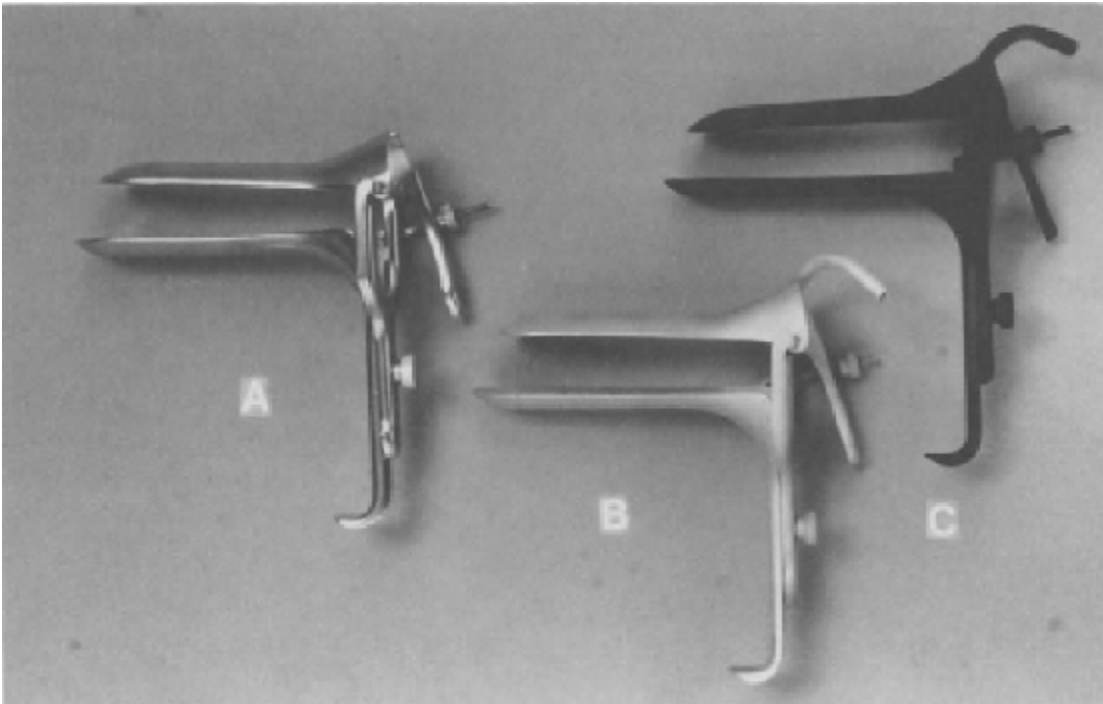
### 5.16.1 Τράπεζα, Καμπίνα Λειτουργίας και Επιφάνειες

Όπου παραλληλισμένη δέσμη Laser χρησιμοποιείται, είναι γενικά σκόπιμο να ελαχιστοποιηθεί η πιθανότητα πρόσπτωσης αυτής πάνω σε επίπεδη, κατοπτρική επιφάνεια. Μια κατοπτρική επιφάνεια είναι μια γυαλισμένη, λεία επιφάνεια που ανακλά το φως σαν ένας καθρέφτης. Για παράδειγμα, το διαφανές γυαλί που χρησιμοποιείται στα παράθυρα θα ανακλάσει ένα κλάσμα της προσπίπτουσας δέσμης(συνήθως 4%-8%). Οι επίπεδες, ματ μεταλλικές επιφάνειες θα συμπεριφερθούν και αυτές σαν καθρέφτες στο 10,6μm ακόμη αν και είναι φαινομενικά θαμπές και μη ανακλαστικές στα ορατά και Nd:YAG μήκη κύματος. Η μεταβολή του συντελεστή ανάκλασης σε συνάρτηση με το μήκος κύματος πρέπει να βρίσκεται πάντα υπόψη όταν μελετάμε την ασφάλεια σε συστήματα Laser που εκπέμπουν στο μη-ορατό φάσμα. Τα χειρουργικά ντουλάπια, οι δίσκοι, τα χειρουργικά τραπέζια, και οι ανοδιωμένες επιφάνειες (Σχήμα 28) γενικά έχουν επίπεδες επιφάνειες από ανοξείδωτο χάλυβα, που είναι σαν καθρέφτης στα 10.6μm, μήκος κύματος που εκπέμπει το Laser CO<sub>2</sub>. Ως εκ τούτου, η δέσμη του συστήματος δεν πρέπει να στοχεύει απευθείας σε καμία επίπεδη, μεταλλική επιφάνεια.

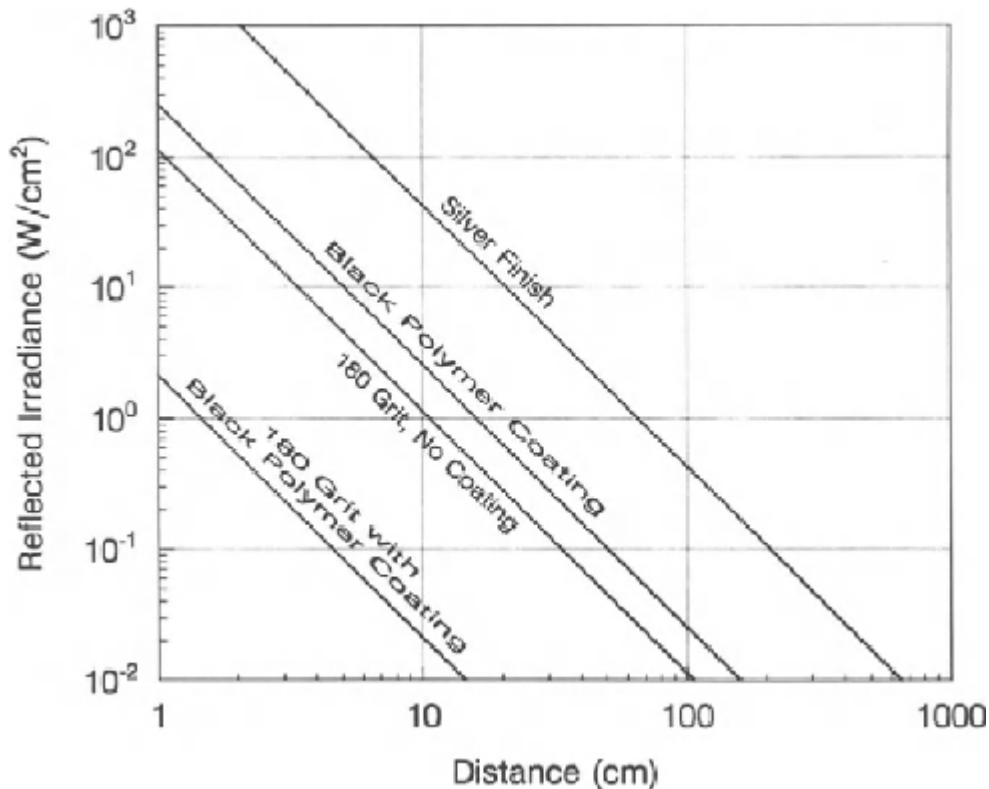


Σχήμα 23: Διαχέομενη και κατοπτρική ακτινοβολία από ανοδιωμένες επιφάνειες.

