

Απεικόνιση εν τω βάθει δομών σε αδιαφανή, υψηλά σκεδάζοντα ομοιώματα ιστών

8/15/2009

ΚΟΝΤΟΥΛΗ ΑΓΓΕΛΙΚΗ

1.	Εισαγωγή.....	8
2.	Απεικονιστικές Μέθοδοι.....	9
2.1	Οπτικές τεχνολογίες.....	10
2.2	Φασματοσκοπία.....	11
2.3	Φασματική Απεικόνιση-Υπερφασματοσκοπία.....	12
2.4	Οπτικό Παράθυρο.....	14
2.5	Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας.....	15
3.	Οπτικές ιδιότητες ιστών-Σκέδαση-Απορρόφηση.....	20
3.1	Εισαγωγή.....	20
3.2	Εισαγωγή στην θεωρία απορρόφησης.....	22
3.3	Εισαγωγή στην θεωρία σκέδασης.....	24
3.3.1	Ελαστική σκέδαση.....	25
3.3.2	Ανελαστική Σκέδαση.....	27
3.3.3	Απλή και Πολλαπλή σκέδαση.....	29
3.3.4	Ισοτροπική και Ανισοτροπική σκέδαση.....	30
3.3.5	Σύμφωνη και Ασύμφωνη σκέδαση.....	30
3.4	Σκέδαση και Απορρόφηση στους ιστούς.....	31
3.5	Μοντέλα Προσομοίωσης Διάδοσης Φωτός στους Ιστούς.....	32
3.5.1	Αναλυτική Μέθοδος.....	33
3.5.2	Θεωρία Μεταφοράς της ακτινοβολίας (RTT).....	33
3.5.3	Μέθοδος Monte-Carlo.....	42
3.6	Μελέτη των οπτικών ιδιοτήτων του δέρματος.....	43
4.	Πειραματική Διαδικασία.....	52

4.1	Εισαγωγή.....	52
4.2	Υλικά και μέθοδοι υλοποίησης.....	53
5.	Αποτελέσματα-Συζήτηση	64
5.1	Μετρήσεις για την ακίδα όταν βρίσκεται μέσα σε άδειο μπουκαλάκι και απόσταση 2mm	66
5.2	Διάλυμα με 300ml νερό και την ακίδα σε απόσταση 3 mm απο το μπουκαλάκι.....	68
5.3	Διάλυμα με 300ml νερό και 2 ml γάλα	70
5.4	Διάλυμα με 300ml νερό και 10ml γάλα.....	76
5.5	Διάλυμα με 300ml νερό και 20ml γάλα.....	83
6.	Μελλοντικές επεκτάσεις	96
7.	Βιβλιογραφία.....	97

Λίστα εικόνων και πινάκων που περιέχονται

Figure 2-1 Σχηματικό διάγραμμα των απεικονιστικών συστημάτων που έχουν εφαρμοστεί στην ογκολογία.....	11
Figure 2-2 Αναπαράσταση δεδομένων απο υπερφασματική απεικόνιση	13
Figure 2-3 Optical window για ιστούς	15
Figure 2-4 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας.....	15
Figure 2-5 Η ανίχνευση παθογενειών στηρίζεται στο contrast της εικόνας.....	16
Figure 2-6 Το FWHM σαν μέτρο της διακριτικής ικανότητας ενός απεικονιστικού συστήματος	19
Figure 3-1 Διάδοση φωτός ως ηλεκτρομαγνητικό κύμα	20
Figure 3-2 Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα	21
Figure 3-3 Αναπαράσταση φαινομένων απορρόφησης και εκπομπής	23
Figure 3-4 Η απορροφητική ικανότητα του μέσου διάδοσης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας επηρεάζει την ένταση της εξερχόμενης ακτινοβολίας	24
Figure 3-5 Η πορεία διάδοσης της ακτινοβολίας σύμφωνα την σκέδαση Mie και Rayleigh αντίστοιχα.....	27
Figure 3-6 Αναπαράσταση σκέδασης Brillouin μέσω ηλεκτρονικών μεταβάσεων	28
Figure 3-7 Ηλεκτρονικές μεταβάσεις κατά την σκέδαση Stoke και Anti-Stoke αντίστοιχα.	29
Figure 3-8 Φάσματα απορρόφησης των στοιχείων του ιστού.....	31
Figure 3-9 Εικόνα του τράχηλου της μήτρας (αριστερά) και το δέρματος απο περιοχή του χεριού.....	32
Figure 3-10 Κατηγοριοποίηση των μεθόδων μελέτης της πορείας διάδοσης του φωτός.	43
Figure 3-11 Απεικόνιση του δέρματος και των υποεπιπέδων απο τα οποία αποτελείται	44
Figure 3-12 Φάσμα απορρόφησης για τα δύο είδη μελανίνης (19).....	46
Figure 3-13 Φάσμα απορρόφησης οξυγονωμένης και μη-οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (19).....	47

Figure 3-14 Φάσμα απορρόφησης της ουσίας bilirubin (19).....	47
Figure 3-15 Φάσμα απορρόφησης για την ουσία β -carotene (19).....	48
Figure 4-1 Απεικονιστικό σύστημα Musis	54
Figure 4-2 Διακρίνουμε symmetric, bending και antisymmetric τρόπους κίνησης (κοιτάζοντας απο αριστερά προς τα δεξιά της εικόνας).	55
Figure 4-3 Πληροφορίες για τα συστατικά του γάλακτος	56
Figure 4-4 Πειραματική διαδικασία και επεξεργασία δεδομένων	59
Figure 4-5 Διαγραμματική απεικόνιση του FWHM	60
Figure 4-6 Διαγραμματική απεικόνιση του FWHM προσαρμοσμένο στα δεδομένα μας.....	61
Figure 4-7 Καμπύλες πειραματικών δεδομένων. Στην μια περίπτωση τα άκρα είναι σε διαφορετικά ύψη (αριστερά) ενώ στην άλλη είναι στο ίδιο (δεξιά)	62
Figure 5-1 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το μπουκαλάκι είναι άδειο	66
Figure 5-2 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm, 1000nm όταν το μπουκαλάκι είναι άδειο.....	67
Figure 5-3 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει μόνο νερό	68
Figure 5-4 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm, 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει μόνο νερό	69
Figure 5-5 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 0mm.....	70
Figure 5-6 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 0mm.....	71
Figure 5-7 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 2mm.....	72
Figure 5-8 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 2mm.....	73
Figure 5-9 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 5mm.....	74

Figure 5-10 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 5mm	75
Figure 5-11 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 0mm.....	76
Figure 5-12 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 0mm	77
Figure 5-13 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm.....	78
Figure 5-14 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm	79
Figure 5-15 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 2mm.....	80
Figure 5-16 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 2mm	81
Figure 5-17 Απεικόνιση δεδομένων για όλα τα μήκη κύματος, όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 3mm.....	82
Figure 5-18 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 0mm.....	83
Figure 5-19 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 0mm	84
Figure 5-20 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 1mm.....	85
Figure 5-21 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 1mm	86
Figure 5-22 Απεικόνιση δεδομένων για όλα τα μήκη κύματος, όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 2mm.....	87
Figure 5-23 Φάσματα απορρόφησης για το νερό (αριστερά) και το γάλα(δεξιά) ..	89
Figure 5-24 Διακύμανση ύψους για το νερό.....	90
Figure 5-25 Διακυμάνσεις FWHM σε συνάρτηση με το μήκος κύματος	91
Figure 5-26 Διακυμάνσεις FWHM σε σχέση με το μήκος κύματος για απόσταση 1mm.....	92

Figure 5-27 Διακυμάνεις FWHM σε συνάρτηση με την συγκέντρωση	93
Figure 5-28 Διακυμάνσεις FWHM σε συνάρτηση με την απόσταση	93
Figure 5-29 Εικόνες ανθρώπινου ιστού σε διάφορα μήκη κύματος	95

1. Εισαγωγή

Η ιατρική απεικόνιση επέτρεψε την διάγνωση ασθενειών και άλλων προβλημάτων που δεν ήταν ορατά, έτσι ώστε να αναπτυχθούν νέες και πιο δραστικές τεχνολογίες για την καταπολέμηση τους. Είναι πολύ σημαντικό οι συσκευές αυτές να έχουν χαμηλό κόστος και να παρέχουν φορητότητα και υψηλή ανάλυση. Η ποιότητα της εικόνας των απεικονιστικών συστημάτων λοιπόν είναι παρα πολύ σημαντικός παράγοντας. Για παράδειγμα η διάγνωση του καρκίνου εμπίπτει στον εντοπισμό των αρχικών μικροσκοπικών αλλοιώσεων πριν μετασχηματιστούν. Ωστόσο οι απεικονιστικές μέθοδοι έχουν περιορισμένες δυνατότητες λόγω των φαινομένων σκέδασης και απορρόφησης των ιστών. Στα πλαίσια αυτής την διπλωματικής εργασίας αρχικά μελετήσαμε τα χαρακτηριστικά σκέδασης και απορρόφησης των ιστών μέσω ειδικών ομοιωμάτων που κατασκευάσαμε. Στην συνέχεια εντοπίσαμε το οπτικό παράθυρο για την φασματική περιοχή απο 420nm έως 1000nm και τέλος καθορίσαμε το βάθος απο το οποίο μπορούμε να πάρουμε καλής ποιότητας απεικονιστική πληροφορία. Συγκεκριμένα καταφέραμε να πάρουμε εικόνα απο βάθος 2mm, γεγονός πολύ ικανοποιητικό απο διαγνωστικής άποψης μιας και το 85% των καρκίνων που μπορούν να θεραπευτούν βρίσκονται στην περιοχή των επιθυλιακών ιστών, το πάχος των οποίων δεν ξεπερνά τα 2mm.

2. Απεικονιστικές Μέθοδοι

Η απεικόνιση είναι η επιστήμη της απόκτησης χωρικής και χρονικής πληροφορίας απο αντικείμενα με σκοπό την μελέτη τους. Τα τελευταία χρόνια έχει παρατηρηθεί τεράστια ανάπτυξη στις απεικονιστικές τεχνολογίες και τις εφαρμογές τους με αποκορύφωμα τον τομέα της ιατρικής. Η ψηφιακή απεικόνιση είναι μία απο τις πιο ανεπτυγμένες και εφαρμόσιμες μεθόδους για την καταγραφή των δεδομένων. Κατά την διαδικασία της ψηφιακής απεικόνισης χρησιμοποιούνται ψηφιακές κάμερες όπως για παράδειγμα συσκευές συζευγμένου φορτίου (charge-couple device, CCD). Πλέον τα μοριακά απεικονιστικά συστήματα επιτρέπουν στους γιατρούς να δούν που βρίσκεται ένας όγκος στο σώμα. Εν τέλει όμως η βασική επιδίωξη των επιστημόνων είναι να αναπτύξουν συστήματα τα οποία θα δίνουν την δυνατότητα στους γιατρούς να παρακολουθούν την εκδήλωση και την δραστηριότητα συγκεκριμένων μορίων, κυττάρων και βιολογικών διαδικασιών οι οποίες επηρέασαν την συμπεριφορά των όγκων και/ή ανταποκρίθηκαν σε θεραπευτικές ουσίες. Τα απεικονιστικά συστήματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με (1):

- Την ενέργεια που χρησιμοποιείται για να εξαχθεί η οπτική πληροφορία (ακτίνες Χ, ποσιτρόνια, φωτόνια ή ηχητικά κύματα),
- Την χωρική ανάλυση που επιτυγχάνεται (μακροσκοπική, μεσοσκοπική ή μικροσκοπική)
- Το είδος της πληροφορίας που αποκτάται (ανατομία, φυσιολογία, κυτταρική ή μοριακή).

Στην κατηγορία των μακροσκοπικών συστημάτων που παρέχουν πληροφορίες σχετικές με την ανατομία και την φυσιολογία του δείγματος

ανήκουν υπολογιστική τομογραφία (computed tomography, CT), απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (magnetic resonance imaging ,MRI) και υπέρηχοι (ultrasound).

2.1 Οπτικές τεχνολογίες

Η βασική αρχή στην οποία στηρίζονται οι οπτικές τεχνολογίες είναι η αλληλεπίδραση των φωτονίων με τους ιστούς. Το πλεονέκτημα αυτών των τεχνολογιών είναι ότι έχουν την δυνατότητα να παρέχουν ακριβή διάγνωση μιας παθολογίας. Επιπλέον η μεγάλη ανάπτυξη των biomarkers και των αντιδράσεων που συμβαίνουν ενισχύουν την ανάπτυξη οπτικών εργαλείων για διάγνωση ουσιών. Σημαντικός παράγοντας για την ραγδαία ανάπτυξη τους είναι ο μη επιθετικός χαρακτήρας ως προς τον άνθρωπο. Στην κατηγορία των οπτικών τεχνολογιών ανήκουν η οπτική τομογραφία συνοχής (optical coherence tomography, OCT), το ομοεστιακό μικροσκόπιο (confocal microscopy) και το μικροσκόπιο πολλαπλών φωτονίων (multiphoton microscopy)

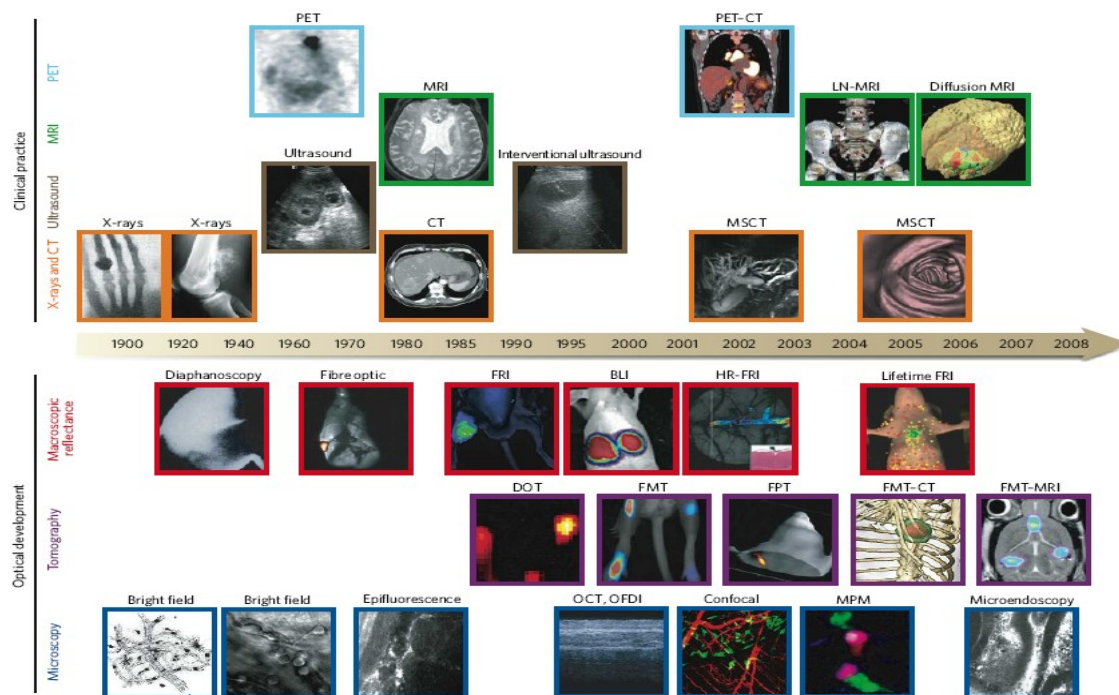


Figure 2-1 Σχηματικό διάγραμμα των απεικονιστικών συστημάτων που έχουν εφαρμοστεί στην ογκολογία

2.2 Φασματοσκοπία

Φασματοσκοπία είναι η επιστήμη που μελετά τον τρόπο με τον οποίο τα υλικά απορροφούν και εκπέμουν φως στα διαφορετικά μήκη κύματος με βάση την μοριακή τους σύσταση. Ένα φάσμα είναι μια συλλογή απο εντάσεις του φωτός σε διαφορετικά μήκη κύματος. Η φασματοσκοπία είναι ο υπολογισμός της έντασης του φωτός που εκπέμπεται, διαδίδεται, σκεδάζεται ή ανακλάται απο ένα δείγμα, σαν συνάρτηση του μήκους κύματος αλλά χωρίς καμία χωρική πληροφορία. Η απεικόνιση αυτής της έντασης δημιουργεί το φάσμα του δείγματος, το οποίο παρέχει πληροφορίες όσον αφορά την δομή και μοριακή του σύσταση. Τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά ενός φάσματος είναι:

- Η φασματική ανάλυση, η οποία προσδιορίζει τα πιο κοντινά μήκη κύματος που μπορούν να διακριθούν.

- Η φασματική περιοχή, η οποία δηλώνει την περιοχή του φάσματος που υπολογίζουμε
- Το χαμηλότερο ανιχνεύσιμο σήμα, το οποίο προσδιορίζει το μικρότερο μετρήσιμο σήμα.
- Η δυναμική περιοχή, η οποία προσδιορίζεται από την αναλογία του μεγαλύτερου ανιχνεύσιμου σήμα προς το μικρότερο.

Διακρίνονται διάφορα είδη φασματοσκοπίας όπως: Diffuse reflectance, Fluorescence, Multimodal, Atomic Absorption, Electron Paramagnetic, Electron, Gamma-ray, Infrared, Laser, Mass, Raman, X-ray spectroscopy.

2.3 Φασματική Απεικόνιση-Υπερφασματοσκοπία

Η φασματική απεικόνιση συνδυάζει τα πλεονεκτήματα της φασματοσκοπίας και της απεικόνισης δηλαδή παρέχει ταυτόχρονα φασματικές και χωρικές πληροφορίες για το δείγμα που εξετάζεται. Ένα επίσης πλεονέκτημα που έχει η φασματική απεικόνιση είναι ότι χρησιμοποιούνται ανιχνευτές οι οποίοι καλύπτουν μεγαλύτερες περιοχές δείγματος σε σχέση με τους ανιχνευτές σημείου που υπάρχουν στα φασματόμετρα. Στην φασματική απεικόνιση αποκτάται μια εικόνα για κάθε μήκος κύματος και έτσι δημιουργείται ένα 3-D σύνολο δεδομένων. Είναι δυνατόν λοιπόν επιλέγοντας ένα pixel της εικόνας να δούμε το φάσμα του για όλα τα μήκη κύματος.

The Spectral Imaging Lambda Stack

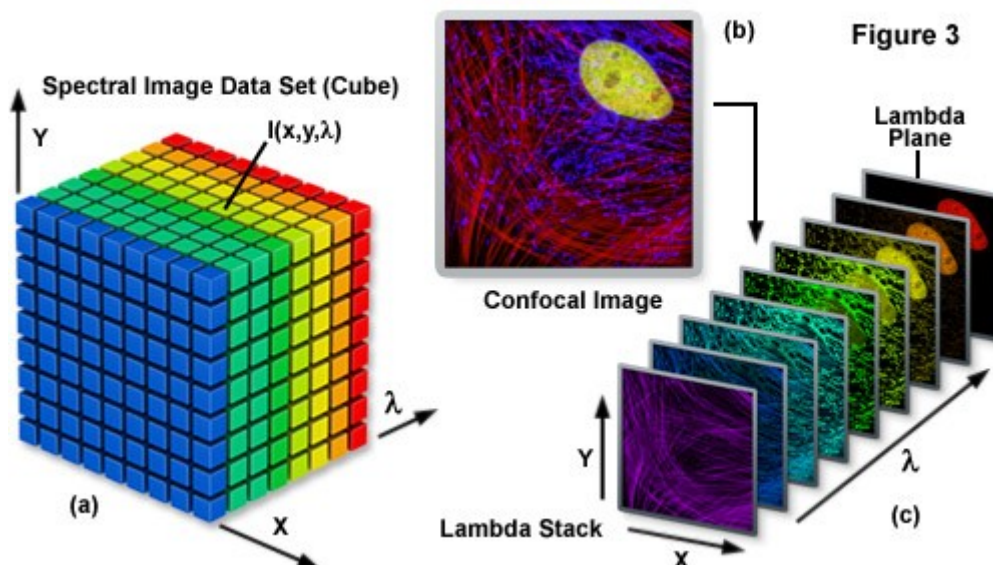


Figure 2-2 Αναπαράσταση δεδομένων απο υπερφασματική απεικόνιση

Η φασματική απεικόνιση χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες ανάλογα το πλήθος των φασματικών ζωνών που χρησιμοποιούνται. Έτσι υπάρχει η πολλαπλή φασματοσκοπική απεικόνιση (multispectral) στην οποία χρησιμοποιούνται λίγες φασματικές ζώνες (<10), η υπερφασματοσκοπία (hyperspectral) που χρησιμοποιούνται περισσότερες στενές φασματικές ζώνες (>10) που αποδίδουν καλύτερη ανάλυση και η ultraspectral στην οποία χρησιμοποιούνται ακόμα πιο στενές φασματικές ζώνες και αποδίδουν ακόμα καλύτερη φασματική ανάλυση. Η hyperspectral απεικόνιση βρίσκει πολλές εφαρμογές σε διάφορα πεδία όπως στις γεωλογίας, στην αστρονομία και στην ιατρική. Γενικά το πλεονέκτημα της υπερφασματοσκοπίας έγκειται στην πληροφορία που βρίσκεται ενσωματωμένη με την εικόνα. Επειδή οι εικόνες είναι ένα σύνολο απο στιγμιότυπα που έχουν συλλεχθεί σαν συνάρτηση του μήκους κύματος, καθένα pixel της εικόνας έχει ένα πλήρες φάσμα να το συνοδεύει. Αυτή η μέθοδος συλλογής των δεδομένων δίνει καλύτερα οπτικά αποτελέσματα και κάνει πιο εύκολη την διάκριση των δειγμάτων.

2.4 Οπτικό Παράθυρο

Το οπτικό παράθυρο είναι μια έννοια που ποικίλλει ανάλογα με τον τομέα στον οποίο αναφέρεται. Στην αστρονομία το οπτικό παράθυρο αντιστοιχεί στο τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που διέρχεται από τη ατμόσφαιρα και φτάνει στην γη. Ονομάζεται 'οπτικό' επειδή αντιστοιχεί σε ένα μέρος του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που μπορεί να απεικονιστεί από οπτοηλεκτρονικές διατάξεις. Εν γένει, εξαιτίας των φαινομένων πολλαπλής σκέδασης και απορρόφησης προσπαθούμε να εντοπίσουμε τα μήκη κύματος στα οποία η συνεισφορά του περιβάλλοντος στο τελικό μας σήμα να είναι ελάχιστη. Τότε υφίσταται η μεγαλύτερη διαχωρισιμότητα μεταξύ περιβάλλοντος και υπό εξέταση αντικείμενου.

Για τον τομέα της φυσικής ιατρικής, το οπτικό παράθυρο αντιστοιχεί στο τμήμα του φάσματος στο οποίο μπορούμε να πάρουμε τη μεγαλύτερη και καλύτερη δυνατή εν τω βάθει διαγνωστική πληροφορία από τον υπό εξέταση ιστό. Έχει βρεθεί έπειτα από πολλές μελέτες ότι το τελευταίο συμβαίνει στο τμήμα του ορατού και κοντινού ορατού φάσματος όπου οι ιστοί απορροφούν το λιγότερο φως, δηλαδή περίπου από τα 600nm έως και τα 1200nm. Τα στοιχεία που καθορίζουν τα όρια του οπτικού παραθύρου για τους ιστούς είναι η μελανίνη, η οξυγονομένη και η μη- οξυγονομένη αιμοσφαιρίνη και το νερό.

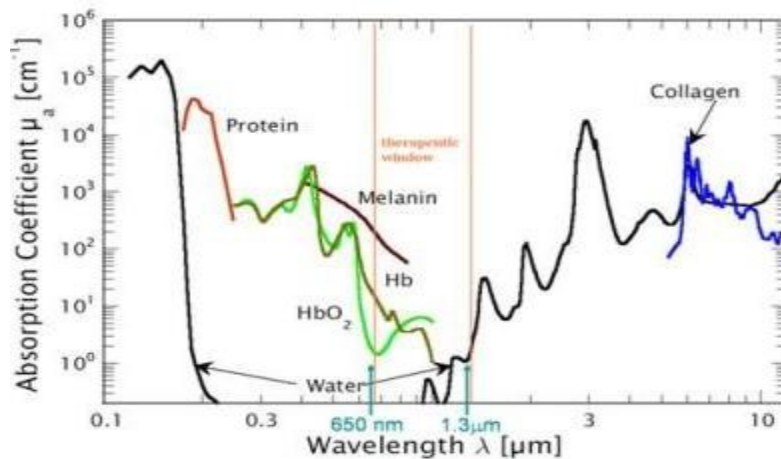


Figure 2-3 Optical window για ιστούς

2.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας

Η εικόνα που παίρνουμε από ένα απεικονιστικό σύστημα προσδιορίζεται από την απεικονιστική μέθοδο που χρησιμοποιείται, τα χαρακτηριστικά του εξοπλισμού και από τις μεταβλητές απεικόνισης που συλλέγονται. Η ποιότητα της εικόνας δεν είναι ένας ενιαίος παράγοντας αλλά εξαρτάται από τουλάχιστον άλλες 4 παραμέτρους, οι οποίες είναι: η αντίθεση (contrast), η θαμπάδα (blur), ο θόρυβος (noise), τα τεχνητά προϊόντα (artifacts) και η διαστρέβλωση (distortion). Στα πλαίσια αυτής της εργασίας θα ασχοληθούμε μόνο με το contrast και το blur.

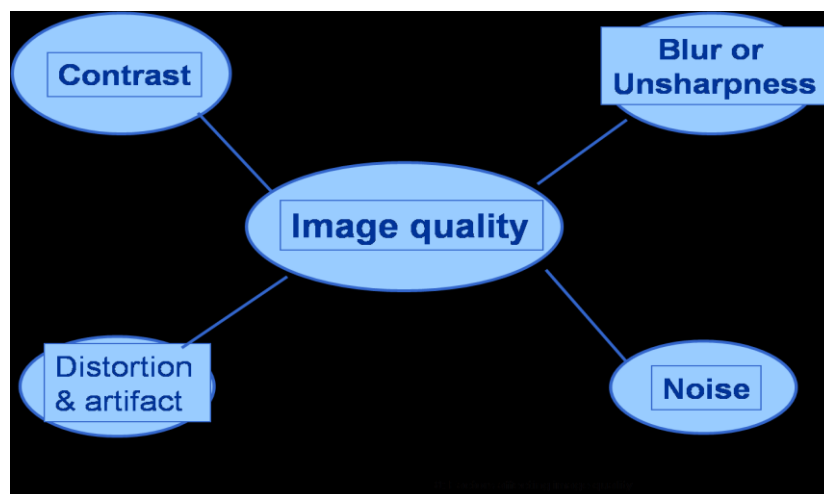


Figure 2-4 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας

Το ανθρώπινο σώμα περιέχει πολλές δομές μέσα του, οι οποίες απεικονίζονται όλες μαζί απο το εκάστοτε απεικονιστικό σύστημα. Το κατα πόσο μια δομή μέσα στο σώμα θα είναι ορατή εξαρτάται απο το contrast ανάμεσα στην δομή και στο υπόλοιπο περιβάλλον. Ο βαθμός του contrast εξαρτάται τόσο απο το αντικείμενο όσο και απο το απεικονιστικό σύστημα. Ουσιαστικά το contrast είναι η διαφορά ανάμεσα στην ένταση του αντικειμένου που θέλουμε να απεικονίσουμε και στην ένταση του περιβάλλοντος (background). Όταν η διαφορά αυτή είναι μέγιστη τότε παίρνουμε πολύ καλή ποιότητα εικόνας, όσο η διαφορά αυτή μειώνεται η ποιότητα της εικόνας μας πέφτει και δεν μπορούμε πλέον να διακρίνουμε με μεγάλη ακρίβεια λεπτομέρειες.

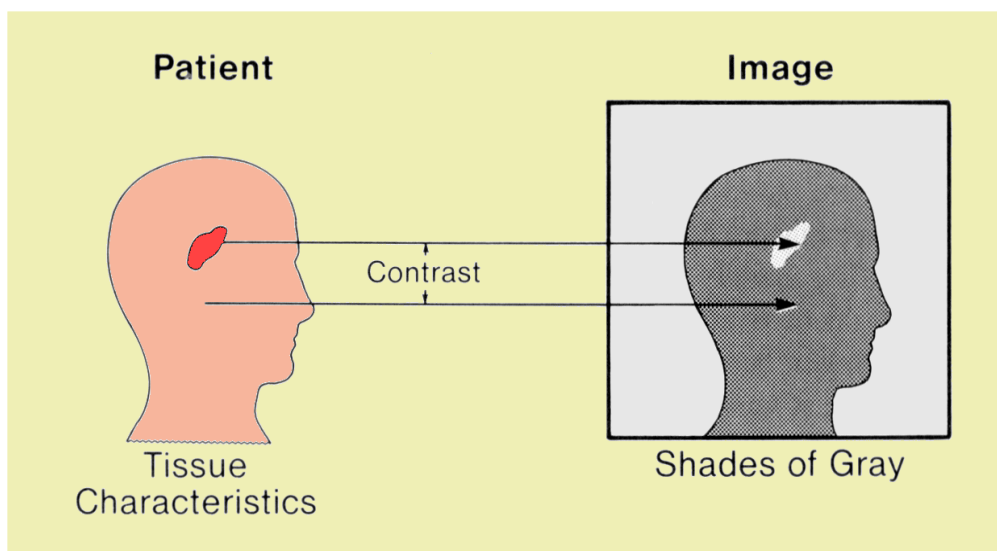


Figure 2-5 Η ανίχνευση παθογενειών στηρίζεται στο contrast της εικόνας

Εκτός απο το contrast, ο άλλος παράγοντας που επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας ενός απεικονιστικού συστήματος είναι το blur. Το blur ή αλλιώς η ευκρίνεια (sharpness), το αντιλαμβανόμαστε σαν μια αλλοίωση στα όρια ενός αντικειμένου. Έχει σαν αποτέλεσμα η εικόνα που παίρνουμε να εμφανίζει έλλειψη λεπτομερειών ή διαφορετικά χαμηλή χωρική ανάλυση. Με τον όρο χωρική ανάλυση αναφερόμαστε στην μικρότερη απόσταση που μπορούν να βρίσκονται δύο αντικείμενα και να

φαίνονται ξεχωριστά. Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες στους οποίους οφείλεται το blurring σε μια εικόνα, με βασικότερο την σκέδαση των φωτονίων πριν φτάσουν να ανιχνεύσουν την δομή που πρέπει απεικονιστεί. Υπάρχουν διάφοροι μέθοδοι για να υπολογίσει κανείς το sharpness μιας εικόνας, μεταξύ των οποίων είναι:

- Resolving Power
- Point Spread Function (PSF)
- Line Spread Function (LSF)
- Edge-Response Function (ERF)
- Modulation Transfer Function (MTF)

Εμείς θα ασχοληθούμε μόνο με την PSF, η οποία μας δίνει την χωρική κατανομή της έντασης από μια σημειακή πηγή. Ακριβής μαθηματική έκφραση για την PSF μπορεί να βρεθεί χρησιμοποιώντας την προσέγγιση της διάχυσης του φωτός (Diffuse approximation, DA) όταν αυτό αλληλεπιδρά με ιστό. Εν γένει, η οπισθοσκεδαζόμενη ακτινοβολία επηρεάζεται από τους συντελεστές σκέδασης και απορρόφησης καθώς και από την απόσταση μεταξύ πηγής και δέκτη. Για να προσδιοριστεί η PSF έχουμε από την μία μεριά επαναληπτικές μεθόδους, όπως η εξομοίωση Monte Carlo, με το μειονέκτημα όμως ότι απαιτούν χρονοβόρους υπολογισμούς. Από την άλλη μεριά υπάρχει η δυνατότητα να θεωρηθεί ως η απόκριση του οπτικού συστήματος και να υπολογιστεί μέσω της ολοκλήρωσης των συναρτήσεων Green που προκύπτουν από την συνάρτηση διάχυσης του φωτός για όλη την υπό εξέταση επιφάνεια. Για την ιδιαίτερη περίπτωση ενός χωρικά μεταβαλλόμενου μέσου διάδοσης, οι προαναφερόμενες συναρτήσεις του Green μετασχηματίζονται έτσι ώστε να συμπεριλαμβάνουν τους χωρικά μεταβαλλόμενους συντελεστές σκέδασης και απορρόφησης. Και στις δύο περιπτώσεις η τελική μορφή της PSF μπορεί να βρεθεί είτε με αριθμητικές είτε με αναλυτικές μεθόδους.

Ο απλούστερος όμως τρόπος περιγραφής του φαινομένου γίνεται με βάση τη perturbation θεωρία, σύμφωνα με την οποία η κατανομή του οπισθοσκεδαζόμενου φωτός αλλάζει λόγω ετερογενειών στο μέσο. Συγκεκριμένα υπάρχουν δύο προσεγγίσεις, του Born και του Rytov. Σύμφωνα με την πρώτη έχουμε:

$$\Phi = \Phi_0 + \Phi_{PERT}$$

όπου Φ είναι η κατανομή της έντασης του σκεδαζόμενου φωτός όταν υπάρχουν ετερογένειες στο μέσο, Φ_0 είναι η κατανομή της έντασης του σκεδαζόμενου φωτός όταν το μέσο θεωρείται ομογενές και Φ_{PERT} η κατανομή της έντασης του αντικειμένου που παρεμβάλλεται. Στην προσέγγιση του Rytov εμπλέκονται τα ίδια μεγέθη αλλά έχουμε την εξής σχέση:

$$\Phi = \Phi_0 e^{\Phi_{PERT}}$$

Και στις δύο προσεγγίσεις, η κατανομή της έντασης του αντικειμένου που προκαλεί την ετερογένεια, δηλαδή το Φ_{PERT} , εξαρτάται από το σχήμα του, το μέγεθος που έχει καθώς και τους συντελεστές σκέδασης και απορρόφησης.

