



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**Οπτικά Φαινόμενα σε Ιατρικές  
Εφαρμογές και Προσομοίωσή τους  
μέσω Εργαστηριακών Ασκήσεων**

**Νικολέττα-Αθηνά Δεράτσα**

**Αριθμός Μητρώου: 18388007**

**Επιβλέπων Αναπληρωτής Καθηγητής**

**Παναγιώτης Διαπαρίνος**

**Αθήνα 21/03/2024**

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Παναγιώτης Λιαπαρίνος

Αναπληρωτής Καθηγητής

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Καθηγήτρια

Ευστράτιος Δαβίδ

Επίκουρος Καθηγητής

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Η υπογράφουσα Νικολέττα-Αθηνά Δεράτσα του Κυριάκου-Σταύρου, με αριθμό μητρώου 18388007 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

21/03/2024

Η Δηλούσα



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκτείνεται σε τρεις βασικούς άξονες, την ανάλυση συγκεκριμένων φαινομένων διάδοσης του φωτός, την εφαρμογή τους σε ιατρικές διατάξεις, και την κατανόηση αυτών μέσω εργαστηριακών ασκήσεων δομημένες με τη βοήθεια ειδικού ψηφιακού εργαλείου.

Αρχικά, περιγράφονται βασικοί όροι των χαρακτηριστικών και της φύσης του φωτός, και εξηγούνται οι συνθήκες για τις οποίες συμβαίνει η ανάκλαση και η διάθλαση της φωτεινής ακτινοβολίας. Μια ακόμη περίπτωση που εξετάζεται είναι το φαινόμενο της ολικής εσωτερικής ανάκλασης και ερμηνείας του μέσω του νόμου του Snell, που αποτελεί ένα είδος συνδυασμού των δύο προηγούμενων.

Στη συνέχεια παρατίθενται και εξηγούνται διάφορα οπτικά εξαρτήματα τα οποία εκμεταλλευόμενα τα φαινόμενα διάθλασης, ανάκλασης και ολικής εσωτερικής ανάκλασης, είναι ικανά να δώσουν σημαντικά αποτελέσματα πολλά εκ των οποίων εφαρμόζονται σε κλινικές πράξεις. Συγκεκριμένα, δίνονται ορισμοί και διευκρινίζεται ο τρόπος επίδρασης του φωτός σε κάτοπτρα, φακούς, πρίσματα και οπτικές ίνες, τα οποία είναι απαραίτητα στην οργανολογία πολλών ιατρικών συσκευών.

Την ανάπτυξη της θεωρίας ολοκληρώνει η παράθεση ιατρικών συστημάτων στον τομέα της βιοϊατρικής οπτικής, που χρησιμοποιούνται σε διαγνωστικές και θεραπευτικές διαδικασίες και τα οποία στηρίζονται στα οπτικά εξαρτήματα που αναλύθηκαν προηγουμένως. Επιπρόσθετα παρατίθενται μερικά παραδείγματα που στηρίζονται στα φαινόμενα διάδοσης του φωτός όπως μικροσκόπια, ενδοσκόπια και πλήθος οφθαλμολογικών συστημάτων.

Τέλος, μέσω επεξηγηματικής ανάλυσης του ψηφιακού εργαλείου «bending light», που προσομοιάζει τα προαναφερθέντα οπτικά φαινόμενα, δημιουργούνται δύο εργαστηριακές ασκήσεις προσαρμοσμένες σε ιατρικές εφαρμογές που αναλύθηκαν στο θεωρητικό υπόβαθρο, καθώς και η λύση αυτών.

***Λέξεις Κλειδιά: Διάδοση φωτός, βιοϊατρική οπτική, νόμος του Snell, εργαστηριακές ασκήσεις.***

## **ABSTRACT**

The present thesis focuses on three primary axes: analysis of specific light dissemination phenomena, application of such phenomena to medical procedures, and finally understanding the optical diffusion through the development laboratory exercises by using a special digital tool.