Διάφοροι τύποι επεξεργασίας των επιφανειών έχουν αναπτυχθεί για τη μείωση των ανακλάσεις από τις μεταλλικές επιφάνειες των χειρουργικών εργαλείων. Το Σχήμα 29 δείχνει ένα μέσο που έχει υποστεί επεξεργασία με αμμοβολή και από μαύρο φθοριοπολυμερές. Το Σχήμα 30 δείχνει πως μεταβάλλεται η ισχύς των δεσμών που υφίστανται ανάκλαση από ένα Laser CO2 ισχύος 40W από μια επίπεδη επιφάνεια από ανοξείδωτο χάλυβα με διαφορετικά είδη επικάλυψης. Να αναφέρουμε ότι η MPE για 10s ή μεγαλύτερη τιμή διάρκειας έκθεσης είναι  $0.1\text{W}/\text{cm}^2$ .



**Σχήμα 24:** Χειρουργικά εργαλεία που έχουν υποστεί επιφανειακή επεξεργασία. Παρατηρούμε την υψηλή αντανάκλαστικότητα του εργαλείου Α σε σχέση με τα Β και C.



Σχήμα 25: Ανακλώμενη ακτινοβολία Laser CO2 ισχύος 40W από επίπεδη ανοξειδωτη επιφάνεια με διαφορετικούς τρόπους επεξεργασίας.

### 5.16.2 Ερμάρια και Επιφάνειες Τοίχων στο Χειρουργικό Δωμάτιο

Κινητά διαχωριστικά δωματίων και κουρτίνες μπορούν να χρησιμοποιηθούν όπου υπάρχει κίνδυνος τα γυάλινα ερμάρια ή άλλες γυαλιστερές επιφάνειες μπορεί να αποτελέσουν κατοπτρικές επιφάνειες και να προκαλέσουν ανακλάσεις της δέσμης μέσα στο ΝΗΖ. Ωστόσο, αυτό είναι σπάνια αναγκαίο δεδομένου ότι η ΝΗΖ των περισσότερων χειρουργικών συστημάτων είναι σχετικά καλά περιορισμένη. Ερωτήσεις συχνά ανακύπτουν ως προς τα αν τα γυαλισμένα πλακάκια χαρακτηριστικό σε κάθε χειρουργικό περιβάλλον, (αφού διατηρούν εύκολα την καθαριότητα και την υγιεινή μέσα στον χώρο) θα προκαλέσουν ανακλάσεις. Οι μετρήσεις σε δέσμες Laser που ανήκουν στην ορατή και IR-A περιοχή του φάσματος (π.χ. Argon και Nd:YAG) και ανακλώνται από αυτά τα πλακάκια παρουσιάζουν ημι κατοπτρικές ανακλάσεις οι οποίες όμως δεν ενέχουν σημαντικό κίνδυνο για απόσταση πέραν του 1m από την επιφάνειά του. Αυτές οι επιφάνειες απορροφούν ισχυρά δέσμες στο μήκος κύματος του Laser CO2 10.6μm.

## 5.17 Σφάλματα Λειτουργικού και Ηλεκτρονικών

Η χρήση των ηλεκτρονικών στα συστήματα Laser που έχουν σκοπό να βοηθήσουν τον ιατρό – χειρουργό στον υπολογισμό της δόσης είτε στον καθορισμό της έκθεσης, μπορούν να βελτιώσουν το επίπεδο ασφάλειας του ασθενούς και να μειώσουν το ενδεχόμενο ανθρώπινου λάθους. Παρ' όλα αυτά, ακόμα και αυτές οι συσκευές μπορούν να μη λειτουργήσουν όπως απαιτείται και να παραπλανήσουν το χειριστή ο οποίος θα εκθέσει εν αγνοία του περισσότερο τον ασθενή. Το προσωπικό λοιπόν θα πρέπει να είναι σε επιφυλακή για ενδείξεις δυσλειτουργίας του συστήματος, οι οποίες συνήθως είναι προφανής. Τα συστήματα ασφαλείας του Laser πρέπει να είναι σχεδιασμένα έτσι ώστε μια αποτυχία του λογισμικού, δεν θα οδηγήσει σε μια δυνητικά επικίνδυνη έκθεση του ασθενούς.

## Κεφάλαιο 6

### 6.1 Διαχειριστικά Μέτρα Ελέγχου

#### 6.1.1 Στοιχεία Ασφάλειας Laser

Στον τομέα της ασφάλειας, οι μηχανικοί έλεγχοι πάντα να προηγούνται σε σχέση με τους διαχειριστικούς ελέγχους. Αυτό συμβαίνει γιατί οι διαχειριστικοί έλεγχοι είναι κατά κύριο λόγο «γραφειοκρατικοί» έλεγχοι σε αντίθεση με τους μηχανικούς ελέγχους οι οποίοι δεν επιτρέπουν να γίνει καμία εργασία αν δεν είναι ενεργό το σύστημα ελέγχου. Εντούτοις μεγάλο μέρος των προγραμμάτων για την ασφάλεια Laser στις ιατρικές εφαρμογές είναι διαχειριστικής-διοικητικής φύσεως, η οποία τονίζει την ανάγκη για την κατάρτιση του προσωπικού και των χειριστών, τους ελέγχους και την προσοχή στη λεπτομέρεια των διαδικασιών. Παρακάτω είναι τα διοικητικά στοιχεία ενός προγράμματος ασφάλειας Laser στις ιατρικές εφαρμογές:

