

ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ & ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ



Διπλωματική Εργασία
‘ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ
ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ LASER’

Τερζάκης Εμμανουήλ

Εξεταστική Επιτροπή : Μπάλας Κωνσταντίνος (Επιβλέπων)
Σαμέλης Απόστολος
Ζερβάκης Μιχάλης

Χανιά, Οκτώβριος 2004

Στην Οικογένεια Μου

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Για την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά, τον Αναπληρωτή καθηγητή κ. Κωνσταντίνο Μπάλα για την επίβλεψη και την συμπαράστασή του.

Επίσης, πολύ σημαντικές ήταν οι συμβουλές και η βοήθεια των μεταπτυχιακών συναδέλφων, και μελών του “Ερευνητικού Εργαστηρίου Οπτοηλεκτρονικής και Μικροηλεκτρονικής” του Πολυτεχνείου Κρήτης, τους οποίους και ευχαριστώ αντιστοίχως.

Τέλος, θα ήθελα ιδιαίτερα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή εφαρμογών του Τ.Ε.Ι. Κρήτης και διδάσκοντα Π.Δ.407/80 του Πολυτεχνείου Κρήτης κ. Ιωάννη Χατζάκη, για την αμέριστη βοήθεια και συμβολή του, στην διεκπεραίωση αυτής της διπλωματικής εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	2
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	3
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	6
1.1 Κατανοώντας τον Καρκίνο	7
1.2 Παραδοσιακές Μέθοδοι Διάγνωσης Καρκίνου	8
1.3 Παραδοσιακές Μέθοδοι Θεραπείας Καρκίνου	11
1.4 Σκοπός της Διπλωματικής Εργασίας	13
ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ – ΟΠΤΙΚΗ ΒΙΟΨΙΑ	15
2.1 Οπτικές Ιδιότητες Ιστών	16
2.1.1 Περιγραφή Διάδοσης Φωτός στους Ιστούς	18
2.1.2 Θεωρία Μεταφοράς.....	18
2.1.2.1 Περιοχή στην οποία Κυριαρχεί η Απορρόφηση	19
2.1.2.2 Περιοχή στην οποία Κυριαρχεί η Σκέδαση.....	20
2.1.2.3 Περιοχή στην οποία και τα Δύο Φαινόμενα είναι Συγκρίσιμα.....	22
2.2 Διαδικασίες που Έπονται της Απορρόφησης της Ακτινοβολίας από τον Ιστό.....	23
2.2.1 Επαγόμενη Θέρμανση Ιστού Λόγω Απορρόφησης Φωτεινής Ακτινοβολίας	23
2.2.2 Φωτοχημικές Αντιδράσεις	24
2.3 Φθορισμός.....	24
2.3.1 Διαδικασίες Εκπομπής και Τύποι Φθορισμού.....	28
2.3.1.1 Φάσμα Διέγερσης.....	29
2.3.1.2 Φάσμα Εκπομπής.....	29
2.3.2 Κβαντική Απόδοση Φθορισμού.....	30
2.3.3 Ιδιότητες Διεγερμένης Κατάστασης.....	31
2.3.4 Διάρκεια Ζωής Φθορισμού.....	31
2.3.5 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Ένταση του Φθορισμού	32
2.3.6 Περιορισμοί Φθορισμού	33
2.3.7 Φωτολεύκανση	33
2.3.8 Ιξώδες.....	33
2.3.9 Πλεονεκτήματα Αναλυτικών Τεχνικών Φθορισμού	34
2.4 Ιατρικές Εφαρμογές Φασματοσκοπίας.....	34
2.4.1 Μέθοδος Φασματοσκοπίας Επαγόμενου Φθορισμού.....	34
2.4.2 Παράδειγμα Νέας Μεθόδου Διάγνωσης Καρκινικών και Προκαρκινικών Αλλοιώσεων του Τραχήλου της Μήτρας	36
ΦΥΣΙΚΗ ΘΕΩΡΙΑ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ LASER	42
3.1 Θεωρητικό Υπόβαθρο	43
3.1.1 Δομή των Ατόμων	43
3.1.2 Κατάσταση Στοιχείων σε Θερμοδυναμική Ισορροπία	44
3.1.3 Αλληλεπίδραση Φωτός με Ύλη.....	45

3.2	Φυσική Laser	47
3.2.1	Αρχή Λειτουργίας, Χαρακτηριστικά και Δομή Laser	47
3.2.2	Σύστημα Laser Δύο Επιπέδων – Αναστροφή Πληθυσμών - Κορεσμός	49
3.2.3	Σύστημα Laser Τριών Επιπέδων	51
3.2.4	Σύστημα Laser Τεσσάρων Επιπέδων	52
3.3	Επίδραση της Ακτινοβολίας Laser στους Ιστούς	53
3.3.1	Θερμικές Διαδικασίες	53
3.3.1.1	Πήξη	54
3.3.1.2	Ατμοποίηση	54
3.3.2	Μη Θερμικές Διαδικασίες	55
3.3.2.1	Φωτομηχανικό Φαινόμενο	55
3.3.2.2	Φωτοχημικό Φαινόμενο	56
3.3.3	Ενδιάμεσα και με Καθυστέρηση Εμφανιζόμενα Φαινόμενα Έκθεσης σε Ακτινοβολία Laser	57
3.4	Laser τα οποία Χρησιμοποιούνται στην Ιατρική	58
3.5	Τεχνικές Lasing	59
3.5.1	Τρόποι Εφαρμογής της Δέσμης στους Ιστούς	59
3.5.2	Διαδικασίες Ιατρικών Εφαρμογών της Δέσμης Laser	61
3.5.2.1	Χειρουργικές Επεμβάσεις	61
3.5.2.2	Θερμοθεραπεία	62
3.5.2.3	Φωτοδυναμική Θεραπεία	63
3.5.2.4	Θεραπεία Καρκινικών Όγκων	64
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ		
ΣΑΡΩΣΗΣ		65
4.1	Χαρακτηριστικά Οπτικής Σάρωσης	65
4.2	Ενεργή και Παθητική Σάρωση	67
4.2.1	Αναπαράσταση Συζευγμένων Εικόνων	68
4.2.2	Συστήματα Οπισθοσκέδασης και Διπλής Διαπερατότητας	70
4.2.2.1	Οπισθοσκέδαση	70
4.2.2.2	Σύστημα Διπλής Διαπερατότητας	71
4.3	Οπτικές Σταθερές – Σταθερές Ανάλυσης – Οπτική Μεταβίβαση	72
4.4	Αρχιτεκτονική Συστημάτων	74
4.4.1	Σχέσεις Οπτικών Φακών Εστίασης	74
4.4.1.1	Preobjective Σάρωση	75
4.4.1.2	Postobjective Σάρωση	76
4.4.1.3	Objective Σάρωση	78
4.5	Θεωρία και Διαδικασία Σάρωσης	79
4.6	Ορισμός Ανάλυσης κατά την Σάρωση	83
4.7	Συσκευές και Τεχνικές Σάρωσης	86
4.7.1	Γαλβανομετρικοί Σαρωτές	87

ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ LASER	89
5.1 Περιληπτική Περιγραφή του Συστήματος	89
5.2 Σχεδίαση και Ανάπτυξη Υλικού	93
5.2.1 Σύστημα Γαλβανικών Καθρεφτών	94
5.2.2 Σύστημα Ελέγχου Περιστροφής Γαλβανικών	96
5.2.3 Κεντρική Μονάδα Ελέγχου της Λειτουργίας του Συστήματος και Διεπικοινωνίας με Υπολογιστικά Συστήματα	99
5.2.3.1 Τροφοδοτική Διάταξη	101
5.2.3.2 Μικροελεγκτής DS 5000	102
5.2.3.3 16 – Bit Single Channel D/A Converter	102
5.3 Σχεδίαση και Ανάπτυξη Λογισμικού	104
5.3.1 Περιβάλλον Εργασίας	104
5.3.1.1 Ανάλυση Εικόνας	108
5.3.1.2 Κώδικας Αποστολής Αρχείου Συντεταγμένων προς την Παράλληλη Θύρα	110
5.3.1.3 Κώδικας Μικροεπεξεργαστή DS 5000	112
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	116
6.1 Προφίλομετρία	116
6.2 Αποτελέσματα – Αξιολόγηση Συστήματος	123
ΕΞΕΛΙΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ - ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ.....	127
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	129

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα τελευταία χρόνια παρουσιάζεται ραγδαία αύξηση στις περιπτώσεις ασθενών οι οποίοι νοσούν από καρκίνο. Για πολλούς το γεγονός αυτό αρκεί έτσι ώστε ο καρκίνος να χαρακτηριστεί σαν τη μάλιστα των ημερών μας, αλλά και πιθανός τη μάλιστα των επόμενων γενεών. Δυστυχώς τα στατιστικά στοιχεία, έρχονται να επαληθεύσουν το γεγονός αυτό, αφού βάση επιστημονικών ερευνών ο καρκίνος είναι η δεύτερη βασικότερη αιτία θανάτων σε όλο τον κόσμο, μετά τις καρδιακές ανακοπές. Τα ερωτήματα λοιπόν που γεννιούνται πολλά, και οι προκλήσεις για τη διεθνή επιστημονική κοινότητα ανυπέρβλητες. Προβλήματα όπως, η εξήγηση των βιολογικών αιτιών που οδηγούν στην ανάπτυξη καρκίνου στους οργανισμούς, η έγκαιρη και έγκυρη διάγνωση της πάθησης αλλά και η αποτελεσματική θεραπεία της, έχουν απασχολήσει πολλές ιατρικές ομάδες ανά τον κόσμο. Τα βήματα που έχουν γίνει προς αυτές τις κατευθύνσεις είναι σημαντικά, παρόλα αυτά ο καρκίνος εξακολουθεί να αποτελεί πηγή φόβου, αιτία θανάτου και ανεξήγητο μυστήριο για το ανθρώπινο γένος.

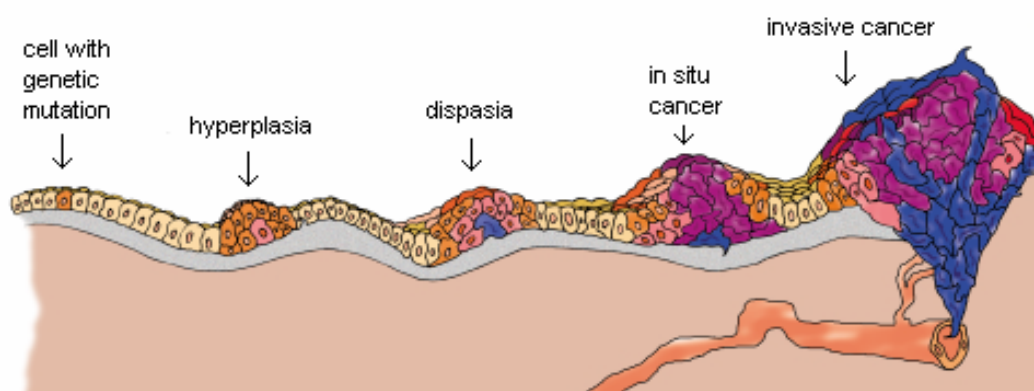
Κατά μήκος του κειμένου που ακολουθεί γίνεται μία προσπάθεια γενικής παρουσίασης της καρκινικής νόσου με όσο το δυνατόν πιο απλοϊκό τρόπο, έτσι ώστε αυτά που γράφονται να είναι κατανοητά προς όλους τους πιθανούς αναγνώστες. Επίσης αναλύονται περιληπτικά παραδοσιακές μέθοδοι διάγνωσης και θεραπείας της νόσου αλλά και διεξοδικά νέες μέθοδοι που βασίζονται σε οπτικές διεργασίες. Βασικός σκοπός όμως αυτής της διπλωματικής εργασίας, είναι ουσιαστικά να παρουσιάσει ένα σύστημα οδήγησης δέσμης laser (laser scanner), το οποίο μαζί με μία νέα μέθοδο διάγνωσης καρκινικών και προκαρκινικών αλλοιώσεων στον οργανισμό, έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει τον τρόπο θεραπείας τέτοιων αλλοιώσεων με χειρουργικές ή φωτοδυναμικές μεθόδους.

1.1 Κατανοώντας τον Καρκίνο

Με απλούς όρους, μπορούμε να πούμε ότι ο **καρκίνος** (cancer) αποτελεί ένα σύνολο περισσότερων από εκατό παθήσεων, οι οποίες αναπτύχθηκαν με το πέρασμα του χρόνου, και οι οποίες σχετίζονται με την ακανόνιστη και μη ελεγχόμενη αναπαραγωγή των κυττάρων στον οργανισμό.

Παρόλο που ο καρκίνος μπορεί να αναπτυχθεί σε οποιονδήποτε ιστό του ανθρώπινου σώματος και παρά το γεγονός ότι κάθε είδος καρκίνου έχει τα δικά του μοναδικά χαρακτηριστικά γνωρίσματα, οι βασικές διεργασίες που οδηγούν στην ανάπτυξη καρκινικών κυττάρων είναι παρόμοιες για όλους τους τύπους της νόσου.

Ο καρκίνος ξεκινάει όταν ένα κύτταρο διαιρεθεί, απαλλαγμένο από τους βασικούς περιορισμούς της κυτταροδιαίρεσης, ακολουθώντας δικούς του κανόνες όσον αφορά τη διαδικασία πολλαπλασιασμού του (**Εικόνα 1.1**). Όλα αυτά τα κύτταρα, τα οποία προήλθαν από τη διαίρεση του πρώτου καρκινικού κυττάρου και των προγόνων του, πολλαπλασιάζονται με ανάρμοστο τρόπο. Ένας **καρκινικός όγκος** (tumor), ή μία μάζα κυττάρων αλλιώς, σχηματίζεται από την συνένωση πολλών τέτοιων μη φυσιολογικών κυττάρων, και μπορεί είτε να παραμείνει στον ιστό που δημιουργήθηκε, περίπτωση **κανονικού καρκίνου** (in situ cancer), είτε να εισβάλλει σε γειτονικούς ιστούς, περίπτωση **διηθητικού καρκίνου** (invasive cancer). Ένας διηθητικός όγκος λέγεται **κακοήθης** (malignant) και τα κύτταρα τα οποία διαχέονται στο αίμα από έναν τέτοιο όγκο, συνήθως δημιουργούν νέους κακοήθης όγκους κατά μήκος όλου του σώματος, κατάσταση που είναι γνωστή ως **μετάσταση** (metastases).



Εικόνα 1.1: Στάδια ανάπτυξης καρκινικού όγκου.

Οι όγκοι απειλούν τη ζωή των ατόμων, όταν η ανάπτυξη τους και η αριθμητική αύξηση τους, αναστατώνουν την ανάγκη για επιβίωση, των ιστών και των οργάνων του οργανισμού.

Τι είναι όμως αυτό που ωθεί ένα κύτταρο να γίνει καρκινικό; Τριάντα χρόνια πριν, οι επιστήμονες δεν ήταν σε θέση να δώσουν μία ικανοποιητική απάντηση σε αυτό το ερώτημα. Ήξεραν ότι ο καρκίνος προκύπτει από κύτταρα τα οποία πολλαπλασιαζόντουσαν ανεξέλεγκτα στον οργανισμό, και ήξεραν ότι η ακτινοβολία, κάποιες χημικές ουσίες και πιθανών μερικοί ιοί, μπορούσαν να προκαλέσουν αυτό το φαινόμενο. Αλλά το τι ακριβώς συνέβαινε αποτελούσε ένα μυστήριο.

Έρευνες κατά το πέρασ των τριών τελευταίων δεκαετιών, έφεραν επανάσταση στην κατανόηση του καρκίνου. Κατά ένα μεγάλο μέρος αυτή η επιτυχία ήταν πιθανότατα αποτέλεσμα της ανάπτυξης και της εφαρμογής των τεχνικών της μοριακής βιολογίας, τεχνικές οι οποίες βοήθησαν τους επιστήμονες να ερευνήσουν και να περιγράψουν χαρακτηριστικά των ατομικών κυττάρων με μεθόδους που θεωρούντουσαν ουτοπικές πριν από έναν αιώνα. Σήμερα γνωρίζουμε ότι ο καρκίνος είναι μία πάθηση των μορίων και των γονιδίων και επίσης είμαστε σε θέση να αναγνωρίζουμε πολλά από τα μόρια και τα γονίδια τα οποία εμπλέκονται με τις γενεσιουργές αιτίες της νόσου. Εμπράκτως η αυξανόμενη κατανόηση των γονιδίων αυτών, κάνει δυνατή την ανάπτυξη νέων, συναρπαστικών τεχνικών με τις οποίες θα μπορούμε να αποφεύγουμε, να προλαμβάνουμε ακόμη και να διορθώνουμε τις αλλαγές που οδηγούν στην καρκινογένεση.

1.2 Παραδοσιακές Μέθοδοι Διάγνωσης Καρκίνου

Η εγκυρότερη μέθοδος για την διάγνωση πολλών ασθενειών, συμπεριλαμβανομένων και όλων των περιπτώσεων της καρκινικής νόσου, είναι η αφαίρεση ενός δείγματος ιστού και η μετέπειτα αναλυτική και προσεκτική εξέταση του από κάποιο παθολογικό εργαστήριο. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται **βιοψία** (biopsy). Οποιοδήποτε οργανικό μέρος του ανθρώπινου σώματος, μπορεί να ελεγχθεί με βιοψία, χρησιμοποιώντας μία πληθώρα τεχνικών, μερικές εκ των οποίων απαιτούν πλήρη χειρουργική

διαδικασία τη στιγμή που άλλες δεν χρειάζονται καν τοπική αναισθησία. Οι βασικότερες εξ' αυτών των τεχνικών παρουσιάζονται πιο κάτω:

Βιοψία πλήρους αφαίρεσης (excisional biopsy)

Η βιοψία πλήρους αφαίρεσης είναι μία χειρουργική διαδικασία κατά την οποία αφαιρείται ολόκληρη η ύποπτη περιοχή και ο ιστός εξετάζεται μετέπειτα στο μικροσκόπιο. Χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις που κρίνεται απαραίτητη όπως για παράδειγμα στα λεμφώματα (καρκίνος των λεμφοκυττάρων του αίματος) όπου απαιτείται η πλήρης αφαίρεση του όγκου για να επιτευχθεί ακριβής διάγνωση.

Βιοψία μερικής αφαίρεσης (incisional biopsy)

Η βιοψία μερικής αφαίρεσης είναι μία χειρουργική διαδικασία κατά την οποία αφαιρείται μέρος της ύποπτης περιοχής και ο ιστός εξετάζεται μετέπειτα στο μικροσκόπιο. Χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις όγκων των μαλακών ιστών (μυς, λίπος, συνδετικοί ιστοί), έτσι ώστε να διαχωρίζονται οι καλοήθεις περιπτώσεις από τους κακοήθεις όγκους, που καλούνται σαρκώματα.

Ενδοσκοπική βιοψία (endoscopic biopsy)

Είναι πιθανώς ο συνηθέστερα διενεργηθείς τύπος βιοψίας. Πραγματοποιείται με τη χρήση ενός ενδοσκοπίου, το οποίο δίνει τη δυνατότητα στο γιατρό να παρατηρεί απεικονιστικά το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος, αλλά και να δειγματοληπτεί κομμάτια ύποπτων ιστών μέσω δύο λαβίδων που συνδέονται με αυτό.

Βιοψία μέσω λεπτής βελόνας (fine needle biopsy)

Αυτή η μέθοδος βιοψίας είναι μια εξαιρετικά απλή τεχνική η οποία εφαρμόζεται διεξοδικά τα τελευταία δέκα χρόνια. Κατά τη διαδικασία αυτή, μία βελόνα όχι ευρύτερη από αυτή που χρησιμοποιείται χαρακτηριστικά για να δώσει τις στερεότυπες εγχύσεις, εισέρχεται σε έναν όγκο, και μερικές δεκάδες έως και χιλιάδες κυττάρων εναποτίθενται (απορροφούμενα) σε μία σύριγγα. Αυτά τα δείγματα εξετάζονται στη συνέχεια από έναν παθολόγο μέσω ενός μικροσκοπίου. Η διάγνωση μπορεί πιθανότατα να βγει μέσα σε λίγα λεπτά. Όγκοι οι οποίοι βρίσκονται σε σχετικά μεγάλο βάθος στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος (πάγκρεας, πνεύμονες, συκώτι), είναι περιπτώσεις όπου η εφαρμογή αυτού του τύπου βιοψίας αποτελεί τη βέλτιστη λύση, αφού εναλλακτικά θα απαιτούνταν χειρουργική επέμβαση. Τέτοιου είδους

διαδικασίες, γίνονται χαρακτηριστικά από έναν ακτινολόγο υπό την καθοδήγηση υπερήχων ή τομογραφίας και δεν απαιτούν κανένα τύπο αναισθησίας, ούτε καν τοπικής.

Εφόσον ληφθούν τα δείγματα με μία από τις παραπάνω μεθόδους, υποβάλλονται σε μία σειρά διαδικασιών οι οποίες έχουν σαν στόχο τη διατήρηση όσο το δυνατόν περισσότερων βιολογικών ιδιοτήτων των ιστών, αφού αυτοί δεν βρίσκονται πλέον εντός του οργανισμού. Συγκεκριμένα στην περίπτωση όπου το δείγμα είναι στερεός ιστός, τότε αυτός καταβυθίζεται σε υγρό συντηρητικό διάλυμα (συνήθως φορμόλη), για αρκετές ώρες (ο χρόνος εξαρτάται από το είδος και το μέγεθος του ιστού). Το συντηρητικό αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μετουσιώνονται οι πρωτεΐνες των κυττάρων και να γίνονται περισσότερο σταθερές. Η επαρκής συντήρηση των ιστών με αυτή τη διαδικασία είναι ίσως το σημαντικότερο μέρος της βιοψίας.

Ύστερα από την εξασφάλιση της διατήρησης των βιολογικών ιδιοτήτων του δείγματος, βάση της προαναφερθείσας διαδικασίας, ο ιστός αποστέλλεται σε παθολογικό εργαστήριο όπου και εξετάζεται διεξοδικά. Αναλυτικότερα, ο ιστός αρχικά ελέγχεται μακροσκοπικά, έτσι ώστε να παρατηρηθούν κάποιες εμφανείς ιδιότητες του και κατόπιν εναποτίθεται σε μικροσκόπιο για μικροσκοπικό έλεγχο. Στην περίπτωση αυτή ερευνώνται χαρακτηριστικά που έχουν να κάνουν με τη σύσταση, τη σύνθεση και τη δομή του ιστού σε επίπεδο μοριακής βιολογίας. Τα συμπεράσματα που θα προκύψουν από μία τέτοια έρευνα, θεωρούνται αρκετά ώστε να οδηγήσουν τον γιατρό στο να αποφανθεί για την παθολογική κατάσταση του ασθενούς.

Συμπερασματικά λοιπόν, μπορούμε να πούμε, ότι η βιοψία στις μέρες μας, αποτελεί την μόνη μέθοδο διάγνωσης καρκίνου. Το γεγονός αυτό όμως δε σημαίνει ότι είναι η πλέον ικανοποιητική τεχνική, όπως επίσης και ότι δεν παρουσιάζει αρκετά μειονεκτήματα. Συγκεκριμένα θα πρέπει να τονίσουμε ότι υπάρχει ο κίνδυνος λανθασμένης δειγματοληψίας, εφόσον απουσιάζει η ύπαρξη απεικονιστικής μεθόδου του ιστού, και επομένως η έγκυρη επιλογή των ύποπτων περιοχών καθίσταται αδύνατη. Με απλά λόγια είναι πιθανό το δείγμα να έχει ληφθεί από τμήμα ιστού που δεν παρουσιάζει κακοήθεις αλλοιώσεις τη στιγμή που γειτονικές περιοχές πιθανώς να είναι καρκινικές. Επιπλέον παρόλο που παραπάνω παρουσιάστηκαν τεχνικές οι οποίες έχουν

σαν στόχο την όσο το δυνατόν περισσότερο διατήρηση των βιολογικών ιδιοτήτων του ιστού, είναι πιθανό, λόγω της επεμβατικής μεθόδου, κάποια σημαντικά φυσικά χαρακτηριστικά του δείγματος να αλλοιωθούν. Επίσης πρέπει να αναφερθεί ότι η πλήρης χαρτογράφηση και ο έλεγχος της αλλοιώσεως απαιτούν πολλαπλή δειγματοληψία ιστού, η οποία υπόκειται σε διάφορους κινδύνους και περιορισμούς. Τέλος είναι σημαντικό να τονιστεί ότι η διαγνωστική διαδικασία που εκτελείται με τη δειγματοληψία βιοψιών και την ιστολογική αξιολόγηση είναι υποκειμενική, δαπανηρή, και απαιτεί εντατική εργασία και εύρος χρόνου.

Οι ανεπάρκειες των υπάρχοντων μεθόδων καθώς και η δραματική αύξηση των κρουσμάτων καρκίνου ανά τον κόσμο, δίνουν έμφαση στην ανάγκη για ανάπτυξη νέων και αποδοτικότερων διαγνωστικών μεθόδων. Τέτοιες μέθοδοι καθώς και η θεωρία που τις περικλείει, θα παρουσιαστούν εμπειριστατωμένα στο επόμενο κεφάλαιο.

1.3 Παραδοσιακές Μέθοδοι Θεραπείας Καρκίνου

Σε όλες τις ασθένειες μετά από μία έγκυρη διάγνωση, έπεται η αποτελεσματική θεραπευτική αγωγή. Με την έκφραση αποτελεσματική θεραπεία, εννοούμε την πλήρη αποκατάσταση των παθολογικών αλλοιώσεων που προκάλεσε η εν λόγω νόσος στον οργανισμό αλλά και την διακοπή της εξέλιξης της νόσου εντός του σώματος του ασθενούς.

Στην περίπτωση του καρκίνου, τα πράγματα δεν είναι τόσο απλά. Οι θεραπευτικές μέθοδοι εξαρτώνται από το στάδιο και την έκταση των καρκινικών αλλοιώσεων, ενώ παράλληλα λόγω της έλλειψης πλήρους “αποκρυπτογράφησης” της νόσου, σε αρκετές περιπτώσεις η θεραπεία κρίνεται αναποτελεσματική. Παρόλα αυτά, σε γενικές γραμμές, μπορούμε να πούμε ότι βάση των τεχνολογικών, βιολογικών και γνωστικών συνθηκών που υπάρχουν σήμερα σχετικά με τον καρκίνο, οι βασικότερες μορφές θεραπείας είναι η **χειρουργική επέμβαση (surgical procedure)** και η **χημειοθεραπεία (chemotherapy)**.

Αναφορικά, μπορούμε να πούμε ότι η χειρουργική αφαίρεση των καρκινικών και προκαρκινικών αλλοιώσεων είναι η πλέον αποτελεσματική και

πιο συχνά χρησιμοποιούμενη θεραπευτική μέθοδος για τη νόσο. Στην περίπτωση αυτή, και συγκεκριμένα ύστερα από έγκυρη διάγνωση μέσω δειγματοληπτικής βιοψίας κατά την οποία μία περιοχή έχει κριθεί ως ύποπτη, διενεργείται χειρουργική επέμβαση με στόχο την αφαίρεση του κακοήθους όγκου. Επειδή όμως όπως προαναφέρθηκε, στην σχετική με τη μέθοδο της βιοψίας ενότητα, δεν υπάρχει μέθοδος πλήρους χαρτογράφησης και οριοθέτησης της αλλοίωσης, αλλά αντίθετα γίνεται μία θεωρητική υπόθεση σχετικά με την έκταση της κακοήθειας, είναι πρακτικά αδύνατο να αφαιρεθεί με μετρική ακρίβεια η αλλοίωση αυτή. Για αυτό το λόγο είναι παγία τακτική των θεραπόντων ιατρών, να αφαιρούν μια ευρύτερη περιοχή έτσι ώστε να μπορούν να εξασφαλίσουν όσο το δυνατόν περισσότερο ότι έχουν αφαιρεθεί όλα τα καρκινικά κύτταρα από τον οργανισμό του ασθενούς. Αυτό, όπως γίνεται αντιληπτό, δεν εξασφαλίζει την 100% θεραπεία της νόσου, και έχει σαν αποτέλεσμα πολλές φορές την πρόκληση αφαίρεσης ολόκληρων οργάνων, τα οποία είναι μείζονος σημασίας για την εξέλιξη και την ποιότητα της ανθρώπινης ζωής. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η περίπτωση του καρκίνου του τραχήλου της μήτρας κατά την θεραπεία του οποίου, δεν λαμβάνεται υπόψη το στάδιο της πάθησης, και αφαιρείται όλος ο τράχηλος, με αποτέλεσμα η ασθενής να μην μπορεί πλέον να τεκνοποιήσει.

Εκτός όμως από τη χειρουργική επέμβαση, όπως προαναφέρθηκε, υπάρχει άλλη μία βασική μέθοδος η οποία έχει σαν στόχο τη θεραπεία του καρκίνου ή έστω την ανακοπή της περαιτέρω εξέλιξης του. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται χημειοθεραπεία και στηρίζεται στη χορήγηση χημικών φαρμακευτικών ουσιών στον οργανισμό. Οι ουσίες αυτές χορηγούνται με ενδοφλέβια ένεση και ταξιδεύοντας μέσω του αίματος κατά μήκος ολόκληρου του οργανισμού, σκοτώνουν τα κύτταρα τα οποία έχουν την ιδιότητα να πολλαπλασιάζονται γρήγορα, όπως ακριβώς συμβαίνει και στις περιπτώσεις καρκινικών όγκων. Δυστυχώς όμως, τα υγιή κύτταρα του οργανισμού που έχουν την ιδιότητα αυτή, δηλαδή της αναπαραγωγής με γοργούς σχετικά ρυθμούς (όπως τα κύτταρα των μαλλιών), μπορούν να επηρεαστούν και να εξολοθρευτούν από αυτές τις χημικές ουσίες. Εκτός τούτου όμως, λόγω της χορήγησης των χημικών ουσιών και σε συνδυασμό με το γεγονός ότι τα χημικά οφείλονται πολλές φορές στην ανάπτυξη καρκινικής πάθησης, υπάρχει ο κίνδυνος, τα υγιή κύτταρα που δεν θα εξολοθρευτούν από τις ουσίες αυτές,

να νοσήσουν και να εξελιχθούν σε εστίες κακοηθών όγκων. Όλα αυτά οδηγούν στο συμπέρασμα ότι και οι χημειοθεραπείες δεν μπορούν να θεωρηθούν πλήρως αποτελεσματικές θεραπευτικές μέθοδοι για την εξάλειψη του καρκίνου. Για το λόγο αυτό η διεθνής επιστημονική κοινότητα προσανατολίζεται στην ανάπτυξη μεθόδων οι οποίες στηρίζονται στις θεραπευτικές ιδιότητες της φωτεινής ακτινοβολίας, και οι οποίες σε συνδυασμό με τις αρχές της αλληλεπίδρασης φωτός και ύλης, θα φέρουν το επιθυμητό αποτέλεσμα στον τομέα της ίασης της καρκινικής νόσου.

1.4 Σκοπός της Διπλωματικής Εργασίας

Σύμφωνα με τις παραπάνω ενότητες, η ανάπτυξη νέων και αποτελεσματικότερων μεθόδων διάγνωσης και θεραπείας του καρκίνου, κρίνεται απαραίτητη. Η παραδοχή αυτή μπορεί να προχωρήσει ακόμη παραπέρα, και ο σχεδιασμός βιοϊατρικών συστημάτων τα οποία θα έχουν σαν στόχο να συνδυάζουν τις νέες αυτές μεθόδους, έτσι ώστε να έχουμε ταυτόχρονη διάγνωση και πιθανή θεραπεία σε πραγματικό χρόνο, μπορεί να αποτελέσει πρόκληση για τους επιστήμονες μέσα στα επόμενα χρόνια.

Αναμφίβολα ο επιστημονικός τομέας που γνωρίζει τη μεγαλύτερη άνθηση στις μέρες μας είναι η περιοχή των βιοϊατρικών εφαρμογών. Ο ερευνητικός κλάδος των εφαρμογών αυτών, που ασχολείται με την παραδοχή της παραπάνω παραγράφου, καλείται στην αγγλική ως **guided therapeutics**. Σε αυτόν ακριβώς τον κλάδο μπορούμε να εντάξουμε την υλοποίηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας. Βασικός σκοπός αυτής της εργασίας ήταν ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη ενός συστήματος, το οποίο μέσω ενός ζευγαριού γαλβανικών καθρεφτών, θα μπορούσε να οδηγεί με ακρίβεια μία δέσμη laser στο x-y επίπεδο. Η περιοχή στην οποία θα κινείτο η δέσμη, προέρχεται από την επεξεργασία μίας οποιασδήποτε εικόνας στην οποία εμείς έχουμε τη δυνατότητα να οριοθετούμε την επιθυμητή περιοχή. Στην περίπτωση δε, που η εικόνα είναι ιατρική (παράδειγμα εικόνα μέσω ενός νέου συστήματος απεικόνισης και πλήρους χαρτογράφησης, των καρκινικών αλλοιώσεων των οργανικών ιστών) και το laser χειρουργικό (laser CO₂), τότε έχουμε άμεση εφαρμογή του τομέα guided therapeutics, εφόσον σε πραγματικό χρόνο μπορούμε με ακρίβεια και αποτελεσματικότητα να

διαγνώσουμε την ύπαρξη καρκινικού όγκου και ταυτόχρονα να εξασφαλίσουμε την ολοκληρωτική απομάκρυνση του.

Στο κείμενο που ακολουθεί, θα αναλυθεί διεξοδικά, η σχετική με την ανάπτυξη της συγκεκριμένης διπλωματικής θεωρία, και θα παρουσιαστεί αναλυτικά η όλη διαδικασία του σχεδιασμού και της ανάπτυξης του συστήματος που υλοποιήθηκε. Αναφορικά πρέπει να πούμε ότι το **κεφάλαιο 2** θα περιέχει πληροφορίες σχετικές με την θεωρία και την λειτουργικότητα της μεθόδου της οπτικής βιοψίας, το **κεφάλαιο 3** φυσική θεωρία των laser και μεθόδους θεραπείας της καρκινικής πάθησης με τη χρήση αυτών, ενώ στο **κεφάλαιο 4** θα αναπτυχθούν οι αρχές λειτουργίας των συστημάτων οπτικής σάρωσης. Στα **κεφάλαια 5, 6** θα παρουσιαστούν οι προδιαγραφές του συστήματος μας, ο τρόπος σχεδιασμού και ανάπτυξης του, καθώς και η αξιολόγηση της αποτελεσματικής λειτουργίας του. Τέλος στο **κεφάλαιο 7** θα παρατεθούν πιθανοί επόμενοι στόχοι περεταίρω εξέλιξης και χρήσης του συστήματος, ενώ στο **κεφάλαιο 8**, θα υπάρξει λίστα αναφορών σε πηγές άντλησης πληροφοριών, στις οποίες στηρίχτηκε η συγγραφή αυτής της διπλωματικής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΦΑΣΜΑΤΟΣΚΟΠΙΑ – ΟΠΤΙΚΗ ΒΙΟΨΙΑ

Η οπτική ακτινοβολία είναι η περιοχή του ηλεκτρικού φάσματος μεταξύ των ακτίνων Χ και των μικροκυμάτων. Η διάδοση του φωτός, ως κυματικό φαινόμενο, χαρακτηρίζεται από ένα μήκος κύματος λ και μία συχνότητα ν που συνδέονται με τη σχέση,

$$\nu = c/\lambda, \quad (2.1)$$

όπου c είναι η ταχύτητα του φωτός ($3 \cdot 10^8$ m/sec).

Η πρόσπτωση της φωτεινής ακτινοβολίας στην ύλη μπορεί να συνοδευτεί είτε από διάδοση του φωτός χωρίς να συμβεί απορρόφηση είτε από εξ' ολοκλήρου ή μερική απορρόφηση. Η μελέτη της διάδοσης και της κατανομής της οπτικής ακτινοβολίας σε βιολογικούς μαλακούς ιστούς είναι ιδιαίτερα σημαντική για μια σειρά ιατρικών εφαρμογών που σχετίζονται τόσο με διαγνωστικές τεχνικές όσο και με θεραπευτικές αγωγές.

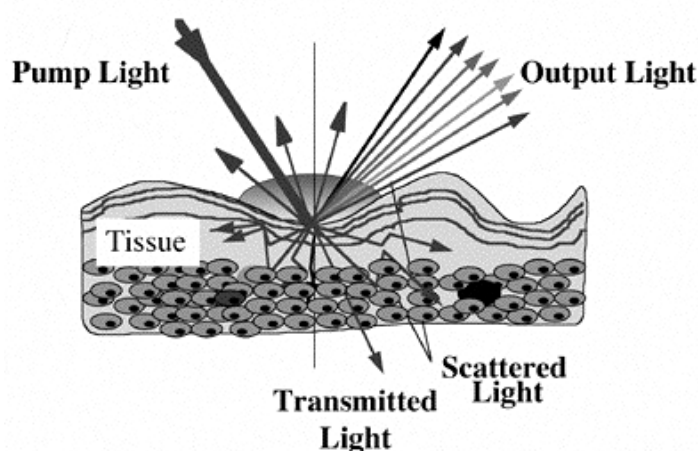
Η έρευνα για την χρήση της οπτικής ακτινοβολίας στην βιοϊατρική τεχνολογία, τα τελευταία χρόνια, είναι εκτενής. Το γεγονός αυτό οφείλεται στα πλεονεκτήματα που έχει η χρήση της οπτικής ακτινοβολίας σε διαγνωστικές και θεραπευτικές μεθόδους, έναντι των άλλων παρεμβατικών μεθόδων.

Κατά τη βιοψία που είναι ο συνηθέστερος τρόπος διάγνωσης του καρκίνου, όπως άλλωστε αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, γίνεται αφαίρεση του υπό εξέταση ιστού, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία ανωμαλιών στην περιοχή της εξέτασης, καθώς ενδεχομένως και στις γύρω από τον ιστό περιοχές. Επιπλέον η χημική ανάλυση του δείγματος της βιοψίας, απαιτεί κάποιον χρόνο, ο οποίος παίζει σημαντικό ρόλο σε μία ασθένεια όπως ο καρκίνος, που εξελίσσεται με γοργό ρυθμό. Επομένως μία

διάγνωση σε πραγματικό χρόνο (real time) και με μη-παρεμβατικό τρόπο είναι η ενδεδειγμένη λύση. Έτσι έγινε επιτακτική η ανάγκη για ανάπτυξη μιας καλύτερης μη-παρεμβατικής μεθόδου, ικανής να ανιχνεύει τις ιστολογικές ανομοιομορφίες στα αρχικά στάδια εκδήλωσης της ασθένειας. Τα τελευταία χρόνια διάφορα κλινικά και ερευνητικά κέντρα επικεντρώθηκαν στην ανάπτυξη μίας τέτοιας μεθόδου, η οποία ονομάστηκε **οπτική βιοψία** (optical biopsy). Οι τεχνικές οπτικής βιοψίας δεν συνιστούν την αφαίρεση του ιστού από το σώμα. Βασίζονται στην βιοϊατρική ανάλυση του δείγματος μέσω των χαρακτηριστικών οπτικών ιδιοτήτων των ιστών (**Εικόνα 2.1**). Για τη μελέτη αυτή είναι απαραίτητη τόσο η γνώση όσο και ο προσδιορισμός των οπτικών ιδιοτήτων των ιστών καθώς και των μοντέλων διάδοσης, που περιγράφουν τους μηχανισμούς αλληλεπίδρασης της φωτεινής ακτινοβολίας με τον ιστό, στοιχεία των οποίων θα αναπτυχθούν περαιτέρω.

2.1 Οπτικές Ιδιότητες Ιστών

Ο βιολογικός ιστός θεωρείται μη διαυγές οπτικό μέσο, με αρκετά μικρές διακυμάνσεις των οπτικών του ιδιοτήτων. Έτσι για την περιγραφή των οπτικών του χαρακτηριστικών χρησιμοποιούνται ογκομετρικές παράμετροι σκέδασης και απορρόφησης και όχι μοντέλα διακριτών κέντρων σκέδασης και απορρόφησης κατανεμημένα σε ένα μη σκεδαστικό και μη απορροφητικό μέσο.



Εικόνα 2.1: Αρχή λειτουργίας οπτικής βιοψίας

Οι βασικές οπτικές παράμετροι για τη μελέτη της διάδοσης φωτεινής ακτινοβολίας σε μαλακό ιστό είναι: ο **συντελεστής απορρόφησης** μ_a , ο **συντελεστής σκέδασης** μ_s και ο **βαθμός ανισοτροπίας** g .

Ο συντελεστής απορρόφησης μ_a έχει διαστάσεις αντιστρόφου μήκους και η αντίστροφη ποσότητα $1/\mu_a$ εκφράζει τη μέση ελεύθερη διαδρομή μέχρι να συμβεί απορρόφηση. Ο συντελεστής σκέδασης μ_s έχει επίσης διαστάσεις αντιστρόφου μήκους ενώ το $1/\mu_s$ δηλώνει τη μέση ελεύθερη διαδρομή που διανύει το φωτόνιο μέχρι να σκεδαστεί. Το άθροισμα των δύο αυτών συντελεστών δίνει τον ολικό συντελεστή εξασθένησης, μ_t . Ο λόγος του συντελεστή σκέδασης προς τον ολικό συντελεστή εξασθένησης προσδιορίζει μια αδιάστατη ποσότητα α , που ονομάζεται **albedo**. Οι τιμές που μπορεί να πάρει κυμαίνονται μεταξύ 0 και 1, η τιμή 0 υποδηλώνει έλλειψη σκέδασης ενώ η τιμή 1 έλλειψη απορρόφησης.

Για την περιγραφή των γεγονότων σκέδασης χρησιμοποιείται και η **συνάρτηση φάσης** $p(s,s')$, όπου s,s' μοναδιαία διανύσματα διεύθυνσης. Η συνάρτηση αυτή εκφράζει το ποσοστό του φωτός, το οποίο εφόσον συμβεί σκέδαση, θα σκεδαστεί από την αρχική διεύθυνση s , στη διεύθυνση s' . Συνήθως δίνεται ως συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας οπότε και θα πρέπει να ισχύει:

$$\int_{4\pi} p(s,s')d\omega = 1, \quad (2.2)$$

όπου $d\omega$ είναι η στοιχειώδης στερεά γωνία κατά τη διεύθυνση s .

Συνήθως και για λόγους απλότητας η συνάρτηση φάσης εκφράζεται ως συνάρτηση μόνο της γωνίας μεταξύ των δύο διευθύνσεων s,s' . Η απλούστερη έκφραση για τη συνάρτηση φάσης αντιστοιχεί στην περίπτωση της ισότροπης σκέδασης, όπου η $p(s,s')$ είναι σταθερή και ισούται σύμφωνα με την παραπάνω σχέση κανονικοποίησης με $1/4\pi$. Συνήθως η μορφή της συνάρτησης φάσης δεν είναι γνωστή και μια άλλη παράμετρος το μέσο συνημίτονο της συνάρτησης φάσης ή βαθμός ανισοτροπίας g χρησιμοποιείται.

$$g = \int_{4\pi} p(s,s')(s \cdot s')d\omega = 1, \quad (2.3)$$

Ο βαθμός ανισοτροπίας g υποδηλώνει την ασυμμετρία στην περίπτωση σκέδασης και μερικές χαρακτηριστικές τιμές που μπορεί να λάβει είναι: 1 για εμπρόσθια σκέδαση, κατά την αρχική διεύθυνση, 0 για ισότροπη σκέδαση και -1 για οπισθοσκέδαση. Από το συνδυασμό του συντελεστή σκέδασης μ_s και του βαθμού ανισοτροπίας g προκύπτει μια άλλη οπτική παράμετρος για την περιγραφή της σκέδασης, ο **ενεργός συντελεστής σκέδασης** $\mu'_s = \mu_s(1-g)$. Έχει διαστάσεις αντιστρόφου μήκους και η αντίστροφη ποσότητα $1/\mu'_s$ εκφράζει τη μέση ελεύθερη διαδρομή, έως η τροχιά του φωτονίου γίνει τυχαία.

2.1.1 Περιγραφή Διάδοσης Φωτός στους Ιστούς

Στους ιστούς, το φως σκεδάζεται και απορροφάται και η μαθηματική περιγραφή των χαρακτηριστικών διάδοσης είναι δυνατόν να γίνει με δυο διαφορετικούς τρόπους, την **αναλυτική θεωρία** και τη **θεωρία μεταφοράς**.

Η αναλυτική θεωρία, στηρίζεται σε βασικές εξισώσεις όπως είναι οι εξισώσεις Maxwell ή η κυματική εξίσωση, εισάγει τις ιδιότητες σκέδασης και απορρόφησης και καταλήγει σε διαφορικές ή ολοκληρωτικές εξισώσεις για στατιστικές ποσότητες όπως είναι οι διακυμάνσεις και οι συναρτήσεις συσχέτισης. Έχει αυστηρή μαθηματική δόμηση, είναι όμως πρακτικά αδύνατη η εξαγωγή μιας σχέσης που να έχει συμπεριλάβει πλήρως όλα τα φαινόμενα.

Η θεωρία μεταφοράς (Transport Theory) δεν ξεκινά με τις εξισώσεις Maxwell. Περιγράφει άμεσα τη μεταφορά ισχύος δια μέσου των ιστών. Η ανάπτυξη της θεωρίας είναι ευρεστική (Heuristic) και στερείται της αυστηρότητας της αναλυτικής θεωρίας. Η θεωρία μεταφοράς έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς και εφαρμόζεται σε μεγάλο αριθμό πρακτικών προβλημάτων.

2.1.2 Θεωρία Μεταφοράς

Η θεωρία αυτή αντιμετωπίζει άμεσα το θέμα της διάδοσης της ενέργειας. Βασίζεται στην εξίσωση μεταφοράς:

$$s \cdot \nabla L(r,s) = -(\mu_a + \mu_s)L(r,s) + \mu_s \int_{4\pi} p(s,s')L(r,s')d\omega, \quad (2.4)$$

Η βασική φυσική ποσότητα για τη μελέτη της διάδοσης της φωτεινής ακτινοβολίας είναι η πυκνότητα ροής ακτινοβολίας $L(r,s)$ ($W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}$). Το πρώτο μέλος της παραπάνω εξίσωσης περιγράφει το ρυθμό αλλαγής ροής ακτινοβολίας σε ένα σημείο που καθορίζεται από το διάνυσμα r κατά την κατεύθυνση του μοναδιαίου διανύσματος s . Η αλλαγή αυτή ισούται με την απώλεια λόγω απορρόφησης και σκέδασης συν το κέρδος από τη σκέδαση από όλες τις άλλες διευθύνσεις s' στη διεύθυνση s . Για την εξαγωγή της εξίσωσης μεταφοράς έχουν γίνει κάποιες υποθέσεις. Έτσι, απαιτείται ανεξαρτησία των σκεδαστών μεταξύ τους. Η συνάρτηση φάσης μπορεί να περιγράψει συνολικά τη διαδικασία της σκέδασης για όλους τους σκεδαστές. Η κατανομή της ροής της ακτινοβολίας βρίσκεται στη μόνιμη κατάσταση (μια προσέγγιση αρκετά ικανοποιητική εφόσον η διάρκεια έκθεσης είναι μεγαλύτερη από λίγα nsec). Επίσης έχει γίνει η υπόθεση ότι δεν υπάρχουν στο μέσο άλλες πηγές ακτινοβολίας, σε αντίθετη περίπτωση θα πρέπει στο δεύτερο μέλος της εξίσωσης να υπάρχει και ένας "όρος πηγής". Τέλος τα φωτόνια θεωρούνται μονοενεργειακά, οι σκεδάσεις ελαστικές ενώ αγνοούνται φαινόμενα πόλωσης και φθορισμού.