Αφού βρεθεί η PSF, μπορούμε να πούμε ότι η blurring εικόνα προκύπτει από την συνέλιξη του σήματος μιας σημειακής πηγής με την PSF του συστήματος διάχυσης του φωτός, δηλαδή:

$$g = f * h = \iiint_{-\infty}^{+\infty} f(\vec{x}) h(\vec{x} - \vec{x}') d^3x'$$

όπου g η τελική εικόνα, f η πραγματική σημειακή πηγή (αντικείμενο) και h η PSF. Επειδή η ποιότητα της εικόνας που παίρνουμε εξαρτάται από την σκέδαση και την απορρόφηση που υπάρχει, θεωρούμε ότι η PSF είναι μια συνάρτηση που συνδέει τους συντελεστές σκέδασης (μ_s) και απορρόφησης

(μ_a), την απόσταση του αντικειμένου (z) καθώς και τις διαστάσεις του (x, y) δηλαδή $h(\mu_a(\mathbf{r}), \mu_s(\mathbf{r}), \mathbf{r})$. Σύμφωνα με την βιβλιογραφία, όταν έχουμε καλή ανάλυση η PSF είναι μια στενή κατανομή χωρίς πλευρικούς λοβούς. Μέτρο της ποιότητας της PSF είναι το full width half max (FWHM), δηλαδή το εύρος της καμπύλης κατανομής της σημειακής πηγής στο σημείο που η ένταση της είναι το μισό της μέγιστης.

FWHM - Full Width at Half Maximum

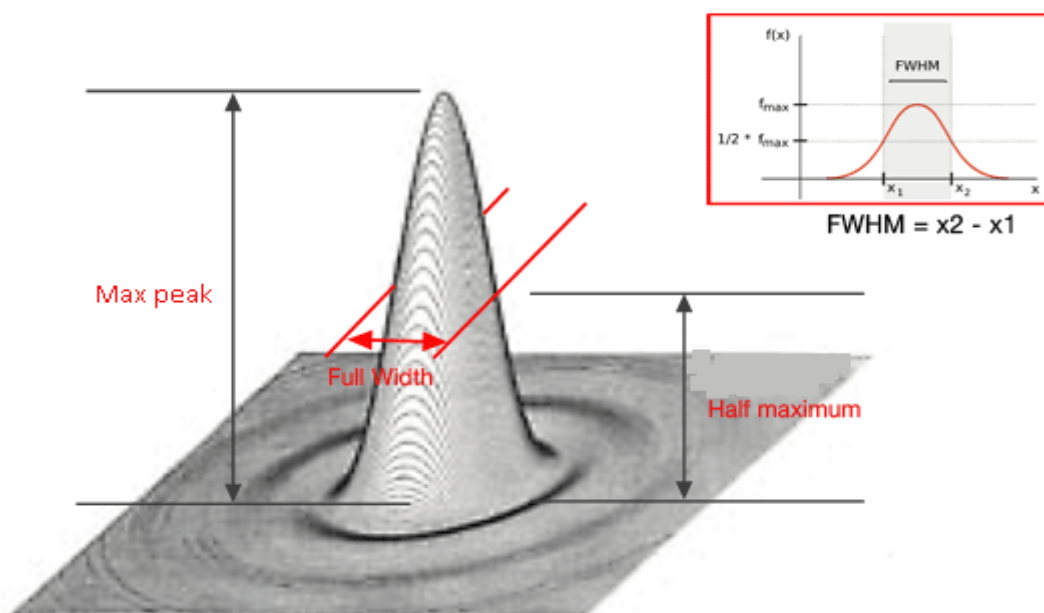


Figure 2-6 Το FWHM σαν μέτρο της διακριτικής ικανότητα ενός απεικονιστικού συστήματος

Όταν το μέσο διάδοσης σκεδάζει το φώς, τότε το PSF αρχίζει να γίνεται πιο ευρύ και η τιμή του FWHM αυξάνεται. Το ίδιο συμβαίνει και όταν απομακρύνουμε το αντικείμενο. Στόχος μας είναι οι εικόνες να έχουν όσο το δυνατόν μικρότερο FWHM έτσι ώστε να μπορούμε να διακρίνουμε ξεκάθαρα τις λεπτομέρειες που εξετάζουμε. Το κάτω όριο στην τιμή του FWHM καθορίζεται από το μέγεθος του αντικειμένου.

3. Οπτικές ιδιότητες ιστών-Σκέδαση-Απορρόφηση

3.1 Εισαγωγή

Το φως σαν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από ένα ταλαντώμενο μαγνητικό πεδίο M και ένα ταλαντώμενο ηλεκτρικό πεδίο E , τα οποία δημιουργούν ένα ενιαίο εγκάρσιο ενεργειακό κύμα. Το ηλεκτρικό και το μαγνητικό πεδίο είναι ορθογώνια μεταξύ τους, όπως και στην διεύθυνση διάδοσης του κύματος. Το κύμα περιγράφεται από ένα μήκος κύματος λ , που αντιστοιχεί στο φυσικό μήκος μιας πλήρους ταλάντωσης και μια συχνότητα ν , που αντιστοιχεί στον αριθμό των ταλαντώσεων ανα δευτερόλεπτο. Σύμφωνα με την κβαντική θεώρηση, η ενέργεια E ενός φωτονίου συνδέεται με την συχνότητα (ή το μήκος κύματος) της ακτινοβολίας με την εξής σχέση

$$E = h \cdot \nu$$

όπου h είναι η σταθερά Planck ($6.62606896(33) \times 10^{-34} Js$) και ν η συχνότητα της ακτινοβολίας.

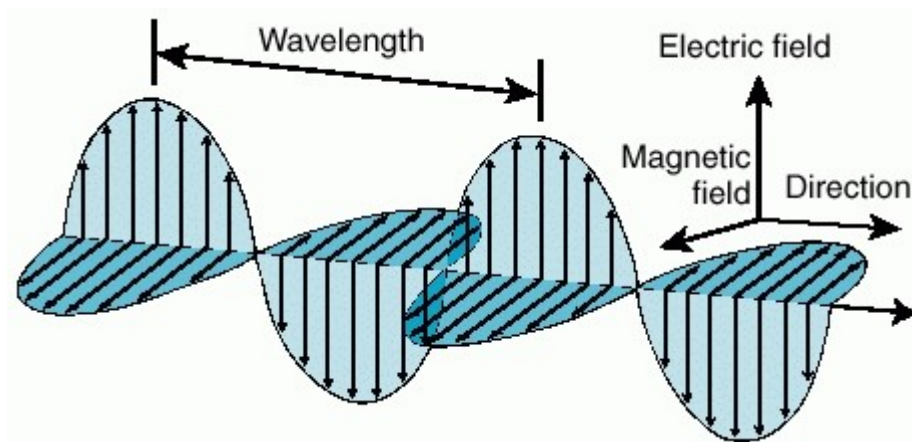


Figure 3-1 Διάδοση φωτός ως ηλεκτρομαγνητικό κύμα

Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα είναι μια συνεχής περιοχή ακτινοβολίας, που εκτείνεται απ' τα ραδιοκύματα έως τις ακτίνες γ. Τα περιγραφικά ονόματα των διαφόρων περιοχών του αποτελούν μόνο μια ιστορική ταξινόμηση. Σε

όλες τις περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος τα κύματα έχουν την ίδια φύση, διαδίδονται με την ίδια ταχύτητα, την ταχύτητα του φωτός, και διαφέρουν μόνο στη συχνότητα και το μήκος κύματος. Η συχνότητα του κύματος, με την οποία πάλλεται στο χώρο είναι η συχνότητα του δονούμενου ηλεκτρικού φορτίου, που το δημιούργησε. Η σχέση που συνδέει την ταχύτητα του φωτός c , με την συχνότητα ν και το μήκος κύματος λ είναι

$$\lambda = \frac{c}{\nu}$$

Ενώ η ενέργεια του φωτονίου συνδέεται με το μήκος κύματος ως εξής

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

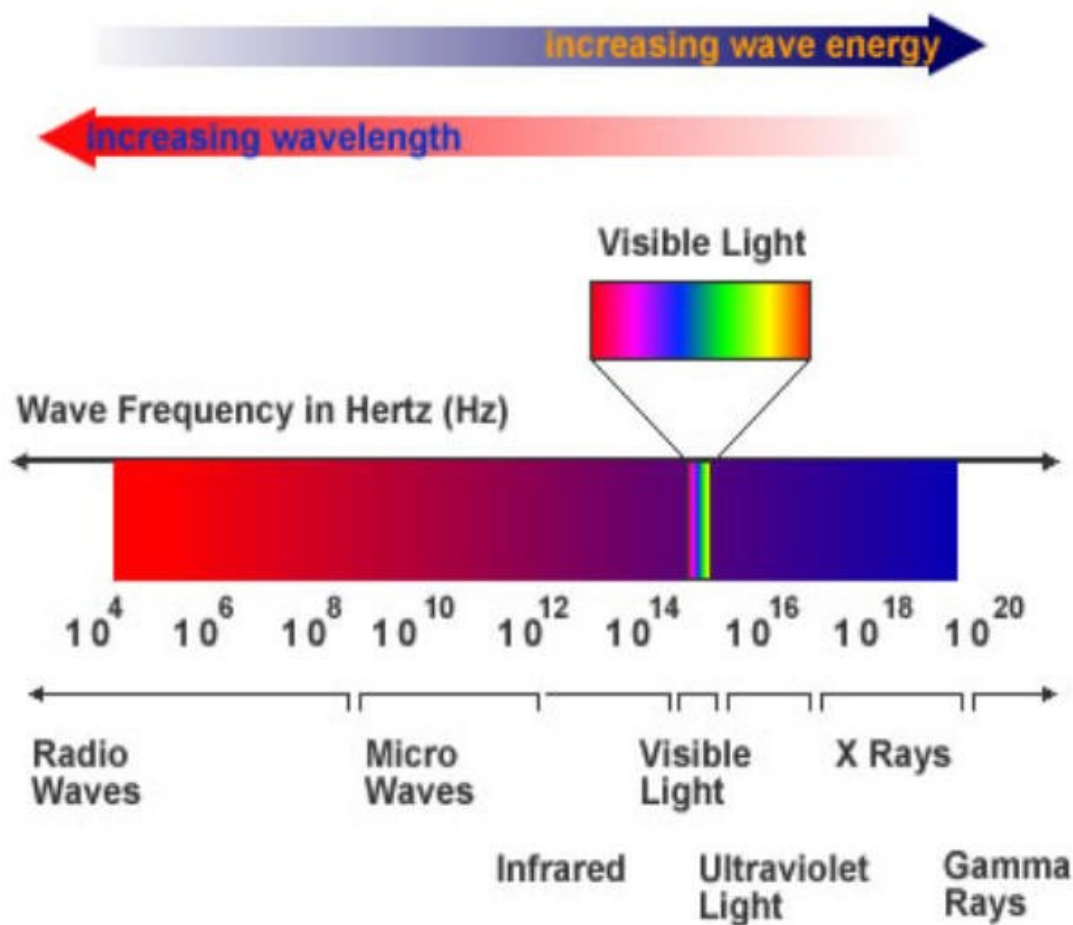


Figure 3-2 Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα

Όταν η φωτεινή ακτινοβολία προσπίπτει πάνω σε ύλη τότε ένα μέρος της απορροφάται και το υπόλοιπο σκεδάζεται λόγω μεταβολών του δείκτη διάθλασης. Ο δείκτης διάθλασης (n) είναι χαρακτηριστικό μέγεθος κάθε υλικού και δείχνει το πόσο μειώνεται η ταχύτητα του φωτός όταν εισχωρεί μέσα στο υλικό. Πιο συγκεκριμένα, υπολογίζεται από την σχέση

$$n = \frac{c}{u}$$

όπου c ($3 \times 10^8 \text{ m/s}$) η ταχύτητα του φωτός στο κενό και u η ταχύτητα του φωτός στο μέσο που διαδίδεται.

3.2 Εισαγωγή στην θεωρία απορρόφησης

Απορρόφηση είναι το φαινόμενο κατά το οποίο τα ηλεκτρόνια που βρίσκονται σε μία χαμηλή ενεργειακή στάθμη E_0 διεγείρονται από εξωτερική ακτινοβολία και μεταβαίνουν σε υψηλότερη ενεργειακή στάθμη E_1 . Για να συμβεί κάτι τέτοιο θα πρέπει η ενέργεια που θα προσλάβουν τα ηλεκτρόνια να είναι ίση με την διαφορά ενέργειας των δυο επιπέδων δηλαδή $E = E_1 - E_0$. Το ακριβώς αντίθετο φαινόμενο ονομάζεται εκπομπή. Συγκεκριμένα η εκπομπή είναι το φαινόμενο κατά την διάρκεια του οποίου τα διεγερμένα ηλεκτρόνια που βρίσκονται στην στάθμη E_1 αποδιεγείρονται στην χαμηλότερη στάθμη E_0 , απελευθερώνοντας ταυτόχρονα φωτόνια με συχνότητα ω , ίση με

$$\omega = \frac{E_1 - E_0}{h}$$

Αν η αποδιέγερση γίνει αυθόρμητα μετά από ένα χρονικό διάστημα 10^{-8} sec τότε έχουμε αυθόρμητη αποδιέγερση ενώ αν γίνει κάτω από την επίδραση ενός άλλου φωτονίου λέγεται εξαναγκασμένη. Σε κατάσταση θερμοδυναμικής ισορροπίας ο ρυθμός διέγερσης είναι ίσος με τον ρυθμό αποδιέγερσης.

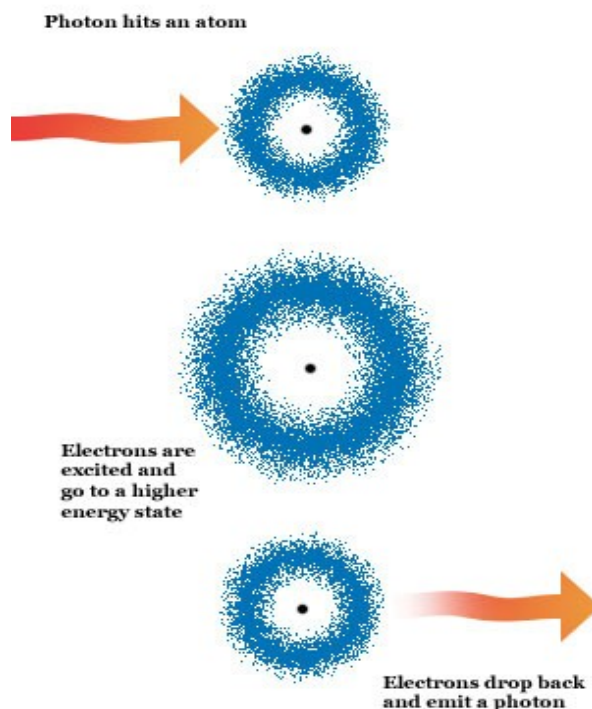


Figure 3-3 Αναπαράσταση φαινομένων απορρόφησης και εκπομπής

Αν το υλικό πάνω στο οποίο προσπίπτει η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι ομογενές και μη-σκεδάζων τότε εφαρμόζεται ο νόμος των Beer-Lambert. Σύμφωνα με αυτόν το φαινόμενο της απορρόφησης συσχετίζεται με την φύση του υλικού και επιδρά στην απόσταση που διανύει η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία μέσα στο υλικό. Όλα τα παραπάνω εκφράζονται μέσω της σχέσης

$$T = \frac{I_1}{I_0} = 10^{-a \cdot l} = 10^{-\varepsilon \cdot l \cdot c}$$

όπου T είναι η ακτινοβολία που μεταδίδεται, I_1 είναι η ακτινοβολία που εξέρχεται από το υλικό, I_0 είναι η αρχική ακτινοβολία που προσπίπτει στο υλικό, a είναι ο συντελεστής απορρόφησης του υλικού, l είναι το μήκος που θα διανύσει η ακτινοβολία μέσα στο υλικό. Αντί για τον συντελεστή απορρόφησης a μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το γινόμενο $\varepsilon \cdot c$ όπου c είναι η συγκέντρωση σε ουσίες που βρίσκονται μέσα στο υλικό και οι οποίες απορροφούν την ακτινοβολία ενώ ε είναι η μοριακή απορρόφηση που

παρουσιάζουν οι ουσίες αυτές. Μια άλλη έκφραση του νόμου Beer-Lambert είναι η εξής

$$A = -\log\left(\frac{I_1}{I_0}\right)$$

η οποία υπολογίζει και πάλι την ακτινοβολία που μεταδόθηκε. Ο όρος A δείχνει ουσιαστικά την απορρόφηση που παρουσιάζει το υλικό ενώ οι όροι I_1 , I_0 εκφράζουν τα ίδια μεγέθη όπως στην προηγούμενη σχέση.

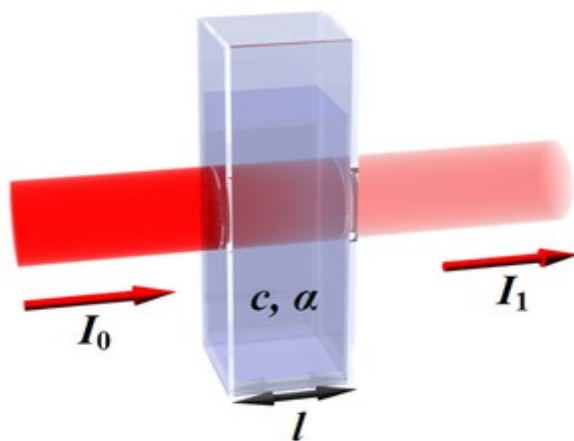


Figure 3-4 Η απορροφητική ικανότητα του μέσου διάδοσης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας επηρεάζει την ένταση της εξερχόμενης ακτινοβολίας

3.3 Εισαγωγή στην θεωρία σκέδασης

Σκέδαση ονομάζεται το φαινόμενο κατά το οποίο ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία προσπίπτει σε ένα σύστημα (σκεδαστής) και ένα μέρος της επανεκπέμπεται. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία μπορεί να έχει διαφορετικό μήκος κύματος, ένταση, φάση, διεύθυνση διάδοσης, και πόλωση σε σχέση με την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Το φαινόμενο της σκέδασης εξαρτάται από την φύση του σκεδαστή (υλικό και μέγεθος) και την διάταξη του στο χώρο

(τυχαία ή κατανεμημένη). Θέτοντας κάποια κριτήρια μπορούμε να διαχωρίσουμε κάποια είδη σκέδασης.

3.3.1 Ελαστική σκέδαση

Ελαστική ονομάζεται η σκέδαση όταν το μήκος κύματος της επανεκπεμπόμενης ακτινοβολίας παραμένει το ίδιο με της προσπίπτουσας. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν δύο πολύ γνωστές θεωρίες σκέδασης, η θεωρία του Mie και η θεωρία Rayleigh.

Η θεωρία του Rayleigh αφορά την σκέδαση που συμβαίνει από έναν αριθμό σκεδαστών οι οποίοι έχουν μέγεθος πολύ μικρότερο σε σχέση με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Μια σχέση που συσχετίζει το μέγεθος του σκεδαστή με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας είναι η εξής

$$x = \frac{2 \cdot \pi \cdot r}{\lambda}$$

όπου $2 \cdot \pi \cdot r$ είναι η διάμετρος του σκεδαστή ενώ λ είναι το μήκος κύματος της ακτινοβολίας. Σύμφωνα με την θεωρία του Rayleigh θα πρέπει $x \ll 1$. Η ένταση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας σε αυτήν την περίπτωση υπολογίζεται από την σχέση

$$I = I_0 \frac{1 + \cos^2 \theta}{2R} \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right)^4 \left(\frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} \right)^2 \left(\frac{d}{2} \right)^6$$

όπου I_0 είναι η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, λ είναι το μήκος κύματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας η οποία θεωρείται μη-πολωμένη, d η διάμετρος του σκεδαστή, R η απόσταση μέχρι τον σκεδαστή, θ η γωνία σκέδασης και n ο δείκτης διάθλασης του σκεδαστή. Κάποια φαινόμενα που σχετίζονται με την σκέδαση Rayleigh είναι το κυανό χρώμα του ουρανού, η αλλαγή του χρωματισμού του ουρανού κατά τη δύση και την

ανατολή του ήλιου, οι απώλειες ενέργειας κατά την διάδοση ακτινοβολίας σε διάφανα στερεά (οπτικά στοιχεία, κρυστάλλους, οπτικές ίνες).

Η θεωρία του Mie αφορά την σκέδαση που συμβαίνει από έναν αριθμό σκεδαστών οι οποίοι έχουν μέγεθος μεγαλύτερο ή το πολύ ίσο σε σχέση με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Αν και αρχικά η θεωρία αυτή έβρισκε εφαρμογή μόνο σε περιπτώσεις που ο σκεδαστής θεωρούνταν ομογενής, ιστροπικός (υλικά για τα οποία ο δείκτης διάθλασης και η ταχύτητα της ακτίνας είναι ανεξάρτητα από την διεύθυνση διάδοσης) και οπτικά γραμμικός, τελικά έχει αποδειχτεί ότι έχει ισχύ και σε υλικά που δεν καλύπτουν τις αρχικές προδιαγραφές. Τα χαρακτηριστικά της συγκεκριμένης θεωρίας σκέδασης είναι ότι (2):

- Εμφανίζεται σε σκεδαστές που έχουν μέγεθος συγκρίσιμο με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας
- Παρουσιάζει μικρότερη εξάρτηση από το μήκος κύματος σε σχέση με την σκέδαση Rayleigh. Συγκεκριμένα η ένταση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εξαρτάται από τον παράγοντα λ^{-X} όπου $0.4 \leq X \leq 0.5$
- Το σκεδαζόμενο φως έχει χαρακτηριστική κατάσταση πόλωσης

Γενικά στην σκέδαση σύμφωνα με την θεωρία του Mie η σκεδαζόμενη ακτινοβολία χαρακτηρίζεται ως εμπροστο-σκεδαζόμενη ενώ στην θεωρία του Rayleigh θεωρείται οπισθο-σκεδαζόμενη.

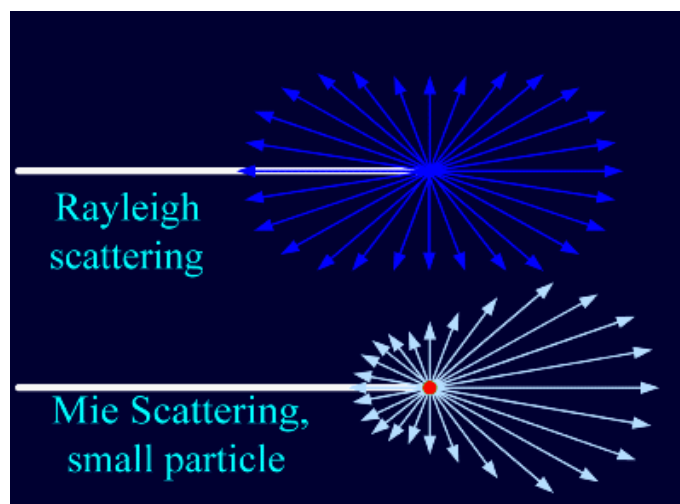


Figure 3-5 Η πορεία διάδοσης της ακτινοβολίας σύμφωνα την σκέδαση Mie και Rayleigh αντίστοιχα.

3.3.2 Ανελαστική Σκέδαση

Ανελαστική θεωρείται η σκέδαση κατά την οποία η επανεκπεμπόμενη ακτινοβολία έχει διαφορετικό μήκος κύματος σε σχέση με την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν δύο πολύ γνωστές θεωρίες σκέδασης, η θεωρία του Brillouin και η θεωρία του Raman.

Σύμφωνα με την θεωρία του Brillouin, αυτό το είδος σκέδασης παρατηρείται συνήθως κατά την διάδοση φωτονίων σε κρυσταλλικά μέσα όπου το αρχικό φωτόνιο ω_0 απορροφάται από το κρυσταλλικό πλέγμα και επανεκπέμπεται σαν συνδυασμός ενός φωτονίου χαμηλότερης συχνότητας ω_s και ενός φωτονίου ω_f όπου $\omega_0 = \omega_s + \omega_f$. Λαμβάνει χώρα μόνο κατά την χρήση υψηλών εντάσεων ακτινοβολίας (περίπου 10^7 W/cm^2) και μόνο όταν η ένταση της διαδιδόμενης ακτινοβολίας υπερβεί ένα ορισμένο κατώφλι, το οποίο είναι χαρακτηριστικό για κάθε κρύσταλλο. Το σκεδαζόμενο φωτόνιο όπως επίσης και το παραγόμενο φωτόνιο παρατηρούνται σε αυστηρά διακριτές γωνίες μεταξύ τους όπως αυτές καθορίζονται από την αρχή διατήρησης της ορμής.

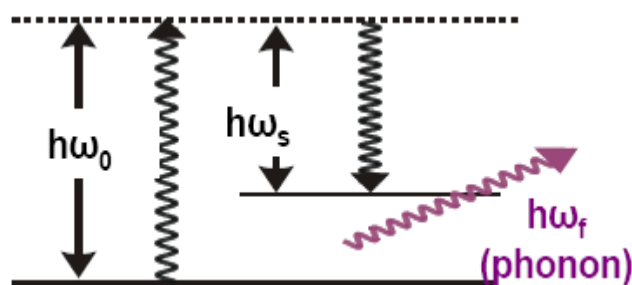


Figure 3-6 Αναπαράσταση σκέδασης Brillouin μέσω ηλεκτρονικών μεταβάσεων

Σύμφωνα με την θεωρία του Raman, όταν η ακτινοβολία προσπίπτει σε έναν σκεδαστή τότε ένα ποσοστό από τα φωτόνια που διεγείρονται και στην συνέχεια εκπέμπονται θα αποκτήσουν διαφορετική συχνότητα (συνήθως μικρότερη) από εκείνη της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα αυτό το είδος σκέδασης παρατηρείται κατά την ταυτόχρονη διέλευση δύο φωτονίων με συχνότητες ω_0 και ω_s ($\omega_s < \omega_0$) από το οπτικό μέσο, όπου το αρχικό φωτόνιο ω_0 απορροφάται και ένα μέρος του επανεκπέμπεται με την συχνότητα ω_s του αρχικού συνοδεύοντος φωτονίου. Ουσιαστικά έχουμε ενίσχυση του πληθυσμού των φωτονίων ω_s μέσω των φωτονίων ω_0 . Η σκέδαση αυτή λαμβάνει χώρα κατά την χρήση υψηλών εντάσεων ακτινοβολίας (10^{10} W/cm^2). Τα προσπίπτοντα και τα σκεδαζόμενα φωτόνια πρέπει να βρίσκονται σε συμφωνία φάσης. Οι συχνότητες των φωτονίων ω_s προβλέπονται από την σκέδαση Stokes και Anti-Stokes που θα αναλυθούν στην συνέχεια. Γενικά αν θέλαμε να συγκρίνουμε τις θεωρίες σκέδασης του Brillouin και του Raman θα λέγαμε ότι ουσιαστικά είναι ίδιες με μόνες διαφορές στις πειραματικές τεχνικές που εφαρμόζονται όπως και στο εύρος συχνοτήτων που μπορούν να μετρηθούν. Χαρακτηριστικά με την πρώτη μπορούμε να μετρήσουμε έως 500 GHz ενώ η δεύτερη έχει εύρος έως κάποια THz

Με τον όρο σκέδαση **Stokes** αναφερόμαστε στην σκέδαση όπου διεγερμένο φωτόνιο μεταπίπτει σε ενεργειακή στάθμη που είναι υψηλότερη από την αρχική. Έτσι το εκπεμπόμενο φωτόνιο θα έχει ενέργεια μικρότερη σε σχέση με

την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Το ακριβώς αντίστροφο φαινόμενο αποτελεί η σκέδαση **Anti-Stokes**. Στην περίπτωση αυτή κατά την αποδιέγερση του φωτονίου στην αρχική στάθμη έχουμε ταυτόχρονη απορρόφηση ενός άλλου φωτονίου με αποτέλεσμα το τελικό εκπεμπόμενο φωτόνιο να έχει υψηλότερη ενέργεια σε σχέση με την αρχική προσπίπτουσα ακτινοβολία.

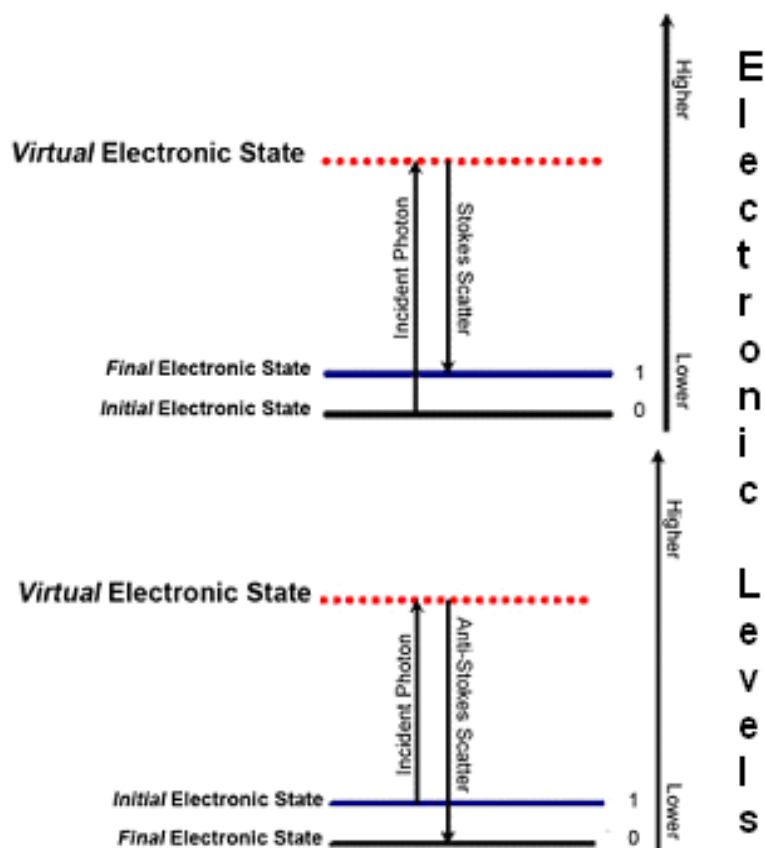


Figure 3-7 Ηλεκτρονικές μεταβάσεις κατά την σκέδαση Stoke και Anti-Stoke αντίστοιχα.

3.3.3 Απλή και Πολλαπλή σκέδαση

Όταν έχουμε έναν σκεδαστή τότε η ακτινοβολία που προσπίπτει θα σκεδαστεί μία φορά οπότε λέμε ότι έχει υποστεί απλή σκέδαση. Ωστόσο οι σκεδαστές τείνουν να βρίσκονται σε ένα υλικό κατά ομάδες οπότε η ακτινοβολία θα σκεδαστεί πολλές φορές, σε αυτήν την περίπτωση έχουμε πολλαπλή σκέδαση. Η διαφορά μεταξύ των δύο ειδών σκέδασης έχει να κάνει

με την δυνατότητα πρόβλεψης της πορείας που θα ακολουθήσει η επανεκπεμπόμενη ακτίνα. Συγκεκριμένα στην απλή σκέδαση δεν μπορούμε να ξέρουμε ποια πορεία θα ακολουθήσει η ακτινοβολία αφού πρόκειται για τυχαία διαδικασία. Το μόνο που μπορούμε να προβλέψουμε είναι κάποιες κατανομές πιθανότητας για την πορεία που θα ακολουθηθεί. Αντίθετα στην πολλαπλή σκέδαση, λόγω του ότι το φαινόμενο επαναλαμβάνεται πολλές φορές η διαδικασία θεωρείται ντετερμινιστική οπότε μπορούμε να βγάλουμε την τελική πορεία.

3.3.4 Ισοτροπική και Ανισοτροπική σκέδαση

Ισοτροπική σκέδαση έχουμε όταν η σκεδαζόμενη ακτινοβολία έχει την ίδια ένταση σε όλες τις διευθύνσεις διάδοσης. Αντίθετη συμπεριφορά έχουμε στην ανισοτροπική σκέδαση. Μια συνάρτηση που θα μπορούσε να εκφράσει την ισοτροπική σκέδαση είναι η εξής

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi}$$

ή διαφορετικά

$$\int_0^\pi p(\theta) \cdot 2\pi \cdot \sin \theta \, d\theta = 1$$

όπου θ είναι η γωνία απόκλισης.

3.3.5 Σύμφωνη και Ασύμφωνη σκέδαση

Έστω ότι έχουμε ένα υλικό που περιέχει έναν αριθμό σκεδαστών. Η εικόνα που βλέπουμε στην περιοχή σκέδασης είναι αποτέλεσμα της συμβολής των κυμάτων από τους διαφορετικούς σκεδαστές. Αν τα σκεδαζόμενα κύματα από το σύνολο των σκεδαστών έχουν συγκεκριμένες διαφορές φάσης λέμε ότι η σκέδαση είναι σύμφωνη. Αντίθετα στην ασύμφωνη σκέδαση το εισερχόμενο κύμα αλληλεπιδρά ανεξάρτητα με τον κάθε σκεδαστή οπότε δεν έχουμε συμβολή των εντάσεων.