- Πρόγραμμα Πολιτικής Ασφάλειας Laser.
- Προειδοποιητικά σήματα για κάθε συσκευή Laser.
- Διορισμός της αρχής (επιτροπής) η οποία θα φέρει την ευθύνη για την αξιολόγηση και τον έλεγχο των κινδύνων Laser (Medical Laser Safety Officer), συνήθως αυτό τον ρόλο τον αναλαμβάνει ο Φυσικός Ιατρικής που υπάρχει στο Τμήμα.
- Διαχείριση συμβάντων και ατυχημάτων, συμπεριλαμβανομένων την υποβολή εκθέσεων, την έρευνα, την ανάλυση και τα διορθωτικά μέτρα.
- Εκπαίδευση και ενημέρωση του προσωπικού που εμπλέκεται στη χρήση και τη συντήρηση των ιατρικών Laser.
- Σχηματισμός επιτροπής για την ασφάλεια από την χρήση των ιατρικών Laser.
- Η δημιουργία ενός προγράμματος διασφάλισης ποιότητας συμπεριλαμβανομένων των τακτικών επιθεωρήσεων του εξοπλισμού.

- Κατά την διάρκεια εργασιών συντήρησης να υπάρχει παρουσία περισσότερων του ενός ατόμου ώστε στην περίπτωση τραυματισμού ή ατυχήματος να παρέχει πρώτες βοήθειες ή να καλέσει βοήθεια.

## 6.2 ΚΑΘΗΚΟΝΤΑ ΥΠΕΥΘΥΝΟΥ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ LASER

Όπως ορίζεται από το πρότυπο ANSI Z136.3 για την ασφαλή χρήση των Lasers στους χώρους Παροχής Υπηρεσιών Υγείας ο «Υπεύθυνος Ασφαλείας Laser» (LSO-Laser Safety Officer) είναι ένα άτομο που έχει την κατάλληλη εκπαίδευση αλλά και την εμπειρία για να διαχειριστεί ένα πρόγραμμα ασφαλείας για Laser. Έχει την ευθύνη επίβλεψης και καταγραφής των κινδύνων από την χρήση του Laser και είναι υπεύθυνος για την διατήρηση της ασφάλειας κατά την χρήση των Laser. Δεν υπάρχει συγκεκριμένος κανόνας για το ποιός θα είναι ο Υπεύθυνος Ασφαλείας Laser (αν και τον ρόλο αυτό θα πρέπει να τον αναλαμβάνει ο Φυσικός Ιατρικής) αλλά το άτομο που θα επιλεγθεί θα πρέπει να έχει την σωστή εκπαίδευση και ενημέρωση και θα πρέπει να παρέχει τον σωστό εξοπλισμό ασφαλείας καθώς, την κατάλληλη εκπαίδευση στους χρήστες καθώς και να δίνει κίνητρα ώστε οι ίδιοι να επιδιώκουν την προσωπική και όχι μόνο ασφάλειά τους. Να έχουμε υπόψη μας, ότι μπορεί η εκπαίδευση του προσωπικού πάνω σε θέματα ασφαλείας σχετικά με την χρήση των Laser συσκευών είναι κοστοβόρα αλλά είναι σίγουρα λιγότερο ακριβή από την αποκατάσταση, κλινική ή μη ενός ατυχήματος.

Μερικά από τα καθήκοντα του Υπεύθυνου Ασφαλείας Laser είναι:

- Διασφάλιση της σωστής ταξινόμησης όλων των συσκευών Laser.
- Διαχείριση κινδύνου για κάθε περιοχή όπου χρησιμοποιείται Laser.
- Ανάπτυξη και επίβλεψη μέτρων ελέγχου.
- Εξετάζει και εγκρίνει τις τυποποιημένες διαδικασίες λειτουργίας, μαζί με τις λίστες ελέγχου λειτουργίας πριν και μετά την λειτουργία.
- Διαφύλαξη ότι υπάρχει ο κατάλληλος εξοπλισμός ατομικής προστασίας π.χ. προστατευτικά γυαλιά.
- Διασφάλιση ύπαρξης και σωστής τοποθέτησης των προειδοποιητικών πινακίδων (σήμανσης).

- Συμμετοχή στον σχεδιασμό και στην τοποθέτηση της εγκατάστασης.
- Ενημέρωση όλου του προσωπικού που κάνει χρήση ή βρίσκεται στον χώρο του Laser για τα μέτρα ασφαλείας και την πιθανή του έκθεση.
- Επιτήρηση κατά την διάρκεια μια χειρουργικής επέμβασης.

### 6.3 ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ LASER

Ανάλογα με τον αριθμό, το είδος και την ποικιλία των διαδικασιών που πραγματοποιούνται κατά την ιατρική εφαρμογή των Laser, μπορεί να χρειάζεται μια επιτροπή ασφάλειας η οποία θα αποτελείται από ιατρικό προσωπικό. Η επιτροπή αυτή θα περιλαμβάνει εκπρόσωπο της διοίκησης, τον Υπεύθυνο Ασφαλείας Laser και έναν εκπρόσωπο από το νοσηλευτικό προσωπικό που σχετίζεται με τα Laser (δηλαδή προσωπικό το οποίο είναι παρών σε χειρουργεία με χρήση Laser). Η επιτροπή αυτή θα μπορούσε επίσης να περιλαμβάνει έναν μηχανικό Βιομετρικής, τεχνικό προσωπικό καθώς και προσωπικό Διαχείρισης Κινδύνων.

Ο ρόλος της επιτροπής είναι να καθιερώσει και να διατηρεί επαρκείς πολιτικές και πρακτικές για τον έλεγχο των κινδύνων που προέρχονται από την χρήση Laser. Επιπλέον θα μπορεί να ερευνά τα ατυχήματα που συμβαίνουν από την μη ορθή χρήση των ιατρικών Laser και να θεσπίσει τις απαιτήσεις της ιατρικής επίβλεψης.