Δεν υπάρχει γενική αναλυτική λύση για την εξίσωση μεταφοράς. Για το σκοπό αυτό έχουν αναπτυχθεί διάφορες προσεγγίσεις όπως η **θεωρία διάχυσης** καθώς και **προσομοιώσεις Monte Carlo**. Η επιλογή του μοντέλου είναι ισχυρά εξαρτώμενη από τις οπτικές ιδιότητες του ιστού, ιδιαίτερα από την albedo και το βαθμό ανισοτροπίας g . Γενικότερα θα μπορούσαμε να διακρίνουμε τρεις περιοχές: (α) περιοχή όπου κυριαρχεί η απορρόφηση, (β) περιοχή όπου κυριαρχεί η σκέδαση και (γ) περιοχή όπου και τα δύο φαινόμενα είναι συγκρίσιμα.

2.1.2.1 Περιοχή στην οποία Κυριαρχεί η Απορρόφηση

Η απορρόφηση του φωτός στο υπεριώδες οφείλεται στην παρουσία πρωτεϊνών και DNA, στο ορατό και στο εγγύς υπέρυθρο καθορίζεται από τη συγκέντρωση χρωμοφόρων όπως η αιμοσφαιρίνη και η μελανίνη, ενώ για μεγαλύτερα μήκη κύματος στο υπέρυθρο έντονη απορρόφηση παρουσιάζει το νερό.

Το μέγιστο απορρόφησης για τους αρωματικούς δακτυλίους των πρωτεϊνών εντοπίζεται στην περιοχή του υπεριώδους μεταξύ 260 και 280 nm. Η απορρόφηση της αιμοσφαιρίνης είναι ισχυρά εξαρτώμενη από το μήκος κύματος: αυξάνεται με έναν πολλαπλασιαστικό παράγοντα περίπου 5 φορές από το ιώδες στο κίτρινο και ελαττώνεται κατά 10 και 100 φορές για μετάβαση από το κίτρινο στο κόκκινο ή στο εγγύς υπέρυθρο. Η απορρόφηση της μελανίνης παρουσιάζει μια συνεχή μείωση με το μήκος κύματος και ο αντίστοιχος συντελεστής ελαττώνεται κατά 5 περίπου φορές από το ιώδες προς το κοντινό υπέρυθρο. Στο νερό, η απορρόφηση αυξάνεται σημαντικά για μήκη κύματος μεγαλύτερα από 1.4 μm.

Για την επιλογή της περιοχής όπου η απορρόφηση υπερτερεί έναντι της σκέδασης εφαρμόζεται το κριτήριο $\mu_a > 10\mu_s(1-g)$. Έτσι για μήκη κύματος $\lambda < 250$ nm και $\lambda > 2000$ nm το φαινόμενο της απορρόφησης κυριαρχεί. Στην περίπτωση αυτή και για δέσμη φωτεινής ακτινοβολίας που προσπίπτει κάθετα στην επιφάνεια του ιστού, υπάρχει μικρή πλευρική διάχυση της ακτινοβολίας λόγω της μικρής συνεισφοράς της σκέδασης. Ο ρυθμός ενεργειακής ροής ελαττώνεται με το βάθος z , ακολουθώντας σε αρκετά καλή προσέγγιση μια απλή εκθετική σχέση (**Νόμος του Beer**):

$$\psi(z) = \psi_0 \cdot e^{-\mu_a z}, \quad (2.5)$$

Η ακτινοβολία διατηρεί την εμπρόσθια διεύθυνση κατά τη διάδοση της μέσα στον ιστό και με πολύ αργό ρυθμό γίνεται πιο ισότροπη λόγω σκέδασης. Επίσης πιο σύνθετες γεωμετρίες ακτινοβολίας και μοντελοποίησης ιστού, μπορούν να μελετηθούν εύκολα, στην περίπτωση που κυριαρχεί το φαινόμενο της απορρόφησης.

2.1.2.2 Περιοχή στην οποία Κυριαρχεί η Σκέδαση

Η σκέδαση κυριαρχεί της απορρόφησης ($\mu_s(1-g) > 10\mu_a$) για μήκη κύματος στην περιοχή του μακρινού ορατού και κοντινού υπέρυθρου (600-1200 nm). Η περιοχή αυτή χαρακτηρίζεται σαν "**οπτικό παράθυρο**" εύκολης διέλευσης της οπτικής ακτινοβολίας. Αυτό συμβαίνει γιατί στην περιοχή αυτή

δεν υπάρχει έντονη απορρόφηση από τα βιολογικά μόρια των ιστών. Αν και ο ολικός συντελεστής εξασθένησης είναι μεγάλος για την περιοχή αυτή, η μεγάλη τιμή της albedo σε συνδυασμό με την υψηλή τιμή του βαθμού ανισοτροπίας (εμπρόσθια σκέδαση) έχει ως αποτέλεσμα σημαντικό βάθος διείσδυσης στον ιστό.

Στην περίπτωση αυτή, ο ρυθμός ενεργειακής ροής δεν παρουσιάζει μια απλή εκθετική εξάρτηση συναρτήσει του βάθους, αλλά εμφανίζει αύξηση στην περιοχή κοντά στην επιφάνεια του ιστού, λόγω οπισθοσκέδασης.

Η **πυκνότητα ροής ακτινοβολίας** $L(r,s)$ που εμφανίζεται στην εξίσωση μεταφοράς, μπορεί να γραφεί ως το άθροισμα δύο επιμέρους όρων

$$L(r,s) = L_c(r,s) + L_d(r,s), \quad (2.6)$$

Ο πρώτος όρος, L_c , αντιπροσωπεύει τα φωτόνια που δεν έχουν αλληλεπιδράσει με τον ιστό και ακολουθεί την εκθετική μείωση που περιγράφει ο νόμος του Beer. Ο δεύτερος όρος αναφέρεται στα φωτόνια που έχουν σκεδαστεί τουλάχιστον μια φορά και μπορεί να αναπτυχθεί σε ένα άθροισμα άπειρων **πολυωνύμων Legendre**. Στην προσέγγιση της θεωρίας διάχυσης διατηρούνται οι δύο πρώτοι όροι του αθροίσματος (ισότροπης σκέδασης και σκέδασης προς την εμπρόσθια διεύθυνση). Με βάση την προσέγγιση αυτή, προκύπτει από την εξίσωση μεταφοράς, η **εξίσωση διάχυσης**:

$$(\nabla^2 - \kappa^2) \psi(r) = -Q_0(r), \quad (2.7)$$

όπου $\psi(r) = \int_{4\pi} L_d(r,s) d\omega$ η ολική διάχυτη (σκεδαζόμενη) ενεργειακή ροή.

Ο όρος πηγής στο δεύτερο μέλος προκύπτει από τη σκέδαση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και δίνεται από τη σχέση:

$$Q_0(r) = -3\mu_s[\mu_a + \mu_s(1-g) + \mu_t g] \cdot (1-r_s) F_0(r) \exp(-\mu_t z), \quad (2.8)$$

όπου $F_0(r)$ περιγράφει το προφίλ της προσπίπτουσας ακτινοβολίας ενώ

$\kappa = \sqrt{3\mu_a[\mu_a + \mu_s(1-g)]}$ ο συντελεστής διάχυσης.

Η ακρίβεια της εξίσωσης διάχυσης εξαρτάται από το λόγο της σκέδασης προς την απορρόφηση, την ανισοτροπία στη σκέδαση (είναι βασική η υπόθεση ότι L_d είναι μόνο γραμμικά ανισότροπη) καθώς και από την απόσταση από πηγές φωτός και συνοριακές επιφάνειες.

Οι παραπάνω προϋποθέσεις καθώς και περιορισμοί που τίθενται ως προς την αντιμετώπιση σύνθετων γεωμετριών ιστού και ακτινοβόλησης, ελαττώνουν το πεδίο εφαρμογής της θεωρίας διάχυσης.

2.1.2.3 Περιοχή στην οποία και τα Δύο Φαινόμενα είναι Συγκρίσιμα

Για μήκη κύματος που δεν εμπίπτουν στις περιοχές που αναφέρθηκαν παραπάνω τα φαινόμενα της απορρόφησης και της σκέδασης είναι ισότιμα. Σε αυτή την περίπτωση για την περιγραφή της διάδοσης του φωτός στον ιστό χρησιμοποιούνται είτε ευρεστικές μέθοδοι ή υπολογιστικές μοντελοποιήσεις όπως οι τεχνικές Monte Carlo. Στο πρόβλημα της οπτικής μεταφοράς η μέθοδος Monte Carlo καταγράφει τη διαδρομή των φωτονίων καθώς αυτά σκεδάζονται ή απορροφούνται. Το βασικό πλεονέκτημα της μεθόδου είναι ότι δεν απαιτεί επιπλέον υποθέσεις ενώ μπορεί να αντιμετωπίσει και σύνθετες μοντελοποιήσεις τόσο ως προς τη γεωμετρία του ιστού όσο και στον υπολογισμό της ενεργειακής ροής κοντά σε συνοριακές επιφάνειες και πηγές.

Όταν στον ιστό προσπίπτει ακτινοβολία, ένα μικρό ποσοστό, συνήθως το 5% της κάθετα προσπίπτουσας δέσμης, ανακλάται από την επιφάνεια (**ανάκλαση Fresnel**). Αυτό οφείλεται στους διαφορετικούς δείκτες διάθλασης του αέρα ($n_0=1$) και του ιστού ($n_0>1$). Το υπόλοιπο της δέσμης διαδίδεται μέσα στον ιστό, σκεδάζεται πολλαπλά και ένα μέρος απορροφάται.

2.2 Διαδικασίες που Έπονται της Απορρόφησης της Ακτινοβολίας από τον Ιστό

2.2.1 Επαγόμενη Θέρμανση Ιστού Λόγω Απορρόφησης Φωτεινής Ακτινοβολίας

Οι θερμικές ιδιότητες των ιστών καθορίζονται από τρεις διαφορετικούς μηχανισμούς: την ικανότητα μεταφοράς θερμότητας με θερμική αγωγιμότητα, την ικανότητα αποθήκευσης θερμότητας και το ρυθμό αιματικής ροής. Η εκκίνηση της θερμικής αγωγιμότητας καθορίζεται από τις χωρικές διακυμάνσεις θερμοκρασίας και πραγματοποιείται ροή θερμότητας από περιοχές υψηλής θερμοκρασίας σε χαμηλότερες θερμοκρασιακά περιοχές. Η παράμετρος που περιγράφει το μηχανισμό της αποθήκευσης θερμότητας είναι η ειδική θερμότητα, η οποία εκφράζει την αλλαγή στην αποθηκευόμενη θερμότητα ανά μονάδα μάζας ιστού για αύξηση της θερμοκρασίας κατά ένα βαθμό Κελσίου.

Η θέρμανση του ιστού πραγματοποιείται με τη μετατροπή της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας σε θερμική. Η φωτοθερμική αυτή διαδικασία συμβαίνει όταν βιομόρια που έχουν απορροφήσει κβάντα φωτός και έχουν μεταβεί σε διεγερμένη κατάσταση επιστρέφουν στη βασική κατάσταση με μη ακτινοβολητικό τρόπο, μεταφέροντας την ενέργεια στον ιστό.

Στο θερμικό τρόπο αλληλεπίδρασης η επιλογή του μήκους κύματος και του είδους του ιστού καθορίζουν το βάθος διείσδυσης της φωτεινής ακτινοβολίας. Η θερμική δράση επηρεάζεται από τη διατομή της προσπίπτουσας δέσμης, το χρόνο έκθεσης καθώς και το οπτικό βάθος διείσδυσης.

Υπάρχουν οι εξής τύποι θερμικών αποτελεσμάτων

Υπερθερμία (Hyperthermia): αύξηση ορισμένων βαθμών της θερμοκρασίας του ιστού (γύρω στους 41 °C). Μπορεί να αξιοποιηθεί λόγω της διαφορετικής θερμοευαισθησίας που παρουσιάζουν υγιή και καρκινικά κύτταρα.

Θερμοπηξία (Photocoagulation): αντιστοιχεί σε αύξηση θερμοκρασίας από 50 - 100 °C διάρκειας ορισμένων δευτερολέπτων. Μπορεί

να επάγει αποξήρανση του ιστού, συνοδευόμενη από αναδιάταξη πρωτεϊνών και κολλαγόνου. Κυρίως χρησιμοποιείται για αιμόσταση.

Εξάτμιση (Vaporization): αντιστοιχεί σε απώλεια της ουσίας. Τα διάφορα συστατικά του ιστού εξαχνώνονται σε θερμοκρασία ανώτερη των 100 °C, σε σύντομο χρονικό διάστημα (δέκατα του δευτερολέπτου).

2.2.2 Φωτοχημικές Αντιδράσεις

Φωτόνια στην περιοχή του υπεριώδους και φωτόνια με μικρό μήκος κύματος (μεγάλη ενέργεια) στην περιοχή του ορατού μπορούν να προκαλέσουν φωτοχημικές αντιδράσεις ως αποτέλεσμα της απορρόφησης τους από ενδογενή χρωμοφόρα μόρια του ιστού (5). Όταν ένα φωτόνιο απορροφηθεί από ένα χρωμοφόρο μόριο και προκαλέσει μετάβαση του μορίου σε μια διεγερμένη ενεργειακή κατάσταση, η ενέργεια του φωτονίου έχει αποθηκευτεί ως χημική ενέργεια. Η διεγερμένη κατάσταση του μορίου μπορεί να συμμετάσχει στη συνέχεια σε μια χημική αντίδραση. Μια ποικιλία φωτοχημικών αντιδράσεων μπορούν να λάβουν χώρα, όπως σπάσιμο δεσμών, σχηματισμός ελεύθερων ριζών ή φωτοκαταστροφή του χρωμοφόρου.

Μια ειδικού τύπου φωτοχημική αντίδραση είναι η φωτοδυναμική θεραπεία. Μια φωτοευαίσθητοποιός ουσία εισάγεται στο σώμα και συγκεντρώνεται επιλεκτικά σε καρκινικά κύτταρα. Ακτινοβολήση με κατάλληλου μήκους κύματος φωτεινή πηγή προκαλεί διέγερση της ουσίας.

Μάλιστα η ενεργοποίηση των εξωγενών αυτών χρωμοφόρων γίνεται συνήθως από λιγότερο ενεργητικά φωτόνια με μεγαλύτερα μήκη κύματα στην περιοχή του ορατού. Η διεγερμένη κατάσταση αντιδρά με το οξυγόνο, παράγοντας τοξικά προϊόντα όπως είναι το μονήρες οξυγόνο που καταστρέφουν τα καρκινικά κύτταρα.

2.3 Φθορισμός

Η απορρόφηση πραγματοποιείται για διακριτά ποσά ενέργειας, κβάντα. Η σχέση που δίνει τα ενεργειακά αυτά κβάντα είναι η ακόλουθη:

$$E = h\nu = h \frac{c}{\lambda}, \quad (2.9)$$

όπου E είναι η ενέργεια και h η σταθερά του Planck ($6.62 \cdot 10^{-27}$ erg sec).

Κάθε μόριο κατέχει μια σειρά **ενεργειακών σταθμών** και μπορεί να μεταβεί από μία χαμηλότερη σε μία υψηλότερη στάθμη με την απορρόφηση κβάντου φωτεινής ακτινοβολίας, ενέργειας ίσης με τη διαφορά των δύο ενεργειακών επιπέδων. Σε κάθε ηλεκτρονιακή στάθμη αντιστοιχεί και ένα πλήθος δονητικών επιπέδων του μορίου. Η βασική στάθμη συμβολίζεται με G , η πρώτη διεγερμένη μονήρης ηλεκτρονιακή στάθμη με S^* , και η πρώτη διεγερμένη τριπλή κατάσταση με T . Η διαφορά μεταξύ μονήρους και τριπλής διεγερμένης κατάστασης σχετίζεται με το συνολικό spin των ηλεκτρονίων της στάθμης. Σε ένα πολυατομικό μόριο, η βασική κατάσταση καταλαμβάνεται από άρτιο πλήθος ηλεκτρονίων που συνδυάζονται σε ζεύγη με αντιπαράλληλα spin. Η **πολλαπλότητα** (M) μιας στάθμης, που εκφράζει την **τροχιακή στροφορμή**, σχετίζεται με το συνολικό spin της στάθμης μέσω της σχέσης:

$$M = 2S + 1, \quad (2.10)$$

Έτσι στην περίπτωση ζευγών ηλεκτρονίων με αντιπαράλληλα spin, το συνολικό spin είναι ίσο με μηδέν ($S = 0$) και η πολλαπλότητα ισούται με τη μονάδα ($M = 1$). Μια τέτοια κατάσταση ονομάζεται **μονήρης** (single) ηλεκτρονιακή στάθμη. Όταν το spin ενός ηλεκτρονίου αντιστραφεί, τότε στην κατάσταση αυτή υπάρχουν δύο ασύζευκτα ηλεκτρόνια με παράλληλα spin και ολικό spin $S = 1$ και πολλαπλότητα στάθμης $M = 3$. Μια τέτοια ηλεκτρονιακή στάθμη καλείται **τριπλή** (triplet).

Η απορρόφηση ενός κβάντου φωτός συμβαίνει σε χρονικό διάστημα της τάξης του 10^{-15} sec και ακολουθείται από μετάβαση σε ανώτερη διεγερμένη ηλεκτρονιακή στάθμη. Αυτή είναι η πρώτη ή η δεύτερη διεγερμένη ηλεκτρονιακή κατάσταση, ανάλογα με το αν το μόριο απορροφά φωτόνιο ορατής ή υπεριώδους ακτινοβολίας. Η διαδικασία αυτή είναι πολύ εξειδικευμένη και η ακτινοβολία συγκεκριμένης ενέργειας, απορροφάται από χαρακτηριστικές μοριακές δομές. Το ηλεκτρόνιο μεταβαίνει από τη βασική στη μονήρη διεγερμένη στάθμη και οι μεταβάσεις αυτές ευθύνονται για τα φάσματα απορρόφησης των μορίων στο ορατό και το υπεριώδες.

Κατά τη διάρκεια της παραμονής του μορίου στη διεγερμένη κατάσταση, η πλεονάζουσα ενέργεια σε σχέση με την ενέργεια του χαμηλότερου δονητικού επιπέδου της στάθμης διοχετεύεται μέσω συγκρούσεων σε άλλα μόρια. Με τη διαδικασία αυτή το μόριο καταλαμβάνει το χαμηλότερο δονητικό επίπεδο της διεγερμένης μονήρους στάθμης. Το ηλεκτρόνιο θα επιστρέψει στη βασική κατάσταση με έναν από τους ακόλουθους μηχανισμούς:

Εσωτερική μετατροπή : το μόριο μπορεί από την διεγερμένη κατάσταση, να μεταπηδήσει σε ένα κοντινό, δονητικό επίπεδο της βασικής ενεργειακής κατάστασης. Η ενέργεια χάνεται χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας μέσω δονητικής αποδιέγερσης.

Εσωτερική μετάπτωση $S^* \rightarrow T^*$: το διεγερμένο ηλεκτρόνιο μπορεί να μεταβεί, εάν είναι ενεργειακά δυνατό, από τη μονήρη (S^*) στην πρώτη διεγερμένη τριπλή στάθμη (T^*). Η μετάβαση από τη βασική στην τριπλή διεγερμένη είναι απαγορευμένη (πολύ απίθανη). Σε αντιδιαστολή η μετάπτωση από τη μονήρη στην τριπλή διεγερμένη στάθμη είναι περισσότερο πιθανή, αφού η ενέργεια του χαμηλότερου δονητικού επιπέδου της T^* είναι μικρότερη αυτής της S^* . Στη συνέχεια, το μόριο μπορεί να επανέλθει άμεσα στη βασική κατάσταση (G), αφού η επιστροφή στη βασική κατάσταση μέσω της στάθμης S^* προϋποθέτει την πρόσληψη ενέργειας από το περιβάλλον (**περίπτωση καθυστερημένου φθορισμού**). Η άμεση επιστροφή στην βασική κατάσταση μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας ή με εκπομπή ακτινοβολίας, οπότε έχουμε το φαινόμενο του **φωσφορισμού**. Εφόσον η πιθανότητα αντίστροφης μετάβασης από τη διεγερμένη τριπλή στη διεγερμένη μονήρη στάθμη είναι μικρή, η διεγερμένη τριπλή στάθμη είναι συνήθως μεγάλης διάρκειας ζωής (από msec ως λεπτά). Επίσης η σχετικά μεγάλη παραμονή των μορίων σε αυτή την κατάσταση τα καθιστά πιο επιρρεπή σε διαδικασίες αποδιέγερσης χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας.

Μεταφορά ενέργειας μέσω κρούσεων: αν το διεγερμένο μόριο συγκρουστεί με άλλο μόριο, που βρίσκεται σε χαμηλότερο ενεργειακό επίπεδο, τότε η ενέργεια μπορεί να μεταφερθεί σε αυτό το μόριο χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως απόσβεση φθορισμού.

Μεταφορά ενέργειας μέσω συντονισμού: η ενέργεια αυτή μπορεί να μεταφερθεί σε άλλο μόριο χωρίς επαφή μέσω μιας σύζευξης διπόλου - διπόλου ανάμεσα στα μόρια. Αν και αυτή η σύζευξη μειώνεται ανάλογα με την έκτη δύναμη της απόστασης ανάμεσα στα μόρια, ικανοποιητική μεταφορά ενέργειας μπορεί να επιτευχθεί στα βιολογικά συστήματα, για αποστάσεις μέχρι και 5 nm. Το μόριο που δέχεται την ενέργεια, πρέπει να έχει και μια κατάλληλη ενεργειακή δομή. Το φαινόμενο αυτό είναι μια παραλλαγή της απόσβεσης φθορισμού.

Φωτοχημική αντίδραση: η ενέργεια μπορεί να επάγει μια χημική αντίδραση, δηλαδή τη δημιουργία ενός νέου είδους μορίου. Η ενέργεια καταναλώνεται κατά τη δημιουργία αυτών των ενώσεων, που έχουν διαφορετικές ιδιότητες φθορισμού από τις αρχικές.

Εκπομπή φθορισμού: το μόριο μπορεί να μεταβεί σε ένα διεγερμένο δονητικό επίπεδο στη βασική ηλεκτρονιακή κατάσταση, με εκπομπή ενός φωτονίου. Η ενέργεια του φωτονίου και άρα το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, καθορίζεται από την ενεργειακή διαφορά μεταξύ της διεγερμένης και του δονητικού επιπέδου της βασικής ηλεκτρονιακής κατάστασης. Η διάρκεια ζωής του φθορισμού είναι της τάξης των nsec. Κατόπιν μέσω απόσβεσης και χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας, το μόριο επιστρέφει στο χαμηλότερο δονητικό επίπεδο της βασικής κατάστασης. Εξαιτίας της απώλειας ενέργειας κατά την παραμονή του μορίου στη διεγερμένη κατάσταση η εκπεμπόμενη ενέργεια (φθορισμός) είναι μεγαλύτερου μήκους κύματος σε σχέση με την απρροφηθείσα ενέργεια. Το φάσμα φθορισμού (η κατανομή της έντασης της ακτινοβολίας φθορισμού για κάθε μήκος κύματος), εκφράζει τις διαφορετικές πιθανές μεταβάσεις από την μονήρη διεγερμένη κατάσταση στα διάφορα δονητικό επίπεδα της βασικής ηλεκτρονιακής κατάστασης. Η σχετική πιθανότητα να συμβεί κάποια από τις πιθανές διαδρομές διαφέρει από μόριο σε μόριο και εξαρτάται, όχι μόνο από τη δομή του, αλλά και από το τοπικό του περιβάλλον.

2.3.1 Διαδικασίες Εκπομπής και Τύποι Φθορισμού

Ο **φθορισμός Stokes**, που συνήθως παρατηρείται στις περιπτώσεις διαλυμάτων, είναι η επανεκπομπή φωτονίων με μεγαλύτερο μήκος κύματος (μικρότερη συχνότητα) σε σχέση με τα φωτόνια που απορροφώνται.

Εάν δοθεί θερμική ενέργεια σε μια διεγερμένη κατάσταση ή αν ένα υλικό έχει πολλά ενεργειακά επίπεδα υψηλής συγκέντρωσης, εκπομπή σε χαμηλότερα μήκη κύματος, από αυτά της απορρόφησης, μπορεί να συμβεί. Η διαδικασία αυτή καλείται **φθορισμός anti-Stokes**, και εμφανίζεται συχνά σε περιπτώσεις αραιών αερίων, σε υψηλές θερμοκρασίες. Ο **φθορισμός συντονισμού** (επανεκπομπή φωτονίων με την ίδια ενέργεια και επομένως και με το ίδιο μήκος κύματος όπως αυτά που απορροφήθηκαν) δεν παρατηρείται σε διαλύματα, αν και συμβαίνει σε άλλες περιπτώσεις, όπως σε αέρια και σε κρυστάλλους. Αν ένα ηλεκτρόνιο διεγείρεται με την απορρόφηση ενός φωτονίου σε υψηλότερο δονητικό επίπεδο χωρίς να μεταβεί σε ανώτερη ηλεκτρονιακή στάθμη, τότε η ενέργεια διατηρείται, ένα φωτόνιο της ίδιας ενέργειας επανεκπέμπεται μέσα σε 10^{-15} sec και το ηλεκτρόνιο μεταπίπτει στην αρχική του κατάσταση. Στην περίπτωση αυτή η εκπεμπόμενη ακτινοβολία έχει το ίδιο μήκος κύματος με την απορροφηθείσα και αναφέρεται ως **σκέδαση Rayleigh**. Παρατηρείται σε όλα τα μήκη κύματος ενώ η ένταση της όμως, μεταβάλλεται αντιστρόφως ανάλογα με την τέταρτη δύναμη του μήκους κύματος. Μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα σε περιπτώσεις που η ένταση του φθορισμού είναι μικρή, σε σύγκριση με τη διεγείρουσα ακτινοβολία καθώς και όταν τα φάσματα απορρόφησης και φθορισμού μιας ουσίας είναι πολύ κοντά μεταξύ τους.

Μια άλλη μορφή σκέδασης που σχετίζεται με τη σκέδαση Rayleigh είναι η **εκπομπή Raman**, η οποία εμφανίζεται στα φάσματα φθορισμού, σε μικρότερα και μεγαλύτερα (πιο συνηθισμένη περίπτωση) μήκη κύματος από ότι η κορυφή που αντιστοιχεί στη σκέδαση Rayleigh. Παρατηρείται σε όλα τα μήκη κύματος, η ένταση της όμως μεταβάλλεται αντιστρόφως ανάλογα με την τέταρτη δύναμη του μήκους κύματος. Μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα σε περιπτώσεις που η ένταση του φθορισμού είναι μικρή σε σύγκριση με τη διεγείρουσα ακτινοβολία, καθώς και όταν τα φάσματα απορρόφησης και φθορισμού μιας ουσίας είναι πολύ κοντά μεταξύ τους.

Αυτές οι ζώνες οφείλονται σε δονητική ενέργεια που προστίθεται ή αφαιρείται από το διεγείρον φωτόνιο και είναι πολύ πιο ασθενείς από την κορυφή Reyleigh. Μπορούν να αποτελέσουν όμως πρόβλημα στην περίπτωση που χρησιμοποιούνται πηγές ακτινοβολίας υψηλής έντασης.

Κάθε φθορίζον μόριο έχει δύο χαρακτηριστικά φάσματα: το **φάσμα διέγερσης** και το **φάσμα εκπομπής**.

2.3.1.1 Φάσμα Διέγερσης

Εκφράζει τη σχετική απόδοση των διαφόρων μηκών κύματος της διεγείρουσας ακτινοβολίας στο να επάγουν φθορισμό.

Το φάσμα διέγερσης, που λαμβάνεται με ένα φθορίμετρο, πρέπει να συμπίπτει με το φάσμα απορρόφησης του μορίου, που λαμβάνεται με ένα φασματοφωτόμετρο. Αυτό σπάνια συμβαίνει και οι διαφορές οφείλονται σε κατασκευαστικούς λόγους. Το φάσμα διέγερσης, που λαμβάνεται με ένα φθορίμετρο, είναι φάσμα «μονής-δέσμης» και δεν έχουν γίνει διορθώσεις για παράγοντες όπως είναι οι αλλαγές στην απόκριση του φωτοπολλαπλασιαστή και οι αλλαγές στο εύρος ζώνης του μονοχρωμάτορα ή στη φωτεινή πηγή. Για να πάρουμε το διορθωμένο φάσμα μιας ουσίας, η φασματική καμπύλη πρέπει να διορθώνεται με βάση αυτούς τους παράγοντες. Η εξέταση του φάσματος διέγερσης μιας ουσίας, δείχνει τις θέσεις του φάσματος απορρόφησης, που μπορούν να επάγουν εκπομπή φθορισμού.

2.3.1.2 Φάσμα Εκπομπής

Εκφράζει την κατανομή της έντασης της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας στα διάφορα μήκη κύματος εκπομπής, που επάγεται για ένα μήκος κύματος διέγερσης.

Το φάσμα εκπομπής οφείλεται στην επανεκπομπή της ακτινοβολίας, που απορροφήθηκε από το μόριο. Η κβαντική απόδοση και το σχήμα του φάσματος εκπομπής, είναι ανεξάρτητα του μήκους κύματος της ακτινοβολίας διέγερσης. Μόνο η ένταση φθορισμού εξαρτάται από το μήκος κύματος διέγερσης. Αν η ακτινοβολία διέγερσης είναι σε μήκος κύματος, που διαφέρει από το μέγιστο της κορυφής απορρόφησης λιγότερη ενέργεια θα απορροφάται και επομένως λιγότερη θα εκπέμπεται. Δηλαδή κάθε μήκος

κύματος από το φάσμα απορρόφησης μπορεί να επάγει φθορισμό. Η κορυφή του φθορισμού, θα είναι σε κάθε περίπτωση στο ίδιο μήκος κύματος, ενώ η ένταση του θα διαφέρει ανάλογα με τη σχετική ένταση απορρόφησης.

Κάθε ζώνη απορρόφησης στην πρώτη ηλεκτρονιακή στάθμη έχει μια αντίστοιχη ζώνη εκπομπής φθορισμού. Αυτές οι ζώνες είναι κατοπτρικά είδωλα η μια της άλλης. Κορυφές φθορισμού που δεν αντιστοιχούν στα κατοπτρικά είδωλα του φάσματος απορρόφησης υποδεικνύουν σκέδαση ή την ύπαρξη προσμίξεων. Σκέδαση Rayleigh μπορεί να παρατηρηθεί στο φάσμα εκπομπής στο ίδιο μήκος κύματος με αυτό της διέγερσης καθώς και για τη διπλάσια τιμή ($2 \cdot \lambda_{exc}$). Σε πολύ αραιά διαλύματα μπορεί να παρατηρηθεί και σκέδαση Raman.

Μια φυσική ποσότητα, χαρακτηριστική των φθοριζουσών ουσιών, είναι η διαφορά μεταξύ των μηκών κύματος των μεγίστων διέγερσης και εκπομπής. Αυτή η σταθερά λέγεται μετατόπιση του Stokes και υποδηλώνει την ενέργεια, που διασκορπίζεται κατά τη διάρκεια παραμονής του μορίου στη διεγερμένη κατάσταση, πριν επιστρέψει στην βασική. Δίνεται από τη σχέση :

$$\text{μετατόπιση Stokes} = 10^{-7} (1/\lambda_{ex} - 1/\lambda_{em}), \quad (2.11)$$

όπου λ_{ex} και λ_{em} είναι τα διορθωμένα μέγιστα μήκη για διέγερση και εκπομπή και εκφράζονται σε nm.

2.3.2 Κβαντική Απόδοση Φθορισμού

Η κβαντική απόδοση φθορισμού ϕ εκφράζει το λόγο της ολικής ενέργειας που εκπέμπεται από ένα μόριο ανά κβάντο απορροφώμενης ενέργειας:

$$\phi = \frac{\text{πλήθος κβάντων που εκπέμπονται}}{\text{πλήθος κβάντων που απορροφώνται}}, \quad (2.12)$$

Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της ϕ , τόσο μεγαλύτερος είναι ο εκπεμπόμενος φθορισμός της ουσίας. Ένα μη φθορίζον μόριο έχει κβαντική απόδοση φθορισμού ίση με μηδέν, ή πάρα πολύ κοντά στο μηδέν ώστε να

είναι μη μετρήσιμο το σήμα φθορισμού. Η ϕ εξαρτάται από το μήκος κύματος διέγερσης και τη θερμοκρασία.

2.3.3 Ιδιότητες Διεγερμένης Κατάστασης

Πρέπει να τονιστεί, ότι η διεγερμένη κατάσταση ενός μορίου διαφέρει από τη βασική του κατάσταση σε φυσικές και χημικές ιδιότητες. Η διεγερμένη κατάσταση έχει διαφορετική γεωμετρία με διαφορετικές διατομικές αποστάσεις και διαφορετική διπολική ροπή. Χημικά, μεγάλες αλλαγές στην οξύτητα συμβαίνουν πηγαίνοντας, από τη βασική στη διεγερμένη κατάσταση. Για παράδειγμα έχουμε μεγάλες αλλαγές στο pH, οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν σημαντικά το φθορισμό μιας ουσίας, Έτσι, αυτός ο παράγοντας γίνεται πολύ σημαντικός στη μέτρηση της ακτινοβολίας. Τέλος μεταβολές στη χημική κατασκευή μπορεί να προκληθούν, από τη φωτεινή διέγερση του μορίου.

2.3.4 Διάρκεια Ζωής Φθορισμού

Η διάρκεια ζωής φθορισμού τ , αναφέρεται στο μέσο χρόνο ζωής της διεγερμένης κατάστασης δηλαδή την πιθανότητα να βρεθεί ένα συγκεκριμένο μόριο, το οποίο έχει διεγερθεί, ακόμα στη διεγερμένη κατάσταση μετά από χρόνο t , που είναι $e^{-t/\tau}$. Η σχέση ανάμεσα στην ένταση φθορισμού I και στη διάρκεια ζωής τ είναι:

$$I = I_0 e^{-t/\tau}, \quad (2.13)$$

όπου I είναι η ένταση φθορισμού τη στιγμή t , I_0 είναι η μέγιστη ένταση φθορισμού κατά τη διάρκεια της διέγερσης, t είναι ο χρόνος μετά τη διακοπή της ακτινοβολίας διέγερσης και τ είναι η μέση διάρκεια ζωής της διεγερμένης κατάστασης.

2.3.5 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Ένταση του Φθορισμού

Η σχέση ανάμεσα σε συγκέντρωση και φθορισμό είναι:

$$F = \phi I_0 (1 - e^{-\varepsilon bc}), \quad (2.14)$$

όπου ϕ είναι η κβαντική απόδοση, I_0 είναι η προσπίπτουσα φωτεινή ισχύς, ε είναι ο συντελεστής μοριακής εξασθένισης, b είναι το μήκος του οπτικού δρόμου και c είναι η μοριακή συγκέντρωση. Από την παραπάνω εξίσωση φαίνεται ότι η ένταση του φθορισμού επηρεάζεται από τρεις βασικούς παράγοντες (πέρα από τη συγκέντρωση):

Κβαντική απόδοση ϕ . Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της ϕ τόσο μεγαλύτερος θα είναι ο εκπεμπόμενος φθορισμός, όπως έχουμε ήδη συζητήσει.

Ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας I_0 . Θεωρητικά, όσο μεγαλύτερη είναι η ένταση ακτινοβολίας τόσο μεγαλύτερος θα είναι ο φθορισμός. Στην πράξη, πολύ δυνατή ακτινοβολία διέγερσης μπορεί να προκαλέσει φωτολεύκανση του δείγματος. Εδώ πολύ χρήσιμα είναι τα laser, ως πηγές ακτινοβολίας και ειδικότερα τα παλμικά. Ενώ και πηγές ακτινοβολίας χαμηλότερης έντασης (όπως οι λάμπες υδραργύρου ή ξένου) χρησιμοποιούνται συχνά.

Συντελεστής μοριακής απορρόφησης ε . Απαραίτητη προϋπόθεση για την εκπομπή φθορισμού είναι η διαδικασία της απορρόφησης. Έτσι όσο μεγαλύτερος είναι ο συντελεστής μοριακής εξασθένισης τόσο μεγαλύτερη θα είναι η ένταση φθορισμού της ουσίας.

Για πολύ αραιά διαλύματα ($\varepsilon bc < 0.05$) η προηγούμενη σχέση παίρνει τη μορφή, που ακολουθεί και είναι παρόμοια με το νόμο του Beer:

$$F = K \phi I_0 \varepsilon bc, \quad (2.15)$$

έτσι η καμπύλη του φθορισμού συναρτήσει της συγκέντρωσης, θα είναι γραμμική στις χαμηλές συγκεντρώσεις και θα φθάνει σε ένα μέγιστο για

μεγαλύτερες συγκεντρώσεις. Σε πολύ υψηλές συγκεντρώσεις η απόσβεση γίνεται τόσο έντονη, με αποτέλεσμα η ένταση να μειώνεται. Η γραμμικότητα της έντασης ως προς τη συγκέντρωση ισχύει για μια ευρεία περιοχή τιμών συγκέντρωσης. Γενικότερα η γραμμικότητα θα διατηρείται μέχρι η συγκέντρωση των φθοριζουσών ουσιών να είναι αρκετά μεγάλη, ώστε να απορροφούν σημαντικές ποσότητες φωτός. Στις περιοχές που έχουμε γραμμικότητα, η απαραίτητη ενέργεια για φθορισμό θα είναι ομοιόμορφα κατανεμημένη στο διάλυμα. Έτσι αν το ε παίρνει την τιμή 10^2 (που είναι αντιπροσωπευτική) και $b=1$ cm η μέγιστη χρησιμοποιούμενη συγκέντρωση πρέπει να είναι $5 \cdot 10^{-4}$ M. Η συγκέντρωση αυτή μπορεί να αυξηθεί μειώνοντας το μέγεθος της κυψελίδας που περιέχει το δείγμα.

2.3.6 Περιορισμοί Φθορισμού

Το σημαντικότερο μειονέκτημα αναλυτικών τεχνικών φθορισμού είναι η μεγάλη εξάρτηση που έχει από περιβαλλοντικούς παράγοντες (όπως η θερμοκρασία, το pH κ.α.).

2.3.7 Φωτολεύκανση

Το υπεριώδες φως που συχνά χρησιμοποιείται για διέγερση μπορεί να προκαλέσει φωτοχημικές αλλαγές ή και καταστροφή της φθορίζουσας ουσίας, πράγμα που θα οδηγήσει σε βαθμιαία ελάττωση της εκπεμπόμενης έντασης. Πρακτικά υπάρχουν τρεις τρόποι για να αποφευχθεί η διεργασία αυτή: (α) να χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερο μήκος κύματος ακτινοβολίας διέγερσης, (β) να μετράται ο φθορισμός αμέσως μετά τη διέγερση, να μην επιλέγονται μεγάλες χρονικές περίοδοι διέγερσης και (γ) να προστατεύονται τα φωτοχημικά ασταθή διαλύματα από ηλιακό φως και υπεριώδη ακτινοβολία.

2.3.8 Ιξώδες

Ο φθορισμός ενός συστατικού επηρεάζεται από το ιξώδες του μέσου. Η μεταφορά ενέργειας ελαττώνεται με τη μείωση του αριθμού των μοριακών συγκρούσεων. Έτσι ο φθορισμός των περισσότερων στοιχείων μπορεί να

αυξηθεί χρησιμοποιώντας ένα διαλυτικό μέσο με μεγάλο ιξώδες, όπως η ζελατίνη.

2.3.9 Πλεονεκτήματα Αναλυτικών Τεχνικών Φθορισμού

Τα πλεονεκτήματα της μοριακής εκπομπής (φθορισμός και φωσφορισμός) είναι: (α) πολύ μεγάλη ευαισθησία, (β) καλή εξειδίκευση και (γ) ευρεία γραμμική περιοχή. Τεχνικές φθορισμού μπορούν να ανιχνεύσουν ουσίες σε συγκεντρώσεις ακόμα και ενός μέρους σε 10 δισεκατομμύρια, μια ευαισθησία 1000 φορές μεγαλύτερη από ότι οι περισσότερες φασματοσκοπικές τεχνικές. Η μετατόπιση Stokes είναι θεμελιώδους σημασίας για την ευαισθησία των τεχνικών φθορισμού επειδή επιτρέπει την άμεση ανίχνευση των εκπεμπόμενων φωτονίων σε ένα χαμηλό υπόβαθρο, διαχωρίζοντας τα από τα φωτόνια διέγερσης. Αντίθετα σε φασματοσκοπικές τεχνικές απορρόφησης η μέτρηση είναι έμμεση, η διαφορά μεταξύ προσπίπτουσας και διαδιδόμενης δέσμης, γεγονός που μειώνει σημαντικά την ευαισθησία.

Η εξειδίκευση του φθορισμού είναι το αποτέλεσμα του συνδυασμού δύο βασικών λόγων: (α) υπάρχουν λιγότερες φθορίζουσες ουσίες σε σχέση με τις ουσίες που απορροφούν. Πράγματι μόνο το 10% των ουσιών που απορροφούν εκπέμπουν φωτεινή ακτινοβολία. (β) Δυο μήκη κύματος αξιοποιούνται στις μετρήσεις φθορισμού (μ.κ διέγερσης και εκπομπής). Έτσι δύο ουσίες που απορροφούν στην ίδια φασματική περιοχή το πιο πιθανό είναι να εκπέμπουν σε διαφορετικά μήκη κύματος. Αντίστοιχα ουσίες που εκπέμπουν στο ίδιο μήκος κύματος έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα να απορροφούν ακτινοβολία σε διαφορετικά μήκη κύματος.

2.4 Ιατρικές Εφαρμογές Φασματοσκοπίας

2.4.1 Μέθοδος Φασματοσκοπίας Επαγόμενου Φθορισμού

Οι οπτικές τεχνικές επαγόμενου φθορισμού μπορούν να αξιοποιηθούν για τη διάγνωση σε βιολογικούς ιστούς. Παρέχουν τη δυνατότητα μιας μη

παρεμβατικής και άμεσης (σε πραγματικό χρόνο) διάγνωσης. Το σήμα φθορισμού από προκαρκινικές και καρκινικές αλλοιώσεις παρουσιάζει διαφοροποιήσεις από το συλλεγόμενο σήμα από υγιείς περιοχές. Επιπρόσθετα μπορούν να χρησιμοποιηθούν, όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, εξωγενείς φθορίζουσες ουσίες για τη βελτίωση της διαφοροποίησης.

Ως προς τη διαγνωστική τους συνεισφορά οι οπτικές τεχνικές επαγόμενου φθορισμού βρίσκουν εφαρμογή για τη διερεύνηση αλλοιώσεων του δέρματος καθώς και επιθηλιακών στρωμάτων εσωτερικών οργάνων, όπου είναι δυνατή η ενδοσκοπική πρόσβαση. Αυτές αποτελούν και τις περιοχές αυξανόμενης πιθανότητας εμφάνισης καρκινικών αλλοιώσεων. Οι τεχνικές “**οπτικής βιοψίας**” παρουσιάζουν το πλεονέκτημα της διασύνδεσης βιοχημικών με μορφολογικά χαρακτηριστικά του ιστού, επιτρέποντας τη διαδοχική σάρωση μεγαλύτερης περιοχής σε μικρότερο χρονικό διάστημα χωρίς την αφαίρεση ιστού.

Η συνεισφορά από τις οπτικές τεχνικές φθορισμού θα μπορούσε ακόμη να αξιοποιηθεί και κατά τη συμβατική ενδοσκοπική εξέταση για την επιλογή των περιοχών λήψης βιοψίας ιδιαίτερα σε περιπτώσεις που είτε εναλλακτική διαδικασία είναι η τυχαία λήψη δειγμάτων, είτε σε περιπτώσεις που η αφαίρεση ιστού είναι περιορισμένη.

Οι οπτικές διαγνωστικές τεχνικές επαγόμενου φθορισμού μπορούν να διακριθούν σε δύο κατηγορίες: τις **τεχνικές ελέγχου σημείου** (point monitoring techniques) και τις **απεικονιστικές τεχνικές** (imaging techniques). Οι πρώτες παρέχουν φασματική ανάλυση μιας συγκεκριμένης περιοχής του ιστού, συνήθως με την καταγραφή του φάσματος εκπομπής φθορισμού. Η φασματική αυτή πληροφορία (φασματική καμπύλη και ένταση φθορισμού) συσχετίζεται με την ιστολογική κατάσταση και μπορεί να αξιοποιηθεί διαγνωστικά. Η κατηγορία των απεικονιστικών τεχνικών επιτρέπει τη σύγχρονη εξέταση μεγαλύτερης περιοχής ιστού, καταγράφοντας όμως συνήθως ένα μικρό μέρος φασματικής πληροφορίας σε σχέση με τις μη απεικονιστικές μεθόδους.

Τα πιο συνηθισμένα χαρακτηριστικά φθορισμού που εξετάζονται είναι η ένταση φθορισμού, η φασματική κατανομή στα διάφορα μήκη κύματος και ο

χρόνος ζωής. Με βάση τα παραπάνω χαρακτηριστικά αναπτύσσονται διατάξεις για την παρατήρηση και καταγραφή τους.

Η φασματική κατανομή μπορεί να μελετηθεί με διάφορους τρόπους. Τα φάσματα διέγερσης λαμβάνονται με τη μεταβολή του μήκους κύματος διέγερσης για σταθερό μήκος κύματος εκπομπής. Οι διαφοροποιήσεις στα φάσματα διέγερσης μεταξύ υγιών και παθολογικών δειγμάτων μπορούν να αξιοποιηθούν διαγνωστικά. Πιο συνήθης πάντως είναι η καταγραφή φασμάτων εκπομπής, όπου διατηρείται σταθερό το μήκος κύματος διέγερσης και ανιχνεύεται η εκπομπή στα διάφορα μήκη κύματος. Για την καταγραφή μεταβολών στο χρόνο ζωής φθορισμού απαιτείται η χρήση ανιχνευτών πολύ γρήγορης απόκρισης για τη μέτρηση της έντασης φθορισμού συναρτήσει του χρόνου.

Τα βασικά στοιχεία από τα οποία αποτελείται γενικά μια διάταξη για τη συλλογή φθορισμού από ιστό είναι: μια πηγή φωτός, ένα σύστημα οπτικών ινών για τη μετάδοση της διέγερσης και τη λήψη του φθορισμού, ένα στοιχείο φασματικού διαχωρισμού του εκπεμπόμενου φθορισμού και ένας ανιχνευτής για την καταγραφή του σήματος.

2.4.2 Παράδειγμα Νέας Μεθόδου Διάγνωσης Καρκινικών και Προκαρκινικών Αλλοιώσεων του Τραχήλου της Μήτρας

Ο καρκίνος της μήτρας είναι η πιο κοινά εκδηλωμένη μορφή καρκίνου για τις γυναίκες ηλικίας κάτω των 35 χρόνων και η δεύτερη πιο συχνή μορφή καρκίνου για όλες τις ηλικίες γι' αυτό η έγκαιρη διάγνωση αυτής της μορφής καρκίνου έγινε αντικείμενο έρευνας από πολλούς επιστήμονες. Η δομή της συγκεκριμένης περιοχής της μήτρας δημιούργησε πολλά προβλήματα στους ερευνητές, καθώς είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη και μια ενδεχόμενη παρέμβαση μπορεί να δημιουργήσει ποικίλες ανωμαλίες στην λειτουργία του συγκεκριμένου, αλλά και των γύρω οργάνων.