3.4 Σκέδαση και Απορρόφηση στους ιστούς

Ιστοί ονομάζονται ομάδες κυττάρων που έχουν την ίδια κατασκευή και εκτελούν τις ίδιες λειτουργίες. Οι κατηγορίες στις οποίες διακρίνονται είναι: οι επιθηλιακοί, οι νευρικοί, οι μυικοί και οι συνδετικοί. Εμείς θα ασχοληθούμε με τους επιθηλιακούς όπως το δέρμα. Όταν η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία προσπίπτει σε επιθηλιακό ιστό τότε συμβαίνουν διάφορα φαινόμενα, τα οποία είναι υπεύθυνα για το τι αντιλαμβάνεται τελικά το μάτι. Γενικά ο ιστός είναι μια δομή που αποτελείται από μια ποικιλία στοιχείων τα οποία απορροφούν αλλά κυρίως σκεδάζουν πολλαπλώς την ακτινοβολία. Γι' αυτόν τον λόγο δεν μπορούμε να δούμε σε βάθος στο δέρμα. Τα κύρια στοιχεία που επηρεάζουν την απορρόφηση στους ιστούς είναι το νερό, η μελανίνη και η αιμοσφαιρίνη. Ανάλογα την περιοχή που βρίσκεται ο ιστός, οι συγκεντρώσεις των παραπάνω στοιχείων αλλάζουν, με αποτέλεσμα να εμφανίζει και διαφορετικές οπτικές ιδιότητες. Μελετώντας τα φάσματα απορρόφησης των κύριων συστατικών των ιστών μπορούμε να αιτιολογήσουμε γιατί π.χ. τα οπτικά παράθυρα στην περιοχή του τραχήλου της μήτρας και του δέρματος διαφέρουν.

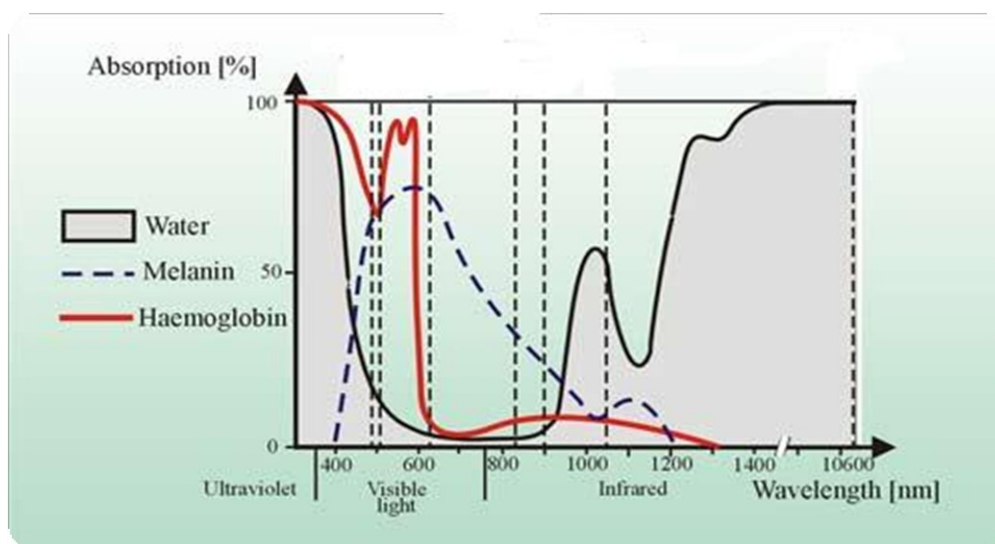


Figure 3-8 Φάσματα απορρόφησης των στοιχείων του ιστού

Συγκεκριμένα η μήτρα δεν περιέχει καθόλου ποσότητες μελανίνης με αποτέλεσμα το φως να μπορεί να διεισδύει βαθύτερα σε αυτήν την περιοχή χωρίς να απορροφάται. Όπως φαίνεται και απο τις παρακάτω εικόνες, στην μήτρα είναι πολύ εύκολο να διακρίνουμε μικρές λεπτομέρειες όπως αγγεία, τα οποία φαίνονται εξαιτίας της απορρόφησης της αιμοσφαιρίνης. Αντίθετα στο χέρι μπορούμε να δούμε μόνο επιφανειακά λόγω της μεγάλης απορρόφησης και σκέδασης που παρουσιάζει το δέρμα.

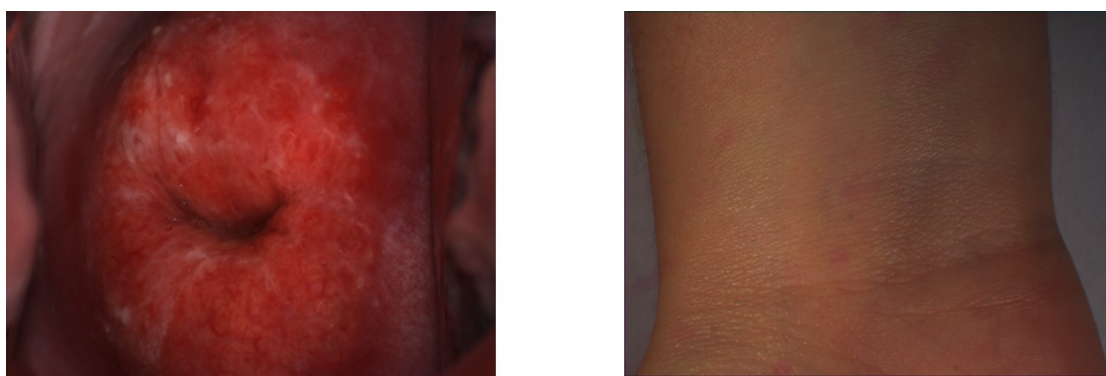


Figure 3-9 Εικόνα του τράχηλου της μήτρας (αριστερά) και το δέρματος απο περιοχή του χεριού

3.5 Μοντέλα Προσομοίωσης Διάδοσης Φωτός στους Ιστούς

Όπως περιγράψαμε ο ιστός είναι μια ανομοιογενής δομή που αποτελείται απο μια ποικιλία στοιχείων, τα οποία απορροφούν μερικώς αλλά κυρίως σκεδάζουν το φως. Ο βαθμός σκέδασης ή απορρόφησης ποικίλει ανάλογα το δείγμα του ιστού. Είναι πολύ σημαντικό να γνωρίζουμε τις τιμές σκέδασης και απορρόφησης ενός ιστού καθώς τυχόν αλλαγές αποτελούν ένδειξη παθογένειας στην περιοχή. Στα πειράματα που διεξάγονται η απαραίτητη πληροφορία προέρχεται απο ανιχνευτές που συλλέγουν την πολλαπλά σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Αυτό που μας ενδιαφέρει εμάς είναι να γνωρίζουμε την πορεία που ακολούθησε το φως μέσα στον ιστό, τους παράγοντες που το επηρέασαν και να εντοπίσουμε τον τρόπο που

πρέπει να επέμβουμε ώστε να επιτύχουμε μεγαλύτερο βάθος διείσδυσης. Στην βιβλιογραφία εμφανίζονται οι εξής τρόποι για να επιτύχουμε προσομοίωση της διάδοσης του φωτός:

- i. Ανάπτυξη αναλυτικών μεθόδων
- ii. Ανάπτυξη θεωρίας μεταφοράς ακτινοβολίας (Radiative Transfer Theory, RTT)
- iii. Προσομοίωση Monte-Carlo

3.5.1 Αναλυτική Μέθοδος

Η αναλυτική μέθοδος στηρίζεται σε βασικές εξισώσεις που ποσοτικοποιούν τα ζητούμενα μεγέθη. Χαρακτηριστικές εξισώσεις που ανήκουν σε αυτήν την κατηγορία είναι του Maxwell. Ουσιαστικά, τα χαρακτηριστικά σκέδασης και απορρόφησης των μορίων εισάγονται σε μαθηματικές εξισώσεις και μέσω διαφορικών ή ολοκληρωματικών λύσεων καταλήγουν σε συσχετιστικές συναρτήσεις (3). Ωστόσο η αναλυτική μέθοδος δεν χρησιμοποιείται συχνά εξαιτίας της πολυπλοκότητας της, της έλλειψης άμεσα εφαρμόσιμων λύσεων και της αδυναμίας να συμπεριλάβει όλα τα φαινόμενα που παίζουν μέρος.

3.5.2 Θεωρία Μεταφοράς της ακτινοβολίας (RTT)

Αποτελεί την πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδος για την ερμηνεία της πολλαπλής σκέδασης των φωτονίων. Η βασική θεώρηση που γίνεται είναι ότι αγνοείται η κυματική φύση του φωτός και απλά μελετάται η ροή ενέργειας στο μέσο. Έχει χρησιμοποιηθεί ευρύτατα και έχει αποδειχθεί πειραματικά ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε έναν μεγάλο αριθμό πρακτικών προβλημάτων. Για την απεικόνιση της αλληλεπίδρασης του φωτός με τον ιστό χρησιμοποιούνται διάφορες μαθηματικές προσεγγίσεις. Σύμφωνα με την θεωρία μεταφοράς όταν μια ακτίνα φωτός προσπίπτει σε μια

επιφάνεια αποκλίνει από την αρχική της πορεία λόγω διαφορετικού δείκτη διάθλασης (n) των δύο μέσων. Ανάλογα την νέα κατεύθυνση και το ποσοστό της ενέργειας που χάθηκε κατά την διαδικασία της πρόσπτωσης, έχουμε σκέδαση προς τα εμπρός ή προς τα πίσω ή απορρόφηση. Στις περισσότερες περιπτώσεις ο ιστός θεωρείται ότι έχει ογκομετρικούς συντελεστές σκέδασης και απορρόφησης και όχι ξεχωριστά κέντρα απορρόφησης και σκέδασης που χωρίζουν το μέσο σε μη-σκεδαζόμενο και μη-απορροφούμενο. Ο ογκομετρικός συντελεστής σκέδασης(μ_s)/απορρόφησης (μ_a) υπολογίζεται πολλαπλασιάζοντας την σκέδαση(σ_s)/απορρόφηση(σ_a) της διατομής με την πυκνότητα των σκεδαστών/απορροφητών. Το ανάστροφο αυτών των συντελεστών δίνει την μέση απόσταση που θα διανύσει το φως πριν σκεδαστεί ή απορροφηθεί. Η απόσταση αυτή ονομάζεται και μήκος ελεύθερου μονοπατιού (mean free path -- mfp). Μια επιπλέον βασική έννοια της θεωρίας μεταφοράς είναι η ακτινοβολία $L = (r, \hat{s})$ είναι η ένταση στο σημείο που καθορίζεται από το διάνυσμα r και προσδιορίζεται από την κατεύθυνση του μοναδιαίου διανύσματος $\hat{s} = (\theta, \varphi)$ όπου θ είναι η πολική γωνία και φ είναι η αζιμουθιακή γωνία. Σύμφωνα με την θεωρία μεταφοράς, υπάρχουν τρεις παράμετροι που προσδιορίζουν την διάδοση του φωτός: το αλμπέντο (albedo), το οπτικό βάθος (optical depth) και η συνάρτηση φάσης(phase function). Το albedo (Λ ή α ή W_0) είναι μια αδιάστατη παράμετρος η οποία ορίζεται ως ο λόγος του συντελεστή σκέδασης προς το άθροισμα των συντελεστών σκέδασης και απορρόφησης.

$$\Lambda = \frac{\mu_s}{\mu_s + \mu_a} = \frac{\mu_s}{\mu_t}$$

όπου μ_t ονομάζεται συντελεστής εξάλειψης. Το albedo παίρνει τιμές από μηδέν έως ένα. Η τιμή μηδέν υποδηλώνει την έλλειψη σκέδασης ενώ η τιμή ένα την έλλειψη απορρόφησης. Έτσι για μια μαύρη εικόνα το

αλμπέντο είναι μηδέν ενώ για μία λευκή εικόνα είναι ένα. Το οπτικό βάθος (τ) είναι προϊόν του πάχους του ιστού (d) και του αθροίσματος των συντελεστών σκέδασης και απορρόφησης. Συγκεκριμένα προκύπτει απο την εξής σχέση:

$$\tau = d \cdot (\mu_a + \mu_s) = d \cdot \mu_t$$

Για να γίνει πιο κατανοητό μπορούμε να φανταστούμε ότι το οπτικό βάθος είναι ένα στρώμα ομίχλης ανάμεσα σε εμάς και στο αντικείμενο που παρατηρούμε. Όταν το αντικείμενο είναι ακριβώς μπροστά μας και μπορούμε να το ξεχωρίσουμε λέμε ότι το οπτικό βάθος είναι μηδέν. Όσο το αντικείμενο απομακρύνεται, το οπτικό βάθος αυξάνεται με αποτέλεσμα μετά απο κάποια στιγμή να μην μπορούμε να το διακρίνουμε καθόλου. Τέλος, η συνάρτηση φάσης αναπαριστά αποκλειστικά και μόνο τα χαρακτηριστικά σκέδασης ενός μέσου. Είναι ο λόγος του φωτός που σκεδάζεται κατά τη κατεύθυνση του μοναδιαίου διανύσματος $\hat{s}$ προς το φώς που προσπίπτει κατά τη κατεύθυνση του διανύσματος $\hat{s}'$. Η τετραδιάστατη αυτή συνάρτηση (εισερχόμενης και εξερχόμενης ακτινοβολίας) ελαττώνεται όταν οι σκεδαστές είναι τυχαία προσανατολισμένοι οπότε και εξαρτάται μόνο από την γωνία φάσης μεταξύ των δυο κατευθύνσεων: $p(\cos\omega) = p(\hat{s}, \hat{s}')$ Θεωρώντας την συνάρτηση φάσης σαν συνάρτηση πιθανότητας μπορεί να κανονικοποιηθεί σε:

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

όπου $d\omega$ είναι η διαφορική σταθερή γωνία στην κατεύθυνση του διανύσματος $\hat{s}$. Αυτή η κανονικοποίηση είναι έγκυρη μόνο όταν δεν συμβαίνουν φαινόμενα απορρόφησης και έτσι το φώς σκεδάζεται σε όλες τις κατευθύνσεις. Υπάρχουν δύο είδη συναρτήσεων φάσης, οι ισοτροπικές και οι ανισοτροπικές. Η ισοτροπική συνάρτηση φάσης ορίζεται ως η

πιθανότητα σκέδασης απο μια κατεύθυνση σε μία άλλη συναρτήσει μόνο της γωνίας που σχηματίζεται ανάμεσα στις δύο κατευθύνσεις. Έτσι ισχύει ότι:

$$p(\hat{s}, \hat{s}') = \frac{1}{4}\pi$$

Αντίθετα, η ανισοτροπική συνάρτηση φάσης περιγράφεται απο μία παράμετρο που ονομάζεται συντελεστής ανισοτροπίας (g) και αποτελεί ένα μέτρο του πόσο σκεδάστηκε η ακτινοβολία προς την εμπρόσθια κατεύθυνση. Ορίζεται ως το ολοκλήρωμα της συνάρτησης φάσης όλων των γωνιών, πολλαπλασιασμένο με το συνημίτονο της γωνίας :

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

Ο συντελεστής ανισοτροπίας (g) μπορεί να πάρει οποιαδήποτε τιμή ανάμεσα στο 1 και στο -1 . Αν $g = -1$ τότε έχουμε ολική σκέδαση προς την πίσω κατεύθυνση, αν $g = 1$ τότε η συνολική σκέδαση είναι προς την εμπρός κατεύθυνση ενώ αν $g = 0$ τότε η σκέδαση είναι ισοτροπική. Για μόρια πολύ μικρότερα απο το μήκος κύματος του εισερχόμενου φωτός (λ), η συνάρτηση φάσης είναι ανάλογη του $[1 + (\hat{s}, \hat{s}')^2]$, ο συντελεστής σκέδασης είναι ανάλογος του λ^{-4} και η κατεύθυνση της σκέδασης είναι προς τα πίσω (Rayleigh σκέδαση). Για μόρια με μέγεθος ίσο ή μεγαλύτερο του μήκους κύματος του εισερχόμενου φωτός έχουμε σκέδαση Mie. Ανάλογα την σχέση των συντελεστών σκέδασης και απορρόφησης μπορούμε να διακρίνουμε τρεις περιοχές στο φάσμα συχνοτήτων:

- Κυριαρχεί η απορρόφηση αν $\mu_a > 10(1 - g)\mu_s$ ($\lambda < 250nm$ και $\lambda > 2000nm$)
- Υπερτερεί η σκέδαση έναντι της απορρόφησης αν $\mu_a < 0.1(1 - g)\mu_s$ ($\lambda = 600nm - 1200nm$)

- Επικρατεί τόσο το φαινόμενο της σκέδασης όσο και της απορρόφησης αν $0.1(1 - g)\mu_s < \mu_a < 10(1 - g)\mu_s$ (για όλο το υπόλοιπο φάσμα συχνοτήτων)

Υπάρχουν διάφορες μαθηματικές εκφράσεις της συνάρτησης φάσης.

Ονομαστικά και μόνο θα αναφέρουμε τις κυριότερες:

- Henyey-Greenstein (4)
- Τροποποιημένη μέθοδος Henyey-Greenstein (4)
- Eddington (5)
- Μέθοδος Delta-Eddington (5)
- Rayleigh (6)
- Mie (7)
- Ελλειψοειδής συνάρτηση φάσης (8)
- Διωνυμική συνάρτηση φάσης για εμπροστο σκέδαση και οπισθο σκέδαση (8)
- Απόλυτα εμπρόσθια ισοτροπική συνάρτηση φάσης (8)
- Απόλυτα ανισοτροπική σκέδαση χαμηλού βαθμού με εμπρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση (8)
- Δύο παραμέτρων συνάρτηση φάσης (Gegenbauer kernel) (8)
- Γκαουσιανή συνάρτηση φάσης (8)

Το κριτήριο για την επιλογή μιας συγκεκριμένης συνάρτησης φάσης καθορίζεται από τον λόγο του μεγέθους του μορίου προς το μήκος κύματος του φωτός που προσπίπτει.

Μαθηματικά, η θεωρία μεταφοράς περιγράφεται από την εξίσωση μεταφοράς ακτινοβολίας. Για να είναι έγκυρη η εφαρμογή της εξίσωσης θα πρέπει να ικανοποιούνται οι παρακάτω υποθέσεις:

- I. Θεωρούμε ότι τα φωτόνια είτε σκεδάζονται ελαστικά από τα μόρια του δείγματος είτε απορροφούνται.
- II. Το μέσο θεωρείται ομογενές. Αυτό σημαίνει ότι κάθε μεταβολή εξαιτίας της διασποράς και της απορρόφησης θα πρέπει να είναι,

σε κλίμακα μήκους, πολύ μικρότερη σε σχέση με το πάχος του δείγματος.

- III. Κάθε μόριο θεωρείται αρκετά απομονωμένο έτσι ώστε ο τρόπος που σκεδάζει να είναι ανεξάρτητος από τα υπόλοιπα μόρια.
- IV. Η σκέδαση από όλα τα μόρια του δείγματος μπορεί να περιγραφεί από την συνάρτηση φάσης.
- V. Η κατανομή της έντασης θεωρείται σταθερή/ομογενής, το οποίο συμβαίνει όταν το φως προσπίπτει στο δείγμα για περισσότερο χρόνο από μερικά nanosecond.
- VI. Δεν υπάρχουν πηγές φωτός μέσα στο μέσο διάδοσης .

Έτσι η εξίσωση μεταφοράς ακτινοβολίας (RTE) σε έναν ιστό με αυθαίρετο όγκο είναι η εξής :

$$(\hat{s} \cdot \nabla)L_d(\mathbf{r}, \hat{s}) + \mu_t L(\mathbf{r}, \hat{s}) = \mu_s \int_{4\pi} p(\hat{s}, \hat{s}') L(\mathbf{r}, \hat{s}') d\omega' + \varepsilon(\mathbf{r}, \hat{s})$$

Ο πρώτος όρος αναπαριστά τις αλλαγές λόγω ροής ενέργειας, ο δεύτερος όρος αναπαριστά την ακτινοβολία που χάνεται λόγω απορρόφησης και σκέδασης, ο τρίτος όρος υπολογίζει το κέρδος στην ακτινοβολία λόγω σκέδασης από άλλες καταυθύνσεις και ο τελευταίος όρος αναπαριστά την πηγή φωτός. Πολλές μαθηματικές προσεγγίσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να λυθεί η εξίσωση μεταφοράς ακτινοβολίας (RTE). Η επιλογή της καταλληλότερης μεθόδου κάθε φορά ποικίλει ανάλογα με την πληροφορία που αναζητούμε και την επιθυμητή ακρίβεια. Οι λύσεις αυτές χωρίζονται σε δύο γενικές κατηγορίες, τις τυπικές λύσεις και τις προσεγγιστικές. Οι τυπικές λύσεις της RTE είναι αναλυτικές μέθοδοι και μαθηματικοί όροι που εκφράζουν τις ακριβείς λύσεις. Ωστόσο, έχει αποδειχθεί ότι οι αριθμητικές μέθοδοι δεν οδηγούν πάντα σε ακριβείς λύσεις σε σύγκριση με τις προσεγγιστικές μεθόδους. Στην κατηγορία των τυπικών λύσεων ανήκουν οι εξής (9):

- Method of successive orders

Η ακτινοβολία σε ένα σημείο είναι το άθροισμα των συνεισφορών απο φωτόνια που δεν έχουν σκεδαστεί ή έχουν σκεδαστεί μια φορά ή δύο φορές κ.τ.λ

$$L(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}) = \sum_n L_n(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}})$$

όπου $L_n(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}})$ είναι η ακτινοβολία των φωτονίων που έχουν σκεδαστεί n φορές.

- Επίλυση χρησιμοποιώντας τις X, Y συναρτήσεις

Για ομοιογενή επιφάνεια με συνάρτηση φάσης που μπορεί να εκφραστεί χρησιμοποιώντας πολυώνυμα Legendre, η ακτινοβολία που εισέρχεται και εξέρχεται απο την επιφάνεια μπορεί να εκφραστεί σε όρους X, Y συναρτήσεων. Οι συναρτήσεις αυτές αποτελούν την λύση μη γραμμικών ολοκληρωματικών εξισώσεων και έχουν χρησιμοποιηθεί για ισοτροπική ή γραμμικά ανισοτροπική συνάρτηση φάσης. Η ακτινοβολία μπορεί να εκφραστεί μέσω της πολικής γωνίας θ , της αζιμούθιας φ και της μεταβλητής βάθους z , δηλαδή $L(z, \theta, \varphi)$. Για επιφάνεια με πάχος d ισχύει ότι

$$X(d, \theta) = \frac{L_{inc}(0, \theta, \varphi) + L_{ref}(0, \theta, \varphi)}{L_{inc}(0, \theta, \varphi)}$$

όπου L_{inc} είναι η προσπίπτουσα/εισερχόμενη ακτινοβολία και L_{ref} είναι η ανακλώμενη. Αντίστοιχα $Y(d, \theta)$ αναπαριστά τις αντίστοιχες αλλαγές στην επιφάνεια απο την οποία εξέρχεται η ακτινοβολία. Η λύση αυτή είναι δύσκολη στην εφαρμογή εάν υπάρχουν πάνω απο τρεις όροι στην Legendre έκφραση της συνάρτησης φάσης.

- Method of eigenfunction expansion

Η συγκεκριμένη μέθοδος επικεντρώνεται στην εύρεση χαρακτηριστικών συναρτήσεων και χαρακτηριστικών ριζών. Έχει αποδειχθεί ότι οι τελικές συναρτήσεις μοιάζουν με τους όρους X, Y της προηγούμενης μεθόδου. Το μειονέκτημα αυτής της λύσης είναι ότι απαιτεί εκτεταμένες μαθηματικές προσεγγίσεις και έχει περιορισμένες εφαρμογές.

Οι συνηθισμένες προσεγγιστικές μέθοδοι εμπεριέχουν μη αναλυτικές λύσεις ή φυσικές υποθέσεις, οι οποίες απλοποιούν την εξίσωση RTE σε μια άλλη μορφή που μπορεί να λυθεί αναλυτικά ή αριθμητικά. Στην συνέχεια παραθέτουμε γνωστές μεθόδους που ανήκουν σε αυτήν την κατηγορία:

- Adding Method

Με την συγκεκριμένη μέθοδο, αρχικά υπολογίζουμε την ανάκλαση και την διάδοση του φωτός σε ένα πολύ λεπτό στρώμα ιστού. Στην συνέχεια προσθέτουμε και άλλο ένα λεπτό επίπεδο. Την διαδικασία αυτήν την επαναλαμβάνουμε μέχρις ότου φτάσουμε στο επιθυμητό πάχος ιστού. Οι λύσεις για επίπεδα με μεγάλο πάχος λοιπόν αναπτύσσονται σταδιακά προσθέτοντας πολλά λεπτά στρώματα, για τα οποία έχουμε υπολογίσει εκ των προτέρων τις οπτικές τους ιδιότητες. Η βασική ιδέα της μεθόδου είναι να υπολογίσει τις αλλαγές στην ένταση της ακτινοβολίας ανάμεσα στις δύο επιφάνειες μιας περιοχής στην περίπτωση που προστίθεται ένα λεπτό στρώμα σε μία από τις δύο επιφάνειες (10). Το πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι οι επιφάνειες που συμμετέχουν μπορούν να έχουν διαφορετικές οπτικές ιδιότητες μιας και η κάθε επιφάνεια μελετάτε ξεχωριστά. Το μειονέκτημα της όμως είναι ότι απαιτεί εκτεταμένους υπολογισμούς και χρησιμοποιείται μόνο για 1-D διάδοση φωτός σε σκεδαζόμενο μέσο.

- Adding Doubling Method

Στην συγκεκριμένη μέθοδο, όπως και στην προηγούμενη, γνωρίζοντας την διάδοση και την ανάκλαση ενός λεπτού στρώματος σχηματίζεται ένα παχύτερο επαναλαμβάνοντας τον διπλασιασμό του λεπτού στρώματος μέχρις ότου να φτάσουμε το επιθυμητό πάχος (11). Αν πρέπει να συμπεριληφθούν ανόμοια στρώματα τότε χρησιμοποιείται η μέθοδος Adding. Σύμφωνα με την βιβλιογραφία (12) τα πλεονεκτήματα της μεθόδου είναι ότι μπορεί να δοθεί φυσική ερμηνεία των αποτελεσμάτων σε κάθε βήμα, εφαρμόζεται τόσο για ισοτροπική όσο και ανισοτροπική σκέδαση, προκύπτουν αποτελέσματα για κάθε γωνία πρόσπτωσης. Απο την άλλη πλευρά τα μειονεκτήματα της μεθόδου είναι ότι θεωρείται αργή στον υπολογισμό των αποτελεσμάτων και είναι κατάλληλη για γεωμετρία πολλαπλών στρωμάτων με ενιαία ακτινοβολήση, όπου το κάθε στρώμα πρέπει να έχει όμοιες οπτικές ιδιότητες. Οι τελευταίες δύο παρατηρήσεις δημιουργούν προβλήματα μιας και θέτουν περιορισμούς στο δείγμα που θα εξεταστεί.

- Discrete Ordinates Method

Σκοπός αυτής της μεθόδου είναι να μετατρέψει την RTE σε ένα σύστημα γραμμικών αλγεβρικών εξισώσεων, κατάλληλο για αριθμητική επίλυση (9). Παρόλα αυτά σε υψηλά ανισοτροπικά συστήματα επιβάλλεται η χρήση πολλών τέτοιων αλγεβρικών εξισώσεων οδηγώντας σε μη ευσταθείς λύσεις με αποτέλεσμα να περιορίζεται μόνο για επίπεδα κύματα τα οποία προσπίπτουν κάθετα σε επίπεδο μέσο. Εξαιτίας των παραπάνω μειονεκτημάτων θα πρέπει να χρησιμοποιείται μόνο για να ελέγχει την ορθότητα άλλων καταλληλότερων μεθόδων. Σύμφωνα με την μέθοδο Discrete Ordinates έχει δημιουργηθεί το γνωστό μοντέλο ιστού των Kubelka-Munk.

- Functional Expansion Method (Diffusion Approximation, DA)

Η αρχική RTE είναι μια ολοκληρο-διαφορική εξίσωση, η λύση της οποίας απαιτεί εκτεταμένους μαθηματικούς υπολογισμούς. Η συγκεκριμένη μέθοδος επιχειρεί να την προσεγγίσει με την εφαρμογή αναπτύγματος σειρών (9), (13) (14). Συγκεκριμένα απλοποιεί την RTE εκφράζοντας την ακτινοβολία σαν μια σειρά απο ορθογώνιες συναρτήσεις οι οποίες λαμβάνουν υπόψιν την γωνιακή εξάρτηση της ακτινοβολίας. Η διαφορική προσέγγιση, DA, εφαρμόζεται κάτω απο συγκεκριμένες συνθήκες. Μια βασική συνθήκη είναι η τιμή του συντελεστή ανισοτροπίας g . Για να εφαρμοστεί η συγκεκριμένη μέθοδος θα πρέπει να ισχύει ότι $g \ll 1$ και η τιμή του albedo να είναι κοντά στην μονάδα (14), (15), (16). Με άλλα λόγια η μέθοδος είναι ιδανική όταν η σκέδαση υπερτερεί της απορρόφησης. Το σπουδαιότερο χαρακτηριστικό της διαφορικής προσέγγισης ,σαν λύση της RTE, είναι ότι έχει άμεσα επέκταση σε προβλήματα που σχετίζονται με τον χρόνο (17).

3.5.3 Μέθοδος Monte-Carlo

Η προσομοίωση Monte-Carlo ακολουθεί ακριβώς τις αρχές της θεωρίας μεταφοράς. Ο συντελεστής απορρόφησης εκφράζει την πιθανότητα ένα φωτόνιο να απορροφηθεί ανα μονάδα μήκους ενώ ο συντελεστής σκέδασης την πιθανότητα να σκεδαστεί. Τα μονοπάτια που ακολουθούν τα φωτόνια προσδιορίζονται απο τα χαρακτηριστικά σκέδασης και απορρόφησης του υλικού καθώς και απο την τυχαία κατανομή των φαινομένων σκέδασης. Η υπολογισμοί που γίνονται απαιτούν αρκετό χρόνο απο έναν υπολογιστή όμως μπορούν να εφαρμοστούν για οποιαδήποτε γεωμετρία δείγματος. Στην απλούστερη περίπτωση, όταν ένα φωτόνιο προσπίπτει σε έναν ιστό τότε είτε θα ακολουθήσει αμέσως πορεία προς τα κάτω είτε θα σκεδαστεί και θα αποκλίνει απο την αρχική του κατεύθυνση ακολουθώντας μια τυχαία πορεία. Έστω ότι για μία φορά το φωτόνιο διανύει μια απόσταση Δs και μετά απορροφάται, σκεδάζεται,

ανακλάται εσωτερικά, διαδίδεται ανεπηρέστο ή μεταφέρεται έξω απο τον ιστό. Η κίνηση του φωτονίου επαναλαμβάνεται μέχρις ότου απορροφηθεί απο τον ιστό ή φύγει απο αυτόν. Αν συμβεί το τελευταίο τότε η ανάκλαση και η μετάδοση καταγράφονται. Αν το φωτόνιο απορροφηθεί τότε καταγράφεται η θέση που συνέβη το φαινόμενο. Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να έχουν καταγραφεί πληροφορίες για όλον τον επιθυμητό αριθμό φωτονίων. Αν θεωρήσουμε ότι ο αριθμός των φωτονίων που παρατηρήσαμε ήταν άπειρος τότε οι τιμές σκέδασης, απορρόφησης και μετάδοσης που καταγράφηκαν θα προσεγγίζουν τις πραγματικές τιμές.

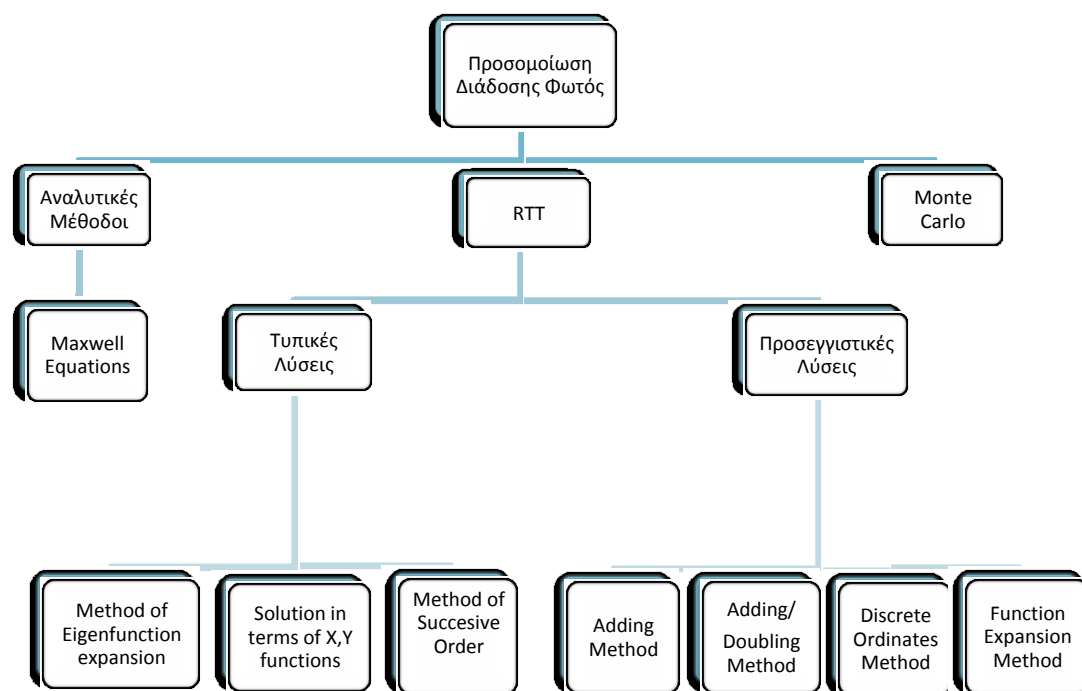


Figure 3-10 Κατηγοριοποίηση των μεθόδων μελέτης της πορείας διάδοσης του φωτός.

3.6 Μελέτη των οπτικών ιδιοτήτων του δέρματος

Το δέρμα είναι ο εξωτερικός ιστός του σώματος που έρχεται σε επαφή με το περιβάλλον και αποτελείται από πολλές στιβάδες λεπιδωτών επιθηλιακών κυττάρων (stratified squamous epithelial cells).