## 6.4 Κατάρτιση-Εκπαίδευση Σε Θέματα Ασφαλείας Laser

Σε οποιαδήποτε ιατρική ή βιομηχανική εφαρμογή των Laser υπάρχει ευθύνη για την ασφαλή χρήση των Laser που λειτουργούν. Μαζί με τον καθορισμό του Υπεύθυνου Ασφαλείας Laser, η εκπαίδευση είναι απαραίτητη για την επίτευξη αυτού του στόχου. Το επίπεδο της εκπαίδευσης μπορεί να ποικίλει ανάλογα με την πιθανότητα έκθεσης στην ακτινοβολία Laser. Η πλειονότητα των Laser που χρησιμοποιούνται στην ιατρική είναι κατηγορίας IIIB ή και IV. Αυτές οι κατηγορίες αποτελούν έναν δυνητικό κίνδυνο για τα μάτια και το δέρμα, με αποτέλεσμα πρέπει να υπάρχει εκπαίδευση στο προσωπικό το οποίο εκτίθεται ή χρησιμοποιεί δέσμες από αυτά τα Laser. Η εκπαίδευση αυτή πρέπει να περιλαμβάνει:

- Κατανόηση των προειδοποιητικών πινακίδων.
- Κατανόηση των μηχανικών και των διαχειριστικών μέτρων ελέγχου.
- Επείγοντα μέτρα που πρέπει να ληφθούν.
- Βιο-επιδράσεις της ακτινοβολίας λέιζερ.
- Χρήση και φροντίδα του προστατευτικού εξοπλισμού.
- Αιτίες και είδη ανακλώμενων ακτινοβολιών που προέρχονται από την δέσμη.

Ανάλογα με το ακροατήριο μπορούμε να αναφερθούμε και:

1. Ιατρική επίβλεψη.

2. Η γνώση αρχών λειτουργίας Laser.

3. Ενημέρωση για τους κινδύνους που δεν προέρχονται από την ίδια την δέσμη.

4. Ταξινόμηση Laser.

5. Διαδικασίες χρήσης Laser.

6. Είδη Laser και Μήκη - Κύματος.

7. Υπολογισμός MPE,OD,NHZ.

Στον παρακάτω Πίνακα 8 παρουσιάζονται τα Διοικητικά-Διαχειριστικά μέτρα που μπορούμε να εφαρμόσουμε ανάλογα την κατηγορία (Class) της συσκευής Laser που χρησιμοποιούμε.

<b>Class</b>	<b>Διαδικαστικοί και Διαχειριστικοί Έλεγχοι</b>	<b>Εκπαίδευση Προσωπικού</b>	<b>Ιατρική Επιτήρηση</b>	<b>Υπεύθυνος Ασφαλείας Laser(LSO)</b>
<b>1</b>	Δεν Απαιτείται	Δεν Απαιτείται	Δεν Απαιτείται	Δεν Απαιτείται
<b>1M</b>	Απαιτείται	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)
<b>2</b>	Δεν Απαιτείται (1)	Δεν Απαιτείται (1)	Δεν Απαιτείται	Δεν Απαιτείται
<b>2M</b>	Απαιτείται	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)	Εξαρτάται από Εφαρμογή (2)
<b>3R</b>	Δεν Απαιτείται (1)	Δεν Απαιτείται (1)	Δεν Απαιτείται	Δεν Απαιτείται (1)
<b>3B</b>	Απαιτείται	Απαιτείται	Προτείνεται	Απαιτείται
<b>4</b>	Απαιτείται	Απαιτείται	Προτείνεται	Απαιτείται

- 1) Δεν απαιτείται, εκτός από περιπτώσεις εφαρμογών που υπάρχει εκούσια έκθεση στην δέσμη.
- 2) Ορισμένες χρήσεις Laser κατηγορίας 1M ή 2M ή συστημάτων που υπερβαίνουν την κατηγορία 1 ή 2 μπορεί να απαιτείται να γίνει εκτίμηση κινδύνου.

**Πίνακας 6: Διοικητικά Μέτρα που μπορούμε να εφαρμόσουμε αναλόγως της κατηγορίας του Laser που χρησιμοποιούμε.**

### 6.5 Διαδικασίες ασφάλειας λέιζερ (LSP) για κλινική χρήση

Οι διαδικασίες ασφαλείας Laser(LSP) παρέχουν πρακτική και εύκολη χρήση σε ιατρικές εφαρμογές ρουτίνας. Τις έχουμε ομαδοποιήσει με τέτοιο τρόπο ώστε να περιλαμβάνουν όλες τις πτυχές της χρήσης των ιατρικών Laser σε κλινικές εγκαταστάσεις. Χρησιμοποιούνται ως ένας γρήγορος οδηγός αναφοράς για ανάπτυξη και εφαρμογή ενός προγράμματος ασφαλείας Laser το οποίο θα είναι σύμφωνο με τα υφιστάμενα πρότυπα:

#### LSP # 1

- Όλα τα άτομα θα πρέπει να έχουν επίγνωση της περιοχής χρήσης των Laser και πρέπει να υπάρχει ελεγχόμενη πρόσβαση σε αυτές τις περιοχές.
- Η ονομαστική ζώνη κινδύνου (NHZ) πρέπει να προσδιορίζεται έτσι ώστε να αποφεύγεται η ακούσια έκθεση στην δέσμη Laser.
- Το προσωπικό το οποίο βρίσκεται μέσα στην NHZ πρέπει να είναι αποκλειστικά και μόνο εξουσιοδοτημένο.
- Το προσωπικό αυτό πρέπει να είναι ενημερωμένο σχετικά με τα μέτρα προστασίας που πρέπει να ληφθούν.
- Πρέπει να υπάρχει η κατάλληλη σήμανση τοποθετημένη σε όλες τις εισόδους που να προειδοποιεί τους παρευρισκόμενους για τους δυνητικούς κινδύνους.

- Οι πόρτες στις NHZ θα πρέπει να παραμένουν κλειστές και τα παράθυρα να είναι καλυμμένα.

## LSP # 2

Όλοι μέσα στην NHZ πρέπει να φορούν κατάλληλα προστατευτικά γυαλιά τα οποία θα έχουν εγκριθεί από τον Υπεύθυνο Ασφαλείας Laser(LSO).

- Τα προστατευτικά γυαλιά πρέπει να είναι κατάλληλα για το μήκος κύματος της εκπεμπόμενης δέσμης καθώς και να υπάρχει σήμανση της οπτικής πυκνότητας.
- Τα μάτια και τα βλέφαρα του ασθενούς θα πρέπει να προστατεύονται αντίστοιχα και αυτά με γυαλιά, υγρά επιθέματα ή eye-shields.

## LSP # 3

Η έκθεση στον καπνό που παράγεται κατά την χειρουργική επέμβαση με χρήση Laser θα πρέπει να περιοριστεί με την χρήση μηχανικών ελέγχων

- Χειρουργικές μάσκες υψηλού φιλτραρίσματος.
- Επιτυχίες μονάδες απορρόφησης με φίλτρα.
- Μονάδες απαγωγής καπνού.
- Τα μικροσωματίδια του καπνού προκαλούν μετάλλαξη και ενδεχόμενη καρκινογόνο δράση. Υπάρχει επίσης το ενδεχόμενο για βακτηριακή και ιογενή μόλυνση.