Πολλοί ερευνητές μελέτησαν τα φασματικά χαρακτηριστικά της περιοχής της μήτρας κάνοντας έτσι βήματα στην εύρεση μη επεμβατικών μεθόδων διάγνωσης χωρίς όμως να μπορέσουν να φτάσουν τις περισσότερες φορές σε συγκρίσιμα με τις παραδοσιακές μεθόδους βιοψίας αποτελέσματα.

Οι έρευνες αυτές τα τελευταία χρόνια επεκτάθηκαν ακόμη περισσότερο και πραγματοποιήθηκαν προσπάθειες εκμετάλλευσης της φασματοσκοπίας των υπό εξέταση ιστών με την βοήθεια απεικονιστικών συστημάτων. Έτσι έγινε δυνατή η ανίχνευση και η διαφοροποίηση (φασματικά και χωρικά) διαφορετικών περιοχών ίδιου χρώματος βασιζόμενοι στις φασματικές διαφορές σε στενές φασματικές ζώνες στην περιοχή του ορατού και όχι μόνο φάσματος. Το νέο αυτό πεδίο ονομάστηκε φασματική απεικόνιση (spectral imaging), η χρήση του οποίου είναι ευρύτατη την τελευταία δεκαετία.

Στο ιστοιτούτο έρευνας και τεχνολογίας (I.T.E.) επινοήθηκε μία νέα προσέγγιση του προβλήματος της διάγνωσης και ανίχνευσης της επιθηλιακής δυσπλασίας και κακοήθων όγκων. Η μέθοδος βασίζεται στην *in-vivo* ποσοτική αποτίμηση της φασματικής, χωρικής και χρονικής μεταβολής των ιδιοτήτων του σκεδαζόμενου φωτός ακολουθώντας τοπική εφαρμογή 3% διαλύματος οξικού οξέος. Πριν την εφαρμογή του διαλύματος οξικού οξέος οι φυσιολογικοί και οι μη φυσιολογικοί ιστοί ήταν διαφανείς. Μετά την εφαρμογή του οξικού οξέος το κακοήθες επιθηλιακό στρώμα γίνεται αδιαφανές και σκεδάζει όλα τα τυχαία μήκη κύματος ομοιόμορφα, προοδευτικά τροποποιώντας την ένταση και τα φασματικά χαρακτηριστικά της οπίσθιας σκέδασης του φωτός. Αυτές οι τροποποιήσεις προβάλλουν ένα μέσο για ποσοτική αποτίμηση του φαινομένου. Αυτό μπορεί να παρατηρηθεί μετρώντας την ένταση του όπισθεν σκεδαζόμενου φωτός (intensity of back scattered light, IBSL) ως συνάρτηση του χρόνου και του μήκους κύματος σε κάθε χωρικό σημείο της περιοχής ενδιαφέροντος.

Η τοπική εφαρμογή διαλύματος οξικού οξέος 3% προκαλεί μια προσωρινή επιλεκτική λεύκανση της παθολογικής περιοχής, η οποία διαρκεί από μερικά sec μέχρι το πολύ 10-min. Ο ακριβής φυσικοχημικός μηχανισμός που επηρεάζει την διαδικασία της λεύκανσης του ιστού παραμένει ακόμα και σήμερα άγνωστος παρότι έχουν γίνει πολλές μελέτες τα τελευταία χρόνια. *In vitro* μελέτες έδειξαν ότι η λεύκανση που προκαλεί το οξικό οξύ και η διόγκωση του ανώμαλου επιθηλίου σχετίζονται με την ποσότητα cytokeratine-10 στα επιθηλιακά κύτταρα, η οποία αλλάζει κατά την διάρκεια της προόδου της ασθένειας. Η ερμηνεία του φαινομένου βασίστηκε στο γεγονός ότι η τοπική εφαρμογή του οξικού οξέος προκαλεί μείωση του ενδοκυτταρικού pH

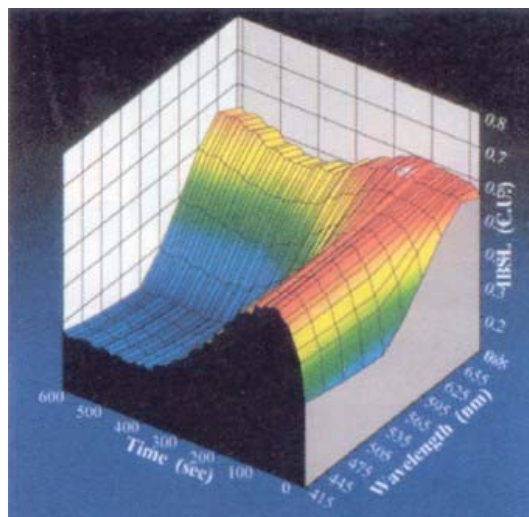
το ποίο στην συνέχεια επανέρχεται στην αρχική του τιμή μέσω κάποιων μηχανισμών άντλησης που ενεργοποιούνται.

Πιο συγκεκριμένα, τα παθολογικά κύτταρα μια πιθανή χρονική καθυστέρηση στην επαναφορά του pH στην αρχική του τιμή θα μπορούσε να επιτρέψει την αλληλεπίδραση μεταξύ ενός μεγάλου αριθμού ιόντων με ενδοκυτταρικές πρωτεΐνες, όπως οι *cytokeratines*. Αυτή η αλληλεπίδραση θα μπορούσε να προκαλέσει μία αντιστρέψιμη αλλαγή της χωρικής διαμόρφωσης των τελευταίων, η οποία θα μπορούσε να οδηγήσει σε μία παροδική μεταβολή των οπτικών ιδιοτήτων του ιστού. Τα στοιχεία της συγκεκριμένης αλληλεπίδρασης μεταξύ του οξικού οξέος και των ανωμαλιών των κυττάρων, σε συνδυασμό με τη μακροχρόνια κλινική εμπειρία, προτείνουν το συσχετισμό μεταξύ των χαρακτηριστικών της λεύκανσης του ιστού (έκταση, βαθμός, και διάρκεια) και τη νεοπλασία ή το βαθμό κακοήθειας. Η οπτική εκτίμηση αυτών των χαρακτηριστικών δεν μπορεί να είναι αποτελεσματική, όσο ο βαθμός που λεκιάζει ο ιστός αλλάζει με το χρόνο. Αυτό περισσότερο προφέρεται στα αρχικά στάδια όπου ο ιστός λευκαίνει, γίνεται λιγότερο έντονος και διαρκεί μερικά δευτερόλεπτα, και παρεμποδίζεται από την έντονη ανάκλαση της επιφάνειας της τραχήλου. Επιπλέον, η διαγνωστική απόδοση εξαρτάται από την εμπειρία και την οπτική οξύτητα του εξεταστή και επηρεάζεται τυχαία από διάφορους παράγοντες, όπως οι συνθήκες φωτισμού και απεικόνισης. Γι' αυτούς τους λόγους, αυτή η διαγνωστική διαδικασία συμβάλλει βασικά στον εντοπισμό των ανώμαλων περιοχών προκειμένου να ληφθούν τα δείγματα βιοψιών. Με βάση τα παραπάνω λογικά εξάγεται το συμπέρασμα ότι η αύξηση αντίθεσης μεταξύ των περιοχών που υπεισέρχονται λεύκανση και του κανονικού ιστού και η ποσοτική αξιολόγηση των δεικτών αλληλεπίδρασης του ιστού θα μπορούσαν ουσιαστικά να βελτιώσουν την *in vivo* διαγνωστική ευαισθησία και την ακρίβεια βαθμολόγησης της αλλοίωσης.

Φασματικές αναλύσεις των φυσιολογικών και των μη φυσιολογικών περιοχών ιστών είναι απαραίτητες έτσι ώστε να καθοριστούν οι φασματικές ζώνες στις οποίες καταγράφεται η μέγιστη διαφοροποίηση στα χαρακτηριστικά του σκεδαζόμενου φωτός. Χρονικές και φασματικές μετρήσεις εκτελέστηκαν *in-vivo* από ένα σύγχρονο απεικονιστικό σύστημα. Το σύστημα βαθμονομήθηκε πριν τις μετρήσεις και λειτούργησε με την βοήθεια

συγχρονισμένων μεταβαλλόμενων φίλτρων και ενός μηχανισμού απεικόνισης στιγμιότυπων στην περιοχή ενδιαφέροντος. Στην **Εικόνα 2.2** αναπαριστάται η IBSL σε σχέση με το μήκος κύματος και το χρόνο που παρατηρήθηκε σε ασθενή που είχε επιθηλιακή δυσπλαστική αλλοίωση.

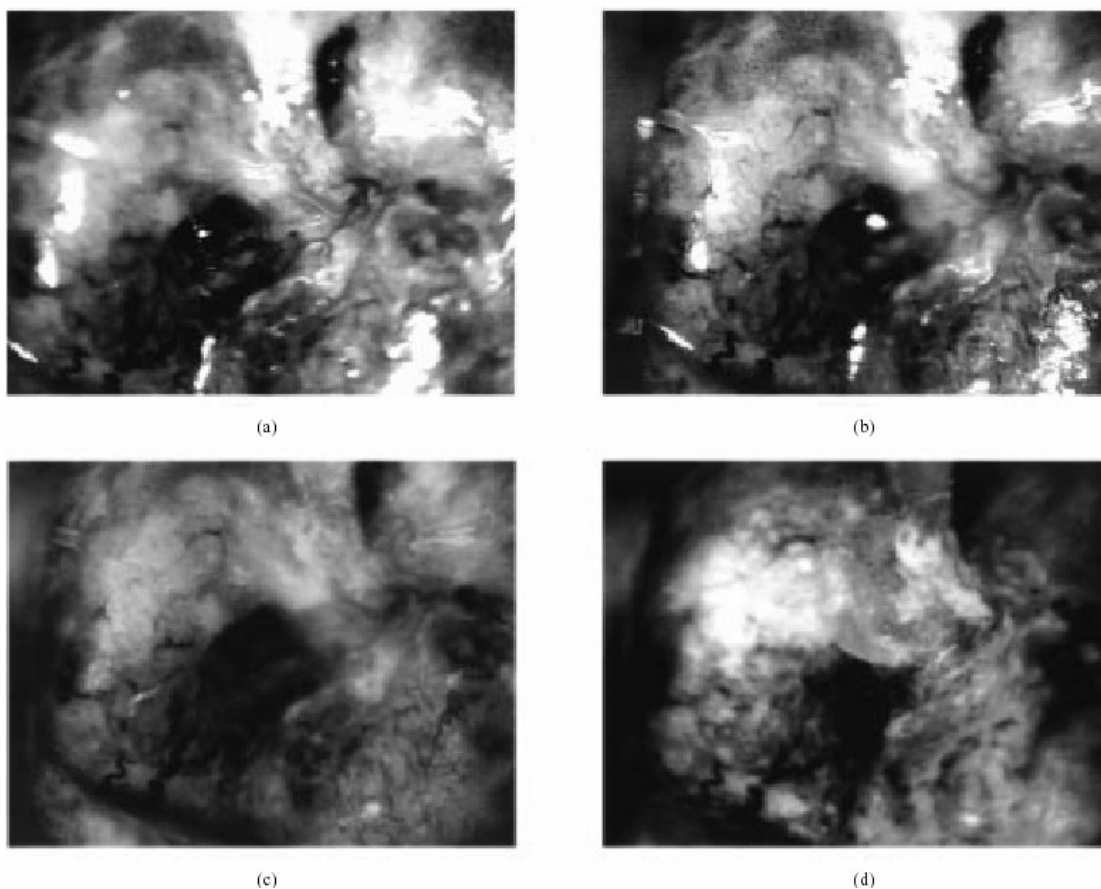
Στον συγκεκριμένο ασθενή η μέγιστη τιμή IBSL παρατηρήθηκε 153 seconds μετά την εφαρμογή οξικού οξέος. Μπορεί εύκολα να παρατηρηθεί ότι η μέγιστη διαφοροποίηση μεταξύ της μέγιστης και της ελάχιστης IBSL καταγράφεται για μήκη κύματος μικρότερα των 540 nm. Αυτό αποδίδεται στην απορρόφηση του φωτός από το αγγειακό πλέγμα η οποία είναι μεγαλύτερη σε αυτήν την περιοχή, κάτι που έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της ανάκλασης των ιστών.



Εικόνα 2.2: IBSL σε σχέση με το μήκος κύματος και το χρόνο που παρατηρήθηκε σε ασθενή που είχε επιθηλιακή δυσπλαστική αλλοίωση.

Έτσι λογικά επιλέχθηκε μια περιοχή μηκών κύματος 525 ± 15 nm που ήταν η ευνοϊκότερη ζώνη φασματικής απεικόνισης στην οποία παρατηρούνταν οι μέγιστες διαγνωστικές πληροφορίες για την ανίχνευση των υπό εξέταση αλλοιώσεων. Στην **Εικόνα 2.3** αναπαριστώνται 4 απεικονίσεις της μήτρας, ασθενούς που πάσχει από επιθηλιακή νεοπλασία πριν (εικόνες (a), (c)) και μετά (εικόνες (b), (d)) την χορήγηση οξικού οξέος σε μια στενή φασματική ζώνη (400-700nm). Οι εικόνες (a), (c) και (b), (d) παρατηρήθηκαν από δύο επαναληπτικά πειράματα με και χωρίς αποκοπή της κανονικής ανάκλασης αντίστοιχα. Οι απεικονίσεις (b) και (d) ελήφθησαν την στιγμή που παρατηρήθηκε η μέγιστη λεύκανση του υπό εξέταση ιστού. Μπορούμε ξεκάθαρα να παρατηρήσουμε ότι στις (c) και (d) απεικονίσεις η αντίθεση των περιοχών πριν και μετά την εφαρμογή οξικού οξέος είναι ευδιάκριτη σε αντίθεση με τις (a) και (b) απεικονίσεις.

Ο παραπάνω μηχανισμός εφαρμόστηκε και σε άλλες φασματικές περιοχές με αντίστοιχα, άλλες φορές πιο προφανή και άλλες όχι, αποτελέσματα.



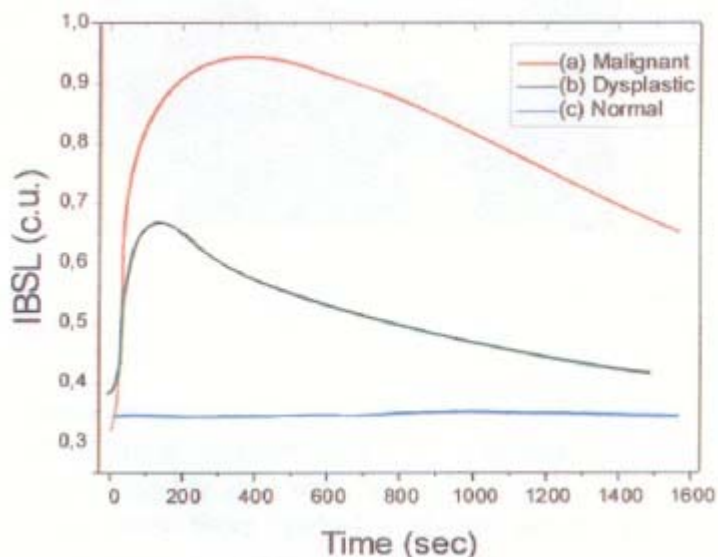
Εικόνα 2.3: Αναπαράσταση τεσσάρων απεικονίσεων της μήτρας, ασθενούς που πάσχει από επιθηλιακή νεοπλασία πριν (εικόνες (a), (c)) και μετά (εικόνες (b), (d)) την χορήγηση οξικού οξέος σε μια στενή φασματική ζώνη (400-700nm).

Εκτός από την περιοχή της μήτρας όμως, η μέθοδος χορήγησης οξικού οξέος έλαβε χώρα και σε άλλες επιθηλιακές περιοχές όπως ο λάρυγγας. Στην **Εικόνα 2.4** αναπαριστάται η χαρτογράφηση μιας παθολογικής περιοχής του λάρυγγα. Διαφορετικά ψευδοχρώματα αναπαριστούν διαφορετικά επίπεδα μεταβολής μέσω του σκεδαζόμενου φωτός στις ιδιότητες του ιστού, τα οποία αντιστοιχούν σε διαφορετικές μορφές δυσπλασίας διαμέσου του ίδιου ιστού.



Εικόνα 2.4: Χαρτογράφηση της παθολογικής περιοχής πριν (a) και μετά (b) την δράση του οξικού οξέος. Τα διαφορετικά χρώματα αναπαριστούν διαφορετικούς βαθμούς δυσπλασίας (c)

Τα παραπάνω ευρήματα έχουν επιβεβαιωθεί κάνοντας βιοψία και ιστολογική ανάλυση των δειγμάτων. Οι μεγάλες διαφοροποιήσεις που καταγράφονται στις καμπύλες που προκύπτουν από ένα γράφημα της IBSL σχέση με το χρόνο επιτρέπουν ξεκάθαρα να γίνει ο διαχωρισμός μεταξύ των παθολογικών και των φυσιολογικών επιθηλιακών αλλοιώσεων αλλά και του ακριβή βαθμού παθολογίας (**Σχήμα 2.1**).

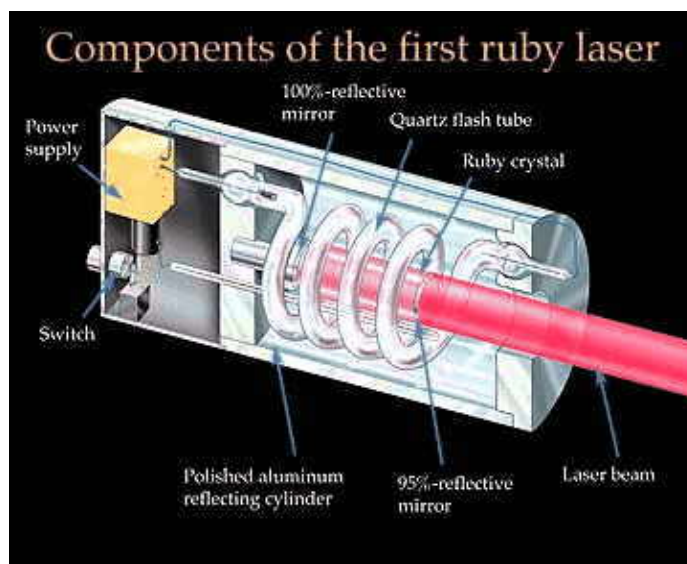


Σχήμα 2.1: Αναπαράσταση της IBSL σχέση με το χρόνο (a) για φυσιολογικές (b) για δυσπλαστικές και (c) για κακοήθεις περιοχές του λάρυγγα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΦΥΣΙΚΗ ΘΕΩΡΙΑ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ LASER

Η λέξη **Laser** είναι ακρωνύμιο της έκφρασης **Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation**. Η βασική ιδέα της ανάπτυξης μίας τέτοιας συσκευής, ξεκίνησε από τον **Albert Einstein** ο οποίος και ανακάλυψε το φαινόμενο της εξαναγκασμένης εκπομπής από τα άτομα. Ήταν όμως πολύ αργότερα όταν οι ιδέες του Einstein, βρήκαν πρακτική εφαρμογή και λήφθηκαν σοβαρά υπόψη από την επιστημονική κοινότητα. Έτσι μόλις το 1960, ο **T.H Maiman** δημιούργησε την πρώτη συσκευή Laser με ενεργό υλικό το ρουβίδιο.



Εικόνα 3.1: Η πρώτη συσκευή Laser.

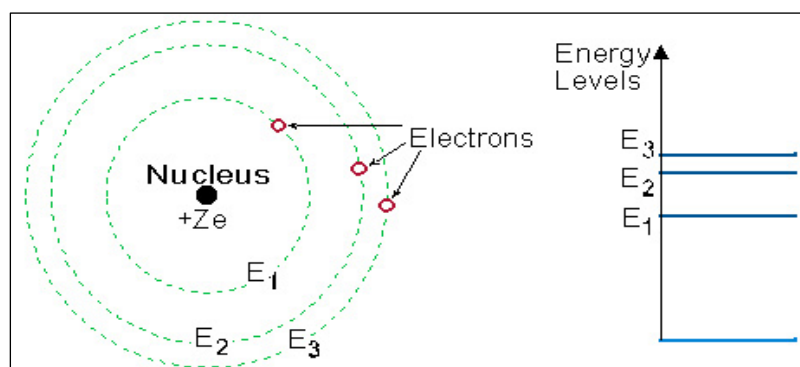
Λίγους μήνες έπειτα από τη μεγάλη ανακάλυψη του Maiman, αυτή η νέα πηγή φωτός υψηλής έντασης, χρησιμοποιήθηκε σε ιατρικές εφαρμογές. Το φως, σαν θεραπευτικό εργαλείο, είχε χρησιμοποιηθεί ήδη στην ιατρική, και ειδικά στην οφθαλμολογία και τη δερματολογία. Για αυτό το λόγο, αυτοί οι δύο τομείς ήταν οι πρώτοι που δέχτηκαν τα θετικά αποτελέσματα της χρήσης, μίας

τέτοιας νέας συσκευής. Παρόλο όμως, που τα πρώτα αποτελέσματα δεν ήταν τόσο θετικά όσο αναμενόταν, μία νέα περιοχή στον διαγνωστικό και θεραπευτικό τομέα της ιατρικής, είχε ήδη δημιουργηθεί. Κατά τη διάρκεια των δεκαετιών του 1960 και 1970, οι περισσότερες δυσκολίες που παρουσιάστηκαν, ήταν σχετικές με το γεγονός ότι το laser αναπτύχθηκε για ερευνητικούς σκοπούς στον τομέα της φυσικής, και όχι για ιατρικές εφαρμογές, οι οποίες απαιτούσαν πληρέστερα και πιο εξελιγμένα συστήματα. Σαράντα χρόνια όμως, περίπου, μετά από αυτή τη σημαντική ανακάλυψη, οι ιατρικές εφαρμογές των lasers έχουν γίνει αποδεκτές από τους φυσικούς και είναι ευρέως διαδεδομένες σε όλο τον κόσμο.

3.1 Θεωρητικό Υπόβαθρο

3.1.1 Δομή των Ατόμων

Σύμφωνα με τον **Bohr** κάθε άτομο μπορεί να υπάρχει με ένα σύνολο από ορισμένες τιμές εσωτερικής ενέργειας. Οι συγκεκριμένες αυτές τιμές της εσωτερικής ενέργειας των ατόμων καλούνται **ενεργειακές στάθμες**. Κάθε άτομο μπορεί να έχει μια ποσότητα ενέργειας ίση με κάποια από αυτές τις στάθμες αλλά ποτέ δεν μπορεί να έχει ενδιάμεση ενέργεια. Τα ηλεκτρόνια του ατόμου κινούνται γύρω από τον πυρήνα σε διακεκριμένες **τροχιές** (αποστάσεις από τον πυρήνα). Η κίνηση των ηλεκτρονίων σε ορισμένες τροχιές συνδέεται άμεσα με την ύπαρξη των ενεργειακών σταθμών και όπως βλέπουμε και στο **Σχήμα 3.1** τα ηλεκτρόνια που κινούνται κοντά στον πυρήνα έχουν μικρότερη ενέργεια σε σχέση με τα απομακρυσμένα.



Σχήμα 3.1: Ατομικό μοντέλο Bohr.

3.1.2 Κατάσταση Στοιχείων σε Θερμοδυναμική Ισορροπία

Ο νόμος του Boltzmann μας δίνει τη σχέση ανάμεσα στον πληθυσμό ατόμων συγκεκριμένης ενέργειας και στην θερμοκρασία σε συνθήκες θερμοδυναμικής ισορροπίας. Η σχέση που περιγράφει τον νόμο αυτό είναι :

$$N_i = \text{const} \cdot e^{(-E_i/kT)}, \quad (3.1)$$

όπου :

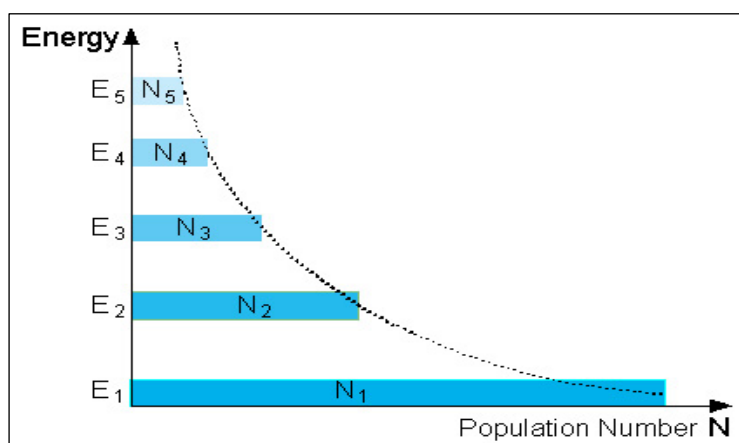
N_i : Πληθυσμός ατόμων της ενεργειακής στάθμης i .

k : Σταθερά Boltzmann ($k = 1.38 \cdot 10^{23}$ [Joule/ $^{\circ}$ K]).

E_i : Ενέργεια στάθμης i .

$Const$: Μία σταθερά.

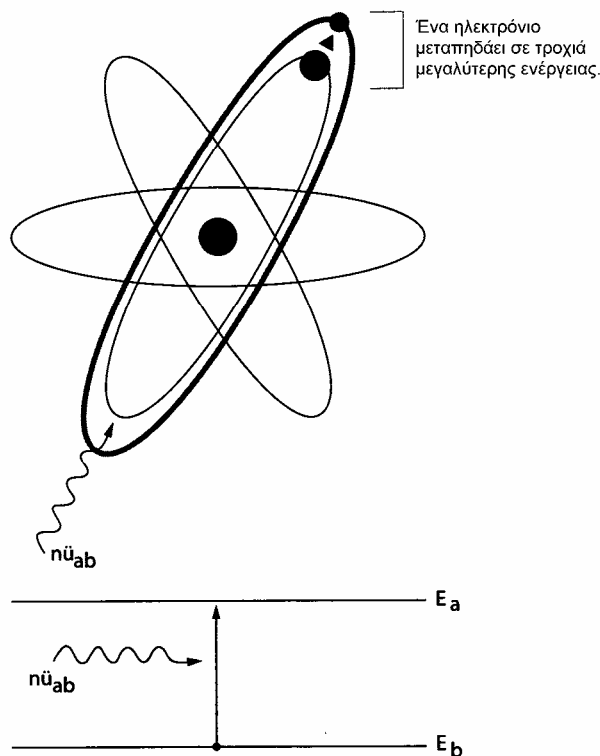
Είναι προφανές ότι αν έχουμε δυο στάθμες i και $i+1$ όπου $E_i < E_{(i+1)}$ τότε από το νόμο του Boltzmann προκύπτει ότι $N_i > N_{(i+1)}$, δηλαδή ο πληθυσμός των ατόμων που έχουν μικρότερη ενέργεια είναι μεγαλύτερος. Σε ένα στοιχείο λοιπόν, το οποίο βρίσκεται σε θερμοδυναμική ισορροπία, τα περισσότερα άτομα ανά μονάδα όγκου έχουν χαμηλή ενέργεια. Μια κατανομή του πληθυσμού των ατόμων ανά μονάδα όγκου σε επίπεδα ενέργειας φαίνεται στο Σχήμα 3.2.



Σχήμα 3.2: Κατανομή πληθυσμού στις στάθμες.

3.1.3 Αλληλεπίδραση Φωτός με Ύλη

Ένα φωτόνιο δεν είναι τίποτα άλλο παρά ένας φορέας ενέργειας. Αν ένα φωτόνιο λοιπόν πέσει πάνω σε ένα άτομο που βρίσκεται στην θεμελιώδη κατάσταση του (κατάσταση ελάχιστης ενέργειας) τότε του προσφέρει το ποσό ενέργειας που φέρει. Αν το ποσό αυτό της ενέργειας, είναι μεγαλύτερο ή ίσο, από τη διαφορά ενεργειών της στάθμης που βρίσκεται το ηλεκτρόνιο με κάποια από τις παραπάνω στάθμες, τότε το ηλεκτρόνιο αφήνει τη στάθμη του και ανεβαίνει σε μεγαλύτερη στάθμη. Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό ως φαινόμενο **απορρόφησης ακτινοβολίας** (Absorption of Electromagnetic Radiation). Ο ρυθμός με τον οποίο συμβαίνει απορρόφηση σε ένα σύστημα δυο επιπέδων δίνεται από τη σχέση:

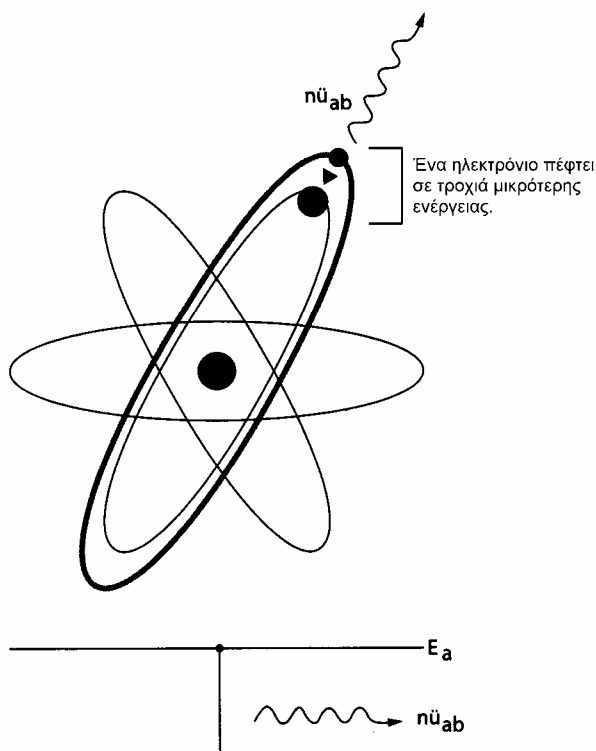


Εικόνα 3.2: Φαινόμενο απορρόφησης της ακτινοβολίας.

$$R_{12} = N_1 \cdot \rho_\nu \cdot B_{12}, \quad (3.2)$$

όπου ρ_ν είναι η πυκνότητα των φωτονίων και B_{12} είναι μια σταθερά.

Το διεγερμένο ηλεκτρόνιο δεν παραμένει επ' άπειρων σε αυτήν την κατάσταση αλλά πολύ γρήγορα ($\sim 10^{-8}$ sec) επιστρέφει πίσω στην προηγούμενη στοιβάδα απελευθερώνοντας ένα ποσό ενέργειας (ένα φωτόνιο) ίσο με αυτό που είχε αρχικά απορροφήσει. Το άτομο λοιπόν επιστρέφει στην αρχική του κατάσταση και το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **αυθόρμητη εκπομπή της ακτινοβολίας** (Spontaneous Emission of Radiation). Ο ρυθμός



Εικόνα 3.3: Φαινόμενο αυθόρμητης εκπομπής της ακτινοβολίας.

Radiation), δηλαδή το προσπίπτων φωτόνιο δεν απορροφάται αλλά εξαναγκάζει το άτομο να εκπέμψει άλλο ένα φωτόνιο, ενώ το διεγερμένο ηλεκτρόνιο επιστρέφει στην αρχική του στοιβάδα.

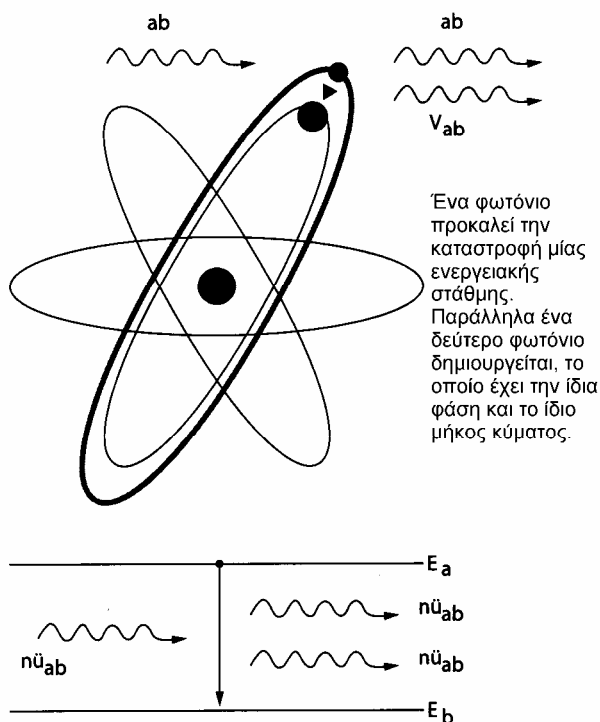
Έτσι εκπέμπονται συνολικά δυο φωτόνια και μάλιστα η βασική διαφορά με την αυθόρμητη εκπομπή είναι ότι ενώ στην τελευταία τα φωτόνια απελευθερώνονται σε τυχαίες διευθύνσεις και φάσεις, στην εξαναγκασμένη εκπομπή τα φωτόνια είναι σε πλήρη συμφωνία συχνότητας, φάσης και διεύθυνσης επιτυγχάνοντας

με τον οποίο συμβαίνει αυθόρμητη εκπομπή ακτινοβολίας σε ένα σύστημα δυο επιπέδων δίνεται από τη σχέση:

$$S = N_2 \cdot A_{21}, \quad (3.3)$$

όπου A_{21} είναι μια σταθερά.

Αν τώρα σε ένα “διεγερμένο” άτομο (στο άτομο δηλαδή που έχει απορροφήσει ενέργεια - φωτόνιο) προσπέσει ένα νέο φωτόνιο τότε αυτό που συμβαίνει είναι μια **εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας** (Stimulated Emission of



Εικόνα 3.4: Φαινόμενο εξαναγκασμένης εκπομπής της ακτινοβολίας.

έτσι μια ενίσχυση φωτός (Lasing Process). Ο ρυθμός με τον οποίο συμβαίνει εξαναγκασμένη εκπομπή σε ένα σύστημα δυο επιπέδων δίνεται από τη σχέση:

$$R_{21} = N_2 \cdot \rho_\nu \cdot B_{21}, \quad (3.4)$$

όπου ρ_ν είναι η πυκνότητα των φωτονίων και B_{21} είναι μια σταθερά.

Όταν το σύστημα βρίσκεται σε ισορροπία ο συνολικός ρυθμός μετάβασης στο πάνω επίπεδο είναι ίσος με το συνολικό ρυθμό μετάβασης στο κάτω επίπεδο δηλαδή :

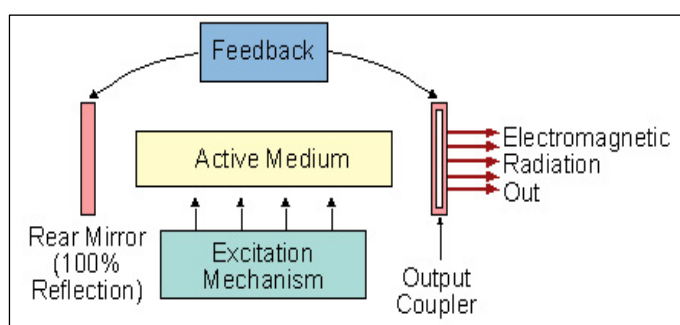
$$N_1 \cdot \rho_\nu \cdot B_{12} = N_2 \cdot \rho_\nu \cdot B_{21} + N_2 \cdot A_{21}, \quad (3.5)$$

Αποδεικνύεται επίσης ότι $B_{12} = B_{21}$. Η σχέση (3.5) θα διερευνηθεί σε επόμενη ενότητα, όταν θα μιλήσουμε για laser δυο επιπέδων.

3.2 Φυσική Laser

3.2.1 Αρχή Λειτουργίας, Χαρακτηριστικά και Δομή Laser

Η αρχή πάνω στην οποία βασίζεται ο μηχανισμός laser είναι η εξαναγκασμένη εκπομπή για την οποία έγινε λόγος σε προηγούμενη ενότητα. Σε ένα laser εισάγουμε ένα ποσό ενέργειας (φωτόνια) τα οποία αλληλεπιδρούν με το υλικό που βρίσκεται εντός του laser. Βάσει του φαινομένου της εξαναγκασμένης εκπομπής ακτινοβολίας μπορούμε να πάρουμε στην έξοδο ένα μεγαλύτερο ποσό ενέργειας. Η γενική δομή ενός συστήματος laser φαίνεται στην **Εικόνα 3.5**:



Εικόνα 3.5: Δομή Laser.

Τα βασικά μέρη ενός συστήματος laser είναι:

Ενεργό υλικό: Είναι το υλικό εκείνο (αέριο, υγρό ή στερεό) μέσα στο οποίο λαμβάνει χώρα η όλη διαδικασία της αλληλεπίδρασης του φωτός με την ύλη (απορρόφηση, αυθόρμητη και εξαναγκασμένη εκπομπή).

Μηχανισμός διέγερσης ή άντλησης: Είναι ο μηχανισμός εκείνος που προσφέρει την κατάλληλη ενέργεια (φωτόνια) για να διεγείρει το υλικό ώστε να παραχθεί ακτίνα laser.

Κάτοπτρα, μηχανισμός ανάδρασης: Τα κάτοπτρα χρησιμοποιούνται για να ανακλάται μέσα στο laser η παραγόμενη ακτίνα και έτσι να δημιουργείται ένας μηχανισμός ανάδρασης που να την ενισχύει. Η ακτίνα δηλαδή διανύοντας πολλές φορές την κοιλότητα του laser ενισχύεται διαδοχικά. Ενώ το ένα κάτοπτρο είναι πλήρως ανακλαστικό (100%) το άλλο έχει μια ανακλαστικότητα της τάξεως του 95 – 98% για να αφήνει στην έξοδο την παραγόμενη ακτίνα.

Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας του laser τα οποία το έχουν καταστήσει ευρέως διαδεδομένο σε πολλές σύγχρονες εφαρμογές είναι:

Μονοχρωματικότητα: Το laser εκπέμπει σε ένα πολύ στενό φασματικό εύρος, σχεδόν σε μια μόνο συχνότητα.

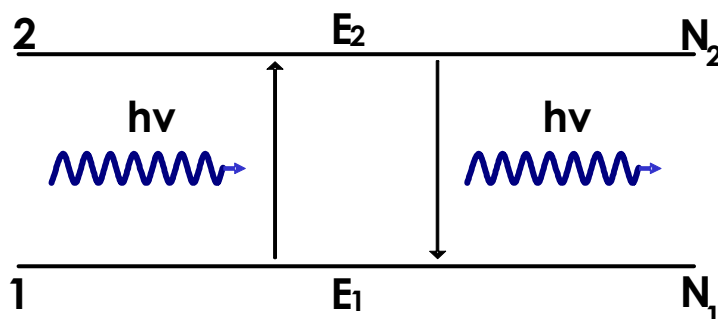
Συμφωνία: Η ακτίνα laser είναι μια υπέρθεση κυμάτων που έχουν συμφωνία μεταξύ τους. Έχουν το ίδιο μήκος κύματος, ξεκινούν την ίδια στιγμή και διατηρούν κατά τη διάδοσή τους την ίδια σχετική φάση. Η υπέρθεση λοιπόν τέτοιων κυμάτων δίνει ενισχυμένη ακτινοβολία.

Κατευθυντικότητα: Η ακτίνα laser έχει πολύ συγκεκριμένη διεύθυνση διάδοσης, πράγμα που σημαίνει ότι η γωνία απόκλισης είναι ελάχιστη. Αυτή η ιδιότητα καταστέλλει τα lasers πολύ χρήσιμα στις ιατρικές εφαρμογές.

Λαμπρότητα: Ο αριθμός φωτονίων ανά επιφάνεια αλλά και αντίστοιχα ο αριθμός φωτονίων ανά φασματικό εύρος είναι μεγάλος.

3.2.2 Σύστημα Laser Δύο Επιπέδων – Αναστροφή Πληθυσμών - Κορεσμός

Έστω το σύστημα laser δυο επιπέδων του Σχήματος 3.3.



Σχήμα 3.3: Laser δυο επιπέδων

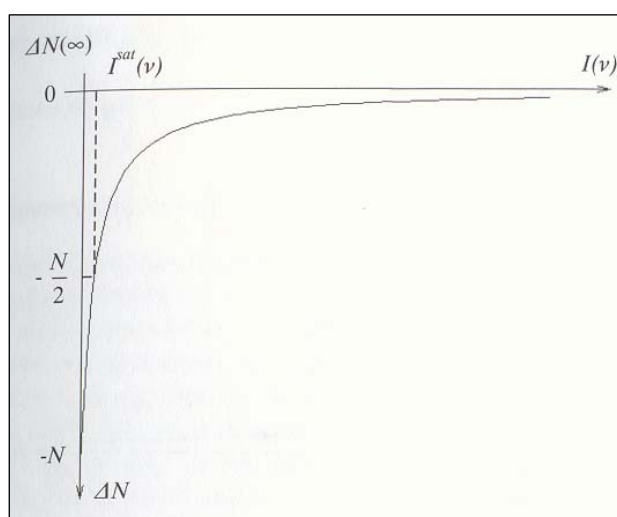
Σύμφωνα με την εξίσωση (3.5), η οποία περιγράφει τις διαδικασίες απορρόφησης, αυθόρμητης και εξαναγκασμένης εκπομπής, ο ρυθμός μετάπτωσης από το άνω επίπεδο στο κάτω (δηλαδή ο ρυθμός αυθόρμητης και εξαναγκασμένης εκπομπής, πρώτο μέλος της σχέσης) είναι ίσος με το ρυθμό μετάπτωσης από το κάτω στο άνω επίπεδο (ρυθμός απορρόφησης ή άντλησης, δεύτερο μέλος).

Όπως είδαμε το φαινόμενο πάνω στο οποίο στηρίζεται ο μηχανισμός του laser είναι η εξαναγκασμένη εκπομπή. Για να έχουμε ικανοποιητική απόδοση ενός laser λοιπόν είναι απαραίτητο να συμβαίνει εξαναγκασμένη εκπομπή σε ένα ποσοστό μεγαλύτερο από αυτό της αυθόρμητης εκπομπής. Πρέπει με λίγα λόγια η πιθανότητα εξαναγκασμένης εκπομπής να είναι μεγαλύτερη από την πιθανότητα αυθόρμητης εκπομπής. Για να ισχύσει το τελευταίο απαιτείται η ύπαρξη διεγερμένων ατόμων, σε ποσοστό μεγαλύτερο από αυτό των μη διεγερμένων ατόμων, πράγμα που δε μπορεί να συμβεί σε κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας γιατί όπως είδαμε τότε η συντριπτική πλειοψηφία των ατόμων δεν είναι διεγερμένα (ο χρόνος παραμονής των ηλεκτρονίων στις ανώτερες στοιβάδες είναι αμελητέος). Το φαινόμενο λοιπόν κατά το οποίο ο πληθυσμός των διεγερμένων ατόμων γίνεται μεγαλύτερος από τον αριθμό των μη διεγερμένων καλείται “*αναστροφή πληθυσμών*” και αποτελεί ουσιαστικά τη βασική προϋπόθεση για τη διαδικασία του lasing.

Αφού σε θερμοδυναμική ισορροπία δε συμβαίνει αναστροφή πληθυσμών πρέπει με κάποιο τρόπο να την εξασφαλίσουμε. Ένας πιθανός

τρόπος είναι να αυξήσουμε την ενέργεια άντλησης ή διέγερσης προσδοκώντας στην αύξηση του πληθυσμού του πάνω επιπέδου αυξάνοντας έτσι τον ρυθμό εξαναγκασμένης εκπομπής. Αυτό άλλωστε υπαγορεύει και η σχέση $R_{21} = N_2 \rho_\nu B_{21}$ όπου το ρ_ν είναι ευθέως ανάλογο της έντασης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας (αυξάνοντας δηλαδή την ενέργεια άντλησης αυξάνεται το ρ_ν). Όμως αυξάνοντας το ρ_ν αυξάνεται και ο ρυθμός απορρόφησης $R_{12} = N_1 \rho_\nu B_{12}$. Φτάνουμε λοιπόν πρακτικά σε μια κατάσταση όπου $R_{21} = R_{12}$ δηλαδή $N_1 = N_2$ αφού $B_{12} = B_{21}$ και ο ρυθμός $S = N_2 A_{21}$ θεωρείται αμελητέος όταν το ρ_ν είναι μεγάλο. Το φαινόμενο αυτό της εξίσωσης των δυο πληθυσμών ονομάζεται κορεσμός.

Κατά τον κορεσμό αφού οι πληθυσμοί των δυο επιπέδων εξισώνονται ($N_0 = N_1 = N/2$), το σύστημα περνά σε μια κατάσταση στασιμότητας (έχουμε μεταπτώσεις αλλά το συνολικό σύστημα δε μεταβάλλεται). Όση ενέργεια και αν προσδοθεί στο σύστημα (μέσω του μηχανισμού διέγερσης) δε θα είναι ικανή να οδηγήσει σε παραγωγή ακτίνων laser. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται

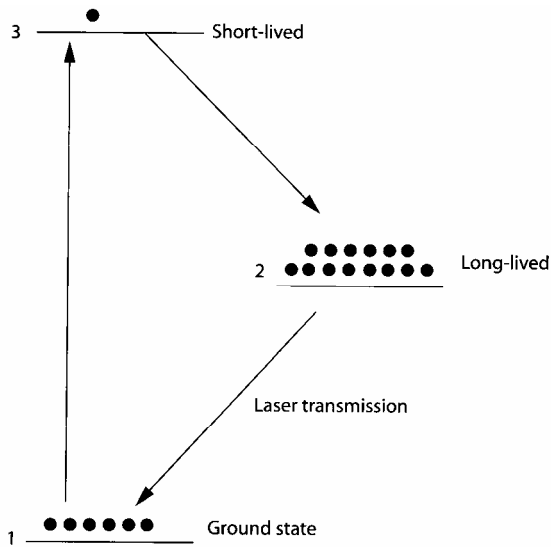


Σχήμα 3.4: Η διαφορά πληθυσμών σαν συνάρτηση της έντασης του προσπίπτοντος φωτός

καθαρά η μεταβολή της ποσότητας ΔN με την ένταση του προσπίπτοντος φωτός (ενέργεια άντλησης). Ακόμα και για άπειρη ένταση (που πρακτικά είναι αδύνατο να επιτευχθεί) η ποσότητα ΔN παραμένει αρνητική ($N_1 > N_2$) πράγμα που σημαίνει ότι δεν έχουμε αναστροφή πληθυσμών. Η ένταση του φωτός που δίνει στο ΔN την τιμή $-N/2$ καλείται ένταση κορεσμού I_{sat} .

Ένα σύστημα laser 2 επιπέδων όπως είδαμε δε μπορεί ουσιαστικά να ενισχύσει. Γι' αυτό χρησιμοποιούνται lasers 3 και 4 επιπέδων τα οποία μπορούν να δώσουν αναστροφή πληθυσμών που είναι απαραίτητη για την ενίσχυση του φωτός.

3.2.3 Σύστημα Laser Τριών Επιπέδων



Σχήμα 3.5: Laser τριών επιπέδων.

Ένα σύστημα 3 επιπέδων φαίνεται στο **Σχήμα 3.5**. Το πάνω επίπεδο στην πραγματικότητα συγκροτείται από πολλά επίπεδα, τα οποία θεωρούνται όμως σαν ένα γιατί έχουν ένα κοινό χαρακτηριστικό : αποδιεγείρονται πολύ γρήγορα προς το επίπεδο 2. Ο πληθυσμός με λίγα λόγια του επιπέδου 3 θεωρείται αμελητέος ($N_3 = 0$). Έτσι παρατηρείται μια συσσώρευση πληθυσμού στο επίπεδο 2 και έτσι δημιουργείται αναστροφή σε σχέση

με τον πληθυσμό του επιπέδου 1. Οι σχέσεις που περιγράφουν το σύστημα είναι :

$$N_3 \approx 0 \text{ (γρήγορη αποδιέγερση)}$$

$$N_2 + N_3 = N_{total}$$

$$(N_2)' = W_p N_1 - \sigma f (N_2 - N_1) - \frac{N_2}{\tau_{spontan}}$$

$$(N_1)' = W_p N_1 + \sigma f (N_2 - N_1) + \frac{N_2}{\tau_{spontan}} \quad (N_1)' + (N_2)' = 0$$

όπου W_p ο **συντελεστής μετάβασης** λόγω άντλησης και $\tau_{spontan}$ ο χαρακτηριστικός **χρόνος αυθόρμητης αποδιέγερσης** του εκάστοτε επιπέδου.