Διαδραματίζει σημαντικό ρόλο για τον ανθρώπινο οργανισμό καθώς εκτελεί προστατευτικές, θερμορυθμιστικές και μεταβολικές λειτουργίες και αποτελεί βασικό αισθητήριο όργανο. Γενικά είναι ένα πολύπλοκο και εντελώς ανομοιογενές μέσο. Ωστόσο μπορούμε να θεωρήσουμε ότι υποδιαιρείται σε επίπεδα τα οποία έχουν διαφορετικές φυσικές και φασματικές ιδιότητες μεταξύ τους. Οι διαφορές αυτές οφείλονται κυρίως στα διαφορετικά μόρια (ουσίες) που βρίσκονται σε κάθε επίπεδο ή στις διαφορετικές συγκεντρώσεις, αν τα περιεχόμενα των επιπέδων είναι ίδια. Μια γενική εικόνα της μορφολογίας του δέρματος δίνεται παρακάτω :

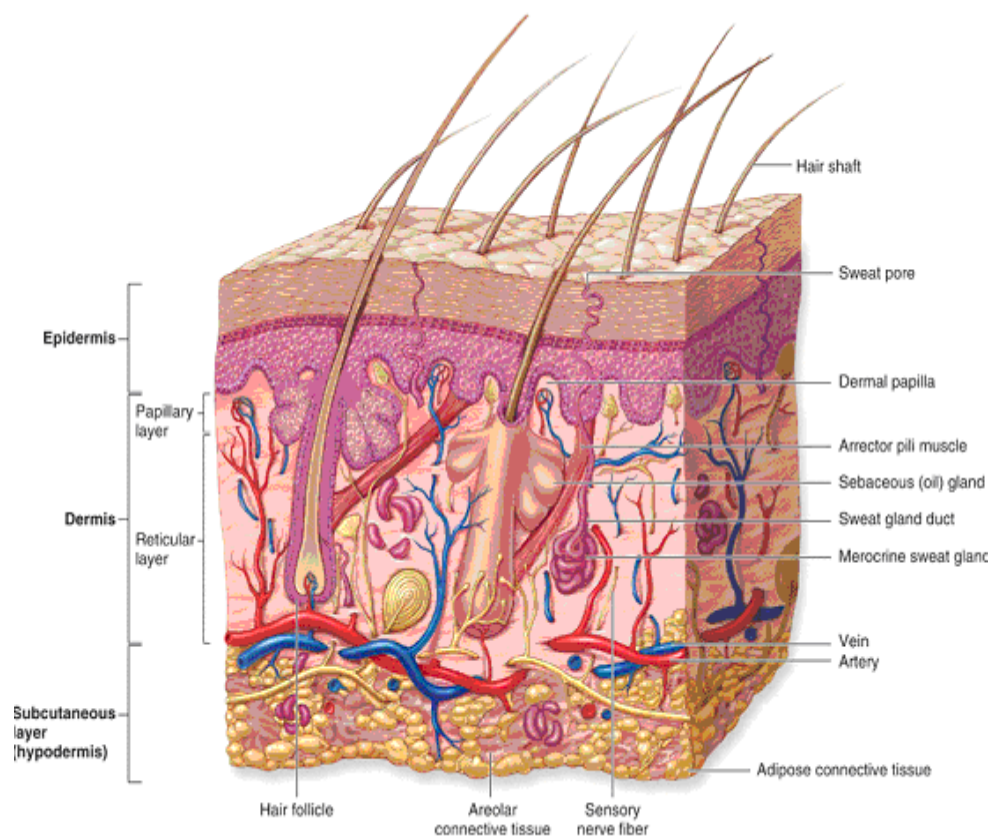


Figure 3-11 Απεικόνιση του δέρματος και των υποεπιπέδων απο τα οποία αποτελείται

Για τις ανάγκες της συγκεκριμένης εργασίας θα θεωρήσουμε ότι το δέρμα αποτελείται από τα τέσσερα παρακάτω επίπεδα:

1. Κερατίνη Στιβάδα
2. Επιδερμίδα
3. Χόριο
4. Υπόδεσμα

Η κερατίνη στιβάδα (stratum corneum) αποτελεί το πρώτο επίπεδο του ανθρώπινου ιστού. Έχει πάχος περίπου 20 μm και αποτελείται κυρίως από νεκρά λεπιδωτά επιθηλιακά κύτταρα, τα οποία έχουν υψηλά ποσοστά κερατίνης, λιπιδίων και πρωτεϊνών και ένα σχετικά μικρό ποσοστό νερού. Η απορρόφηση του φωτός είναι χαμηλή με αποτέλεσμα το φως, στην περιοχή του ορατού, να διαδίδεται σχεδόν αμετάβλητο.

Η επιδερμίδα (epidermis) έχει πάχος 50-80 μm και αποτελείται από άλλα 4 υποεπίπεδα (stratum basale, stratum spinosum, stratum granulosum, stratum lucidum). Στην σύσταση της επιδερμίδας περιλαμβάνονται ένα ποσοστό από άνυδρα (αφυδατωμένα) κύτταρα, κύτταρα με μικρές ποσότητες κερατίνης, κιονοειδή κύτταρα καθώς επίσης και ποσότητες μελανίνης. Στο επίπεδο αυτό το φως μπορεί να διαδοθεί ή/και να απορροφηθεί. Ο κύριος παράγοντας που το φως απορροφάται είναι η μελανίνη, η οποία δημιουργείται από τα μελανοκύτταρα. Υπάρχουν δύο είδη μελανίνης: η κόκκινη/κίτρινη pheomelanin και η καφέ/μαύρη eumelanin, οι οποίες εμφανίζονται σε διαφορετικές συγκεντρώσεις από ενήλικα σε ενήλικα. Σύμφωνα με το φάσμα απορρόφησης για τα δύο είδη της μελανίνης (figure 3-12) γίνεται εμφανές ότι έχουμε μεγάλη απορρόφηση στα μικρότερα μήκη κύματος. Τα μεγάλα μόρια μελανίνης που ονομάζονται μελανοσώματα (>300 nm σε διάμετρο) εκδηλώνουν συνήθως εμπροστο-σκέδαση, τα μικρότερα μόρια μελανίνης (<30 nm σε διάμετρο) δημιουργούν ιστροπική σκέδαση ενώ τα μόρια με διάμετρο 30-300nm παρουσιάζουν οπτικές ιδιότητες που ερμηνεύονται με βάση την θεωρία Mie (18). Το ποσοστό της ακτινοβολίας που δεν απορροφάται από την μελανίνη συνεχίζει να διαδίδεται στο χόριο.

Το χόριο (dermis) βρίσκεται κάτω από την επιδερμίδα και χωρίζεται σε 4 υποεπίπεδα (papillary dermis με πάχος 150 μm , upper blood net dermis με πάχος 80 μm , reticular dermis με πάχος 1500 μm , deep blood net dermis με πάχος 100 μm). Τα επίπεδα αυτά αποτελούνται από πυκνούς και ανόμοιους συνδετικούς ιστούς με νεύρα και αρτηρίες αίματος, οι οποίες είναι μικρότερες στο θηλώδες υποεπίπεδο και μεγαλύτερες στο δικτυωτό. Το χόριο περιέχει επίσης κολλαγόνο, ελαστίνη και αλλη ενδοκυτταρική ύλη, στοιχεία τα οποία δίνουν την υποστήριξη και την ελαστικότητα στο δέρμα. Στα κύτταρα του αίματος βρίσκεται μια χρωμοφόρα ουσία, η αιμοσφαιρίνη, η οποία απορροφά το φως και διαχωρίζεται σε δύο είδη, την οξυγονωμένη και την μη οξυγονωμένη. Τα δύο αυτά είδη της αιμοσφαιρίνης έχουν διαφορετικό φάσμα απορρόφησης (figure 3-13). Υπάρχουν επίσης ακόμα δύο χρωστικές ουσίες στο επίπεδο αυτό ,η bilirubin και η β - carotene ,οι οποίες ίσως να βρίσκονται και στα προηγούμενα επίπεδα της επιδερμίδας και της κερατίνης στιβάδας.

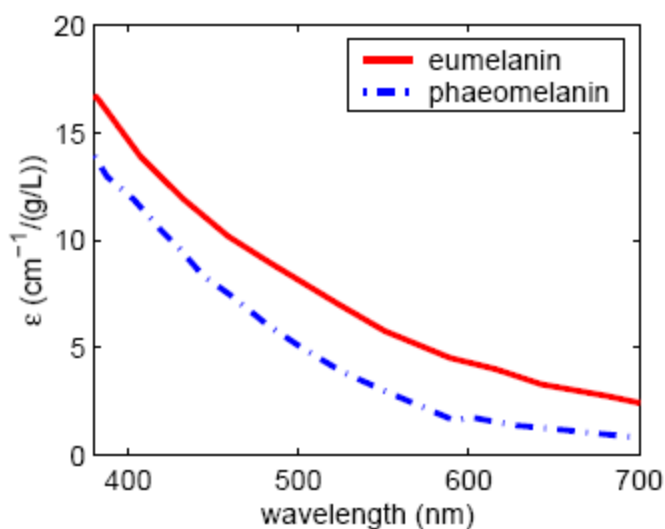


Figure 3-12 Φάσμα απορρόφησης για τα δύο είδη μελανίνης (19)

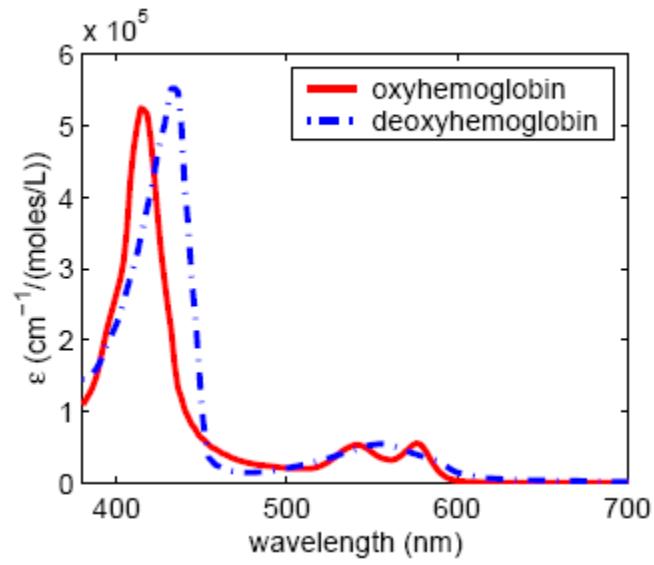


Figure 3-13 Φάσμα απορρόφησης οξυγονωμένης και μη-οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (19)

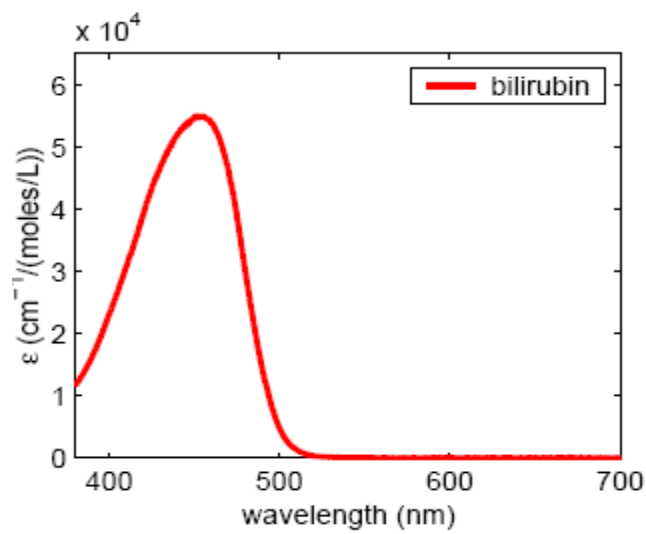


Figure 3-14 Φάσμα απορρόφησης της ουσίας bilirubin (19)

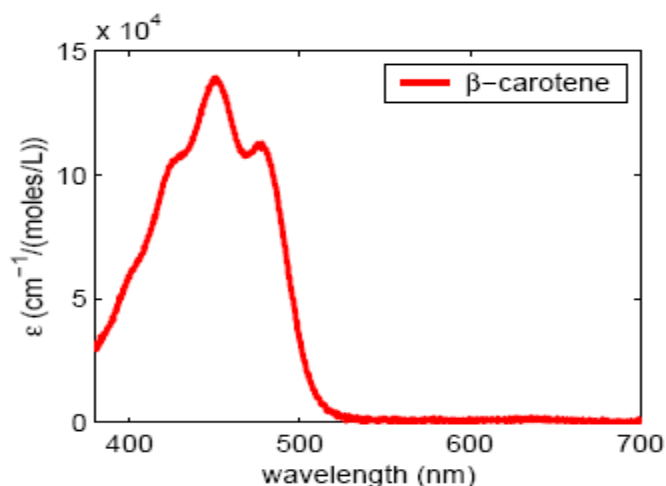


Figure 3-15 Φάσμα απορρόφησης για την ουσία β -carotene (19)

Το υπόδεγμα (hypodermis) είναι το τελευταίο και βαθύτερο επίπεδο στο οποίο χωρίζεται το δέρμα και ουσιαστικά είναι ένας υποδερμικός λιπώδης ιστός. Έχει πάχος μεγαλύτερο των 3 cm για την περιοχή της κοιλιάς ενώ είναι ανύπαρκτο για την περιοχή των βλεφάρων. Παρουσιάζει σημαντικά στρώματα λευκού πάχους, του οποίου τα κύτταρα ομαδοποιούνται μαζί δημιουργώντας συμπλέγματα. Εξαιτίας αυτών των συμπλεγμάτων το μεγαλύτερο ποσοστό από το ορατό φως που φτάνει στον ιστό ανακλάται πίσω στα ανώτερα επίπεδα (20). Στις περιοχές μεταξύ των κυττάρων υπάρχουν αρτηρίες, φλεβικά συμπλέγματα και νεύρα. Η απορρόφηση σε αυτό το επίπεδο οφείλεται στην παρουσία της αιμοσφαιρίνης, των λιπιδίων και του νερού ενώ αντίστοιχα οι κύριοι σκεδαστές είναι οι σφαιρικές μάζες των λιπιδίων που κατανέμονται τυχαία στο υπόδεγμα.

Όταν το φως αλληλεπιδρά με το δέρμα και συγκεκριμένα με τα κύτταρα του εξωτερικού επιπέδου της κερατίνης στιβάδας, ένα ποσοστό του ανακλάται προς το περιβάλλον ενώ το υπόλοιπο συνεχίζει να διαδίδεται στα επόμενα επίπεδα. Ο τρόπος με τον οποίο γίνεται αυτή η αλληλεπίδραση καθώς και τα αποτελέσματα της περιγράφονται πλήρως από τις εξισώσεις Fresnel. Οι εξισώσεις αυτές περιγράφουν την συμπεριφορά του φωτός όταν αυτό κινείται ανάμεσα σε δύο μέσα με

διαφορετικούς δείκτες ανάκλασης. Στην δική μας μελέτη, δεν μας ενδιαφέρει η πληροφορία που παίρνουμε απο την επιφανειακή σκέδαση μιας και σκοπός μας είναι να πάρουμε πληροφορία απο βαθύτερα επίπεδα του δέρματος. Για αυτόν τον λόγο στο μέλλον θα προσπαθήσουμε να απορρίψουμε αυτό το ποσοστό του φωτός χρησιμοποιώντας πολωτές. Η σκέδασης στα βαθύτερα επίπεδα του δέρματος προκαλείται κυρίως εξαιτίας των λιπιδίων και του κολλαγόνου. Επειδή γενικά είναι ένα αρκετά πολύπλοκο και δύσκολο φαινόμενο στην περιγραφή και την ερμηνεία του, θα το μελετήσουμε για κάθε υποεπίπεδο του δέρματος ξεχωριστά. Στο επίπεδο της επιδερμίδας παρατηρούνται φαινόμενα εμπροστο-σκέδασης τα οποία ερμηνεύονται με βάση την θεωρία σκέδασης Mie. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι οτι τα κύρια συστατικά της επιδερμίδας είναι μόρια που έχουν σχεδόν το ίδιο μέγεθος με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, στην περιοχή του ορατού φωτός. Έχει διαπιστωθεί μάλιστα οτι όσο κινούμαστε σε μικρότερα μήκη κύματος τόσο αυξάνεται η σκέδαση (21). Στο επίπεδο του χορίου συμβαίνουν φαινόμενα σκέδασης τόσο σύμφωνα με την θεωρία Mie όσο και με την θεωρία Rayleigh. Το πρώτο είδος σκέδασης συμβαίνει λόγω της παρουσίας των ινών κολλαγόνου μεγέθους περίπου $2,8\mu\text{m}$ στο επίπεδο αυτο ενώ το δεύτερο είδος σκέδασης συμβαίνει λόγω της εμφάνισης μικρότερων ινών κολλαγόνου και γενικά μικρότερων δομών. Έχει αποδειχτεί οτι για την περιοχή του ορατού φάσματος, όταν επικρατεί τόσο Mie όσο και Rayleigh σκέδαση, αυτή που τελικά κυριαρχεί είναι η δεύτερη. Η Rayleigh σκέδαση με την αύξηση του μήκους κύματος μειώνεται και όταν τελικά περνάμε στην περιοχή του κοντινού υπερύθρου ελαχιστοποιείται. Το φως στο επίπεδο του χορίου σκεδάζεται πολλές φορές μέχρι να διαδοθεί σε επόμενο επίπεδο ή/και να απορροφηθεί τελικά. Εκτός όμως απο το φαινόμενο της σκέδασης, κατα την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τον ανθρώπινο ιστό έχουμε και

φαινόμενα απορρόφησης. Η απορρόφηση του φωτός είναι ένα φαινόμενο που εμποδίζει την διαδικασία της διαφανοσκοπίησης καθώς δεν μπορούμε να δούμε σε βάθος. Για τον λόγο αυτό μας ενδιαφέρει να γνωρίζουμε σε κάθε επίπεδο του δέρματος αν υπάρχει κάποια ουσία που απορροφά και πόσο. Χαρακτηριστικοί απορροφητές για το δέρμα είναι η μελανίνη, η αιμοσφαιρίνη, η bilirubin και η β-carotene. Ο συνολικός συντελεστής απορρόφησης για ένα επίπεδο είναι απλά το άθροισμα όλων των συντελεστών απορρόφησης των ουσιών που απορροφούν φως στο επίπεδο αυτό. Οι συντελεστές απορρόφησης των επιμέρους ουσιών προκύπτουν αν πολλαπλασιάσουμε τον ήδη υπάρχον συντελεστή με την συγκέντρωση που εμφανίζει η ουσία στο συγκεκριμένο επίπεδο. Ένας γενικός τύπος για τον συνολικό συντελεστή απορρόφησης δίνεται από την εξής σχέση (22):

$$\mu_a(\lambda) = \sum_{i=1}^m \left(\mu_a^{(i)}(\lambda) C_i \prod_{j=1}^{i-1} (1 - C_j) \right) + \mu_a^{(0)}(\lambda) \prod_{i=1}^m (1 - C_i)$$

Όπου C_i είναι το ποσοστό του όγκου που καταλαμβάνει η i -ουσία, που απορροφά, σε σχέση με το συνολικό μέγεθος του επιπέδου, $\mu_a^{(i)}$ είναι ο συντελεστής απορρόφησης της i ουσίας, m είναι ο συνολικός αριθμός των ουσιών που απορροφούν στο κάθε επίπεδο και $\mu_a^{(0)}$ είναι ο συντελεστής απορρόφησης του επιπέδου όταν δεν υπάρχει καμία ουσία που απορροφά και η τιμή του δίνεται από τον τύπο (23):

$$7.84 \times 10^7 \times \lambda^{-3.255}$$

Επειδή για τον προσδιορισμό της απορρόφησης της αιμοσφαιρίνης είναι σημαντικό να γνωρίζουμε το επίπεδο κορεσμού του οξυγόνου, μιας και η οξυγονωμένη και η μη-οξυγονωμένη έχουν διαφορετικούς συντελεστές

απορρόφησης, ο παραπάνω τύπος μπορεί να τροποποιηθεί ώστε να παίρνει υπόψιν του και αυτόν τον παράγοντα. Έτσι τελικά παίρνουμε τον εξής τύπο:

$$\mu_a^{layer}(\lambda) = (1 - S)\gamma C_{blood}\mu_a^{Hb}(\lambda) + S\gamma C_{blood}\mu_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - \gamma C_{blood})C_{H_2O}\mu_a^{H_2O}(\lambda) + (1 - \gamma C_{blood})(1 - C_{H_2O})\mu_a^{(0)}(\lambda)$$

όπου S είναι το επίπεδο κορεσμού του οξυγόνου του αίματος στο δέρμα, γ είναι το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης στο αίμα και τα υπόλοιπα είναι οι συγκεντρώσεις και οι συντελεστές απορρόφησης των ουσιών όπως είναι προφανές και από τους δείκτες των μεταβλητών. Συνολικά θα λέγαμε ότι η απορρόφηση στο επίπεδο του χοριου οφείλεται κυρίως στην αιμοσφαιρίνη και στο νερό ενώ στο επίπεδο της επιδερμίδας στην παρουσία της μελανίνης και των λιπιδίων.

4. Πειραματική Διαδικασία

4.1 Εισαγωγή

Σκοπός της συγκεκριμένης εργασίας είναι να χρησιμοποιήσουμε φώς της περιοχής του ορατού και κοντινού υπερύθρου ώστε να μελετήσουμε την πορεία διάδοσης του σε ένα ομοίωμα επιθυλιακού ιστού καθορίζοντας μία ανώτερη τιμή διεύσδυσης που επιτυγχάνεται και προσδιορίζοντας το καταλληλότερο μήκος κύματος για αυτήν την διαδικασία.

Για να μπορέσει το φώς να διευσδύσει εις βάθος θα πρέπει η απορρόφηση να είναι όσο το δυνατόν μικρότερη έτσι ώστε να μην χάνεται η πληροφορία και η σκέδαση των ανώτερων στρωμάτων να είναι επίσης μικρή έτσι ώστε η πληροφορία να προέρχεται από εν τω βάθει περιοχές. Για παράδειγμα, όπως αναφέραμε σε προηγούμενη ενότητα για το δέρμα, κάθε επιθυλιακός ιστός είναι ένα πολύπλοκο μέσο διάδοσης του φωτός μιας και αναπτύσσονται φαινόμενα πολλαπλής σκέδασης και απορρόφησης. Εν γένει, η φασματική περιοχή που επιλέγεται είναι μεταξύ των 400-1000nm. Αυτό έγγειται στο γεγονός ότι το νερό, που είναι το κύριο συστατικό κάθε μορφής ιστού, απορροφά σε πολύ μικρό βαθμό. Έτσι, σκεπτόμενοι όλα τα προαναφερθέντα συστατικά των ιστών, όπως του δέρματος, δημιουργείται ένα οπτικό παράθυρο στην περιοχή $600nm < \lambda < 1000nm$. Θέλοντας λοιπόν να εξομοιώσουμε την συμπεριφορά του ιστού, ο οποίος στην συγκεκριμένη φασματική περιοχή λειτουργεί κυρίως ως σκεδαστής, χρησιμοποιήσαμε διαλύματα νερού στα οποία προσθέσαμε διάφορες συγκεντρώσεις γάλακτος που λειτουργεί ως σκεδαστής (τα διαλύματα αυτά ονομάζονται ομοιώματα). Στόχος μας ήταν να καταλήξουμε σε μια φασματική περιοχή που μας δίνει όσο το δυνατόν καλύτερη ποιότητα απεικονιστικής πληροφορίας.

4.2 Υλικά και μέθοδοι υλοποίησης

Κατά την πειραματική διαδικασία και για την απόκτηση των υπερφασματικών εικόνων χρησιμοποιήσαμε το απεικονιστικό σύστημα Musis του εργαστηρίου. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του είναι τα εξής:

- Δημιουργία φασματικών εικόνων σε ένα σύνολο απο 34 φασματικές ζώνες με εύρος 20nm η καθεμία για την φασματική περιοχή 400nm-1000nm.
- Χωρική ανάλυση ίση με ένα εκατομμύριο φάσματα για 2 λεπτά χρόνο ανίχνευσης.
- Συλλογή και προβολή εικόνων με ανάλυση 1200 × 1600 σε πραγματικό χρόνο.
- Συντονισμός του φασματικού εύρους ώστε να ταιριάζει με το φασματικό εύρος της δυνατότητας απόκρισης (responsity) του CCD. Μπορεί να επεκταθεί και σε μεγαλύτερα μήκη κύματος μέχρι την μέση υπέρυθρη περιοχή.
- Μονοχρωμάτορας που είναι συνδεδεμένος με μια ασπρόμαυρη κάμερα CCD βασισμένη στο IEEE-1394 πρωτόκολο μεταφοράς δεδομένων
- Παραγωγή εικόνων σε ποσοστό 15 frames/sec σε πλήρη ανάλυση και περισσότερες απο 30 frames/sec σε VGA ανάλυση.
- Μια ειδική διαδικασία βαθμονόμησης εκτελείται (24) πριν την απόκτηση των εικόνων με σκοπό να αντισταθμίσει την εξάρτηση της απόκρισης των ηλεκτροπτικών μερών του συστήματος (CCD, φωτισμός κ.α) με το μήκος κύματος.
- Το απεικονιστικό σύστημα λειτουργεί σε δύο καταστάσεις. Στην πρώτη, λειτουργεί σαν απεικονιστικό σύστημα όπου εμφανίζει μία εικόνα σε κάθε μήκος κύματος ενώ στην δεύτερη που λειτουργεί σαν φασματόμετρο καταγράφει ολόκληρο το φάσμα ανάκλασης/

φθορισμού για κάθε pixel της εικόνας. Ο συνδυασμός αυτών των δύο επιτρέπει στο σύστημα να λειτουργεί σαν σύστημα φασματικής απεικόνισης.



Figure 4-1 Απεικονιστικό σύστημα Mysis

Ένα απο τα βασικότερα στοιχεία που χρησιμοποιήθηκαν κατα την πειραματική διαδικασία ήταν το νερό. Το μόριο του νερού (H_2O) αποτελείται απο δύο μόρια υδρογόνου (H) και ένα μόριο οξυγόνου (O) που ενώνονται μεταξύ τους. Τα άτομα βρίσκονται σε συνεχή κίνηση στο μόριο, η οποία περιορίζεται απο τους ομοιοπολικούς δεμούς που αναπτύσσονται. Οι τρόποι με τους οποίους μπορούν να κινούνται τα άτομα είναι συγκεκριμένοι. Το φάσμα απορρόφησης του νερού διαμορφώνεται απο τις κβαντικές αλλαγές στην ατομική και μοριακή ενέργεια του, λόγω απορρόφησης φωτονίων. Η συνολική ενέργεια ενός ελεύθερα κινούμενου μορίου $E_M(\lambda, u, j)$ αποτελείται απο ένα ποσοστό ενέργειας που επηρεάζεται απο την θερμοκρασία E_{TR} , την ενέργεια λόγω περιστροφής γύρω απο διάφορους άξονες συμμετρίας $E_{ROT}(j)$, την ενέργεια δόνησης

των ατόμων γύρω απο μια θέση ισορροπίας $E_{VIB}(u)$ και την ενέργεια των ηλεκτρονίων $E_E(\Lambda)$ όπου Λ, u, j είναι αντίστοιχα κβαντικοί αριθμοί (25).

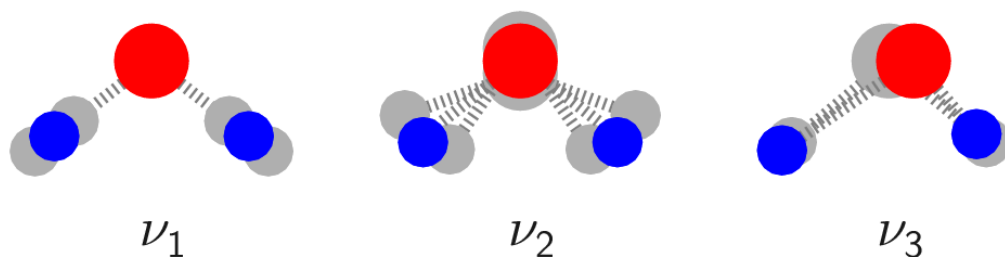


Figure 4-2 Διακρίνουμε *symmetric, bending* και *antisymmetric* τρόπους κίνησης (κοιτάζοντας απο αριστερά προς τα δεξιά της εικόνας).

Η συνολική ενέργεια είναι δηλαδή

$$E_M(\Lambda, u, j) = E_E(\Lambda) + E_{VIB}(u) + E_{ROT}(j) + E_{TR}$$

Τα τρία πρώτα μεγέθη της εξίσωσης εξαρτώνται απο τον βαθμό που έχει διεγερθεί το μόριο. Με άλλα λόγια παίρνουν διακριτές τιμές που προσδιορίζονται αυστηρά απο την δοσμένη κβαντική (ενεργειακή) κατάσταση του μορίου. Οι ενεργειακές καταστάσεις ενός απλού μορίου προσδιορίζονται απο την ενέργεια περιστροφής, την δονητική ενέργεια και την ηλεκτρονιακή ενέργεια. Η απορρόφηση ενός φωτονίου με ενέργεια $E_{hv} = h \cdot \nu$ συνεπάγεται την μετάβαση απο μια κβαντική κατάσταση, η οποία περιγράφεται με τους κβαντικούς αριθμούς Λ, u, j , σε μία άλλη κατάσταση που περιγράφεται απο τους Λ', u', j' . Η ενέργεια του φωτονίου θα πρέπει να είναι ίση με την διαφορά ενεργειών του μορίου που παρουσιάζεται ανάμεσα σε αυτές τις δύο στάθμες. Η μαθηματική έκφραση αυτής της συνθήκης είναι η εξής

$$\begin{aligned} E_{hv} &= E_M(\Lambda, u, j) - E_M(\Lambda', u', j') \\ &= \Delta E_E(\Lambda \rightarrow \Lambda') + \Delta E_{VIB}(u \rightarrow u') + \Delta E_{ROT}(j \rightarrow j') + \Delta E_{TR} \end{aligned}$$

Τα φωτόνια που βρίσκονται στην περιοχή του κόκκινου (650nm) έχουν την ενέργεια για να διεγείρουν τα άτομα ενώ τα φωτόνια στην περιοχή του μπλέ (450nm) δεν την έχουν. Με αυτόν τον τρόπο διαμορφώνεται το φάσμα απορρόφησης του νερού σε υγρή κατάσταση. Σε άλλες καταστάσεις διαφέρει η μορφή του μιας και επηρεάζονται και άλλοι παράγοντες όπως για παράδειγμα στον πάγο που αναπτύσσονται οι δεσμοί υδρογόνου ανάμεσα στα μόρια του νερού.

Το δεύτερο βασικό συστατικό που χρησιμοποιήσαμε ήταν συμπυκνωμένο γάλα. Το γάλα γενικά είναι ένα ανομοιογενές διάλυμα που αποτελείται από νερό, λίπος, πρωτεΐνες, λακτόζη, ανόργανα άλατα και κάποιες μικρότερες δομές όπως φωσφολιπίδια, οργανικά άλατα, ένζυμα, ορμόνες, βιταμίνες, νουκλεοτίδια, αμίνες, αμινοξέα, αλκοόλες, αλδεύδες, κετόνες και εστέρες. Η διαφορά που έχει το συμπυκνωμένο γάλα είναι ότι έχει αφαιρεθεί το 60% του νερού που υπάρχει στο φρέσκο γάλα και πλέον θεωρείται ως ομοιογενές διάλυμα. Τα μεγέθη των κύριων συστατικών/σκεδαστών του συμπυκνωμένου γάλακτος είναι τα εξής (26) :

Συστατικό	Μέγεθος-Διάμετρος(nm)	Πλήθος/ml
Λακτόζη	0.5	10^{19}
Whey πρωτεΐνη	4-6	10^{17}
Casein πρωτεΐνη	50-300	10^{14}
Μόρια λίπους	2000-6000	10^{10}

Figure 4-3 Πληροφορίες για τα συστατικά του γάλακτος

Σύμφωνα με τον παραπάνω πίνακα έχουμε σκεδαστές που έχουν μέγεθος πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που χρησιμοποιούμε (λακτόζη και whey πρωτεΐνη), σκεδαστές με μεσαίο μέγεθος καθώς και μακρομόρια (μόρια λίπους). Για τα μικρά μήκη κύματος, η σκέδαση οφείλεται κυρίως στην casein πρωτεΐνη και διέπεται

απο τους νόμους του Rayleigh. Αυτός είναι και ο λόγος που το γάλα φαίνεται λευκό στο μάτι μας. Όσο αυξάνεται το μήκος κύματος, η σκέδαση που παρατηρείται οφείλεται κυρίως στα μεγαλύτερα μόρια λίπους που βρίσκονται στο γάλα. Στην περίπτωση αυτή έχουμε σκέδαση Mie μιας και οι σκεδαστές έχουν μέγεθος μεγαλύτερο απο το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που χρησιμοποιούμε. Εκτός όμως απο την σκέδαση, στο γάλα συμβαίνουν φαινόμενα απορρόφησης για φώς με μήκη κύματος 200nm έως 380nm, λόγω της παρουσίας πρωτεϊνών, καθώς και ανάμεσα στα 400nm και 580nm, λόγω λιποδιαλυτών ουσιών (27).

Για την διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας χρησιμοποιήσαμε μια μαύρη σιδερένια ακίδα διαμέτρου 0.5mm. Η ακίδα στο πείραμα μας αποτελεί το αντικείμενο που θέλουμε να εντοπίσουμε στα διαφορετικά βάθη και προσομοιώνει κατα μια έννοια τις φλέβες στο δέρμα. Όπως είναι αναμενόμενο η μαύρη ακίδα απορροφά όλα τα μήκη κύματος του φωτός. Τέλος για όλες τις πειραματικές μετρήσεις χρησιμοποιήθηκαν πλαστικά, ορθογώνια μπουκαλάκια διαμέτρου 1.0cm, ύψος 4.2cm ενώ τα πλευρικά τοιχώματα είχαν πάχος 0.1 cm.