#### LSP # 4

Όλα τα άτομα στην περιοχή της θεραπείας θα πρέπει να προστατεύονται από την έκθεση στο δέρμα και των άλλους μη ιστούς-στόχους.

- Οι εκτεθειμένοι ιστοί γύρω από την περιοχή όπου γίνεται η επέμβαση με το Laser θα πρέπει να προστατεύονται με την χρήση κορεσμένων υδατικών διαλυμάτων τα οποία θα επιβραδύνουν και την φωτιά.
- Αναδυμένα, μη ανακλαστικά ή ματ όργανα θα πρέπει να είναι χρησιμοποιούνται κοντά στην επιφάνεια που προσπίπτει η δέσμη.
- Όταν μία οπτική ίνα χρησιμοποιείται για να μεταφέρει την δέσμη Laser μέσω ενός ενδοσκοπίου, το άκρο της ίνας πρέπει να εκτείνεται πέρα από το άκρο του ενδοσκοπίου γιατί η πλειονότητα των καλυμμάτων των ενδοσκοπίων είναι εύφλεκτα και καταστρέφονται εύκολα από την εκπεμπόμενη θερμότητα

#### LSP # 5

Όλα τα άτομα στην περιοχή της θεραπείας θα πρέπει να προστατεύονται από τους κινδύνους ανάφλεξης που ενδέχεται να προκαλέσει ένα Laser.

- Η φωτιά είναι ένας από τους σημαντικούς κινδύνους της χρήσης Laser.
- Η έντονη θερμότητα μπορεί να προκαλέσει ανάφλεξη εύφλεκτων στερεών, υγρών και αερίων.
- Ελεύθερη ροή οξυγόνου μπορεί να οδηγήσει σε ταχεία εξάπλωση της φωτιάς.
- Πυροσβεστήρες και νερό / αλατούχο διάλυμα θα πρέπει να είναι άμεσα διαθέσιμοι.

- Ενδοτραχειακοί σωλήνες που χρησιμοποιούνται θα πρέπει να έχουν προστασία για την ελαχιστοποίηση των κινδύνων πυρκαγιάς. Αυτό συμβαίνει γιατί οι τυπικοί ενδοτραχειακοί σωλήνες είναι εύφλεκτοι.

#### LSP#6

Όλο το προσωπικό θα πρέπει να προστατεύεται από ηλεκτρικούς κινδύνους που σχετίζονται με τη χρήση Laser.

- Οπτική επιθεώρηση του εξοπλισμού, θα πρέπει να γίνεται μετά την ρύθμιση της συσκευής για τη χρήση.
- Θα πρέπει να υπάρχουν τα έγγραφα με τις εργασίες τακτικής συντήρησης και επισκευών τη συσκευής. Ο Υπεύθυνος Ασφαλείας Laser θα πρέπει να εξετάζει και να εγκρίνει την χρήση του εξοπλισμού μετά την συντήρηση.

#### LSP#7

Το προσωπικό που εργάζεται θα πρέπει να επιδείξουν ικανότητες ανάλογα με τις αρμοδιότητές τους.

- Οι χειρουργοί, ο χειριστής της συσκευής, το νοσηλευτικό προσωπικό, ο υπεύθυνος ασφαλείας Laser και ο μηχανικός βιο-ιατρικής.
- Τα προγράμματα εκπαίδευσης και κατάρτισης θα πρέπει να είναι ειδικά για τις συσκευές Laser και τις εφαρμογές που γίνονται στο συγκεκριμένο κλινικό περιβάλλον.

#### LSP#8

Πολιτικές και διαδικασίες για την ασφάλεια των Laser θα πρέπει να αναπτυχθούν σε σχέση με τις επιμέρους εφαρμογές που γίνονται, καθώς και με αποδεκτά πρότυπα/πρωτόκολλα.

- Θα πρέπει να επανεξετάζονται περιοδικά και να υπάρχουν αναθεωρημένες εκδόσεις και να είναι άμεσα διαθέσιμες στο προσωπικό.
- Καθιέρωση κατευθυντήριων γραμμών για την αξιολόγηση της ποιότητας (Quality Assessment).
- Επιτροπή για την Ασφάλεια Laser.
- Διοικητικούς και διαδικαστικούς Ελέγχους (Administrative and Procedural Controls).
- Προγράμματα εκπαίδευσης και κατάρτισης (Education and Training Programs).
- Ιατρική επίβλεψη και ελέγχους ασφαλείας (Medical Surveillance and Safety Audits).
- Συντήρηση Συσκευών (Laser Service and Maintenance).

## Κεφάλαιο 7

### 7.1 Προσωπικός Προστατευτικός Εξοπλισμός

#### 7.1.1 Προστασία Οφθαλμού

Τα προστατευτικά των οφθαλμών είναι ο πλέον διαδεδομένος τρόπος προστασίας, ιδιαίτερα σε εφαρμογές όπου η δέσμη Laser δεν είναι έγκλειστη μέσα σε κάποιο οπτικό μέσο. Αυτά τα προστατευτικά μπορεί να είναι σε μορφή γυαλιά, μάσκας με διπλούς φακούς είτε ολόκληρης μάσκας. Ο στόχος αυτών είναι να φιλτράρουν συγκεκριμένα μήκη κύματος κατά τη διάρκεια εκπομπής αλλά ταυτόχρονα να επιτρέπουν την διέλευση μεγάλης έντασης στο ορατό φάσμα ούτως ώστε να μπορεί πιο εύκολα αυτός που τα φοράει να εκτελέσει τα καθήκοντά του.

Υπάρχει μεγάλη ποικιλία στα διαθέσιμα προστατευτικά για τους οφθαλμούς, αλλά τα περισσότερα έχουν σχεδιαστεί για συγκεκριμένα και λίγα συστήματα Laser. Εντούτοις είναι διαθέσιμα για τα πιο χρησιμοποιούμενα ιατρικά συστήματα Laser όπως: Argon (488 και 514,5nm), Nd:YAG (1.064nm), Nd:YAG (532nm), CO<sub>2</sub> (10.6μm). Το χρήσιμο φασματικό εύρος των συνήθως χρησιμοποιούμενων φίλτρων παρουσιάζεται στον παρακάτω πίνακα.