Πολύ σημαντικό για την επίτευξη αναστροφής πληθυσμών στο εν λόγω σύστημα είναι τέλος το γεγονός ότι η ενέργεια άντλησης δεν επηρεάζει τον πληθυσμό του επιπέδου 2 (δεν το εξαναγκάζει σε εκπομπή) και έτσι έχουμε συσσώρευση ατόμων σε αυτό. Τα φωτόνια άντλησης έχουν τέτοια συχνότητα που αντιστοιχεί στις μεταβάσεις από το επίπεδο 1 στο 3 και έτσι δεν μπορούν

να επηρεάσουν τα άτομα στο επίπεδο 2 που χρειάζονται φωτόνια διαφορετικής συχνότητας για να εξαναγκαστούν σε εκπομπή.

3.2.4 Σύστημα Laser Τεσσάρων Επιπέδων

Ένα σύστημα 4 επιπέδων (Σχήμα 3.6) έχει ένα ακόμα επίπεδο που αποδιεγείρεται πολύ γρήγορα (επίπεδο 2'). Έτσι η αναστροφή πληθυσμών είναι ακόμα ευκολότερο να λάβει χώρα. Οι εξισώσεις που περιγράφουν το σύστημα είναι:

$$N_{2'} = N_3 \approx 0 \text{ (γρήγορη αποδιέγερση)}$$

$$N_1 + N_2 + N_{2'} = N_{total}$$

$$(N_1)' = -W_p N_1 + \frac{N_{2'}}{\tau(2')_{spontan}}$$

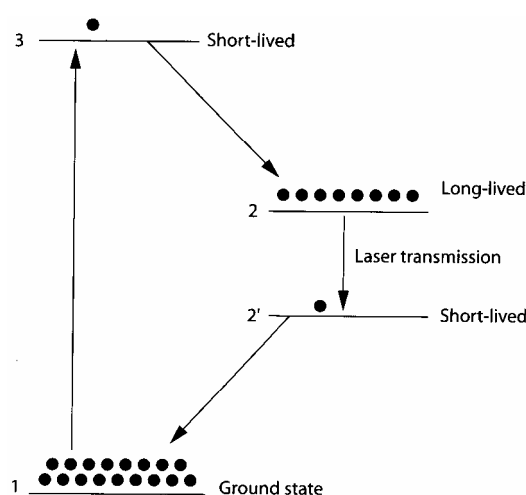
$$(N_{2'})' = \sigma f (N_2 - N_{2'}) + \frac{N_2}{\tau(2)_{spontan}} - \frac{N_{2'}}{\tau(2')_{spontan}}$$

$$(N_2)' = W_p N_1 - \sigma f (N_2 - N_{2'}) - \frac{N_2}{\tau(2)_{spontan}}$$

όπου W_p ο συντελεστής μετάβασης λόγω άντλησης και $\tau()_{spontan}$ ο χαρακτηριστικός χρόνος αυθόρμητης αποδιέγερσης του εκάστοτε επιπέδου.

Σε ένα σύστημα 4 επιπέδων επειδή η αναστροφή πληθυσμών μπορεί να συμβεί ευκολότερα μπορούμε να επιτύχουμε τα ίδια αποτελέσματα με ένα σύστημα 3 επιπέδων αλλά παρέχοντας λιγότερη ενέργεια.

Τέλος πρέπει να πούμε ότι και τα συστήματα 3 και 4 επιπέδων μπορούν να υποστούν κορεσμό όπως το σύστημα 2 επιπέδων. Αυτό συμβαίνει όταν το προσπίπτον φως ξεπεράσει μια συγκεκριμένη τιμή (ένταση κορεσμού). Η βασική διαφορά

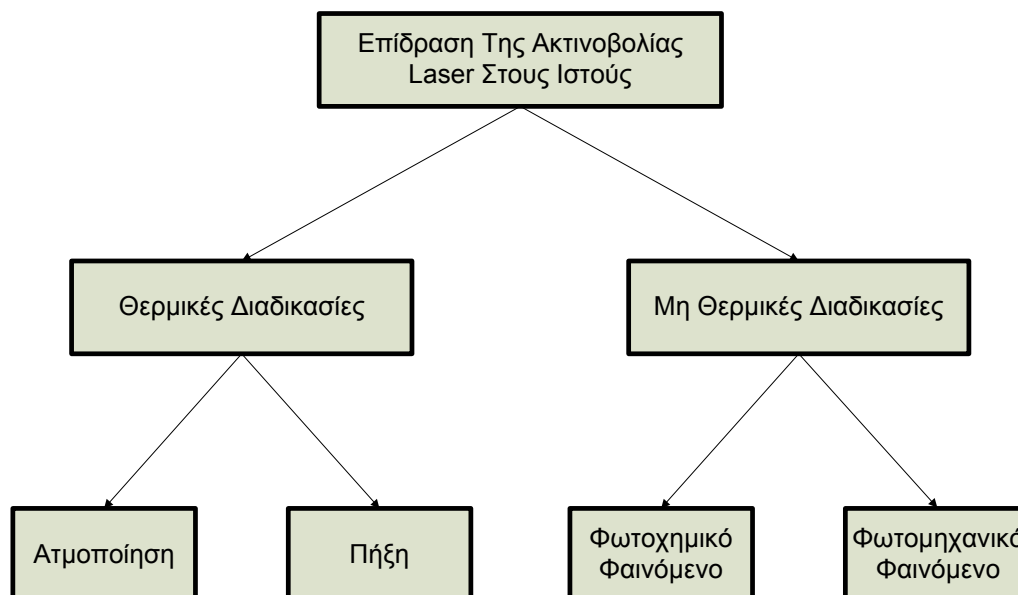


Σχήμα 3.6: Laser τεσσάρων επιπέδων

βέβαια με τα laser 3 ή 4 επιπέδων έγκειται στο γεγονός ότι σε αυτά η αναστροφή είναι δυνατή ενώ σε σύστημα 2 επιπέδων η αδυναμία αναστροφής είναι εγγενές χαρακτηριστικό.

3.3 Επίδραση της Ακτινοβολίας Laser στους Ιστούς

Τα φαινόμενα που δημιουργεί η ακτινοβολία ενός laser πάνω στους ιστούς, μπορεί να χωρισθούν σε θερμικές και μη θερμικές διαδικασίες και σε κάθε μια από αυτές τις κατηγορίες υπάρχουν δυο κύριοι τρόποι δράσης, ατμοποίηση, πήξη, φωτοχημικό και φωτομηχανικό φαινόμενο, αντίστοιχα. Έτσι προκύπτει το παρακάτω σχήμα:



Για να εξετάσουμε λοιπόν την επίδραση της ακτινοβολίας ενός laser στους ιστούς, θα πρέπει να αναλύσουμε διεξοδικά κάθε μια από τις παραπάνω περιπτώσεις.

3.3.1 Θερμικές Διαδικασίες

Η φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος είναι 37°C . Αν οι μαλακοί ιστοί θερμανθούν, μέχρι το επίπεδο των 60°C και εφόσον η αύξηση αυτή της θερμοκρασίας διαρκέσει για μικρό χρονικό διάστημα, δεν θα παρατηρηθεί

καμία αλλαγή στην δομή τους. Από τους 60 °C και πάνω όμως αρχίζει η διαδικασία της πήξης.

3.3.1.1 Πήξη

Η πήξη δεν είναι ένα κάψιμο με την κλασική έννοια του όρου και η μόνη μακροσκοπικά παρατηρούμενη αλλαγή είναι μια λεύκανση της ακτινοβοληθείσας επιφάνειας. Αυτή η λεύκανση φανερώνει ανάκλαση όλων των ορατών μηκών κύματος του φωτός και προκαλείται από βασικές αλλαγές στη δομή του ιστού, κάτι που οδηγεί σε αυξημένη σκέδαση και πολλαπλές διαθλάσεις και ανακλάσεις της φωτίζουσας ακτινοβολίας.

Ο μηχανισμός πήξης επικεντρώνεται στη μετουσίωση των πρωτεϊνών, δηλαδή στο ότι ο μοριακός τύπος της πρωτεΐνης που βρίσκεται σε κάθε μέρος του σώματος μας γίνεται ασταθής και οι αλυσίδες της ξεδιπλώνουν, δημιουργώντας έτσι ένα είδος μεταβολής φάσης.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μετουσίωση του κολλαγόνου, των ινών δηλαδή από τις οποίες αποτελείται σε μεγαλύτερο ή μικρότερο βαθμό το βασικό πλέγμα των συνδετικών ιστών του σώματος (πχ. τένοντες), καθώς και των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων. Το κολλαγόνο αποτελείται από μακρές πολυπεπτιδικές πρωτεϊνικές αλυσίδες που συνδέονται σε ομάδες ανά τρεις, σχηματίζοντας μια δομή τριπλής έλικας. Όταν η θερμοκρασία του υλικού που περιέχει κολλαγόνο αυξηθεί και ξεπεράσει τους 60 °C, η δομή της τριπλής έλικας καταστρέφεται και οι έλικες παίρνουν τυχαίες θέσεις. Αυτή η αλλαγή συνοδεύεται από μια συστολή των αντίστοιχων ινών (πχ. συστολή των τενόντων πάνω από τους 60 °C, των φλεβών πάνω από τους 70 °C και των αρτηριών πάνω από τους 75°C).

Χαρακτηριστικό παράδειγμα του παραπάνω φαινομένου είναι η αιμόσταση και η πιθανή θρόμβωση που συνοδεύουν τις χειρουργικές επεμβάσεις με χρήση laser.

3.3.1.2 Ατμοποίηση

Όταν ο ιστός θερμαίνεται στους 100 °C μπορεί να συμβεί μια πιο δραματική αλλαγή φάσης. Αφού τα κύτταρα του σώματος μπορεί να θεωρηθεί ότι βρίσκονται κάτω από κανονικές συνθήκες πίεσης μιας ατμόσφαιρας, το

νερό των κυττάρων θα αρχίσει να βράζει σε αυτήν την θερμοκρασία. Η μεταβολή του νερού σε ατμό δημιουργεί μια αύξηση του όγκου του κατά χίλιες φορές και έτσι τα τοιχώματα των κυττάρων καταστρέφονται, με μορφή έκρηξης, που επιτρέπει στον ατμό να διαφύγει. Ο ιστός που υφίσταται την αποδόμηση κατά αυτόν τον τρόπο έχει επικρατήσει να λέγεται ότι «ατμοποιείται».

Όταν το νερό του κυττάρου έχει εξαφανισθεί τελείως, η συνεχιζόμενη ακτινοβολία αυξάνει τη θερμοκρασία του υλικού με ταχείς ρυθμούς, μέχρις ότου η θερμοκρασία φτάσει τους 300 °C έως 400 °C. Στο σημείο αυτό ο ιστός μαυρίζει, απανθρακώνεται και αρχίζει να παράγει ατμούς και καπνό. Πάνω από τους 500 °C, παρουσία ατμοσφαιρικού οξυγόνου, ο ιστός θα καεί και θα εξαχνωθεί.

Οι περιπτώσεις που παρουσιάσθηκαν περιγράφουν την επίδραση της θερμοκρασίας στους ιστούς κατά έναν πολύ γενικό τρόπο. Όμως το ποια χαρακτηριστικά της διαδικασίας θα κυριαρχήσουν εξαρτάται από τον τύπο του laser που θα χρησιμοποιηθεί.

3.3.2 Μη Θερμικές Διαδικασίες

Όλες οι αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας laser και ιστών που έχουν περιγράψει μέχρι το σημείο αυτό, βασίζονται είτε στην επιλεκτική είτε στη γενική απορρόφηση ακτινοβολίας, ώστε να δημιουργηθεί θερμότητα. Στο σημείο αυτό θα εξετάσουμε όμως την περίπτωση της αλληλεπίδρασης μέσω μη θερμικών διαδικασιών.

3.3.2.1 Φωτομηχανικό Φαινόμενο

Η παραγωγή μη θερμικών, φωτομηχανικών φαινομένων περιορίζεται στις δέσμες υψηλής ισχύος και μικρής διάρκειας παλμών, όπως αυτές που παράγονται από τα lasers διακοπτόμενου Q Nd – YAG ή τα lasers Nd – YAG εγκλειδωμένων τρόπων ταλάντωσης.

Εάν η έξοδος από μια τέτοια διάταξη εστιασθεί σε μια κηλίδα δέσμης μικρής διαμέτρου 50μm, τότε ακόμα και ένας παλμός χαμηλής ενέργειας, πχ. 3 mJ, θα δώσει μια πυκνότητα ισχύος ακτινοβολίας $1.5 \times 10^{16} \text{ Wm}^{-2}$ για 100

ps. Σε τέτοιες πυκνότητες ακτινοβολίας θα έχουμε μια οπτικά δημιουργούμενη έκρηξη και παραγωγή ενός στιγμιαίου και τοπικά ιονισμένου πλάσματος. Αφού δημιουργηθεί, το πλάσμα συνεχίζει να απορροφά ενέργεια από τη δέσμη ακτινοβολίας (εφόσον ο παλμός laser διατηρείται) και αυτό μπορεί να διαπιστωθεί από την ελάττωση της διαδιδόμενης ακτινοβολίας laser μετά το πλάσμα.

Το υδροδυναμικό κρουστικό κύμα που ακολουθεί τη δημιουργία του πλάσματος μπορεί να σχίσει τον ιστό, κάτι το οποίο είναι χρήσιμο στις τομές των ημιδιαφανών μεμβρανών του οφθαλμού. Η απορρόφηση δε της ακτινοβολίας laser Nd – YAG από το πλάσμα βοηθά στο να προστατευθεί ο αμφιβληστροειδής από καταστροφή από την ακτινοβολία. Η διάμετρος του σχισίματος που δημιουργείται από την εστιασμένη δέσμη είναι 200 – 300 μm και στη διαμήκη διεύθυνση, κατά μήκος του άξονα της δέσμης, η περιοχή που έχει επηρεασθεί μπορεί να επεκτείνεται σε 0.5 mm και από τις δυο πλευρές του εστιακού σημείου.

3.3.2.2 Φωτοχημικό Φαινόμενο

Το ουσιαστικό αποτέλεσμα αλλά και η κύρια χρήση του φωτοχημικού φαινομένου που προκαλείται μέσω ενός laser, είναι η καταστροφή και πιθανή αποθεραπεία των νεοπλασμάτων σε έναν οργανισμό. Και μάλιστα είτε αυτά είναι επιφανειακά είτε όχι. Το γεγονός αυτό γίνεται ως εξής.

Πιθανών να γνωρίζουμε κατ' αρχάς τη χρήση του φωτός γενικότερα στη φωτοχημική ενεργοποίηση φαρμάκων, όπως το παράγωγο της αιματοπορφυρίνης (HPD), το οποίο έτσι γίνεται κυτταροτοξικό. Επειδή το HPD απορροφάται από τους κακοήθεις ιστούς περισσότερο παρά από τους υγιείς, δημιουργούνται συνθήκες υλοποίησης του θεραπευτικού ρόλου του φωτός. Ο μηχανισμός καταστροφής των νεοπλασμάτων λειτουργεί πιθανά μέσω της καταστροφής των αγγείων που τροφοδοτούν τον όγκο από το ενεργό HPD, ενώ η κατευθείαν καταστροφή των κυττάρων του όγκου θεωρείται ότι λιγότερο σημαντική. Το HPD απορροφά πιο αποδοτικά στο μπλε άκρο του φάσματος, αλλά το κόκκινο φως διαχέεται πιο βαθιά μέσα στον ιστό και έτσι τελικά επιλέγεται μια δευτερεύουσα κορυφή απορρόφησης, στα 630nm, ως ενεργοποιό μήκος κύματος. Αρχικά, κάθε ισχυρή φωτεινή πηγή κοντά σε αυτό

το μήκος κύματος θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί, αλλά για λόγους αναγκαιότητας στις περιπτώσεις εσωτερικών όγκων και λόγους ευκολίας στις περιπτώσεις εξωτερικών, χρησιμοποιείται μια οπτική ίνα για να μεταφέρει την ακτινοβολία και επομένως ένα laser, αφού η δική του φωτεινή δέσμη εισέρχεται πιο εύκολα στην οπτική ίνα.

3.3.3 Ενδιάμεσα και με Καθυστέρηση Εμφανιζόμενα Φαινόμενα Έκθεσης σε Ακτινοβολία Laser

Μέχρι τώρα, έχουμε θεωρήσει μόνο τους μηχανισμούς εκείνους που παράγουν αλλοιώσεις laser καθώς και τα άμεσα αποτελέσματα της εφαρμογής της ακτινοβολίας ενός laser πάνω σε ιστούς. Δεν έχουμε όμως αναρωτηθεί για την εξέλιξη των αλλοιώσεων αυτών, αν υπάρχουν δηλαδή οποιαδήποτε μεταγενέστερα φαινόμενα γενικά.

Γενικά όπου υπάρχει άμεση καταστροφή ιστού (ατμοποίηση), όπως συμβαίνει για παράδειγμα στη χειρουργική χρήση του laser CO₂, δεν υπάρχει αναπλήρωση του ιστού που αποδομήθηκε. Όμως το φαινόμενο της φωτοπηξίας μπορεί να απλωθεί σε κάποιο βάθος κάτω από την επιφάνεια επαφής της ακτινοβολίας με τον ιστό, όπως για παράδειγμα στη χρήση του laser Nd – YAG, και επομένως είναι σημαντικό να γνωρίζουμε την τύχη του ιστού που καταστρέφεται με αυτόν τον τρόπο.

Ο γενικός κανόνας που ισχύει σε μια τέτοια περίπτωση είναι ότι εάν το βάθος καταστροφής του ιστού λόγω του φαινομένου της φωτοπηξίας είναι μικρό, συνήθως μερικές εκατοντάδες μm ή και μικρότερο, ο ιστός επουλώνεται πολύ γρήγορα με ελάχιστη τάση σχηματισμού εσχάρας ή παραγωγής οιδήματος.

Στις περιπτώσεις που το πάχος του κατεστραμμένου ιστού είναι μεγαλύτερο, πχ. μεγαλύτερο του 1 mm, ο νεκρωμένος ιστός που δημιουργείται μπορεί είτε να απορριφθεί μετά από μερικές ημέρες ή μπορεί να παραμείνει εκεί που δημιουργήθηκε και σταδιακά να διηθηθεί και να ισχυροποιηθεί με τη διαδικασία της ίνωσης. Για αυτήν την περίπτωση ένας γενικός πρακτικός κανόνας μας λέει ότι, ο ιστός που έχει ακτινοβοληθεί έντονα και για πολύ χρονικό διάστημα, θα μετατραπεί σε νεκρωμένο ιστό και θα

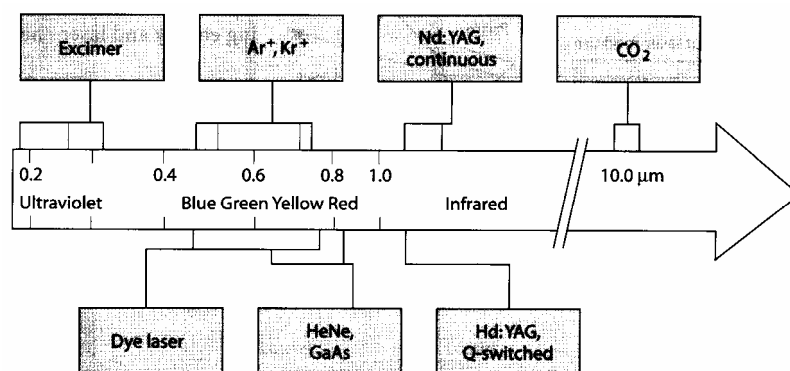
απορριφθεί. Ιστός ο οποίος έχει καταστραφεί λιγότερο μπορεί να διατηρήσει αρκετή συνοχή, ώστε να είναι δυνατές οι φλεγμονώδεις αντιδράσεις και να μπορεί να προχωρήσει η ίνωση.

3.4 Laser τα οποία Χρησιμοποιούνται στην Ιατρική

Μέχρι σήμερα, το φασματικό εύρος των laser που χρησιμοποιούνται σε ιατρικές εφαρμογές, εκτείνεται από την περιοχή της υπεριώδους ακτινοβολίας (100nm), έως το μακρύ υπέρυθρο. Σε όλη αυτή την φασματική περιοχή, το laser μπορεί να ενεργεί στους ιστούς χωρίς να απαιτούνται ράμματα σε ουλές που πιθανόν δημιουργούνται. Επίσης, γίνονται εντατικές έρευνες, ώστε να αναπτυχθούν laser τα οποία θα εκπέμπουν στην περιοχή των ακτίνων Χ. Παρόλα αυτά, μόλις δύο έως τρεις ντουζίνες τύπων laser, έχουν επιτύχει, και επομένως χρησιμοποιούνται εντατικά, σε πρακτικές εφαρμογές.

Συγκεκριμένα, οι ιατρικές εφαρμογές περιορίζονται σήμερα στη χρήση laser CO₂, Ar και Kr, καθώς επίσης και στη χρήση παλμικών laser Nd:YAG και laser οργανικών χρωστικών (**dye lasers**) HeNe και GaAs. Τύποι laser όπως τα laser διεγερμένου διμερούς (**excimer lasers**), τα διπλής συχνότητας (**frequency – doubled lasers**) Nd:YAG, Er:YAG και τα lasers ατμών μετάλλου (**metal vapour lasers**), μπαίνουν στο φυτώριο της ιατρικής χρήσης.

Στο σχήμα το οποίο ακολουθεί (**Σχήμα 3.7**), αναπαρίσταται η αντιστοίχιση των συστημάτων laser που χρησιμοποιούνται σήμερα στην ιατρική, με το φασματικό εύρος στο οποίο εκπέμπει το καθένα.



Σχήμα 3.7: Τύποι ιατρικών laser.

3.5 Τεχνικές Lasing

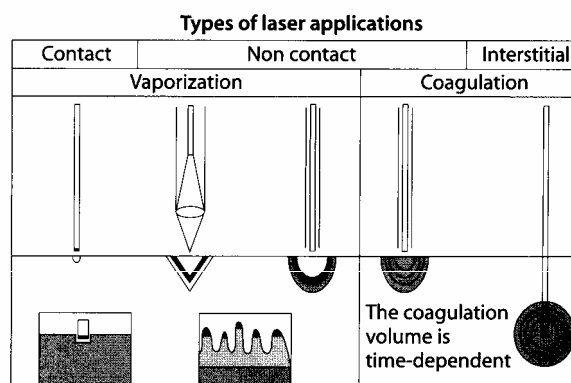
3.5.1 Τρόποι Εφαρμογής της Δέσμης στους Ιστούς

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές μέθοδοι ώστε να μεταφερθεί η δέσμη laser στον ιστό. Πρακτικά όμως, μόνο δύο συστήματα οδήγησης της δέσμης χρησιμοποιούνται, οι έναρθροι αρμοί και οι οπτικές ίνες. Οι έναρθροι αρμοί χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις όπου η διάδοση της δέσμης μέσω οπτικών ινών είναι αδύνατη, είτε λόγω της τιμής του μήκους κύματος (π.χ. μακρύ υπεριώδες ή κοντινό υπέρυθρο), είτε επειδή η ένταση του διαδιδόμενου παλμού μπορεί να είναι τόσο μεγάλη που θα κατάστρεφε την ίνα.

Παρόλα αυτά, οι οπτικές ίνες χρησιμοποιούνται κατά κόρον, όποτε βέβαια αυτό είναι δυνατόν, αφού μας προσφέρουν υψηλή ευελιξία λόγω των ποικίλων διαμέτρων της οπτικής ίνας που παρέχεται (μεταξύ 0.2 και 0.6 mm) (Σχήμα 3.8).

Στην απλούστερη περίπτωση, η ακτινοβολία laser εφαρμόζεται κατευθείαν στον ιστό. Παρόλα αυτά είναι πιθανόν να χρησιμοποιηθούν ορισμένα οπτικά μέσα, έτσι ώστε να εσπαστεί η δέσμη σε ένα πολύ μικρό σημείο. Αυτή η συμβατική τεχνική μη-επαφής, μπορεί να

συμπληρωθεί από τεχνικές επαφής, κατά τις οποίες η ακτινοβολία του laser διαβιβάζεται μέσω μίας οπτικής ίνας. Σε αυτήν την περίπτωση, η ίνα έρχεται άμεσα σε επαφή με την επιφάνεια του ιστού ή καθοδηγείται στο εσωτερικό του ιστού. Ανάλογα με το σκοπό, διαφορετικές αντιδράσεις του ιστού μπορούν να προκύψουν με αυτόν τον τρόπο. Η υψηλής ισχύος ακτινοβολία προκαλεί τη γρήγορη απανθράκωση στο σημείο επαφής της ίνας με τον ιστό. Όλη η εκπεμφθείσα ακτινοβολία, θα απορροφηθεί και θα μετατραπεί σε ενέργεια εξάτμισης του ιστού. Σε χαμηλές εντάσεις αυτό δεν συμβαίνει, και η άκρη των οπτικών ινών μπορεί να εισχωρήσει στο εσωτερικό του ιστού. Κατ' αυτό τον τρόπο, είναι δυνατό να ακτινοβοληθούν οι μεγάλες περιοχές ιστού χωρίς την

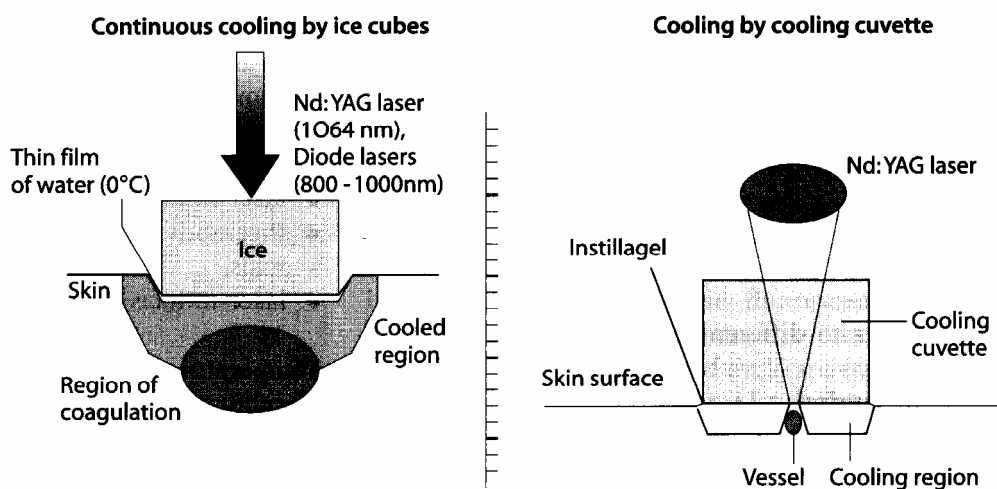


Σχήμα 3.8: Ποικίλες μέθοδοι εφαρμογής ακτινοβολίας laser.

επιφόρτιση της επιφάνειας. Όλες αυτές οι τεχνικές λοιπόν, μας καθοδηγούν στην διακριτοποίηση των μεθόδων των ιατρικών εφαρμογών με laser, σε τρία βασικά πεδία: **τεχνικές επαφής (contact)**, **τεχνικές μη-επαφής (non contact)** και **τεχνικές εισχώρησης (interstitial)**.

Μία περαιτέρω διακριτοποίηση των τεχνικών μη-επαφής, μπορεί να υιοθετηθεί, βάση των δύο κύριων **πρωτοκόλλων σάρωσης** των ιστών, την σταθερή ακτινοβολήση της επιθυμητής περιοχής με δέσμη μεγάλης διαμέτρου και την επαναληπτική γραμμική σάρωση της περιοχής με δέσμη μικρής διαμέτρου αντίστοιχα (**raster scanning**). Κατά την πρώτη μέθοδο επιλέγεται δέσμη διαμέτρου περίπου ίσης με τη διάμετρο της περιοχής που θα ακτινοβοληθεί και εν συνεχεία ο ιστός ακτινοβολείται σταθερά για συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Στην περίπτωση αυτή όμως έντονα θερμικά φαινόμενα λαμβάνουν χώρα, με αποτέλεσμα ο ιστός να αποδομηθεί πλήρως και να εξαχνωθεί σύντομα. Είναι όμως πιθανό λόγω της ξαφνικής μεταβολής, αλλά και της εσωτερικής διάχυσης της θερμότητας στον οργανισμό, να δημιουργηθούν δομικές ανωμαλίες σε γειτονικούς υγιείς ιστούς. Για το λόγο αυτό η δεύτερη μέθοδος σάρωσης των ιστών ενδείκνυται για την πληθώρα των εφαρμογών. Σύμφωνα με την τεχνική αυτή, ο ιστός ακτινοβολείται γραμμικά και επαναληπτικά με αποτέλεσμα τα θερμικά φαινόμενα να παρουσιάζονται με πιο ήπια μορφή. Η αποδήμηση επομένως του ιστού επιτυγχάνεται σταδιακά και εξαιτίας της μη παραμονής της δέσμης σε ένα σταθερό σημείο για αρκετό χρονικό διάστημα, δεν παρατηρείται διάχυση της θερμότητας και επομένως επιπλοκές σε γειτονικές περιοχές.

Ανεξάρτητα όμως με το πρωτόκολλο σάρωσης, για να προστατέψουμε την επιφάνεια του ιστού κατά τις τεχνικές μη-επαφής, λόγω των θερμικών μεταβολών, διάφοροι μέθοδοι ψύξης μπορούν να εφαρμοσθούν όπως η ψύξη με κύβους πάγου ή η ψύξη μέσω εργαστηριακού σωλήνα (**Σχήμα 3.9**). Συγκεκριμένα, κατά τη χρησιμοποίηση κύβων πάγου, ένας ιστός πάχους της τάξεως των 1.5 με 2 mm, μπορεί να ψυχθεί ικανοποιητικά, έτσι ώστε ακόμα και στην περίπτωση της διαδερματικής ακτινοβολίας, καμία θερμική ζημιά να μην πραγματοποιηθεί.



Σχήμα 3.9: Ποικίλοι τρόποι προστασίας της επιφάνειας του ιστού με μεθόδους ψύξης.

3.5.2 Διαδικασίες Ιατρικών Εφαρμογών της Δέσμης Laser

Λόγω των φαινομένων της επίδρασης της ακτινοβολίας laser στους ιστούς (που αναλύθηκαν στην ενότητα 3.3), μπορούμε να διακρίνουμε τέσσερις βασικές διαδικασίες ιατρικών εφαρμογών των lasers: τις χειρουργικές επεμβάσεις (*surgical procedures*), την θερμοθεραπεία (*thermotherapy*) και τη φωτοδυναμική θεραπεία (*photodynamic therapy*).

3.5.2.1 Χειρουργικές Επεμβάσεις

Το φαινόμενο της επίδρασης της ακτινοβολίας laser στους ιστούς, το οποίο υιοθετείται συχνότερα στις κλινικές εφαρμογές, είναι η φωτοεξάχνωση (*photovaporization*). Εάν απαιτούνται πολύ στενά όρια πήξης, όπως στις περιπτώσεις μικροχειρουργικών επεμβάσεων, χρησιμοποιείται laser CO₂. Παρόλα αυτά, χρησιμοποιώντας ένα laser Nd:YAG σε συνδυασμό με γυμνές οπτικές ίνες σε μία τεχνική επαφής, μπορούν να επιτευχθούν τέλειες τομές με πολύ μικρές ουλές πήξης. Για τομές οι οποίες έχουν μεγάλες ουλές πήξης, όπως απαιτεί η αιμόσταση, ένα laser Nd:YAG με τη χρήση ενός φακού

εστίασης και μία τεχνική μη-επαφής, αποτελεί τη βέλτιστη λύση. Η εξάχνωση εκτεταμένων περιοχών επιτυγχάνεται είτε με τη χρήση laser CO₂ σε συνδυασμό με ένα σύστημα οδήγησης της δέσμης (όπως ένα laser scanner), είτε με παλμικά laser μικρών παλμών (όπως τα laser Er:YAG ή Ho:YAG). Η φωτοεκτομή (**photoablation**) ιστών με χρήση laser διεγερμένων διμερών (excimer lasers), είναι ουσιώδεις μόνο στον τομέα της οφθαλμολογίας (για τομές στον κερατοειδή) και της αγγειολογίας. Οι φωτομηχανικές επιπτώσεις στους ιστούς λόγω της ακτινοβολήσής τους, οι οποίες οδηγούν στο φαινόμενο της διάρρηξης (**photodisruption**) των κυττάρων, λαμβάνουν χώρα κατά τη θεραπεία του καταρράκτη των ματιών, της αφαίρεσης πέτρας και της θεραπείας φλεγμονών. Σε αυτές τις περιπτώσεις η διάμετρος των τριχοειδών αγγείων δεν πρέπει να είναι πολύ μεγάλη, γιατί αλλιώς αυξάνεται η ελαστικότητα τους και η διάρρηξη τους είναι το μόνο πιθανό αποτέλεσμα εξαιτίας της χρήσης δυσανάλογα υψηλών τιμών ενέργειας, οι οποίες προκαλούν επιπλέον ζημιά λόγω θερμότητας.

3.5.2.2 Θερμοθεραπεία

Το φαινόμενο της υπερθερμίας δεν αποτελεί θεραπευτική μέθοδο από μόνο του, εξαιτίας της μη καταστροφής κυττάρων. Σε αντίθεση με την υπερθερμία των μικροκυμάτων, η υπερθερμία λόγω της ακτινοβολίας laser, περιορίζεται στη θέρμανση των ιστών.

Η θερμοθεραπεία περιλαμβάνει τρεις επιμέρους διαδικασίας. Την υπερθερμία που προκαλείται λόγω της ακτινοβολίας laser (**Laser-Induced Hyperthermia - LIHT**), την θερμοδυναμική θεραπεία (**Thermodynamic Therapy - TDT**) η οποία οδηγεί στην απόπτωση και την θερμική πήξη (**Laser-Induced Coagulation – LIC**) η οποία οδηγεί στην εξάχνωση.

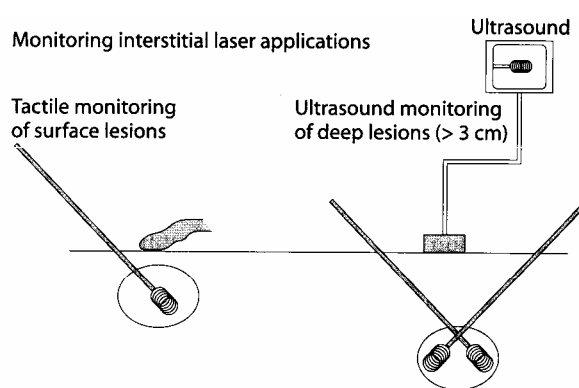
Θερμοκρασίες μεταξύ των 40 και 60 °C έχουν σαν αποτέλεσμα την διαταραχή του μεταβολισμού των κυττάρων και της λειτουργίας των μεμβρανών τους. Το αποτέλεσμα είναι θερμοδυναμικές διαδικασίες οι οποίες μπορεί να προκαλέσουν την απόπτωση των ακτινοβολημένων περιοχών. Ολική νέκρωση λόγω θερμικής πήξης προκαλείται μεταξύ των 60 και 100 °C.

Θερμικές δυναμικές αντιδράσεις, αλληλεπιδρούν με τις αντιδράσεις των φλεγμονών και οδηγούν διαμέσου της νεκροβίωσης με διορθωτικές

μετατροπές, στην αλλαγή της δομής των ινών. Αυτό αποτελεί ένα μεγάλο πλεονέκτημα για τις μη-νεοπλαστικές εξαπλώσεις και για τη θεραπεία εκ γενετής αγγειακών παθήσεων.

Η θερμική πήξη λόγω της ακτινοβολίας laser στο επιθήλιο, οδηγεί σε καταστροφή του ιστού, θερμαίνοντας με θερμοκρασίες πάνω από τους 60 °C. Μία ειδική περίπτωση είναι η θερμοθεραπεία στο εσωτερικό των ιστών (**interstitial thermotherapy**). Πίσω από ειδικές διατάξεις εφαρμογής οι οποίες έχουν μία εκτεταμένη περιοχή εκπομπής, η πιο σημαντική διαδικασία είναι η χρήση των γυμνών οπτικών ινών. (**Σχήμα 3.10**).

Μετά τη διάτρηση του δέρματος, οι γυμνές οπτικές ίνες καθοδηγούνται ελεγχόμενα (με υπέρηχους) διαμέσου ενός υποδερμικού καναλιού, από μέταλλο ή από Teflon, στην αλλοίωση, η οποία και ακτινοβολείται για περίπου 10 λεπτά με laser χαμηλής ισχύος (της τάξεως των 5W). Η διάμετρος της περιοχής πήξης μπορεί να ελεγχθεί βάση του χρόνου ακτινοβολήσης προς την έκταση της ακτινοβολήσης. Παρόλα αυτά, ο συγκεκριμένος χρόνος δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 120 sec. Εάν δεν είναι δυνατό να ελέγχουμε απευθείας την διαδικασία, αυτό επιτυγχάνεται με τη χρωματική εκπομπή και λήψη σημάτων. Αυτή είναι μία πολύ απλή και αποτελεσματική μέθοδος έτσι ώστε να εντοπίσουμε την αλλοίωση και να ελέγχουμε τις οπτικές ίνες αλλά και τη διαδικασία ολόκληρη.



Σχήμα 3.10: Χειρονακτικός και υπερηχητικός έλεγχος κατά τη διάρκεια LITT.

3.5.2.3 Φωτοδυναμική Θεραπεία

Η φωτοδυναμική θεραπεία, βασίζεται στο γεγονός ότι μέσα στον οργανισμό υπάρχουν πλήρως αδρανή μόρια τα οποία αν ακτινοβοληθούν μπορούν να παράξουν χημικά παράγωγα με ρίζα το οξυγόνο. Σε συστηματικές εφαρμογές, τα μόρια αυτά μπορεί είτε να συσσωρευθούν

επιλεκτικά σε συγκεκριμένους ιστούς, είτε να απορριφθούν. Εν συνεχεία, αν ακτινοβοληθούν για ορισμένο χρονικό διάστημα, τα παράγωγα με ρίζα το οξυγόνο θα δημιουργηθούν μόνο μέσα σε αυτούς τους ιστούς. Κυτοτοξικές αντιδράσεις θα είναι το αποτέλεσμα, οι οποίες θα καταλήξουν στην απόπτωση του ιστού. Επίσης παράγωγα πορφυρίνης και συνθετικά φθαλοκυανίνης χρησιμοποιούνται για την επίτευξη αυτού του στόχου.

Άλλωστε είναι πιθανό να επισυναφθούν συνθετικές ουσίες φθαλοκυανίνης και ναφθαλοκυανίνης στα λιποσώματα και τα μονοκλωνικά αντισώματα. Η μέθοδος αυτή θα αυξήσει την επιλεκτικότητα των ιστών. Παρόλα αυτά, οι διαδικασίες αυτές περιέχουν το ρίσκο της δερματικής ευαισθησίας αφού φωτοτοξικές αντιδράσεις μπορεί να προξενηθούν. Για το λόγο αυτό πρέπει να λαμβάνονται αποτελεσματικά μέτρα ασφάλειας.

3.5.2.4 Θεραπεία Καρκινικών Όγκων

Οι διαδικασίες θεραπείας καρκινικών αλλοιώσεων με τη χρήση δέσμης laser είναι αρκετές και εφαρμόσιμες σχεδόν σε κάθε είδους καρκινικής νόσου. Ενδεικτικά μπορούμε να αναφέρουμε, την εσωτερική θερμική πήξη μεταστάσεων, την θωρακοσκοπική πήξη μεταστάσεων στους πνεύμονες, την ενδοσκοπική επιθηλιακή πήξη καρκινικών αλλοιώσεων του δέρματος και την πλήρη αποθεραπεία του καρκίνου του μαστού. Σε αντιδιαστολή με αυτές τις θερμικές μεθόδους καταστροφής των ιστών, η φωτοδυναμική θεραπεία ειδικεύεται στην καταπολέμηση δυσπλασιών οι οποίες δεν έχουν εξελιχθεί σε διηθητικούς όγκους, αλλά και στην θεραπεία επιφανειακών όγκων. Παρόλα αυτά θα πρέπει να αναφερθεί, ότι όλες αυτές οι επεμβατικές μέθοδοι, με βάση την παρούσα τεχνογνωσία, είναι αποκλειστικά καταπραϋντικές τεχνικές και πρέπει να εφαρμόζονται μόνο αν όλες οι άλλες επιλογές έχουν αποτύχει. Ο χρόνος μόνο μπορεί να μας πληροφορήσει για το αν τα μέχρι στιγμής ενθαρρυντικά αποτελέσματα, οδηγήσουν σε νέες βελτιωμένες διαδικασίες πλήρους θεραπείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

4.1 Χαρακτηριστικά Οπτικής Σάρωσης

Οι οπτικοί σαρωτές (optical scanners), λειτουργούν σαν μετατροπείς πληροφορίας. Μετασχηματίζουν μία χωρική συνάρτηση (όπως μία εικόνα) σε χρονική (ένα σήμα), ώστε να είναι εφικτή η ηλεκτρονική της επεξεργασία. Εναλλακτικά, οι σαρωτές αποκωδικοποιούν μία σειρά σημάτων ώστε να συνθέσουν από αυτά κάποια εικόνα ή κάποια χωρική συνάρτηση. Παρόμοια παραδείγματα αποτελούν οι συσκευές τηλεόρασης και τηλεομοιοτυπίας (fax). Οι οπτικοί σαρωτές, είναι δυνατόν επίσης, να συμπεριληφθούν στον τομέα των συσκευών, σχετικών με την περιοχή της εγγραφής και ανάκτησης μη απεικονιστικών δεδομένων. Σε αυτή την περίπτωση, μεταφράζουν στοιχειώδεις οπτικές μεταβολές μιας επιφάνειας σε ηλεκτρικά σήματα, ή ακολουθώντας την αντίστροφη διαδικασία, μετατρέπουν ηλεκτρικά δεδομένα, σε ανιχνεύσιμες μεταβολές στην επιφάνεια ενός αντικειμένου. Παραδείγματα αποτελούν οι συσκευές ανάγνωσης και εγγραφής ψηφιακών δίσκων (compact disk) και η συσκευή ανάγνωσης του bar code. Σε αυτές τις περιπτώσεις, οι οπτικοί σαρωτές, λειτουργούν, σαν κωδικοποιητές και αποκωδικοποιητές πληροφορίας, γεγονός που αποτελεί κλειδί ανάπτυξης για τον τομέα των μεταφορών των πληροφοριών.

Μπορούμε να εκφράσουμε αυτή τη διαδικασία μετατροπής, σαν μετατροπή μεταξύ χωρικών μεταβλητών (που μπορούν να είναι χρονικά μεταβαλλόμενες) και χρόνου. Για παράδειγμα στις κινούμενες εικόνες, η χωρική μεταβλητή s είναι από μόνη της μία συνάρτηση του χρόνου. Αν

υποθέσουμε ότι με $s_{c,t}$ παριστάνονται οι τρεις χωρικές συντεταγμένες ($c = 1,2,3$) και με t ο χρόνος, τότε μπορούμε να γράψουμε,

$$f(s_{c,t}) \leftrightarrow g(t), (4.1)$$

ώστε να συμβολίσουμε την αμοιβαία μετατροπή, υπό την έννοια του οπτικού σαρώματος, της χωρικής συνάρτησης f προς ή από την χρονική συνάρτηση g .

Τμήματα μίας τέτοιας λειτουργίας εκτελούνται από διαφορετικά αλλά οικεία εξαρτήματα. Για παράδειγμα, σε μία συσκευή ανάγνωσης bar code, όπως και σε έναν οπτικό σαρωτή που οδηγεί την φωτεινή ακτινοβολία στις γραμμές ενός bar code, παρεμβάλλονται οπτικά μέσα τα οποία διαμορφώνουν την δέσμη. Αυτά τα οπτικά μέσα, συλλέγουν μερική από την πίσω σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τις γραμμές του bar code, και την εστιάζουν πάνω σε έναν αισθητήρα, ο οποίος μετατρέπει αυτή την μεταβαλλόμενη ακτινοβολία σε ένα στοιχειώδες σήμα για μετέπειτα επεξεργασία. Είναι επομένως ο συνδυασμός θεμελιωδών στοιχείων (π.χ. πηγή φωτός, σαρωτής, οπτικά μέσα, αισθητήρας και διαμορφωτής) τα οποία συνθέτουν ένα υποσύστημα που λέγεται ψηφιοποιητής, εγγραφέας ή εκτυπωτής.

Η οπτική σάρωση εφαρμόζεται και στον πολύ σημαντικό τομέα της απεικονιστικής ανίχνευσης. Κατά την εξ' αποστάσεως απεικόνιση, η ακτινοβολία από ένα απομακρυσμένο αντικείμενο συλλέγεται και καθοδηγείται σε έναν αισθητήρα για την μετατροπή της σε ένα αντίστοιχο ηλεκτρικό σήμα. Επειδή τα μηχανικά και τα οπτικά μέρη, αναπτύσσονται σε δύο πεδία (ενεργά και παθητικά), πολλές φορές παρουσιάζουν βασικές ομοιότητες. Οι βασικές προϋποθέσεις αυτών των συστημάτων παρουσιάζονται στην επόμενη ενότητα.

Σε ένα σύστημα διακίνησης της πληροφορίας, οι οπτικοί σαρωτές συγκαταλέγονται στον περιφερειακό εξοπλισμό, σαν συσκευές εισόδου ή εξόδου οι οποίες είτε εισάγουν είτε διαβάζουν δεδομένα για ηλεκτρονική επεξεργασία. Σε αυτή την περίπτωση ο οπτικός σαρωτής είναι ανάλογος με ένα μικρόφωνο ή ένα ακουστικό σε ένα ηχοσύστημα.

Ένα μοτίβο των γενικών αρχών και κάποιων σημαντικών θεμάτων που αφορούν τους οπτικούς σαρωτές και τη λειτουργία τους, παρουσιάζεται πιο κάτω:

- Αμοιβαία σχέση χώρου και χρόνου.
- Συμπληρωματικότητα της ενεργής και παθητικής σάρωσης.
- Συζευγμένες διαδικασίες κατά την απεικόνιση απόμακρου αντικειμένου.
- Ανάλυσης σάρωσης και η σημασία της.
- Θεωρεία σημάτων, θεωρεία απεικόνισης και οπτοηλεκτρονική θεωρεία.
- Αναλογικά φίλτρα χαμηλής διαπερατότητας και απώλειες στην ανάλυση σάρωσης.
- Μετασχηματισμός Fourier και φασματική ανάλυση.
- Συμβατικοί και ολογραφικοί σαρωτές.
- Αναλογική περίθλαση Bragg και πρισματική διάθλαση.
- Γρήγορη οδήγηση των καθρεφτών.
- Αρχιτεκτονικές αρχές σχετικές με την θέση των φακών στους σαρωτές.
- Διάδοση θορύβου.
- Ευκίνητη οδήγηση της δέσμης.

