



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΟΠΤΙΚΗ ΚΑΙ ΟΡΑΣΗ



Πανεπιστήμιο Κρήτης

Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών

«Οπτική & Όραση»

**«Χρήση της μεθόδου Monte Carlo για τον
υπολογισμό παραμέτρων της διασκληρικής
ακτινοβόλησης του ακτινωτού σώματος με
διοδικό laser»**

Ατιπή Ειρήνη

Επιβλέπων καθηγητής: Τσιλιμπάρης Μιλτιάδης

2006

Πανεπιστήμιο Κρήτης

Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών

«Οπτική & Όραση»

**«Χρήση της μεθόδου Monte Carlo για τον υπολογισμό
παραμέτρων της διασκληρικής ακτινοβόλησης του
ακτινωτού σώματος με διοδικό laser»**

Ατιπή Ειρήνη

Επιβλέπων καθηγητής: Τσιλιμπάρης Μιλτιάδης

2006

Η παρούσα εργασία υπεβλήθη ως μέρος των υποχρεώσεων για την απονομή του μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης του Διατμηματικού Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών «Οπτική και Όραση» και παρουσιάστηκε στην Τριμελή Επιτροπή αποτελούμενη από τους:

1. Τσιλιμπάρη Μιλτιάδη
2. Γκίνη Χαρίλαο
3. Ναουμίδα Λεωνίδα

Στον Γ.Μ.Κότσιανο...

Πρόλογος

Η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο ΒΕΜΜΟ της ιατρικής σχολής του πανεπιστημίου Κρήτης. Για την επιτυχή ολοκλήρωση της με βοήθησαν αρκετοί άνθρωποι τους οποίους θα ήθελα να ευχαριστήσω.

Το θέμα της εργασίας υποδείχθηκε από τον Καθηγητή του πανεπιστημίου Κρήτης Μ.Τσιλιμπάρη ο οποίος ήταν και ο επιβλέπων καθηγητής και θα ήθελα να τον ευχαριστήσω για την ευκαιρία που μου έδωσε να συνεργαστώ μαζί του αλλά και για την βοήθεια που μου προσέφερε προκειμένου να καταστεί δυνατή η υλοποίηση της εργασίας.

Ευχαριστώ όλα τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής (Λ.Ναουμίδα και Χ.Γκίνη) που με τις επισημάνσεις του μου δόθηκε η δυνατότητα να διορθώσω και να βελτιώσω το παρόν κείμενο.

Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου Χ.Γκίνη για την πρακτική βοήθεια που μου προσέφερε απλόχερα, αλλά και για την ψυχολογική στήριξη σε όλη τη διάρκεια του μεταπτυχιακού προγράμματος και κυρίως γιατί με βοήθησε να πιστέψω στις δυνάμεις μου.

Ευχαριστώ τον συμφοιτητή μου Ν.Καρυωτάκη με τον οποίο συνεργαστήκαμε ευχάριστα και εποικοδομητικά έναν ολόκληρο χρόνο για την προετοιμασία των μεταπτυχιακών μας εργασιών και την συμφοιτήτρια μου

Τ.Λαρετζάκη που δέχθηκε να συμμετάσχει στα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν χωρίς ίχνος φόβου.

Σημαντικό ρόλο διαδραμάτισαν και όλα τα μέλη της ομάδας του ΒΕΜΜΟ αφού μου προσέφεραν την βοήθεια τους όποτε τους ζητήθηκε και ιδιαίτερα ο Α.Παλλήκαρης και ο D.De Brouwere που πρόθυμα ασχολήθηκαν με την επίλυση των προβλημάτων που αντιμετώπισα.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και το στενό μου φιλικό περιβάλλον για την ηθική τους συμπαράσταση και την αντοχή τους όποτε αυτή χρειάστηκε.

Περίληψη

Η φωτοδυναμική θεραπεία στην οφθαλμολογία είναι μια μέθοδος που χρησιμοποιείται πειραματικά για μερική καταστροφή του ακτινωτού σώματος με σκοπό τη μείωση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Η βελτιστοποίηση της μεθόδου μπορεί να επιτευχθεί σε πειραματόζωα. Για παράδειγμα, είναι δυνατό να ακτινοβοληθούν κουνέλια κάτω από διάφορες αρχικές συνθήκες, δηλαδή για διαφορετικές δόσεις φωτοευαισθητοποιήτη, για διαφορετική χρονική διάρκεια και ένταση, μέχρι τα αποτελέσματα να είναι τα επιθυμητά. Κάποιες από τις συνθήκες που επηρεάζουν τα αποτελέσματα του πειράματος είναι εφικτό να αναχθούν στις ανάγκες των ασθενών, όπως για παράδειγμα η ποσότητα του φωτοευαισθητοποιητή και ο χρόνος ακτινοβολήσης. Όμως, το πρόβλημα που προκύπτει είναι ότι δεν μπορεί να υπολογιστεί μέσω αυτών των πειραμάτων η κατανομή της ακτινοβολίας η οποία τελικά θα φτάσει στο ακτινωτό σώμα του ανθρώπου, επειδή το πάχος του σκληρού χιτώνα στο κουνέλι είναι διαφορετικό από αυτό του ανθρώπου.

Επειδή, είναι σαφές ότι δεν είναι δυνατό να πραγματοποιηθούν παρόμοια πειράματα σε άνθρωπο, καθίσταται χρήσιμη η δημιουργία ενός αριθμητικού μοντέλου με το οποίο θα υπολογίζεται η κατανομή της ακτινοβολίας που εξέρχεται από το σκληρό χιτώνα του ανθρώπου κατά την διάρκεια φωτοδυναμικής θεραπείας. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Monte Carlo, η οποία είναι μια αριθμητική μέθοδος που κατασκευάζει τυχαίες αρχικές συνθήκες και τις "παρακολουθεί " μέχρι το πέρας του φαινομένου. Στην συγκεκριμένη περίπτωση με τη μέθοδο αυτή, για κάθε

φωτόνιο που εισέρχεται στο σκληρό δημιουργείται ένα ενεργειακό πακέτο το οποίο μεταβάλλεται σύμφωνα με μια τυχαία γωνιακή πυκνότητα πιθανότητας και παρακολουθείται μέχρι την έξοδο του φωτονίου από το σκληρό, είτε από την πρόσθια πλευρά, δηλαδή από την πλευρά που είναι το ακτινωτό σώμα, είτε από την οπίσθια πλευρά, δηλαδή την πλευρά που είναι η ίνα του laser. Για τον έλεγχο της εγκυρότητας της μεθόδου πραγματοποιήθηκαν μια σειρά πειραμάτων σε οφθαλμούς χοίρων οι οποίοι ακτινοβολήθηκαν με διοδικό laser και μετρήθηκε η κατανομή της ακτινοβολίας κατά την έξοδο της από τον ιστό. Έπειτα έγινε μια προσπάθεια να απεικονιστεί η κατανομή αυτή με το υπολογιστικό μοντέλο που κατασκευάστηκε χρησιμοποιώντας μια σειρά από διαφορετικές γωνιακές πυκνότητες πιθανότητας μέχρι να απεικονιστεί η επιθυμητή κατανομή. Από τα αποτελέσματα της εργασίας προκύπτει ότι το αριθμητικό μοντέλο που κατασκευάστηκε μπορεί να προβλέψει ποια θα είναι η κατανομή της ακτινοβολίας κατά την έξοδο της από τον ιστό για διάφορα πάχη σκληρού. Αναμένεται ότι το αριθμητικό αυτό μοντέλο θα συμβάλει στην βελτιστοποίηση της εφαρμογής της φωτοδυναμικής θεραπείας.

Abstract

Photodynamic therapy is a method in ophthalmology used to destroy partially the ciliary body, with the intention of reducing the intraocular pressure. The method may be optimized in laboratory rabbits. For example, it is possible to radiate different individuals under different initial conditions, such as dose of, time and intensity, until the desired response is achieved. Some of these conditions affecting the results of the experiment, for example the dose of photo-sensitizer agent and the radiation time, can be deduced to the needs of human patients. However, it is impossible from such experiments to calculate the radiation distribution resulting in the human ciliary body, since the human sclera has a different thickness than that of a rabbit.

As it is clear that such experiments can not be undertaken in human subjects, an arithmetical model estimating the distribution of the radiation exiting the human sclera would prove very useful in optimizing photodynamic treatment. Such a model was created using the Monte Carlo method, which is an arithmetical method creating random initial conditions, which are then “observed” until the conclusion of the phenomenon. In the present study, the method creates an energy packet for every photon that enters the sclera which is altered by a random angular density probability and is being observed until the photon exits the sclera either from the front side, *i.e.* the side of the ciliary body, or the rear side, *i.e.* the side which the fiber optic is located. In order to validate this method, a series of experiments were

undertaken using eyes of swine, which were irradiated with a diode laser and the distribution of the radiation was measured when it exited the tissue. Then an effort was made to image this distribution by the arithmetical model, using a series of different angular density probabilities until achieving the desirable distribution image. Based on the results of the study, it was concluded that the created arithmetical model was capable of predicting the distribution of the radiation exiting the tissue, for a variety of sclera thicknesses. It is expected that the model will contribute to the optimization of the application of photodynamic therapy.

Περιεχόμενα.

Πρόλογος	4
Περίληψη	6
Γενικό μέρος	11
1.1 Σκοπός της παρούσας εργασίας	11
1.2 Οφθαλμός και ακτινωτό σώμα.....	16
1.2.1 Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού.....	16
1.2.2 Το ακτινωτό σώμα	18
1.3 Ανατομία του σκληρού.....	20
1.4 Σκέδαση στον ανθρώπινο οφθαλμό	25
1.5 Προσομοίωση Monte Carlo	34
Ειδικό μέρος	39
2.1 Μοντελοποίηση της σκέδασης.....	39
2.2 Πειραματική επαλήθευση	58
2.3 Συμπεράσματα	61
Βιβλιογραφία	62
Παράρτημα	64

Γενικό μέρος

1.1 Σκοπός της παρούσας εργασίας

Η διάδοση της ακτινοβολίας στο εσωτερικό ενός πολλαπλά σκεδάζοντος μέσου είναι ιδιαίτερα πολύπλοκο να περιγραφεί αναλυτικά, με αποτέλεσμα για το σκοπό αυτό να προτιμάται η δημιουργία ενός αριθμητικού μοντέλου που θα περιγράφει τη διάδοση μέσω της προσομοίωσης Monte Carlo. Στην συγκεκριμένη εργασία θα παρουσιαστεί ένα αριθμητικό μοντέλο το οποίο κατασκευάστηκε με τη βοήθεια του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Με το μοντέλο αυτό προσομοιώθηκε ένα φυσικό πρόβλημα έτσι ώστε να υπάρχει η δυνατότητα να προσεγγιστεί η υπό εξέταση φυσική διεργασία. Μια ευρέως χρησιμοποιούμενη στατιστική μέθοδος μοντελοποίησης είναι η μέθοδος Monte Carlo (M.C). Η μέθοδος M.C είναι χρήσιμη σε προβλήματα που παρουσιάζουν χαοτική συνολική συμπεριφορά, δηλαδή τα προβλήματα εκείνα των οποίων η αναλυτική λύση είναι ιδιαίτερα πολύπλοκο να παρασταθεί με μια σειρά μαθηματικών εξισώσεων. Παρόλο που οι επιμέρους διαδικασίες μπορεί να παρουσιάζουν ντετερμινιστικό χαρακτήρα, (με αποτέλεσμα η περιγραφή τους να είναι δυνατόν να πραγματοποιηθεί αναλυτικά) οι μακροσκοπική συμπεριφορά τους είναι δυνατόν να περιγραφεί μόνο με στατιστικές μεθόδους.

Η φωτοδυναμική θεραπεία είναι ευρέως διαδεδομένη στην ιατρική. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία[5], η φωτοδυναμική θεραπεία είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική για την καταστροφή όγκων, που είναι πιθανό να παρουσιαστούν σε διάφορους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Στην

συγκεκριμένη εργασία κατασκευάστηκε ένα υπολογιστικό μοντέλο το οποίο δοκιμάστηκε και επαληθεύτηκε με χρήση της φωτοδυναμικής θεραπείας σε οφθαλμούς και συγκεκριμένα για τη φωτοδυναμική κυκλοκαταστροφή. Το μοντέλο αυτό είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί και σε περιπτώσεις που δεν αφορούν σε οφθαλμούς, αλλά σε οποιοδήποτε ιστό του ανθρώπινου σώματος, εφόσον μεταβληθούν οι μεταβλητές που αναφέρονται στις ιδιότητες του ιστού. Η Φ.Δ χρησιμοποιήθηκε αρχικά στην οφθαλμολογία για τη θεραπεία μη νεοπλασματικών ασθενειών όπως του μελανώματος του χοριοειδή και του ρετινοβλαστώματος. Μετά το 1980 άρχισε η εφαρμογή της Φ.Δ στη θεραπεία και νεοπλασματικών ασθενειών[1] όπως η θεραπεία της υποαμφιβληστροειδικής νεοαγγείωσης, η φωτοθρόμβωση της νεοαγγείωσης του κερατοειδούς και η φωτοδυναμική αγγειακή απόφραξη του ακτινωτού σώματος για την ελάττωση της ενδοφθάλμιας πίεσης.

Η παραγωγή του υδατοειδούς υγρού γίνεται από το ακτινωτό σώμα το οποίο στη συνέχεια περνάει στον πρόσθιο θάλαμο και αποχέτεται στη γωνία μεταξύ κερατοειδή και ίριδας από το σωλήνα του Schlemm με τα αθροιστικά σωληνάρια και τον σκληροκερατοειδικό ηθμό (trabeculum), με αποτέλεσμα να δημιουργείται μια δυναμική ισορροπία μεταξύ ρυθμού παραγωγής και ρυθμού αποχέτευσης του υδατοειδούς υγρού. Η πίεση στην οποία εξισώνονται οι δυο αυτοί ρυθμοί ισούται με την ενδοφθάλμια πίεση. Επομένως, για να ελαττώσουμε την ενδοφθάλμια πίεση υπάρχουν δυο τρόποι, είτε να αυξήσουμε την αποχέτευση μέσω του σωλήνα του Schlemm και του trabeculum, είτε να μειώσουμε το ρυθμό παραγωγής του ακτινωτού σώματος. Η μείωση της παραγωγής του υδατοειδούς υγρού μπορεί να γίνει

με την καταστροφή του ακτινωτού σώματος με την μέθοδο της φωτοδυναμικής κυκλοκαταστροφής. Στη φωτοδυναμική κυκλοκαταστροφή διοχετεύεται με ενδοφλέβια ένεση ο φωτοευαισθητοποιητής* και στη συνέχεια ακτινοβολείται το ακτινωτό σώμα (το οποίο είναι πλούσιο σε αιμοφόρα αγγεία) διασκληρικά με μια (ή περισσότερες) οπτική ίνα. Η ακτινοβολία έχει σαν αποτέλεσμα την βλάβη του ακτινωτού σώματος άρα και την ελάττωση της παραγωγής υδατοειδούς υγρού στον οφθαλμό που έχει σαν συνέπεια την μείωση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Για κάθε φωτοευαισθητοποιητή υπάρχει ένα χαρακτηριστικό μήκος κύματος το οποίο χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με αυτόν προκειμένου να επιτευχθεί η δράση του. Οι παράμετροι που καθορίζουν την αποτελεσματικότητα της φωτοδυναμικής θεραπείας είναι:

- Ο χρόνος ακτινοβολήσης του ιστού
- Η συγκέντρωση του φωτοευαισθητοποιητή
- Η ένταση του laser και πιο συγκεκριμένα η κατανομή της ακτινοβολίας.

Παρόλο που η διαδικασία της πρόβλεψης της κατανομής της ακτινοβολίας μπορεί να βελτιστοποιηθεί για συγκεκριμένες συνθήκες (όσο αφορά σε πειραματόζωα), είναι πιο πολύπλοκο όσο αφορά σε ανθρώπινους οφθαλμούς γιατί σε αυτές τις περιπτώσεις το πάχος του ανθρώπινου σκληρού διαφέρει από αυτό των πειραματόζων, υπάρχει μια ποικιλία στα πάχη του ιστού και

* Οι ουσίες αυτές έχουν την ικανότητα να δεσμεύουν την ενέργεια που προσπίπτει υπό τη μορφή φωτονίων και να τη μεταφέρουν σε άλλα μόρια. Αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την απελευθέρωση βραχύβιων ενεργειακών δομών που επιδρούν στα βιολογικά συστήματα και προκαλούν ποικιλία ιστικών βλαβών.

όπως είναι εύλογο είναι απαγορευτικός ο πειραματισμός σε ανθρώπινους οφθαλμούς. Η ανάγκη που μας οδήγησε στην παρούσα έρευνα είναι:

- η πρόβλεψη του ποσοστού της ισχύος του φωτός που σκεδάζεται κατά τη διάδοσή του στο σκληρό
- ο υπολογισμός των κατανομών της πρόσθιας και οπίσθιας σκέδασης

Εφόσον όλα τα παραπάνω είναι γνωστά θα είναι δυνατός ο υπολογισμός της αρχικής ισχύος της ακτινοβολίας που θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί προκειμένου να επιτευχθεί το βέλτιστο αποτέλεσμα.

Στον σκληρό η κατανομή της ακτινοβολίας που εισέρχεται στον ιστό μεταβάλλεται κατά πολύ μεγάλο βαθμό και με τέτοιο τρόπο που καθιστά ιδιαίτερα πολύπλοκο να προσεγγιστεί αναλυτικά. Αυτό συμβαίνει διότι ο σκληρός ιστός είναι ένα πολλαπλά σκεδάζον μέσο, με αποτέλεσμα να προτιμάται μια μακροσκοπική στατιστική περιγραφή για την κατανομή της ακτινοβολίας παρά η περιγραφή των φυσικών μηχανισμών από τους οποίους πρώτον δεν είναι εφικτό να προκύψει ένα ακριβές μοντέλο των σκεδαστών και δεύτερον η πολυπλοκότητα του συστήματος, δηλαδή το γεγονός ότι κάθε φωτόνιο σκεδάζεται πολλές φορές μέχρι να εξέλθει από τον ιστό, δεν επιτρέπεται την αναλυτική παρακολούθηση του μοντέλου. Τελικά λόγω της πολυπλοκότητας του μοντέλου και της δυσκολίας να καταγραφούν οι φυσικές ιδιότητες των σκεδαστών με τον τρόπο που διαθέτει η διάδοση της ακτινοβολίας κρίνεται σκόπιμο να περιγραφεί το φαινόμενο με μια μακροσκοπική στατιστική αναπαράσταση.