Η προστασία των οφθαλμών θεωρείται αναγκαία όταν υπάρχει «ανοιχτή» δέσμη σε επίπεδα ανώτερα του MPE και είναι επικίνδυνο η δέσμη να ανακλαστεί είτε να προσπέσει άμεσα πάνω σε άτομα. Ακόμη και σε περιπτώσεις όπου ο κίνδυνος μιας επικίνδυνης ανάκλασης ή απευθείας έκθεσης είναι εξαιρετικά μικρός, πρέπει να υπάρχει προστατευτικός εξοπλισμός για τους οφθαλμούς και να χρησιμοποιούνται. Ο προστατευτικός αυτός εξοπλισμός θα πρέπει απαραίτητα να χρησιμοποιείται όταν γίνονται εργασίες με Laser κατηγορίας 4 ενώ προτείνεται να χρησιμοποιείται όταν οι εργασίες περιλαμβάνουν την χρήση συστημάτων κατηγορίας 3B. Υπάρχει μια συζήτηση σχετικά με το πότε πρέπει να φοράμε αυτά τα προστατευτικά οφθαλμών με τους πιο συντηρητικούς να προτείνουν ότι πρέπει να γίνεται η εφαρμογή τους συνέχεια κατά την διάρκεια της λειτουργίας ενός ιατρικού Laser ώστε να μην υπάρχει σύγχυση σχετικά με το πότε θα πρέπει να φορεθούν. Μια πιο ρεαλιστική εκδοχή βασίζεται στην γνώση ότι ο πραγματικός κίνδυνος βρίσκεται μέσα στην NHZ (Nominal Hazard Zone – Ονομαστική Ζώνη Κινδύνου) που προφανώς διαφέρει για κάθε ιατρικό σύστημα Laser. Επομένως σύμφωνα με αυτή την παραδοχή θα πρέπει να γίνεται χρήση του προστατευτικού εξοπλισμού μόνο όταν ο χρήστης βρίσκεται στην NHZ.



### 7.1.2 Καθορισμός Των Προστατευτικών Οφθαλμού

Για να καθορίσουμε την επάρκεια του κάθε δοθέντος προστατευτικού οφθαλμού θα πρέπει να διαβάσουμε της προδιαγραφές του κατασκευαστή καθώς και να κάνουμε μερικούς απλούς υπολογισμούς. Τα προστατευτικά θα πρέπει να έχουν σήμανση με συγκεκριμένα τεχνικά χαρακτηριστικά όπως το φασματικό εύρος που παρέχουν προστασία καθώς και τον βαθμό της οπτικής πυκνότητας (Optical Density) από τον οποίο προστατεύουν. Ωστόσο, αν γίνεται διαφορετική χρήση των γυαλιών από αυτή για την οποία έχουν σχεδιαστεί ή για ένα διαφορετικό σύστημα Laser, αυτά τα χαρακτηριστικά είναι ελάχιστης σημασίας.



**Σχήμα 26: Οπτική πυκνότητα προστατευτικών γυαλιών για διάφορα μήκη κύματος.**

Θα είναι επικίνδυνο να κρίνουμε την καταλληλότητα ενός προστατευτικού μέτρου από το χρώμα του. Αν και αυτό είναι σχετικά αληθές ότι τα πράσινου χρώματος φίλτρα επιτρέπουν την μετάδοση πράσινου φωτός και θα μετριάσει κόκκινο, και μπλε φίλτρα επιτρέπουν την μετάδοση μπλε και απορροφούν το κόκκινο χρώμα. αλλά δεν μπορεί εξακριβωθεί ο βαθμός απορρόφησης στο συγκεκριμένο μήκος κύματος. Φυσικά, μπορούμε να είμαστε βέβαιοι ότι ένα φίλτρο είναι ακατάλληλο αν το φίλτρο έχει το ίδιο χρώμα με αυτό που εκπέμπει το σύστημα Laser.

Το μήκος κύματος πρέπει είναι καθοριστεί. Μερικά προστατευτικά γυαλιά έχουν σχεδιαστεί ώστε να παρέχουν προστασία έναντι σε ένα τμήμα του φάσματος και ως εκ τούτου το επίπεδο προστασίας θα είναι διαφορετικό για διαφορετικά μήκη κύματος.

### 7.1.3 Βλάβη Φίλτρων

Πρέπει να γνωρίζουμε σε ποιά επίπεδα ακτινοβολίας ή σε τι επίπεδα ισχύος υπάρχει το ενδεχόμενο υποβάθμισης του υλικού του φίλτρου και να προκληθεί κάψιμο στην επιφάνειά του ή να καταστραφεί τελείως από άμεση έκθεση στην δέσμη. Τα περισσότερα προστατευτικά δεν ενδείκνυνται για άμεση (Intrabeam) παρατήρηση της δέσμης λόγω καταστροφής του φίλτρου. Η μοναδική περίπτωση να υπάρχει άμεση παρατήρηση της

δέσμης είναι μόνο σε περίπτωση ατυχήματος αλλά εντούτοις η απαραίτητη οπτική πυκνότητα βασίζεται σε αυτό το ενδεχόμενο.

Η πλήρης ισχύς των χειρουργικών συστημάτων Laser είναι ικανή να διαπεράσει προκαλώντας και κάψιμο στα περισσότερα υλικά από τα οποία είναι κατασκευασμένα το προστατευτικά γυαλιά. Στην πραγματικότητα αυτό όμως δεν πρόκειται να συμβεί καθώς ο χρήστης ή ο ιατρός δεν θα παραμείνουν ακίνητοι και εκτεθειμένοι στην δέσμη αλλά αντιθέτως θα απομακρυνθούν από αυτή. Ακόμα και ένα Laser CO<sub>2</sub> ισχύος 100W χρειάζεται μερικά δευτερόλεπτα ώστε να διαπεράσει καίγοντας τα προστατευτικά γυαλιά. Τα προστατευτικά φίλτρα που κατασκευάζονται από Polycarbonate φαίνεται να έχουν ένα υψηλότερη αντίσταση στην καύση, σε σχέση με τα άλλα πλαστικά για το ίδιο πάχος φίλτρου.