4.2 Ενεργή και Παθητική Σάρωση

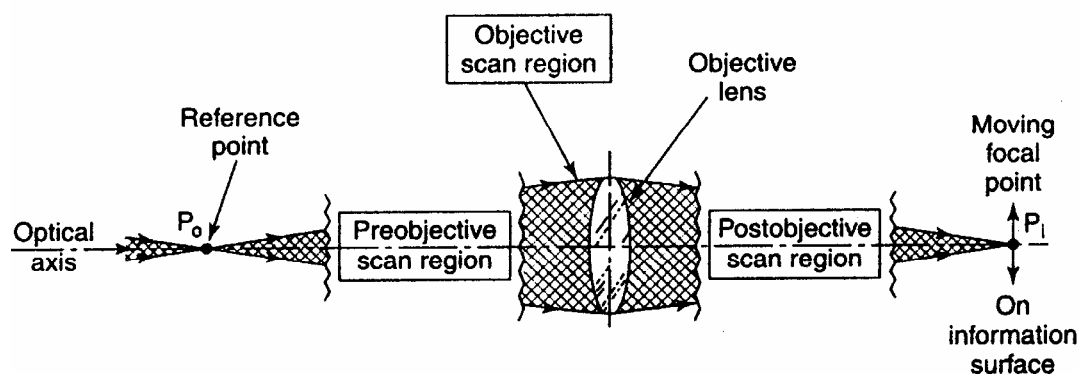
Αυτή η ενότητα επεκτείνεται και αναλύει τα δύο συμπληρωματικά πεδία της οπτικής σάρωσης: **ενεργή (active)** και **παθητική (passive)**. Η ενεργή σάρωση οδηγεί ροές ακτινοβολίας σε διαφορετικά σημεία ενός αντικειμένου, ενώ η παθητική σάρωση δειγματοληπτεί και οδηγεί την ακτινοβολία που εκπέμπεται από διαφορετικά σημεία ενός απόμακρου αντικειμένου σε έναν αισθητήρα. Παρόλο που οι διαδικασίες σάρωσης είναι παρεμφερείς και τυπικά πολύ γρήγορες, διαδίδουν τις ροές ακτινοβολίας κατά μήκος αμοιβαίων διαδρομών. Η ενεργή σάρωση γνωστή και ως “flying spot scanning” υλοποιείται ουσιαστικά με μία δέσμη laser (**laser scanning**). Αυτό το σύστημα της ενεργής σάρωσης κατευθύνει ένα φωτεινό σημείο κατά μήκος μίας

επιφάνειας πληροφορίας. Το συμπληρωματικό σύστημα της παθητικής σάρωσης αποτελεί παραδειγματικά ένα σύστημα απομακρυσμένης ανίχνευσης κάποιας υπέρυθρης εικόνας. Η σύνθεση των δύο παραπάνω υποσυστημάτων ουσιαστικά υλοποιεί μία διαδικασία απεικονιστικής ανίχνευσης, κατά την οποία απαιτείται εστίαση σε έναν απλό ή μερικούς βέλτιστους φωτοαισθητήρες, παρά σε μία συστοιχία πολλών (μέχρι και εκατομμυρίων) διευθυνσιοδοτημένων αισθητήρων. Ένα τέτοιο λοιπόν γενικό σύστημα, μπορούμε συμπερασματικά να πούμε ότι έχει σαν στόχο να ενοποιήσει τα επιμέρους πεδία της ενεργούς και παθητικής σάρωσης.

4.2.1 Αναπαράσταση Συζευγμένων Εικόνων

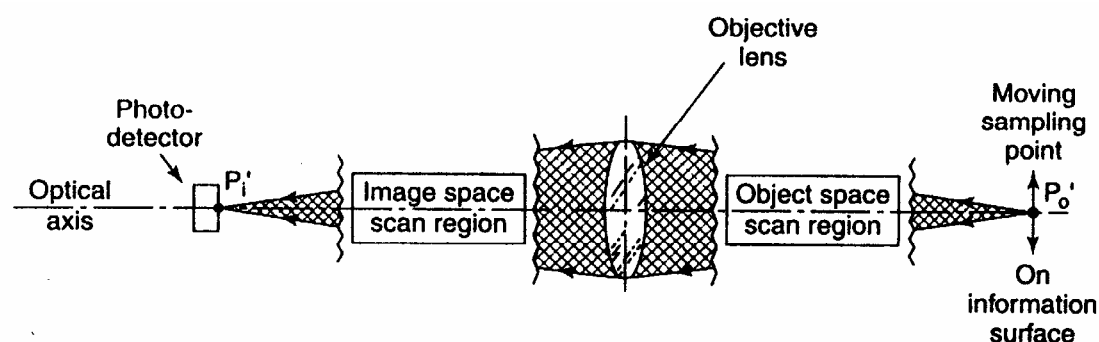
Οι έννοιες της παθητικής και ενεργής σάρωσης είναι αλληλοσυμπληρούμενες και αξιοποιούν τις αρχές της απεικόνισης συζευγμένων σημείων και της αντιστρεπτότητας της ακτινοβολίας. Παρακάτω παρουσιάζονται δύο σχετικοί τύποι ενεργούς σάρωσης, που καλούνται, **οπισθοσκέδαση (retroreflection)** και **λειτουργία διπλής διαπερατότητας (double – pass operation)**.

Στο **Σχήμα 4.1** παρουσιάζεται μία διάταξη για την οπτική σάρωση μέσω δέσμης laser, η οποία αποτελεί χαρακτηριστικό παράδειγμα συστήματος απεικόνισης συζευγμένων σημείων. Ακτίνες φωτός από ένα σημείο αναφοράς P_0 (αντικείμενο) μεταφέρονται μέσω φακών στο σημείο σύζευξης της εικόνας P_i . Αν στο σημείο P_0 εφαρμόσουμε μία δέσμη laser τότε το σχήμα 1 αναπαριστά σύστημα ενεργούς σάρωσης. Οι φωτεινές ακτίνες της δέσμης διαδίδονται από τα αριστερά προς τα δεξιά, διαμέσου φακών έτσι ώστε να εστιαστούν στο σημείο απεικόνισης P_i . Αν θεωρήσουμε τη θέση των φακών σαν σημείο αναφοράς πάνω στη κατεύθυνση διάδοσης, η σάρωση της ενεργούς δέσμης πριν τους φακούς καλείται **preobjective scanning** ενώ η σάρωση μετά τους φακούς, **postobjective scanning**. Ο μετασχηματισμός των συντεταγμένων των φακών ή της επιφάνειας πληροφορίας (ή και των δύο) σε μία κατεύθυνση κάθετη στον άξονα, καλείται **objective scanning**.



Σχήμα 4.1: Σύστημα συζευγμένης απεικόνισης βάσει της μεθόδου της ενεργούς σάρωσης.

Το Σχήμα 4.2, αναπαριστά μία διάταξη παθητικής σάρωσης. Η μόνη βασική διαφορά με τη διάταξη της ενεργούς σάρωσης είναι το γεγονός ότι η κατεύθυνση διάδοσης των ακτινών είναι αντεστραμμένη. Τώρα διαδίδονται από τα δεξιά προς τα αριστερά και συγκεκριμένα από το νέο σημείο αντικειμένου P_o' προς το νέο σημείο απεικόνισης P_i' . Οι περιοχές που καλούνται ως preobjective και postobjective στην περίπτωση της ενεργούς σάρωσης, τώρα καλούνται ως **image space scan region** και **object space scan region** αντίστοιχα. Λειτουργικά η περιοχή σάρωσης object space, μπορεί να επεκταθεί σε μεγάλη απόσταση, επιτρέποντας ουσιαστικά στην ευθυγραμμισμένη ακτινοβολία να εισέλθει στο σύστημα.



Σχήμα 4.2: Σύστημα συζευγμένης απεικόνισης βάσει της μεθόδου της παθητικής σάρωσης.

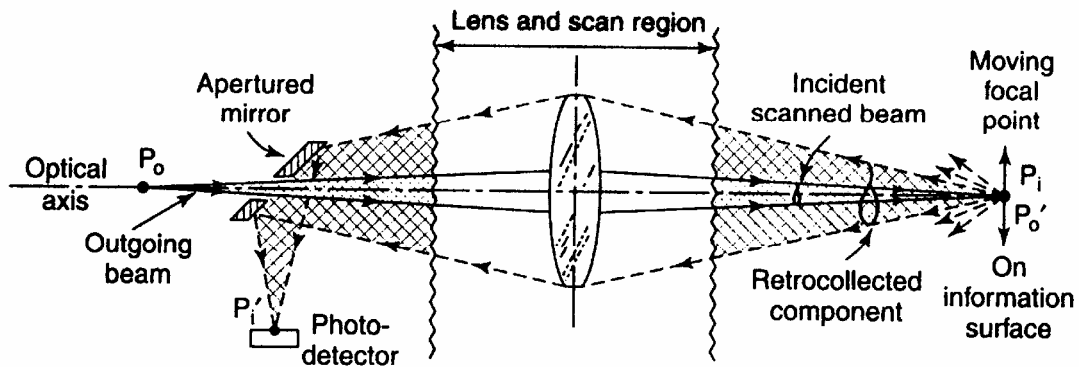
4.2.2 Συστήματα Οπισθοσκέδασης και Διπλής Διαπερατότητας

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται δύο εξελιγμένες παραλλαγές της ενεργούς και παθητικής σάρωσης: η διαδικασία **οπισθοσκέδασης (retroreflection)** και **διπλής διαπερατότητας (double – pass)**. Παρόλο που διαφέρουν στη χρησιμότητα, παρουσιάζουν αρκετές αρχιτεκτονικές ομοιότητες οι οποίες παραθέτονται πιο κάτω.

4.2.2.1 Οπισθοσκέδαση

Η μέθοδος της οπισθοσκέδασης βασίζεται στην σάρωση μίας επιφάνειας πληροφορίας, με ένα σύστημα ενεργούς σάρωσης, έτσι ώστε να ανιχνευτεί και να μεταφραστεί η πολύ σημαντική σκεδαζόμενη ακτινοβολία από την επιφάνεια αυτή. Συγκεκριμένα όμως, η μέθοδος αυτή επικεντρώνεται στη συλλογή της πίσω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και όχι της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας προς οποιασδήποτε άλλη κατεύθυνση. Επίσης παρέχει μεγάλα πλεονεκτήματα αφού βάση του απλού αρχιτεκτονικού της σχεδίου, είναι εφικτό η πληροφορία που περιέχεται στην πίσω σκεδαζόμενη ακτινοβολία να κατευθύνεται μέσω οπτικών μέσων, και τελικά να συλλέγεται σε έναν κατάλληλο φωτοαισθητήρα.

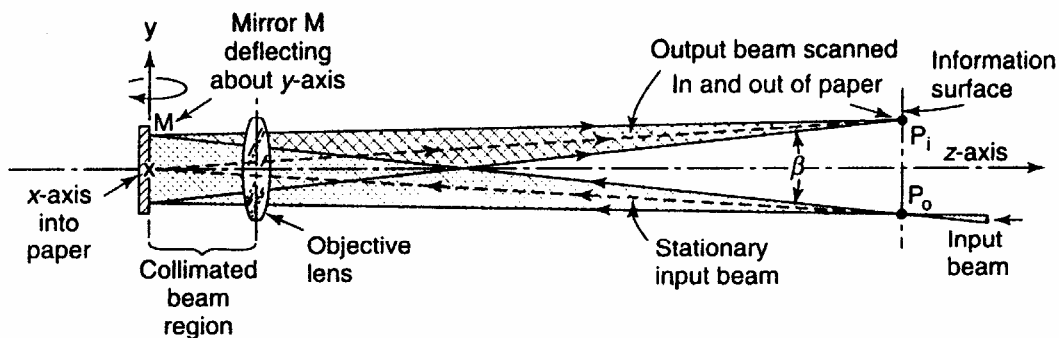
Το **Σχήμα 4.3** είναι μια σχηματική αναπαράσταση ενός συστήματος οπισθοσκέδασης. Ουσιαστικά αποτελεί συνένωση των δύο βασικών σχημάτων που απεικονίζουν τα συστήματα ενεργούς και παθητικής σάρωσης (σχήμα 1 – σχήμα 2). Το σκέλος της ενεργούς σάρωσης αναπαρίσταται με την συνεχή γραμμή, η οποία δηλώνει την το σύνολο των ακτινών της δέσμης εξόδου από το σημείο αναφοράς P_0 προς το σημείο απεικόνισης P_1 . αντίθετα οι διακεκομμένες γραμμές αναπαριστούν το σύνολο της πίσω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας η οποία εκπέμπεται από το σημείο P_0' , διέρχεται μέσα από φακό, εστιάζεται πάνω σε καθρέφτη και ανακλώμενη από αυτόν καταλήγει στον φωτοαισθητήρα P_1' . Το σημείο αναφοράς P_0 , το P_1 , ο φακός εστίασης και ο καθρέφτης, βρίσκονται στην ίδια ευθεία. Η δέσμη εξόδου από το σημείο P_0 , κατά την διάδοση της, διέρχεται διαμέσου μίας μικρής εσοχής από τον καθρέφτη.



Σχήμα 4.3: Σχηματική αναπαράσταση ενός συστήματος οπισθοσκέδασης.

4.2.2.2 Σύστημα Διπλής Διαπερατότητας

Σε ένα σύστημα διπλής διαπερατότητας, όπως αυτό παρουσιάζεται στο **Σχήμα 4.4**, το σημείο αναφοράς P_o και το σημείο απεικόνισης P_i , βρίσκονται στην ίδια πλευρά. Ο φακός τώρα (μαζί με την ανάκλαση του καθρέφτη) λειτουργεί σαν σύστημα διπλής διαπερατότητας, ευθυγραμμίζοντας αρχικά τη δέσμη εισόδου από το σημείο P_o πάνω στον καθρέφτη M , και μετά σαν φακός επίπεδου πεδίου, εστιάζει την δέσμη εξόδου στο P_i .



Σχήμα 4.4: Σχηματική αναπαράσταση ενός συστήματος διπλής διαπερατότητας.

Στο παραπάνω σχήμα, ο ανακλαστικός καθρέφτης M περιστρέφεται ως προς τον κάθετο άξονα y έτσι ώστε να εκτρέπει το σημείο απεικόνισης P_i κατά μήκος μίας διαδρομής κάθετης στην σελίδα (άξονας x). Η γωνία β μεταξύ της δέσμης εισόδου και εξόδου (στο y - z επίπεδο), είναι συνήθως αρκετά μικρή έτσι ώστε να επιτύχουμε την μικρότερη δυνατή απόκλιση για το σημείο

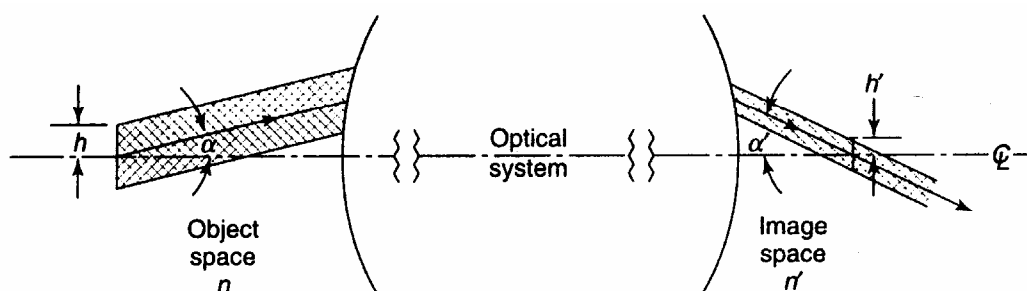
απεικόνιση P_1 κατά μήκος του άξονα y . Εάν το P_0 και το P_1 , ήταν πάνω στον z άξονα η απόκλιση θα ήταν μηδενική και η δέσμη εξόδου θα ήταν παράλληλη στο $x-z$ επίπεδο και κάθετη στο επίπεδο της σελίδας.

4.3 Οπτικές Σταθερές – Σταθερές Ανάλυσης – Οπτική Μεταβίβαση

Η πιο σημαντική σχέση στα συστήματα οπτικής σάρωσης, είναι η μετατροπή των οπτικών σταθερών σε σταθερές ανάλυσης. Η οπτική σταθερά είναι γνωστή με πολλές ονομασίες, κυριότερα όμως καλείται ως **σταθερά Lagrange**. Όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 4.4**, συσχετίζει το ύψος του αντικειμένου h και τη γωνία εισόδου των ακτινών a (όπου $\sin a \rightarrow a$), με το ύψος της απεικόνισης h' και τη γωνία εξόδου των ακτινών a' . Λαμβάνοντας επίσης υπόψη τον διαθλαστικό δείκτη n για την περιοχή του αντικειμένου, αλλά και τον διαθλαστικό δείκτη n' για την περιοχή της απεικόνισης, η σταθερά Lagrange εκφράζεται από τη σχέση:

$$L = nha = n'h'a', \quad (4.2)$$

Επομένως σε μία περιοχή κοινού διαθλαστικού δείκτη, το γινόμενο του ύψους του αντικειμένου επί τη γωνία διάδοσης, είναι ίσο με το γινόμενο του ύψους της απεικόνισης επί τη γωνία διάδοσης.



Σχήμα 4.4: Αναπαράσταση της σταθεράς Lagrange.

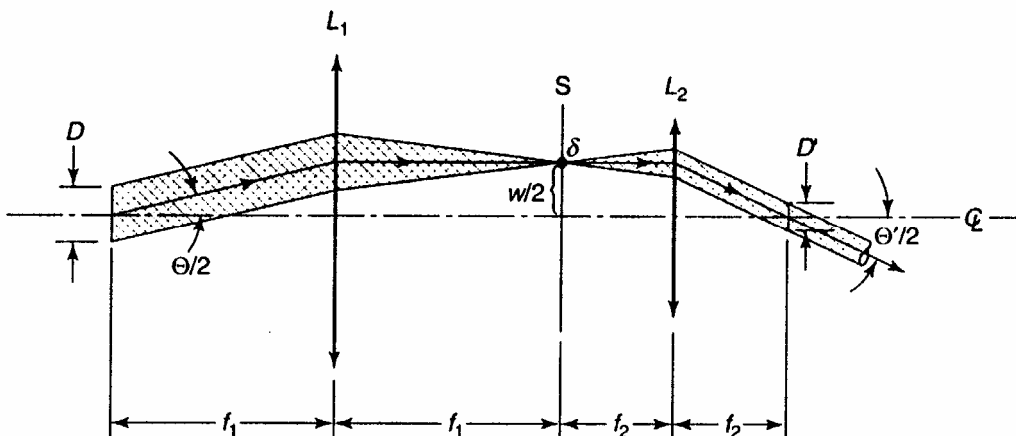
Η σταθερά Lagrange αξίζει ιδιαίτερης σημασίας, εξαιτίας της πολύ σημαντικής της μετατροπής σε ανάλυση σάρωσης. Για να εξηγηθεί καλύτερα αυτή η σχέση εισάγουμε στο σημείο αυτό μερικά χαρακτηριστικά της

ανάλυσης σάρωσης. Σε αντίθεση με τη γενική αντίληψη ότι ο όρος ανάλυση (resolution) εκφράζει συνήθως κάποιο αριθμό σημείων ανά ίντσα, κατά τη σάρωση, στη γενική της μορφή, μετατρέπεται ένας συνολικός αριθμός ευδιάκριτων στοιχείων κατά μήκος μίας γραμμής. Για αυτό το λόγο, η ανάλυση σάρωσης (**scanned resolution**) περιγράφει των **αριθμό N στοιχείων ανά γραμμή**. Και επειδή, η σάρωση πάντα εμπλέκει και το χρόνο, ο αριθμός των σημείων ανάλυσης ανά μονάδα χρόνου αποτελεί το εύρος ζώνης του σήματος (**signal bandwidth**).

Στην τηλεόραση για παράδειγμα, η ανάλυση εκφράζεται σαν ο αριθμός των γραμμών ανά frame. Στην τηλεπισκόπηση, η ανάλυση της γραμμής σάρωσης εκφράζεται σαν τον αριθμό των στοιχείων $N = \Theta / \Delta\Theta$, όπου η ολική γωνία Θ διαιρείται με τη μικρότερη δυνατή γωνία $\Delta\Theta$ (στιγμιαίο σημείο ορατότητας).

Όταν η γωνία $\Delta\Theta$ εκφράζει την απόκλιση λόγω περίθλασης, της δέσμης η οποία εκπέμπεται από πηγή διαμέτρου D , η ανάλυση N μίας γωνιακής σάρωσης είναι ανάλογη του παράγωγου δύο κύριων μεταβλητών, της ολικής γωνίας Θ , διαμέσου της οποίας η δέσμη σαρώνει, και του ύψους D της δέσμης, στο σύστημα σάρωσης. Έτσι αν υποθέσουμε ότι με k εκφράζεται η σταθερά του συστήματος, η ανάλυση δίνεται από τον τύπο:

$$N = k(\Theta D), \quad (4.3)$$



Σχήμα 4.5: ένα μη εστιακό σύστημα, που υλοποιεί το σχήμα 4.4 και τη σταθερά ανάλυσης $I_N = \Theta D = \Theta' D'$.

Ας παρατηρήσουμε το πρώτο μισό του **Σχήματος 4.5**. μία πηγή σάρωσης καθοδηγεί μία δέσμη διαμέτρου D διαμέσου της γωνίας $\Theta/2$ στους φακούς L_1 (οι οποίοι έχουν εστιακό μήκος f_1). Οι φακοί εστιάζουν τη δέσμη σε ένα σημείο διαμέτρου δ , πάνω σε μία επιφάνεια S , καλύπτοντας το $1/2$ του πλάτους $W/2$ του σχήματος με παρακείμενα σημεία. Ο αριθμός N τέτοιων σημείων κατά μήκος του πλάτους W του σχήματος, εκλαμβάνεται στον εκτροπέα, σύμφωνα με την εξίσωση (4.3).

Για να εκφράσουμε την σταθερά ανάλυσης I_N , ας υποθέσουμε ότι το a της εξίσωσης (4.2) είναι το Θ και το Θ' αντίστοιχα, ενώ το ύψος h είναι το D και το D' . Τότε με $n = n'$ και τη σταθερά k , η εξίσωση (4.3) μας δίνει την σταθερά ανάλυσης:

$$I_N = \Theta D = \Theta' D', \quad (4.4)$$

Η ανάλυση (N στοιχεία ανά σάρωση) διατηρείται ανεξάρτητα από την οπτική μεταβίβαση. Αυτό σημαίνει ότι **η ανάλυση σάρωσης N , είναι ανεξάρτητη από τα οπτικά συστήματα που ακολουθούν τον εκτροπέα.**

4.4 Αρχιτεκτονική Συστημάτων

Στις προηγούμενες ενότητες παρουσιάστηκαν κάποιες αρχιτεκτονικές επιλογές. Στην ενότητα αυτή γίνεται μία ανάλυση η οποία βασίζεται στις σχέσεις μεταξύ χωρικών και οπτικών τμημάτων των συστημάτων σάρωσης.

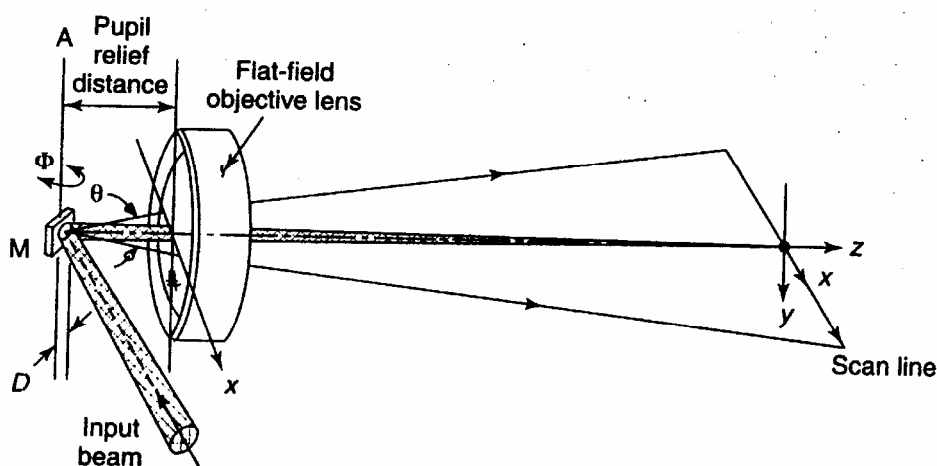
4.4.1 Σχέσεις Οπτικών Φακών Εστίασης

Η ενότητα 4.2.1 περιέγραψε το σύστημα ενεργής σάρωσης που αναπαρίσταται στο **Σχήμα 4.1** ορίζοντας τρεις γενικές οριοθετήσεις της περιοχής που λαμβάνει μέρος στη σάρωση, με σημείο αναφοράς τη θέση των οπτικών φακών στο σύστημα. Οι περιοχές αυτές που οριοθετήθηκαν, ορίστηκαν σαν preobjective, postobjective και objective. Κάθε τύπος έχει τα

δικά του διακριτά χαρακτηριστικά τα οποία έχουν σχέση με τη τοποθέτηση του σημείου σάρωσης και με τα οπτικά μέσα που παρεμβάλλονται στο εκάστοτε σύστημα. Τα χαρακτηριστικά των συστημάτων παθητικής σάρωσης που αναπαρίστανται στο **Σχήμα 4.2** συγκρίνονται με αυτά του **Σχήματος 4.1**.

4.4.1.1 Preobjective Σάρωση

Το **Σχήμα 4.6** αναπαριστά ένα τυπικό σύστημα preobjective σάρωσης. Ο καθρέφτης M περιστρέφεται βάση της γωνίας Φ ως προς τον άξονα A , ο οποίος είναι παράλληλος με τον άξονα y . Κατά την ακτινοβολήση του καθρέφτη με μία δέσμη διαμέτρου D , οι ανακλώμενες ακτίνες κινούνται μέσα στα όρια της γωνίας Θ στο $x - z$ επίπεδο, και εστιάζονται μέσω των οπτικών φακών έτσι ώστε να σχηματιστεί η γραμμή σάρωσης. Αυτή η γραμμή έγκειται στο $x - z$ επίπεδο όταν η κάθετος στον καθρέφτη και η δέσμη εισόδου είναι και οι δύο στο επίπεδο αυτό. Η ευθύτητα και η γραμμικότητα (η μεταβολή δηλαδή του σημείου σάρωσης ως προς τον x άξονα να είναι ανάλογη με τη μεταβολή της γωνίας Θ), είναι δύο σημαντικές παράμετροι οι οποίες ελέγχονται και επηρεάζονται από τους φακούς.



Σχήμα 4.6: Αναπαράσταση συστήματος preobjective σάρωσης.

Η απόσταση μεταξύ του καθρέφτη και του φακού (**pupil relief distance**) είναι άλλη μία σημαντική παράμετρος σχεδίασης. Η απόσταση αυτή καθορίζεται βάση της διαμέτρου των οπτικών επιπέδων φακών, της διαμέτρου της δέσμης και της γωνίας που σχηματίζει αυτή η δέσμη με τον άξονα z .

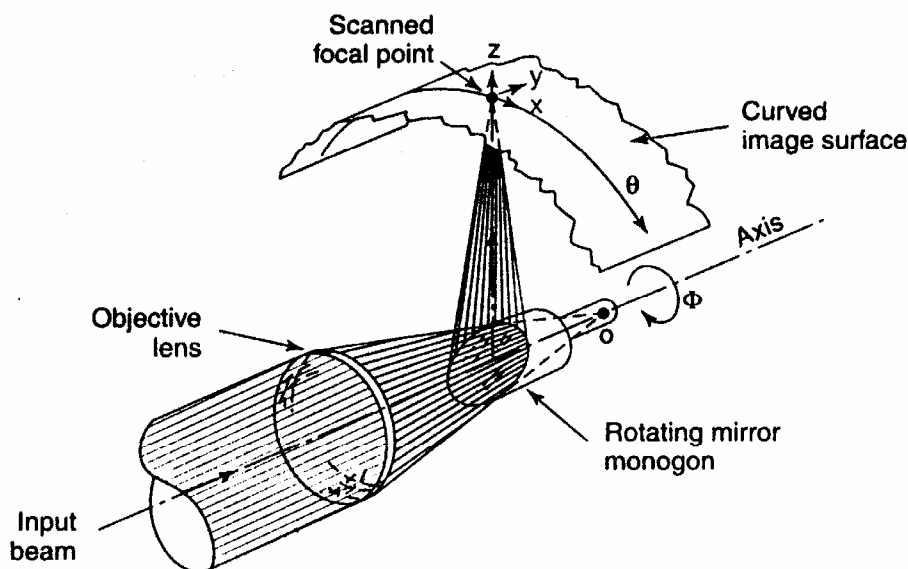
Όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 4.6** θα πρέπει να υπάρχει ικανοποιητικό διάκενο ανάμεσα στη δέσμη και τα όρια της θέσης του φακού, έτσι ώστε να αποφεύγεται πιθανή περικοπή της δέσμης. Στην περίπτωση που αυξήσουμε την απόσταση μεταξύ φακών και καθρέφτη, ενώ επιθυμούμε να διατηρήσουμε την ίδια γωνία σάρωσης Θ , θα πρέπει να αυξήσουμε το μέγεθος των οπτικών φακών. Για να μειώσουμε τώρα την απόσταση αυτή, θα πρέπει να αυξήσουμε την γωνία που σχηματίζει η δέσμη εισόδου με τον άξονα z, γεγονός το οποίο οδηγεί στην αύξηση του μεγέθους της ανακλαστικής επιφάνειας (καθρέφτης M) έτσι ώστε να περιλάβουμε τη δέσμη.

Πολλές από τις παραπάνω σκέψεις, βρίσκουν εφαρμογή και στις περιπτώσεις της παθητικής σάρωσης, όπου η preobjective περιοχή καλείται ως image space. Όπως φαίνεται και στο **Σχήμα 4.2** η ακτινοβολία εκτός αξόνων, από ένα σημείο εκτός αξόνων, κατευθύνεται στους άξονες προς τον ανιχνευτή διαμέσου του παρεκτροπέα στην περιοχή image space. Η επίτευξη εκτεταμένης γωνίας απαιτείται από τους οπτικούς φακούς, όπως και στην περίπτωση των φωτογραφικών φακών οι οποίοι συλλέγουν τη ροή ακτινών φωτός εκτός αξόνων.

4.4.1.2 Postobjective Σάρωση

Το **Σχήμα 4.7** υλοποιεί ένα γενικό σύστημα Postobjective σάρωσης. Παρόλο που φαίνεται σαν μία απλή αντιστροφή της θέσης των φακών και του σαρωτή σε σχέση με το **Σχήμα 4.6**, παρουσιάζει διαφορετική λειτουργικότητα. Την πιο φανερή διαφορά, για το σύστημα της ενεργής σάρωσης, αποτελεί η δημιουργία μίας καμπυλωτής περιοχής, που αποτυπώνεται αντιστοίχως σε μία καμηλωτή απεικονιστική επιφάνεια. Όταν έχουμε λειτουργία του σαρωτή με τέλεια αξονική συμμετρία, αυτή η καμπύλη είναι απολύτως κυκλική και κεντραρισμένη ως προς τους άξονες. Το γεγονός αυτό βοηθάει πλήρως στην διαμόρφωση μίας σαρωμένης επιφάνειας η οποία επιτρέπει την απλή επεξεργασία με υψηλή ακρίβεια, όταν η εστίαση είναι κρίσιμη. Η μέθοδος αυτή βρίσκει άμεση εφαρμογή στη σάρωση κυλινδρικών επιφανειών, που χρησιμοποιείται στην γραφιστική τέχνη. Επίσης στην περίπτωση αξονικής συμμετρίας, η εικόνα περιστρέφεται ως προς τον άξονα προβολής της.

Μία άλλη σημαντική διαφοροποίηση από τα συστήματα preobjective σάρωσης, είναι η σημαντική μείωση της καταπόνησης των φακών, οι οποίοι τώρα εστιάζουν τη δέσμη πάνω στον άξονα x. Η ιδιαίτερης σημασίας πολυπλοκότητα, στην σχεδίαση και τη δημιουργία επίπεδων οπτικών φακών στην περίπτωση της preobjective σάρωσης, τώρα απουσιάζει. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε μονοχρωματικούς φωτισμούς, η βασική απόκλιση των φακών, όσον αφορά την Postobjective σάρωση, είναι σφαιρική και αποτελεί μία



Σχήμα 4.7: Αναπαράσταση συστήματος postobjective σάρωσης.

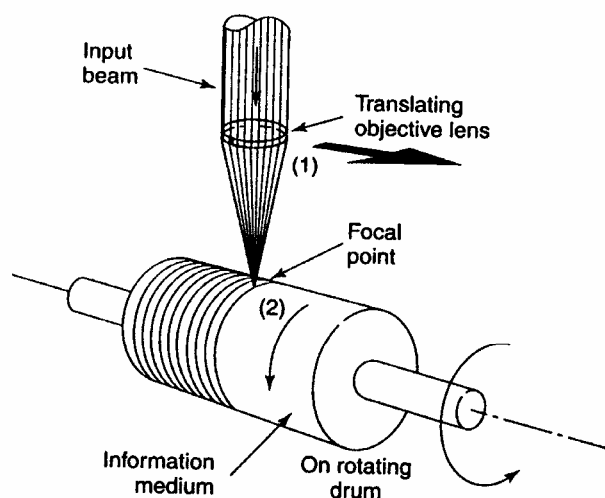
παράμετρο η οποία μπορεί να ελεγχθεί σε κάποιο άλλο μέρος των οπτικών τμημάτων του συστήματος.

Στην παθητική σάρωση, η περιοχή μετά τους φακούς, καλείται ως object space. Αυτό μπορεί να επεκταθεί ακόμη περισσότερο σε μία πιο ουσιώδη έκταση, την ολική απόσταση μέχρι το αντικείμενο σάρωσης. Στην περίπτωση όπου η απόσταση αυτή είναι τόσο μεγάλη ώστε οι φωτεινές ακτίνες που φτάνουν στους φακούς να είναι σχεδόν ευθυγραμμισμένες, μπορεί το βάθος της περιοχής να είναι τόσο μεγάλο και επομένως να μην γίνει αντιληπτή η καμπυλότητα της. Όταν όμως η απόσταση του αντικειμένου είναι τόσο μικρή ώστε η καμπυλότητα της περιοχής να είναι αντιληπτή, τότε θα πρέπει η επιφάνεια του αντικειμένου να έρχεται σε συμφωνία με την καμπυλότητα αυτή, διαμέσου ανεκτών εστιακών βαθών.

4.4.1.3 Objective Σάρωση

Αυτός ο τρίτος τύπος σάρωσης παρουσιάζεται με πολλές μορφές οι οποίες έχουν τα δικά τους χαρακτηριστικά. Η κύρια όμως διαφορά του με τους τύπους σάρωσης που αναλύθηκαν πιο πάνω και οι οποίοι στηρίζονται σε μία γωνιακή εκτροπή, είναι ότι στην objective σάρωση πολλές φορές λαμβάνει χώρα μία εγκάρσια μεταφορά είτε των φακών είτε του αντικειμένου σάρωσης. Αναφορικά με το **Σχήμα 4.1** και υποθέτοντας για απλούστευση ότι η δέσμη εισόδου στους φακούς είναι ευθυγραμμισμένη, μία εγκάρσια μεταφορά των φακών θα είχε ως αποτέλεσμα και τη μεταφορά του σημείου απεικόνισης P_i . Σε αυτή την περίπτωση λοιπόν, μπορούμε να πούμε ότι το σημείο σάρωσης υποβάλλεται σε μία γραμμική αλλαγή θέσης η οποία δεν οφείλεται σε γωνιακή εκτροπή της δέσμης που εισέρχεται στους οπτικούς φακούς.

Μία σημαντική αναπαράσταση δύο μορφών γραμμικής objective σάρωσης, φαίνεται στο **Σχήμα 4.8**, όπου η μία μορφή παρουσιάζεται σαν τη μεταφορά των φακών ενώ η άλλη σαν την ουσιαστική περιστροφή της κυλινδρικής επιφάνειας κάτω από τους φακούς. Η πληροφορία που περιέχεται στην κυλινδρική επιφάνεια, όταν ξεδιπλωθεί και επιπεδοποιηθεί, παρουσιάζει μία παράλληλη γραμμική σύνθεση η οποία καλείται ως raster. Μία άλλη παρόμοια μορφή raster σάρωσης σχηματίζεται όταν η γραμμή



Σχήμα 4.8: Αναπαράσταση συστήματος objective σάρωσης.

σάρωσης παράγεται κατά τον x άξονα πάνω σε μία ομαλή και επίπεδη επιφάνεια πληροφορίας, και η επιφάνεια αυτή κινείται κάθετα προς τη γραμμή σάρωση και παράλληλα προς τον άξονα y. Στις περιπτώσεις ανίχνευσης από απόσταση, αυτή η μεταφορά της επιφάνειας επιτυγχάνεται με την μετακίνηση ενός οχήματος πάνω στο οποίο είναι τοποθετημένο το σύστημα σάρωσης.

Τύπος Σάρωσης	Αναφορά σε Σχήμα	Θέση Ανακλαστήρα	Διαδικασία Σάρωσης	Σχετική Πολυπλοκότητα Φακών	Επιτρεπόμενη Λειτουργία Σάρωσης
Preobjective	4.6	Πριν τους φακούς	Γωνιακή / Γρήγορη	Πολύπλοκη	Τυπικές επίπεδες επιφάνειες
Postobjective	4.7	Μετά τους φακούς	Γωνιακή / Γρήγορη	Απλή	Καμπυλωτές επιφάνειες
Objective	4.8	Φακοί ή επιφάνεια πληροφορίας	Γραμμική μεταφορά / Αργή	Απλή	Μεταβαλλόμενες, επίπεδες, καμπυλωτές

Πίνακας 4.1: Χαρακτηριστικά σαρωτών – οπτικών φακών.

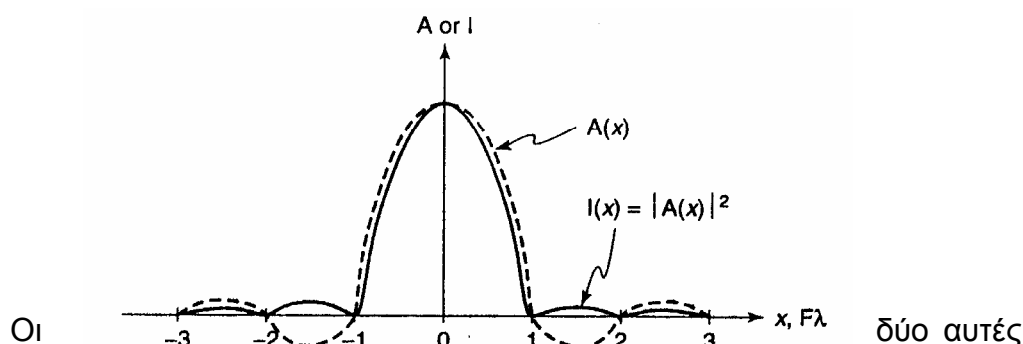
4.5 Θεωρία και Διαδικασία Σάρωσης

Όπως προαναφέραμε η σάρωση μετατρέπει μία πολυδιάστατη συνάρτηση από χωρικές συντεταγμένες στο χρόνο σε ένα σήμα (ηλεκτρονικό) το οποίο είναι μοναδικά μία συνάρτηση χρόνου. Ή αντίστροφα μετατρέπει ένα σήμα σε χωρικό «μοτίβο». Η πρώτη διαδικασία αντιπροσωπεύει το διάβασμα ενός μοτίβου ώστε να εξαχθεί ένα σήμα, ενώ ανάστροφα η δεύτερη διαδικασία αντιπροσωπεύει το γράψιμο ενός μοτίβου δηλαδή των σχηματισμό ενός μοτίβου από το αντίστοιχο σήμα.

Δύο συναρτήσεις που χρησιμοποιούνται στην θεωρία οπτικής απεικόνισης είναι η συνάρτηση πλάτους $A(x)$ και η συνάρτηση έντασης $I(x)$ της διαδομένης ακτίνας και συνδέονται με την σχέση:

$$I(x) = \langle A(x,t)A^*(x,t) \rangle = |A(x)|^2, \quad (4.5)$$

και παρουσιάζονται στο παρακάτω διάγραμμα.



Σχήμα 4.9: Αναπαράσταση τυπικής PSF κατανομής.

συναρτήσεις αποτελούν το ηλεκτρικό ανάλογο της τάσης ή ρεύματος και ισχύς όπου η συνάρτηση έντασης προκύπτει από τετραγωνισμό της συνάρτησης πλάτους. Το $I(x)$ αντιπροσωπεύει τις οπτικές γραμμές ροής, οι οποίες όταν πέσουν σε κάποια επιφάνεια αντιπροσωπεύουν την πυκνότητα ροής. Η απόκριση όλων των φωτοευαίσθητων υλικών και των οπτικών ανιχνευτών, ακόμα και του ματιού, εξαρτάται από την συνάρτηση έντασης.

Στο πεδίο του ηλεκτρισμού το παραπάνω διάγραμμα αναγνωρίζεται σαν την κρουστική απόκριση ενός γραμμικού συστήματος σε μία κρουστική συνάρτηση Dirac, ενώ αντιπαραβάλλοντας, στο οπτικό πεδίο αναγνωρίζεται σαν απόκριση “συνάρτησης εξαπλωμένου σημείου” (**point spread function, PSF**) σε ένα ιδανικό σημειακό αντικείμενο σε ένα οπτικά γραμμικό σύστημα. Οι σχέσεις που εκφράζουν την συνάρτηση πλάτους και έντασης που προκύπτουν από το παραπάνω διάγραμμα είναι οι εξής:

$$A(x) = \frac{\sin \pi x}{\pi x} \equiv \text{sinc}(x), \quad (4.6)$$

$$I(x) = \left[\frac{\sin \pi x}{\pi x} \right]^2 \equiv \text{sinc}^2(x), \quad (4.7)$$

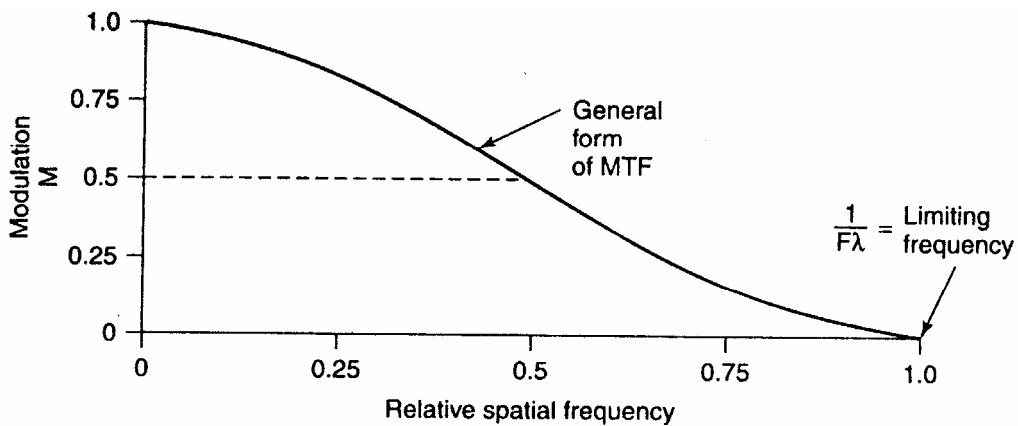
Η συνάρτηση εξαπλωμένου σημείου (point spread function, PSF) συναντάται στο δυσδιάστατο επίπεδο οπότε οι παραπάνω συναρτήσεις μετασχηματίζονται ως εξής:

$$A_{\square}(x, y) = \text{sinc}(x) \text{sinc}(y), \quad (4.8)$$

$$I_{\square}(x, y) = [\text{sinc}(x) \text{sinc}(y)]^2, \quad (4.9)$$

Ο μετασχηματισμός Fourier της PSF οδηγεί στην συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (**modulation transfer function, MTF**). Ο MTF εισήχθη για να περιγράψει την απεικονιστική ικανότητα ενός συστήματος εικόνας (imager). Τα κριτήρια που οριοθετούν την ικανότητα απεικόνισης είναι κατά κύριο λόγο η επίπτωση του μεγέθους της κηλίδας (spot) της ακτίνας σε σχέση με την στενότερη επιθυμητή διακύμανση του σήματος, οι ρυθμοί δειγματοληψίας σε σχέση με την μικρότερη μεταβολή του σήματος και η

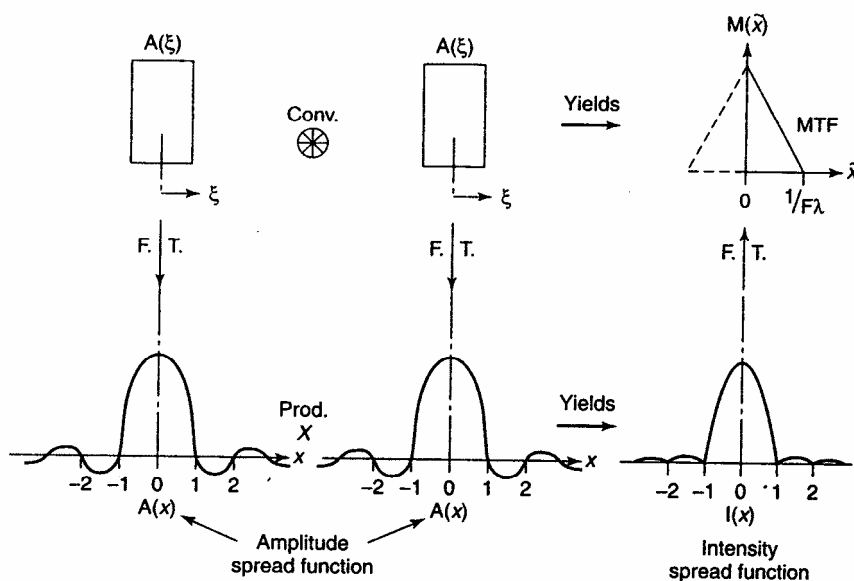
ανεκτικότητα της εκτροπής από τη τέλεια εστίαση. Όλοι αυτοί οι παράγοντες, και αρκετοί άλλοι όπως η συνολική λειτουργία ενός απεικονιστικού συστήματος αποτελούμενο από εν σειρά υποσυστήματα (πχ. ηλεκτρονικό



Σχήμα 4.10: Αναπαράσταση της συνάρτησης MTF.

υποσύστημα, οπτικό υποσύστημα, σύστημα φακών, σύστημα σάρωσης), μπορούν να ποσοτικοποιηθούν με χρήση της MTF. Ειδικότερα σε ένα μονόχρωμο απεικονιστικό σύστημα, όπως αυτό που παρουσιάζεται σ' αυτή την εργασία, η MTF δείχνει την ικανότητα απεικόνισης μοτίβων μαύρων και άσπρων διαφορετικής συχνότητας.

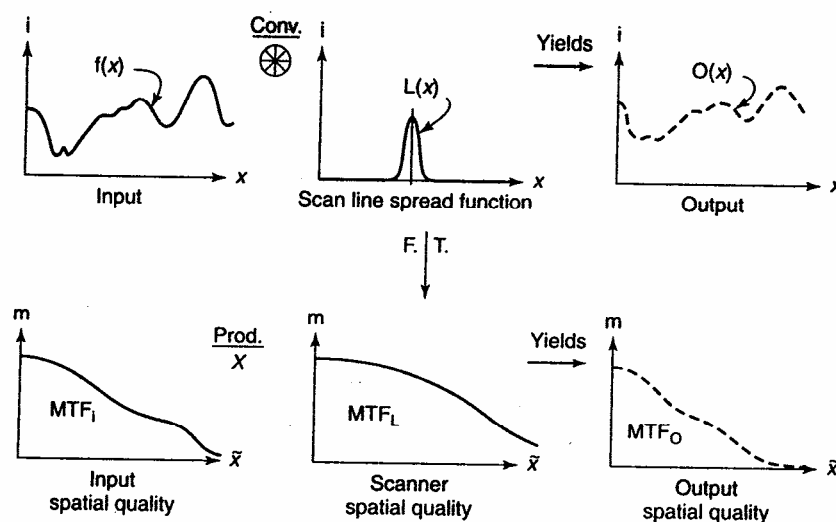
Η MTF προκύπτει όπως προαναφέραμε από τον μετασχηματισμό Fourier της συνάρτησης έντασης αλλά και από την συνέλιξη της μιγαδικής συνάρτησης πλάτους ανοίγματος της διαδιδόμενης ακτίνας ($A(\xi)$). Αυτή η



Σχήμα 4.10: Αναλυτική διαδοχική πορεία προς το MTF.