After having described some basic terminology regarding the characteristics and nature of light, are further explained. Another examined case was the phenomenon of total internal reflection through Snell's law, which is in fact a combination of the two previously mentioned phenomena.

Subsequently, various optical components are described, which take advantage of the phenomena of refraction, reflection, and total internal reflection and thereafter applied to clinical practice.

Moreover, additional optical components are provided, (mirrors, lenses, prisms and optical fibers) which are necessary in the instrumentation of many medical devices such as, microscopes, endoscopes, and other ophthalmological systems.

Finally, by conducting an explanatory analysis of the “bending light” digital tool, which simulates the optical phenomena, two laboratory exercises are created adapted to the medical applications referred to in the theoretical part of the thesis, along with their solution.

***Keywords: Optical diffusion, biomedical optics, Snell's law, laboratory exercises.***

### **Ευχαριστίες:**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κύριο Παναγιώτη Λιαπαρίνο, για όλη την καθοδήγηση, τη βοήθεια και κατανόηση που μου παρείχε τόσο κατά το διάστημα εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας, όσο και συνολικά στα χρόνια φοίτησής μου.

Επίσης, ευχαριστώ όλους τους καθηγητές μου για τη προσπάθειά τους να μας διδάξουν και που ήταν πάντοτε παρόντες σε ό,τι τους χρειαστήκαμε.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου για την αγάπη και τη στήριξη που μου προσφέρει πάντα, αλλά και όλους τους φίλους μου οι οποίοι αποτελούν επίσης ένα πολύ όμορφο κομμάτι αυτής της διαδρομής ο καθένας με τον δικό του ξεχωριστό τρόπο.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	4
ABSTRACT.....	5
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ .....	11
2.1 Βασικές Ιδιότητες & Χαρακτηριστικά του Φωτός .....	11
2.1.1 Η φύση του φωτός.....	11
2.1.2 Χαρακτηριστικά του φωτός.....	12
2.1.3 Φάσμα Φωτός.....	12
2.1.4 Η Συμπεριφορά του Φωτός .....	14
2.2 Φαινόμενα Διάδοσης του Φωτός .....	15
2.2.1 Ανάκλαση .....	15
2.2.2 Διάθλαση .....	17
2.2.3 Διασπορά .....	23
2.2.4 Ολική Εσωτερική Ανάκλαση .....	24
2.3 Γεωμετρική Οπτική του Φωτός .....	26
2.3.1 Είδωλα – Κάτοπτρα – Φακοί.....	26
2.3.2 Πρίσματα .....	30
2.3.3 Οπτικές Ίνες.....	31
2.4 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική Οπτική .....	32
2.4.1 Μικροσκόπια .....	33
2.4.2 Ενδοσκόπια.....	36

2.4.3 Οπτική Τομογραφία Συνοχής .....	39
2.4.4 Οφθαλμολογικά Συστήματα .....	42
3. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ .....	49
3.1. Ψηφιακό εργαλείο «bending light».....	49
3.1.1 Εργαστηριακή Άσκηση Α) .....	54
3.1.2 Εργαστηριακή Άσκηση Β) .....	55
3.2 Λύσεις Εργαστηριακών Ασκήσεων .....	56
3.2.1 Λύση Εργαστηριακής Άσκησης Α).....	56
3.2.2 Λύση Εργαστηριακής Άσκησης Β).....	60
4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	63
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α - ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	68



## 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το φως και οι τεχνολογίες που βασίζονται σε αυτό έχουν διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στη διαμόρφωση της ζωής μας σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών που εκτείνονται εδώ και χιλιάδες χρόνια. Στον ιατρικό μάλιστα τομέα δεν είναι λίγα τα ιατρικά επιτεύγματα που έχουν δημιουργηθεί μέχρι σήμερα, τα οποία στηρίζονται κατά βάση τόσο στον τρόπο μετάδοσης του φωτός μέσα στην ύλη, όσο και στα αποτελέσματα αυτής καθαυτής της αλληλεπίδρασης.