#### 7.1.4 Άνεση και Εφαρμογή

Ένας άλλος παράγοντας που παίζει σπουδαίο ρόλο κατά την επιλογή προστατευτικού εξοπλισμού για τους οφθαλμούς σχετίζεται με την άνεση που προσφέρουν στον χρήστη και την οπτική τους απόδοση. Είναι πολύ σημαντικό η προστατευτική μάσκα που φορά να είναι άνετη σε αυτόν και να επιτρέπει την βέλτιστη ορατότητα όταν την χρησιμοποιεί. Προβλήματα μπορεί να προκύψουν από τα χαρακτηριστικά απορρόφησης του ίδιου του προστατευτικού καθώς και από θολωμένες ή υποβαθμισμένες επιφάνειες. Ως εκ τούτου είναι σημαντικό ότι ο LSO να διαβεβαιώνει ότι τα προστατευτικά οφθαλμών που χρησιμοποιούνται παρέχουν άνεση αλλά και προστασία στον χρήστη.

Δεν είναι αναγκαίο ένα προστατευτικό να έχει τόσο σφιχτή εφαρμογή, κάτι που θα έχει ως αποτέλεσμα να είναι άβολο, και επιπλέον να μην επιτρέπει την κυκλοφορία του αέρα με αποτέλεσμα να θολώνει ο φακός. Είναι λοιπόν σωστό το προστατευτικό να έχει την κατάλληλη εφαρμογή κάτι που δεν θα αυξήσει δραματικά τον κίνδυνο έκθεσης στον χρήστη. Είναι δύσκολο να παρέχουμε απόλυτη προστασία χωρίς να χρησιμοποιούμε πλευρική θωράκιση. Η πλευρική θωράκιση είναι γενικά απαραίτητη όταν χρησιμοποιούμε συστήματα Laser τα οποία εκπέμπουν στο UV, ορατό, και IR-A τμήμα του φάσματος, εκτός εάν ο μέγιστη πιθανή έκθεση είναι μόνο δέκα φορές πάνω από το ενδεικνυόμενο MPE.

#### 7.1.5 Φίλτρο Δοκιμές

Τα προστατευτικά φίλτρα που χρησιμοποιούνται θα πρέπει να ελέγχονται ώστε να διασφαλίζεται ότι συμμορφώνονται με τις προδιαγραφές ασφαλείας, άρα μπορούν και προστατεύουν τον χρήστη. Αυτό μπορεί να γίνει σε ένα εργαστήριο όπου με ένα φασματοφωτόμετρο μπορούμε να μετρήσουμε την οπτική πυκνότητα του φίλτρου.

Εκτός από τις περιπτώσεις όπου τα τοποθετούμε σε ασυνήθες περιβάλλον, όπως εκτεθειμένα σε άμεσο και έντονο ηλιακό φως ή σε σημείο όπου αναπτύσσονται υψηλές θερμοκρασίες για μεγάλο χρονικό διάστημα, δεν υπάρχει ένδειξη ότι τα υλικά που χρησιμοποιούνται στα προστατευτικά χάνουν τις ιδιότητές τους. Εντούτοις όμως θα πρέπει να ελέγχονται μήπως έχουν παρουσιάσει κάποιο ελάττωμα όσον αφορά π.χ. την εφαρμογή τους ή κάποιον βραχίονα.

### 7.1.6 Προστασία από το Λευκό Φως

Οι σπίθες ή λάμπες (flash) που παράγονται σε ορισμένες διαδικασίες ενδέχεται να είναι ενοχλητικές και επομένως είναι επιθυμητό να υπάρχει φιλτράρισμα αυτών ώστε η έντασή τους να βρεθεί κάτω από ένα επιθυμητό επίπεδο. Εντούτοις αυτό δεν είναι απαραίτητο αν δεν προκαλούν είδωλα στην όραση του χρήστη.

### 7.1.7 Τρόποι Κατασκευής

Τα προστατευτικά για τους οφθαλμούς είναι κατασκευασμένα με είτε από γυαλί ή με φορμαρισμένο πλαστικό. Τα πλαστικά μπορεί να είναι εμποτισμένα και με χρωστικές είτε κατά την διαδικασία μίξης είτε με επιφανειακή διάχυση. Κάθε ένα από αυτά τα υλικά έχει και τα πλεονεκτήματά του σε σύγκριση με το άλλο.

Το γυαλί είναι γενικότερα πιο ανθεκτικό στις εκδορές και στα γδαρσίματα, χάνουν τις ιδιότητές τους με χαμηλότερο ρυθμό σε σχέση με τον χρόνο και με την χρήση και γενικά έχουν καλύτερη ποιότητα όρασης-παρατήρησης μέσα από αυτά. Εντούτοις οι φακοί αυτοί έχουν περισσότερο βάρος και είναι και πιο ευαίσθητοι σε σχέση με τους αντίστοιχους πλαστικούς. Επιπλέον αντί χαρακτηριστική επίστρωση μπορεί να υπάρχει στους φακούς ώστε να βελτιώσουν την ανθεκτικότητά τους απέναντι σε εκδορές και γδαρσίματα. Αυτά τα χαρακτηριστικά πρέπει να λαμβάνονται υπόψη όταν επιλέγουμε προστατευτικά. Τέλος θα πρέπει να θυμόμαστε ότι το πλαίσιο μπορεί να διαχωρίζεται από τους φακούς αλλά θα πρέπει να μην είναι διαφανές στο μήκος κύματος της εκπεμπόμενης από το σύστημά μας δέσμης.

Είδος Υλικού Κατασκευής	Κατώφλι Καταστροφής(W/cm <sup>2</sup> )
Πλαστικό	1-100
Γυαλί	100-500
Γυαλί με Επίστρωση	500-1000