Κατά την διαδικασία των πειραματικών μετρήσεων κατασκευάσαμε ένα διάλυμα που περιείχε σκέτο γάλα σε συγκέντρωση 300ml, ένα διάλυμα που περιείχε σκέτο νερό σε συγκέντρωση 300ml, ένα διάλυμα που περιείχε 300ml νερό και 2ml γάλα, ένα διάλυμα που περιείχε 300ml νερό και 10ml γάλα και τέλος ένα διάλυμα που περιείχε 300ml νερό και 20ml γάλα. Στα τελευταία τέσσερα διαλύματα βυθίσαμε την μαύρη ακίδα, η οποία στην αρχή ήταν τοποθετημένη σε τέτοια θέση ώστε να εφάπτεται πλήρως με το μπουκαλάκι και πήραμε έναν υπερφασματικό κύβο. Επαναλάβαμε την ίδια διαδικασία μετακινώντας κάθε φορά την ακίδα κατά ένα χιλιοστό βαθύτερα στο μπουκαλάκι μέχρι να φτάσουμε σε απόσταση 5 mm απο την αρχική θέση. Η διαδικασία επεξεργασίας, όπως

φαίνεται απο το παρακάτω διάγραμμα, ήταν η ίδια για κάθε μία αναλογία νερού-γάλακτος και για κάθε απόσταση της ακίδας. Για μια συγκεκριμένη συγκέντρωση και για μία συγκεκριμένη θέση της ακίδας πήραμε εικόνες του δείγματος μας για κάθε ένα μήκος κύματος απο τα 420nm έως τα 1000nm. Στην συνέχεια και μέσω του μαθηματικού προγράμματος Matlab υπολογίσαμε τις χωρικές κατανομές (spatial profiles) για κάθε μια εικόνα, η οποία αντιστοιχεί πλέον σε ένα μήκος κύματος. Με τον όρο χωρική κατανομή αναφερόμαστε στην ένταση κάθε pixel της εικόνας. Όπως είναι αναμενόμενο λόγω της ύπαρξης της ακίδας στην μέση της εικόνας και του γάλακτος σε όλο τον υπόλοιπο χώρο, οι χωρικές κατανομές εμφανίζουν μια μεγάλη αλλαγή της έντασης στο συγκεκριμένο σημείο σε σχέση με την υπόλοιπη περιοχή. Αναλυτικότερη περιγραφεί των χωρικών κατανομών θα γίνει σε επόμενη ενότητα. Θεωρώντας οτι η χωρική κατανομή της εικόνας είναι η ίδια σε όλο το μήκος της, επιλέξαμε ένα συγκεκριμένο σημείο και πήραμε την κατανομή των εντάσεων. Επιβεβαιώνοντας την αρχική μας θεώρηση, η μορφή της χωρικής κατανομής για το συγκεκριμένο μήκος είχε την ίδια μορφή με την κατανομή ολόκληρης της εικόνας. Λόγω ασυνεχειών στις τιμές των εντάσεων της κατανομής αποφασίσαμε να κάνουμε προσαρμογή (fitting) των πειραματικών μας τιμών σε γνωστούς αλγορίθμους. Με την βοήθεια και πάλι του μαθηματικού προγράμματος Matlab και συγκεκριμένα με το Curve Fitting Toolbox δοκιμάσαμε ένα πλήθος γνωστών αλγορίθμων. Τελικά καταλήξαμε οτι καταλληλότερος για τα πειραματικά μας δεδομένα είναι ο Smoothing Spline, ο οποίος αρκετές φορές προσέγγιζε τα πειραματικά δεδομένα με ακρίβεια μεγαλύτερη του 99%.

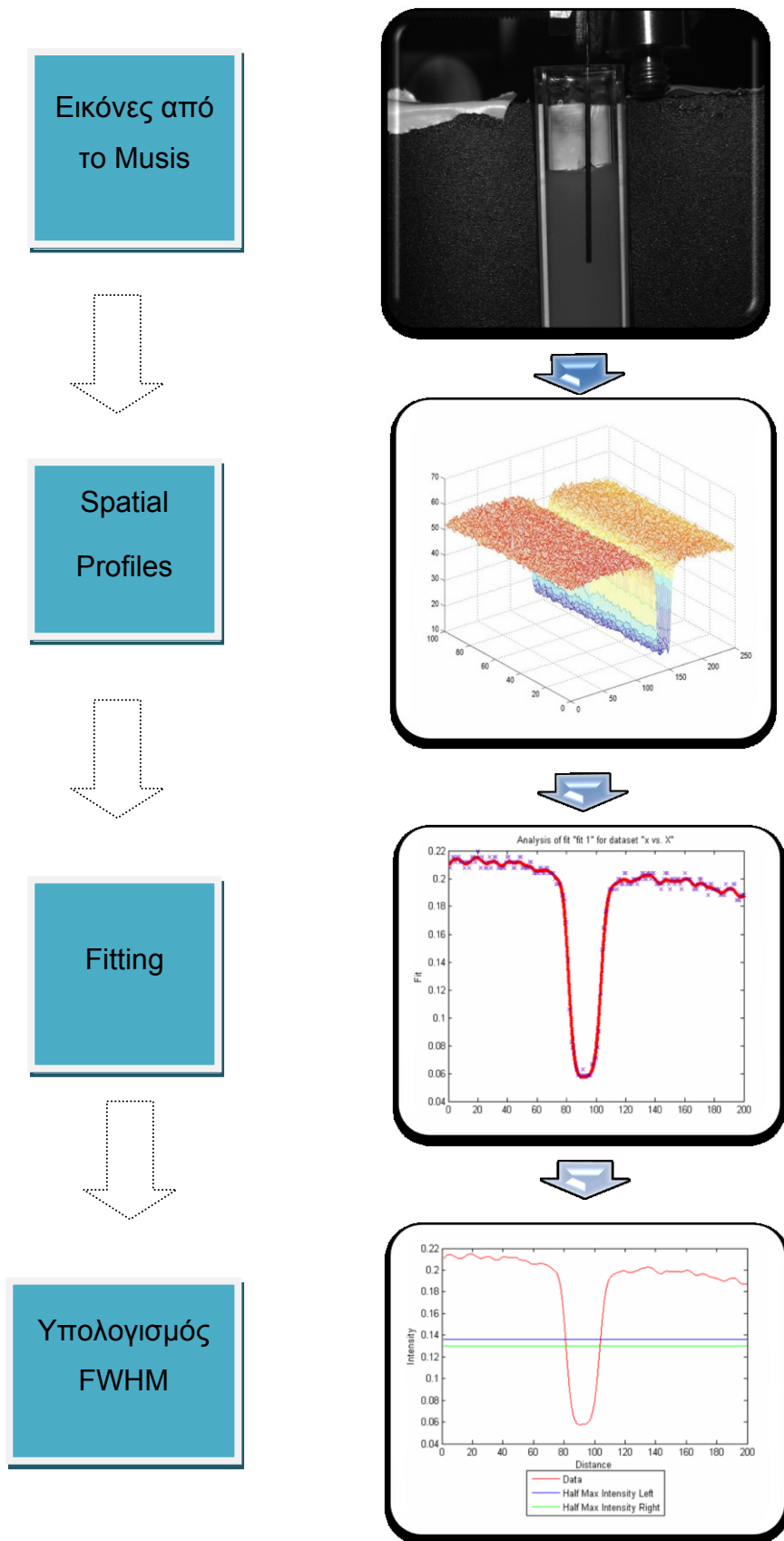


Figure 4-4 Πειραματική διαδικασία και επεξεργασία δεδομένων

Η σημαντικότερη διαδικασία που κάναμε ήταν ο υπολογισμός του Full Width Half Max (FWHM). Μετά το fitting των δεδομένων χρειάστηκε να υπολογίσουμε το εύρος της καμπύλης μας στο σημείο που η τιμή της έντασης των σημείων ήταν το μισό της μέγιστης τιμής που μπορούσε να πάρει.

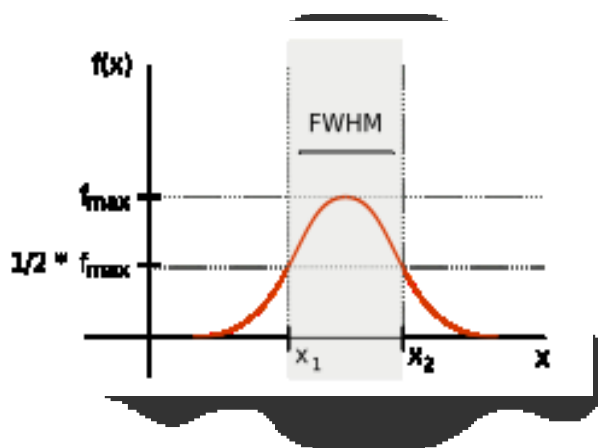


Figure 4-5 Διαγραμματική απεικόνιση του FWHM

Αρχικά να επισημάνουμε το γεγονός ότι οι καμπύλες των πειραματικών μας δεδομένων είχαν ακριβώς την αντίθετη μορφή σε σχέση με την παραπάνω εικόνα, δηλαδή δεν εμφάνιζαν κορυφή αλλά δημιουργούσαν κοιλάδα και ο λόγος ήταν η ύπαρξη της ακίδας όπως προαναφέραμε. Έτσι ο υπολογισμός του FWHM περιελάμβανε:

1. Τον εντοπισμό του σημείου με την ελάχιστη ένταση.
2. Τον εντοπισμό των σημείων με την μέγιστη ένταση,
3. Τον εντοπισμό του σημείου που πρέπει να μετρηθεί το εύρος. Στο σημείο αυτό η ένταση θα πρέπει να ισούται με $\frac{I_{max}-I_{min}}{2}$
4. Τον υπολογισμό του εύρους που ισούται με την διαφορά των σημείων στα οποία τέμνεται η καμπύλη με την ευθεία της επιθυμητής έντασης.

Το πρόβλημα που παρουσιάστηκε σε αυτό το στάδιο επεξεργασίας ήταν το γεγονός ότι τα άκρα των καμπυλών σε ορισμένες μετρήσεις ήταν σε διαφορετικά ύψη.

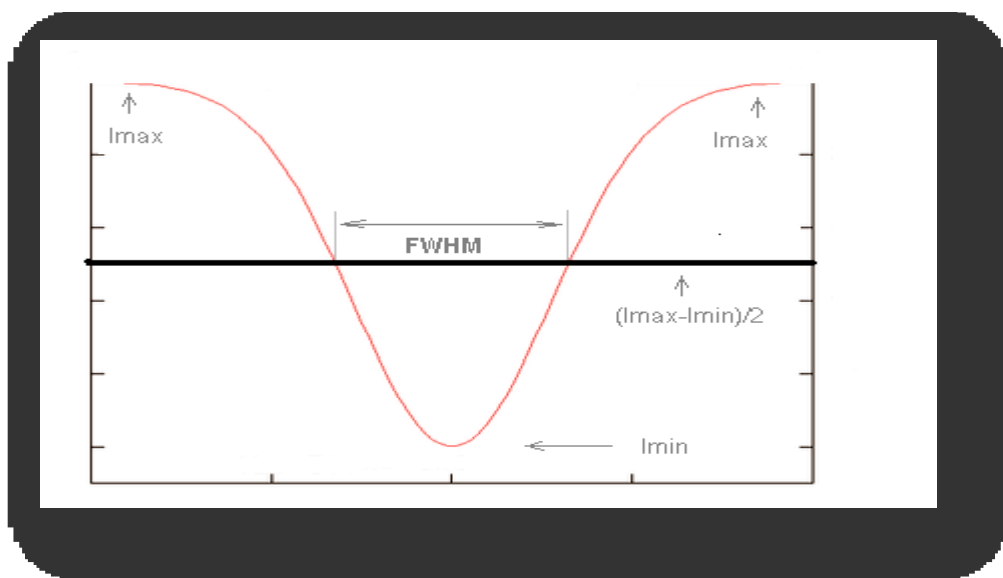


Figure 4-6 Διαγραμματική απεικόνιση του FWHM προσαρμοσμένο στα δεδομένα μας

Η ανομοιομορφία αυτή δημιουργούσε πρόβλημα στον υπολογισμό του FWHM καθώς η μέγιστη ένταση και κατ'επέκταση το σημείο που έπρεπε να υπολογιστεί το εύρος διέφερε ανάλογα με ποιο άκρο της καμπύλης χρησιμοποιούσαμε. Επειδή δεν μπορούσαμε να επιλέξουμε αυθαίρετα κάποια από τα δύο άκρα, αποφασίσαμε να υπολογίζουμε το FWHM μια φορά χρησιμοποιώντας το I_{max} της δεξιάς μεριάς, μια φορά χρησιμοποιώντας το I_{max} της αριστερής μεριάς και τελικά να χρησιμοποιούμε τον μέσο όρο αυτών των δύο. Δηλαδή

$$FWHM = \frac{FWHM_{RIGHT} + FWHM_{LEFT}}{2}$$

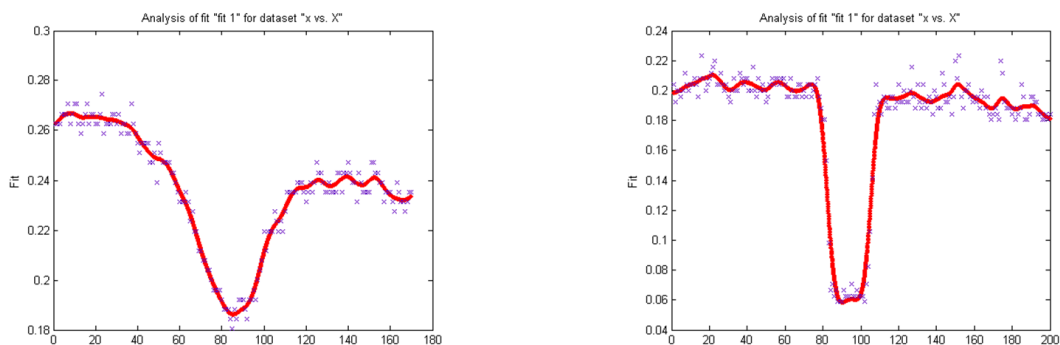


Figure 4-7 Καμπύλες πειραματικών δεδομένων. Στην μια περίπτωση τα άκρα είναι σε διαφορετικά ύψη (αριστερά) ενώ στην άλλη είναι στο ίδιο (δεξιά)

Τελευταία αλλά καθόλου ασήμαντη ήταν η διαδικασία του υπολογισμού του ύψους των καμπυλών των πειραματικών αποτελεσμάτων. Το ύψος της καμπύλης προκύπτει από τις τιμές των εντάσεων άρα ο υπολογισμός που έπρεπε να γίνει ήταν ουσιαστικά ο υπολογισμός της διαφοράς των εντάσεων. Και σε αυτήν την διαδικασία παρουσιάστηκε το πρόβλημα με την διαφορά των εντάσεων στα άκρα των γραφημάτων αλλά επιλύθηκε όπως στο FWHM. Συγκεκριμένα ο υπολογισμός του Height των καμπυλών περιελάμβανε τα εξής βήματα:

1. Εντοπισμός της ελάχιστης έντασης, I_{MIN}
2. Εντοπισμός των μέγιστων εντάσεων, $I_{MAX-RIGHT}$, $I_{MAX-LEFT}$
3. Υπολογισμός της διαφοράς των εντάσεων

$$I_{MEAN-LEFT} = I_{MAX-LEFT} - I_{MIN}, \quad I_{MEAN-RIGHT} = I_{MAX-RIGHT} - I_{MIN}$$

4. Υπολογισμός μέσης τιμής ύψους για την καμπύλη

$$I = \frac{I_{MEAN-LEFT} + I_{MEAN-RIGHT}}{2}$$

Μια διευκρίνιση που πρέπει να γίνει αφορά το εύρος των τιμών των μεγεθών που θα παρουσιάσουμε στην συνέχεια. Το FWHM έχει προκύψει από υπολογισμούς μεταξύ μεγεθών που αφορούσαν pixels άρα το εύρος των τιμών που θα πάρουμε είναι από 0 έως 120, όσο δηλαδή και το μέγεθος των εικόνων που επεξεργαστήκαμε. Αντίθετα το Height έχει

προκύψει απο υπολογισμούς μεταξύ εντάσεων, επομένως οι τιμές που θα υπογίσουμε θα κυμαίνονται από 0 έως 1.

5. Αποτελέσματα-Συζήτηση

Επειδή οι πειραματικές μετρήσεις και τα αποτελέσματα που προέκυψαν μετά την επεξεργασία ήταν πάρα πολλά για να τα παρουσιάσουμε αναλυτικά θα δείξουμε κάποιες ενδεικτικές περιπτώσεις. Για κάθε μια απο αυτές θα δείχνουμε έναν πίνακα με τις ακριβείς μετρήσεις των μεγεθών που μας ενδιαφέρουν, την εικόνα που πήραμε απο το απεικονιστικό σύστημα Musis, μια γραφική απεικόνιση των τιμών των εντάσεων μαζί με την εφαρμογή του προσαρμοστικού αλγορίθμου και τέλος τα σημεία στα οποία υπολογίσαμε το FWHM για κάθε άκρο της καμπύλης ξεχωριστά. Αναλυτικότερα, ο πίνακας που παρουσιάζεται στην συνέχεια αποτελείται απο τα εξής πεδία:

- i. **Specify**, αλλάζοντας την τιμή του όρου αυτού ο αλγόριθμος Smoothing Spline προσαρμόζεται διαφορετικά στα πειραματικά δεδομένα.
- ii. **Accuracy**, αποτελεί ενδεικτικό μέγεθος για το κατα πόσο είναι επιτυχημένο το fitting που κάναμε.
- iii. **Wavelength**, το μήκος κύματος που μελετάμε.
- iv. **Width**, αναφέρεται στο μέγεθος FWHM. και εξάγεται με την διαδικασία που έχουμε περιγράψει στην προηγούμενη ενότητα Το πεδίο αυτο διαιρείται σε 3 υπο-πεδία. Ξεκινώντας απο αριστερά προς τα δεξιά, το πρώτο υποπεδίο ανεφέρεται στο FWHM με βάση το αριστερό άκρο της καμπύλης, το δεύτερο υποπεδίο αναφέρεται στο FWHM με βάση το δεξί άκρο της καμπύλης και το τελευταίο υποπεδίο περιέχει τον μέσο όρο των προηγούμενων δύο.
- v. **Height**, το ύψος της καμπύλης μας που εξάγεται με την διαδικασία που έχουμε περιγράψει στην προηγούμενη παράγραφο. Διαβάζοντας απο αριστερά προς τα δεξιά έχουμε, το ύψος της

καμπύλης με βάση το αριστερό άκρο, το ύψος της καμπύλης με βάση το δεξί άκρο και τέλος τον μέσο όρο αυτών των τιμών για κάθε ένα μήκος κύματος.

5.1 Μετρήσεις για την ακίδα όταν βρίσκεται μέσα σε άδειο μπουκαλάκι και απόσταση 2mm

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.12	99.5%	440nm	25.85	25.65	25.75	0.50	0.44	0.44
0.12	99.7%	540nm	25.80	25.70	25.75	0.44	0.44	0.44
0.12	99.6%	600nm	25.65	25.75	25.70	0.45	0.45	0.45
0.08	98.9%	820nm	25.60	25.45	25.52	0.49	0.48	0.48
0.02	96.8%	980nm	27.80	26.80	27.30	0.49	0.45	0.47
0.05	98.5%	1000nm	26.95	25.95	26.15	0.45	0.44	0.45

Table 5-1 Πίνακας δεδομένων όταν το μπουκαλάκι είναι άδειο

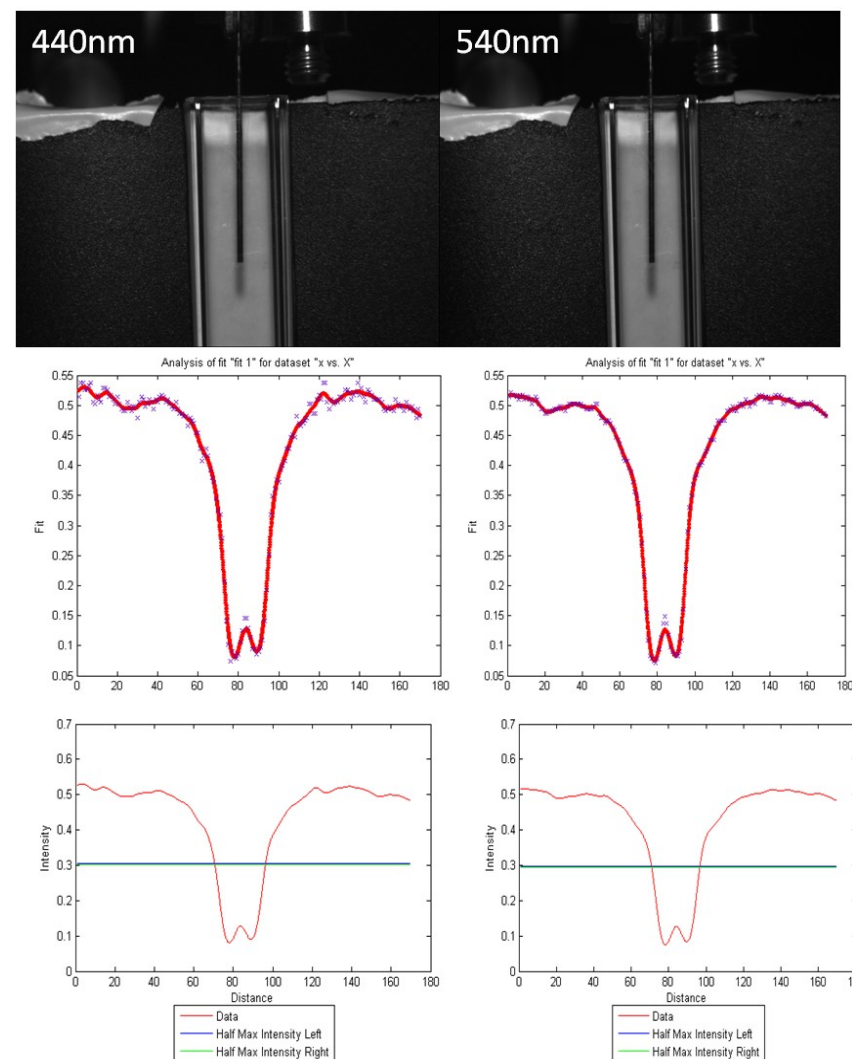


Figure 5-1 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το μπουκαλάκι είναι άδειο

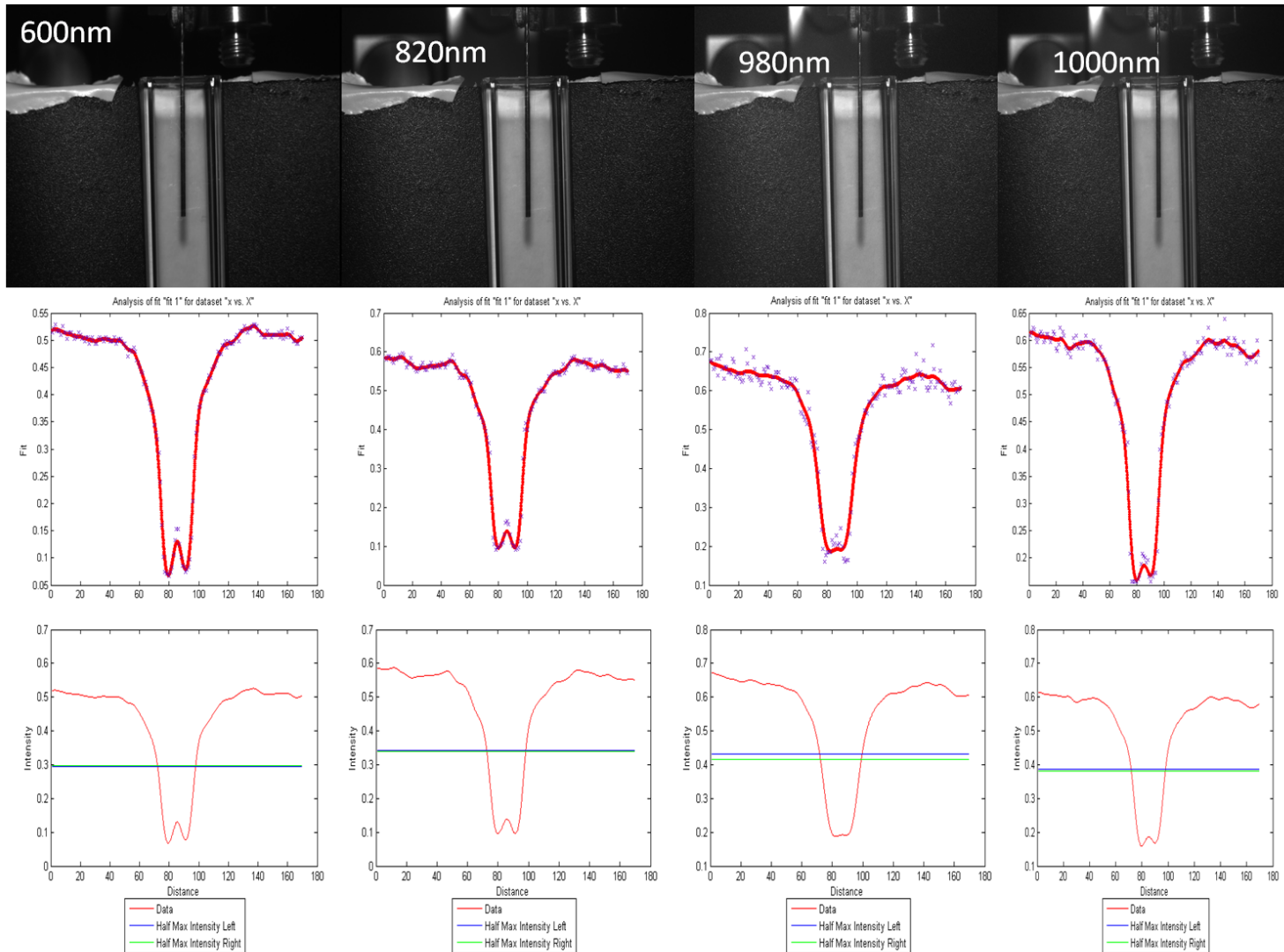


Figure 5-2 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm, 1000nm όταν το μπουκαλάκι είναι άδειο

5.2 Διάλυμα με 300ml νερό και την ακίδα σε απόσταση 3 mm απο το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.12	99.7%	440nm	27.75	25.40	26.57	0.64	0.54	0.59
0.12	99.8%	540nm	27.10	25.60	26.35	0.61	0.55	0.58
0.08	99.7%	600nm	26.90	25.50	26.20	0.61	0.55	0.58
0.08	99.5%	820nm	27.10	25.40	26.25	0.64	0.56	0.60
0.02	93.4%	980nm	27.85	26.85	27.35	0.24	0.23	0.23
0.08	99.3%	1000nm	27.50	25.40	26.82	0.33	0.30	0.32

Table 5-2 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει μόνο νερό

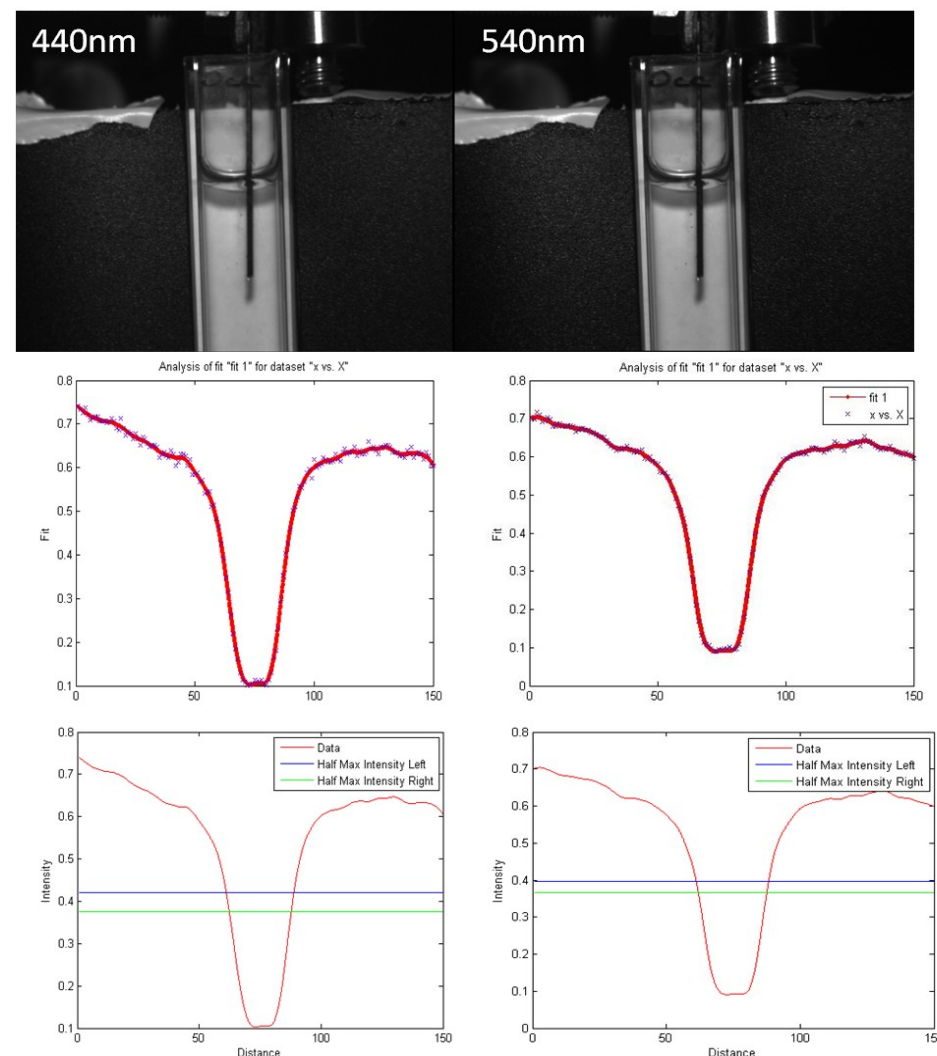


Figure 5-3 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει μόνο νερό

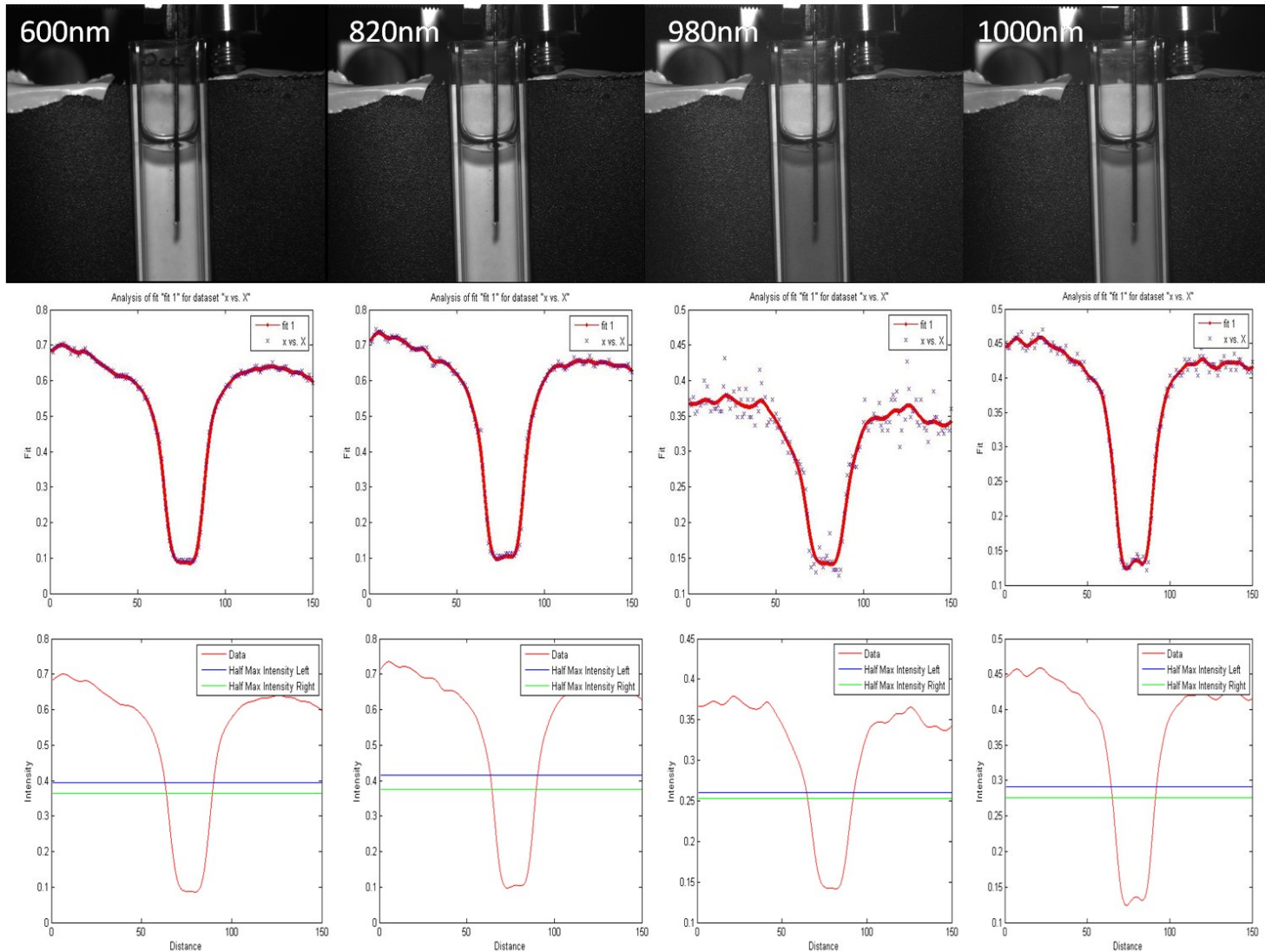


Figure 5-4 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm, 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει μόνο νερό

5.3 Διάλυμα με 300ml νερό και 2 ml γάλα

- Όταν η ακίδα απέχει 0mm από το μπουκαλάκι (εφάπτεται στην πλευρά)