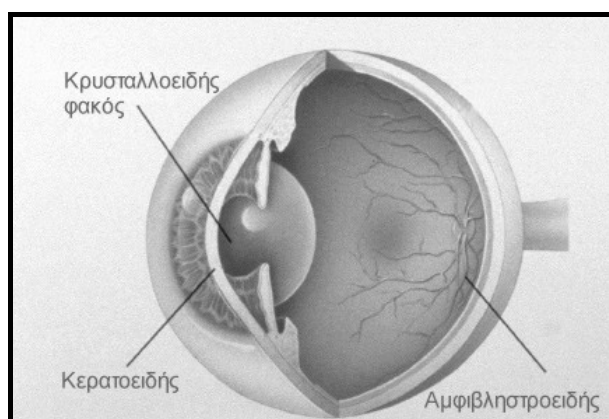
Οι υπολογισμοί αυτοί καθιστούν απαραίτητη τη χρήση του ηλεκτρονικού υπολογιστή αλλά και τη μοντελοποίηση M.C που αναφέρθηκε παραπάνω. Για το σκοπό αυτό, κατασκευάστηκε ένα πρόγραμμα με τη βοήθεια του υπολογιστικού πακέτου matlab 6.1 όπου ως μεταβλητές χρησιμοποιήθηκαν το πάχος του σκληρού η αρχική διάμετρος και γωνιακή κατανομή της δέσμης του laser και ο γωνιακός νόμος πυκνότητας πιθανότητας που περιγράφει τη διάχυση της ακτινοβολίας μετά από διάδοσης μήκους ίση με ένα μέσο μήκος ελεύθερης διαδρομής. Κάποια από τα μεγέθη αυτά (πάχος του σκληρού, χαρακτηριστικά δέσμης) μπορούν να μεταβάλλονται κατά περίπτωση ενώ το μέσο μήκος ελεύθερης διαδρομής και γωνιακός νόμος πυκνότητας πιθανότητας θεωρούμε ότι αντιπροσωπεύουν τις ιδιότητες του μέσου (σκληρός) και μπορούν να χρησιμοποιούνται αμετάβλητα σε κάθε περίπτωση. Αποτέλεσμα της πειραματικής διαδικασίας ήταν η εξεύρεση κατάλληλου συνδυασμού των παραπάνω μεταβλητών έτσι ώστε οι υπολογιζόμενες κατανομές να ανταποκρίνονται σε κάθε περίπτωση.

Στην συνέχεια θα περιγραφούν αναλυτικά:

- οι βασικές αρχές τις M.C προσομοίωσης
- οι αρχές που διέπουν την διάδοση των φωτονίων διαμέσου του ιστού
- η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για αυτό το σκοπό
- τα αποτελέσματα της προσομοίωσης

1.2 Οφθαλμός και ακτινωτό σώμα

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη λειτουργία της ανθρώπινης όρασης είναι η δημιουργία ενός ευκρινούς ειδώλου στον αμφιβληστροειδή. Το ρόλο της δημιουργίας του ειδώλου στον αμφιβληστροειδή αναλαμβάνει το οπτικό σύστημα του οφθαλμού.



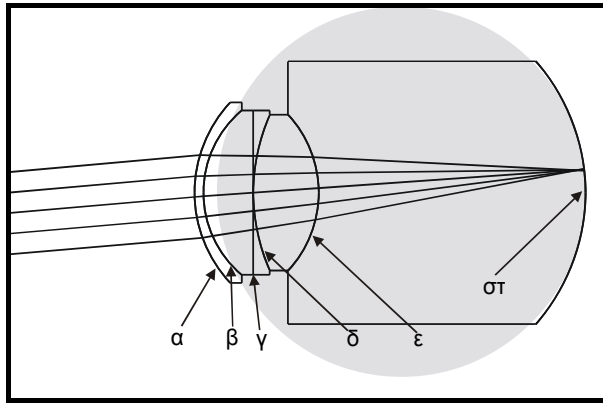
Εικόνα 1. 1. Σχηματική αναπαράσταση του οφθαλμού.

1.2.1 Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού

Σε μία σχετικά απλοϊκή αλλά -κατά γενική παραδοχή- υπολογιστικά αποτελεσματική μοντελοποίηση, το οπτικό σύστημα του οφθαλμού μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τέσσερις διαθλαστικές επιφάνειες (Εικόνα 1.2). Η πρώτη διαθλαστική επιφάνεια την οποία συναντούν οι εισερχόμενες στον οφθαλμό ακτίνες, είναι η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή (α) η οποία έχει σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή (β) έχει σχήμα κατά προσέγγιση σφαιρικό. Το πάχος του κερατοειδή είναι κατά

προσέγγιση 550μm και ο δείκτης διάθλασής του 1.376. Στη συνέχεια, υπάρχει ο πρόσθιος θάλαμος ο οποίος περιέχει υδατοειδές υγρό ($n=1.336$) ο οποίος έχει αξονικό μήκος περίπου 3 mm. Η ίριδα (γ) αποτελεί το διάφραγμα του οπτικού συστήματος, το οποίο ρυθμίζει την ποσότητα του φωτός που φτάνει στον αμφιβληστροειδή. Πίσω από την ίριδα βρίσκεται ο κρυσταλλοειδής φακός, βασική οπτική λειτουργία του οποίου είναι η ρύθμιση της συνολικής διοπτρικής ισχύος του οφθαλμού προκειμένου να καθίσταται δυνατή η ευκρινής απεικόνιση τόσο των μακρινών όσο και των κοντινών αντικειμένων (λειτουργία της προσαρμογής). Ο δείκτης διάθλασης ($n=1.41$) και το σχήμα του κρυσταλλοειδούς φακού (δ , ϵ) είναι τέτοια ώστε να αντισταθμίζεται σε κάποιο βαθμό η σφαιρική εκτροπή που εισάγεται από την πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδή.

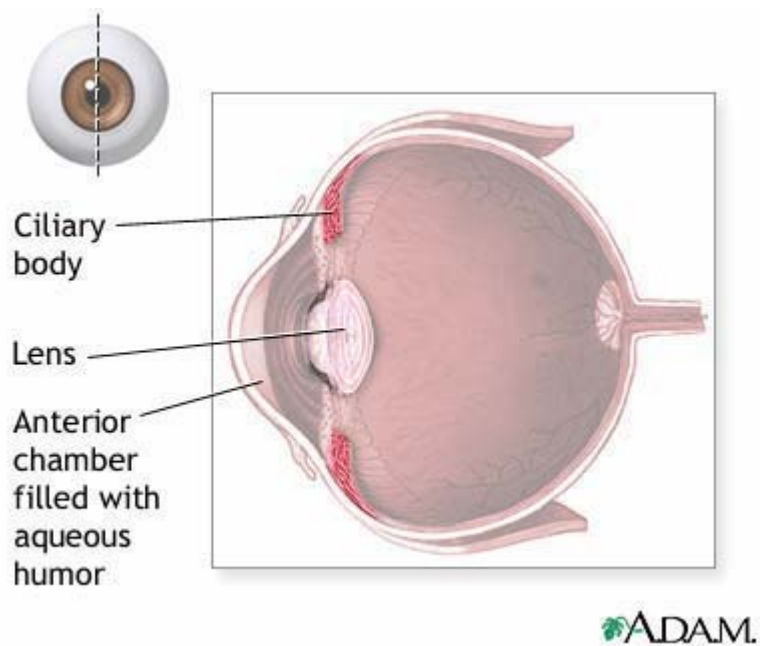
Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας ($\sigma\tau$) ο οποίος φέρει και τους φωτοϋποδοχείς έχει σχήμα κατά προσέγγιση σφαιρικό με ακτίνα καμπυλότητας 12mm. Ο χώρος ανάμεσα στον κερατοειδή χιτώνα και στον κρυσταλλοειδή φακό (πρόσθιος θάλαμος) περιέχει υδατοειδές υγρό ($n=1.336$), ενώ ο χώρος πίσω από τον κρυσταλλοειδή φακό καταλαμβάνεται από το υαλώδες σώμα ($n=1.337$).



Εικόνα 1.2. Σχηματική αναπαράσταση του οπτικού συστήματος του οφθαλμού σε εγκάρσια τομή. α,β: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδή αντίστοιχα, γ: ίριδα, δ,ε: πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδούς φακού αντίστοιχα, και στ: αμφιβληστροειδής.

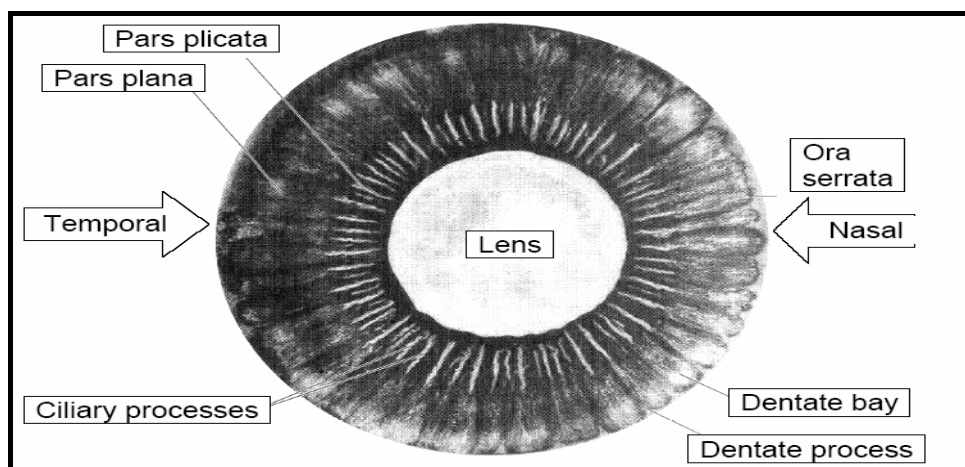
1.2.2 Το ακτινωτό σώμα

Το ακτινωτό σώμα, το οποίο εμφανίζεται τριγωνικό σε εγκάρσια διατομή, γεφυρώνει το πρόσθιο και οπίσθιο τμήμα. Η κορυφή του ακτινωτού σώματος κατευθύνεται προς τα πίσω, προς την προιονωτή περιφέρεια. Από την βάση του ακτινωτού σώματος ξεκινάει η ίρις. Η μόνη σύνδεση του ακτινωτού σώματος με τον σκληρό είναι στη βάση του, όπου καταφύεται στον σκληραίο πτερνιστήρα.



Εικόνα 1.5 εγκάρσια τομή του οφθαλμού

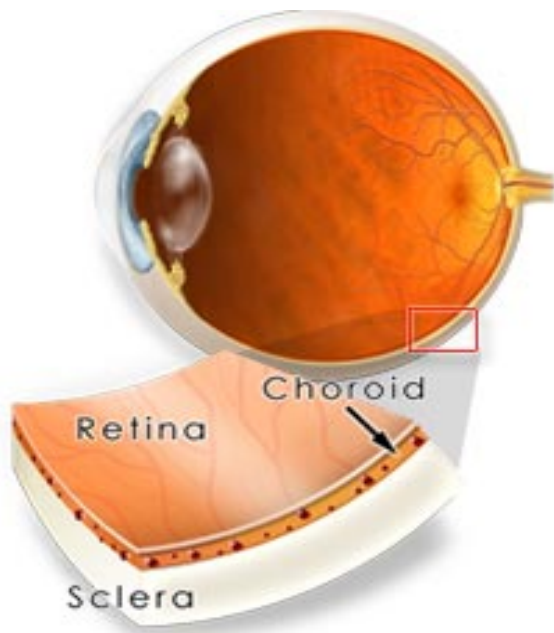
Το ακτινωτό σώμα έχει δυο βασικές λειτουργίες: παραγωγή υδατοειδούς υγρού και προσαρμογή. Επιπλέον έχει σημαντικό ρόλο στην υπερχοριοειδική αποχέτευση του υδατοειδούς υγρού.



Εικόνα 1.6 Το ακτινωτό σώμα

1.3 Ανατομία του σκληρού

Ο σκληρός χιτώνας αποτελεί το μεγαλύτερο τμήμα του ινώδους χιτώνα του βολβού και είναι αδιαφανής. Συνέχεται πρόσθια με τον κερατοειδή. Στον οπίσθιο πόλο και ρινικά φέρει σπή δια της οποίας διέρχεται το οπτικό νεύρο. Ακόμη παρουσιάζει διάφορες μικρότερες σπές μέσω των οποίων διέρχονται αγγεία και νεύρα.



Εικόνα 1.7 Σχηματική απεικόνιση του σκληρού στον οφθαλμό

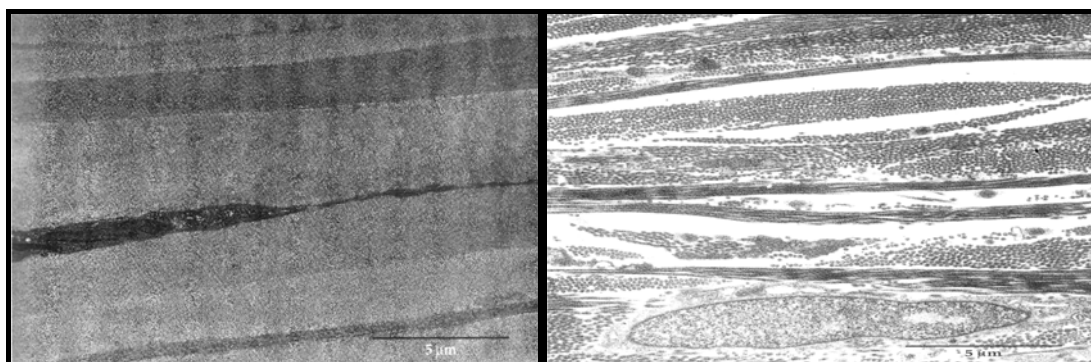
Το πάχος του σκληρού είναι διαφορετικό στα διάφορα τμήματα του. Ο σκληρός πίσω από τον ισημερινό έχει πάχος 1mm, στην περιοχή του ισημερινού 0,6 χιλιοστά και στην περιοχή μπροστά από τις καταφύσεις των οφθαλμοκινητικών μυών και μέχρι το σκληροκερατοειδές όριο 0,8 χιλιοστά. Είναι ιδιαίτερα λεπτός πίσω από τις καταφύσεις των ορθών μυών. Ο σκληρός διαιρείται, περισσότερο για περιγραφικούς λόγους, σε τρία πέταλα : Το εξωτερικό πέταλο που ονομάζεται επισκλήριο, το στρώμα και το εσωτερικό πέταλο, που έρχεται σε σχάση με τον ραγοειδή χιτώνα.

Επισκλήριο

Αποτελείται από χαλαρό συνδετικό ιστό και συνδέεται εξωτερικά με την τενώννιο κάψα με λεπτές ίνες. Προς τα έσω συνέχεια με το στρώμα του σκληρού. Το επισκλήριο προοδευτικά γίνεται λεπτότερο προς το οπίσθιο τμήμα του βολβού.

Στρώμα

Αποτελείται από δεμάτια κολλαγόνου ποικίλου μεγέθους και σχήματος, που δεν διατάσσονται ομοιόμορφα, όπως συμβαίνει στο στρώμα του κερατοειδούς και για το λόγο αυτό ο σκληρός είναι αδιαφανής. Αποτελεί το μεγαλύτερο τμήμα του πάχους του σκληρού.



Εικόνα 1.8 στρώμα του κερατοειδή

Εικόνα 1.9 στρώμα του σκληρού

Εσωτερικό πέταλο

Έχει ασθενή καφεοειδή χροιά λόγω της ύπαρξης μελανοκυττάρων. Έρχεται σε επαφή ,εσωτερικότερα, με τον ραγοειδή χιτώνα και συνδέεται με αυτόν χαλαρά με κολλαγόνα ινίδια τα οποία διασχίζουν ένα χώρο, τον υπερχοριοειδικό χώρο. Σε φυσιολογικές συνθήκες ο χώρος αυτός δεν

διακρίνεται, σχηματίζεται όμως σε παθολογικές καταστάσεις, με την συγκέντρωση μεγάλης ποσότητας υγρού.

Αγγείωση

Ο σκληρός χιτώνας είναι σχετικά ανάγγειος. Εν τούτοις, στο πρόσθιο τμήμα του επισκληρίου, στην περιοχή μεταξύ των καταφύσεων των οφθαλμοκινητικών μυών και του σκληροκερατοειδούς ορίου, υπάρχει πυκνό αγγειακό πλέγμα που σχηματίζεται από κλάδους των πρόσθιων ακτινοειδών αρτηριών. Το πλούσιο επισκληρικό αγγειακό πλέγμα του πρόσθιου τμήματος του σκληρού σε φυσιολογικές συνθήκες δεν είναι ευδιάκριτο. Σε περίπτωση όμως φλεγμονής διευρύνεται, με αποτέλεσμα το έντονο ερυθρό χρώμα στην περιοχή αυτή. Εκτός από το επισκληρικό αγγειακό πλέγμα, το πρόσθιο τμήμα του σκληρού φέρει και εν τω βάθει αγγειακό πλέγμα, που επικοινωνεί με το αγγειακό δίκτυο του πρόσθιου ραγοειδούς. Σε περίπτωση φλεγμονής του πρόσθιου ραγοειδούς η διερεύνηση των αγγείων που επεκτείνεται και προς το εν τω βάθει αγγειακό πλέγμα του σκληρού, με αποτέλεσμα η περιοχή γύρω από τον κερατοειδή να λαμβάνει χαρακτηριστική ερυθροϊώδη χροιά. Το πίσω τμήμα του σκληρού αιματώνεται από κλάδους των μακρών και βραχέων οπισθίων ακτινοειδών αρτηριών.

Στο μοντέλο που κατασκευάστηκε το αίμα θα σήμαινε απορρόφηση, επειδή όμως δεν υπάρχει πολύ αίμα στον σκληρό αφού όπως αναφέρθηκε και παραπάνω είναι σχετικά ανάγγειος μπορεί σε πρώτη φάση να θεωρηθεί η απορρόφηση μηδενική και να αγνοηθεί.

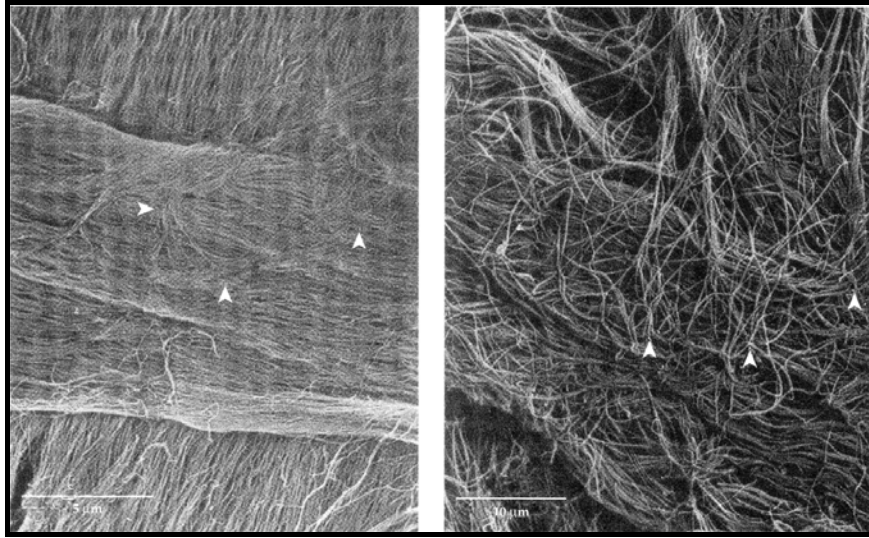
Νεύρωση

Η αισθητική νεύρωση του σκληρού προέρχεται από τα βραχέα και μακρά ακτινοειδή νεύρα του οφθαλμού. Λόγω της πλούσιας αισθητικής νεύρωσης, σε περίπτωση φλεγμονής του σκληρού, προκαλείται βύθιος πόνος, που γίνεται εντονότερος κατά της κινήσεις του βολβού.