Η μελέτη γύρω από βασικές έννοιες του φωτός και της συμπεριφοράς που παρουσιάζει είναι ικανή να θέσει τα θεμέλια για τη βελτίωση σύγχρονων επιστημονικών εφαρμογών, την ανάπτυξη νέων και την επίτευξη περαιτέρω έρευνας κυρίως στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης. Χάριν αυτής της μελέτης έχουν δημιουργηθεί πολλές ψηφιακές εφαρμογές, ικανές να προσομοιάσουν την εκτέλεση πειραματικών διαδικασιών σε ένα εικονικό πλαίσιο.

Στα πλαίσια χρήσης μιας τέτοιας ψηφιακής πλατφόρμας ικανής να προσομοιάσει τον τρόπο διάχυσης του φωτός και πιο συγκεκριμένα τον τρόπο διάθλασης ή ανάκλασής του από διάφορα υλικά, μπορούν συγχρόνως να δημιουργηθούν ποικίλες εργαστηριακές ασκήσεις εξυπηρετώντας με αυτό τον τρόπο εκπαιδευτικούς σκοπούς.

Στόχος, λοιπόν, της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να γίνει αρχικά μια επεξήγηση βασικών φαινομένων διάχυσης του φωτός, πάνω στα οποία αναπτύσσεται και ο τρόπος λειτουργίας επιλεγμένου ψηφιακού εργαλείου και, στη συνέχεια, να δοθούν παραδείγματα καθημερινής εφαρμογής των φαινομένων αυτών τα οποία χρησιμοποιούνται σε ιατρικά μηχανήματα για την διάγνωση και θεραπεία πολλών παθήσεων. Τέλος, μέσω της επιλεγμένης διαδικτυακής πλατφόρμας ο αναγνώστης θα είναι σε θέση να εξοικειωθεί με το περιβάλλον και τα εργαλεία που παρέχει, καθώς και να εξασκηθεί σε εργαστηριακές ασκήσεις πάνω στις οποίες θα μπορεί να επιβεβαιώσει την αποκτηθείσα γνώση.

Έτσι, ο βασικός άξονας της εργασίας χωρίζεται σε δύο κύρια μέρη. Το πρώτο, αποτελεί το θεωρητικό υπόβαθρο, στο οποίο αρχικά γίνεται μια εισαγωγική αναφορά γύρω από σημαντικές έννοιες του φωτός και των αλληλεπιδράσεών του. Έπειτα δίνεται έμφαση στην ανάλυση του τρόπου που ανακλάται και διαθλάται η οπτική ακτινοβολία, και επιπλέον επεξηγούνται διάφορα γεωμετρικά στοιχεία όπως φακοί, πρίσματα και οπτικές ίνες τα οποία λειτουργούν βάση των προαναφερθέντων αλληλεπιδράσεων. Στο

τέλος του θεωρητικού υποβάθρου έχουμε παραδείγματα κλινικών εφαρμογών ούτως ώστε ο αναγνώστης να είναι σε θέση να αντιληφθεί την σπουδαιότητα πρακτικής χρήσης των ανωτέρω φαινομένων στην καθημερινή ζωή. Το δεύτερο μέρος της εργασίας, αποτελεί το πειραματικό υπόβαθρο, στο οποίο γίνεται χρήση συγκεκριμένου ψηφιακού εργαλείου. Τελικά, μέσα από μια σειρά βημάτων εξοικείωσης με την διαδικτυακή πλατφόρμα ο αναγνώστης θα είναι σε θέση να επιβεβαιώσει την γνώση του θεωρητικού υποβάθρου, μέσω επίλυσης δύο εργαστηριακών ασκήσεων εφαρμοσμένων σε πραγματικά δεδομένα ιατρικών διαδικασιών, για τις οποίες παρατίθενται αναλυτικά και τα αποτελέσματά τους.