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.04	95.6%	440nm	23.75	23.40	23.57	0.11	0.20	0.10
0.10	98.3%	540nm	23.65	23.20	23.43	0.17	0.16	0.16
0.05	97.1%	600nm	23.70	23.40	23.55	0.11	0.09	0.10
0.08	97.7%	820nm	23.80	23.05	23.43	0.20	0.18	0.19
0.07	74.4%	980nm	25.05	22.20	23.63	0.11	0.09	0.10
0.02	92.5%	1000nm	24.50	22.80	23.65	0.11	0.09	0.10

Table 5-3 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 0mm

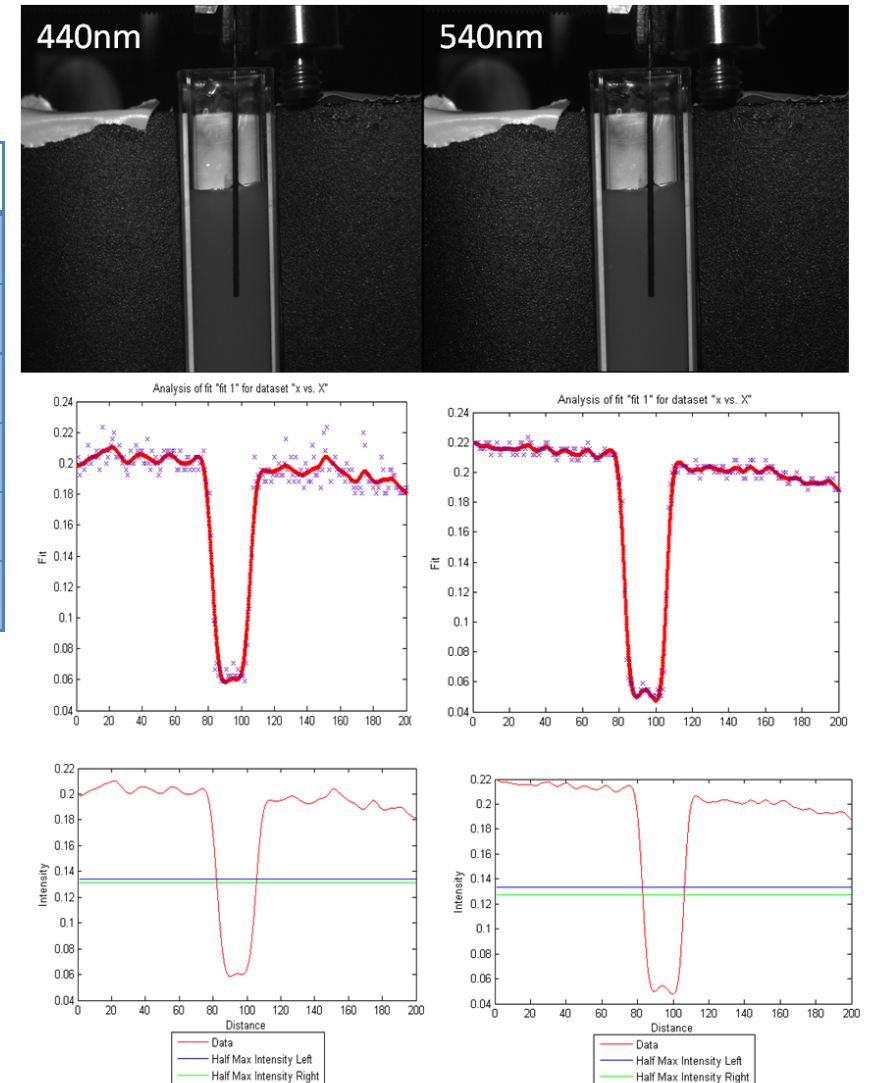


Figure 5-5 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 0mm

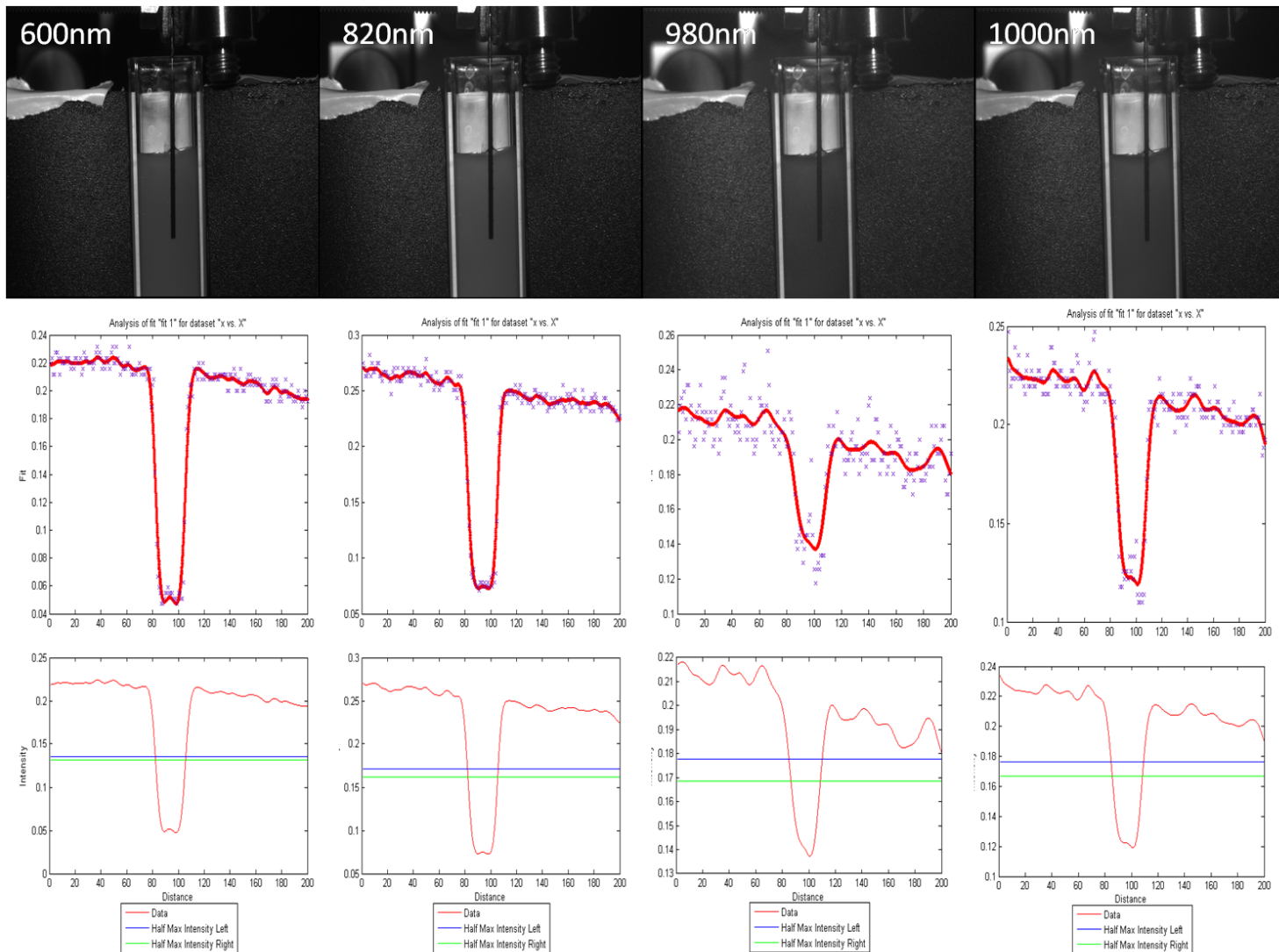


Figure 5-6 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 0mm

- Όταν η ακίδα απέχει 2mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.0071	94.9%	440nm	27.05	26.65	26.85	0.10	0.08	0.09
0.08	98.2%	540nm	24.65	23.30	23.97	0.13	0.11	0.12
0.08	99.1%	600nm	24.50	23.30	23.90	0.14	0.13	0.13
0.05	98.3%	820nm	24.15	22.65	23.40	0.17	0.14	0.15
0.0027	68.9%	980nm	31.90	26.95	29.42	0.07	0.06	0.06
0.019	92.7%	1000nm	24.60	22.50	23.55	0.10	0.08	0.09

Table 5-4 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 2mm

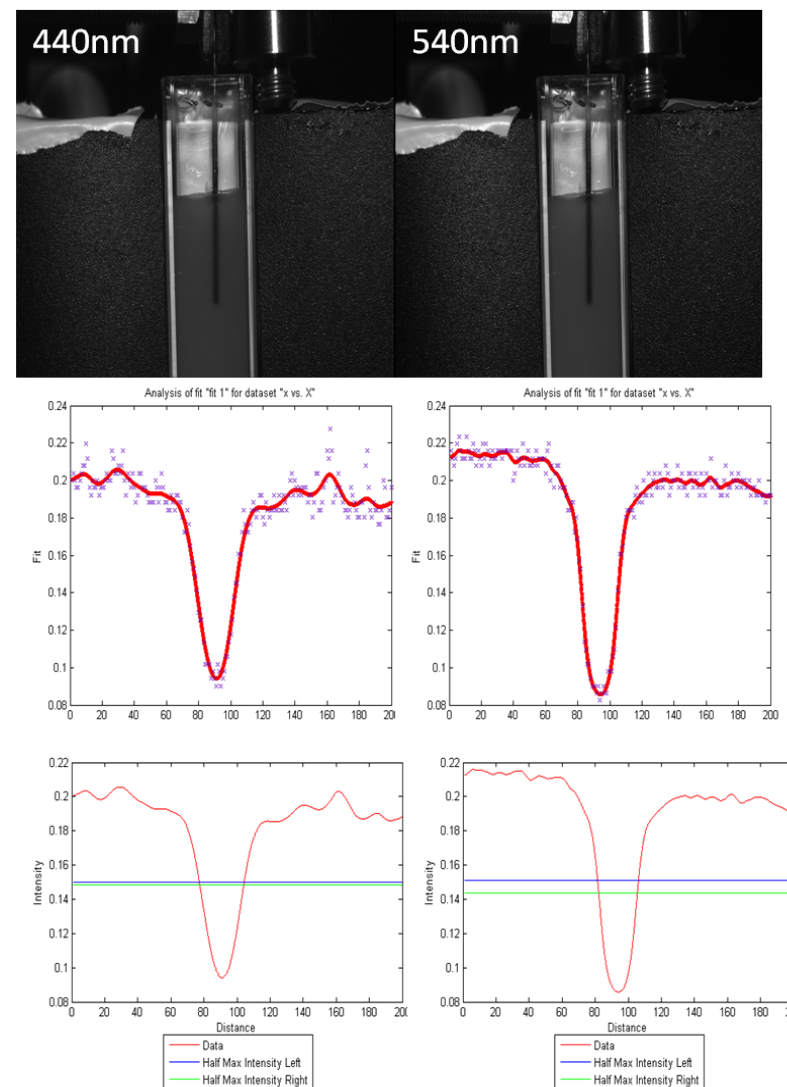


Figure 5-7 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 2mm

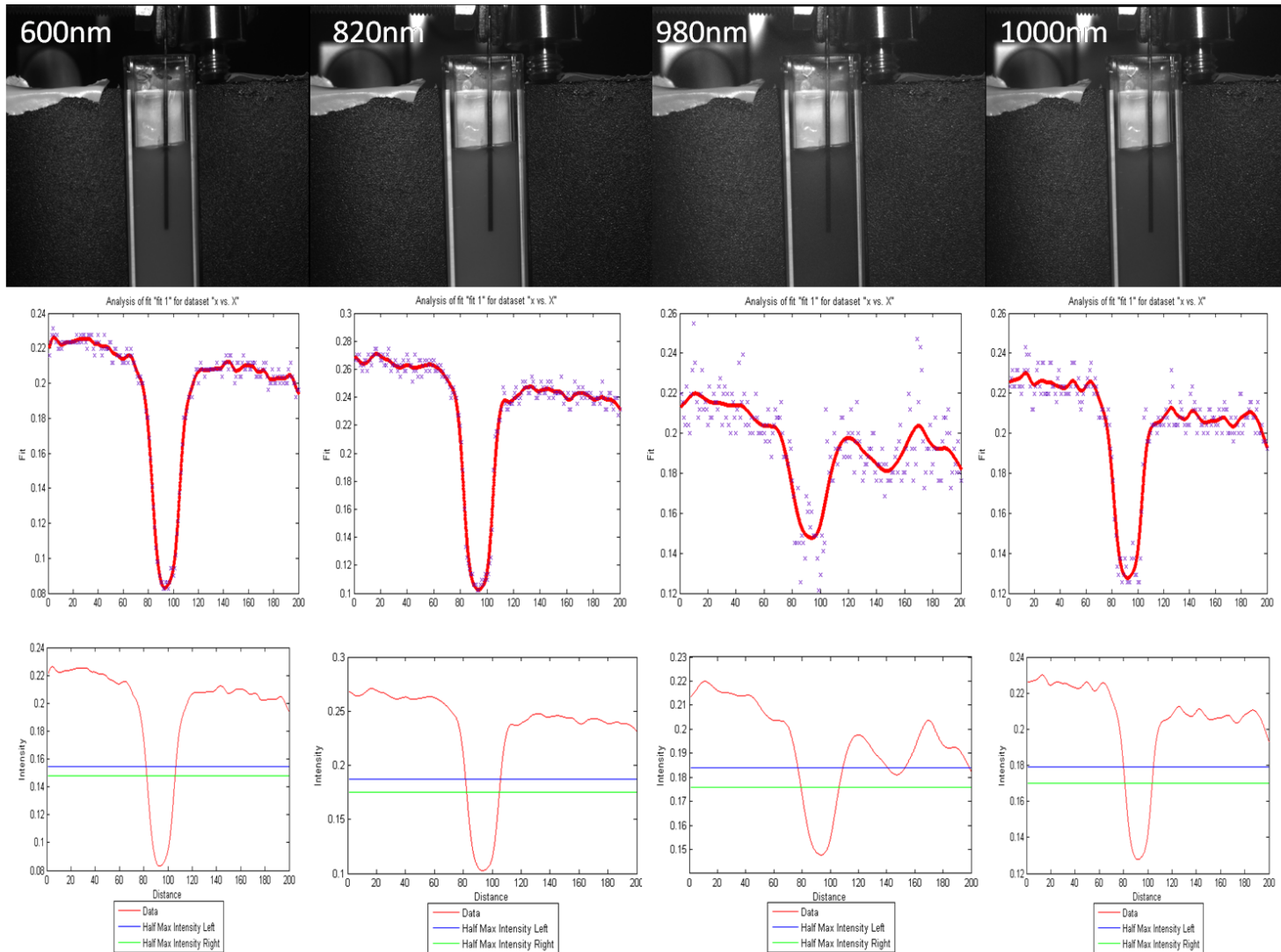


Figure 5-8 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 2mm

- Όταν η ακίδα απέχει 5mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.0071	85.9%	440nm	58.85	31.65	45.25	0.08	0.04	0.06
0.012	95.3%	540nm	44.55	35.60	40.05	0.07	0.05	0.06
0.05	95.6%	600nm	37.90	28.50	33.20	0.08	0.06	0.07
0.012	96.9%	820nm	30.35	26.05	28.20	0.12	0.10	0.11
0.0016	57.8%	980nm	53.15	28.90	41.01	0.06	0.03	0.04
0.007	85.9%	1000nm	28.10	25.75	26.92	0.08	0.07	0.07

Table 5-5 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 5mm

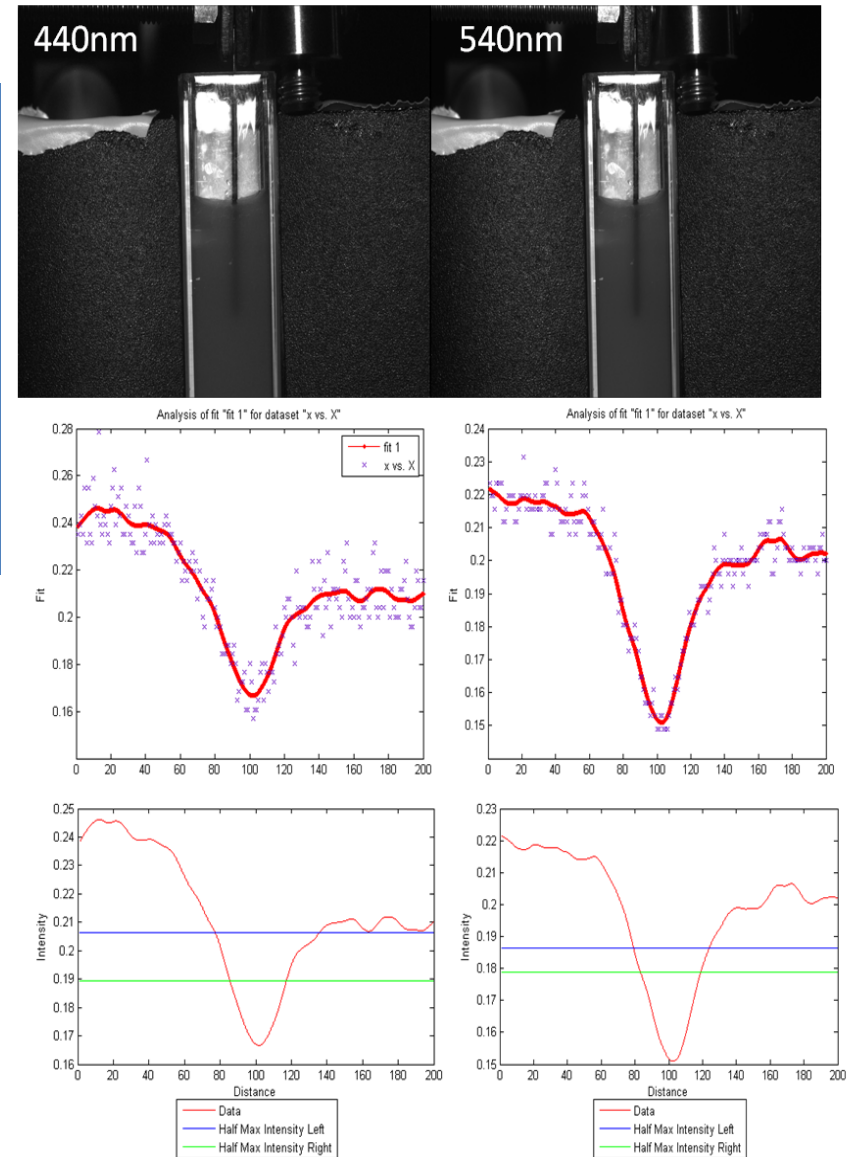


Figure 5-9 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 5mm

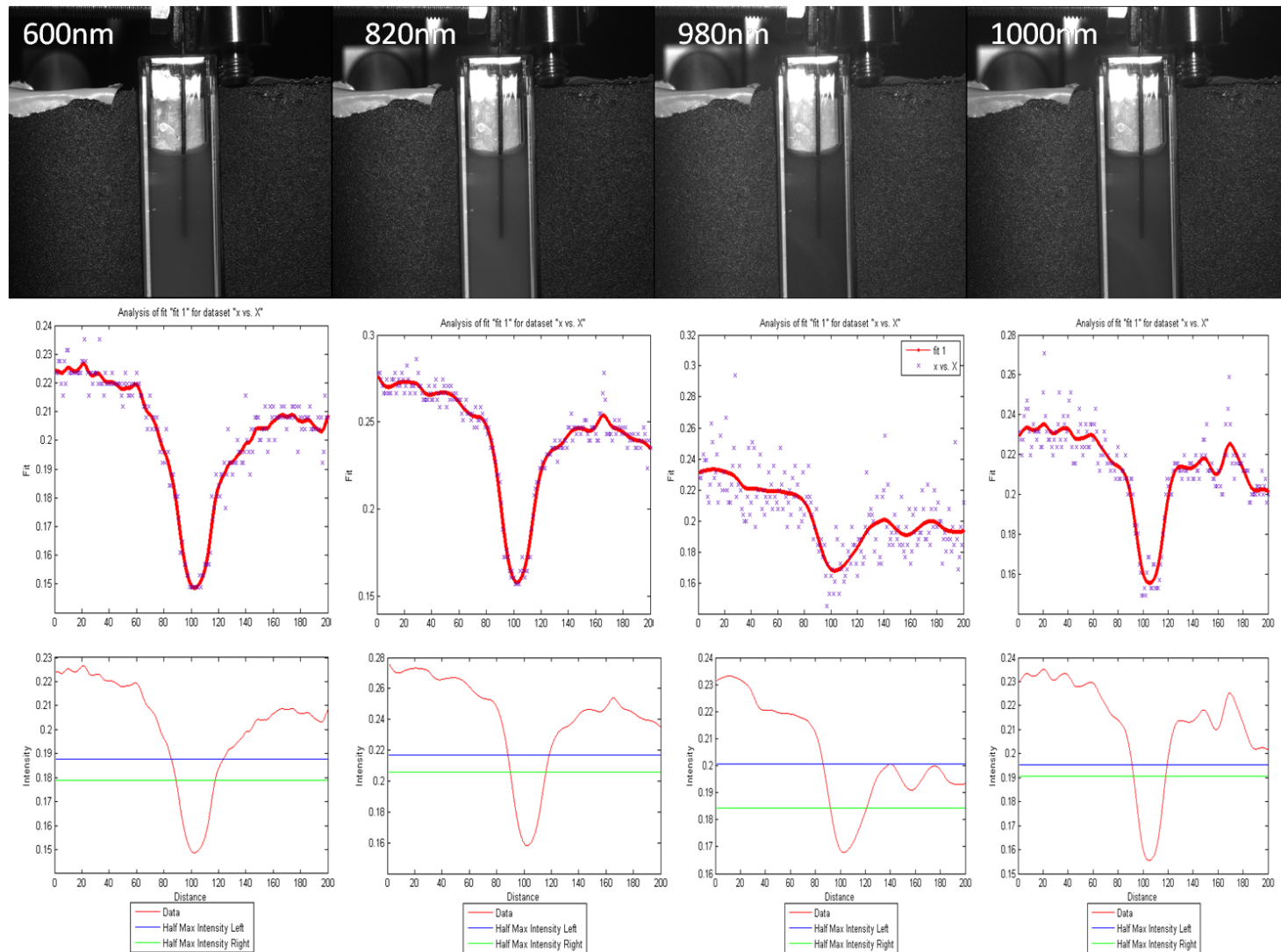


Figure 5-10 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 2ml γάλα σε απόσταση 5mm

5.4 Διάλυμα με 300ml νερό και 10ml γάλα

- Όταν η ακίδα απέχει 0mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.05	98.1%	440nm	23.80	22.70	23.25	0.19	0.17	0.18
0.12	99.4%	540nm	23.15	22.45	22.80	0.21	0.20	0.20
0.18	99.2%	600nm	23.10	22.45	22.77	0.21	0.20	0.20
0.12	98.9%	820nm	22.95	22.30	22.65	0.19	0.18	0.19
0.033	75.1%	980nm	25.60	24.70	25.15	0.08	0.07	0.08
0.031	95.5%	1000nm	24.25	22.95	23.60	0.10	0.09	0.10

Table 5-6 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 0mm

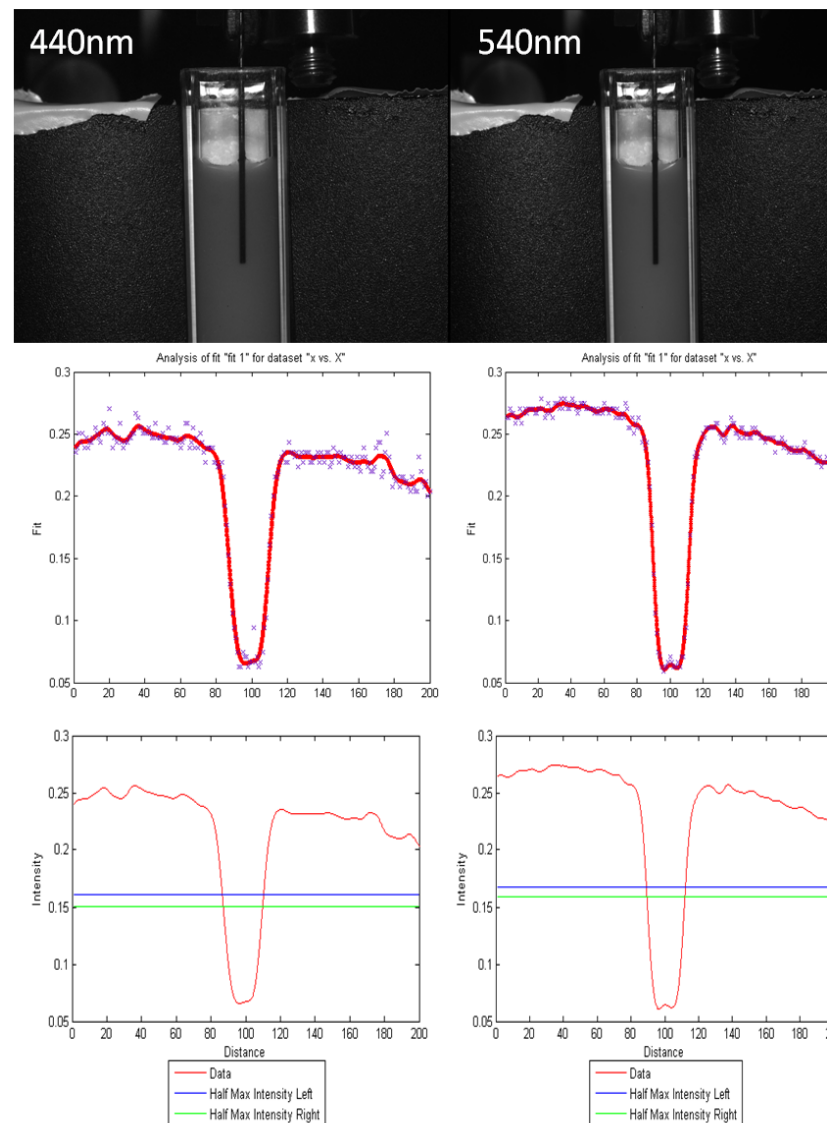


Figure 5-11 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 0mm

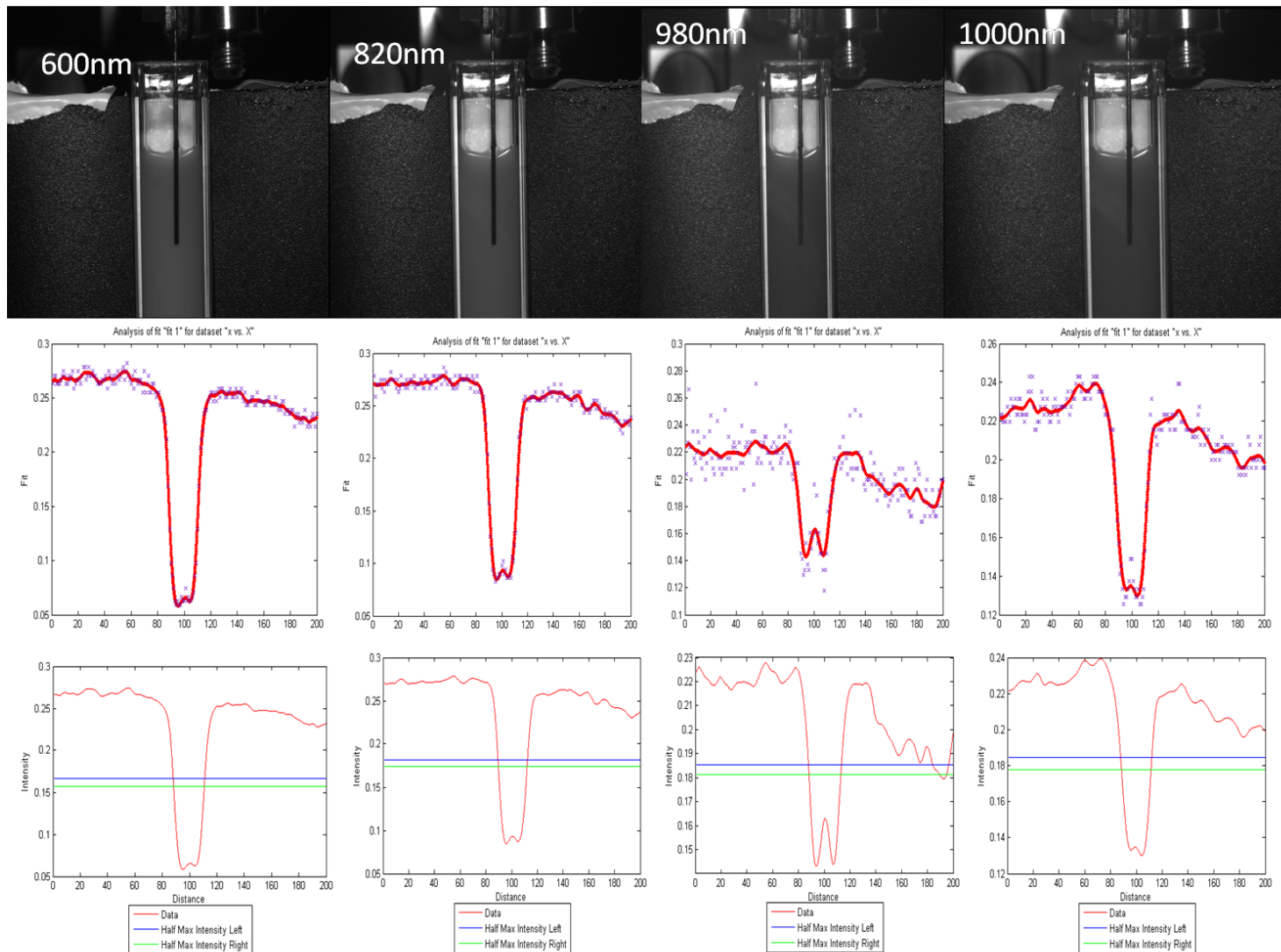


Figure 5-12 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 0mm

- Όταν η ακίδα απέχει 1mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.02	89.2%	440nm	58.95	36.55	47.75	0.06	0.04	0.05
0.031	97.6%	540nm	43.90	31.50	37.70	0.08	0.05	0.07
0.05	97.8%	600nm	39.90	29.70	34.80	0.09	0.06	0.08
0.05	98.1%	820nm	33.90	29.10	31.50	0.09	0.07	0.08
0.0043	80.2%	980nm	37.10	28.10	32.60	0.08	0.05	0.07
0.0016	86.0%	1000nm	32.50	28.85	30.68	0.05	0.05	0.05