Χρώμα

Το πρόσθιο τμήμα του σκληρού είναι ορατό κάτω από τον διαφανή επιπεφυκότα και αντιστοιχεί στο λευκό του οφθαλμού. Στον ενήλικα ο σκληρός έχει λευκωπό χρώμα, ενώ στα παιδιά, επειδή είναι λεπτότερος, αφήνει εν μέρει να διαφαίνεται το μαύρο χρώμα του χοριοειδούς χιτώνα, λαμβάνοντας κυανίζουσα απόχρωση. Στους ηλικιωμένους ο σκληρός παίρνει χρώμα υποκίτρινο, λόγω εναποθέσεων λιπιδίων. Πρέπει να σημειώσουμε ότι η κίτρινη απόχρωση του σκληρού στον ίκτερο δεν οφείλεται στη χρώση του σκληρού αλλά στην χολερυθρίνη που κυκλοφορεί στο πλούσιο αγγειακό πλέγμα του επιπεφυκότα.

Στο μοντέλο που κατασκευάστηκε δεν λήφθηκε υπόψη η μεταβολή χρώματος που μπορεί να έχει ο σκληρός ανάλογα με την ηλικία γιατί το χρώμα εκτός του λευκού θα σήμαινε ότι λαμβάνει χώρα και απορρόφηση.



Εικόνα 1.10 ίνες κολλαγόνου στον κερατοειδή (αριστερά), ίνες κολλαγόνου στο σκληρό (αριστερά)

Λειτουργία

Η ισχυρή ινώδης δομή του σκληρού αποτελεί τον «σκελετό» του οφθαλμικού βολβού, που προστατεύει τους ενδοφθάλμιους ιστούς από τραύματα και μηχανικές παραμορφώσεις. Η κατασκευή αυτή, σε συνδυασμό με την ενδοφθάλμια πίεση, διατηρεί το σχήμα του βολβού σταθερό, απαραίτητη προϋπόθεση για την σταθεροποίηση της θέσης των διαφόρων ενδοβολβικών ιστών, αποτελώντας συγχρόνως σταθερό υπόβαθρο για την κατάφυση των βολβοκινητικών μυών.

1.4 Σκέδαση στον ανθρώπινο οφθαλμό

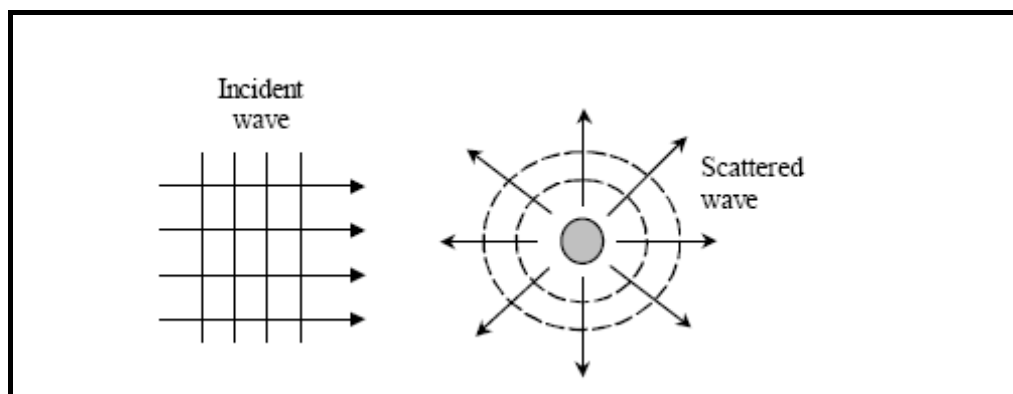
Σκέδαση είναι η διαδικασία κατά την οποία η κατεύθυνση ενός ηλεκτρομαγνητικού κύματος μεταβάλλεται εφόσον προσπέσει σε κάποιο μόριο ύλης το οποίο να είναι τέτοιου μεγέθους που να επηρεάζει το κύμα. Η σκέδαση εξαρτάται από τη διαφορά μεταξύ του δείκτη διάθλασης του μέσου που διαδίδεται το φως αλλά και το μέγεθος των σκεδαστών σε σχέση με το μήκος κύματος.

Η σκέδαση οφείλεται στην ανομοιογένεια του μέσου που ακτινοβολείται και στο δείκτη διάθλασης. Η γωνιακή κατανομή της σκέδασης εξαρτάται από μια σειρά παραγόντων και συγκεκριμένα:

- Το μέγεθος και το σχήμα των σκεδαστών.
- Τη διαφορά στο δείκτη διάθλασης των σκεδαστών από το μέσο στο οποίο βρίσκονται.
- Το μέγεθος της ανομοιογένειας σε σχέση με το μήκος κύματος.
- Την πυκνότητα των σκεδαστών. (Στην πολλαπλή σκέδαση)

Λόγω όλων των παραπάνω μπορεί να καθίσταται αδύνατο να προβλεφθεί η γωνιακή κατανομή της οπίσθιας σκέδασης, απλά υπολογίζοντας τη γωνιακή κατανομή της πρόσθιας, τις περισσότερες φορές η μορφή της κατανομής της πρόσθιας σκέδασης είναι τόσο πολύπλοκη που ο καθορισμός της πρόσθιας είναι αδύνατος. Η πολυπλοκότητα αυτή αυξάνει εφόσον το φως σκεδάζεται παραπάνω από μια φορά (πολλαπλή σκέδαση).

Σε βιολογικά μέσα όπως είναι και ο σκληρός ιστός όπου το φως υπόκειται σε πολλαπλές σκεδάσεις η γωνιακή κατανομή μπορεί να είναι τόσο σύνθετη που να είναι αδύνατο να προβλεφθεί το ποσό πρόσθιας σκέδασης απλά από τη μέτρηση της οπίσθιας σκέδασης. Αυτό είναι ένα μεγάλο μειονέκτημα την οπτική γιατί ενώ είναι πολύ εύκολο να μετρηθεί το φως που σκεδάζεται στην οπίσθια επιφάνεια με αντικειμενικές μεθόδους, είναι αδύνατο να μετρηθεί αντικειμενικά το φως που σκεδάζεται στην πρόσθια επιφάνεια σε έναν οφθαλμό in vivo. Το πρόσθια σκεδαζόμενο φως μετριέται συνήθως υποκειμενικά χρησιμοποιώντας για αυτό το σκοπό ψυχοφυσικές μεθόδους.



Εικόνα 1.11 Σχηματική αναπαράσταση της σκέδασης του φωτός όταν προσπίπτει σε ένα αντικείμενο

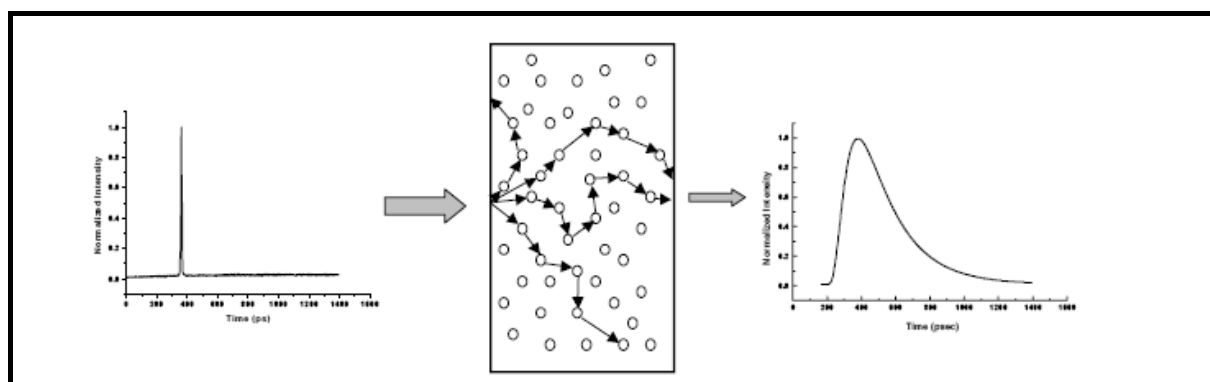
Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας με τον σκληρό ιστό

Όταν μια δέσμη laser πέσει στο σκληρό ιστό, παρατηρείται έντονη αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τον ιστό. Πιο συγκεκριμένα, ένα μέρος της ακτινοβολίας θα απορροφηθεί από τον σκληρό ένα άλλο μέρος της θα ανακλαστεί και το μεγαλύτερο ποσοστό θα σκεδαστεί λόγω του ότι τα

βιολογικά κύτταρα από τα οποία αποτελείται ο ιστός είναι έντονα και πολύπλοκα σκεδαστικά μέσα. Η διέγερση των μορίων του ιστού προκαλείται από την απορρόφηση της ακτινοβολίας

Ο τρόπος με τον οποίο η δέσμη laser επηρεάζει τον σκληρό ιστό εξαρτάται από πολλές παραμέτρους. Το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, η ένταση της δέσμης laser και ο χρόνος έκθεσης στην ακτινοβολία παίζουν ουσιαστικό ρόλο αφού καθορίζουν το συνολικό ποσό ενέργειας το οποίο δέχεται ο ιστός.

Η περίπτωση που περιγράφεται στην εργασία αυτή είναι ένα φαινόμενο πολλαπλής σκέδασης με τον ορό αυτό εννοείται ότι κατά την ακτινοβολήση η προσπίπτουσα ακτινοβολία υπόκειται σε πολλαπλές διαδοχικές σκεδάσεις. Στην περίπτωση αυτή η τελική κατανομή του φωτός που σκεδάζεται υπολογίζεται από το άθροισμα των διαδοχικών απλών σκεδάσεων που πραγματοποιούνται.



Εικόνα 1.12 η μεταβολή της ακτινοβολίας πριν υποστεί σκέδαση και μετά

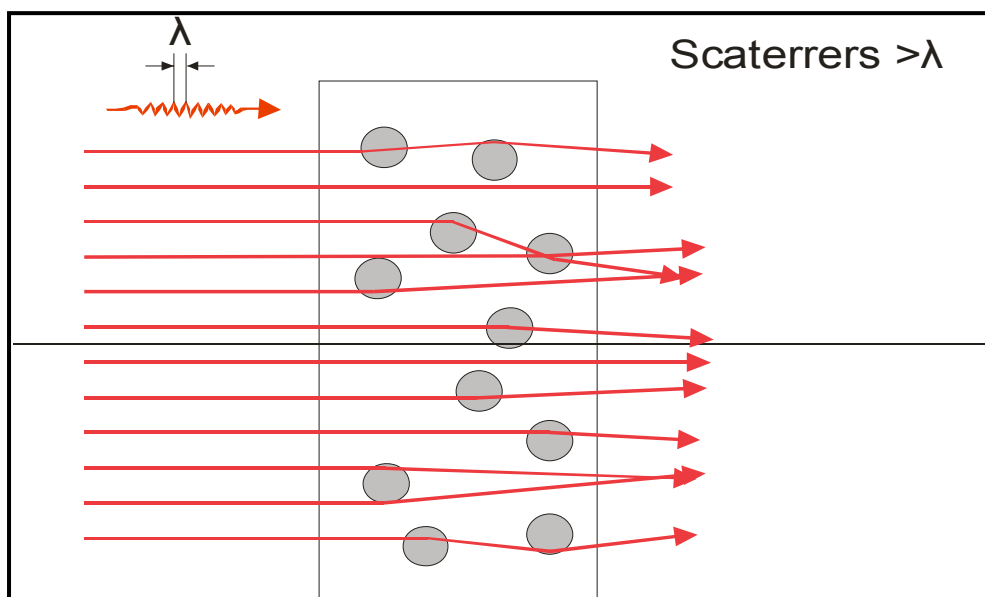
Όταν το γινόμενο του μεγέθους των σκεδαστών με το μήκος κύματος είναι πολύ μικρότερο του από το μέγεθος των σκεδαστών, τότε χρησιμοποιείται σκέδαση Rayleigh, ενώ όταν το γινόμενο αυτό είναι περίπου ίσο με 1 τότε το φαινόμενο εκφράζεται με την σκέδαση Mie. Οι βιολογικοί ιστοί αποτελούν ένα ιδιαίτερα πολύπλοκο μέσο και δεν είναι εφικτό να περιγραφεί με ακρίβεια η συμπεριφορά τους όσο αφορά τη σκέδαση είτε χρησιμοποιηθεί η θεωρία του Rayleigh είτε η θεωρία του Mie. Στον αλγόριθμο που παρουσιάζεται στη συγκεκριμένη εργασία θεωρήθηκε ότι η σκέδαση είναι σκέδαση Mie γιατί το μέγεθος των μορίων από τα οποία αποτελείται ο σκληρός ιστός είναι πολύ μεγαλύτερο σε σχέση με το μέγεθος του μήκους κύματος του laser που χρησιμοποιήθηκε.

Θεωρία της σκέδασης Mie

Όταν οι σκεδαστές έχουν μέγεθος είναι πολύ μεγαλύτερο από το μήκος κύματος του φωτός ονομάζονται σωματίδια Mie. Η συμπεριφορά αυτών των σωματιδίων όταν προσπίπτει πάνω τους μια δέσμη laser μπορεί να περιγραφεί με όρους απλής απορρόφησης ή ανάκλασης.

Το σημαντικό είναι ότι λόγω του μεγάλου μεγέθους των θεωρούμενων σωματιδίων ως προς το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, κατά την αλληλεπίδραση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας με το σωματίδιο, μπορούμε να αγνοήσουμε τα κυματικά χαρακτηριστικά του φωτός. Αυτό σημαίνει ότι το

φαινόμενο μπορεί να ερμηνευθεί θεωρητικά με αρχές γεωμετρικής οπτικής, δηλαδή με απλούς όρους ανάκλασης και διάθλασης των οπτικών ακτινών που συνιστούν την εισερχόμενη δέσμη φωτός.



Εικόνα 1.13 Σχηματική απεικόνιση της σκέδασης Mie για σωματίδια μεγάλου μεγέθους όταν το σωματίδιο σκεδάζεται μια φορά.

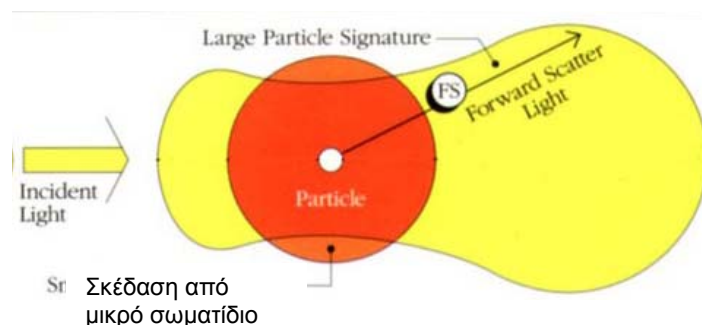
Η θεωρία της σκέδασης Mie [17] για σωματίδια που το μέγεθος τους είναι πολύ μεγαλύτερο από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας διέπεται από τις ακόλουθες θεμελιώδεις παραδοχές:

- Η προσπίπτουσα ακτινοβολία διαχωρίζεται σε δυο κατηγορίες, την ανεπηρέαστα διαδιδόμενη ακτινοβολία και την σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι ίσο με το πηλίκο της προσπίπτουσας ακτινοβολίας που αλληλεπιδρά με του σκεδαστές. Τελικά η συνολική κατανομή είναι η υπέρθεση των επιμέρους εντάσεων δηλαδή της διαδιδόμενης ακτινοβολίας και της

σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η κατανομή του σκεδαζόμενου φωτός μπορεί να προσδιοριστεί από τις μικροσκοπικές γεωμετρικές ιδιότητες του σκεδαστή, αν ληφθεί υπόψη η ανάκλαση, η διάθλαση και η περίθλαση.

- Όταν η διάμετρος του σκεδαστή (d) είναι πολύ μεγαλύτερη από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, τότε ένα τμήμα της ακτινοβολίας προσπίπτει πάνω στον σκεδαστή και το υπόλοιπο περνά γύρω από αυτόν. Τελικά η ακτινοβολία που προσπίπτει στον σκεδαστή και η ακτινοβολία που περνά γύρω από αυτόν δημιουργούν δύο ξεχωριστά φαινόμενα όπου και τα δύο σύμφωνα με την θεώρηση του Mie περικλείουν τον όρο σκέδαση. Το πρώτο φαινόμενο αποτελείται από δύο διαδικασίες την ανάκλαση και τη διάθλαση, ένα ποσοστό των ακτινών που προσπίπτουν στην επιφάνεια του σκεδαστή ανακλάται και ένα άλλο ποσοστό διαθλάται. Το διαθλωμένο φως εξέρχεται από τον σκεδαστή αφού διαθλαστεί, ή αφού υποστεί κάποιες εσωτερικές ανακλάσεις. Το δεύτερο φαινόμενο είναι η περίθλαση, στην περίπτωση αυτή η ακτινοβολία που περνάει γύρω από το σκεδαστή δημιουργεί ένα επίπεδο μέτωπο κύματος, σχήματος και μεγέθους ανάλογο της γεωμετρικής σκιάς του σκεδαστή. Το μέτωπο κύματος αυτό είναι ελλειπές και λόγω της αρχής του Huygens προκαλεί μια συγκεκριμένη γωνιακή κατανομή της έντασης. Η κατανομή της έντασης σε αυτή τη περίπτωση εξαρτάται από το σχήμα και το μέγεθος του σκεδαστή και είναι ανεξάρτητη από την σύνθεση και τη φύση της επιφάνειας του. Τα δύο αυτά φαινόμενα που παρουσιάζονται παραπάνω συνθέτουν τελικά την σκέδαση.

Αν θεωρηθεί το μέγεθος ενός σκεδαστή σταθερό και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας να μειώνεται σταδιακά τότε ο υπολογισμός της σκέδασης προσεγγίζεται από τη θεωρία της γεωμετρικής οπτικής λόγω της ανάκλασης και της διάθλασης. Επιπλέον, η μορφή της ακτινοβολίας που περιθλάται παρουσιάζει συμπίεση σε ένα στενό λοβό γύρω από την κατεύθυνση που θεωρήθηκε ως πρόσθια (για γωνίες $\theta=0$). Στην περίπτωση που ο σκεδαστής είναι αρκετά μεγαλύτερος από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας η πλήρης μορφή της ακτινοβολίας που σκεδάζεται είναι αυτή που παρουσιάζεται στην εικόνα 1.14, παρατηρείται ένας πολύ στενός και κεντρικός λοβός λόγω της περίθλασης και μια μικρότερη έντασης ακτινοβολία προς όλες τις κατευθύνσεις η οποία εξαρτάται από τις οπτικές ιδιότητες του σωματιδίου.