διαδικασία περιγράφεται στο παρακάτω σχήμα. Για απλότητα ας θεωρήσουμε ένα τετράγωνο άνοιγμα στην δέσμη αναφοράς σε μία κατεύθυνση ξ με μιγαδική συνάρτηση πλάτους $A(\xi)$ (πάνω αριστερά). Ακριβώς παρακάτω (κάτω αριστερά) εμφανίζεται ο μετασχηματισμός Fourier $A(x)$ του $A(\xi)$. Τετραγωνίζοντας την συνάρτηση πλάτους δημιουργείται η συνάρτηση κατανομής έντασης (κάτω δεξιά). Αυτό αποτελεί την συνάρτηση εξαπλωμένου σημείου PSF. Κάνοντας τον μετασχηματισμό Fourier του PSF εμφανίζεται η MTF του τετράγωνου ανοίγματος. Επειδή η κατανομή ανοίγματος από μόνη της, μοναδικά καθορίζει την PSF, κάποιος μπορεί να πάει εύκολα να υπολογίσει από την $A(\xi)$ την MTF. Αυτό γίνεται υπολογίζοντας την συνέλιξη της συνάρτησης $A(\xi)$ με τον εαυτό της. Αυτό ονομάζεται αυτοσυσχέτιση.

Για τον καθορισμό της ποιότητας του συστήματος σάρωσης, ενδιαφερόμαστε για το αποτέλεσμα της κηλίδας σάρωσης πάνω στην ακεραιότητα της εξόδου στο τέλος της σάρωσης. Αυτό γίνεται συσχετίζοντας την συνάρτηση εισόδου με την συνάρτηση PSF. Στο πεδίο της συχνότητας αυτό αντιστοιχεί στον πολλαπλασιασμό της MTF της εισόδου με την MTF της συνάρτησης εξαπλώσεως γραμμής.



Σχήμα 4.11: Ισοδύναμες μέθοδοι για τον καθορισμό της ποιότητας της σάρωσης.

4.6 Ορισμός Ανάλυσης κατά την Σάρωση

Ο ορισμός της λέξης «ανάλυση» δίνεται διαφορετικά σε κάθε επιστημονικό πεδίο. Στην αστρονομία ανάλυση θεωρείται η ελάχιστη γωνία μεταξύ δύο απομακρυσμένων παρατηρούμενων αντικειμένων και μετράται σε μrad . Στην οπτική φωτογραφίας ορίζεται σαν ο μεγαλύτερος αριθμός χωρικών κύκλων μετρούμενων πάνω σε ένα mm του μέσου πληροφορίας (φιλμ) και μετράται σε cycles/mm . Στην τηλεόραση ανάλυση ονομάζουμε των συνολικό αριθμό στοιχειωδών κομματιών εικόνας (pixels) ανά μία σάρωση του οπτικού πεδίου (ανά πλαίσιο frame). Στην οπτική σάρωση ανάλυση θεωρούμε το μέγιστο αριθμό διακριτών στοιχειωδών κηλίδων (dots) σε κάθε σάρωση και εκφράζεται με το γράμμα N .

Δύο βασικά είδη οπτικής σάρωσης που υπάρχουν είναι η μεταφραστική και η γωνιακή, οι οποίες συναντώνται ανεξάρτητα ή ταυτόχρονα. Η μεταφραστική σάρωση μετατοπίζει ένα σημείο εστίασης του μεγέθους κηλίδας δ πέρα από ένα μήκος σχήματος S . Υποθέτοντας ότι τα διαστήματα στοιχείων που αντιστοιχούν στο μέγεθος της κηλίδας δ , η ανάλυση της μεταφραστικής ανίχνευσης N_s , εκφράζεται ως

$$N_s = \frac{S}{\delta}, \quad (4.10)$$

Κατά την γωνιακή σάρωση, η οποία επιτυγχάνεται με γωνιακή περιστροφή του άξονα διάδοσης της ακτίνας πλάτους D κατά συνολική γωνία Θ με βήμα $\Delta\Theta$, με τέτοιο τρόπο ώστε η εστιαζόμενη κηλίδα πλάτους δ να διαγράφει ένα τόξο μήκους W . Η ανάλυση σε αυτή την περίπτωση ορίζεται σαν

$$N_\Theta = \frac{W}{\delta} = \frac{\Theta}{\Delta\Theta}, \quad (4.11)$$

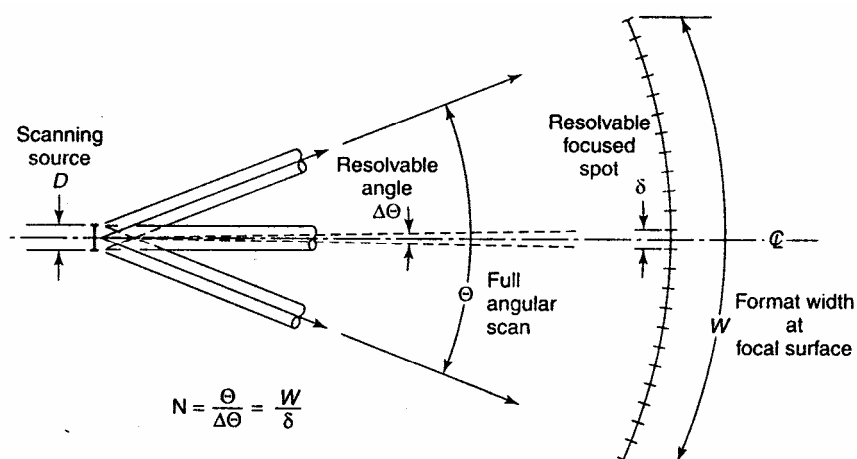
και αν θεωρήσουμε

$$\sin \Delta\Theta \approx \Delta\Theta = \alpha \frac{\lambda}{D}, \quad (4.12)$$

όπου α ο συντελεστής σχήματος ανοίγματος της δέσμης τότε η πρώτη σχέση γίνεται:

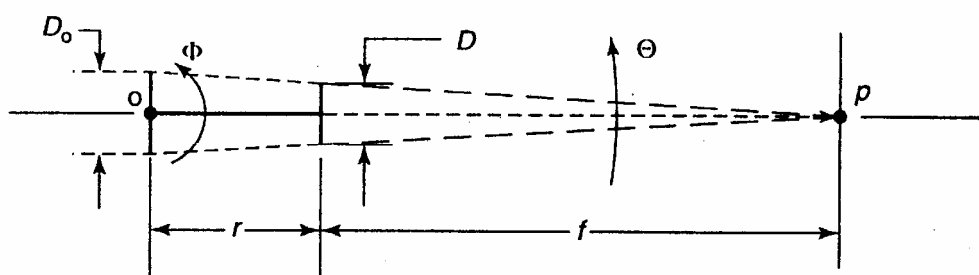
$$N_{\Theta} = \frac{\Theta D}{\alpha \lambda}, \quad (4.13)$$

Οι όροι του αριθμητή Θ και D είναι οι βασικές μεταβλητές ενώ το γινόμενο του παρονομαστή αποτελεί μία σταθερά του συστήματος η οποία είναι εκ των προτέρων γνωστή. Το πιο σημαντικό στην παραπάνω σχέση, πέρα από την αναγνώριση των δύο μεταβλητών Θ και D που καθορίζουν την ανάλυση, είναι ότι δεν περιέχει κάποιο σαφή όρο για το μέγεθος της κηλίδας και δεν εμπεριέχει καμία σχέση με τα οπτικά που ακολουθούν μετά τον σαρωτή. Άρα η ανάλυση είναι ανεξάρτητη του μεγέθους της κηλίδας (εξαρτάται μόνο από το σχήμα της), ανεξάρτητη του είδους της τροχιάς που διαγράφει η κηλίδα (αν το W είναι ευθεία ή τόξο), ανεξάρτητη της μεγέθυνσης και της εστιακής απόστασης των φακών. Παρακάτω δίνεται ένα παράδειγμα γωνιακής σάρωσης.



Σχήμα 4.12: Ανάπτυξη ανάλυσης γωνιακής σάρωσης.

Ένα πιο περίπλοκο σενάριο είναι το παράδειγμα της ταυτόχρονης γωνιακής και μεταφραστικής σάρωσης. Σε αυτή την περίπτωση η ανάλυση δεν υπολογίζεται από τον παραπάνω τύπο αλλά περιέχει και τον όρο της μεταφραστικής σάρωσης και γι' αυτό το λόγο ονομάζεται προσαιξημένη σάρωση. Η προσαιξημένη σάρωση έχει ουσία ύπαρξης σε συστήματα που η ανακλαστική επιφάνεια αλλάζει σχετική θέση σε σχέση με την ευθυγραμμισμένη πορεία της οπτικής δέσμης, πχ. η ανακλαστική επιφάνεια είναι ένα περιστρεφόμενο σύστημα καθρεφτών. Ας θεωρήσουμε το παρακάτω σχήμα:



Σχήμα 4.13: Βάση επαυξανόμενης ανάλυσης.

Θεωρώντας ένα ανακλαστικό άνοιγμα D , τοποθετημένο σε μια απόσταση r από το υπομόχλιό του, το οποίο περιστρέφεται γύρω από το σημείο o . Αυτό είναι αντιπροσωπευτικό ενός πολυγωνικού ανακλαστήρα ακτίνας r που περιστρέφεται γύρω από το σημείο o μέσω της γωνίας Φ έτσι ώστε το πλάτος της ακτίνας D να συγκλίνει σε ένα σημείο p πέρα από την απόσταση f σαρώνοντας μέσω της γωνίας Θ . Το σημείο p όχι μόνο μετατίθεται λόγω της γωνίας Θ ανίχνευσης αλλά και μετατοπίζεται λόγω της μετάφρασης ανοίγματος D πέρα από την απόσταση $r\Phi$. Η συνολική ανάλυση καθορίζεται από το άθροισμα

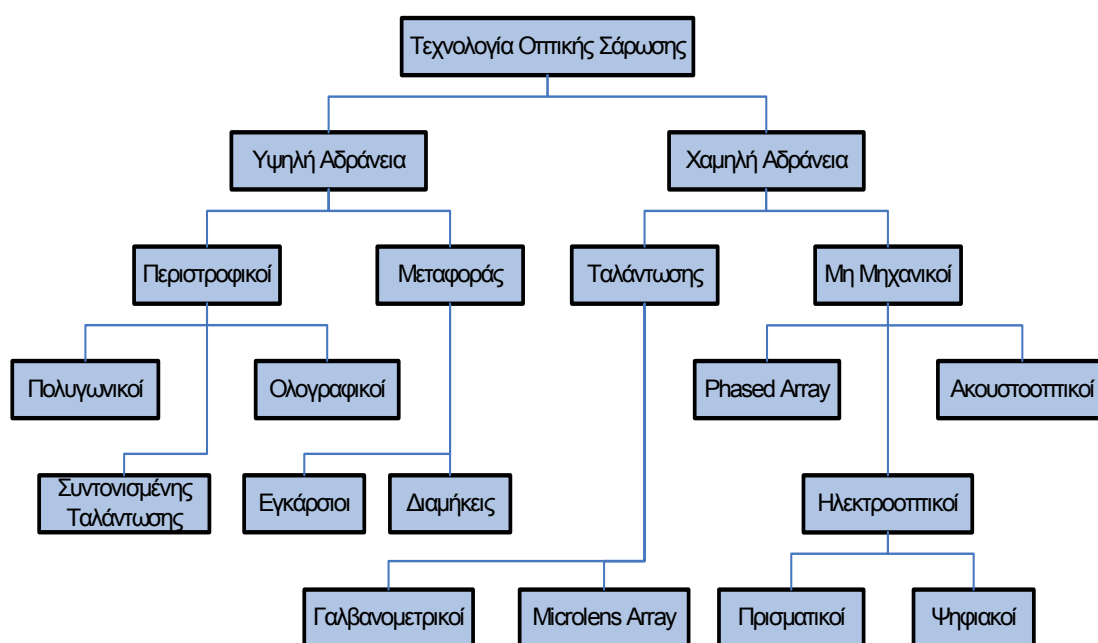
$$N = N_{\Theta} + N_s, \quad (4.14)$$

και αν θέσουμε $D_o = D(1 + \frac{r}{f})$ (λόγω όμοιων τριγώνων)

$$N = \frac{\Theta D}{\alpha \lambda} (1 + \frac{r}{f}), \quad (4.15)$$

4.7 Συσσκευές και Τεχνικές Σάρωσης

Τα συστήματα σαρώσεως ανάλογα με την ευελιξία που παρέχουν στην διαδικασία σάρωσης, χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, υψηλής και χαμηλής αδράνειας. Τα συστήματα υψηλής αδράνειας διατηρούν την υψηλή ακρίβεια. Αντιστέκονται στις γρήγορες αλλαγές στην ταχύτητα σάρωσης και στο γεωμετρικό τόπο της σάρωσης. Τα συστήματα χαμηλής αδράνειας, εντούτοις, επιτρέπουν τον έγκαιρο έλεγχο και την αλλαγή μιας τροχιάς σάρωσης. Παρουσιάζουν συχνά την δυνατότητα τυχαίας πρόσβασης. Παρακάτω δίνεται ένας πίνακας με την κατηγοριοποίηση των σαρωτών.

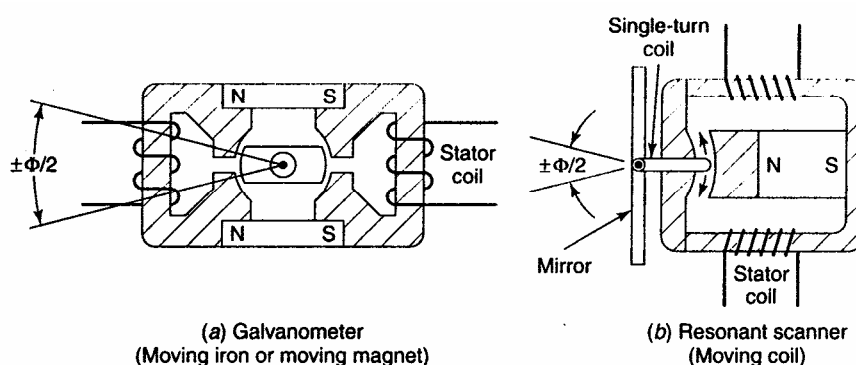


Σχήμα 4.14: Ταξινόμηση τεχνολογίας συστημάτων οπτικής σάρωσης.

Η σάρωση υψηλής αδράνειας συνεπάγεται την κίνηση μιας σημαντικής μάζας. Όταν ισορροπείται κατάλληλα, τέτοια δράση παρέχει συχνά ένα πλεονέκτημα καταστέλλοντας την διαταραχή της επιθυμητής λειτουργίας σάρωσης. Κατά λειτουργία σε συνεχή περιστροφή, η σάρωση υψηλής αδράνειας πλεονεκτεί επίσης από την μη - ταλαντωτική και μη παλινδρομική δράση στο να δώσει έναν μοναδικό συνδυασμό υψηλής ταχύτητας και την υψηλής σταθερότητας μεταφοράς σημειακών δεδομένων. Τα περιστροφικά συστήματα, που περιλαμβάνουν τα πολύγωνα, μπορούν να διαμορφώσουν τα ιδιαίτερα διαταγμένα σημεία στοιχείων σε ρυθμούς που επεκτείνονται σε εκατοντάδες megarixels ανά δευτερόλεπτο.

4.7.1 Γαλβανομετρικοί Σαρωτές

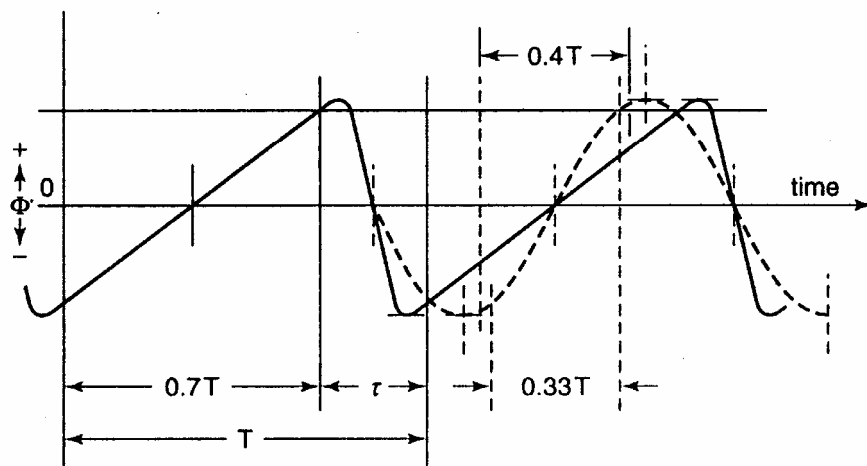
Ιστορικά οι γαλβανομετρικοί σαρωτές προήλθαν από την εξέλιξη της γνωστής κίνησης D' Arsonval, έχοντας τοποθετημένο ένα σύστημα κινούμενου πηνίου στο εσωτερικό ενός ισχυρού και μόνιμου μαγνητικού πεδίου. Η βασική μορφή αυτού του είδους των σαρωτών αποτελείται από ένα τροποποιημένο πολύστροφο σύστημα κινητού πηνίου και στέρεους πυρήνες σιδήρου ή άλλων μαγνητικών υλικών έτσι ώστε να παρέχεται η μέγιστη δυνατή ροπή. Η χρήση κινούμενων μαγνητικών μετατροπέων, εξασφαλίζει υψηλές συχνότητες συντονισμού και υψηλές ταχύτητες σάρωσης.



Σχήμα 4.15: Παραδείγματα γαλβανομετρικών συστημάτων σάρωσης και σαρωτών συντονισμού.

Όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.15 (α), ο τυπικός και σύγχρονος γαλβανομετρικός κινούμενος μαγνητικός μετατροπέας είναι παρόμοιος με ένα μοτέρ περιστροφής. Οι μόνιμοι μαγνήτες του σταθερού μέρους του συστήματος, διασφαλίζουν ένα αμετάβλητο πεδίο, το οποίο επαυξάνεται (\pm) μέσω του μεταβλητού πεδίου που αναπτύσσεται με τον έλεγχο του ρεύματος που διαπερνά τα σταθερά πηνία. Αναζητώντας ένα νέο ισορροπημένο πεδίο, το περιστρεφόμενο τμήμα του συστήματος (και ο καθρέφτης) εκτελεί μία οριακή γωνιακή κίνηση ($\pm \Phi/2$) η οποία περιορίζεται από ένα ελαστικό σύστημα ανάρτησης. Τα γαλβανόμετρα είναι συσκευές οι οποίες λειτουργούν σε μία ευρεία ζώνη συχνοτήτων, από το μηδέν έως μία τιμή σχετική με το μηχανικό συντονισμό τους. Έτσι εξασφαλίζεται η προιωνωτή κυματομορφή για τη raster διαμόρφωση, έχοντας ένα μεγάλο ενεργό γραμμικό τμήμα και ένα μικρό διάστημα ανίχνευσης προς τα πίσω χρονικής διάρκειας τ . Στο Σχήμα

4.16, η συνεχής γραμμή αναπαριστά μία τυπική γαλβανομετρική πριονωτή σάρωση. Η περίοδος σάρωσης είναι T και ο χρόνος που απαιτείται για το τμήμα της γραμμικής ανύψωσης είναι $0.7T$.



Σχήμα 4.16: Κυματομορφές δύο γαλβανομετρικών σαρωτών έχοντας την ίδια περίοδο. Συνεχής γραμμή: Γαλβανομετρικός σαρωτής με γραμμική σάρωση χρονικής διάρκειας στο 70% της περιόδου. Διακεκομμένη γραμμή: Σαρωτής συντονισμού με χρονική διάρκεια σάρωσης στο 33.3% της περιόδου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

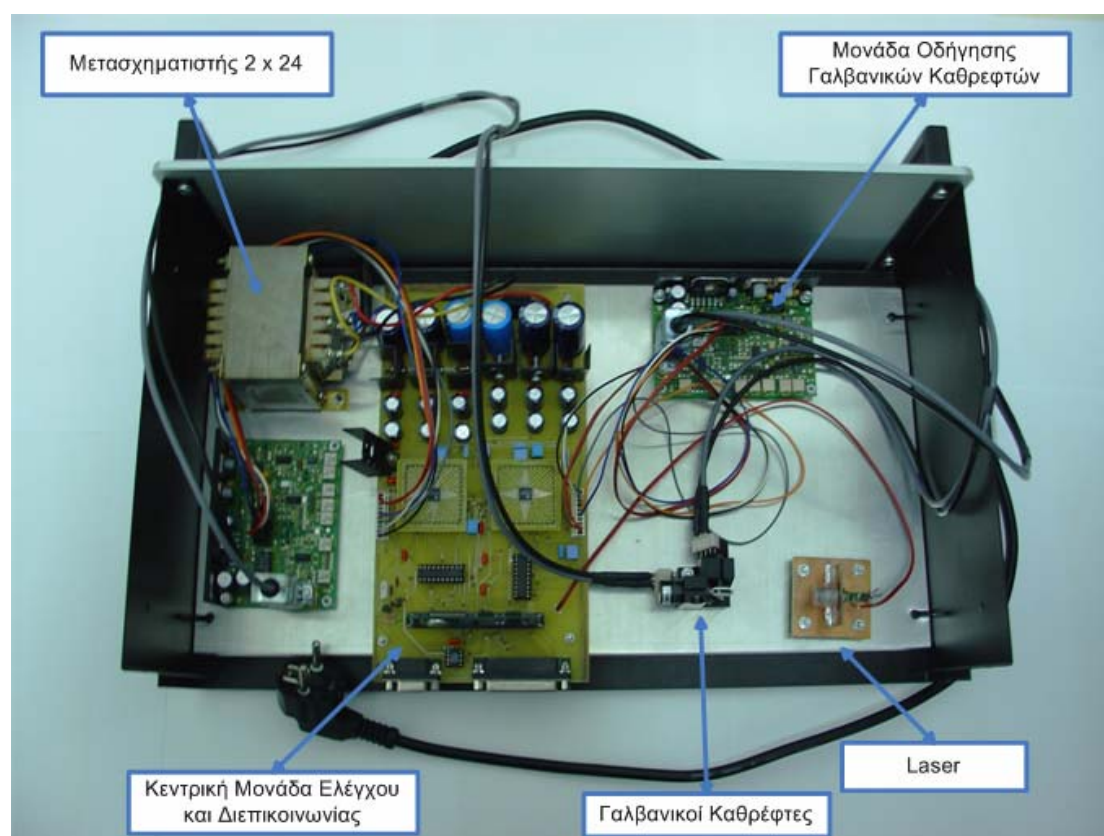
ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ LASER

5.1 Περιληπτική Περιγραφή του Συστήματος

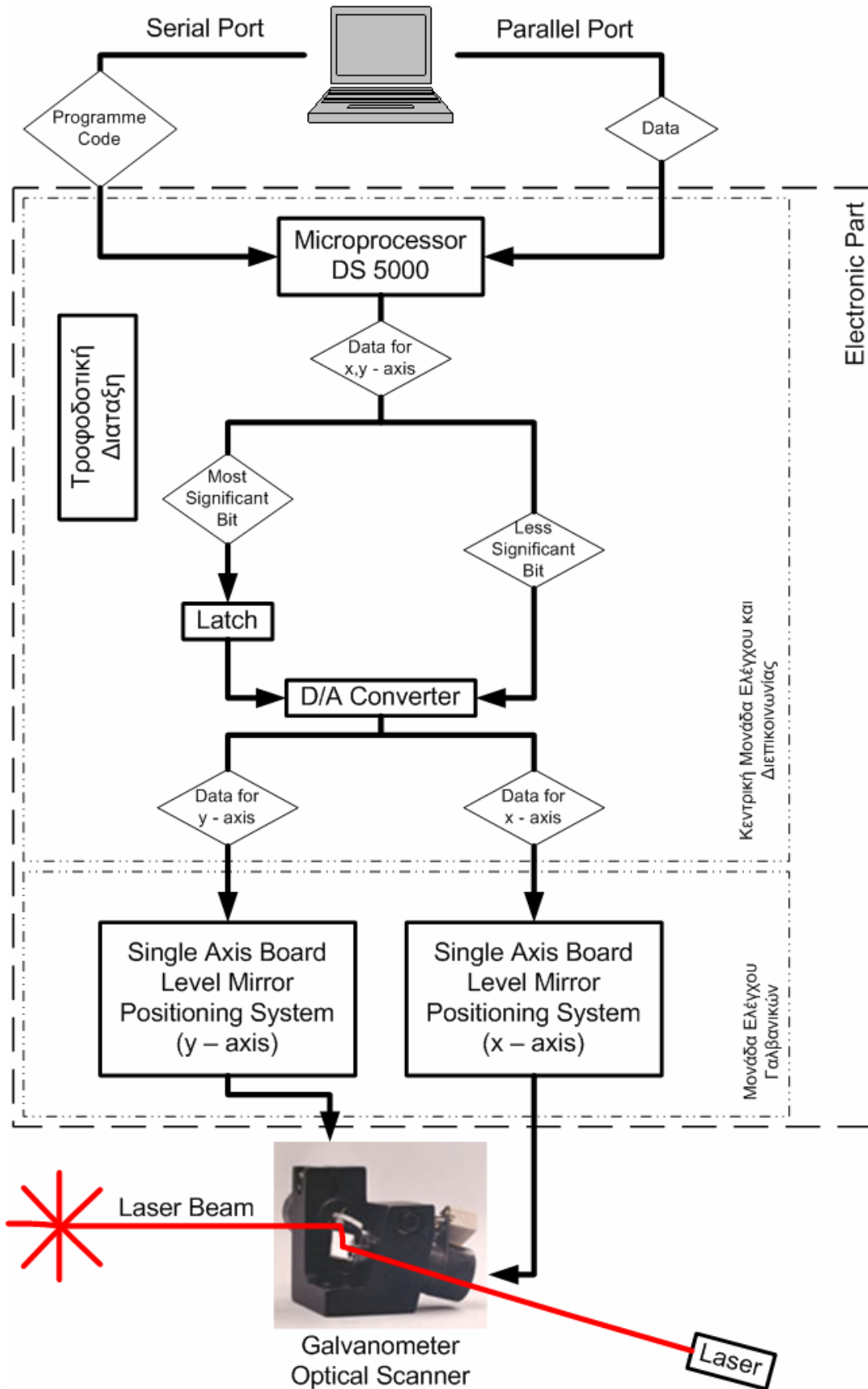
Όπως αναφέρθηκε και στο πρώτο κεφάλαιο αυτής της διπλωματικής εργασίας, αρχικός σκοπός της πτυχιακής ήταν η ανάπτυξη ενός συστήματος οδήγησης δέσμης laser, το οποίο σε συνδυασμό με μία από τις ήδη υπάρχουσες οπτικές διαδικασίες διάγνωσης του καρκίνου, θα μπορούσε να κάνει πράξη τη θεωρία που διέπει τον όρο *guided therapeutics*. Δηλαδή θα ήταν δυνατόν, εφόσον μέσω των οπτικών μεθόδων διάγνωσης μπορούμε πλέον να απεικονίσουμε και να χαρτογραφήσουμε πλήρως μία περιοχή ενδεχόμενης καρκινικής αλλοίωσης, να οδηγήσουμε μία δέσμη ιατρικού laser με μεγάλη ακρίβεια πάνω στην αλλοίωση, και με χρήση μίας εκ των μεθόδων θεραπείας του καρκίνου, που αναπτύχθηκαν στο τρίτο κεφάλαιο, να θεραπεύσουμε και να αντιμετωπίσουμε τη νόσο. Επειδή όμως η κλινική εφαρμογή μίας τέτοιας διπλωματικής εργασίας είναι κάτι το οποίο δεν συνηθίζεται, πόσο μάλλον όταν η πτυχιακή αυτή διεκπεραιώνεται σε εργαστήρια σχολής μη σχετικής με ιατρικές εφαρμογές, ο στόχος μετατοπίστηκε ελάχιστα και περιορίστηκε στην ανάπτυξη και τον σχεδιασμό ενός συστήματος οδήγησης δέσμης laser (**laser scanner**). Αυτό βέβαια καθόλου δε σημαίνει ότι ο αρχικός σκοπός παραμερίστηκε και αφαίθηκε στην άκρη. Άλλωστε στο τέλος της περιγραφής της συνολικής διαδικασίας που ακολουθήθηκε, θα φανεί ότι το σύστημα που υλοποιήθηκε μπορεί να διεκπεραιώσει θεραπευτικές επεμβάσεις αρκεί να χρησιμοποιηθεί το κατάλληλο είδος laser και η ανάλογη τεχνική.

Σύμφωνα με το τρίτο κεφάλαιο, στο οποίο αναλύθηκαν εμπειριστατωμένα οι τρόποι και τα πρωτόκολλα σάρωσης, για την εφαρμογή μίας δέσμης laser στου ιστούς, έγινε σαφές ότι η χρήση ενός συστήματος το οποίο θα σάρωνε την επιθυμητή περιοχή επαναληπτικά, σταθερά και διαδοχικά, είναι αποτελεσματικότερη από την ακτινοβολή μέσω σταθερής δέσμης, λόγω της αποφυγής των ιδιαίτερων και επιβλαβών θερμικών φαινομένων που υπεισέρχονται. Έτσι η χρήση ενός laser scanner το οποίο θα υλοποιεί αυτό το πρωτόκολλο και το οποίο θα παρέχει πλήρη έλεγχο της δέσμης και αυτόματη ακριβή οδήγηση της, αποτελεί την βέλτιστη λύση.

Μία γενική ιδέα για την ανάπτυξη και την υλοποίηση αυτού του συστήματος μπορεί να ληφθεί από την παρατήρηση του αναλυτικού **block diagram** το οποίο αναπαρίσταται στο **Σχήμα 5.1** και της φωτογραφικής απεικόνισης της **Εικόνας 5.1** αντίστοιχα.



Εικόνα 5.1: Σύστημα οδήγησης δέσμης laser που υλοποιήθηκε στα πλαίσια διεκπεραίωσης διπλωματικής εργασίας στο χώρο του ερευνητικού εργαστηρίου οπτοηλεκτρονικής και μικροηλεκτρονικής.



Σχήμα 5.1: Block Diagram του συστήματος που υλοποιήθηκε.

Όπως φαίνεται από το σχήμα αλλά και από την εικόνα που παραθέτονται πιο πάνω, το σύστημα οδήγησης της δέσμης laser που αναπτύχθηκε, μπορεί να χωριστεί σε τέσσερα βασικά μέρη:

Τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, ο οποίος αναλαμβάνει την επεξεργασία της οριοθέτησης μίας περιοχής απεικόνισης, την οποία επιθυμούμε να σαρώσουμε, αλλά και την αποστολή προς το υπόλοιπο σύστημα, των συντεταγμένων των σημείων που οριοθετούν την περιοχή αυτή.

Την κεντρική μονάδα ελέγχου και διεπικοινωνίας, της οποίας στόχος είναι η τροφοδοσία των επιμέρους τμημάτων, η λήψη και η επεξεργασία των ψηφιακών δεδομένων που αποστέλλονται από τον υπολογιστή και τέλος η αποστολή αναλογικών σημάτων για τη βέλτιστη λειτουργία των γαλβανικών καθρεφτών.

Την μονάδα ελέγχου των γαλβανικών, η οποία αποτελείται από δύο πανομοιότυπες ηλεκτρονικές πλακέτες και της οποίας βασικός ρόλος είναι η αποστολή σημάτων, υπό τη μορφή ηλεκτρικών τάσεων, προς τους καθρέφτες έτσι ώστε αυτοί να λειτουργήσουν απολύτως ικανοποιητικά.

Το σύστημα των γαλβανικών καθρεφτών, οι οποίοι απλώς κινούνται με μεγάλη ακρίβεια και υψηλή ταχύτητα στις απαιτούμενες χωρικές συντεταγμένες και καταφέρνουν έτσι την αποτελεσματική οδήγηση της δέσμης η οποία ανακλάται πάνω στην επιφάνεια τους.

Πέραν όμως από αυτά τα στοιχειώδη αλλά ταυτόχρονα βασικά τμήματα του συστήματος που υλοποιήθηκε, θα πρέπει να αναφερθεί ότι οι δύο κύριες επιστημονικές ενότητες, που αφορούν την διεκπεραίωση τούτης της διπλωματικής εργασίας, είναι η σχεδίαση και η ανάπτυξη του υλικού (hardware) και του λογισμικού (software) αντίστοιχα. Τα τμήματα λοιπόν τα οποία αναφέρθηκαν περιληπτικά πρωτύτερα, αποτελούν σημαντικές υποκατηγορίες των δύο αυτών βασικών ενοτήτων, και θα αναλυθούν διεξοδικά κατά μήκος των επόμενων σελίδων.

Συγκεκριμένα στην σχετική με την υλοποίηση του υλικού ενότητα, θα αναλυθούν θέματα όπως, τα κριτήρια επιλογής, τα χαρακτηριστικά και οι αρχές λειτουργίας των συσκευών που χρησιμοποιήθηκαν (όπως ο μικροελεγκτής, οι D/A converters, το σύστημα των γαλβανικών και οι μονάδες ελέγχου τους) καθώς επίσης η ανάπτυξη και η υλοποίηση του ηλεκτρονικού μέρους της κεντρικής μονάδας ελέγχου και διεπικοινωνίας. Αντίστοιχα στην

ενότητα που θα αφορά την ανάπτυξη του λογισμικού, θα αναλυθεί διεξοδικά, ο κώδικας προγραμματισμού του μικροελεγκτή, ο κώδικας ανάλυσης της δοθείσας εικόνας και η υλοποίηση του προγραμματιστικού περιβάλλοντος εργασίας του συστήματος (program interface).

5.2 Σχεδίαση και Ανάπτυξη Υλικού

Ο βασικός προβληματισμός ο οποίος τίθεται σε αυτή τη διπλωματική εργασία, είναι η εύρεση ενός τρόπου, έτσι ώστε όταν έχουμε μία μονοχρωματική εικόνα (λευκές και μαύρες μόνον περιοχές) σε κάποιον ηλεκτρονικό υπολογιστή, να μπορούμε να προβάλλουμε με ακρίβεια και μέσω ενός συστήματος σάρωσης, την απεικόνιση των μαύρων περιοχών της αρχικής εικόνας, πάνω σε οποιαδήποτε επιφάνεια.

Πέραν των διαφόρων θεμάτων λογισμικού που προκύπτουν από την ανάλυση του συγκεκριμένου προβλήματος, η αρχική σκέψη αφορούσε την κατάλληλη επιλογή ενός συστήματος σάρωσης, το οποίο θα παρείχε τη δυνατότητα να έρθει εις πέρας μία ανάλογη εφαρμογή. Σύμφωνα με το πέμπτο κεφάλαιο, κατά το οποίο αναπτύσσονται οι τεχνικές και τα διάφορα συστήματα οπτικής σάρωσης, η επιλογή ενός ζεύγους γαλβανικών καθρεφτών, αποτελεί τη βέλτιστη λύση λόγω της υψηλής ταχύτητας, του μικρού όγκου, της μεγάλης ευελιξίας, της υψηλής ανάλυσης σάρωσης, της γωνιακής λειτουργίας και ιδιαίτερα της χαμηλής αδράνειας που παρέχει ένα τέτοιο σύστημα. Αυτά εν ολίγης τα τεχνικά χαρακτηριστικά, είναι σε θέση να διασφαλίσουν την ακριβέστερη οδήγηση της δέσμης και την αποτελεσματικότερη λειτουργία του σαρωτή.

Στη διεθνή βιομηχανική αγορά, κυκλοφορούν διάφορα μοντέλα γαλβανικών συστημάτων, για ανάλογες και διαφορετικές εφαρμογές. Ύστερα από διεξοδική έρευνα και συνυπολογίζοντας κατά πρώτον τις απαιτήσεις της εφαρμογής μας (τα τεχνικά χαρακτηριστικά που προαναφέρθηκαν), κατά δεύτερον το είδος του laser που θα χρησιμοποιούσαμε (pointer laser ακτινοβολίας στο ερυθρό με μήκος κύματος περί τα 640nm) και κατά τρίτον το κόστος τέτοιων συστημάτων (γενικά το κόστος ήταν ιδιαίτερα υψηλό), καταλήξαμε στην αγορά ενός ζεύγους γαλβανικών καθρεφτών της εταιρίας **Cambridge Technologies** με τύπο μοντέλου **6200 Galvanometer Optical**

Scanner. Μαζί με το ζεύγος αυτών των γαλβανικών, αγοράστηκαν και τα απαραίτητα πλακετάκια οδήγησης τους, προϊόντα της ίδιας εταιρείας με ακριβές τύπο μοντέλου **Series 678XX Single Axis Board Level Mirror Positioning System.**

Τα χαρακτηριστικά, οι αρχές λειτουργίας και οι απεικονιστικές διατάξεις αυτών των συστημάτων παραθέτονται στις επόμενες υποενότητες.

5.2.1 Σύστημα Γαλβανικών Καθρεφτών

Ο τύπος 6200 των γαλβανικών καθρεφτών έχει ένα σύστημα περιστροφής κινούμενου μαγνήτη, το οποίο σημαίνει ότι το λειτουργικό μέρος αυτού του σαρωτή είναι ένας μαγνήτης. Ένας κινούμενος μαγνήτης δεν έχει όριο κορεσμού της ροπής και πολύ μικρή ηλεκτρική επαγωγή. Για αυτό το λόγο υψηλές τιμές ροπής μπορούν να επιτευχθούν πολύ γρήγορα. Το γεγονός αυτό είναι παρόμοιο με τα συστήματα τα οποία απαιτούν πολύ μικρούς χρόνους βηματικής απόκρισης.



Εικόνα 5.2: Απεικόνιση του ζεύγους των γαλβανικών καθρεφτών που χρησιμοποιήθηκαν.

Δύο πρακτικοί παράγοντες είναι αυτοί που περιορίζουν την ροπή η οποία επιτυγχάνεται από τον κινούμενο μαγνήτη. Η ροπή κορυφής (**peak torque**) περιορίζεται από τα όρια της μηχανικής αποτυχίας λόγω της τιμής του ρεύματος στον στάτορα (stator) σε συσχέτισμό με την τιμή κορυφής του ρεύματος βάση των χαρακτηριστικών του συστήματος. Η τιμή rms της ροπής περιορίζεται από τη μέγιστη ισχύ (I^2R χάνεται στο πηνίο του στάτορα) η οποία

μπορεί να χαθεί από τον σαρωτή. Όταν η μέγιστη τιμή rms του ρεύματος έχει επιτευχθεί (με επαρκή απορρόφηση θερμοκρασίας), ο στάτορας θα έχει φτάσει στα όρια της μέγιστης θερμοκρασίας του και επομένως το μοτέρ θα έχει αναπτύξει την μέγιστη rms τιμή ροπής. Εξαιρετικά υψηλές τιμές απόδοσης μπορούν να επιτευχθούν σε ορισμένες περιπτώσεις, εξαιτίας των πολύ υψηλών τιμών του ορίου της τιμής κορυφής της ροπής αλλά και της μέγιστης ισχύος που δαπανάται στο πηνίο του στάτορα.



Εικόνα 5.3: Απεικόνιση γαλβανικού καθρέφτη για τον x – άξονα.

Στον παρακάτω πίνακα παραθέτονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ζεύγους των γαλβανικών καθρεφτών που χρησιμοποιήθηκαν.

Scanner Model	6200	Tolerance	Units/Notes
Rated Excursion, Rotor	±20	Min	degrees
Bumper Stop Angle	±26	±4	degrees
Optical Aperture	3	-	mm
Rotor Inertia	0.013	±10%	gm – cm ²
Recommended Load	0.000 – 0.13	-	gm – cm ²
Torque Constant	1.08E+04	±10%	dyne – cm / amp
Coil Resistance	2.4	±10%	ohms
Coil Inductance	44	±10%	μhenries
Back EMF Voltage	18.8	±10%	μν / degrees / s
Thermal Resistance	7.5	Typ	°C / watt
Maximum Coil Temperature	110	Max	°C
Maximum RMS Current	1.6	Max	amps
Maximum Peak Current	6	Max	amps
Maximum RMS Power	8	Max	watts
Fuse Rating	2.5	-	amp., fast - blo
Settling Time	100	Typ	μsec
Scanner Weight	12.5	Typ	grams
Case Operating Temperature	0 - 50	Max	°C

Πίνακας 5.1: Χαρακτηριστικά γαλβανικού καθρέφτη μοντέλου 6200.

Η γωνιακή θέση του άξονα εντοπίζεται μέσω ενός οπτικού αισθητήρα ο οποίος βρίσκεται τοποθετημένος πάνω σε ένα μικρό ηλεκτρονικό κύκλωμα, το κύκλωμα ανιχνευτή θέσης, στην πίσω πλευρά του γαλβανικού καθρέφτη. Το σήμα εξόδου από αυτόν τον αισθητήρα είναι ένα διαφορικό σήμα ρεύματος το οποίο αποστέλλεται προς το ηλεκτρονικό κύκλωμα οδήγησης, κλείνοντας έτσι το βρόγχο του συστήματος ελέγχου του σαρωτή και επιτρέποντας έτσι πολύ γρήγορες και ακριβείς θέσεις του καθρέφτη.

5.2.2 Σύστημα Ελέγχου Περιτροφής Γαλβανικών

Μία γενική άποψη που επικρατεί όσον αφορά τη σχέση των οπτικών σαρωτών με τα συστήματα οδήγησης τους, είναι ότι ένας τέτοιος οπτικός σαρωτής είναι τόσο καλός όσο και ο ενισχυτής του συστήματος που τον ελέγχει. Η βέλτιστη απόδοση δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί από μία κεντρική μονάδα ελέγχου η οποία δεν ταιριάζει απόλυτα με το σύστημα το οποίο οδηγεί.

Καθώς η πολυπλοκότητα και οι απαιτήσεις σε τεχνικά χαρακτηριστικά των σημερινών οπτικών συστημάτων αυξάνουν, το ίδιο συμβαίνει και με την ανάγκη για υψηλή απόδοση, μεγάλη ακρίβεια και ύπαρξη πολυσύνθετων συστημάτων οδήγησης καθρεφτών. Η μονάδα ελέγχου που χρησιμοποιήθηκε κατά την εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, έχει σχεδιαστεί για τέτοιου είδους εφαρμογές οι οποίες απαιτούν χαρακτηριστικά υψηλής απόδοσης.



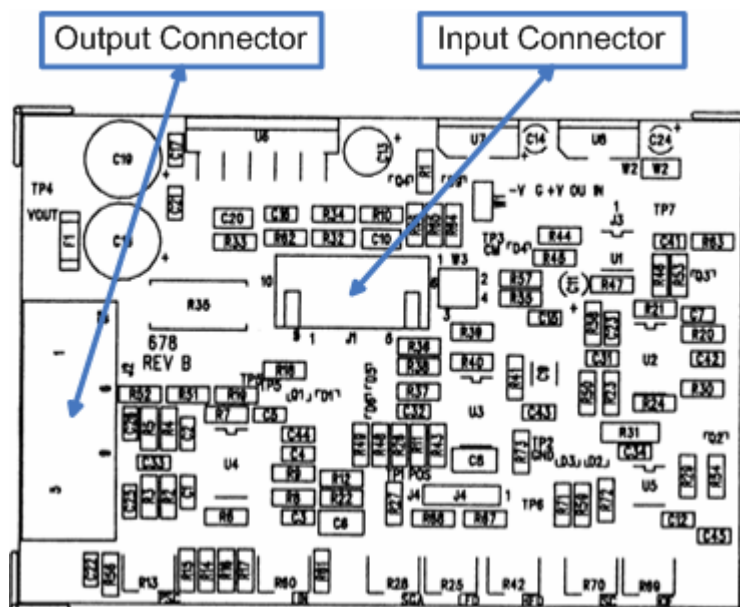
Εικόνα 5.3:
Μονάδα ελέγχου.

Το συνολικό σύστημα της μονάδας ελέγχου των γαλβανικών, όπως μπορούμε να το αποκαλέσουμε, αποτελείται από έναν μονοκάναλο ενισχυτή του συστήματος ελέγχου και από ένα σύστημα κλειστού βρόγχου για τους οπτικούς σαρωτές. Το συγκεκριμένο μοντέλο, έχει αναπτυχθεί πάνω σε μία ηλεκτρονική πλακέτα διπλής όψης και διαστάσεων 2.50" x 3.75", έτσι ώστε να επιτευχθεί το μικρό της μέγεθος σε συνδυασμό με την υψηλή λειτουργικότητα της.

Η βασική λειτουργία του συστήματος οδήγησης των γαλβανικών μπορεί να περιγραφεί ως εξής: το εν λόγω σύστημα δέχεται ένα σήμα αναλογικής τάσης εισόδου και μετατρέπει αυτή την είσοδο σε μία σταθερή, επαναληπτική και γωνιακή θέση του άξονα που βρίσκεται τοποθετημένος

στην έξοδο του σαρωτή. Ο ενισχυτής του συστήματος, επιτυγχάνει την προαναφερθείσα λειτουργία συνδυάζοντας την πληροφορία εισόδου με την πληροφορία ανάδρασης από το σύστημα σάρωσης, έτσι ώστε να διαμορφώσει ένα σήμα σφάλματος. Το σύστημα οδήγησης στη συνέχεια προσπαθεί να μηδενίσει το συγκεκριμένο σήμα περιστρέφοντας κατάλληλα τον άξονα του μοτέρ. Είναι επομένως αυτό το επερχόμενο της εισόδου σήμα, το οποίο επιτρέπει τον έλεγχο της γωνιακής θέσης του σαρωτή.

Τα υπόλοιπα ηλεκτρονικά που περιέχονται στην πλακέτα του συστήματος οδήγησης, χρησιμεύουν στο να εξασφαλίσουν DC τάση στο σύστημα αλλά και στο να ανιχνεύουν τις απώλειες ισχύος στους σαρωτές ώστε να σταθεροποιούν την μέση ισχύ του συστήματος.



Σχήμα 5.2: Σχηματική αναπαράσταση του κυκλώματος οδήγησης των γαλβανικών, όπως αυτό φαίνεται από τη μεριά των εξαρτημάτων.

Αναφορικά με το **Σχήμα 5.2**, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι η DC τάση τροφοδοσίας (**input voltage**) του συστήματος συνδέεται στο κύκλωμα μέσω του 10 – pin AMP βύσματος (**input connector**). Αυτή η τάση εισόδου συνδέεται απευθείας με τους ενισχυτές στην έξοδο του συστήματος, για να ελέγχεται έτσι το ρεύμα του μοτέρ ώστε να κινηθούν σωστά οι καθρέφτες. Η επιτρεπόμενες τιμές της τάσης εισόδου κυμαίνονται μεταξύ $\pm 15V$ και $\pm 28V$. Γενικά όμως ισχύει ότι όσο πιο μεγάλη είναι η τιμή της τάσης εισόδου, κοντά στα $\pm 28V$, τόσο πιο μικρός είναι ο χρόνος που απαιτείται για το βασικό γωνιακό βήμα του σαρωτή και επομένως τόσο πιο υψηλή η απόδοση

του συστήματος. Για το λόγο αυτό και βάση των ηλεκτρονικών συστημάτων που χρησιμοποιήθηκαν η τάση εισόδου στο κύκλωμα ελέγχου των γαλβανικών αναφορικά με το σύστημα που υλοποιήθηκε είναι σταθερή και ίση με +/- 24V.