**Πίνακας 7: Κατώφλι καταστροφής για υλικά από τα οποία, κατασκευάζονται τα προστατευτικά γυαλιά.**

## 7.2 Προστασία Δέρματος

Η προστασία του δέρματος κανονικά δεν απαιτείται με την χρήση των περισσότερων Laser. Αυτό δεν σημαίνει ότι τα χειρουργικά συστήματα Laser δεν είναι ικανά να τραυματίσουν και να προκαλέσουν βλάβη στο δέρμα ούτε και επειδή η έξοδος τους είναι κάτω από τα επιτρεπόμενα όρια έκθεσης. Απλά αναγνωρίζουμε το γεγονός ότι η σωστή και ενδεδειγμένη χρήση του συστήματος είναι απίθανο να οδηγήσει σε δερματικό τραυματισμό. Οι σκεδαζόμενες δέσμες από οποιοδήποτε χειρουργικό σύστημα Laser το οποίο εκπέμπει στο ορατό ή υπέρυθρο τμήμα του φάσματος, δεν προκαλούν ανησυχία για το αν υπερβαίνουν τα όρια έκθεσης του δέρματος. Όμως στα χειρουργικά Laser που εκπέμπουν στο υπεριώδες (UV) πρέπει να υπάρχει ανησυχία για την σκεδαζόμενη ακτινοβολία, αφού ακόμα και μια τυχαία έκθεση του δέρματος στην δέσμη τους είναι ικανή να ξεπεράσει τα όρια έκθεσης που έχουν οριστεί. Οι χειρουργικές στολές παρέχουν ικανοποιητική προστασία καθώς και τα γάντια. Όμως ορισμένα από αυτά ενδέχεται να μην απορροφούν ικανοποιητικά την υπεριώδη ακτινοβολία, οπότε θα πρέπει να τα ελέγχουμε πριν από την χρήση τους με ένα τέτοιο σύστημα. Τα αποτελέσματα της έκθεσης στην υπεριώδη ακτινοβολία είναι αθροιστικά και για αυτό προκαλεί ανησυχία η υπέρβαση των ορίων έκθεσης και η προστασία απέναντι σε αυτή. Συγκρίνοντας με τα μέτρα προστασίας που λαμβάνουμε για τους οφθαλμούς από την άμεση έκθεση, βλέπουμε ότι δεν λαμβάνουμε πολλά μέτρα και αυτό γιατί μια βλάβη στους οφθαλμούς μπορεί να προκαλέσει μέχρι και τύφλωση σε σχέση με ένα έγκαυμα που μπορεί να υποστεί αντίστοιχα το δέρμα.

## 7.3 Προστασία Αναπνευστικού Συστήματος

Τα αερομεταφερόμενα σωματίδια που παράγονται κατά την διάρκεια της εξάχνωσης από την λειτουργία ορισμένων συστημάτων Laser προκαλούν ανησυχία ιδιαίτερα όταν έχουμε μεγάλες συγκεντρώσεις όπου θα αποτελέσουν κίνδυνο για τους πνεύμονες. Αυτά μπορεί επιπλέον να περιέχουν παθογόνους μικροοργανισμούς που προέρχονται από το κόψιμο του ασθενούς ιστού. Επομένως θα πρέπει να επιτύχουμε προστασία του αναπνευστικού συστήματος με κατάλληλους τρόπους ώστε να μην παρεμποδίζεται η εργασία του χειρουργικού προσωπικού και των ιατρών.

### 7.3.1 Διαθέσιμες Χειρουργικές Μάσκες

Οι συμβατικές χειρουργικές μάσκες παρέχουν έναν ουσιώδη βαθμό προστασίας απέναντι σε ορισμένους τύπους ρύπων το μέγεθος των οποίων είναι μεταξύ 10 με 30 $\mu\text{m}$ . Ωστόσο, τέτοιες μάσκες δεν προστατεύουν απέναντι σε αιωρούμενα σωματίδια τα οποία έχουν μέγεθος 0.3 με 0.5 $\mu\text{m}$ . Ωστόσο με την χρήση ειδικών φίλτρων μπορούμε να φιλτράρουμε και σωματίδια μέχρι 0.3 $\mu\text{m}$  και να παρέχει ολική προστασία. Οι περισσότερες μελέτες για τα αερομεταφερόμενα σωματίδια αναδεικνύουν την μεγάλη σπουδαιότητα της χρήση απαγωγών καθώς και τον εξαερισμό του χώρου ώστε να γίνεται έλεγχος της συγκέντρωσης σε αποδεκτά επίπεδα. Ο εξαερισμός ενός γραφείου – εργαστηρίου είναι συνήθως της τάξεως των 500Lt/min.

## Βιβλιογραφία

[1]Aspects of laser safety in surgery and medicine , Alan L McKenzie , Northern Regional Medical Physics Department, Newcastle General Hospital, Newcastle, 1988

[2]American National Standard for Safe Use of Lasers. ANSI Z136.1 -2000

[3]American National Standard for Safe Use of Lasers in Health Care. ANSI Z136.3 -2007

[4]MEDICAL DEVICE SAFETY The Regulation of Medical Devices for Public Health and Safety, Gordon R Higson, 2002

[5]Lasers in Medicine, Ronalt W. Waynant,2002

[6]Radiation Safety Manual , Harvard University , Boston, 2002

[7]Ιατρικά lasers, επιστήμη Και Κλινική εφαρμογή. J.A.S. Carruth and A.L. Mc Kenzie.

[8]Lasers for medical applications, Helena Jelvnkova, 2013

[9]LASER SAFETY MANUAL, University of Texas Health Science Center

[10]Lasers in Medicine, G.T. Absten-S.N. Joffe, Springer Science, 1989

[11]Laser Safety Management, Ken Baret, Taylor&Francis, 2006

[12]Magnetic Resonance Imaging (MRI) Safety Manual, Wendy Lam, 2009

[13]Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A Review, International Journal of Environmental Research and Public Health, 2009

[14]International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), MRI Safety, [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com)

[15]Physical Principles of Medical Ultrasonics, Ellis Horwood Series in Applied Physics.

[16]Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment, The British Medical Ultrasound Society

[17]Laser Safety Manual, Boston Medical Center, 2012

[18]Medical Ultrasound Safety, American Institute of Ultrasound in Medicine

[19]History of laser, Mary Bellis, Inventors

[20]Principles of Laser, O.Svelto, Springer, 1998

[21]Laser Physics, P.Milonni J. Eberly, Wiley, 2010

## Ιστοσελίδες

[1] [www.rli.com](http://www.rli.com)

[2] <http://www.lasersafety.com/>

[3] <http://www.lasershields.com/>

[4] <http://web.princeton.edu/>

[5] <https://www.osha.gov/SLTC>

[6] <https://esd.uga.edu/laser-safety>

- [7] <http://www.photonics.com>
- [8] <http://www.radiologyinfo.org/en/safety>
- [9] <http://www.chem.purdue.edu/chemsafety/safetyclass/Rad/MagnetHazards.htm#info>
- [10] <http://www.bmus.org/about-ultrasound/au-history.asp>
- [11] [www.eeae.gr](http://www.eeae.gr)
- [12] [www.lia.org](http://www.lia.org)
- [13] [www.fda.gov](http://www.fda.gov)
- [14] [www.kenteklaserstore.com](http://www.kenteklaserstore.com)