Εικόνα. 1.14 Σχηματική απεικόνιση της σκέδασης από μεγάλο σωματίδιο (κίτρινη περιοχή), και από μικρό σωματίδιο (κόκκινη περιοχή).

Θεωρία της σκέδασης Rayleigh

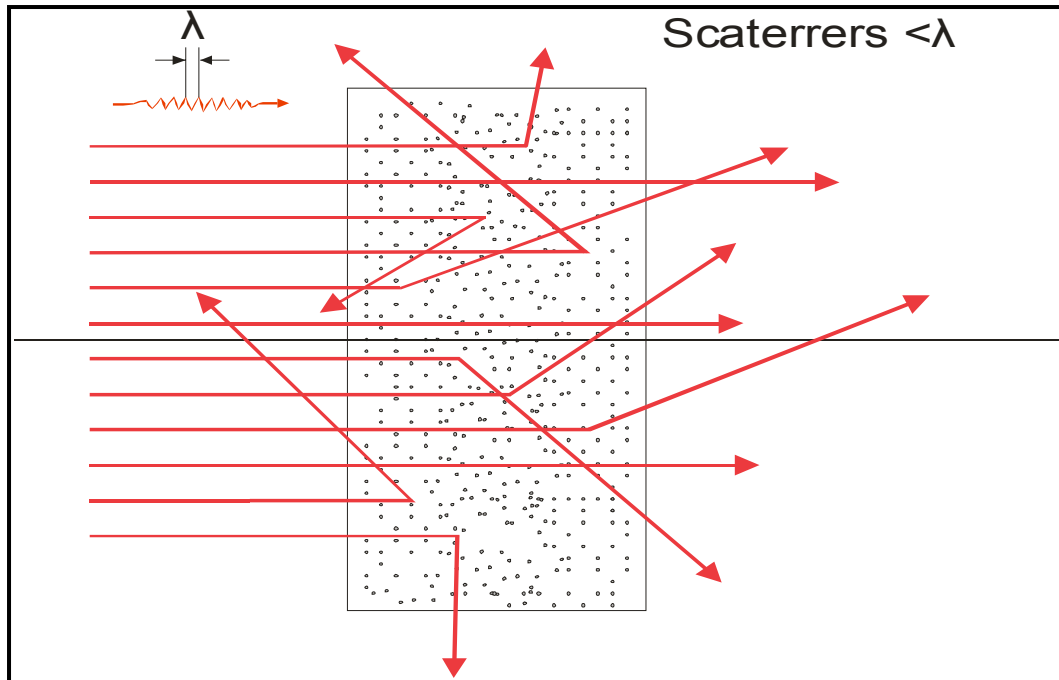
Για τα σωματίδια των οποίων οι διαστάσεις είναι πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος (υπό συνθήκες) και για τα οποία τα σκεδαζόμενα μόρια μπορούν να θεωρηθούν ανεξάρτητα, μπορεί να εφαρμοστεί η θεωρία του Rayleigh προκειμένου να περιγραφεί η διαδικασία σκέδασης. Σύμφωνα με τη θεωρία αυτή μπορούμε να δεχτούμε ότι τα σκεδαζόμενα μόρια είναι πολωμένα. Η προσπίπτουσα ακτινοβολία πολώνει την ηλεκτρονική δομή του κάθε μορίου με τη μορφή ενός δίπολου στο οποίο τα ηλεκτρόνια κινούνται προς την ίδια κατεύθυνση αφήνοντας με αυτό τον τρόπο θετικό φορτίο στην αντίθετη πλευρά από αυτήν της κίνησης τους. Αυτά τα δίπολα ταλαντώνονται ανάλογα με την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Σύμφωνα με την κλασική φυσική τα ταλαντευόμενα δίπολα πρέπει να εκπέμπουν ενέργεια γι' αυτό το λόγο απορροφούν ενέργεια από το πεδίο πρόσπτωσης και στη συνέχεια την εκπέμπουν. Το σύνολο της ακτινοβολίας αυτής εκπέμπεται σε κατεύθυνση κάθετη προς τον άξονα του δίπολου ενώ κατά μήκος του άξονα η ενέργεια είναι μηδενική.

Η θεωρία σκέδασης του Rayleigh μπορεί να προβλέψει τα ακόλουθα:

1. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία υπό γωνία 90° ως προς την μεταδιδόμενη ακτίνα είναι πλήρως πολωμένη.
2. Το ποσό του σκεδαζόμενου φωτός είναι ανάλογο του αντιστρόφου της τέταρτης δύναμης του μήκους κύματος. Σαν αποτέλεσμα, το μπλε φως

των 400nm σκεδάζεται 9,4 φορές περισσότερο από το κόκκινο φως των 700nm μήκος κύματος.

3. Το ποσό του φωτός που σκεδάζεται στην οπίσθια και στην πρόσθια επιφάνεια είναι ίσο.



Εικόνα. 1.14 Σχηματική παράσταση της σκέδασης Rayleigh

Η θεωρία του Rayleigh δεν μπορεί να εφαρμοστεί όταν το μέγεθος των σκεδαζόμενων μορίων είναι συγκρίσιμο ή μεγαλύτερο από το μήκος κύματος και σε αυτή την περίπτωση πρέπει να εφαρμοστεί ένα πιο πολύπλοκο μοντέλο. Θα θεωρείται το μέγεθος των μορίων σύμφωνα με τους κανόνες που ακολουθούν:

1. Εάν το ταλαντευόμενο δίπολο είναι πολύ μεγαλύτερο από το μήκος κύματος τότε στον υπολογισμό της ποσότητας της ακτινοβολίας που εκπέμπεται προς κάθε κατεύθυνση πρέπει να ληφθεί υπόψη η

ακτινοβολία από κάθε σημείο του δίπολου. Επειδή αυτά είναι τώρα σε διαφορετικές αποστάσεις και για αυτό έχουν διαφορετικές φάσεις σε συμφωνία με έναν παρατηρητή ή ένα ανιχνευτή, η συμβολή από τα διαφορετικά σημεία του δίπολου πρέπει να ληφθεί υπόψη.

2. Αν τα σκεδαζόμενα μόρια είναι πολύ μεγαλύτερα από το μήκος κύματος κατά μήκος της διεύθυνσης του φωτός, υπάρχει ένας αριθμός από ταλαντευόμενα δίπολα εντός του μορίου τα οποία συμβάλλουν ενισχυτικά στην πρόσθια κατεύθυνση και τείνουν να συμβάλλουν καταστροφικά στην οπίσθια κατεύθυνση. Αυτή η συμπεριφορά γίνεται εντονότερη με την αύξηση του μεγέθους. Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι καθώς το μέγεθος του μορίου αυξάνει η πρόσθια σκέδαση αυξάνει εις βάρος της οπίσθιας.

Η πρόβλεψη των ιδιοτήτων σκέδασης των μορίων αυθαίρετου μεγέθους και σχήματος είναι πολύ δύσκολη αν όχι αδύνατη, αλλά υπάρχουν λύσεις για περιπτώσεις απλών σχημάτων. Επειδή το ποσό του φωτός που σκεδάζεται είναι ανάλογο της ποσότητας του προσπίπτοντος φωτός στο μόριο. Όσο μεγαλύτερη η επιφάνεια του μορίου, τόσο μεγαλύτερη η σκέδαση.

1.5 Προσομοίωση Monte Carlo

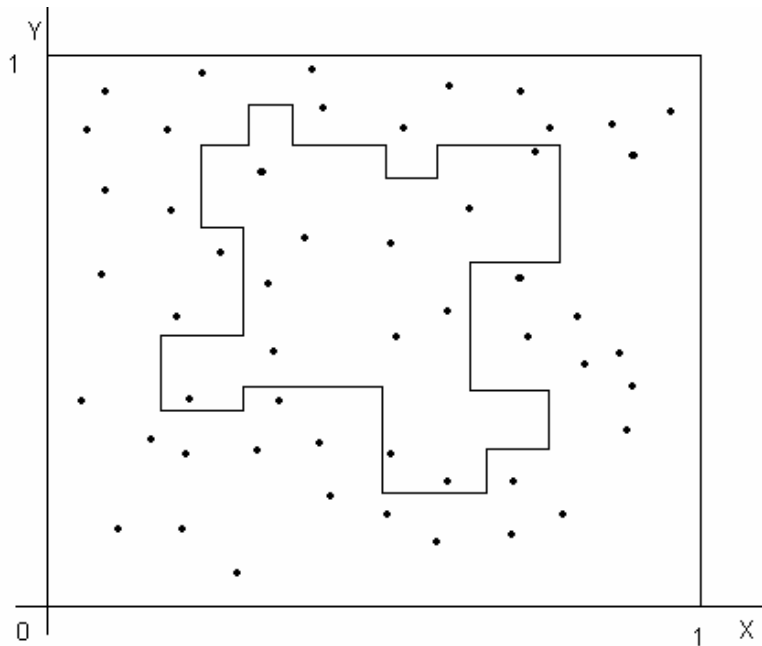
Χρησιμοποιώντας την έννοια της προσομοίωσης αναφερόμαστε σε αριθμητικές μεθόδους οι οποίες έχουν παρόμοια συμπεριφορά με φυσικά συστήματα, ειδικότερα όταν κάθε άλλη ανάλυση του φαινομένου

περιγράφεται με πολύπλοκους μαθηματικούς τύπους. Ένα είδος προσομοίωσης είναι και η μέθοδος Monte Carlo, που χρησιμεύει για να παράγει τυχαίες τιμές για ασταθείς μεταβλητές έτσι ώστε τελικά να προσομοιώσει με ένα μαθηματικό μοντέλο το φαινόμενο που εξετάζεται.

Το όνομα Monte Carlo προέρχεται από την πόλη του Monte Carlo στο πριγκιπάτο του Μονακό, που είναι διάσημο για το καζίνο του και τα τυχερά παιχνίδια. Μια από τις απλούστερες μηχανές που μπορούμε να περιγράψουμε η οποία να μας εξασφαλίζει τυχαίες ποσότητες, είναι η ρουλέτα.

Η monte carlo προσομοίωση χρησιμοποιείται προκειμένου να λυθούν μια πλειάδα από φυσικά και μαθηματικά προβλήματα. Η μέθοδος αυτή "γεννήθηκε" το 1949 όταν εκδόθηκε ένα άρθρο με τον τίτλο "The Monte Carlo Method" και επινοήθηκε από τους Αμερικανούς μαθηματικούς J.Neyman και S.Ulam. Στην Σοβιετική Ένωση το πρώτο σχετικό άρθρο που δημοσιεύτηκε ήταν το 1955 και 1956. Τον δέκατο ένατο και στις αρχές του εικοστού αιώνα τα στατιστικά προβλήματα επιλύονταν συνήθως με την μέθοδο της τυχαίας επιλογής η οποία ουσιαστικά προέρχεται από την μέθοδο M.C. Πριν από την εμφάνιση των ηλεκτρονικών υπολογιστών η μέθοδος αυτή δεν ήταν ιδιαίτερα προσφιλής λόγω του ότι όλοι οι υπολογισμοί έπρεπε να πραγματοποιούνται με το χέρι, πράγμα που απαιτεί ιδιαίτερα πολύ χρόνο, αλλά μετά την εμφάνιση των υπολογιστών η μέθοδος άρχισε να χρησιμοποιείται ευρέως.

Για να γίνει πιο κατανοητός ο τρόπος λειτουργίας της M.C θα δοθεί παρακάτω ένα απλό παράδειγμα. Ας υποθέσουμε ότι θέλουμε να υπολογίσουμε το εμβαδόν του επίπεδου χωρίου S. Το επίπεδο αυτό δεν είναι απαραίτητο να έχει ένα καθορισμένο σχήμα, μπορεί να δίνεται γραφικά ή αναλυτικά και μπορεί να είναι μη συνεκτικό. Έστω ότι το χωρίο που περιγράφεται παραπάνω ότι είναι το χωρίο του παρακάτω σχήματος (εικόνα 1.15) και ας υποθέσουμε ότι βρίσκεται ολόκληρο εσωτερικά του τετραγώνου στο σχήμα με πλευρές ίσες με τη μονάδα. Διαλέγουμε N τυχαία σημεία εντός του τετραγώνου και συμβολίζουμε με N' τα σημεία που βρίσκονται εντός της επιφάνειας S. Είναι φανερό με τη βοήθεια της γεωμετρίας ότι το εμβαδόν του S είναι περίπου ίσο με το λόγο N'/N . Όσο μεγαλύτερο είναι το N με τόση μεγαλύτερη ακρίβεια μπορεί να γίνει αυτή η εκτίμηση. Στο παράδειγμα του σχήματος είναι $N=40$. Από αυτά $N'=12$ τα οποία βρίσκονται εσωτερικώς του S. Ο λόγος $N'/N=12/40=0.30$ ενώ το ακριβές εμβαδόν του χωρίου είναι ίσο με 0.35. Παρατηρούμε λοιπόν ότι μπορεί να υπολογιστεί στατιστικά το εμβαδόν του συγκεκριμένου χωρίου.



Εικόνα 1.15 Χωρίο εμβαδού ίσο με S εντός τετραγώνου με πλευρές ίσες με τη μονάδα

Σε όλες τις εφαρμογές της μεθόδου κατασκευάζεται ένα στοχαστικό μοντέλο σύμφωνα με το οποίο η αναμενόμενη τιμή μιας συγκεκριμένης τυχαίας μεταβλητής (ή ένας συνδυασμός από περισσότερες από μια τυχαίες μεταβλητές) είναι ισοδύναμη με την τιμή ενός καθορισμένου φυσικού μεγέθους. Στη συνέχεια η αναμενόμενη αυτή τιμή εκτιμάται από το μέσο όρο που υπολογίζεται από μια σειρά ανεξάρτητων δειγμάτων τα οποία αντιπροσωπεύουν την τυχαία μεταβλητή. Προκειμένου να εξασφαλίσουμε τη σειρά από ανεξάρτητα δείγματα, χρησιμοποιούμε τυχαίες τιμές οι οποίες ακολουθούν την κατανομή της μεταβλητής που θέλουμε να υπολογίσουμε. Υπάρχουν τρεις μέθοδοι για την δημιουργία των τυχαίων μεταβλητών και είναι οι παρακάτω:

- Οι πίνακες των τυχαίων αριθμών (Tables of Random Numbers)
- Ο γεννήτορας τυχαίων αριθμών (Random-Number Generators)
- Οι ψευδό-τυχαίοι αριθμοί (Pseudo-Random Numbers)

Ωστόσο η μέθοδος είναι στατιστική και στην περίπτωση που παρουσιάζεται εδώ, για να καθοριστεί η κατανομή της ακτινοβολίας είναι υποχρεωτικός ο υπολογισμός της διάδοσης ενός πολύ μεγάλου αριθμού φωτονίων από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Σαν αποτέλεσμα, να απαιτείται αρκετός χρόνος για να πραγματοποιηθούν αυτοί οι υπολογισμοί. Αυτό είναι και το μοναδικό μειονέκτημα της μεθόδου M.C, αλλά όπως αναφέρθηκε και στο παράδειγμα παραπάνω με το χωρίο S, όσα περισσότερα σημεία λαμβάνονταν υπόψη, τόσο ακριβέστερα τα αποτελέσματα έτσι και στην περίπτωση της ακτινοβολίας όσο μεγαλύτερος ο αριθμός των φωτονίων που διαδίδονται τόσο πιο ακριβές αποτέλεσμα δίνεται από τον αλγόριθμο. Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου M.C είναι η ευχέρεια να μετατρέπεται σε διάφορες μορφές ανάλογα με τη φύση του προβλήματος και μπορεί να δίνει αποτελέσματα ακόμα και σε περιπτώσεις μεταβλητής ακτινοβολίας, μη κάθετης ακτινοβολίας, σε περιπτώσεις ιστών με μη ομοιόμορφα στρώματα κ.α.

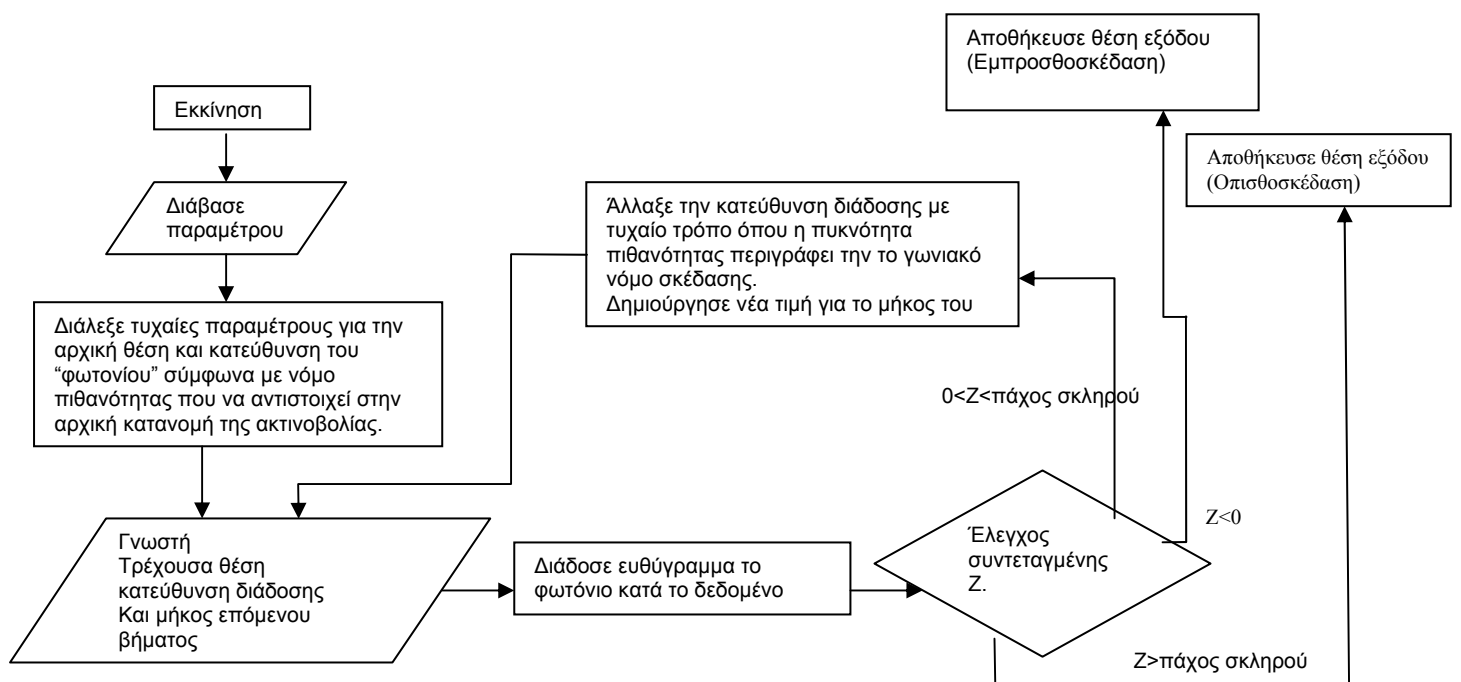
Ειδικό μέρος

2.1 Μοντελοποίηση της σκέδασης

Για την δημιουργία του μαθηματικού μοντέλου που περιγράφει την σκέδαση χρησιμοποιήθηκε το υπολογιστικό πακέτο Matlab 6.1. Το μοντέλο αυτό στη συγκεκριμένη εργασία κατασκευάστηκε για να προσομοιωθεί η διασκληρική ακτινοβόληση του ακτινωτού σώματος του οφθαλμού με διοδικό laser, και να προβλεφθεί η κατανομή της ακτινοβολίας στο επίπεδο εξόδου του σκληρού χιτώνα. Το μοντέλο είναι χρήσιμο για την εξομοίωση της ακτινοβόλησης οποιουδήποτε σκληρού γνωστού πάχους. Αυτή η “ευκαμψία” του προγράμματος οφείλεται στο ότι οι παράμετροι που χαρακτηρίζουν το ακτινοβολούμενο σώμα (πάχος), μπορούν εύκολα να μεταβληθούν από το χρήστη, με αποτέλεσμα να έχει τη δυνατότητα να εξετάσει την σκέδαση σε μια πλειάδα από πάχη.