Όσον αφορά την υπεύθυνη για τον έλεγχο της κίνησης των καθρεφτών τάση (**command input**), αυτή λαμβάνεται διαφορικά μέσω δύο ακροδεκτών εισόδου από το ίδιο βύσμα με πριν. Το εύρος τιμών αυτής της τάσης είναι +/- 10V για πλήρη γωνιακή περιστροφή του άξονα. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με το ότι ο γαλβανομετρικός σαρωτής είναι ρυθμισμένος σε μία κλίμακα αναλογίας μεταξύ Volt και μηχανικών βαθμών περιστροφής της τάξεως των 0.5V/deg, συνεπάγεται ότι το εύρος τιμών του γωνιακού ανοίγματος των καθρεφτών είναι +/- 20°.

Τα βασικά χαρακτηριστικά του ενισχυτή του συστήματος ελέγχου παραθέτονται στον παρακάτω πίνακα.

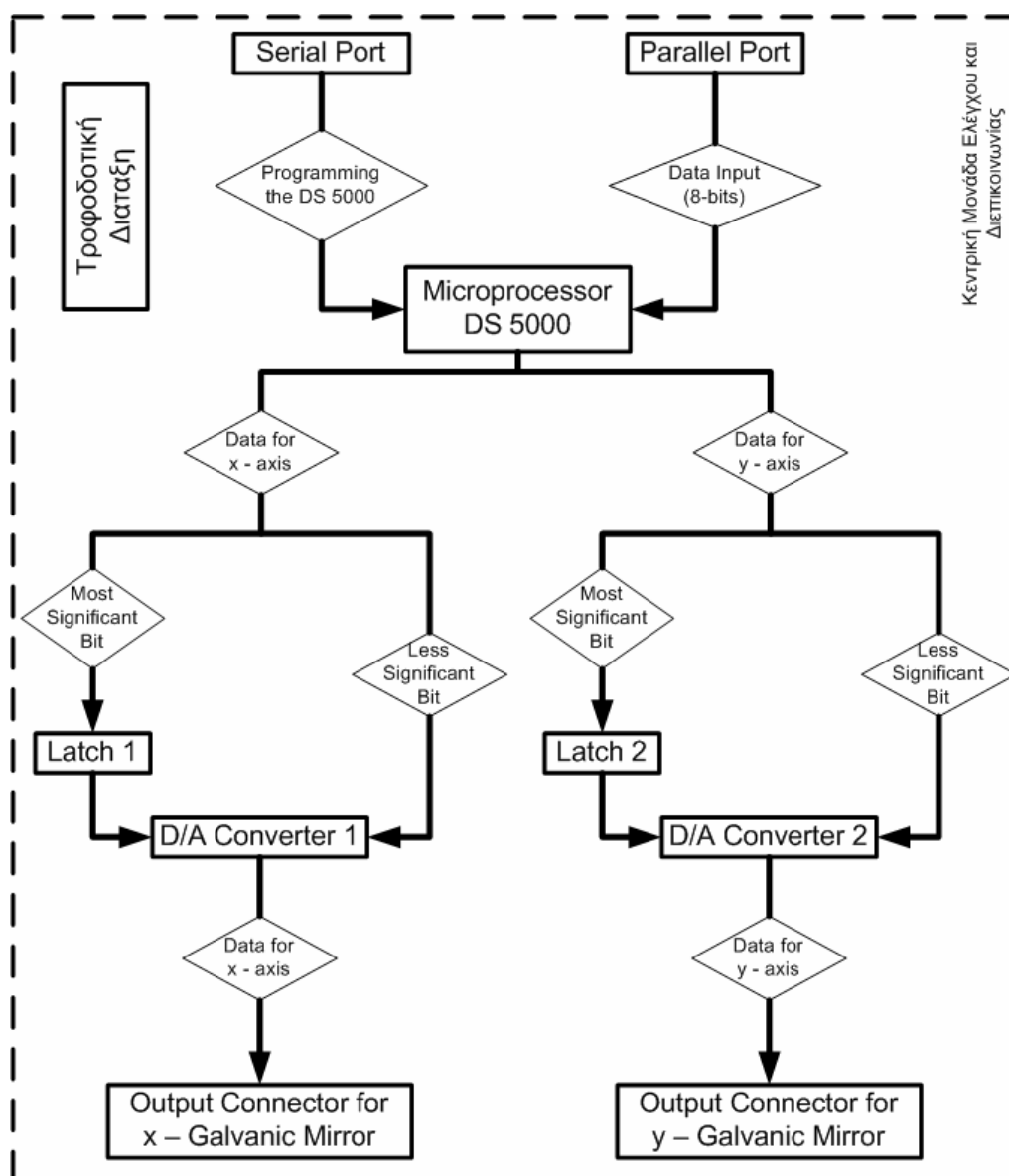
Analog Input Impedance	200 Kohm, differential, +/- 1% min
Analog Position, Velocity, Error Output Impedance	1000 ohm max
Position Output Scale Factor	0.500 v/mech degree, standard
Command Input Scale Factor	0.500 v/mech degree, standard
Input Voltage Requirements	+/- 15 VDC to +/- 28 VDC @ 4A max RMS
Input Power Requirements	10 Watts min – 200 Watts max
Operating Temperature Range	0 – 50 °C
Board Size	3.75" x 2.50" x 1.00"
Board Weight	81 grams

Πίνακας 5.2: Χαρακτηριστικά ενισχυτή συστήματος ελέγχου.

Από την ανάλυση των συστημάτων που προηγήθηκε γίνεται κατανοητό ότι η λειτουργία του γαλβανικού οπτικού σαρωτή αλλά και του συστήματος ελέγχου του, είναι άμεσα συνδεδεμένες και αλληλοεξαρτούμενες. Το μέν κύκλωμα ελέγχου της κίνησης, όπως είναι φυσικό οδηγεί τους καθρέφτες, ο δε όμως γαλβανικός σαρωτής επηρεάζει τη λειτουργία αυτού του κυκλώματος με την ανάδραση που παρέχει. Είναι επομένως αυτονόητο ότι για την επίτευξη της βέλτιστης απόδοσης θα πρέπει να υπάρχει πλήρης αρμονία και συμβατότητα μεταξύ αυτών των επιμέρους συστημάτων.

5.2.3 Κεντρική Μονάδα Ελέγχου της Λειτουργίας του Συστήματος και Διεπικοινωνίας με Υπολογιστικά Συστήματα

Η μονάδα αυτή είναι το σημαντικότερο ίσως τμήμα του συστήματος που υλοποιήθηκε. Μπορούμε να πούμε ότι αποτελεί το “μυαλό” και την “καρδιά” του laser scanner. Σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε εξ’ αρχής, στο περιβάλλον του ερευνητικού εργαστηρίου οπτοηλεκτρονικής και μικροηλεκτρονικής του Πολυτεχνείου Κρήτης, και συμφωνεί απόλυτα με την παράθεση του αναλυτικού block diagram που αναπαρίσταται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα 5.3: Block Diagram της κεντρικής μονάδας ελέγχου και διεπικοινωνίας.

Η βασική λειτουργία της παραπάνω διάταξης, αφορά καταρχάς την τροφοδοσία των επιμέρους εξαρτημάτων (μικροελεγκτή, D/A converters, latches, σύστημα οδήγησης γαλβανικών) αλλά και την λήψη, επεξεργασία και αποστολή της πληροφορίας.

Συγκεκριμένα μπορούμε να πούμε ότι η πληροφορία, η οποία αφορά συντεταγμένες εικονοστοιχείων μίας προς επεξεργασία εικόνας που βρίσκεται αποθηκευμένη στο υπολογιστικό σύστημα το οποίο είναι συνδεδεμένο με την πλακέτα μας, λαμβάνεται από τον μικροελεγκτή, μέσω της παράλληλης θύρας και βάση ενός πρωτοκόλλου επικοινωνίας που υλοποιήθηκε (παρόμοιο με το πρωτόκολλο επικοινωνίας των εκτυπωτών) και το οποίο θα αναλυθεί εμπειριστικώς στην σχετική με την ανάπτυξη του λογισμικού ενότητα. Η ολική πληροφορία που απαιτείται είναι κατ' ουσίαν ένα string της μορφής X ή Y και ακολούθως ένας δεκαεξαδικός αριθμός, για να μπορέσουμε έτσι να δηλώσουμε αφενός μεν το είδος της χωρικής συντεταγμένης που στέλνουμε (X ή Y), αφετέρου δε την αριθμητική τιμή της συντεταγμένης αυτής.

Επειδή όμως, όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω, για την επικοινωνία του μικροελεγκτή με τον υπολογιστή, χρησιμοποιείται η παράλληλη θύρα, η πληροφορία αυτή στέλνεται ανά χαρακτήρα και επομένως δηλαδή ανά οχτώ bits. Τα επιμέρους αυτά byte, λαμβάνονται, συνθέτονται στην αρχική τους μορφή και εν συνεχεία επεξεργάζονται από το μικροελεγκτή βάση του λογισμικού που καθορίζει τη λειτουργία του. Η επεξεργασία αυτή έχει να κάνει με τον διαχωρισμό των X,Y συντεταγμένων, την αναγνώριση της αριθμητικής τιμής τους και την μετατροπή του μεγέθους της τιμής αυτής από οχτώ σε δεκαέξι bit ανάλυση. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό, έχει να κάνει με την επίτευξη όσο το δυνατόν μεγαλύτερης ανάλυσης κατά τη σάρωση που έπεται, αλλά και με τη χρήση των δεκαέξι bit D/A μετατροπών.

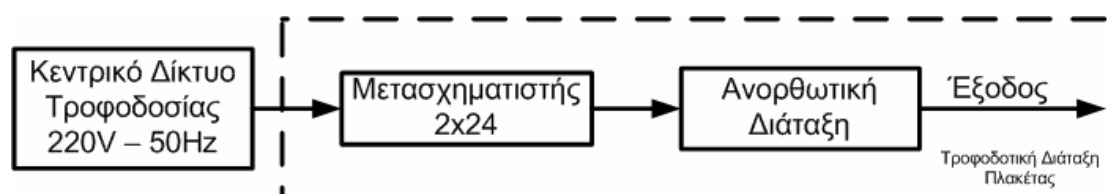
Έτσι η μεγέθους δεκαέξι bit πληροφορία πλέον, εφόσον έχει υποστεί την προαναφερθείσα επεξεργασία, αποστέλλεται στους αντίστοιχους μετατροπής υπό την μορφή ψηφιακών σημάτων. Λόγω όμως της διαθεσιμότητας μίας μόνο οχτάμπιτης θύρας από τον μικροελεγκτή, η εν λόγω πληροφορία αποστέλλεται και πάλι ανά ένα byte. Για το λόγο αυτό αλλά και για να εξασφαλίσουμε ότι το σύνολο των απαιτούμενων δεκαέξι bits θα φτάσει ταυτόχρονα στον ανάλογο μετατροπέα, χρησιμοποιούμε τα αντίστοιχα latches

τα οποία το μόνο που κάνουν είναι να καθυστερούν κατά ένα κύκλο το most significant byte.

Εν συνεχεία και εφόσον το σύνολο της πληροφορίας έχει φτάσει στους μετατροπείς, τα δεκαέξι αυτά bits, μετατρέπονται βάση των τεχνικών χαρακτηριστικών του D/A converter, σε αναλογική τάση με μέγιστη τιμή τα +/- 10V, η οποία αντιπροσωπεύει την γωνιακή περιστροφή του άξονα των γαλβανομέτρων. Η τάση αυτή καθώς επίσης και οι απαραίτητες τροφοδοσίες, αποστέλλονται υπό τη μορφή αναλογικών σημάτων και μέσω των δεκάπινων βυσμάτων εξόδου, προς τις αντίστοιχες μονάδες ελέγχου της κίνησης των γαλβανικών, των οποίων η λειτουργία αναλύθηκε σε προηγούμενη ενότητα.

Σύμφωνα με την παραπάνω αναλυτική παράθεση της λειτουργίας της κεντρικής μονάδας ελέγχου του συστήματος και της διεπικοινωνίας, όπως επίσης και βάση του block diagram που προηγήθηκε, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι τα βασικά τμήματα της πλακέτας είναι η τροφοδοτική διάταξη, ο μικροελεγκτής, και οι D/A μετατροπείς. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά και οι λόγοι χρήσης των τμημάτων αυτών, παραθέτονται στις επόμενες υποενότητες.

5.2.3.1 Τροφοδοτική Διάταξη



Σχήμα 5.4: Block Diagram τροφοδοτικής διάταξης πλακέτας.

Η τροφοδοσία τάσης του συστήματος μας παρέχεται μέσω ενός μετασχηματιστή 2x24 Volt, από το κεντρικό δίκτυο τροφοδοσίας 220 Volt – 50 Hertz. Ακολούθως υπάρχει μία ανορθωτική διάταξη η οποία περιέχει στην είσοδο της μία γέφυρα των 4 Amps και στην έξοδο κατάλληλους σταθεροποιητές (LM78XX και LM79XX) με σκοπό την επίτευξη των απαιτούμενων επιπέδων τάσης (+/- 24V για το σύστημα οδήγησης των γαλβανικών, +/- 15V για τους D/A converters και + 5V για το laser, τα latches

και τον μικροελεγκτή) για την κατάλληλη τροφοδοσία των επιμέρους εξαρτημάτων.

5.2.3.2 Μικροελεγκτής DS 5000

Η μονάδα του μικροελεγκτή είναι πολύ βασικό κομμάτι του συστήματος γιατί αυτή ελέγχει όλα τα σήματα και τις πληροφορίες που περιέχουν τα σήματα αυτά, καθώς επίσης και την ανάκτηση των δεδομένων και τη διεπικοινωνία με τον υπολογιστή.

Η μονάδα αυτή έχει ως βασικό εξάρτημα τον μικροεπεξεργαστή, ο οποίος είναι ο DS 5000 FP. Η Dallas τον χορηγεί μαζί με 64 K NV – RAM, ρολόι πραγματικού χρόνου και μπαταρία λιθίου σε ένα ενοποιημένο module. Το γεγονός αυτό καθιστά το module αυτό κατάλληλο για την συγκεκριμένη εφαρμογή γιατί υπάρχει αρκετά μεγάλη μνήμη και έτσι μας παρέχεται η δυνατότητα εξαιρετικά μεγάλων προγραμμάτων και η διατήρηση ικανοποιητικού μεγέθους δεδομένων πληροφορίας. Επίσης οι πόροι που μας παρέχονται από το συγκεκριμένο module είναι υπέρ αρκετοί. Ο μικροεπεξεργαστής δεν δεσμεύει κανένα από τα ports που έχει για να επικοινωνήσει με την εξωτερική μνήμη με αποτέλεσμα την διαθεσιμότητα και τον τεσσάρων αυτών ports για την βέλτιστη λειτουργία της εφαρμογής (ένα port για την αποστολή δεδομένων, δύο για την επικοινωνία με τον υπολογιστή μέσω της παράλληλης και ένα για τον προγραμματισμό του μικροελεγκτή μέσω της σειριακής θύρας). Ταυτόχρονα διαθέτει και watchdog timer ο οποίος χρησιμεύει στο να μη σταματάει το σύστημα στην περίπτωση πιθανού λάθους, γιατί ενεργοποιείται το reset αν το σύστημα μείνει αδρανές για καθορισμένο χρονικό διάστημα.

5.2.3.3 16 – Bit Single Channel D/A Converter

Για την μετατροπή των δεδομένων στο απαραίτητο αναλογικό σήμα εισόδου, για τις μονάδες οδήγησης των γαλβανικών καθρεφτών, χρησιμοποιήθηκε ο γραμμικός 16 – bits D/A μετατροπέας DAC 7742. Για να μπορεί να καλύψει τις ανάγκες διαφορετικών βιομηχανικών προτύπων, η έξοδος του DAC 7742, κυμαίνεται μεταξύ των περιοχών +/- 10V, +/- 5V ή 0 – 10V, ανάλογα με τη συνδεσμολογία που χρησιμοποιείται. Η ευελιξία της

διαμόρφωσης της περιοχής της τάσης εξόδου επιτρέπει στον DAC7742 την παροχή μονοπολικής και συμμετρικής λειτουργίας μέσω της σύνδεσης ανάλογων ακροδεκτών. Ο DAC7742 περιλαμβάνει στην έξοδο έναν ενισχυτή υψηλής ταχύτητας με 5μs setting time για μία πλήρη αλλαγή της τάξεως των 20V, και κατανάλωσης μόνο 100mW ισχύος.

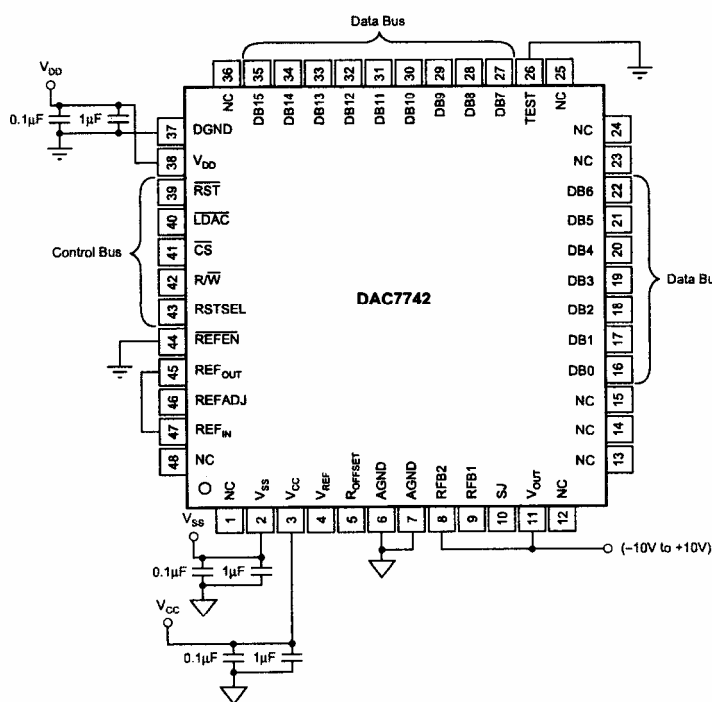
Η αντιστοίχιση μεταξύ εισόδου και εξόδου για τον συγκεκριμένο μετατροπέα φαίνεται στον παρακάτω πίνακα.

DIGITAL INPUT	ANALOG OUTPUT
0xFFFF	- Full Scale
0xFFFE	- Full Scale + 1LSB
:	:
0x7FFF	Bipolar Zero
0x7FFE	Bipolar Zero + 1LSB
:	:
0x0000	+ Full Scale

Πίνακας 5.3: Είσοδος και έξοδος D/A μετατροπέα.

Η σχηματική αναπαράσταση της διάταξης που χρησιμοποιήθηκε παρουσιάζεται πιο κάτω.

Σχήμα 5.5: Σχηματική αναπαράσταση διάταξης D/A μετατροπέα.



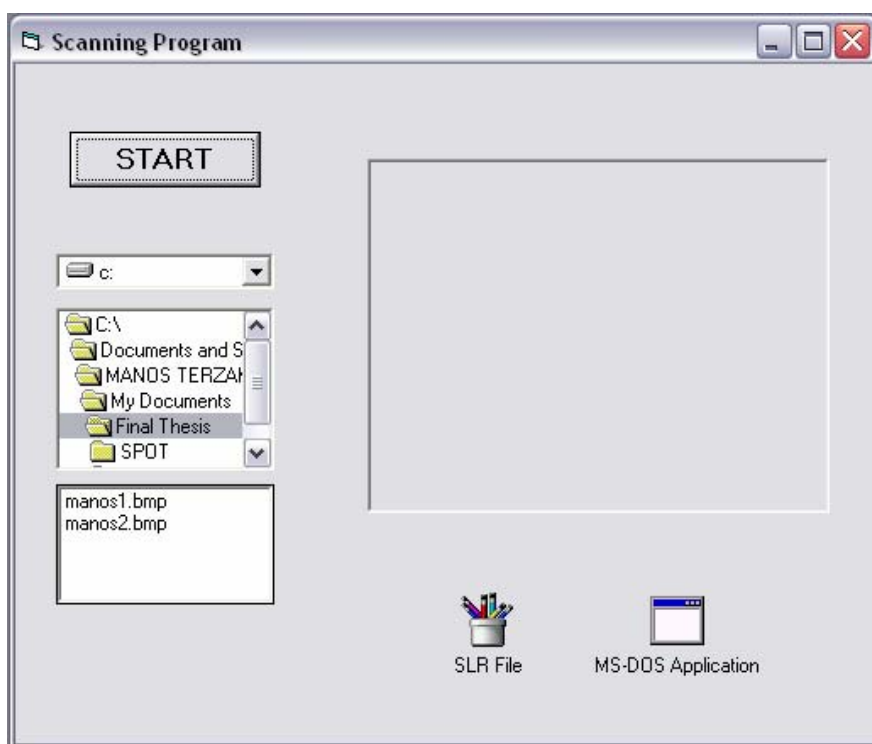
5.3 Σχεδίαση και Ανάπτυξη Λογισμικού

Η σχεδίαση και ανάπτυξη του λογισμικού αφορούν καταρχάς την υλοποίηση ενός κατάλληλου προγραμματιστικού περιβάλλοντος εργασίας για τους πιθανούς χρήστες του συστήματος, καθώς επίσης και ενός πρωτοκόλλου διεπικοινωνίας μεταξύ συστήματος και υπολογιστή. Επίσης σημαντική είναι και η ενότητα της ανάπτυξης ενός τρόπου ανάλυσης της δοθείσας εικόνας έτσι ώστε να γίνεται ακριβής οριοθέτηση της προς σάρωση περιοχής.

Παρακάτω θα αναλυθούν διεξοδικά οι τρόποι υλοποίησης των συγκεκριμένων εφαρμογών, ξεκινώντας από την παρουσίαση του περιβάλλοντος εργασίας και καταλήγοντας στην ανάλυση του κώδικα του μικροελεγκτή.

5.3.1 Περιβάλλον Εργασίας

Το περιβάλλον εργασίας που αναπτύχθηκε, υλοποιήθηκε με τη χρήση της γλώσσας προγραμματισμού **visual basic 6.0** και μία οπτική αναπαράσταση του φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 5.4: Περιβάλλον εργασίας που υλοποιήθηκε.



Σχήμα 5.6: Flowchart συνολικής διαδικασίας.

Η διαδικασία που αναπαρίσταται σχηματικά στο παραπάνω flowchart, αναπτύσσεται στη συνέχεια διεξοδικά και περιγράφονται αναλυτικά οι ενέργειες στις οποίες πρέπει να προβεί ο χρήστης του συστήματος, αλλά και οι δυνατότητες που παρέχονται σε αυτόν από το πρόγραμμα.

Αρχικά, θα πρέπει να μπορούμε με τη βοήθεια ενός σχεδιαστικού προγράμματος, να δημιουργήσουμε μία εικόνα, της οποίας την σάρωση θα προσπαθήσουμε να επιτύχουμε αργότερα. Η δυνατότητα αυτή, παρέχεται από το εν λόγω πρόγραμμα μέσω του σχεδιαστικού προγράμματος Ms Paint, αρκεί να κάνουμε “κλικ” με το ποντίκι του υπολογιστή μας στο αντίστοιχο εικονίδιο που φαίνεται στο κάτω μέρος της εικονικής αναπαράστασης της εφαρμογής μας.

Εν συνεχεία και εφόσον έχουμε σχεδιάσει την επιθυμητή εικόνα, μπορούμε να την αποθηκεύσουμε σε οποιοδήποτε κατάλογο (directory) επιθυμούμε, αρκεί να τηρήσουμε κάποιες βασικές προϋποθέσεις που σχετίζονται με τη σωστή λειτουργία των επόμενων τμημάτων του προγράμματος μας : το μέγεθος της εικόνας να είναι ακριβώς 256 x 256 pixels και η ανάλυση χρώματος οχτάμπιτη σε άσπρο μαύρο.

Αφού έχουμε σχεδιάσει την εικόνα μας, μπορούμε με τη βοήθεια των scroll bars που διατίθενται στο περιβάλλον εργασίας μας, να βρούμε την εικόνα που επιθυμούμε να σαρώσουμε, και να την προβάλουμε στο τετραγωνικό πλαίσιο που βρίσκεται στο δεξί μέρος της εικόνας 5.4. με αποτέλεσμα την άμεση οπτική επαφή με την αρχική εικόνα, κατά τη διάρκεια της ροής της εφαρμογής μας.

Κατόπιν είναι απαραίτητο να ανοίξουμε το DOS – Command, κάνοντας “κλικ” στο αντίστοιχο εικονίδιο, έτσι ώστε να τρέξουμε τον υπεύθυνο για την ανάλυση της εικόνας κώδικα, ο οποίος είναι υλοποιημένος με τη χρήση της προγραμματιστικής γλώσσας **visual C**. Κατά τη ροή του συγκεκριμένου προγράμματος δημιουργείται ένα txt αρχείο το οποίο και περιέχει τις συντεταγμένες οριοθέτησης της επιθυμητής περιοχής, και οι οποίες θα αποσταλούν εν συνεχεία προς το σύστημα μας έτσι ώστε να επιτευχθεί η απαραίτητη και κατάλληλη επεξεργασία.

Ύστερα λοιπόν από την ολοκλήρωση της ανάλυσης της εικόνας, δεν απομένει άλλο από το να πατήσουμε το κουμπί με την ένδειξη “START” και έτσι το σύστημα του οπτικού σαρωτή που έχει υλοποιηθεί, να ξεκινήσει σε

πραγματικό χρόνο τη σάρωση και την προβολή της επιλεγμένης εικόνας σε μία οποιαδήποτε επιφάνεια. Ο τρόπος με τον οποίο επιτυγχάνεται κάτι τέτοιο, είναι με την εγκατάσταση ενός πρωτοκόλλου διεπικοινωνίας μεταξύ συστήματος σάρωσης και υπολογιστή, βάση του οποίου μεταφέρονται οι απαραίτητες συντεταγμένες, έτσι ώστε ύστερα από επεξεργασία που θα υποστούν βάση του κώδικα του μικροεπεξεργαστή, να αποσταλούν στους γαλβανικούς και να οδηγηθεί η δέσμη laser με ακρίβεια στις σωστές θέσεις. Σε περίπτωση που αποφασίσουμε οποιαδήποτε χρονική στιγμή την διακοπή της σάρωσης, αυτό επιτυγχάνεται με το πάτημα ενός τυχαίου πλήκτρου από το πληκτρολόγιο. Η διακοπή της διαδικασίας θα είναι άμεση και η επανάληψη της επιτυγχάνεται με το πάτημα εκ νέου του πλήκτρου "START".

Είναι κατανοητό λοιπόν, ότι τα βασικά τμήματα της ανάπτυξης του λογισμικού, είναι τρία. Καταρχάς, ο κώδικας που είναι γραμμένος σε C γλώσσα προγραμματισμού και αφορά την ανάλυση της επιλεγμένης εικόνας. Ο κώδικας αυτός διατρέχει τα pixel της εικόνας αυτής και έπειτα δημιουργεί ένα txt αρχείο, το οποίο περιέχει τις απαραίτητες συντεταγμένες έτσι ώστε να οριοθετηθεί μία περιοχή, την οποία θα σαρώσει τα σύστημα του οπτικού σαρωτή. Δευτερευόντως είναι ο κώδικας που σχετίζεται με το πάτημα του κουμπιού "START" στην επιφάνεια εργασίας. Ο κώδικας αυτός είναι γραμμένος σε visual basic 6.0, και αυτό το οποίο κάνει είναι το άνοιγμα του txt αρχείου και η αποστολή των δεδομένων του αρχείου αυτού, σειριακά προς την παράλληλη. Τέλος, ο κώδικας που αφορά την λειτουργία του μικροελεγκτή, είναι ίσως το σημαντικότερο τμήμα αυτής της υλοποίησης. Είναι γραμμένος σε assembly 8051 και είναι υπεύθυνος για την διεξαγωγή της βέλτιστης επικοινωνίας μεταξύ του συστήματος και του υπολογιστή, αλλά και για την έπειτα αποστολή των κατάλληλων συντεταγμένων προς τους D/A μετατροπείς ώστε να κινηθούν σωστά τα καθρεφτάκια.

Τα τμήματα αυτά του λογισμικού αποτελούν υποενότητες της υλοποίησης του περιβάλλοντος εργασίας, και αναλύονται διεξοδικά στις παρακάτω ενότητες.

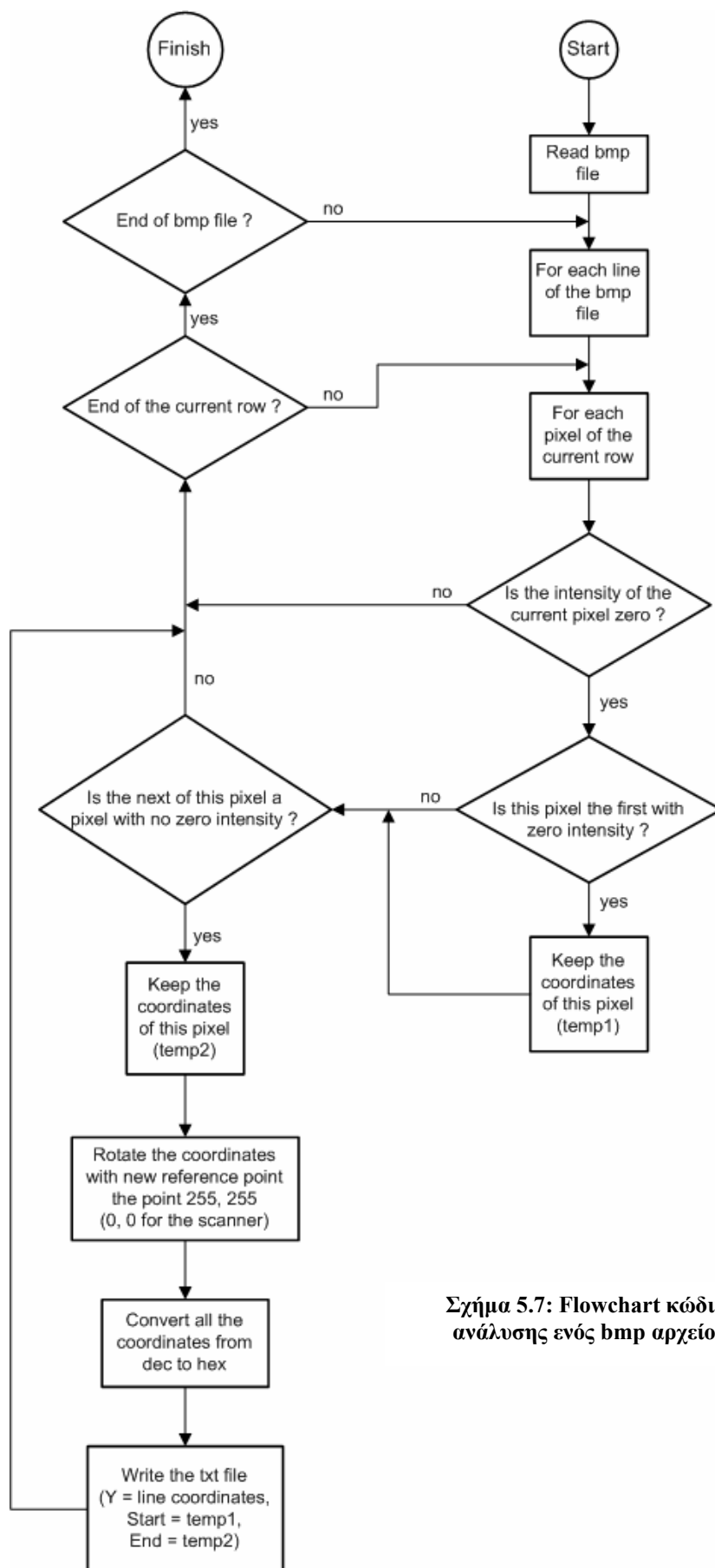
5.3.1.1 Ανάλυση Εικόνας

Βασικός σκοπός της διαδικασίας αυτής είναι όπως έχει προαναφερθεί, η ανάλυση μίας μονοχρωματικής εικόνας, με διαστάσεις 256 x 256 pixels και με ανάλυση χρώματος οχτώ bits, έτσι ώστε να εντοπιστούν οι μαύρες περιοχές της εικόνας αυτής και να αποθηκευτούν σε ένα txt αρχείο οι συντεταγμένες που οριοθετούν το περίγραμμα των συγκεκριμένων περιοχών.

Ο τρόπος με τον οποίο επιτεύχθηκε ο στόχος αυτός είναι σχετικά απλός, η διαδικασία αναπαρίσταται στο flowchart που ακολουθεί και ο κώδικας γράφτηκε σε γλώσσα προγραμματισμού C.

Καταρχάς ανοίγουμε το bmp αρχείο της εικόνας μας, με τη χρήση της συνάρτησης **read_bmp**, η οποία διαβάζει ένα pixel τη φορά και επιστρέφει τις συντεταγμένες του, καθώς και το intensity του χρώματος του. Έτσι μπορούμε να ξέρουμε αν ένα pixel είναι μαύρο (0 intensity) ή όχι αλλά και την ακριβή θέση του μέσα στο αρχείο. Για να διατρέξουμε όμως όλη την εικόνα, εφαρμόζουμε δύο διαδοχικά **for loops**, το ένα μέσα στο άλλο, εκ των οποίων το πρώτο ελέγχει τις γραμμές του bmp και το δεύτερο τα pixels της γραμμής στην οποία βρισκόμαστε.

Στη συνέχεια, ακολουθούν δύο **if cases**. Τα if cases αυτά έχουν σαν στόχο την εύρεση ενός ζεύγους μαύρων pixels, τα οποία οριοθετούν μία περιοχή με μηδενικό intensity, κατά μήκος της γραμμής που σαρώνουμε. Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο θα πρέπει καταρχάς να εξεταστεί αν το pixel που βρέθηκε έχει μηδενικό intensity ή όχι. Αν όχι, τότε προχωράμε σε επόμενο pixel. Αν όμως όντως το intensity του συγκεκριμένου pixel είναι μηδέν, τότε εξετάζουμε στη συνέχεια αν αυτό είναι το πρώτο εκ του επιθυμητού ζεύγους των pixels με μηδενικό intensity, ή αν έχει βρεθεί πιο πριν και άλλο τέτοιο μαύρο pixel. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ενός **flag**. Αν λοιπόν το υπό εξέταση pixel, είναι το πρώτο με μηδενικό intensity τότε κρατάμε τις συντεταγμένες του σε μία μεταβλητή **temp1**. Ανεξαρτήτως όμως του αποτελέσματος της παραπάνω συνθήκης, προχωρούμε και ελέγχουμε αν το επόμενο από το pixel στο οποίο βρισκόμαστε είναι άσπρο. Αν συμβαίνει κάτι τέτοιο, τότε αυτό σημαίνει ότι το συγκεκριμένο pixel στο οποίο βρισκόμαστε, είναι το δεύτερο εκ του ζεύγους το οποίο ψάχνουμε. Έτσι κρατάμε τις συντεταγμένες και αυτού του pixel σε μία **temp2** μεταβλητή και προχωρούμε.



Σχήμα 5.7: Flowchart κώδικα ανάλυσης ενός bmp αρχείου.

Το επόμενο βήμα αφορά τη μετατροπή των δεκαδικών αριθμητικών τιμών των συντεταγμένων, σε δεκαεξαδικές τιμές και κατά δεύτερον την εγγραφή του **txt** αρχείου, εφόσον έχουμε πλέον συμπληρώσει ένα ζεύγος συντεταγμένων στον $x - \acute{\alpha}\xi\omicron\nu\alpha$ και μία αντίστοιχη τιμή στον y (τιμή της γραμμής που σαρώνουμε). Η μορφή αυτού του txt αρχείου έχει ως εξής:

:
Y18
X7α
X80
:

Πίνακας 5.4: Μορφή txt αρχείου.

Στη συνέχεια, όπως και στην περίπτωση όπου ο τελευταίος έλεγχος που έγινε, έχει αντίθετο αποτέλεσμα, επανερχόμαστε στην αρχή των for loops όπου εξετάζεται το αν έχει τελειώσει η γραμμή, έτσι ώστε να αλλάξουμε γραμμή ή απλώς να συνεχίσουμε σε επόμενο pixel, ή αν έχει τελειώσει όλο το αρχείο, οπότε και θα εξέλθουμε του προγράμματος με ολοκληρωμένο πλέον όλο το txt αρχείο.

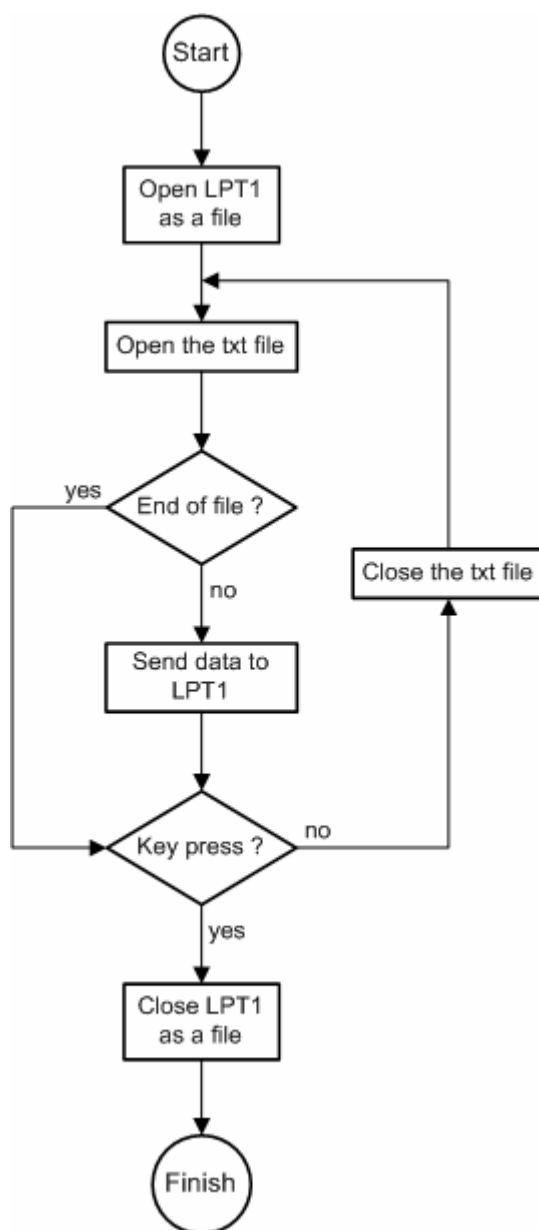
5.3.1.2 Κώδικας Αποστολής Αρχείου Συντεταγμένων προς την Παράλληλη Θύρα

Το τμήμα του συγκεκριμένου κώδικα είναι πάρα πολύ απλό, μπορούμε να πούμε ότι περιγράφεται πλήρως από τον τίτλο και είναι γραμμένο σε visual basic 6.0.

Η ροή των διαδικασιών στον συγκεκριμένο κώδικα, έχει ως εξής. Αρχικά ανοίγουμε την παράλληλη θύρα ως αρχείο για να μπορούμε να την ελέγχουμε και να έχουμε πρόσβαση σε αυτήν. Έπειτα ανοίγουμε και το txt αρχείο που περιέχει τις απαραίτητες συντεταγμένες και μέσω ενός **while loop** διατρέχουμε τις γραμμές του και τις αποστέλλουμε σειριακά προς την παράλληλη θύρα, έως ότου φτάσουμε στο τέλος του αρχείου αυτού. Εφόσον ολοκληρωθεί το loop αυτό, εξετάζουμε αν έχει πατηθεί κάποιο πλήκτρο από

το πληκτρολόγιο, οπότε και διακόπτουμε τη διαδικασία και εξερχόμαστε του προγράμματος, αλλιώς επαναλαμβάνονται διαδοχικά τα παραπάνω βήματα.

Το flowchart που περιγράφει αυτή την απλή διαδικασία παρατίθεται πιο κάτω.



Σχήμα 5.8: Flowchart κώδικα αποστολής συντεταγμένων προς την παράλληλη θύρα.

Ο κώδικας αυτός αφορά την υλοποίηση του περιβάλλοντος εργασίας, και εκτελείται όπως έχει προαναφερθεί εάν και εφόσον πατηθεί το κουμπί “START” από τον χρήστη.

5.3.1.3 Κώδικας Μικροεπεξεργαστή DS 5000

Ο κώδικας του μικροεπεξεργαστή, όπως έχει αναφερθεί και πιο πάνω, είναι ένα από τα σημαντικότερα τμήματα της υλοποίησης τούτης της διπλωματικής εργασίας. Ο λόγος είναι ότι ο κώδικας αυτός έχει σαν βασικό σκοπό, την επιτυχή εγκατάσταση της απαραίτητης διεπικοινωνίας μεταξύ συστήματος σάρωσης και ηλεκτρονικού υπολογιστή.

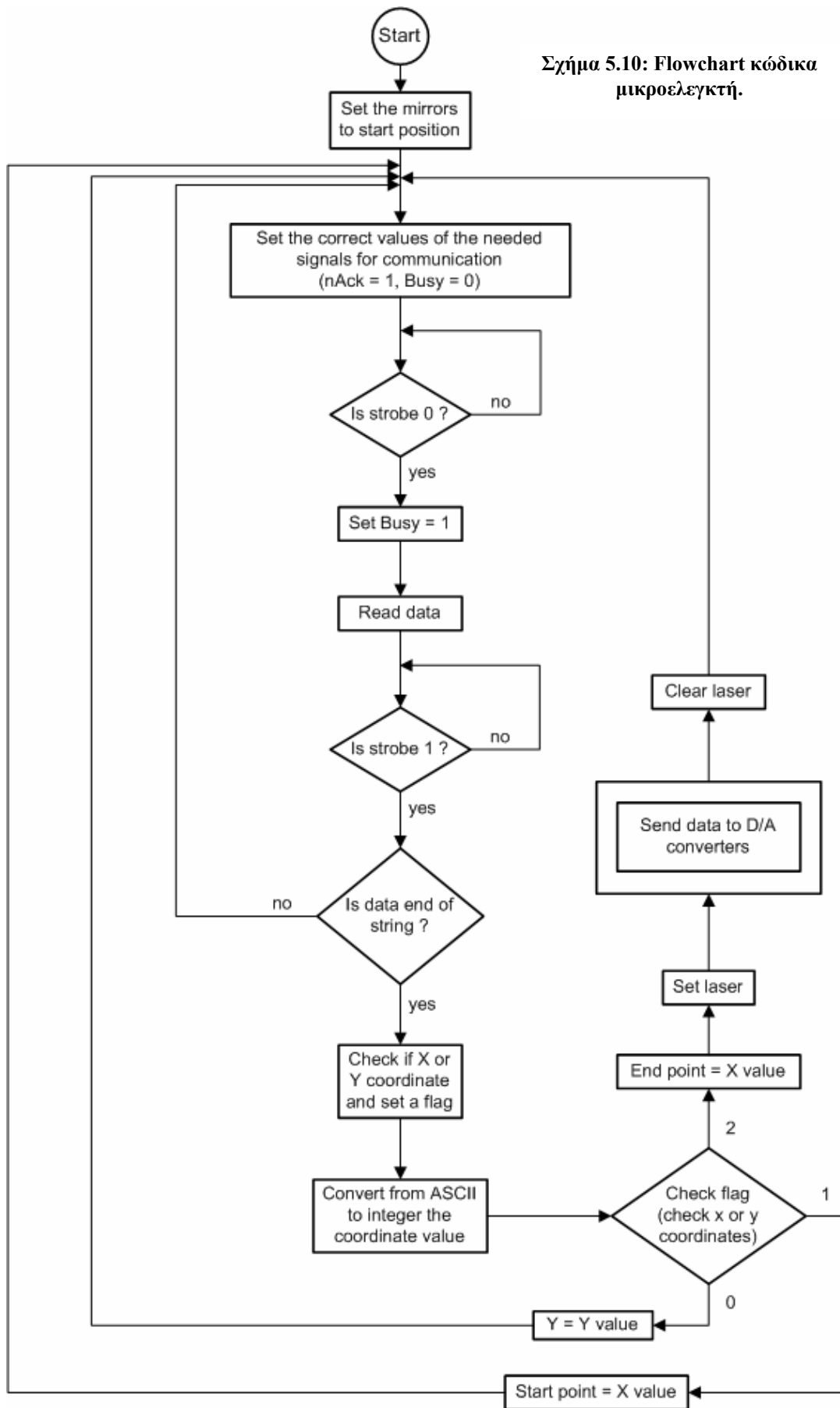
Ο προβληματισμός για την σχεδίαση ενός αποτελεσματικού τρόπου επικοινωνίας, για τη συγκεκριμένη εφαρμογή, ήταν έντονος και ύστερα από διεξοδική μελέτη αποφασίστηκε ότι έπρεπε να υλοποιηθεί ένα πρωτόκολλο ανάλογο με αυτό της επικοινωνίας του εκτυπωτή με ένα υπολογιστικό σύστημα. Η χρήση της παράλληλης θύρας αποτελούσε τη βέλτιστη δυνατή λύση, λόγω του όγκου των προς αποστολή δεδομένων αλλά και λόγω των υψηλών σχετικά ταχυτήτων μετάδοσης που απαιτούνταν. Σύμφωνα λοιπόν με αυτές τις παραμέτρους, το πρωτόκολλο που υλοποιήσαμε αλλά και το πρωτόκολλο επικοινωνίας των εκτυπωτών μέσω της παράλληλης, όπως ανακαλύψαμε στο internet, στηρίζονται σε τέσσερα βασικά σήματα, έτσι ώστε να επιτευχθεί το ασφαλές **handshaking** μεταξύ ενός συστήματος λειτουργίας και ενός υπολογιστή. Μία σχηματική απεικόνιση του handshaking που υλοποιήθηκε αναπαρίσται στο επόμενο σχήμα.



Σχήμα 5.9: Handshaking παράλληλης θύρας.

Παρακάτω παρατίθεται ένα αρκετά αναλυτικό flowchart το οποίο επεξηγεί πλήρως τις διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα κατά την εκτέλεση του κώδικα του μικροελεγκτή.

Σχήμα 5.10: Flowchart κώδικα μικροελεγκτή.



Η χαρακτηριστική διαδικασία handshaking μεταξύ ενός συστήματος και κάποιου υπολογιστή, έχει ως εξής. Αρχικά τα δεδομένα (data) εφαρμόζονται στους ακροδέκτες 2 -7 της παράλληλης θύρας. Το υπολογιστικό σύστημα τότε ελέγχει αν η συσκευή με την οποία είναι συνδεδεμένο, είναι απασχολημένη (αν είναι απασχολημένη τότε το busy = 1). Εάν και εφόσον η συσκευή είναι ελεύθερη προς χρήση, τότε το υπολογιστικό σύστημα δίνει στο nStrobe την τιμή μηδέν για ένα χρονικό διάστημα της τάξης του 1μs και έπειτα το επαναφέρει στην αρχική του κατάσταση (nStrobe = 1). Η συσκευή τότε, “ανεβάζει” το busy σε άσσο, υποδηλώνοντας έτσι ότι απασχολείται, λαμβάνει τα data, “ξανακατεβάζει” το busy και κάνοντας το nAck μηδέν για 5μs, ειδοποιεί τον υπολογιστή ότι το handshake επιτευχθεί με αποτελεσματικότητα.

Στην περίπτωση του συστήματος που υλοποιήσαμε, αλλά και σε πολλές άλλες εφαρμογές, το σήμα nAck, παραβλέπεται από το υπολογιστικό σύστημα ώστε να εξοικονομηθεί χρόνος.