Table 5-7 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm

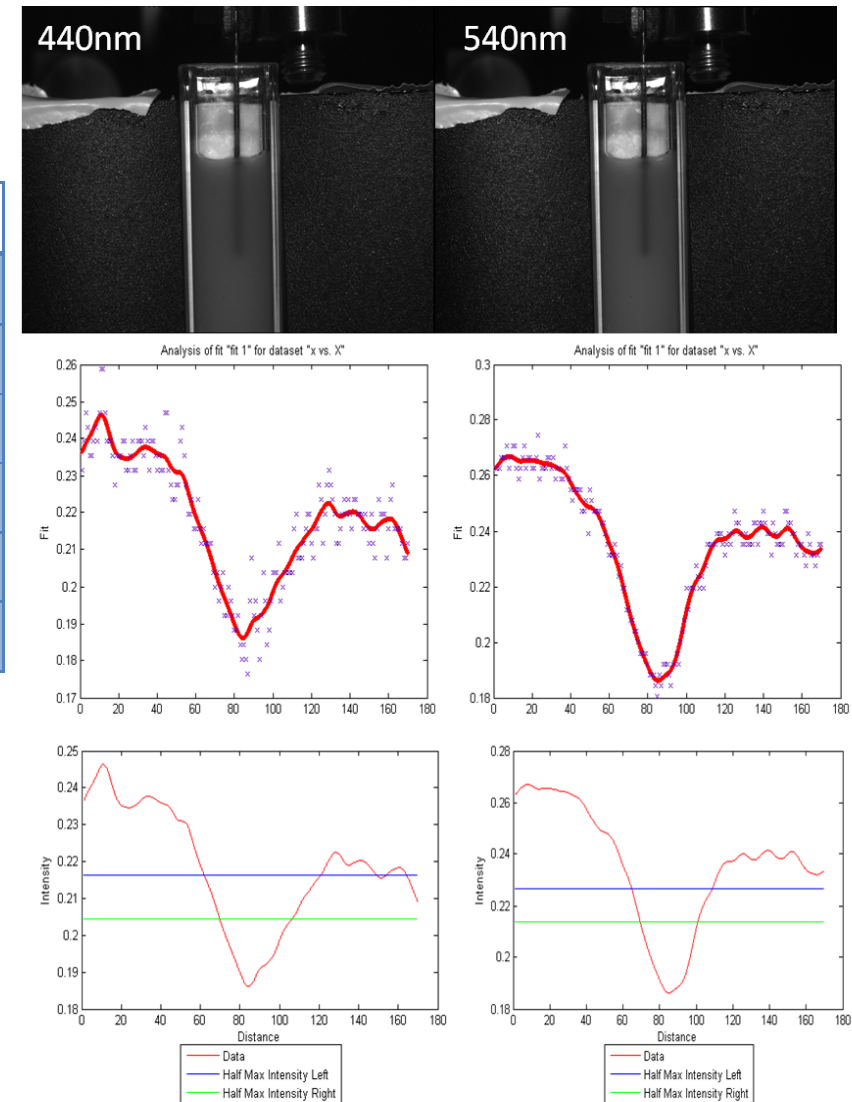


Figure 5-13 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm

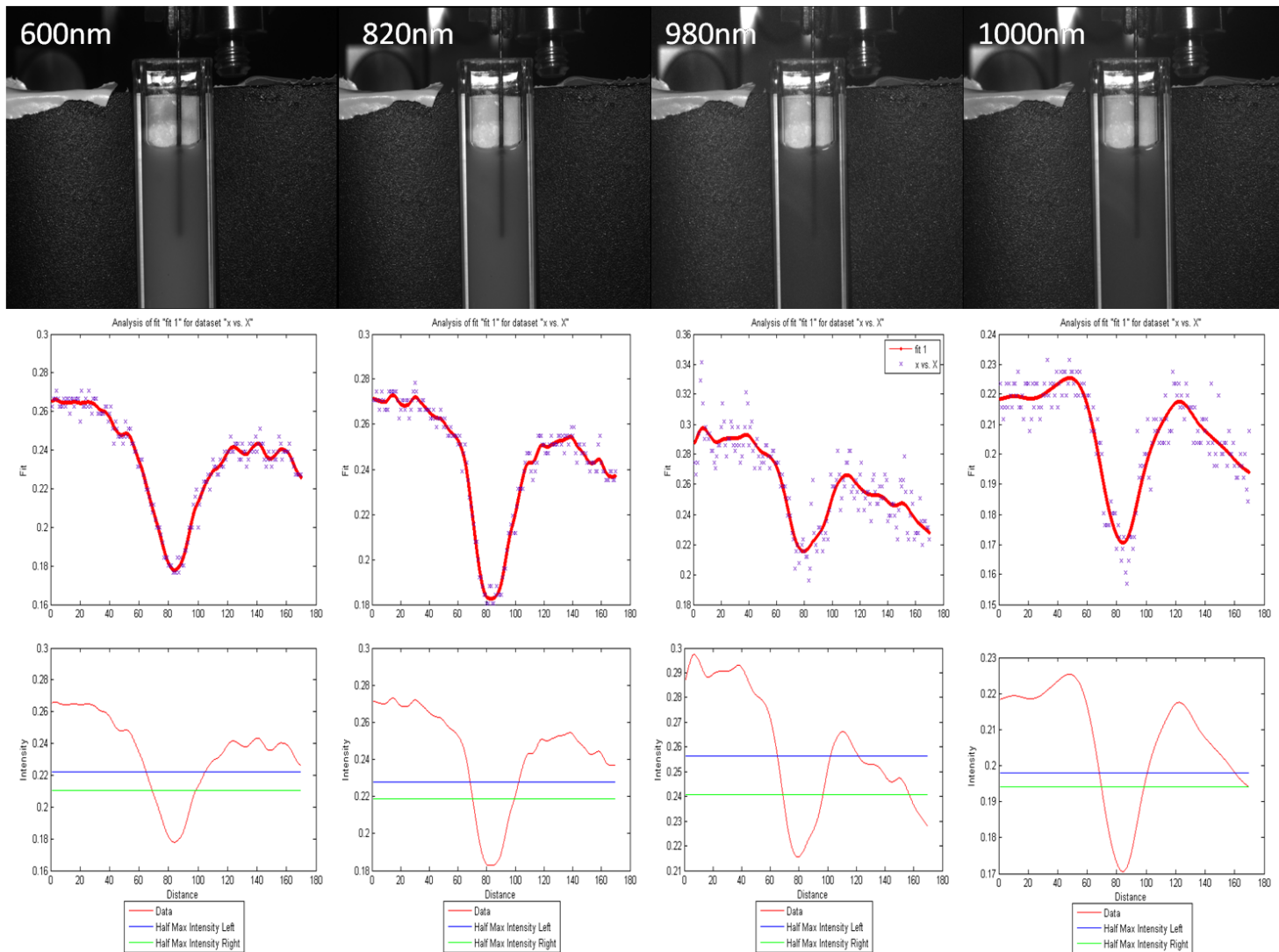


Figure 5-14 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm

- Όταν η ακίδα απέχει 2mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
-	-	440nm	-	-	-	-	-	-
0.0071	90.5%	540nm	72.05	31.50	51.77	0.03	0.01	0.02
0.0026	90.9%	600nm	69.75	36.60	53.17	0.04	0.02	0.03
0.012	92.9%	820nm	49.50	32.25	40.87	0.05	0.03	0.04
0.0016	72.6%	980nm	63.35	28.45	45.90	0.09	0.04	0.07
0.0027	44.5%	1000nm	31.25	29.30	30.27	0.02	0.02	0.02

Table 5-8 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 1mm

Σε όσα σημεία ο πίνακας είναι κενός σημαίνει

οτι το δείγμα ήταν τέτοιο ώστε δεν μπορέσαμε να υπολογίσουμε

τα αντίστοιχα μεγέθη

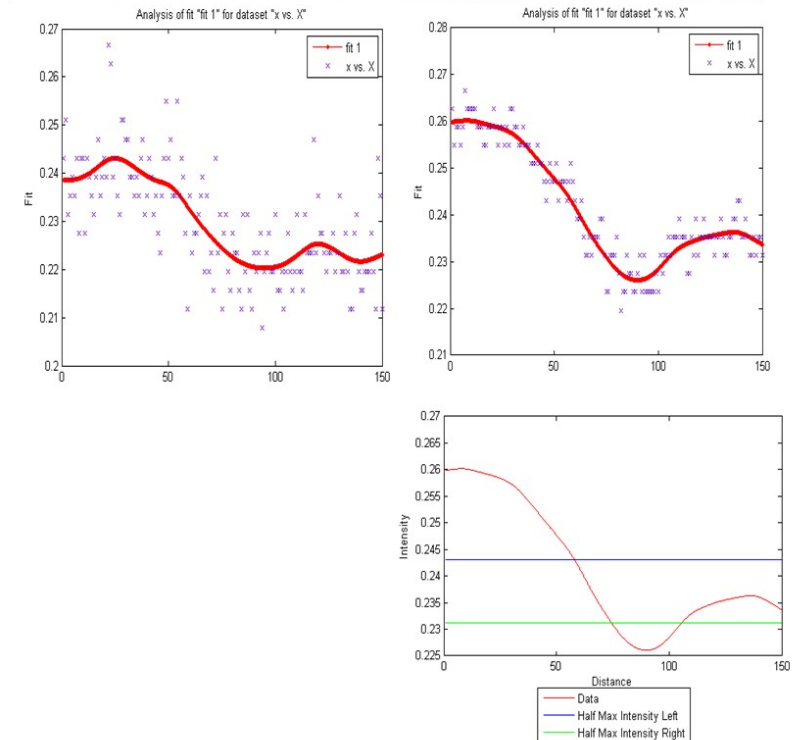
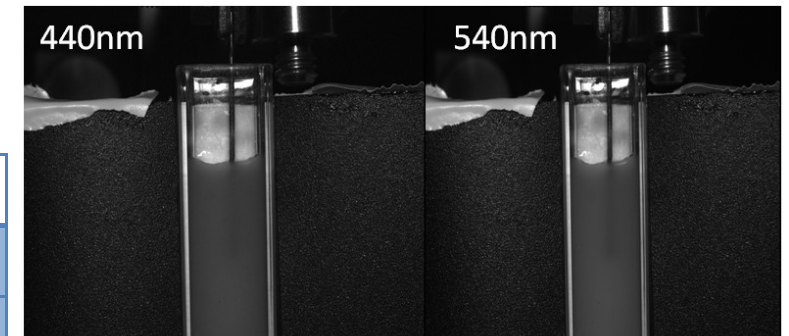


Figure 5-15 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 2mm

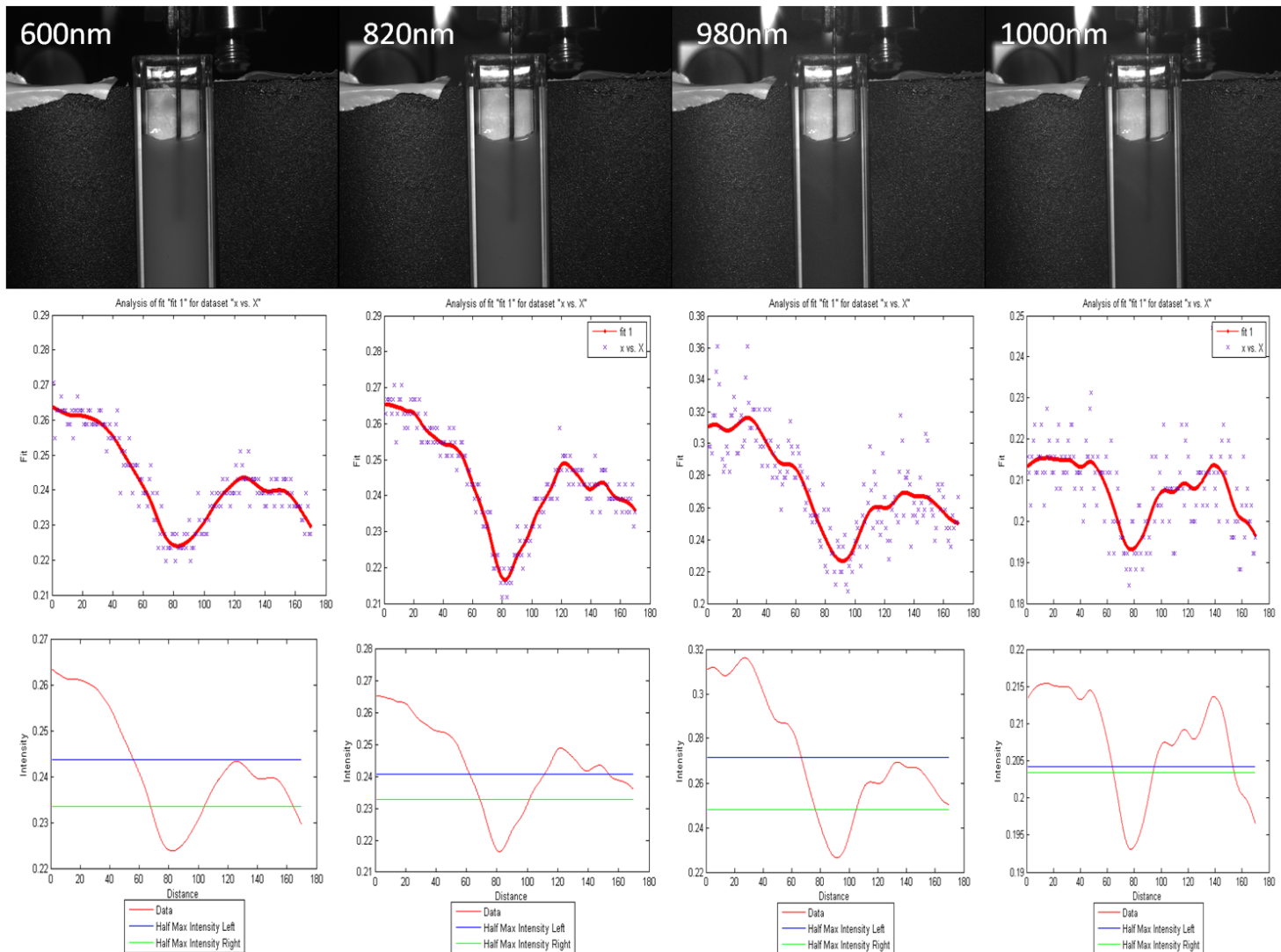


Figure 5-16 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 2mm

- Όταν η ακίδα απέχει 3mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
-	-	440nm	-	-	-	-	-	-
-	-	540nm	-	-	-	-	-	-
-	-	600nm	-	-	-	-	-	-
0.0016	89.0%	820nm	73.80	34.70	54.25	0.04	0.01	0.02
-	-	980nm	-	-	-	-	-	-
0.001	59.5%	1000nm	81.95	22.25	52.10	0.04	0.01	0.02

Table 5-9 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 3mm

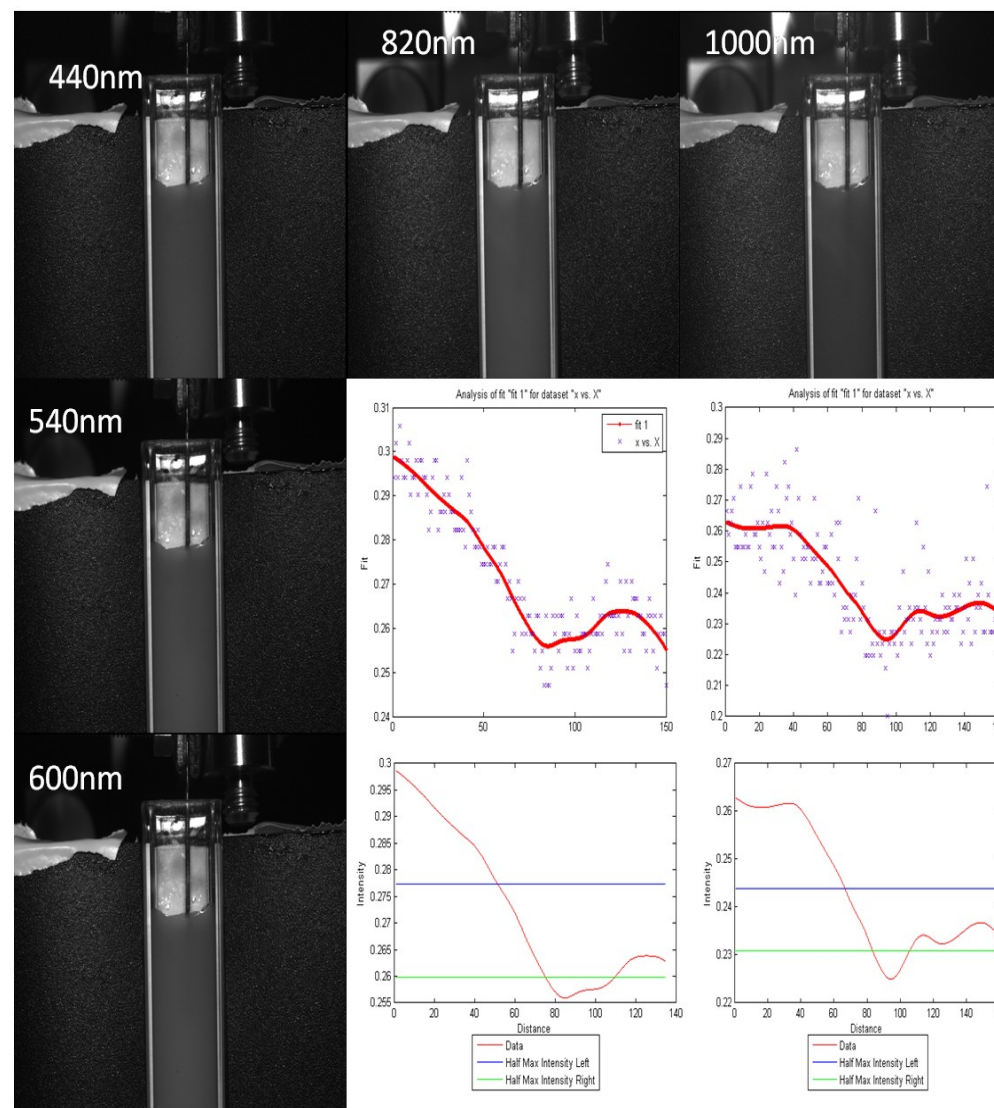


Figure 5-17 Απεικόνιση δεδομένων για όλα τα μήκη κύματος, όταν το διάλυμα περιέχει 10ml γάλα σε απόσταση 3mm

5.5 Διάλυμα με 300ml νερό και 20ml γάλα

- Όταν η ακίδα απέχει 0mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.12	99.1%	440nm	24.55	23.55	24.05	0.21	0.19	0.20
0.13	99.5%	540nm	23.30	22.80	23.05	0.24	0.23	0.23
0.08	99.5%	600nm	23.55	23.00	23.27	0.25	0.24	0.24
0.12	99.2%	820nm	23.45	22.55	23.00	0.24	0.21	0.22
0.0043	86.7%	980nm	28.05	24.20	26.12	0.12	0.10	0.11
0.05	95.5%	1000nm	24.95	23.65	24.30	0.14	0.12	0.13

Table 5-10 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 0mm

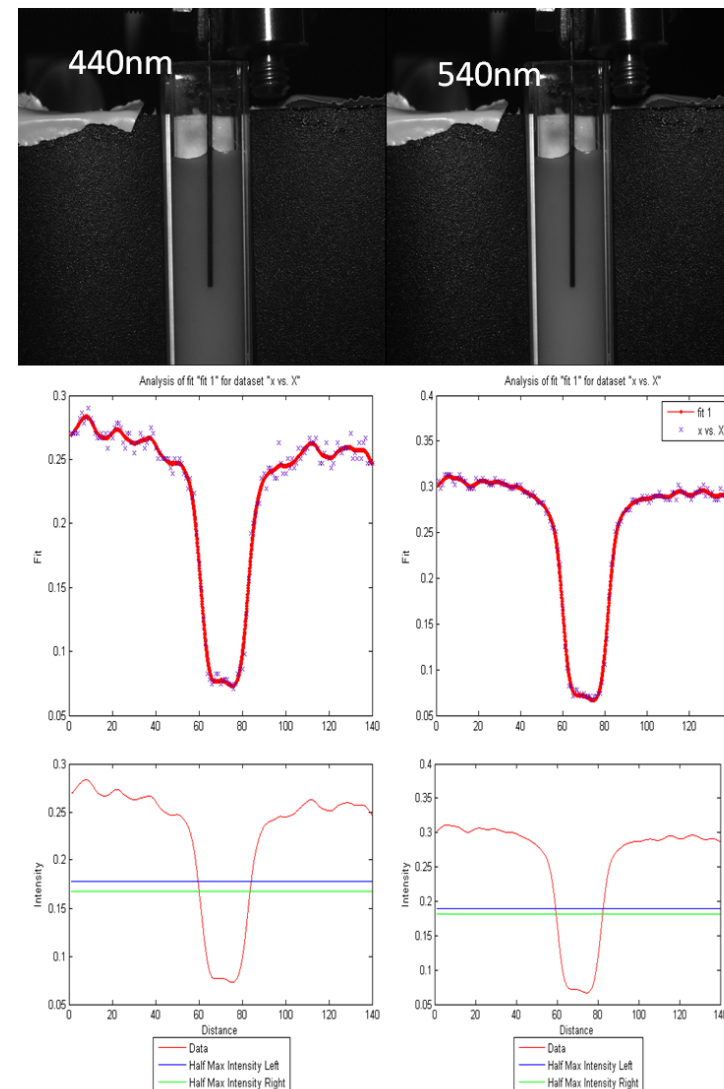


Figure 5-18 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 0mm

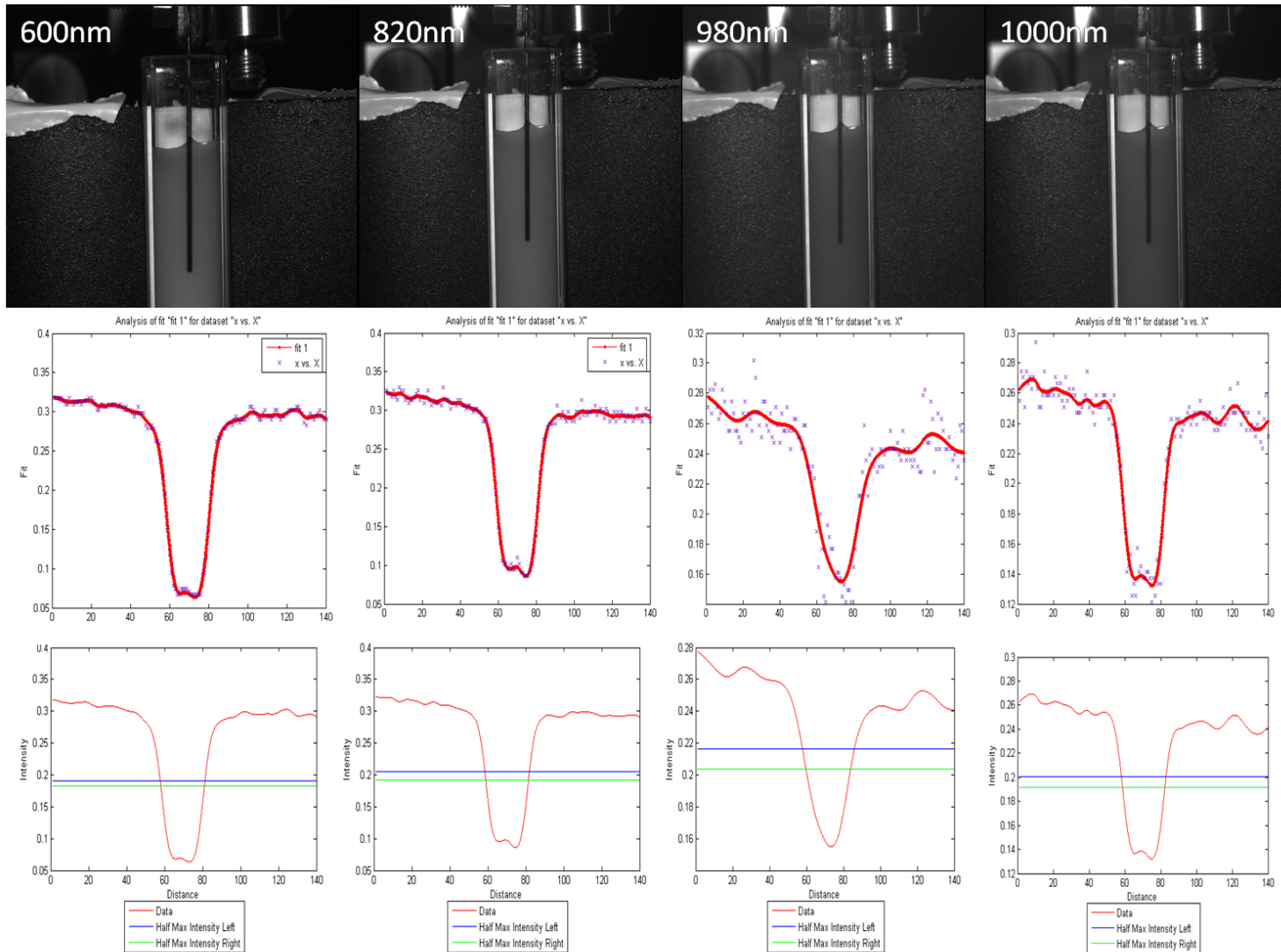


Figure 5-19 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 0mm

- Όταν η ακίδα απέχει 1mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
0.0026	83,3%	440nm	63.15	39.25	63.57	0.06	0.04	0.05
0.019	98,2%	540nm	45.5	35.50	40.50	0.09	0.06	0.07
0.08	98,5%	600nm	43.00	35.85	39.42	0.09	0.07	0.08
0.05	97,6%	820nm	34.85	26.75	30.80	0.11	0.08	0.09
0.0026	52,6%	980nm	74.10	28.60	51.35	0.07	0.04	0.05
0.031	81,7%	1000nm	35.30	28.85	32.07	0.07	0.04	0.05

Table 5-11 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 1mm

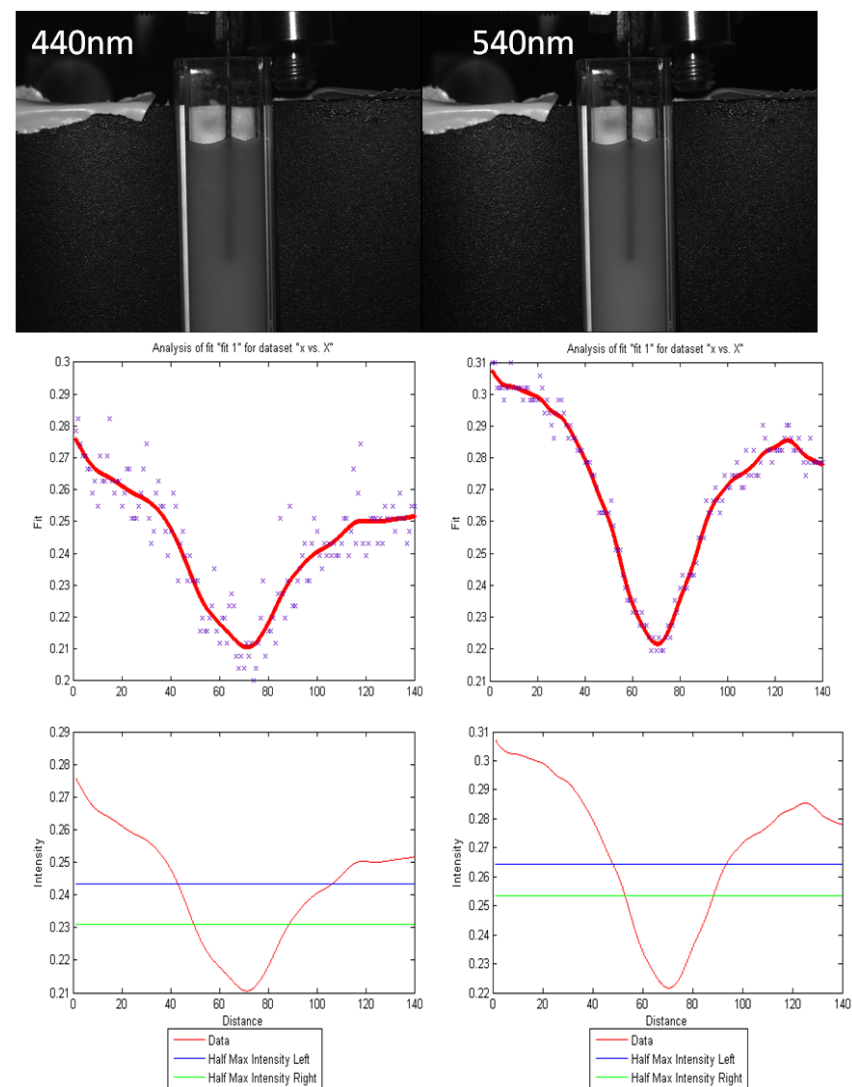


Figure 5-20 Απεικόνιση δεδομένων για 440nm και 540nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 1mm

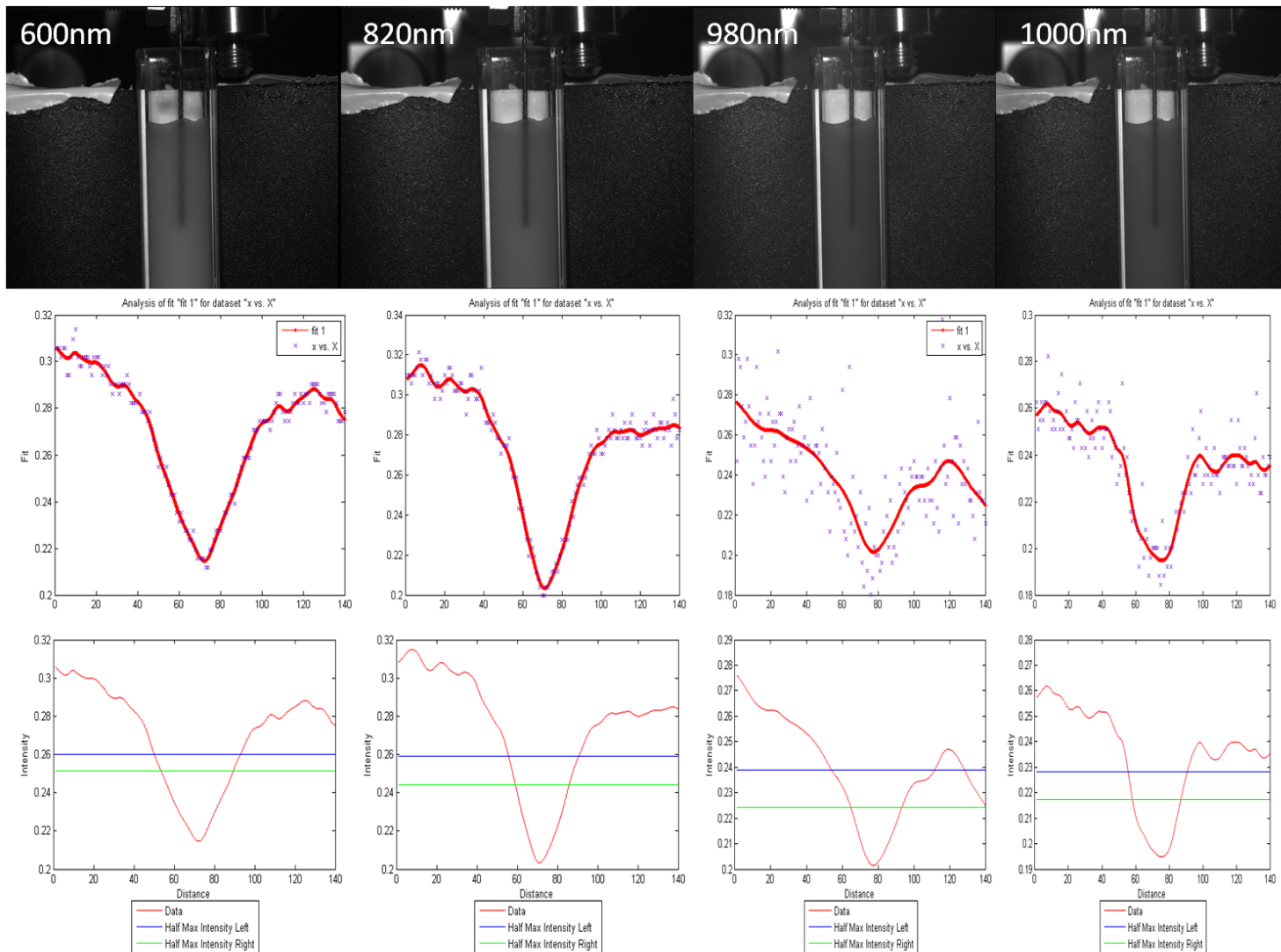


Figure 5-21 Απεικόνιση δεδομένων για 600nm, 820nm, 980nm και 1000nm όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 1mm

- Όταν η ακίδα απέχει 2mm από το μπουκαλάκι

Specify	Accuracy	Wavelength	Width (mm)			Height (mm)		
-	-	440nm						
-	-	540nm						
-	-	600nm						
0.0043	83.1%	820nm	76.70	35.50	56.10	0.04	0.01	0.02
-	-	980nm						
0.00022	56.3%	1000nm	63.85	24.65	44.25			

Table 5-12 Πίνακας δεδομένων όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 2mm

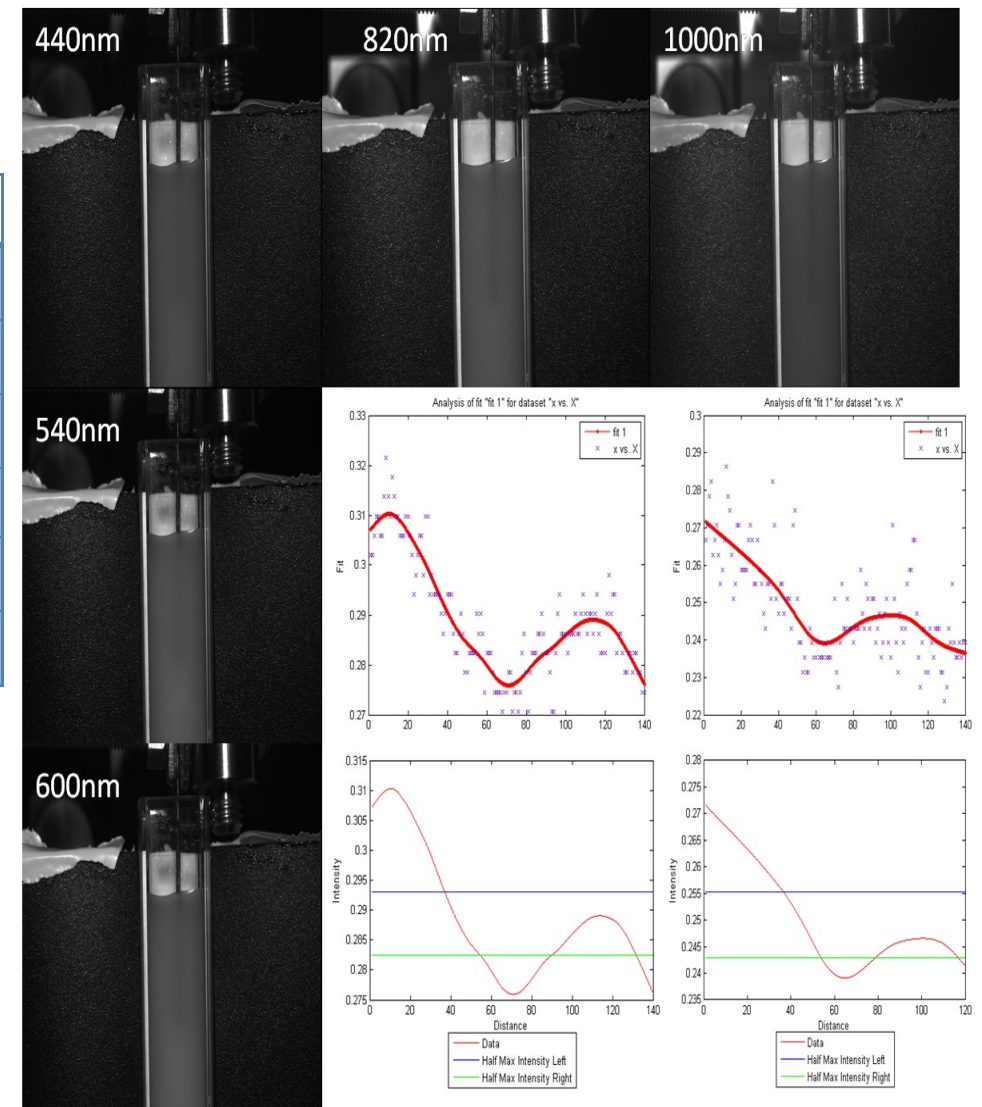


Figure 5-22 Απεικόνιση δεδομένων για όλα τα μήκη κύματος, όταν το διάλυμα περιέχει 20ml γάλα σε απόσταση 2mm

Όπως παρατηρούμε απο τις παραπάνω γραφικές παραστάσεις, η μορφή των πειραματικών μας δεδομένων μοιάζει με Gaussian κατανομή ή διαφορετικά σε δύο εκθετικές κατανομές, μία φθίνουσα και μία αύξουσα. Η συμπεριφορά αυτή οφείλεται στην παρουσία της ακίδας στο διάλυμα. Σε κάθε σημείο του διαλύματος, η ανακλώμενη ένταση προκύπτει απο τον εξής τύπος:

$$L = L_0 e^{-z \cdot \mu_t}$$

Όπου L_0 είναι η αρχική προσπίπουσα ένταση της ακτινοβολίας στο δείγμα, z είναι η απόσταση που θα διανύσει η ακτινοβολία μέσα στο δείγμα και μ_t είναι ο συντελεστής εξάλειψης που ισούται με τον άθροισμα των συντελεστών σκέδασης και απορρόφησης, δηλαδή $\mu_t = \mu_a + \mu_s$. Όπως καταλαβαίνουμε οι πλαινές περιοχές της ακίδας απορροφούν όσο το νερό και το γάλα ενώ η μεσαία περιοχή εμφανίζει επιπλέον την μεγάλη απορρόφηση που προκαλεί η μαύρη ακίδα. Έτσι παρατηρώντας την εικόνα με το διάλυμα μας απο αριστερά προς τα δεξιά μπορούμε να πούμε οτι προχωράμε απο ένα σημείο με μικρή απορρόφηση σε ένα άλλο με μεγαλύτερη και μετά περνάμε κα παλί σε ένα με μικρή. Αυτό το γεγονός μας δίνει αντίστοιχα μεγάλη ένταση, η οποία στην συνέχεια μειώνεται εκθετικά και μετά αυξάνεται και πάλι.