Στο παρακάτω διάγραμμα ροής απεικονίζεται σχηματικά η πορεία που ακολουθεί κάθε φωτόνιο κατά την ακτινοβόληση του laser και ο αλγόριθμος που περιγράφει την κίνηση του. Αρχικά το φωτόνιο εισέρχεται στο σκληρό χιτώνα και καταγράφεται η αρχική του θέση στη συνέχεια σκεδάζεται υπό γωνία που δίνεται από μια γωνιακή πυκνότητα πιθανότητας και διανύει μέσο μήκος ευθύγραμμης διάδοσης (L). Έπειτα ελέγχονται οι συντεταγμένες της νέας θέσης του. Εφόσον η συντεταγμένη z είναι μικρότερη από το πάχος του σκληρού το φωτόνιο υπόκειται στην ίδια διαδικασία που περιγράφεται

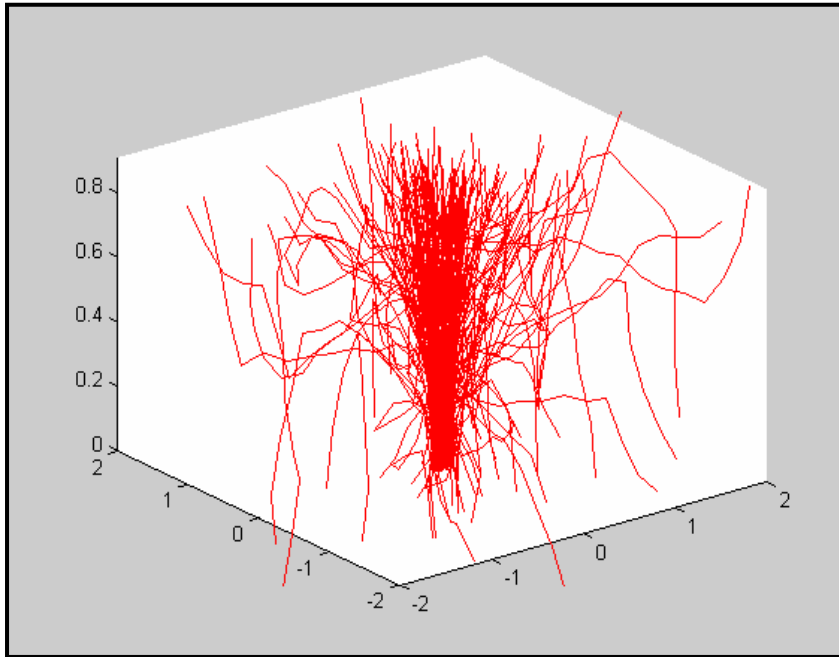
παραπάνω δηλαδή, σκεδάζεται υπό γωνία που δίνεται από τη γωνιακή πυκνότητα πιθανότητας και διανύει ευθύγραμμο τμήμα μήκους L . Στην περίπτωση που η συντεταγμένη z είναι ίση ή μεγαλύτερη από το πάχος του σκληρού) το φωτόνιο εξέρχεται από τον ιστό από την πρόσθια πλευρά και καταγράφεται η θέση εξόδου και τέλος αν η συντεταγμένη z είναι μικρότερη από μηδέν, τότε το φωτόνιο εξέρχεται πάλι από τον ιστό, αλλά από την οπίσθια πλευρά και καταγράφεται η θέση εξόδου.



Ο αλγόριθμος

Για την πραγματοποίηση του συγκεκριμένου μοντέλου θεωρήθηκαν κάποιες παραδοχές. Ο σκληρός θεωρήθηκε ως ιστροπικό σκεδάζον μέσο. Δηλαδή ότι διατηρεί τις ίδιες μηχανικές και οπτικές ιδιότητες σε κάθε σημείο του.

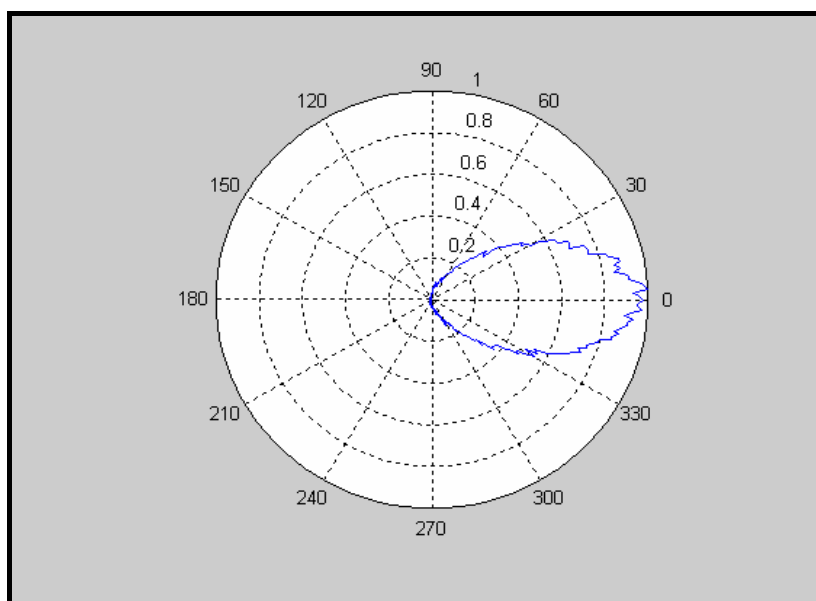
Αρχικά το κάθε φωτόνιο εισέρχεται στο σκληρό από την οπίσθια πλευρά την οποία ορίζουμε ως την πλευρά που έρχεται σε επαφή με την οπτική ίνα, η οποία θεωρήθηκε κυκλική. Η συντεταγμένη z δηλώνει σε ποιο βάθος του ιστού βρίσκεται το φωτόνιο ενώ σε συνδυασμό με τις συντεταγμένες x και y δηλώνεται η ακριβής θέση του φωτονίου. Μια ακόμα παραδοχή είναι οι αρχικές συνθήκες που ληφθήκαν για το σημείο εισόδου όπου είναι $x=0$, $y=0$, $z=0$. Ο αριθμός των φωτονίων που θα "τρέξει" το πρόγραμμα είναι επιλογή του χρήστη, η εντολή `numofphotons=20000` χρησιμοποιεί 20000 φωτόνια για να περιγράψει το φαινόμενο και η εντολή `numofscatplot=200` επιλέγει πόσα φωτόνια θα σχεδιαστούν για τη δημιουργία του γραφήματος της εικόνας 2.1. Σε αυτό το σημείο να διευκρινίσουμε ότι δεν έχει νόημα να σχεδιάσουμε στο γράφημα την πορεία όλων των φωτονίων γιατί οι γραμμές που υποδεικνύουν την πορεία επικαλύπτουν η μια την άλλη με αποτέλεσμα το γράφημα να μην έχει σαφή όψη.



Εικόνα 2.1 Σχηματική διασκληρική ακτινοβολήση. Περιγράφεται η πιθανή πορεία των φωτονίων από τη χρονική στιγμή που εισέρχονται στον ιστό μέχρι την έξοδο τους από αυτόν.

Όπως αναφέρθηκε το φωτόνιο στο εσωτερικό του σκληρό ιστό διανύει μέσο μήκος ελεύθερης διαδρομής L . Η μέση διαδρομή ελεύθερης διάδοσης (L) για κάθε φωτόνιο έχει καθοριστεί ίση με 190 microns και μεταβάλλεται τυχαία μεταξύ του διαστήματος $(190-15, 190+15)$ ακολουθώντας μια κανονική κατανομή και οι τιμές εκφράζονται σε microns. Η τιμή αυτή δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα γιατί σύμφωνα με τις αποστάσεις μεταξύ των ινιδίων του κολλαγόνου στο σκληρό το φωτόνιο θα σκεδαζόταν σε πολύ μικρότερες αποστάσεις. Θεωρήθηκε όμως η συγκεκριμένη τιμή για να εξοικονομηθεί χρόνος, αφού η προσομοίωση με τη μέθοδο M.C απαιτεί μεγάλη υπολογιστική ισχύ. Επίσης η συγκεκριμένη τιμή του L είναι ικανοποιητική γιατί προσφέρει καλή διακριτική ικανότητα στο βάθος του σκληρού.

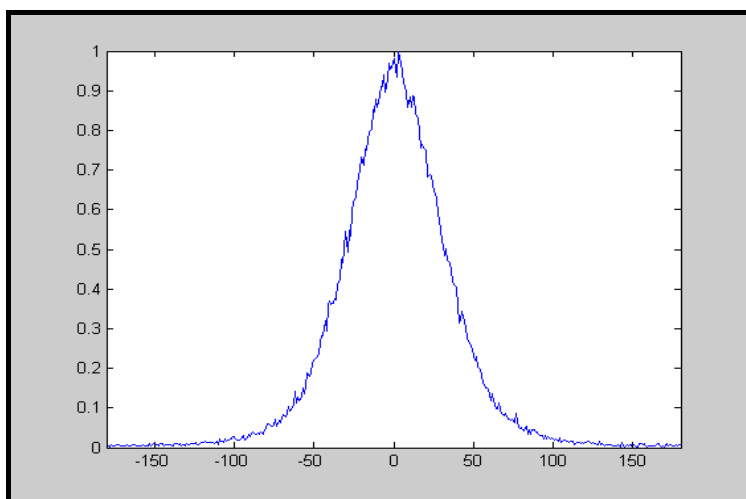
Στη συνέχεια η πορεία του μεταβάλλεται σύμφωνα με το νόμο πιθανότητας που ακολουθεί στην εικόνα 2.2 στο οποίο παριστάνεται σε πολικό διάγραμμα η γωνιακή πυκνότητα πιθανότητας για κάθε σκέδαση και δηλώνει προς πια κατεύθυνση θα κινηθεί το φωτόνιο και με τι γωνία.



Εικόνα 2.2 Πολικό διάγραμμα της γωνιακής πυκνότητας πιθανότητας για τη σκέδαση στο σκληρό

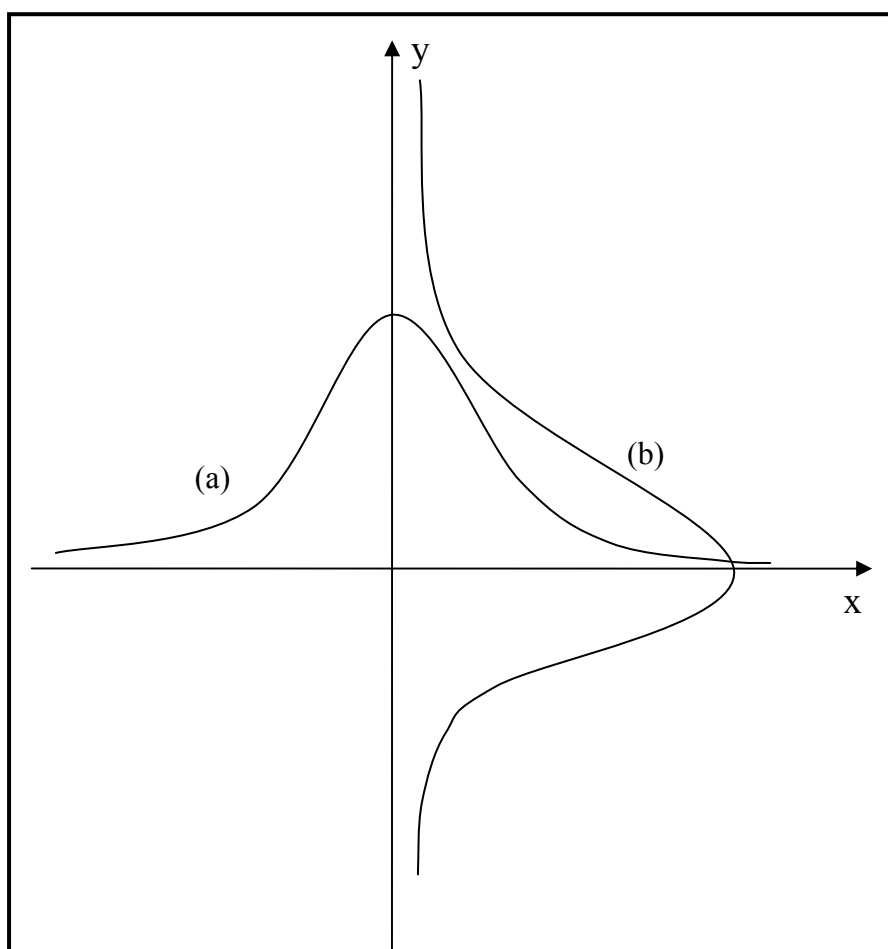
Η κατεύθυνση που θα “επιλέξει” κάθε φωτόνιο εκφράζεται από τον παραπάνω γωνιακό νόμο πιθανότητας, που καθορίζεται μακροσκοπικά έτσι ώστε να αναπαράγει την πειραματική κατανομή. Με σκοπό να ανταποκρίνεται η τελική κατανομή της ακτινοβολίας στα πειραματικά δεδομένα και εφόσον το μήκος ελεύθερης διαδρομής δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα, επιλέχθηκε η κατάλληλη εξίσωση για την περιγραφή της πυκνότητας πιθανότητας. Η πιθανότητα αυτή υπολογίζεται από έναν αλγόριθμο ο οποίος έχει κατασκευαστεί κι αυτός με το υπολογιστικό πακέτο Matlab 6.1. Στην εικόνα 2.2, Οι ομόκεντροι κύκλοι δίνουν την τιμή της

πιθανότητας με μηδέν να ισούται στο κέντρο και με μονάδα στον εξωτερικό κύκλο. Η γωνιακή αυτή πυκνότητα πιθανότητας διαμορφώθηκε έτσι ώστε η πειραματικά μετρούμενη σκέδαση να συμπίπτει με την προσομοίωση από το μοντέλο Monte Carlo. Από το διάγραμμα φαίνεται ότι η πιθανότητα για να σκεδαστεί ένα φωτόνιο με πρόσθια κατεύθυνση είναι μεγαλύτερη από την πιθανότητα να σκεδαστεί και να ακολουθήσει οπίσθια κατεύθυνση, ιδιαίτερα για μικρές γωνίες η πιθανότητα αυτή παίρνει τη μέγιστη τιμή της και είναι περίπου ίση με τη μονάδα. Στην εικόνα 2.3 απεικονίζεται το προφίλ της πρόσθιας σκέδασης αφού οι μεταβλητές του αλγόριθμου προσαρμόστηκαν κατάλληλα για να εκφράζουν τα πειραματικά δεδομένα. Όσο αυξάνει η γωνία της σκέδασης τόσο μικραίνει και η πιθανότητα για ένα φωτόνιο να σκεδαστεί υπό αυτή τη γωνία. Η πιθανότητα να υπάρξει οπισθοσκέδαση δηλαδή σκέδαση υπό γωνία 180 μοιρών είναι ελάχιστη, αλλά όχι μηδενική.



Εικόνα 2.3 Το προφίλ της πρόσθιας σκέδασης. Ο γωνιακός νόμος πιθανότητας και η μέση ελεύθερη διαδρομή έχουν προσαρμοστεί προκειμένου να ταιριάζουν με τα πειραματικά δεδομένα.

Στη συνέχεια αφού το φωτόνιο έχει σκεδαστεί και έχει μεταβληθεί η πορεία του, στο καινούριο σημείο που χαρακτηρίζει τη νέα θέση του φωτονίου πραγματοποιείται μεταφορά και στροφή αξόνων ορίζοντας καινούριους άξονες με τον εξής τρόπο, ο άξονας y' επιλέγεται έτσι ώστε να είναι πάνω στην κατεύθυνση διάδοσης και στη συνέχεια επιλέγεται ένα επίπεδο που να περιλαμβάνει το επίπεδο διάδοσης και ορίζεται ο άξονας x' κάθετος σε αυτό. Στη συνέχεια κατασκευάζεται ένα διάνυσμα πάνω στον άξονα x που έχει τυχαία κατεύθυνση διάδοσης και δίνεται από την κατανομή (a) της εικόνας 2.4, ομοίως και στον y άξονα επιλέγεται ένα διάνυσμα που η τυχαία κατεύθυνση του να δίνεται από την κατανομή (b) της εικόνας 2.4. Οι κατανομές που αναφέρονται είναι κατανομές Gauss.



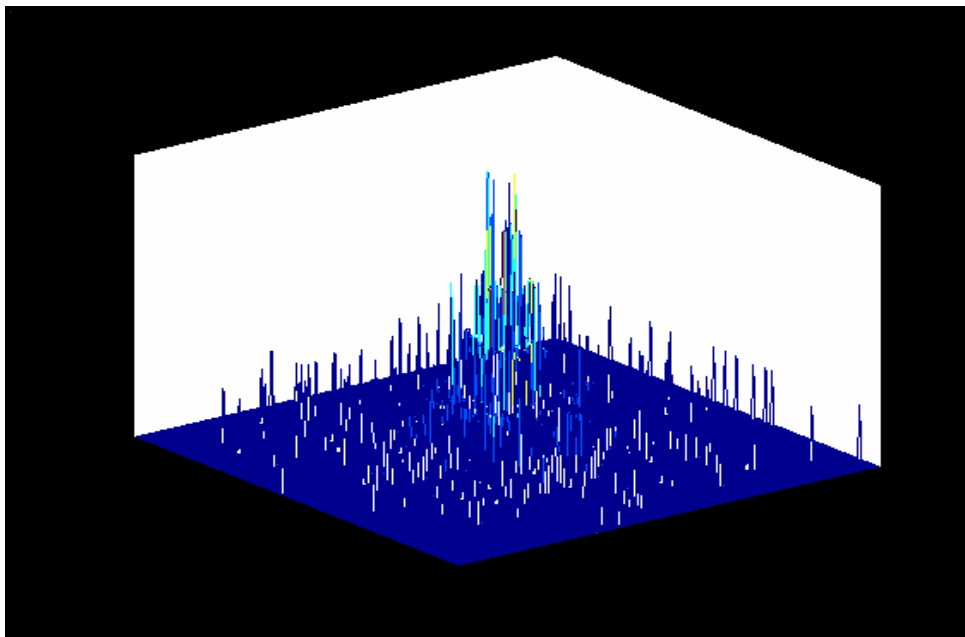
Εικόνα 2.4 οι κατανομές Gauss από τις οποίες επιλέγονται τα νέα διανύσματα

Υπολογίζεται το διανυσματικό άθροισμα αυτών των δύο και κανονικοποιείται διαιρώντας με το μήκος του. Με αυτό τον τρόπο παίρνουμε μια καινούρια κατεύθυνση διάδοσης και υπολογίζονται οι προβολές αυτού στο αρχικό σύστημα συντεταγμένων πριν αυτό να στραφεί. Ουσιαστικά δημιουργούνται δύο κάθετα διανύσματα, τα οποία βρίσκονται κάθετα μεταξύ τους από το εξωτερικό γινόμενο με ένα κάθετο διάνυσμα. Έπειτα κανονικοποιούνται και επιλέγεται τυχαία επαλληλία αυτών των δύο με ένα τυχαίο προσανατολισμό ως προς τον άξονα διάδοσης και προβάλεται το καινούριο διάνυσμα στους αρχικούς άξονες αυξάνοντας τις συντεταγμένες του μέχρι το φωτόνιο να διανύσει ξανά απόσταση μήκους L .