Η υλοποίηση του πρωτοκόλλου επικοινωνίας που περιγράφηκε αμέσως πριν, επιτυγχάνεται με την αποτελεσματική λειτουργία του κώδικα του μικροεπεξεργαστή. Κατά τη ροή του προγράμματος αυτού, η ροή των διαδικασιών έχει ως εξής. Πρωτίστως, θέτουμε τους καθρέφτες, (στέλνοντας τα κατάλληλα δεδομένα) σε μία αρχική θέση κατά την οποία η προβολή του laser, βρίσκεται ακριβώς στο κέντρο της μέγιστης απεικόνισης που μπορούμε να έχουμε. Έπειτα, χάριν του handshaking, θέτουμε στο nAck την τιμή 1 και στο Busy την τιμή 0. Το σύστημα μας τώρα είναι έτοιμο να δεχθεί δεδομένα και για το λόγο αυτό περιμένει έως ότου το σήμα nStrobe γίνει 0. Στην περίπτωση αυτή, “ανεβάζουμε” απευθείας το Busy σε άσσο και διαβάζουμε τα δεδομένα (8 bits υπό τη μορφή ASCII χαρακτήρων) και τα τοποθετούμε σε ένα string. Έπειτα και εφόσον έχει περάσει το 1μs που απαιτείται, περιμένουμε ξανά μέχρι το nStrobe να γίνει άσσος και πάλι. Αφού ικανοποιηθεί και αυτή η συνθήκη, ελέγχουμε αν τα δεδομένα που πήραμε αποτελούν χαρακτήρα τέλους γραμμής ή όχι. Αν είναι τέλος γραμμής τότε, επανερχόμαστε στην αρχή του κώδικα και όπου και επαναλαμβάνονται τα προηγούμενα βήματα με την ίδια σειρά.

Αν όμως τα οχτώ bits που λάβαμε, είναι ένας οποιοσδήποτε άλλος χαρακτήρας, τότε εξετάζουμε αν αφορά τις x ή τις y συντεταγμένες, και θέτουμε τιμή σε ένα flag ανάλογα με την περίπτωση (0 αν y, 1 αν πρώτο x, 2

αν δεύτερο x). Εν συνεχεία, μετατρέπουμε τον ASCII χαρακτήρα που πήραμε, στην κανονική του μορφή (αριθμητική πιθανότατα). Ύστερα ελέγχουμε την τιμή που έχει το flag και ακολουθούμε τις εξής περιπτώσεις:

α) Αν το flag είναι 0, τότε αυτό σημαίνει ότι έχουμε την τιμή της y συντεταγμένης οπότε την καταχωρούμε και επιστρέφουμε στην αρχή του προγράμματος για τη λήψη των επόμενων δεδομένων.

β) Αν το flag είναι 1, σημαίνει ότι πιο πριν έχουμε πάρει το y και ότι τώρα λάβαμε το πρώτο x . Επομένως καταχωρούμε την τιμή των συντεταγμένων του και επιστρέφουμε στην αρχή για την επόμενη λήψη.

γ) Αν το flag είναι 2, σημαίνει ότι έχουμε λάβει όλες τις απαραίτητες συντεταγμένες (ένα y και δύο x) και επομένως μπορούμε να προχωρήσουμε στην αποστολή τους προς το σύστημα των γαλβανικών. Στη συνέχεια ανάβουμε το laser, αποστέλλουμε τα δεδομένα στις αντίστοιχες μονάδες ελέγχου της κίνησης των καθρεφτών και ξανασβήνουμε το laser. Ο λόγος για τον οποίο γίνεται αυτό το διαδοχικό άναμμα και σβήσιμο του laser είναι για να μη μένει αναμμένη η δέσμη κατά τη διάρκεια της όλης διαδικασίας και έτσι επομένως να μην έχουμε ομοιόμορφη σάρωση κατά μήκος του $x - \text{άξονα}$.

Έπειτα από όλη αυτή τη διαδικασία, και ανεξαρτήτως αποτελέσματος, επιστρέφουμε πάντα στην αρχή, ώστε να λάβουμε τα επόμενα δεδομένα έως ότου σταματήσει από τον κώδικα της visual basic η αποστολή του txt αρχείου.

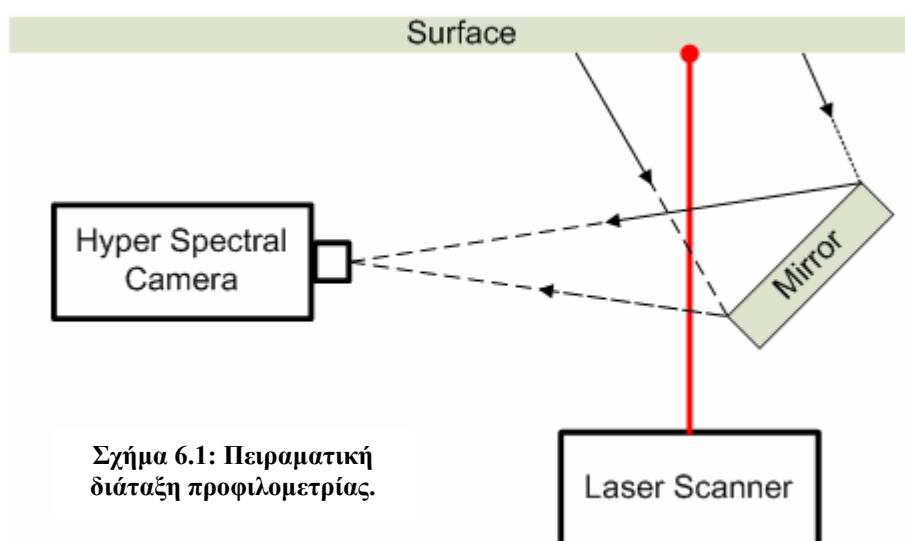
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

6.1 Προφίλομετρία

Η μέθοδος βάση της οποίας είναι εφικτό να μετρηθούν πειραματικά τα τεχνικά χαρακτηριστικά μίας δέσμης laser, ονομάζεται **προφίλομετρία** (profilometry). Η μέθοδος αυτή εφαρμόστηκε για την πειραματική αξιολόγηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, αφού τα τεχνικά χαρακτηριστικά της ορίζονται ουσιαστικά από τις ιδιότητες της δέσμης του laser που χρησιμοποιούμε.

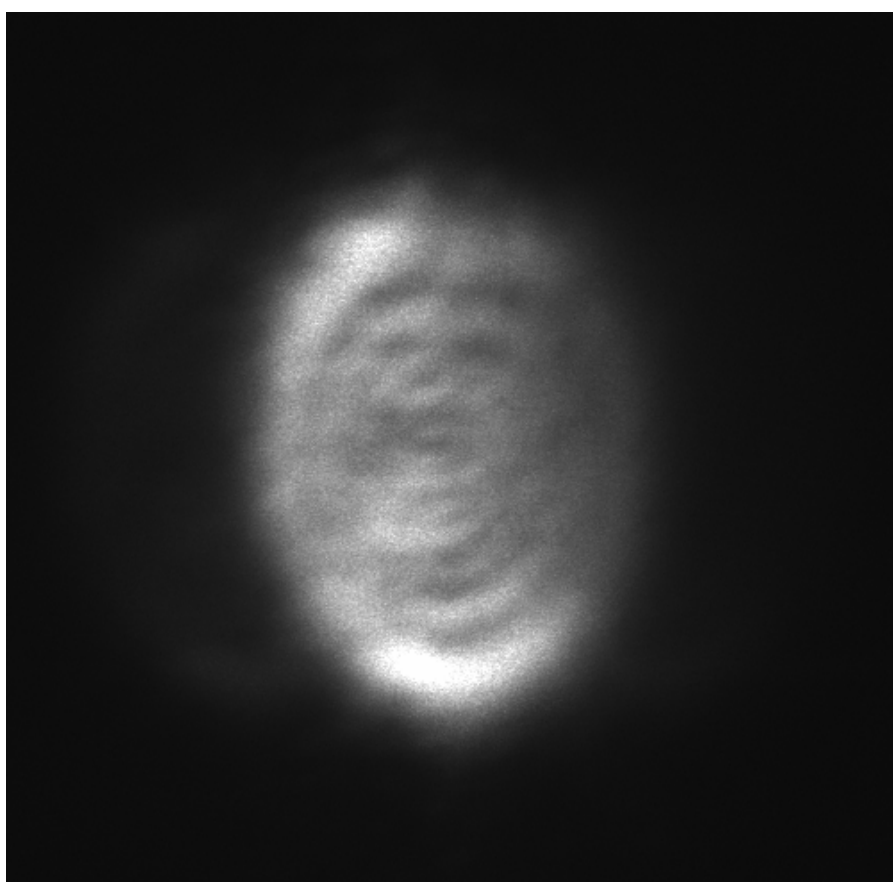
Συγκεκριμένα για την επίτευξη της εφαρμογής της προαναφερθείσας μεθόδου, αναπτύχθηκε μία πειραματική διάταξη, αποτελούμενη από μία υπερφασματική (hyper spectral) κάμερα, το σύστημα μας και έναν πλήρως ανακλαστικό καθρέφτη. Μία σχηματική αναπαράσταση της διάταξης αυτής φαίνεται στο επόμενο σχήμα.



Σχήμα 6.1: Πειραματική διάταξη προφίλομετρίας.

Η διαδικασία της προφίλομετρίας που ακολουθήθηκε βάση της παραπάνω διάταξης είναι αρκετά απλή. Αρχικά θέσαμε σε λειτουργία το laser scanner που υλοποιήθηκε βάση της διπλωματικής εργασίας, έτσι ώστε όμως η δέσμη του laser να παραμένει ακίνητη σε ένα σταθερό σημείο, και κατόπιν καταγράψαμε το spot που δημιουργείται πάνω στην επιφάνεια προβολής, με τη χρήση της hyper spectral κάμερας.

Το laser που χρησιμοποιήθηκε, είναι διοδικό, εκπέμπει στο ερυθρό περί τα 640 nm και το spot που δημιουργείται κατά την ακτινοβολήση μίας επιφάνειας με αυτό, φαίνεται στη παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 6.1: Απεικόνιση spot δέσμης laser που χρησιμοποιήθηκε.

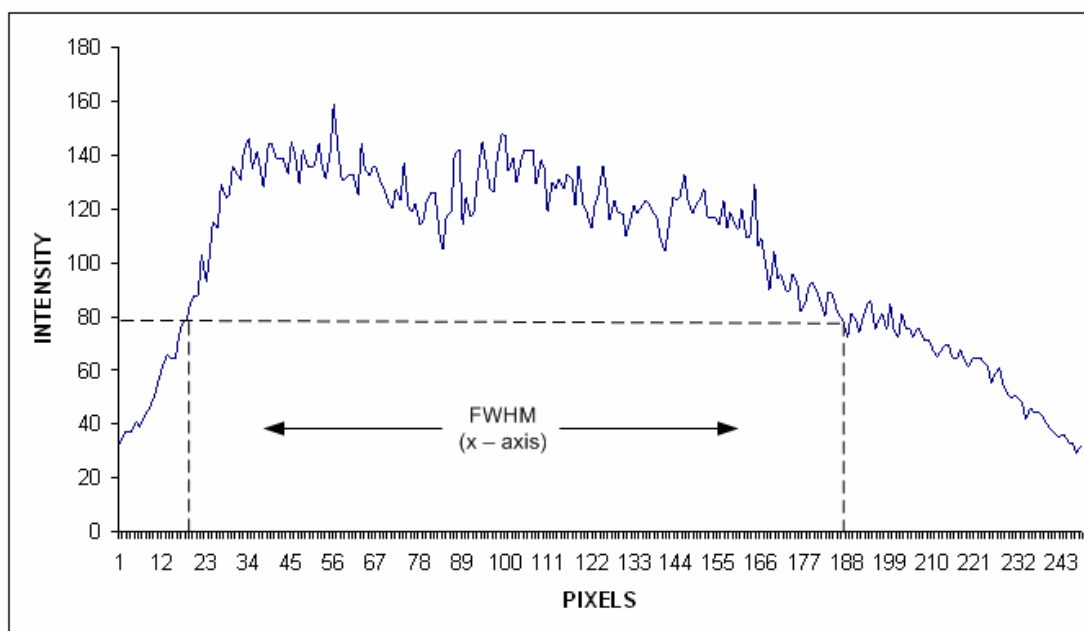
Ύστερα από τη λήψη της παραπάνω εικόνας ακολουθήθηκε μία διαδικασία μέτρησης των διαστάσεων του spot. Η διαδικασία είχε ως εξής. Χωρίς να πειράξουμε τις ρυθμίσεις της κάμερας, πήραμε άλλες δύο εικόνες, στις οποίες απεικονίζεται ένας χάρακας, έτσι ώστε να δούμε ποιες είναι οι μέγιστες διαστάσεις τις οποίες μπορούμε να μετρήσουμε με τις συγκεκριμένες ρυθμίσεις, και στον x – άξονα αλλά και στον y . Έπειτα και εφόσον πλέον

είχαμε καταφέρει έτσι να φτιάξουμε ένα μέτρο σύγκρισης πραγματικών διαστάσεων και απεικονιστικών, μετρώντας μέσω του προγράμματος Image pro, τον αριθμό των pixel που καταλαμβάνει το spot και στους δύο άξονες (διάμετροι ελλειπτικής μορφής), βρήκαμε τελικά ότι:

$$x_{SpotSize} = 2.792mm$$

$$y_{SpotSize} = 3.013mm$$

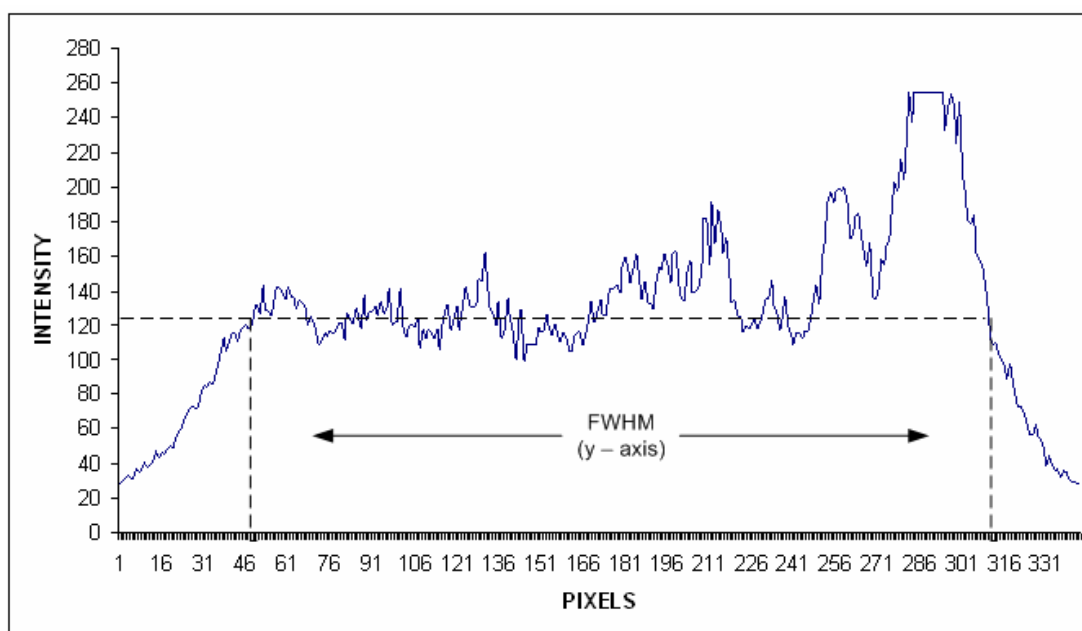
Όσον αφορά το intensity της δέσμης, αυτό είναι εμφανές ότι ακολουθεί μία Gauss κατανομή, της οποίας η γραφικές παραστάσεις ως προς τους άξονες x και y, αλλά και σε τρισδιάστατο επίπεδο, φαίνονται πιο κάτω.



Σχήμα 6.2: Γραφική αναπαράσταση του intensity του spot κατά τον άξονα x. Από το γράφημα υπολογίζουμε τον δείκτη FWHM (Full Width Half Max) για ομοιόμορφη σάρωση στον άξονα x.

Όπως φαίνεται και στο παραπάνω σχήμα, μπορούμε να υπολογίσουμε από το γράφημα, τον δείκτη FWHM (Full Width Half Max), ο οποίος μας παρέχει το εύρος ζώνης, στα άκρα του οποίου το intensity της δέσμης, έχει το 50% της μέγιστης τιμής του. Η δυνατότητα την οποία μας δίνει ένας τέτοιος υπολογισμός είναι η ομοιόμορφη σάρωση μίας περιοχής, χωρίς να υπερκαλύπτονται τα spot και επομένως χωρίς να υπάρχει διακύμανση της

έντασης κατά μήκος μίας γραμμής. Η διαδικασία αυτή θα ακολουθηθεί και στην περίπτωση του y άξονα και τα αποτελέσματα θα παρατεθούν συνολικά.



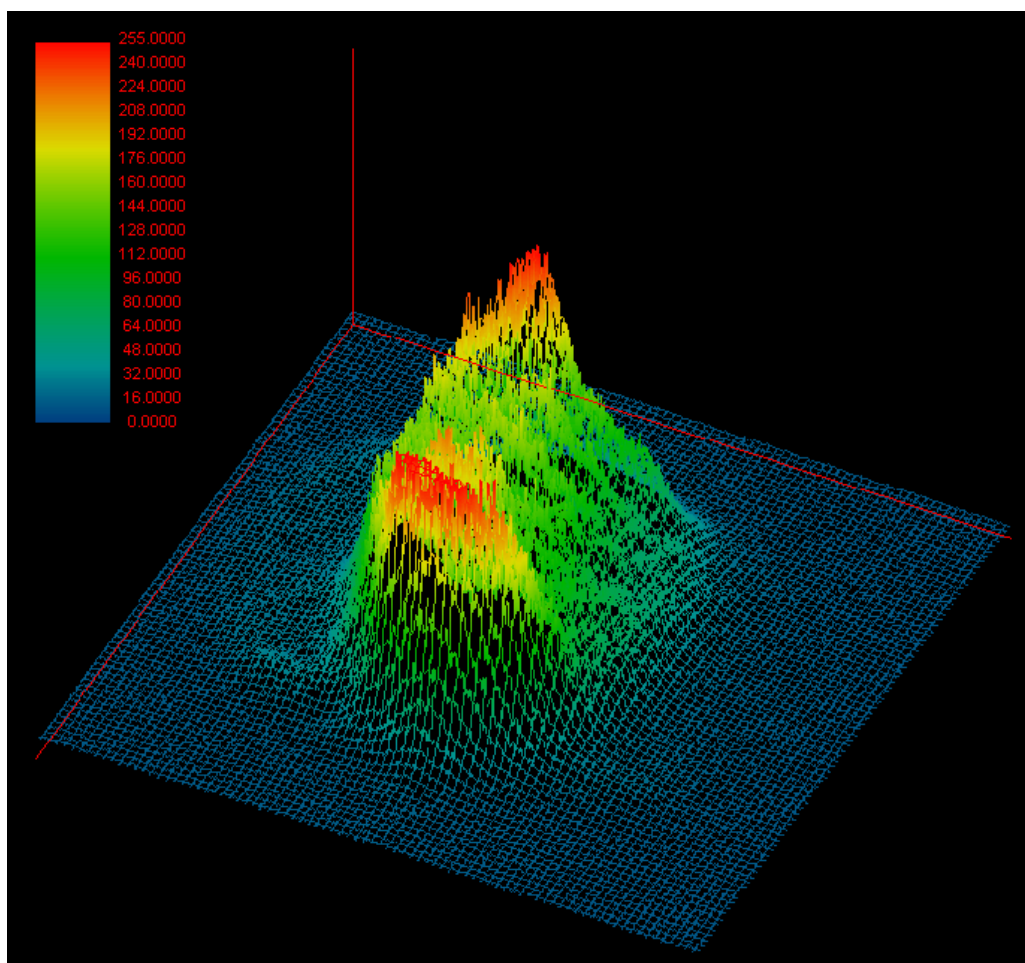
Σχήμα 6.3: Γραφική αναπαράσταση του intensity του spot κατά τον άξονα y . Από το γράφημα υπολογίζουμε τον δείκτη FWHM (Full Width Half Max) για ομοιόμορφη σάρωση στον άξονα y .

Από τα παραπάνω σχήματα προκύπτει ότι ο δείκτης FWHM και για τους δύο άξονες έχει τις εξής τιμές:

$$x_{FWHM} = 1.903mm$$

$$y_{FWHM} = 2.275mm$$

Η ερμηνεία της μέτρησης αυτής είναι ότι αν επιθυμούμε σε κάποιες εφαρμογές σάρωσης, την οποία επιτυγχάνουμε με το σύστημα μας, να είναι απολύτως ομοιόμορφη, θα πρέπει το γραμμικό βήμα της μετατόπισης του spot, δηλαδή η απόσταση των κέντρων δύο διαδοχικών pixels, να είναι ίση με 1.903mm κατά τον x άξονα και 2.275mm κατά τον y . Ο τρόπος που επιτυγχάνεται κάτι τέτοιο, προκύπτει από τη μέτρηση του resolution του συστήματος και θα εξηγηθεί αργότερα.



Σχήμα 6.4: Γραφική αναπαράσταση του intensity του spot σε τρισδιάστατο επίπεδο.

Η λογική εξέταση των συνθηκών, βγάζει ως συμπέρασμα ότι το resolution του συστήματος, θα είναι για τον κάθε άξονα μία ευθεία γραμμή της μορφής

$$y = ax$$

όπου y η απόσταση των κέντρων δύο διαδοχικών pixels προβολής, και όπου x η απόσταση του συστήματος από την επιφάνεια προβολής.

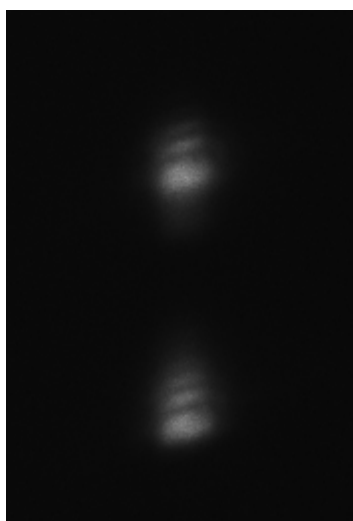
Το γεγονός ότι η εξίσωση που δίνει το resolution πρέπει να είναι η παραπάνω, συμπαιρένεται από το ότι σε περίπτωση μηδενικής απόστασης του συστήματος από την επιφάνεια προβολής, θα πρέπει και η απόσταση των pixel να είναι μηδενική και επομένως τα spot να αλληλοκαλύπτονται πλήρως.

Βάση αυτού του συμπεράσματος, γνωρίζουμε ένα σημείο $(0,0)$, από το οποίο θα διέρχεται η γραφική συνάρτηση του resolution. Επομένως μετρώντας πειραματικά την απόσταση δύο pixel για συγκεκριμένη απόσταση του συστήματος και για την περίπτωση κάθε άξονα, μπορούμε έπειτα να φέρομε τις επιθυμητές ευθείες.

Η διαδικασία μέτρησης των απαραίτητων αποστάσεων, είναι ίδια ακριβώς με τη διαδικασία μέτρησης του spot που περιγράφηκε στην αρχή του κεφαλαίου. Οι εικόνες που πήραμε είναι οι εξής.



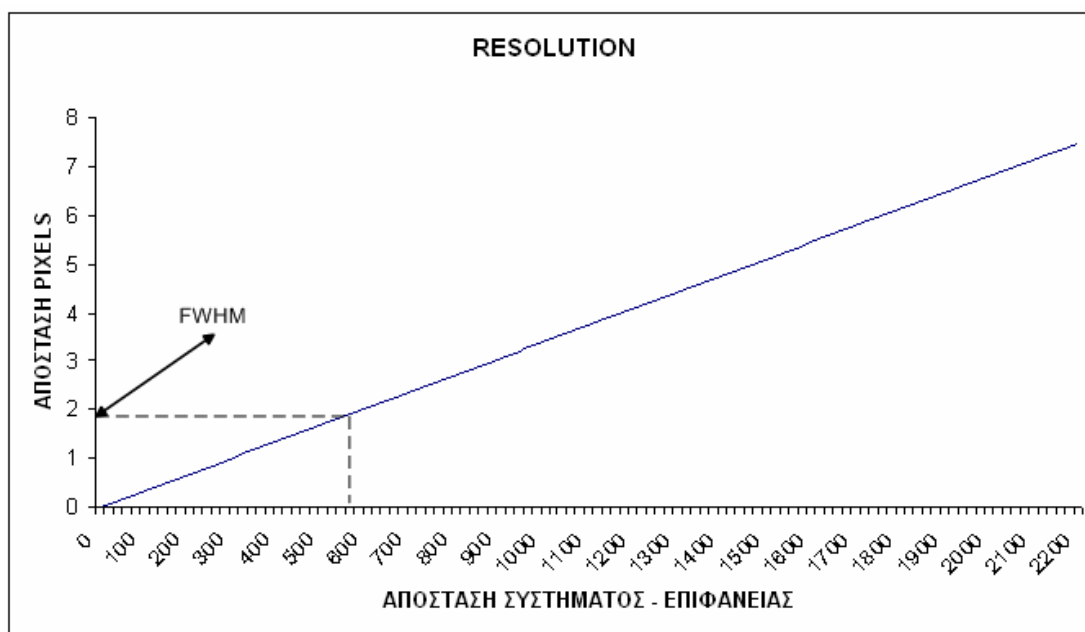
Εικόνα 6.2: Απεικόνιση δύο διαδοχικών spot κατά τον x άξονα, με απόσταση του συστήματος από την επιφάνεια προβολής 1.52m.



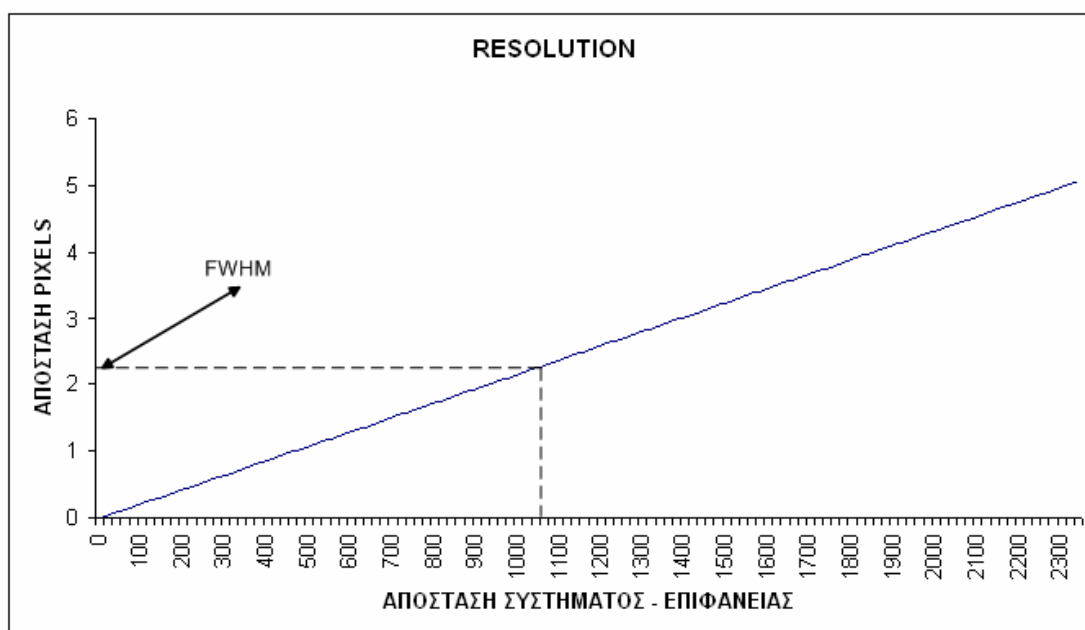
Εικόνα 6.3: Απεικόνιση δύο διαδοχικών spot κατά τον y άξονα, με απόσταση του συστήματος από την επιφάνεια προβολής 2.30m.

Βάση των πειραματικών υπολογισμών και της επεξεργασίας των παραπάνω εικόνων μέσω του Image pro, τα αποτελέσματα έχουν ως εξής: για τη μεν εικόνα 6.2 η απόσταση των pixels μετρήθηκε στα 5.233mm, ενώ για την εικόνα 6.3 η απόσταση αυτή είναι 4.960mm.

Επομένως οι γραφικές παραστάσεις της scanning resolution του συστήματος και για τους δύο άξονες, έχουν ως εξής.



Σχήμα 6.5: Γραφική αναπαράσταση του scanning resolution του συστήματος κατά τον άξονα x. Από το γράφημα φαίνεται η βέλτιστη απόσταση συστήματος – επιφάνειας σάρωσης, ώστε να επιτύχουμε το FWHM.



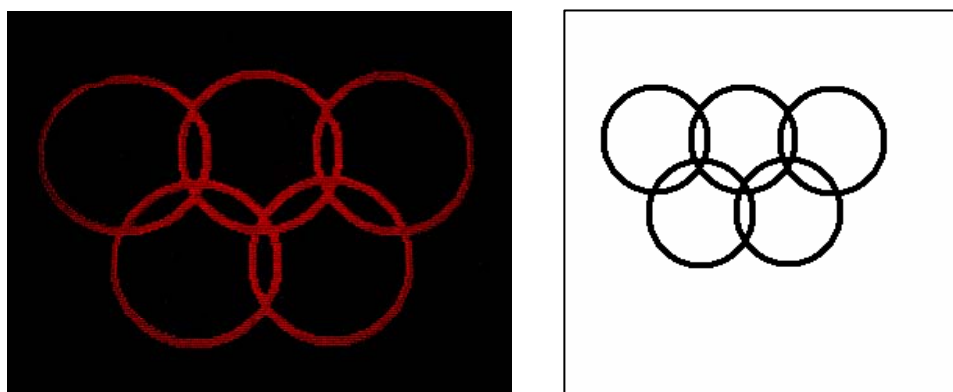
Σχήμα 6.6: Γραφική αναπαράσταση του scanning resolution του συστήματος κατά τον άξονα y. Από το γράφημα φαίνεται η βέλτιστη απόσταση συστήματος – επιφάνειας σάρωσης, ώστε να επιτύχουμε το FWHM.

Για να επανέλθουμε στο θέμα του υπολογισμού της βέλτιστης απόστασης συστήματος και επιφάνειας προβολής, για την επίτευξη της καλύτερης δυνατής σάρωσης με βάση το FWHM, σύμφωνα με τα γραφήματα, η απόσταση αυτή καθορίζεται στα 1.055m για τον άξονα y και στα 0.552m στον άξονα x.

Θα πρέπει τέλος να τονιστεί ότι το μέγιστο δυνατό μέγεθος σάρωσης (επιφάνεια προβολής), που μπορεί να επιτύχει ο συγκεκριμένος σαρωτής, είναι 65535 x 65535 pixels. Το σύστημα μας ανήκει στην κατηγορία των **active** οπτικών σαρωτών και συγκεκριμένα στους **postobjective scanners**.

6.2 Αποτελέσματα – Αξιολόγηση Συστήματος

Για να μπορέσουμε να παρατηρήσουμε και να αξιολογήσουμε την λειτουργία του συστήματος μας, παραθέτονται στην συνέχεια, κάποιες εικόνες υπό της μορφή bmp αρχείων και δίπλα τους οι αντίστοιχες προβολές των εικόνων αυτών πάνω σε μία επιφάνεια, μέσω του laser σαρωτή που υλοποιήθηκε στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής.



Εικόνα 6.4: Πρώτο παράδειγμα σάρωσης με το σύστημα μας.



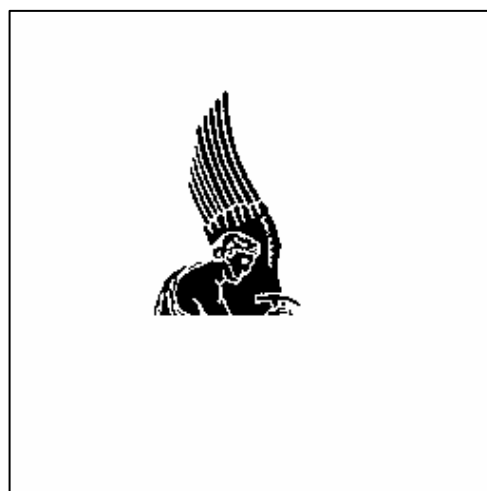
Εικόνα 6.5: Δεύτερο παράδειγμα σάρωσης με το σύστημα μας.



Εικόνα 6.6: Τρίτο παράδειγμα σάρωσης με το σύστημα μας.



Εικόνα 6.7: Τέταρτο παράδειγμα σάρωσης με το σύστημα μας.



Εικόνα 6.8: Πέμπτο παράδειγμα σάρωσης με το σύστημα μας.

Παρατηρώντας και αξιολογώντας τα παραπάνω αποτελέσματα, μπορούμε να πούμε ότι το laser scanner που υλοποιήθηκε στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, σαρώνει με επιτυχία τις μαύρες περιοχές, οποιασδήποτε τυχαίας εικόνας, αρκεί αυτή να μην ξεπερνάει σε μέγεθος τα 256 x 256 pixels και να έχει ανάλυση χρώματος 8 – bits σε ασπρόμαυρο. Τα σχήματα που επιλέχθηκαν για τα παραπάνω παραδείγματα, θεωρούνται αρκετά πολύπλοκα, γεγονός που πιστοποιεί το παραπάνω συμπέρασμα.

Παρόλα αυτά, όπως είναι εμφανές και από τις εικόνες, παρουσιάζονται κάποια προβλήματα ποιότητας της σάρωσης. Συγκεκριμένα, στις εικόνες 6.4 και 6.5, παρατηρούμε ότι στο αριστερό και δεξιό άκρο της σάρωσης, υπάρχει αλλοίωση της προβολής. Το αποτέλεσμα αυτό είναι απόλυτα φυσιολογικό και δικαιολογείται βάση της θεωρίας που διέπει τους οπτικούς σαρωτές (κεφάλαιο 4, ενότητα 4.4.1.2). Σύμφωνα με αυτό τον επιστημονικό κλάδο, ένας οπτικός σαρωτής ο οποίος εκτελεί γωνιακή κίνηση κατά τη σάρωση, όπως οι γαλβανικοί καθρέφτες, προβάλλει την εικόνα πάνω σε ένα καμπυλόγραμμο ιδεατό επίπεδο. Επομένως η προβολή αυτού του ιδεατού επιπέδου, πάνω σε μία επίπεδη επιφάνεια, όπως η δικιά μας επιφάνεια προβολής, θα έχει σαν αποτέλεσμα την αλλοίωση της εικόνας, σε περίπτωση που αυτή έχει το μέγιστο μέγεθος ανάλυσης. Για αυτό το λόγο, παρατηρούμε αλλοίωση, μόνο στα δύο πρώτα σχήματα μας, και όχι στα υπόλοιπα των οποίων οι διαστάσεις

είναι πολύ μικρότερες. Ο τρόπος διόρθωσης αυτού του φαινομένου, είναι η πιθανή χρήση οπτικών μέσων εστίασης της δέσμης, κατά την έξοδο της από το σύστημα, πρακτική την οποία δεν έχουμε χρησιμοποιήσει.

Πέρα από το παραπάνω πρόβλημα, το οποίο όπως αναφέρθηκε εμφανίζεται μόνο στις δύο πρώτες εικόνες, παρατηρούμε ότι σε όλες τις απεικονίσεις, παρουσιάζεται μία ανομοιομορφία στη σάρωση. Συγκεκριμένα υπάρχει σκοτεινές περιοχές σάρωσης, γεγονός που πιστοποιεί ότι τα pixels προβολής απέχουν αρκετά μεταξύ τους. Το φαινόμενο βέβαια αυτό εντείνεται και εξαρτάται και από την ποιότητα των αρχικών εικόνων που έχουμε, αλλά ο βασικός λόγος εμφάνισής του, είναι ότι κατά τις μετρήσεις που διενεργήθηκαν, δεν είχε επιτευχθεί η βέλτιστη σάρωση σύμφωνα με τους δείκτες FWHM. Αναφορικά θα πρέπει να τονίσουμε ότι, η απόσταση σάρωσης ήταν περί τα 2m, τη στιγμή που οι δείκτες FWHM έχουν αρκετά μικρότερες τιμές και για τους δύο άξονες. Επομένως μπορούμε να πούμε συμπερασματικά ότι και το φαινόμενο αυτό μπορεί να διορθωθεί, επιλέγοντας τη βέλτιστη απόσταση συστήματος – επιφάνειας προβολής, ώστε να επιτύχουμε την καλύτερη δυνατή σάρωση.

Πέρα πάντως από τα παραπάνω μικροπροβλήματα που παρατηρήθηκαν, και συνυπολογίζοντας ότι υπάρχουν γνωστές μέθοδοι διόρθωσης τους, μπορούμε να πούμε ότι το σύστημα του οπτικού σαρωτή που υλοποιήθηκε, βάση των τεχνικών μέσων που διατέθηκαν, λειτουργεί απολύτως ικανοποιητικά.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΕΞΕΛΙΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ - ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Η βασικότερη αλλαγή, η οποία πρέπει να γίνει στο σύστημα μας, είναι η απομάκρυνση του μικροελεγκτή DS 5000 και η τοποθέτηση στη θέση του ενός DSP controller, για να μπορέσουμε να επιτύχουμε με τον τρόπο αυτό ταχύτητες σάρωσης υψηλότερες των τωρινών δυνατοτήτων. Ο DS 5000 για το επίπεδο των εφαρμογών της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, όπως έχει προαναφερθεί, αποτελεί μία ικανοποιητική λύση η οποία όμως στην περίπτωση πολυπλοκότερων εφαρμογών, υστερεί σε ταχύτητα και επομένως επιβραδύνει τη σάρωση της επιθυμητής περιοχής. Για το λόγο αυτό, έχει επιλεγεί ήδη να χρησιμοποιηθεί ένα DSP controller, το οποίο παρέχει αρκετά υψηλότερες ταχύτητες επεξεργασίας, και επομένως μεγαλύτερες δυνατότητες εφαρμογής.

Πέρα από αυτή τη μετατροπή όμως, θα πρέπει να γίνουν και κάποιες προσθήκες στο σύστημα, έτσι ώστε να βελτιωθεί σημαντικά η ποιότητα σάρωσης του συστήματος. Συγκεκριμένα όπως αναφέρθηκε και παρατηρήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, πρέπει στην έξοδο του συστήματος μας και ακριβώς μετά τους γαλβανικούς καθρέφτες, να εφαρμοστεί μία οπτική διάταξη, η οποία θα εστιάζει τη δέσμη, ώστε να αποφεύγεται η περίπτωση της αλλοίωσης των πλαϊνών χαρακτηριστικών της εικόνας. Η διαδικασία αυτή είναι πιθανό να μπορεί να επιτευχθεί και μέσω ενός μοναδικού επιπέδου φακού εστίασης.

Επίσης θα ήταν πολύ χρήσιμο, να αναπτυχθεί ένα παράλληλο σύστημα υπολογισμού της απόστασης που διανύει η δέσμη, έως ότου φτάσει την επιφάνεια σάρωσης, σε πραγματικό χρόνο. Κάτι τέτοιο, θα έβρισκε μεγάλη απήχηση σε βιοιατρικές εφαρμογές, όπου ενδιαφέρει άμεσα η ανάκλαση της δέσμης πάνω στους ιστούς, και όπου μάλιστα λόγω των πολύ λεπτεπίλεπτων κινήσεων κρίνεται απαραίτητη η γνωστοποίηση της θέσης του

spot ανά πάσα στιγμή. Ο τρόπος με τον οποίο μπορεί να επιτευχθεί η παραπάνω διαδικασία είναι η λήψη μέσω ενός φωτοαισθητήρα, της πίσω ανακλώμενης δέσμης, και ο μετέπειτα υπολογισμός της απόστασης σε συνάρτηση με την ταχύτητα του φωτός και με το χρονικό διάστημα που πέρασε έως ότου ληφθεί η δέσμη από τον αισθητήρα.

Βελτιώσεις επίσης, επιδέχεται και η ανάπτυξη του λογισμικού τμήματος της διπλωματικής, έτσι ώστε να επιτευχθούν κάποιοι επιπλέον στόχοι που κρίνονται σημαντική για μία πληθώρα εφαρμογών. Συγκεκριμένα θα πρέπει αρχικά να εξελιχθεί ο κώδικας της ανάλυσης της εικόνας, έτσι ώστε να μπορεί το σύστημα να διακρίνει περισσότερα των δύο χρωμάτων και να σαρώνει περιοχές που θα επιλέγονται βάση της τιμής του intensity έγχρωμων pixels. Επίσης θα είναι χρήσιμο να μπορούμε να αναλύουμε εικόνες μεγαλύτερου μεγέθους (> 256 x 256 pixels), έτσι ώστε να επιτυγχάνουμε υψηλότερη ποιότητα σάρωσης και ανάλυση σχεδίασης. Τέλος είναι απαραίτητο να βρεθεί κατάλληλη μέθοδος έτσι ώστε να ελέγχεται άμεσα ο χρόνος παραμονής της δέσμης σε ένα συγκεκριμένο σημείο, ανάλογα με τις συνθήκες της εφαρμογής που επιθυμούμε.

Μία τελευταία ενέργεια εξέλιξης του συστήματος, σχετική με βιοιατρικές εφαρμογές, και άμεσα συνδεδεμένη με την υλοποίηση του πρωταρχικού στόχου αυτής της πτυχιακής εργασίας, είναι ο συνδυασμός του συγκεκριμένου οπτικού σαρωτή, με ένα σύστημα έγκυρης και έγκαιρης διάγνωσης της καρκινικής νόσου, βάση της μεθόδου της οπτικής βιοψίας, έτσι ώστε να έχουμε άμεση εφαρμογή του τομέα guided therapeutics. Ο συνδυασμός αυτός θα έχει σαν βασική λειτουργία, την λήψη μίας εικόνας μέσω του συστήματος διάγνωσης, την ανάλυση και επεξεργασία της και τέλος την καθοδήγηση του laser σε πραγματικό χρόνο πάνω στην επιλεγμένη περιοχή.

Το laser scanner που υλοποιήθηκε, όπως είναι εύκολα κατανοητό, μπορεί να εφαρμοστεί με επιτυχία, σε οποιονδήποτε κλάδο εφαρμογής των lasers και ενδεικτικά μπορούμε να επισημάνουμε με ιδιαίτερη σημασία τους τομείς των **βιοιατρικών εφαρμογών** (θεραπεία καρκίνου, μικροχειρουργικές επεμβάσεις, θεραπεία δερματολογικών παθήσεων, αισθητική...), του **laser show** (laser κινηματογράφοι, απεικονίσεις σχημάτων και προβολή τους σε οποιαδήποτε επιφάνεια...) και του **laser marking** (κοπή βιομηχανικών υλικών, χάραξη αντικειμένων, ανάπτυξη τρισδιάστατων σχεδίων...).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

[1] J. A. S. Carruth – A. L. McKenzie “Ιατρικά Lasers – Επιστήμη και Κλινική Εφαρμογή”, Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1994

[2] Hans – Peter Berlien Gerhard J. Muller “Applied Laser Medicine”, Springer

[3] Leo Beiser “Unified Optical Scanning Technology”, IEEE Press

[4] Μπάλλας Κ. “Εισαγωγή στην Οπτοηλεκτρονική”, Χανιά 2003, Πολυτεχνείο Κρήτης

[5] Hugh D.Young, “Φυσική τόμος Β”

[6] Jeff Hecht, “Understanding Lasers”

[7] Περσεφόνης Π., “Laser : Φυσική και Τεχνολογία”

[8] Alfano RR.Tang GC, Prandhan A,Lam W,Choy DSJ, ,Opher E (1987), Fluorescence spectra from cancerous and normal breast and lung tissues. IEEE J Quant Electr 23:1806-1811

[9] Anderson Engels S, Klinteberg C, Svanberg K, Svanberg S (1997) : In vivo fluorescence imaging for tissue diagnostic. Phys Med Biol 42:815-824

[10] Anderson R R and Parrish J A 1981 The optics of human skin J. Invest. Dermatol. 77 13–19

- [11] Atmazoglou B, Giova D, and Ouzounoglou (2001): Development of spectral imaging fluorescence technics for cancer detection
- [12] Balas C, Themelis G, Procopakis E, Orfanudaki I, Koumantarakis E, Helidonis E (1999): In vivo detection and staging of epithelial dysplasias and malignancies based on the quantitative assessment of acetic acid-tissue interaction kinetics. *J Photochem Photobiol B: Biol* 53:153-157
- [13] Balas C (2001): A Novel Optical Imaging Method for the Early Detection, Quantitative Grading, and Mapping of Cancerous and Precancerous Lesions of Cervix. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 48, NO. 1,
- [14] Barlow R J 1987 *Statistics—A Guide to the Use of Statistical Methods in the Physical Sciences* (Chichester: Wiley)
- [15] Hanley J A and McNeil B J 1982 The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve *Radiology* 143 29–36
- [16] Kleinbaum D G, Kupper L L and Muller K E 1988 *Applied Regression Analysis and Other Multivariable Method* (Boston, MA: PWS-Kent)
- [17] Marchesini R, Tomatis S, Bartoli C, Bono A, Clemente C, Cupeta C, Del Prato I, Pignoli E, Sichirollo A E and Cascinelli N 1995 In vivo spectrophotometric evaluation of neoplastic and non-neoplastic skin pigmented lesions. III. CCD camera-based reflectance imaging *Photochem. Photobiol.* 62 151–4
- [18] Marshall R J 1976 Infrared and ultraviolet photography in a study of the selective absorption of radiation by pigmented lesions of skin *Med. Biol. Illust.* 26 71–84
- [19] Miller M and Ackermann A B 1992 How accurate are dermatologists in the diagnosis of melanoma? Degree of accuracy and implications *Arch Dermatol.* 128 559–60

- [20] Morton C A and MacKie R M 1998 Clinical accuracy in the diagnosis of cutaneous malignant melanoma *Br. J. Dermatol.* 138 283–7
- [21] Srivastava A, Hughes L E, Woodcock J P and Shedden E J 1986 The significance of blood flow in cutaneous melanoma demonstrated by Doppler flowmetry *Eur. J. Surg. Oncol.* 12 13–18
- [22] Takahashi H, Horikoshi T and Jimbow K 1985 Fine structural characterization of melanosomes in dysplastic nevi *Cancer* 56 111–23
- [23] W. S. Glassman, C. H. Liu, G. C. Tang, S. Lubicz, and R. R. Alfano, “Ultraviolet excited fluorescence spectra from nonmalignant and malignant tissues of the gynecological tract,” *Lasers Life Sci*, vol. 5, pp. 49–58, 1992.
- [24] N. Ramanujam, M. F. Mitchell, A. Mahadevan-Jansen, S. Thomsen, G. Staerckel, A. Malpica, T. Wright, N. Atkison, and R. R. Richards-Kortum, “Cervical precancer detection using a multivariate statistical algorithm based on laser-induced fluorescence spectra at multiple excitation wavelengths,” *Photochem. Photobiol.*, vol. 64, no. 4, pp. 720–735, 1996.
- [22] National Cancer Institute, “Cell Biology and Cancer” under contract from the National Institute of Health
- [23] Cambridge Technology Incorporated, “Model 6200 Galvanometer Optical Scanner” Instruction Manual
- [24] Cambridge Technology Incorporated, “Series 678xx Single Axis Board Level Mirror Positioning System”, Instruction Manual
- [25] www.cancer.gov/cancertopics/wyntk/overview/page9
- [26] www.betterhealth.vic.gov.au
- [27] www.cancerguide.org/pathology.html

[28] www.accv.org.au

[29] www.baptistonline.org