Σκοπός μας είναι να μπορέσουμε να πάρουμε απεικονιστική πληροφορία απο όσο το δυνατόν βαθύτερα. Αυτό για τα πειράματα μας σημαίνει να μπορούμε να βλέπουμε την ακίδα όσο το δυνατόν καλύτερα και σε όσο το δυνατόν μεγαλύτερη απόσταση. Ο ένας παράγοντας που μας αλλοιώνει το επιθυμητό αποτέλεσμα είναι το φαινόμενο της απορρόφησης στα διαλύματα μας, με το οποίο θα ασχοληθούμε πρώτα. Τα στοιχεία που απορροφούν όπως προαναφέραμε είναι το νερό και το γάλα. Τα διαγράμματα απορρόφησης για τα δύο στοιχεία σε συνάρτηση με το μήκος κύματος είναι τα εξής:

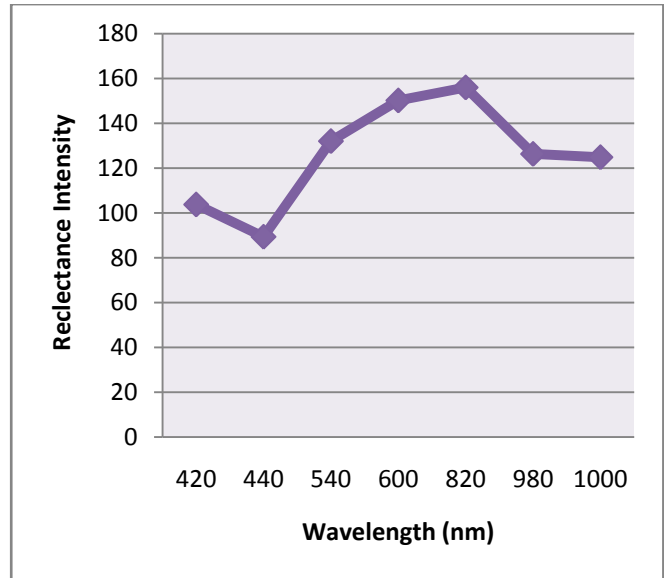
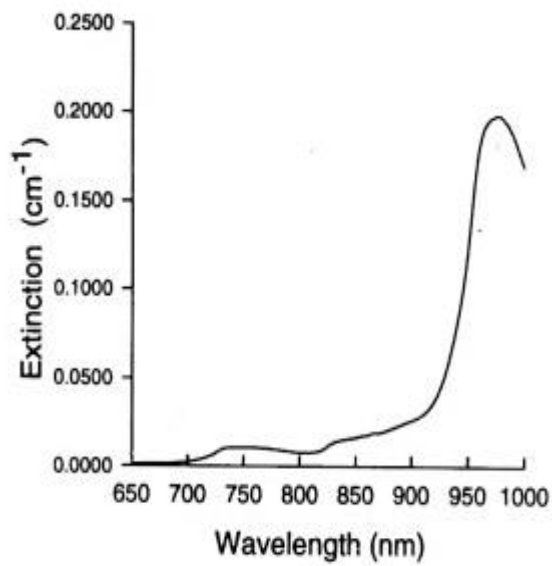


Figure 5-23 Φάσματα απορρόφησης για το νερό (αριστερά) και το γάλα(δεξιά)

αντίστοιχα

Αν παρατηρήσουμε τις καμπύλες των δύο στοιχείων μπορούμε να εντοπίσουμε το οπτικό μας παράθυρο όπου και τα δύο στοιχεία σημειώνουν ταυτόχρονα μικρή απορρόφηση. Συγκεκριμένα τα μήκη κύματος είναι τα 600nm και τα 820nm. Αντίθετα την μέγιστη απορρόφηση την παρουσιάζουν και τα δύο στοιχεία στα 980nm. Μία πολύ ενδιαφέρουσα παρατήρηση είναι οι διακυμάνσεις του ύψους των καμπυλών (Height) του νερού σε συνάρτηση με το μήκος κύματος.

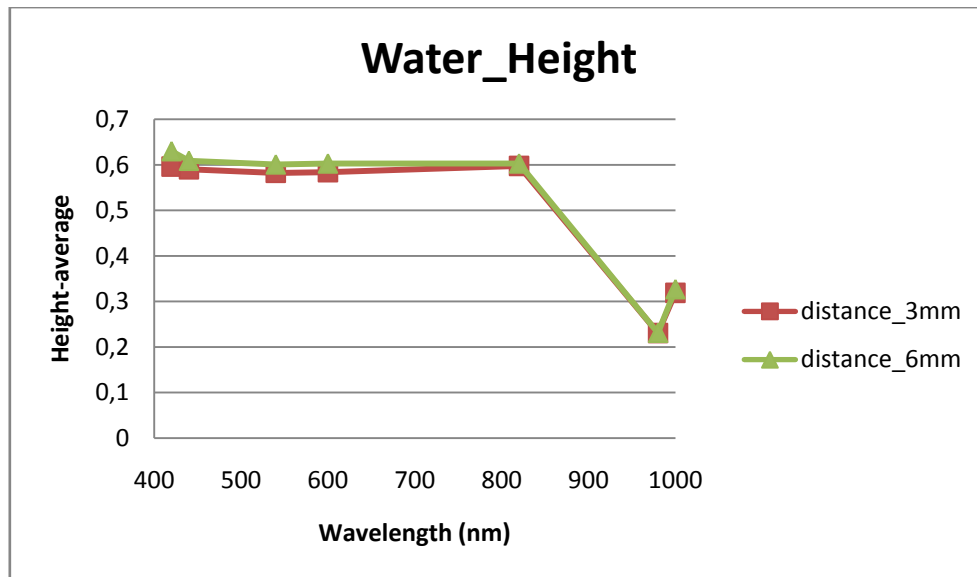


Figure 5-24 Διακύμανση ύψους για το νερό

Όπως προκύπτει από το παραπάνω διάγραμμα το ύψος παρουσιάζει ακριβώς την αντίστροφη σχέση από την απορρόφηση του νερού, ανεξάρτητα την απόσταση στην οποία βρίσκεται η ακίδα. Αναλυτικότερα, διατηρεί μια σταθερή τιμή μέχρι τα 820nm, στην συνέχεια μειώνεται έως τα 980nm που εμφανίζει την ελάχιστη τιμή και τέλος εμφανίζει μια μικρή αύξηση στα 1000nm. Πιστοποιείται λοιπόν και από αυτό το διάγραμμα ότι τα μήκη κύματος με την μικρότερη απορρόφηση για το νερό είναι μέχρι τα 820nm. Έχοντας καταλήξει ποιά είναι τα πιο ικανοποιητικά μήκη κύματος από άποψη απορρόφησης, θα μελετήσουμε το φαινόμενο της σκέδασης σε συνάρτηση με το μήκος κύματος. Και σε αυτήν την περίπτωση θέλουμε να καταλήξουμε σε ποιά μήκη κύματος τα στοιχεία μας εμφανίζουν την ελάχιστη πολλαπλή σκέδαση. Για να αποφανθούμε για την σκέδαση πρέπει να μελετήσουμε τις διακυμάνσεις του FWHM με την αλλαγή του μήκους κύματος. Συγκεκριμένα θα παρουσιάσουμε για την ίδια απόσταση της ακίδας (1mm) και για διαφορετικές συγκεντρώσεις τις αλλαγές του FWHM σε σχέση με το μήκος κύματος.

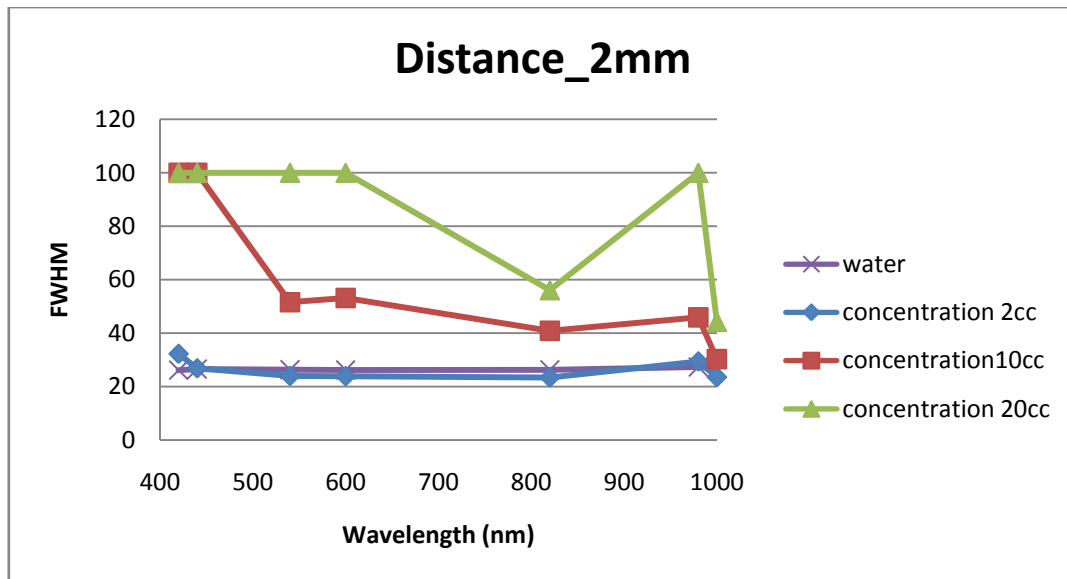


Figure 5-25 Διακυμάνσεις FWHM σε συνάρτηση με το μήκος κύματος

Όπως φαίνεται απο το παραπάνω διάγραμμα, το νερό δεν παρουσιάζει καμία αλλαγή στο FWHM ανεξάρτητα το μήκος κύματος. Αντίθετα στα υπόλοιπα διαλύματα παρατηρούνται διακυμάνσεις οι οποίες ποικίλουν ανάλογα το μήκος κύματος αλλά και την συγκέντρωση του γάλακτος. Συγκεκριμένα στο διάλυμα με την μεγαλύτερη συγκέντρωση σκεδαστών έχουμε πολύ μεγάλη αύξηση του FWHM για τα μήκη κύματος απο 420nm έως 600nm καθώς και στα 980nm ενώ η μικρότερη σκέδαση παρατηρείται στα 820nm. Τα μήκη αυτά ισχύουν και για τα υπόλοιπα διαλύματα απλά σε μικρότερη κλίμακα. Η συμπεριφορά αυτή ισχύει και για τις υπόλοιπες αποστάσεις της ακίδας.

Έχοντας καταλήξει οτι τα μήκη κύματος με την μικρότερη απορρόφηση είναι τα 600nm και τα 820nm ενώ η μικρότερη σκέδαση παρατηρείται στα 820nm καταλήγουμε οτι το καλύτερο μήκος κύματος που θα μας αποφέρει την απεικονιστική πληροφορία που θέλουμε απο το μεγαλύτερο βάθος είναι τα 820nm .

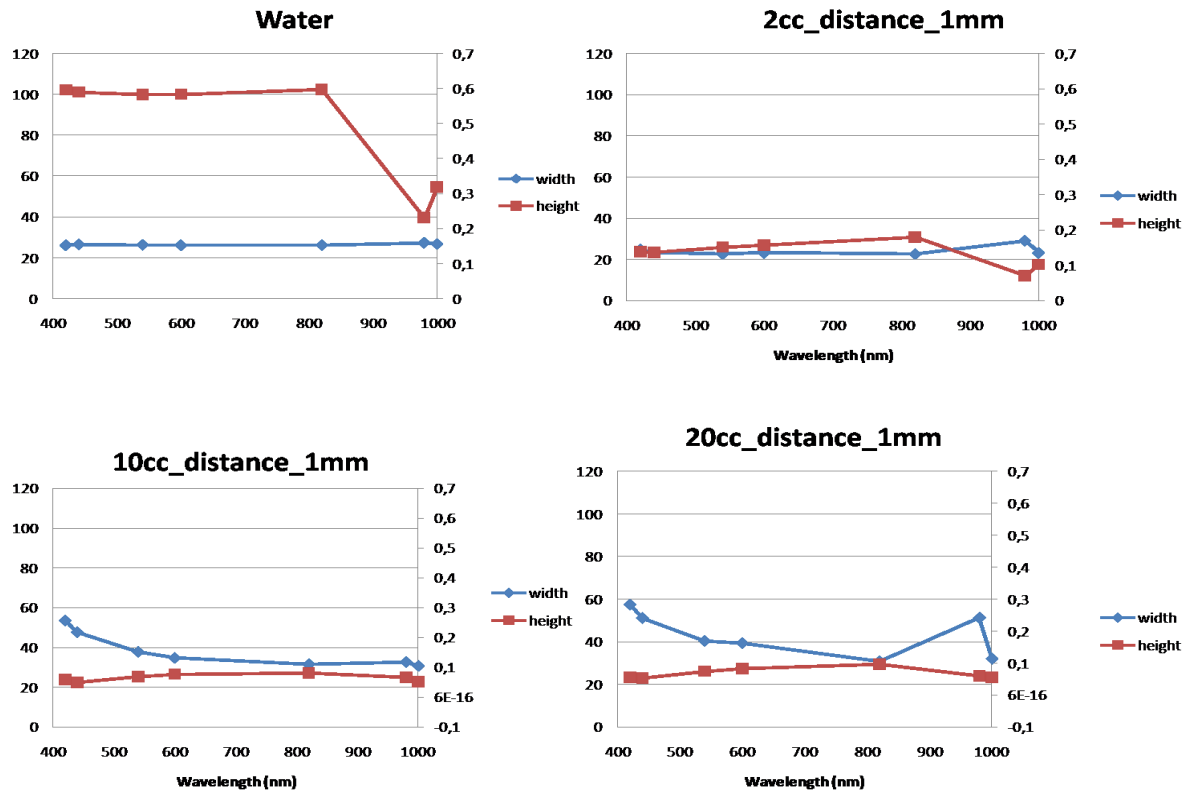


Figure 5-26 Διακυμάνσεις FWHM σε σχέση με το μήκος κύματος για απόσταση 1mm

Έχοντας καταλήξει για το επιθυμητό μήκος κύματος, επόμενος στόχος ήταν να μελετήσουμε την επίδραση της αλλαγής της συγκέντρωσης στο FWHM. Η μελέτη αυτή έγινε θεωρώντας σταθερό το μήκος κύματος που εξετάζουμε όπως και την απόσταση της ακίδας. Όπως καταλαβαίνουμε αυξάνοντας την συγκέντρωση του γάλατος για την ίδια απόσταση της ακίδας είναι ουσιαστικά σαν να προσθέτουμε περισσότερους σκεδαστές.

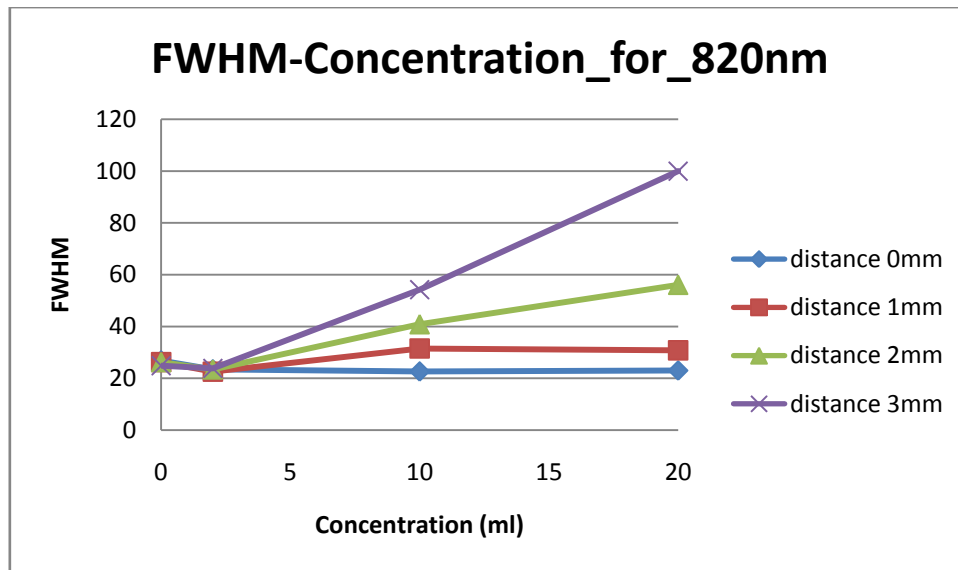


Figure 5-27 Διακυμάνεις FWHM σε συνάρτηση με την συγκέντρωση

Παρατηρώντας το παραπάνω διάγραμμα προκύπτει ότι όσο αυξάνεται η συγκέντρωση του γάλατος τόσο αυξάνεται το FWHM. Εκτός όμως από την αλλαγή της συγκέντρωσης, μας ενδιαφέρει ο τρόπος που επηρεάζει η αλλαγή της απόστασης της ακίδας το FWHM και κατ'επέκταση την ποιότητα της εικόνας μας. Για να καταλήξουμε για την σχέση που ισχύει κρατήσαμε σταθερό και πάλι το μήκος κύματος και την συγκέντρωση του διαλύματος. Τα αποτελέσματά μας είχαν την παρακάτω μορφή:

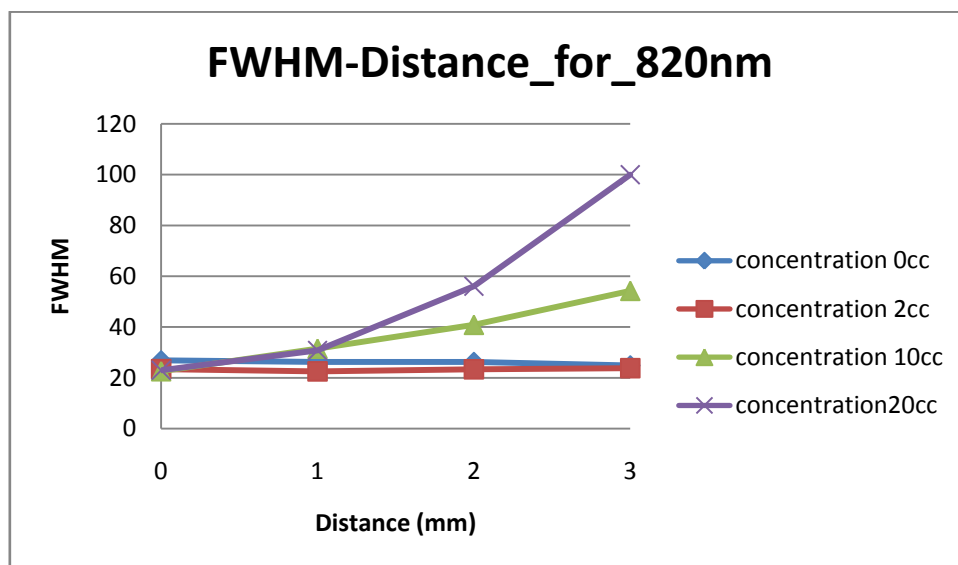


Figure 5-28 Διακυμάνσεις FWHM σε συνάρτηση με την απόσταση

Παρατηρούμε λοιπόν ότι και πάλι το FWHM αυξάνεται καθώς αυξάνεται η απόσταση της ακίδας, απλά αυτήν την φορά η σχέση δεν είναι γραμμική. Ποιοτητά η μορφή της παραπάνω καμπύλης μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι όσο απομακρύνουμε την ακίδα από το μπουκαλάκι τόσο το αποτέλεσμα της εικόνας μας χειροτερεύει. Καταλήγοντας, μπορούμε να πούμε ότι ανάλογα την συγκέντρωση του γάλατος στο διάλυμα έχουμε διαφορετικό άνω όριο απόστασης στην οποία μπορούμε να διακρίνουμε την ακίδα ικανοποιητικά. Για την μεγαλύτερη συγκέντρωση, η μεγαλύτερη απόσταση που μπορέσαμε να επιτύχουμε ήταν τα 2mm.

Απο ολόκληρη την διαδικασία της επεξεργασίας των πειραματικών αποτελεσμάτων προέκυψε ότι το FWHM και το Height αποτελούν πολύ καλά μέτρα προσδιορισμού της σκέδασης και της απορρόφησης που επικρατούν στο διάλυμα. Χρησιμοποιώντας τα λοιπόν καταλήξαμε ότι για μήκος κύματος στα 820nm μπορούμε να δούμε έως και 2mm βαθιά στο πυκνότερο ομοίωμα. Τα αποτελέσματα αυτά θα θέλαμε να τα ταυτοποιήσουμε με πραγματικά δεδομένα, δηλαδή ανθρώπινο ιστό. Έτσι πήραμε εικόνες από ανθρώπινο ιστό για όλα τα μήκη κύματος. Στις εικόνες αυτές παρατηρούμε ότι για τα μήκη κύματος μέχρι τα 540nm παίρνουμε πληροφορία μόνο από τα επιφανειακά στρώματα του δέρματος. Το δείγμα του ιστού φαίνεται πιο σκούρο σε σχέση με τα υπόλοιπα μήκη κύματος λόγω της απορρόφησης της μελανίνης σε εκείνη την φασματική περιοχή. Από τα 600nm και μετά η μελανίνη παύει να απορροφά και αρχίζει να απορροφά ισχυρά η αιμορροφαιρίνη. Γι' αυτόν τον λόγο παύει να υπάρχει η επιφανειακή πληροφορία, η ακτινοβολία διεισδύει βαθύτερα και παράγει εικόνα από τις φλέβες του ποδιού. Στα τελευταία τρία μήκη κύματος αρχίζουμε να διακρίνουμε αρτηρίες οι οποίες δεν φαινότουσαν στην αρχή. Επομένως η ακτινοβολία έχει διαδοθεί ακόμα βαθύτερα. Η υψηλή απορρόφηση του νερού γίνεται εμφανής στην εικόνα των 980nm όπου η εικόνα γίνεται πιο σκούρα αν συγκριθεί με εκείνη στα 1000nm. Από τις λεπτομέρειες που φαίνονται στα

820nm, 980nm και 1000nm μπορούμε να επιβεβαιώσουμε τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την πειραματική διαδικασία. Πραγματικά, στα 820nm η εικόνα παρέχει τις περισσότερες λεπτομέρειες για τον ιστό, το οποίο είναι αποτέλεσμα της χαμηλής απορρόφησης και χαμηλής σκέδασης του μέσου.

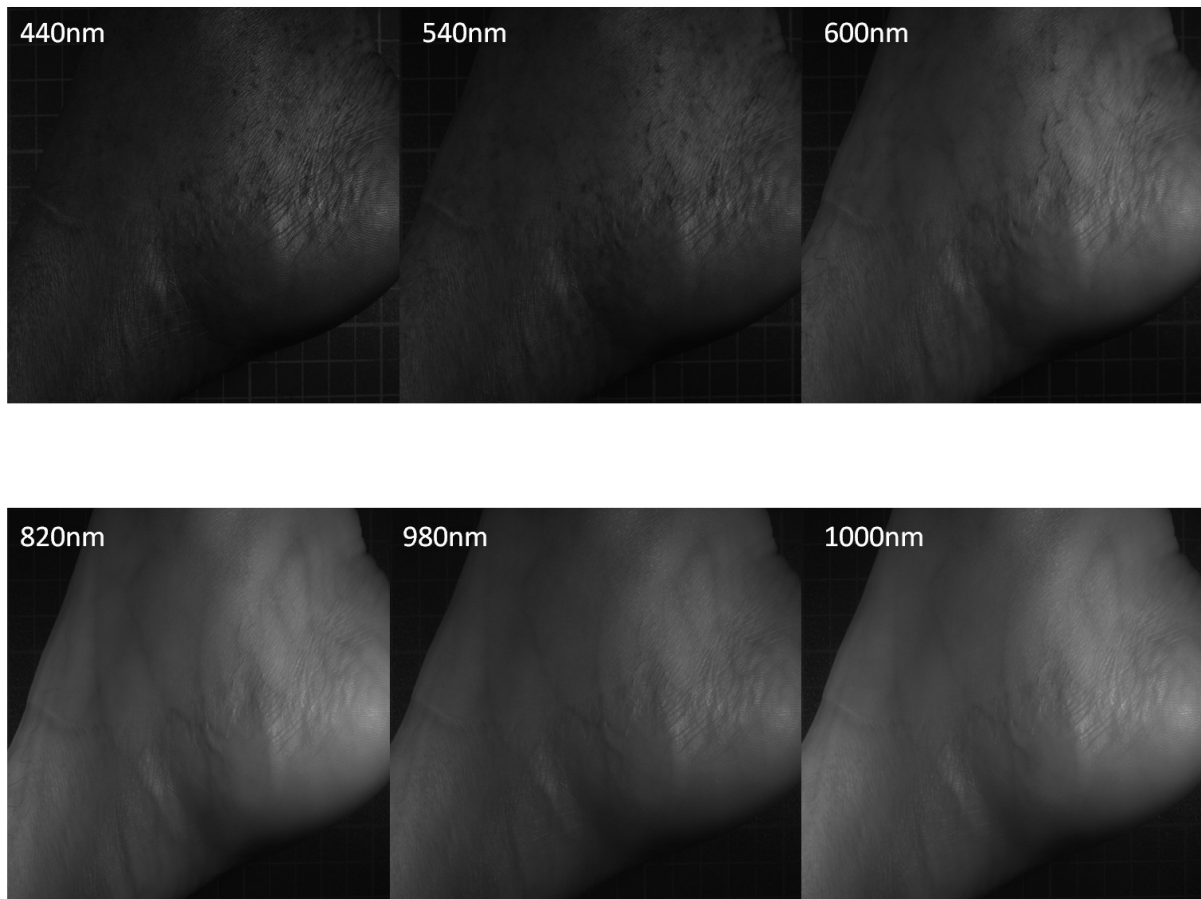


Figure 5-29 Εικόνες ανθρώπινου ιστού σε διάφορα μήκη κύματος

6. Μελλοντικές επεκτάσεις

Απο την έρευνα που έγινε στα πλαίσια της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, καταλήξαμε να απομονώσουμε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος στο οποίο παρατηρήσαμε την μικρότερη απορρόφηση και την μικρότερη πολλαπλή σκέδαση ταυτόχρονα, με αποτέλεσμα να πάρουμε απεικονιστική πληροφορία απο βάθος 2mm του ομοιώματος. Ωστόσο υπάρχουν πολλές δυνατότητες να συνεχιστεί η υπάρχουσα έρευνα.

Αρχικά θα μπορούσε να κατασκευαστεί ένα νέο ομοίωμα που θα προσέγγιζε περισσότερο τον ανθρώπινο ιστό. Συγκεκριμένα θα μπορούσε να αποτελείται απο περισσότερα στοιχεία τα οποία να προσομοιώνουν τα συστατικά του δέρματος. Στο δικό μας ομοίωμα πήραμε υπόψιν μας μόνο το νερό σαν μοναδικό απορροφητή ενώ αγνοήσαμε εντελώς την επίδραση της απορρόφησης της μελανίνης και της αιμοσφαιρίνης στην πορεία διάδοσης του φωτός. Η χρήση λοιπόν επιπλέον απορροφητών θα ήταν πολύ διαφωτιστική.

Επίσης θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν σκεδαστές με διαφορετικά μεγέθη. Με αυτόν τον τρόπο θα μπορούμε να βγάλουμε συμπέρασμα όχι μόνο για την σκέδασης σαν συνάρτηση της συγκέντρωσης των σκεδαστών και της απόστασης αλλά και σαν συνάρτηση του μεγέθους των σκεδαστών.

Επιπλέον, θα ήταν πάρα πολύ σημαντικό να μπορούσαμε να συνδυάσουμε, μέσω μια μαθηματικής έκφρασης, το FWHM με τους συντελεστές απορρόφησης και σκέδασης του ιστού καθώς και με το βάθος απεικόνισης. Με αυτόν τον τρόπο θα μπορούσαμε μελετώντας την χωρική κατανομή των εντάσεων ενός δείγματος να εξαγάγουμε πληροφορίες για τις οπτικές ιδιότητες του ιστού.

Τέλος, με βάση την θεωρία που αναπτύξαμε στο κεφάλαιο 2, θα ήταν επιθυμητό να βρίσκαμε μια αναλυτική μαθηματική έκφραση για το PSF ώστε να το συνδέσουμε με το FWHM και κατ'επέκταση με τους συντελεστές σκέδασης και απορρόφησης του ιστού.

7. Βιβλιογραφία

1. *Imaging in the era of molecular oncology*. **Weissleder, Ralph και Pittet, Mikael J.** s.l. : Nature, 3 April 2008, Τόμ. 452.
2. **Prasad, Paras N.** Interaction of Light With Tissues. *Introduction to biophotonics*. s.l. : Wiley-Interscience.
3. *Light scattering from cells: finite-difference time-domain simulations and goniometric measurements*. **Drezek, R, Dunn, A και Richards-Kortum, R.** 38, s.l. : Applied Optics,, 1999, Τόμ. 16.
4. *Determining the Optical-Properties of Turbid Media by Using the Adding-Doubling Method*. **Prahl, S A, Vangemert, M J και Welch, A J.** 4, s.l. : Applied Optics, 1993, Τόμ. 32.
5. *The Delta-Eddington Approximation for Radiative Flux Transfer*. **Joseph, J H, Wiscombe, W J και Weinma, J A.** 12, s.l. : Journal of the Atmospheric Sciences, 1976, Τόμ. 33.
6. *Modeling the Effect of the Atmosphere on Light*. **Klassen, R V.** 3, s.l. : Acm Transactions on Graphics, 1987, Τόμ. 6.
7. *A shading model for atmospheric scattering considering luminous intensity distribution of light sources*. **Nishita, T, Miyawaki, Y και Nakamae, E.** s.l. : in Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, 1987.
8. *Approximate 2-Parameter Phase Function for Light-Scattering*. **Reynolds, L O και McCormick, N J.** 10, s.l. : Journal of the Optical Society of America, 1980, Τόμ. 70.
9. *The propagation of optical radiation in tissue I. Models of radiation transport and their application*. **Patterson, M S, Wilson, B C και Wyman, D R.** 2, s.l. : Lasers in Medical Science, 1991, Τόμ. 6.
10. *On the scattering of light by a diffuse medium*. **Ambartsumian, V A.** s.l. : Doklady Akad. Nauk SSSR, 1943, Τόμ. 38.
11. *Multiple Light Scattering*. **Van de Hulst, H C.** New York : Academic Press, 1980, Τόμ. 1.

12. **Prahl, S A.** *Light Transport in Tissue.* s.l. : University of Texas at Austin, 1988.
13. *The diffusion coefficient depends on absorption.* **Durian, D J.** s.l. : Optics Letters, 1998, Τόμ. 23.
14. **Tuchin, V V.** *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis.* Bellingham, Washington USA : SPIE Press, 2007.
15. *Diffusion of light in turbid material.* **Ishimaru, A.** 12, s.l. : Applied Optics, 1989, Τόμ. 28.
16. *Optical Diffusion in Layered Media.* . **Keijzer, M, Star, W M και Storchi, P R.** 27, s.l. : Applied Optics, 1988, Τόμ. 9.
17. *Time Resolved Reflectance and Transmittance for the Noninvasive Measurement of Tissue Optical-Properties.* **Patterson, M S, Chance, B και Wilson, B C.** 28, s.l. : Applied Optics., 1989, Τόμ. 12.
18. **Bashkatov, N A.** *Optical properties of human skin subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000nm.* 2005.
19. **Baranoski, Gladimir και Krishnaswamy, Aravind.** *A study on skin optics.* Canada : Natural Phenomena Simulation Group, University of Waterloo, 2004.
20. *Spectral estimation of human skin color using the Kubelka-Munk theory.* **Tominaga, M. Doi and S.** s.l. : In SPIE/IS&T Electronic Imaging, 2003.
21. *A Diffusion-Theory Model of Spatially Resolved, Steady-State Diffuse Reflectance for the Noninvasive Determination of Tissue Optical-Properties In-Vivo.* **Farrell, T J, Patterson, M S και Wilson, B.** 19, s.l. : Medical Physics, 1992, Τόμ. 4.
22. **Matcher, Stephen J και Meglinski, Igor V.** *Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions.* s.l. : Institute of physics publishing, 2002.
23. **Saidi, Salam Iyad.** *Transcutaneous optical measurements of hyperbilirubinemia in neonates.* Houston, TX, USA : s.n., 1992.
24. *A novel optical imaging method for the early detection, quantitative grading and mapping of cancerous and precancerous lesions of cervix.* **Balas, Costas.** s.l. : IEEE Trans. Biomed. Eng, 2001.
25. **Wozniak, Bogdan και Dera, Jerzy.** *Light Absorption in sea water.* s.l. : Springer.

26. **Fennema, Owen R.** *Food chemistry*.

27. **McSweeney, P.F. FOX and P.L.H.** *Dairy chemistry and biochemistry*.