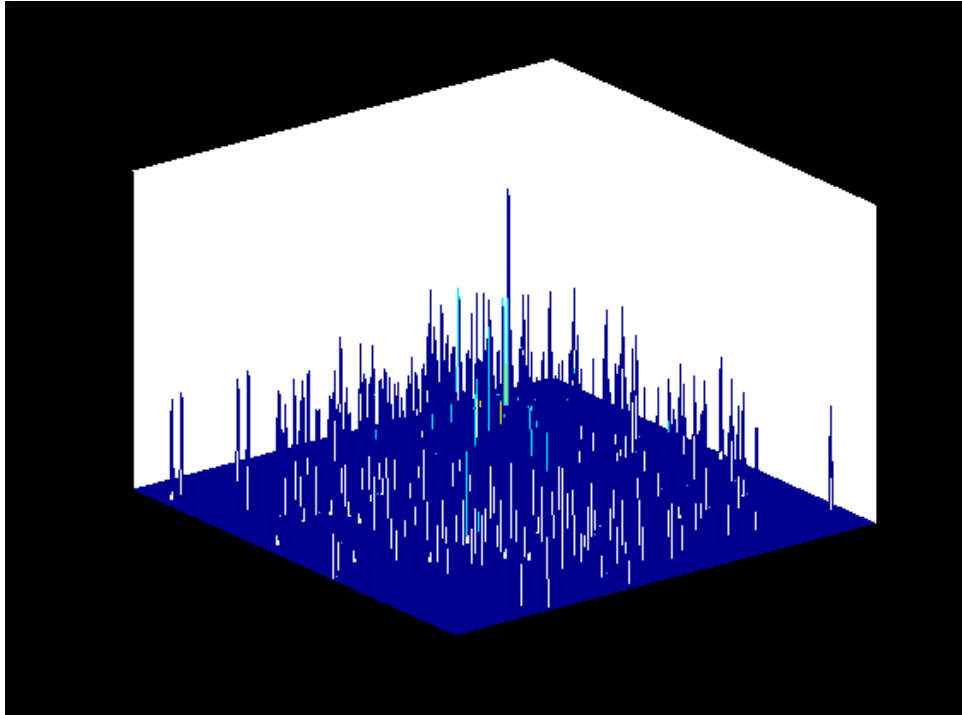
Σε αυτό το σημείο το πρόγραμμα έχει κατασκευαστεί έτσι ώστε να ελέγχει δυο ενδεχόμενα. Το ένα ενδεχόμενο είναι το φωτόνιο να έχει εξέλθει από τον ιστό και το δεύτερο είναι να βρίσκεται ακόμα στο εσωτερικό του. Αυτό καθορίζεται με τον έλεγχο της συντεταγμένης z με τον εξής τρόπο: εφόσον το z είναι μεγαλύτερο από το πάχος D του ιστού που καθορίστηκε στις αρχικές συνθήκες τότε το φωτόνιο βρίσκεται εκτός του σκληρού, και στην περίπτωση που το z είναι μικρότερο του D θα διανύσει ευθύγραμμη πορεία ίση με αυτήν που αναφέρθηκε παραπάνω και έπειτα θα αλλάξει πορεία με τον ίδιο τρόπο που περιγράφεται παραπάνω. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται μέχρι τη στιγμή που οι συντεταγμένες της θέσης του δηλώνουν ότι το φωτόνιο έχει εξέλθει από τον σκληρό.

Όταν τα φωτόνια εξέλθουν από τον ιστό εξετάζεται από πιο σημείο εξήλθαν. Αρχικά ο πρώτος έλεγχος είναι αν η έξοδος είναι από την πρόσθια

πλευρά του σκληρού ή από την οπίσθια και με αυτό τον τρόπο θεωρούμε την πρόσθια σκέδαση (*forward scattering*, *εικόνα 2.5*) και την οπίσθια σκέδαση (*backward scattering*, *εικόνα 2.6*). Για αυτό το σκοπό χωρίστηκε η πρόσθια και η οπίσθια πλευρά του ιστού σε τετράγωνα ίσου μεγέθους και ελέγχεται από πιο κύβο πραγματοποιήθηκε η έξοδος του κάθε φωτονίου. Στη συνέχεια με αυτό τον τρόπο τοποθετούνται σε διάγραμμα δύο μεταβλητών κι έτσι έχουμε μια συνολική εικόνα της πρόσθιας και οπίσθιας σκέδασης.



Εικόνα 2.5 πρόσθια σκέδαση (*forward scattering*)

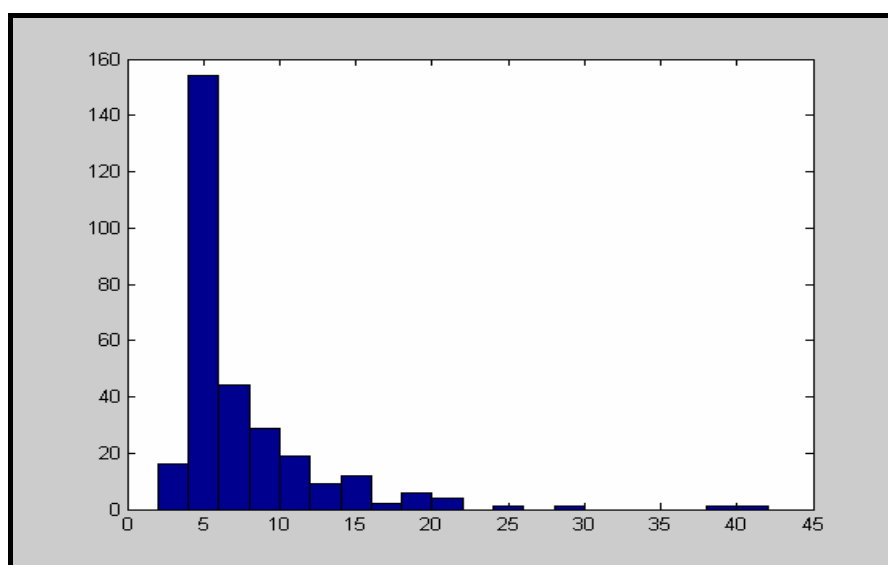


Εικόνα 2.6 οπίσθια σκέδαση (backward scattering)

Οι αρχικές συνθήκες για κάθε πακέτο διαδιδόμενης ενέργειας (θέση, κατεύθυνση διάδοσης) επιλέγονται μέσω ενός τυχαίου αλγορίθμου έτσι ώστε να ανταποκρίνονται στις ιδιότητες της προσπίπτουσας ακτινοβολίας (Διάμετρος ίνας, γωνιακή κατανομή ακτινοβολίας). Δηλαδή, αν υποθέσουμε ότι η οπτική ίνα έχει διάμετρο Δ και η γωνιακή κατανομή της ακτινοβολίας περιγράφεται από μια εξίσωση της μορφής $I(\theta)=\exp(-a\theta^2)$ (η οποία έχει μετρηθεί πειραματικά), οι αρχικές συντεταγμένες του κάθε πακέτου ενέργειας επιλέγονται ισοπίθανα από το τμήμα του επιπέδου εισόδου της ακτινοβολίας που περιορίζεται από κύκλο διαμέτρου Δ , ($x_0^2+y_0^2<\Delta^2$) ενώ για κάθε ένα από αυτά προσδιορίζεται μία αρχική κατεύθυνση διάδοσης με πιθανότητα που καθορίζεται από την σχέση $I(\theta)$.

Η απορρόφηση θεωρείται ότι μειώνεται εκθετικά σε σχέση με τα ενεργειακά πακέτα και για αυτό το λόγο θεωρήθηκε ως μηδενική στην προσομοίωση της συγκεκριμένης εργασίας. Τα ενεργειακά πακέτα καταγράφονται ως τη χρονική στιγμή που τα φωτόνια θα εξέλθουν τελικά από το σκληρό ιστό είτε με πρόσθια κατεύθυνση, είτε με οπίσθια κατεύθυνση.

Αξιοσημείωτο είναι ότι μπορούμε να υπολογίσουμε με τη βοήθεια του αλγόριθμου τον αριθμό των φωτονίων που υπόκεινται συγκεκριμένο αριθμό σκεδάσεων.



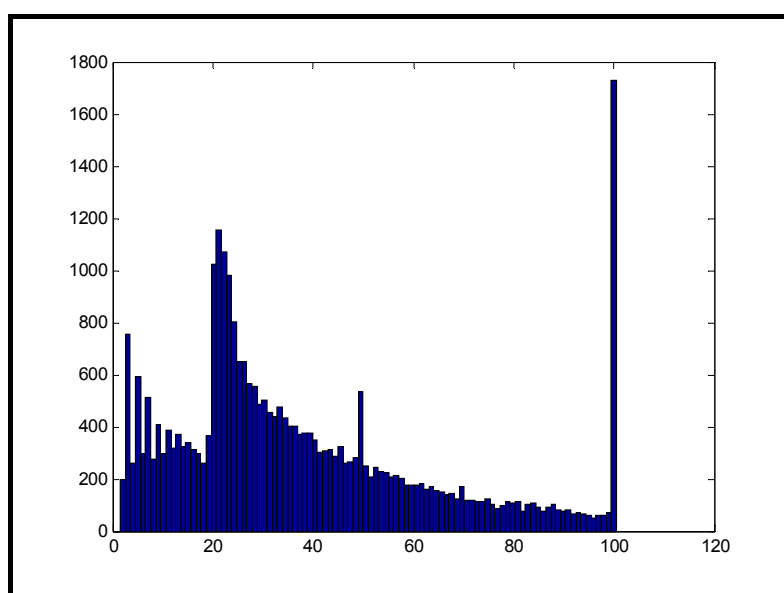
Εικόνα 2.7 κατανομή των σκεδάσεων για ελεύθερο μήκος διάδοσης (L) ίσο με 0.19 microns

Στην εικόνα 2.7 το διάγραμμα περιγράφει το διαχωρισμό των φωτονίων ανάλογα με τις σκεδάσεις που υπόκεινται. Ο άξονας x αντιπροσωπεύει τον αριθμό των σκεδάσεων και ο άξονας y τον αριθμό των φωτονίων. Είναι φανερό ότι η πλειοψηφία των φωτονίων σκεδάζεται περίπου πέντε φορές. Το

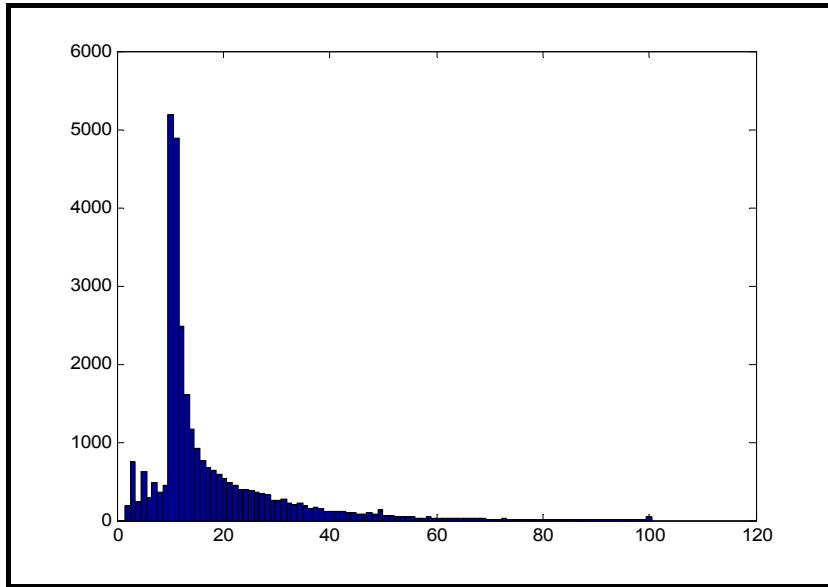
πλήθος των σκεδάσεων που εκτελεί κάθε φωτόνιο εξαρτάται από το πάχος του ιστού και από το μήκος της ελεύθερης διάδοσης.

Κατανομή σκέδασης συναρτήση του μέσου μήκους ελεύθερου διάδοσης

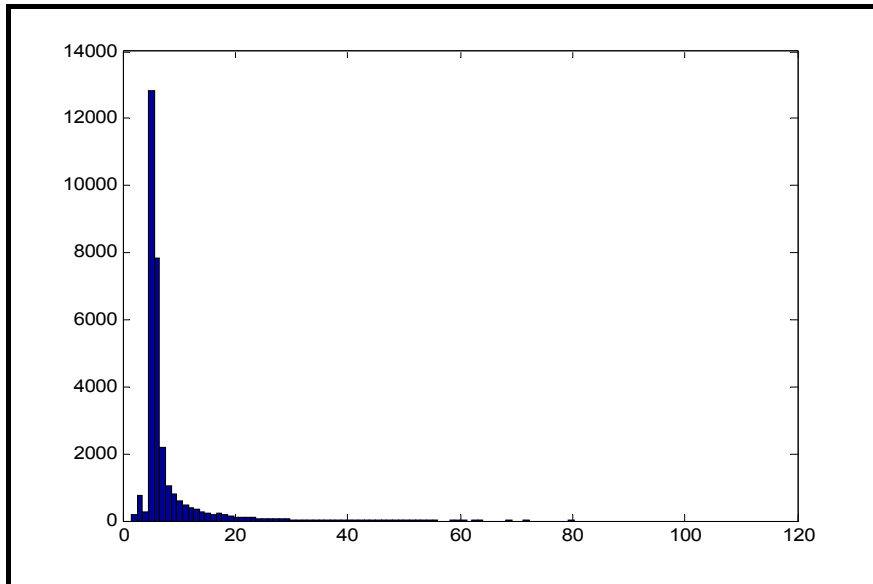
Για να ελεγχθεί η σχέση που έχει το μέσο μήκος της ελεύθερης διάδοσης με την κατανομή της σκέδασης και κατά πόσο την επηρεάζει εκτελέστηκε η εξομοίωση για διάφορες τιμές του μέσου μήκους ελεύθερης διάδοσης (L) διατηρώντας σταθερή την τιμή που αντιπροσωπεύει το πάχος του ιστού. Από τις γραφικές παραστάσεις που προέκυψαν παρατηρείται ότι σε όλες τις περιπτώσεις ο αριθμός των σκεδάσεων που υποβλήθηκε το κάθε φωτόνιο αυξάνει όσο μειώνεται το μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης (L) και αντιστρόφως. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν για τις διάφορες αυτές τιμές παρουσιάζονται στα παρακάτω διαγράμματα (Εικόνα 2.8, 2.9, 2.10, 2.11, 2.12).



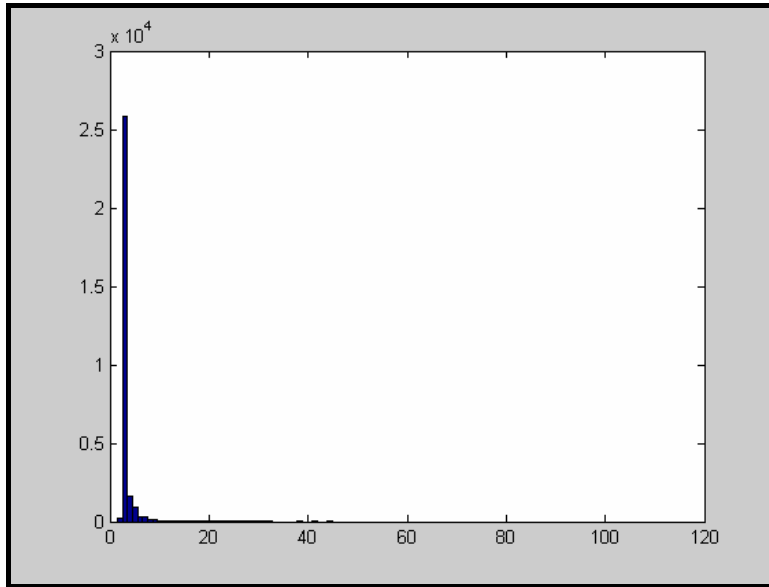
Εικόνα 2.8 η κατανομή των σκεδάσεων για μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.05$



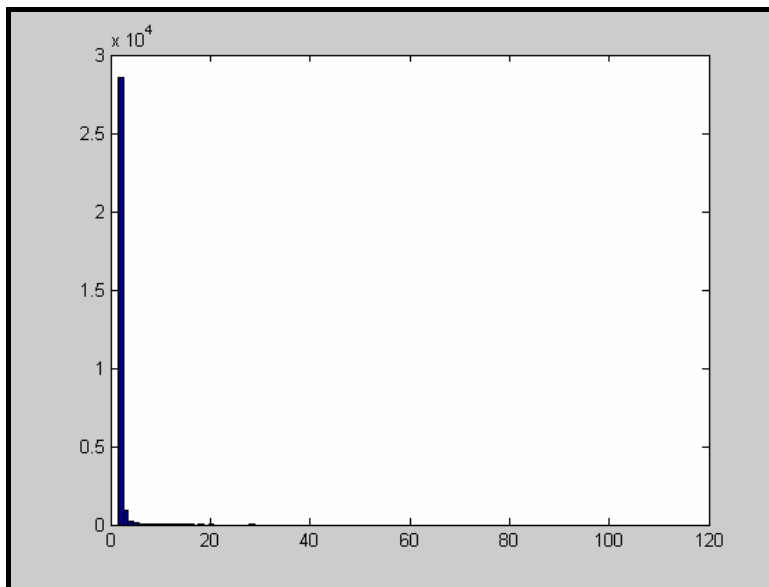
Εικόνα 2.9 η κατανομή των σκεδάσεων για μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.10$



Εικόνα 2.10 η κατανομή των σκεδάσεων για μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.20$



Εικόνα 2.11 η κατανομή των σκεδάσεων για μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.40$

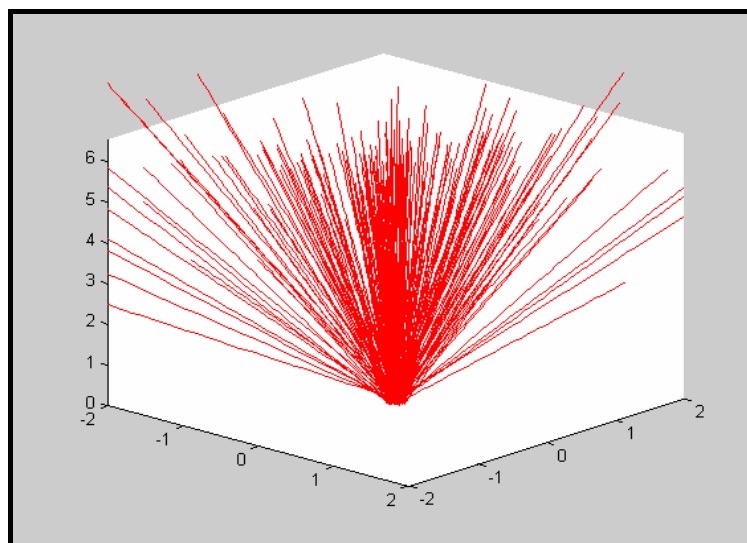


Εικόνα 2.12 η κατανομή των σκεδάσεων για μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.80$

Στα παραπάνω διαγράμματα ο άξονας των x απεικονίζει το πλήθος των σκεδάσεων και ο άξονας των y απεικονίζει το πλήθος των φωτονίων. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω όσο μικρότερο είναι το μήκος ελεύθερης διάδοσης τόσο μεγαλύτερος είναι και ο αριθμός των σκεδάσεων που θα υποστεί το κάθε φωτόνιο, γεγονός που οφείλεται στο ότι το φωτόνιο έχει να εκτελέσει μεγαλύτερο αριθμό και μικρότερου μεγέθους "βήματα" μέχρι τελικά εξέλθει από τον ιστό. Με τον όρο βήματα θεωρούνται οι κινήσεις μεταξύ δυο διαδοχικών σκεδάσεων.

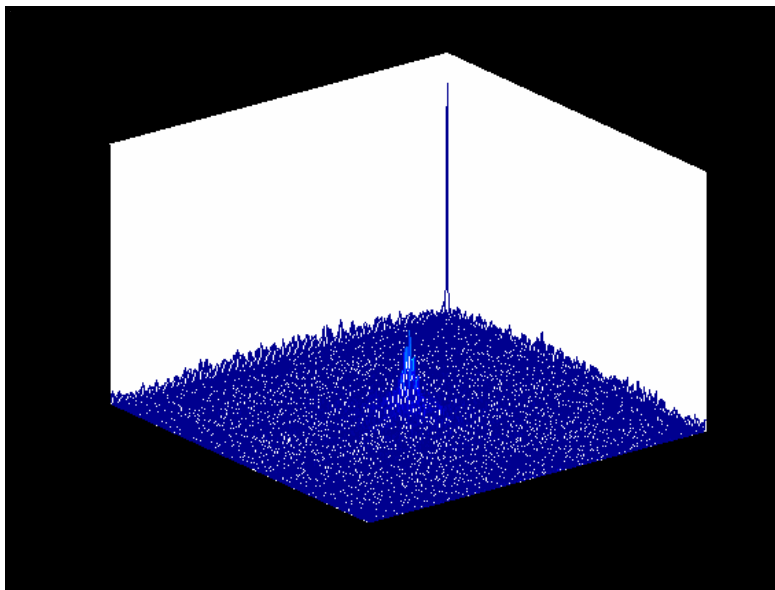
Η κατανομή όταν η σκέδαση είναι μηδενική

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει και η παρατήρηση των αποτελεσμάτων όταν το πρόγραμμα εκτελείται για μηδενική σκέδαση δηλαδή για την περίπτωση της ελεύθερης διάδοσης. Από τα διαγράμματα που ακολουθούν παρατηρείται ότι τα αποτελέσματα είναι τα αναμενόμενα σύμφωνα με τη θεωρία της διάδοσης, την οποία υπόκεινται τα φωτόνια

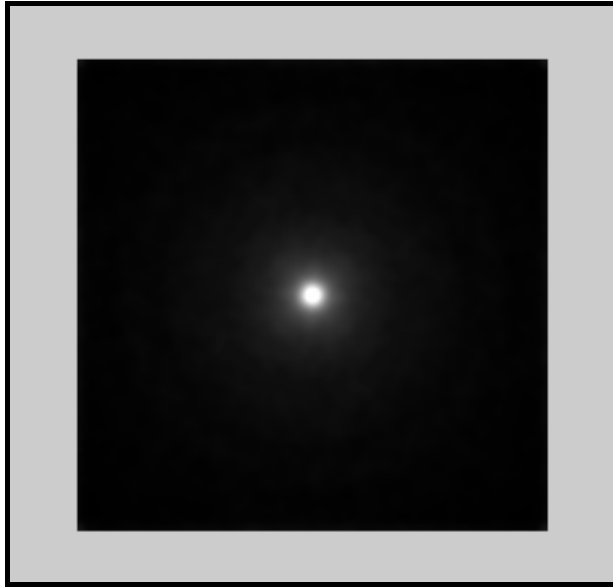


Εικόνα 2.13 Σχηματική διασκληρική ακτινοβόληση

Στην εικόνα 2.13 παρουσιάζεται η σχηματική ακτινοβολή, όπου είναι σαφές ότι τα φωτόνια εκτελούν ευθύγραμμη κίνηση για διάφορες γωνίες με πρόσθια κατεύθυνση σε κάθε περίπτωση. Το γράφημα το οποίο παρουσιάζει την οπίσθια σκέδαση θα παραμείνει κενό, κάτι που ήταν αναμενόμενο, καθώς με την απουσία σκέδασης το σύνολο των φωτονίων κινείται με πρόσθια κατεύθυνση και έτσι εξαλείφεται το φαινόμενο της οπισθοσκέδασης.

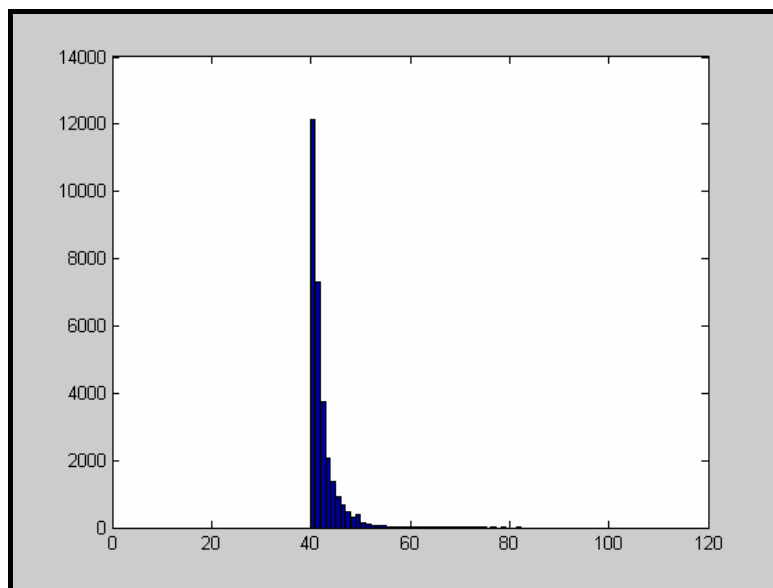


Εικόνα 2.14 πρόσθια σκέδαση (forward scattering)



Εικόνα 2.16 πρόσθια σκέδαση

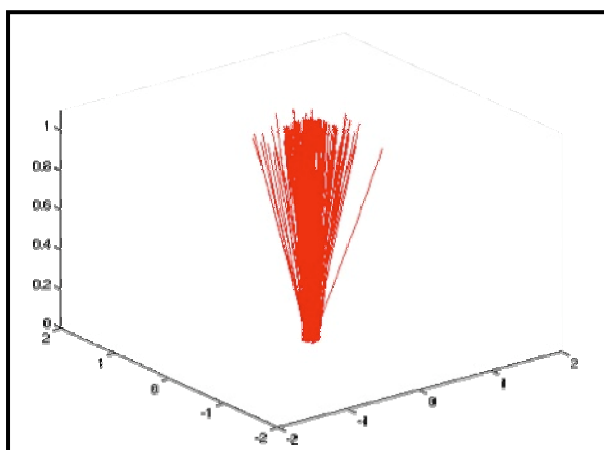
Στην εικόνα 2.18 παρουσιάζονται τα βήματα που έχει εκτελέσει κάθε φωτόνιο, αφού όπως προαναφέρθηκε η σκέδαση απουσιάζει. Με τον όρο βήμα θεωρείται η κίνηση μεταξύ δυο διαδοχικών σκεδάσεων.



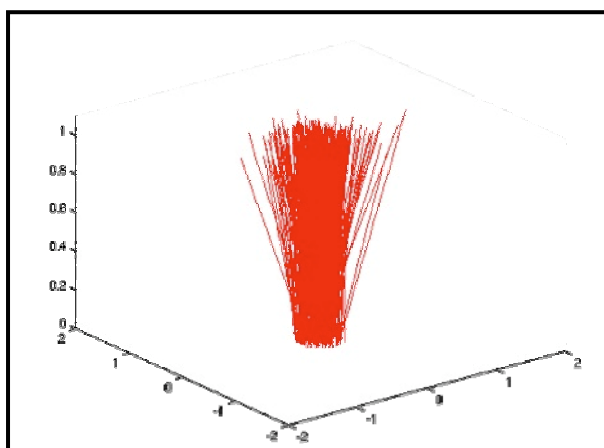
Εικόνα 2.18 κατανομή σκεδάσεων

Η κατανομή για διάφορες διαμέτρου ίνες και για διάφορες γωνιακές κατανομές

Ο αλγόριθμος που κατασκευάστηκε είναι δυνατό να υπολογίζει την κατανομή της οπίσθιας σκέδασης για διάφορες τιμές διαμέτρου της οπτικής ίνας, με αποτέλεσμα να είναι ικανό να προβλεφθούν οι παράμετροι της διασκληρικής ακτινοβολήσης του οφθαλμού για οποιαδήποτε πιθανή διάμετρο ίνας. Στην εικόνα 2.19 και 2.20 παρουσιάζεται σχηματικά η διασκληρική ακτινοβολή για πάχη ίνας 0.2mm και 0.6mm αντίστοιχα.

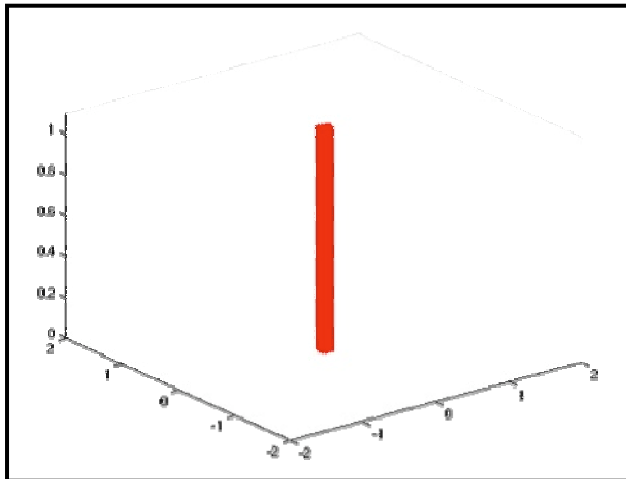


Εικόνα 2.19 Διάμετρος ίνας 0.2mm

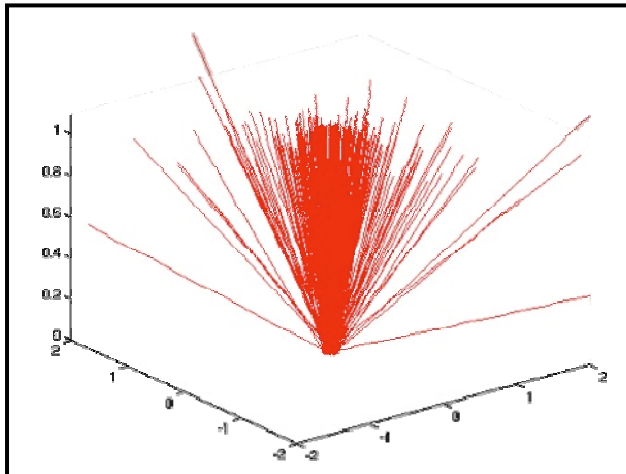


Εικόνα 2.20 Διάμετρος ίνας 0.6mm

Οι υπολογισμοί είναι δυνατό να πραγματοποιηθούν και για ίνες με διάφορες γωνιακές κατανομές για παράδειγμα όπως φαίνεται στις εικόνες 2.21 και 2.22 όπου παρουσιάζεται σχηματικά η διασκληρική ακτινοβολή για την περίπτωση της παράλληλης δέσμης και για δέσμη γωνιακής κατανομής ίση με 22° .



Εικόνα 2.21 παράλληλη δέσμη

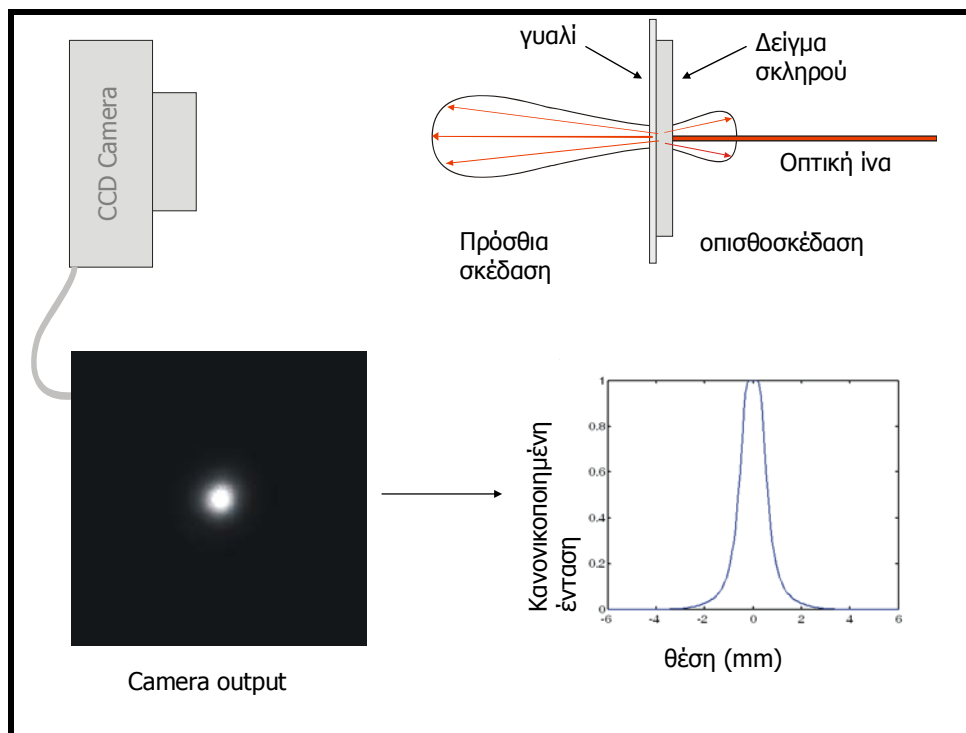


Εικόνα 2.22 γωνία ίνας 22°

2.2 Πειραματική επαλήθευση

Κατά την πειραματική επαλήθευση ο σκοπός ήταν να υπολογιστεί σε πειραματόζωο η ενδοφθάλμια φωτεινότητα που δημιουργείται όταν ο οφθαλμός ακτινοβοληθεί δια μέσου του σκληρού με ένα διοδικό laser που εκπέμπει στα 690nm και στη συνέχεια τα αποτελέσματα να συγκριθούν με αυτά που προκύπτουν από το πρόγραμμα που κατασκευάστηκε έτσι ώστε να αποδειχθεί ότι ο συγκεκριμένος αλγόριθμος πράγματι απεικονίζει την πρόσθια και οπίσθια σκέδαση κατά την διασκληρική ακτινοβολήση και είναι χρήσιμος για την εκτίμηση τους στον οφθαλμό κατά την ακτινοβολήση του.

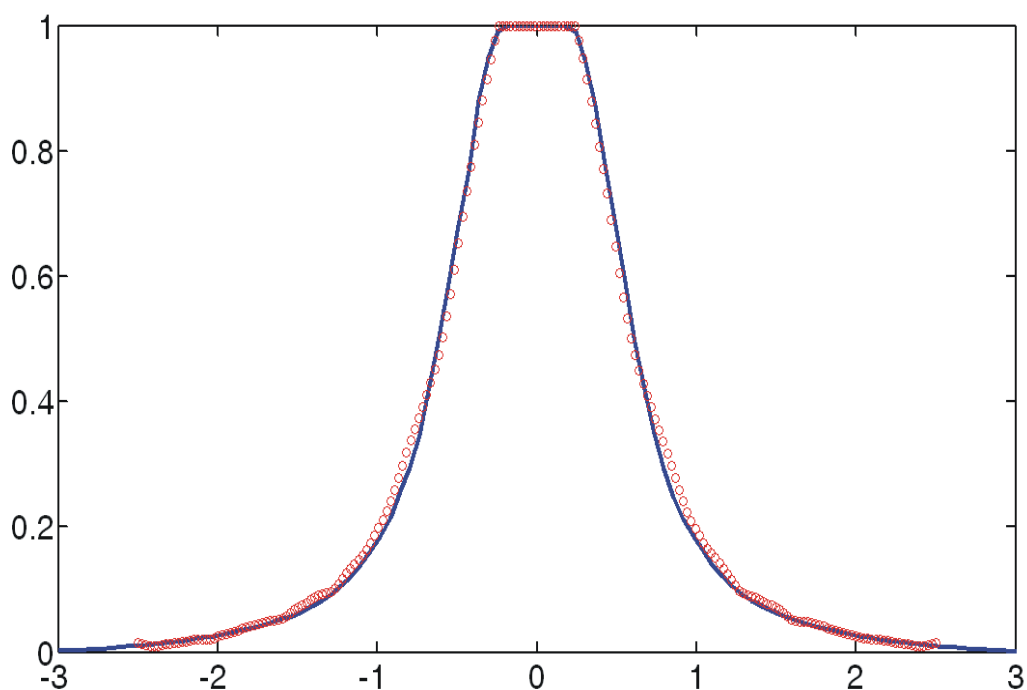
Για το πείραμα χρησιμοποιήθηκε σκληρός ιστός από φρέσκους οφθαλμούς χοίρων. Αρχικά επιλέχθηκε περιοχή του οφθαλμού γύρω από το σκληροκερατοειδές όριο χωρίς εμφανή χρώση από όπου αφαιρέθηκε ο επιπεφυκώτας και ο αμφιβληστροειδής χοριοειδής. Στη συνέχεια μετρήθηκε το ακριβές πάχος του σκληρού, με ειδικό ψηφιακό μικρόμετρο και το δείγμα τοποθετήθηκε σε καλυπτρίδα μικροσκοπίου με μικρή ποσότητα κυανοακρυλικής κόλλας η οποία τοποθετήθηκε προσεκτικά στα άκρα του δείγματος προκειμένου να μην επηρεάζει τη μέτρηση. Το δείγμα ακτινοβολήθηκε με διοδικό laser μήκους κύματος 690nm μέσω οπτικής ίνας με πυρήνα διαμέτρου 200 microns και αριθμητικό άνοιγμα 22 μοίρες. Μεταξύ των ακτινοβολήσεων κρίθηκε αναγκαίο το δείγμα να ενυδατώνεται με φυσιολογικό ορό λόγω της αφυδάτωσης που προκαλείτο από τη θερμότητα της ακτίνας του laser.



Εικόνα 2.23 Πειραματική διάταξη

Οι κατανομές την πρόσθιας και οπίσθιας σκέδασης καθορίστηκαν με τη χρήση μιας ψηφιακής φωτογραφικής μηχανής (CCD Sony XCD-X700) και στη συνέχεια μέσω ολοκλήρωσης δημιουργήθηκε το διάγραμμα της έντασης του φωτός συναρτήσει της θέσης, θεωρώντας ότι το μηδέν βρίσκεται στο κέντρο της εικόνας από την κάμερα. Προσαρμόστηκαν οι παράμετροι του μοντέλου, με μέσο μήκος ελεύθερης διάδοσης $L=0.1\text{mm}$ και γωνιακή πυκνότητα πιθανότητας με μέση τιμή της κατανομής (α) στην εικόνα 2.4 ίση με 0 και διασπορά ίση με 0.034 και μέση τιμή της κατανομής (b) στην εικόνα 2.4 ίση με 0.17 και διασπορά ίση με 0.1 έτσι ώστε να αποδίδουν με ακρίβεια το προφίλ των μετρήσεων που λήφθηκαν για ποικίλα πάχη σκληρού ιστού. Οι κατανομές αυτές παρουσιάζονται στην εικόνα 2.24

Σύμφωνα με τις μετρήσεις που έλαβαν χώρα στο εργαστήριο ένα δείγμα σκληρού ιστού με πάχος 1mm μεταβιβάζει κατά προσέγγιση τα δυο τρίτα της επικείμενης ακτίνας, και το μεγαλύτερο ποσοστό της ακτινοβολίας που απομένει υπόκειται σε οπίσθια σκέδαση. Η διάμετρος της μεταδιδόμενης ακτίνας είναι κατά προσέγγιση διπλάσια από το ελεύθερη υποθετικά σκεδαζόμενη διαδιδόμενη κατανομή. Ο συνδυασμός των δυο αυτών παραγόντων μειώνει κατά ένα έκτο την φωτεινότητα που εξέρχεται από το επίπεδο του σκληρού σε σχέση με την υποθετική δέσμη που σκεδάζεται στο ίδιο επίπεδο.



Εικόνα 2.24 Το προφίλ της σκέδασης προς τα εμπρός μέσω σκληρού 1.1mm Η μπλε γραμμή αντιπροσωπεύει τις πειραματικές μετρήσεις ενώ οι κόκκινοι κύκλοι αντιπροσωπεύουν την προσομοίωση του μοντέλου. Οι παράμετροι του μοντέλου (γωνιακός νόμος και μέση ελεύθερη διαδρομή) προσαρμόστηκαν έτσι ώστε να ταιριάζουν με τα πειραματικά δεδομένα

Το μοντέλο αυτό που δημιουργήθηκε είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για τον υπολογισμό την έντασης του φωτός που χρειάζεται για εφαρμογές όπως η διασκληρική φωτοπηξία του αμφιβληστροειδούς αλλά και η φωτοδυναμική θεραπεία του ακτινωτού σώματος όταν αυτές πραγματοποιούνται με διοδικό laser που εκπέμπει στα 690nm όπως αυτό που χρησιμοποιήθηκε για τα πειράματα που έλαβαν χώρα στο εργαστήριο.

2.3 Συμπεράσματα

Το υπολογιστικό μοντέλο που κατασκευάστηκε στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία, με χρήση της μεθόδου Monte Carlo, έχει την δυνατότητα να υπολογίζει την κατανομή της ακτινοβολίας που “φτάνει” τελικά στο ακτινωτό σώμα μέσω της διασκληρικής ακτινοβολήσης του με διοδικό laser, καθιστώντας εφικτό ο ασθενής να έχει τα βέλτιστα δυνατά αποτελέσματα κατά την θεραπεία του. Παρόλο που η επαλήθευση του αλγορίθμου πραγματοποιήθηκε μόνο για περιπτώσεις που αφορούν σε διασκληρική ακτινοβολήση οφθαλμού και με ένα συγκεκριμένης γωνιακής κατανομής και διαμέτρου, είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί και σε περιπτώσεις που είναι επιθυμητό να ακτινοβοληθεί οποιοσδήποτε άλλος ιστός, αλλά και στις περιπτώσεις εκείνες που η οπτική ίνα έχει οποιαδήποτε γωνιακή κατανομή και διάμετρο. Η “ευελιξία” αυτή του μοντέλου το καθιστά ιδιαίτερα χρήσιμο σε περιπτώσεις που ακτινοβολείται ιστός όπου δεν είναι δυνατό με αντικειμενική μέθοδο να υπολογιστεί η κατανομή της ακτινοβολίας που τελικά θα “φτάσει” σε αυτόν.

Βιβλιογραφία

1. **Gragoudas ES.** Photodynamic therapy of pigmented choroidal melanomas. Aegean Retna 3,(abstract), Samos, Greece, 1993 p 34
2. **Clyde W. Oyster** The Human Eye structure and function
3. **Κωνσταντίνος Γ. Ψύλλας** Εισαγωγή στην Οφθαλμολογία και στην Νευροοφθαλμολογία.
4. **I.M.Sobol.** The Monte Carlo Method
5. **Zacharakis Giannis** Monte Carlo Modeling of Light Propagation Through Biological Tissues, 1995
6. **Hogan MJ, Alvarado JA, Weddell JE** Histology of the Human Eye. Philadelphia, WB Saunders Co, 1971
7. **Richard P. Feynman, Robert B. Leighton, Matthew Sands** Lectures on Physics . California Institute of Technology , 1963
8. **Daxer A, Misof K, Grabner B, Ettl A, Fratzl P.** Collagen fibrils in the human corneal stroma: Structure and aging. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1998 Mar;39(3):644-8.

9. **Pierscionek BK, Weale RA.** The optics of the eye-lens and lenticular senescence. A review. *Doc Ophthalmol.* 1995;89(4):321-35.
10. **Charman WN.** Wavefront aberration of the eye: a review. *Optom Vis Sci.* 1991 Aug;68(8):574-83.
11. **Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X.** Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2002 Dec;19(12):2329-48
12. **Douthwaite WA.** The asphericity, curvature and tilt of the human cornea measured using a videokeratoscope. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2003 Mar;23(2):141-50.
13. **Heron G, Charman WN, Gray LS.** Accommodation dynamics as a function of age. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2002 Sep;22(5):389-96.
14. **Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR.** Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis.* 2001;1(1):1-8.
15. **Navarro R, Santamaria J, Bescos J.** Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Am A.* 1985 Aug;2(8):1273-81.
16. **Maeda N.** Evaluation of optical quality of corneas using corneal topographers. *Cornea.* 2002 Oct;21(7 Suppl):S75-8. Review
17. **H. C. van de Hulst** *Light Scattering by Small Particles.* Dover: 0-486-64228-3.

Παράρτημα

Στη συνέχεια ακολουθεί αναλυτικά ο κώδικας που κατασκευάστηκε στην παρούσα εργασία ακριβώς όπως εκφράζεται σύμφωνα με το υπολογιστικό πακέτο MATLAB για την προσομοίωση της διασκληρικής ακτινοβόλησης του οφθαλμού.

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
Multiple photon scattering με το "βάδισμα του μεθυσμένου"
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
clear all;
close all;
totalnumofphotons=0;
x=0;
y=0;
z=0;
count=0;
D=0.825;
Larxiko=0.19;
varL=0.015;
avax=0.17;
varax=0.1;
avlat=0;
varlat=0.073;
fiberadius=0.1;
fiberangle=0.5;
numofphotons=2000;
numofscatplot=200;
numofstatphotons=300;

initenergy=1000;
absorption=0.01;
```



```

pathlength=0;
minimumx=0;    maximumx=0;
minimumy=0;    maximumy=0;
tol=200;
scalefac=40;
forwardscat=zeros(tol,tol);
backscat=zeros(tol,tol);
fw=0;
bk=0;
lcount=1;
thetacount=1;
figure(1);
axis([-2 2 -2 2 0 1.1*D]);
t1=cputime;
for i=1:numofphotons
    k=1;
    scatterpoints=0;
    initr=rand*fiberadius;
    initangle=2*pi*rand;
    xold=initr*cos(initangle);
    yold=initr*sin(initangle);
    zold=0;
    entrypoint=[xold yold zold];
    ypsilon=rand*2*pi;
    theta=0.5*normrnd(0,fiberangle)+0.5*(2*(rand-0.5)*fiberangle);
    L=(1+varL*normrnd(0,1))*Larxiko;
    xnew=xold+L*sin(theta)*cos(ypsilon);
    ynew=yold+L*sin(ypsilon)*sin(theta);
    znew=zold+L*cos(theta);
    scatterpoints(k,1)=xnew;
    scatterpoints(k,2)=ynew;
    scatterpoints(k,3)=znew;
    i
    pathlength=L;
    while and(znew<D, znew>=0)
        if (theta==0)
            xnew=xold;
            ynew=yold;

```

```

znew=zold+L;
u1=[1 0 0];
u2=[0 1 0];
dx=xnew-xold; dy=ynew-yold; dz=znew-zold;
    delta=[dx dy dz];
else
dx=xnew-xold; dy=ynew-yold; dz=znew-zold;
    delta=[dx dy dz];
    uu1=[0 0 1];
    uu2=[0 0 1];
uu1(2)=- (dz/dy)*uu1(3);
uu2(1)=- (dz/dx)*uu2(3);
    uu3=[1 0 0];
    uu4=[1 0 0];
    uu3(3)=- (dx/dz)*uu3(1);
    uu4(2)=- (dx/dy)*uu4(1);
    uu5=[0 1 0];
    uu6=[0 1 0];
    uu5(3)=- (dy/dz)*uu5(2);
    uu6(1)=- (dy/dx)*uu6(2);
    if or(norm(uu1)>10, norm(uu1)<0.1)
        uu1=[0 0 0];
    end
    if or(norm(uu2)>10, norm(uu2)<0.1)
        uu2=[0 0 0];
    end
    if or(norm(uu3)>10, norm(uu3)<0.1)
        uu3=[0 0 0]
    end
    if or(norm(uu4)>10, norm(uu4)<0.1)
        uu4=[0 0 0];
    end
    if or(norm(uu5)>10, norm(uu5)<0.1)
        uu5=[0 0 0];
    end
    if or(norm(uu6)>10, norm(uu6)<0.1)
        uu6=[0 0 0];
    end
end

```

```

u1=uu1+uu2+uu3;
u2=uu4+uu5+uu6;
u1=u1/norm(u1);
u2=u2/norm(u2);
cosu1u2angle=dot(u1,u2)/(norm(u1)*norm(u2));
u2=u2-cosu1u2angle*u1;
u2=u2/norm(u2);
end
coef1=2*(rand-0.5);
coef2=2*(rand-0.5);
tss=coef1*u1+coef2*u2;
    tss=tss/norm(tss);
L=(1+varL*normrnd(0,1))*Larxiko;
locu1=[1 0];
locu2=[0 1];
coeflat=normrnd(0,varlat)+avlat;
coefax=normrnd(0,varax)+avax;
locu=coeflat*locu1+coefax*locu2;
locu=locu/norm(locu);
axial=locu(2)*delta/norm(delta);
lateral=locu(1)*ts;
newdirection1=[axial+lateral];
newdirection=newdirection1/norm(newdirection1);

xnewnew=xnew+L*newdirection(1);
ynewnew=ynew+L*newdirection(2);
znewnew=znew+L*newdirection(3);
    k=k+1;
    scatterpoints(k,1)=xnewnew;
        scatterpoints(k,2)=ynewnew;
            scatterpoints(k,3)=znewnew;
                xold=xnew; yold=ynew; zold=znew;
                    xnew=xnewnew; ynew=ynewnew; znew=znewnew;
                        pathlength=pathlength+L;
                            energy=round(initenergy*exp(-absorption*pathlength));
                                end
                                    allpoints=cat(1,entrypoint,scatterpoints);
                                        if not(i>numofscatplot)

```

```

    plot3(allpoints(:,1),allpoints(:,2),allpoints(:,3),'r');
end
minimumx=min(xnew,minimumx);    maximumx=max(xnew,maximumx);
    minimumy=min(ynew,minimumy);    maximumy=max(ynew,maximumy);
hold on;
singleindex=round(sqrt((xnew*scalefac)^2+(ynew*scalefac)^2));
    if (singleindex==0)
        energy=0;
        singleindex=1;
    end
    if index>tol
        index=tol;
    end
    if indey>tol
        indey=tol;
    end
    if i<numofstatphotons
        scatterstat(i)=k;
    end

    if znew>D,
        forwardscat(index,indey)=forwardscat(index,indey)+energy;

        fw=fw+1;
        frwdist(fw)=sqrt((xnew)^2+(ynew)^2);
    else
        backscat(index,indey)=backscat(index,indey)+energy;

        bk=bk+1;
        bkdist(bk)=sqrt((xnew)^2+(ynew)^2);
    end
end
end
t2=cputime;
rate=numofphotons/(t2-t1);
fprintf('Photon processing rate (in photons/sec): %g.\n',rate)
backscat(1,1)=0;
forwardscat(1,1)=0;
forwardratio=sum(sum(forwardscat))/(numofphotons*initenergy)

figure(1);

```

```

axis([-2 2 -2 2 0 1.1*D]);
feature('UseGenericOpenGL',1)
hold off;
figure(2);
    mesh(forwardscat);
    title('Forward Scatering');
grid off;
hold off;
figure(3);
feature('UseGenericOpenGL',1)
mesh(backscat);
    title('Backward Scatering');
hold off;
grid off;
totalnumofphotons=totalnumofphotons+numofphotons

frwdist(1)=0;
bkdist(1)=0;
cameraratio=(numofphotons-count)/numofphotons
    smooth=fspecial('gaussian', 11 , 2);
forwardscat2=rot90(forwardscat);
forwardscat3=rot90(forwardscat2);
forwardscat4=rot90(forwardscat3);
forwardscat=0.25*(forwardscat+forwardscat2+forwardscat3+forwardscat4);
camerafw=conv2(forwardscat,smooth);
camerafw=camerafw(6:size(camerafw)-5, 6:size(camerafw)-5);
satscale=[0 0.8*max(max(camerafw))];
figure(10)
imshow(camerafw,satscale)
title('Forward camera image')
backscat2=rot90(backscat);
backscat3=rot90(backscat2);
backscat4=rot90(backscat3);
backscat=0.25*(backscat+backscat2+backscat3+backscat4);
camerabk=conv2(backscat,smooth);
camerabk=camerabk(6:size(camerabk)-5, 6:size(camerabk)-5);
obscuration=ones(size(camerabk));
for p=1:size(obscuration,1)

```

```

    for q=1:size(obscuration,2)
if sqrt((p-0.5*size(obscuration, 1))^2+(q-0.5*size(obscuration, 2))^2)<fiberadius*scalefac
    obscuration(p,q)=0;
    else
    obscuration(p,q)=1;
    end
    end
end
camerabk=camerabk.*obscuration;
figure(11)
imshow(camerabk,[])
title('Backward camera image')
    camerafwnorm=camerafw/sum(sum(camerafw));
    camerafw=camerafwnorm;
    img=camerafw;
    img=double(img);
    imgsize = size(img);
    radaverage = zeros(1,imgsize(1));
    rotations=12;
    for i=1:rotations
        imgrot = imrotate(img,360*(i-1)/rotations,'bilinear','crop');
        radaverage = radaverage + imgrot(imgsize(1)/2+1,:);
    end
    radaverage=radaverage/rotations;
    fwprofile=radaverage;
    pixelsize=1/scalefac;
    scalex=linspace(-size(fwprofile,2)*pixelsize/2,size(fwprofile,2)*pixelsize/2,(size(fwprofile,2)));
    figure(12);
    plot(scalex,fwprofile)
    axis([-2 2 0 0.007])
    figure(22); surf(scalex, scalex, camerafwnorm); shading flat;
    axis([min(scalex) max(scalex) min(scalex) max(scalex) 0 0.005]);
    img=camerabk;
    img=double(img);
    imgsize = size(img);
    radaverage = zeros(1,imgsize(1));
    rotations=36;
    for i=1:rotations

```

```

imgrot = imrotate(img,360*(i-1)/rotations,'bilinear','crop');
radaverage = radaverage + imgrot(imgsize(1)/2+1,:);
end
radaverage=radaverage/rotations;
bkprofile=radaverage;
bkprofile=bkprofile/max(bkprofile);
bkprofile=bkprofile/bkprofile(153);
figure(32);
plot(scalex,bkprofile)
axis([0 4 0 1])
figure(44);
hist(scatterstat,20)

```

Scatpolar

```

clear all;
avy=0.21;
vary=0.11;
avx=0;
varx=0.11;
close all;
numofphotons=100000;
u1=[1 0];
u2=[0 1];
angle=zeros(360,1);
for i=1:numofphotons
coefx=normrnd(0,varx)+avx;
coefy=normrnd(0,vary)+avy;
u=coefx*u1+coefy*u2;
endx=u(1);
endy=u(2);
i
if endx>0
if endy>0
index=90-round((180/pi)*asin((abs(endx)/norm(u))));
else
index=round((180/pi)*asin((abs(endx)/norm(u))))+270;

```

```

end
end
if endx<0
    if endy>0
        index=round((180/pi)*asin((abs(endx)/norm(u))))+90;
    else
        index=270-round((180/pi)*asin((abs(endx)/norm(u))));
    end
end
end
if endx==0
    if endy>0
        index=90;
    else
        index=270;
    end
end
if endy==0
    if endx>0
        index=0;
    else
        index=180;
    end
end
if endx==0
    if endy==0
        index=0;
        angle(index+1)=angle(index+1)-1;
    end
end
if index==360
    index=0;
end
angle(index+1)=angle(index+1)+1;

end
profile=zeros(360,1);
profile(1:90)=angle(271:360);

```



```
profile(91:360)=angle(1:270);  
figure(2)  
maxintensity=max(profile);  
profile=profile/maxintensity;  
xaxis=linspace(-179, 180, 360);  
plot(xaxis,profile);  
axis([-180 180 0 1])  
angleaxis=zeros(360,1);  
figure(3)  
angleaxis=(linspace(-179, 180, 360)*2*pi/360);  
polar(angleaxis, profile)  
backscatter=sum(angle(180:360))/sum(angle)
```



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ

ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ



Η ΠΑΙΔΕΙΑ ΣΤΗΝ ΚΟΡΥΦΗ

Επιχειρησιακό Πρόγραμμα
Εκπαίδευσης και Αρχικής
Επαγγελματικής Κατάρτισης