## 2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

### 2.1 Βασικές Ιδιότητες & Χαρακτηριστικά του Φωτός

#### 2.1.1 Η φύση του φωτός

Είναι γεγονός ότι ο άνθρωπος από την αρχή της υπάρξεώς του προσπαθούσε να εξηγήσει τα φυσικά φαινόμενα που συνέβεναν γύρω του. Η επιτυχία ερμηνείας και εξήγησης των διαφόρων φυσικών καταστάσεων που έχει σημειωθεί μέχρι σήμερα συνδέεται άμεσα με την υπάρχουσα πρόοδο και τεχνολογική εξέλιξη. Μεταξύ άλλων, ένα αντικείμενο μελέτης και συνεχούς αναζήτησης του ανθρώπου, είναι το φως και η φύση του. Η ιστορία της ερμηνείας της φύσης του φωτός είναι πραγματικά ενδιαφέρουσα, ενώ αποτελεί κρίκο στην αλυσίδα εξέλιξης των επιστημών και στην φιλοσοφία της φύσης. Σύμφωνα με τους αρχαίους Έλληνες φιλοσόφους, όπως τον Εμπεδοκλή (5<sup>ος</sup> αι. π.Χ.), και αργότερα τον Isaac Newton (18<sup>ος</sup> αι. μ.Χ.), η σωματιδιακή θεώρηση του φωτός επικράτησε για πολύ καιρό και με βάση αυτήν το φως ερμηνευόταν ως σωματίδια που ονομάζονταν «φωτόνια». Ωστόσο, η σωματιδιακή φύση τέθηκε αργότερα υπό αμφισβήτηση, κατά τον 17<sup>ο</sup> αιώνα, την εποχή τη επιστημονικής επανάστασης [1]. Ο Christian Huygens (17<sup>ος</sup> αι. μ.Χ.), εξέχων Ολλανδός μαθηματικός και επιστήμονας, πρότεινε ότι το φως είναι κύμα και χρησιμοποίησε τη θεωρία των κυμάτων για να εξηγήσει πολλά οπτικά φαινόμενα, όπως τη διάθλαση και την ανάκλαση. Η θεωρία του Huygens είχε μεγάλη επιτυχία στην εξήγηση αυτών των φαινομένων και συνέβαλε στη διευρυμένη κατανόηση της φύσης του φωτός. Η μάχη μεταξύ σωματιδιακής και κυματικής φύσης, οδήγησε, ωστόσο, στην ανάπτυξη της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (ΗΜ), καθώς και στην εξέλιξη της οπτικής, ενώ μέσα από μελέτες των James Clerk Maxwell (19<sup>ος</sup> αι. μ.Χ.) και Albert Einstein (19<sup>ος</sup> – 20<sup>ος</sup> αι. μ.Χ.) αποδείχθηκε ότι το φως είναι ηλεκτρομαγνητικό κύμα και ταυτόχρονα αποτελείται από σφαιρίδια ή «σωματίδια» ενέργειας, τα οποία αποτελούν τα κβάντα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (ενέργειας) ή αλλιώς τα φωτόνια. Αυτή η διττή φύση του φωτός είναι ένα από τα βασικά στοιχεία της κβαντικής φυσικής [1], [2], [3].

### 2.1.2 Χαρακτηριστικά του φωτός

Βασικά χαρακτηριστικά του φωτός αποτελούν η ταχύτητα διάδοσής του, η συχνότητα, το μήκος κύματος, η ενέργεια των επιμέρους φωτονίων, καθώς και η ένταση της συνολικής δέσμης του φωτός. Οι μαθηματικές εκφράσεις, οι οποίες εκφράζουν τόσο τη συμπεριφορά του φωτός όσο και την σωματιδιακή και κυματική του υπόσταση, αποτελούν τις βασικές σχέσεις των παραπάνω χαρακτηριστικών και συνοψίζονται ως εξής:

$$C = \lambda \times \nu \quad (1)$$

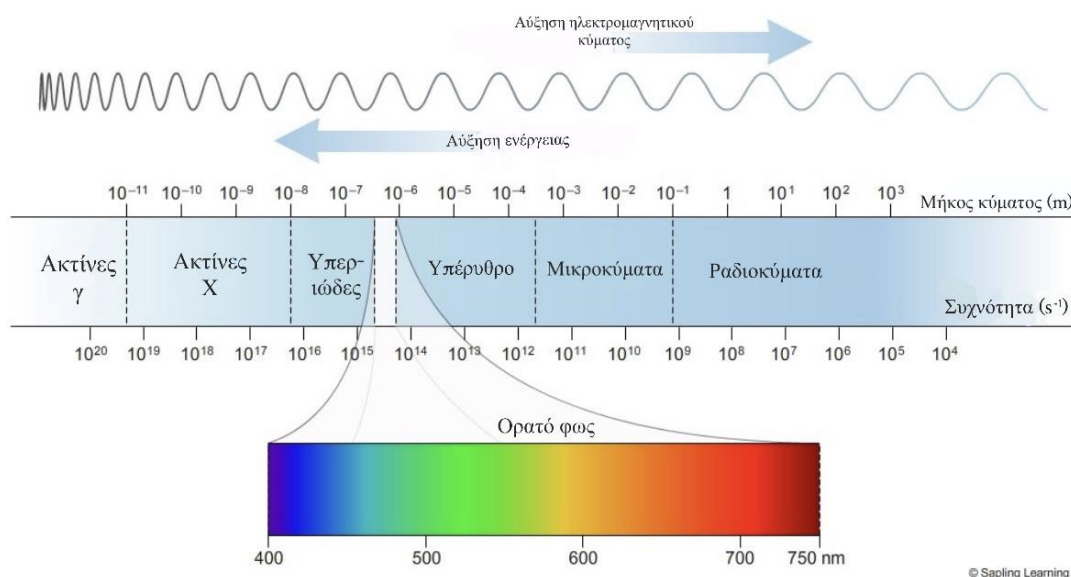
$$E = h \times \nu \quad (2)$$

$$P = \frac{h}{\lambda} \quad (3)$$

όπου  $C$  είναι η ταχύτητα του φωτός στο κενό,  $\lambda$  το μήκος κύματος,  $\nu$  η συχνότητα του φωτός,  $E$  η ενέργεια του ενός φωτονίου,  $h$  η παγκόσμια σταθερά του Planck και  $P$  η ορμή του ενός φωτονίου [1].

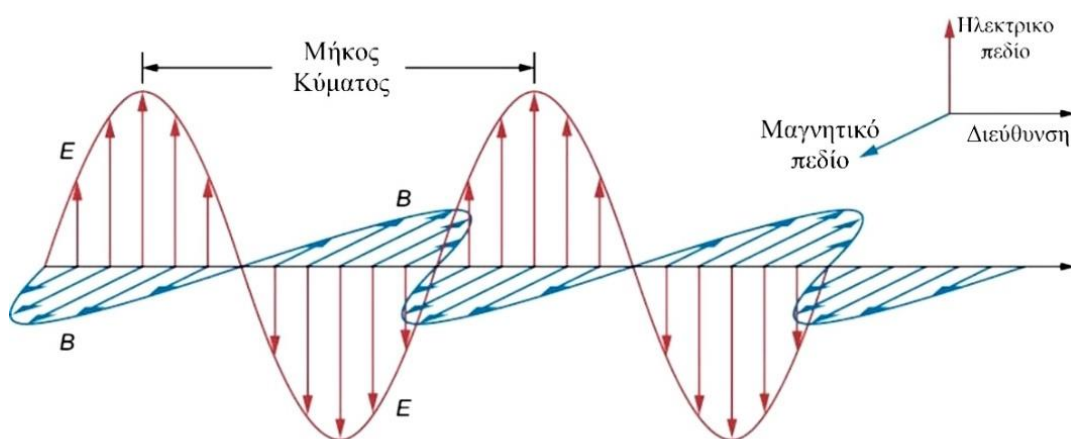
### 2.1.3 Φάσμα Φωτός

Αρχικά, στη φυσική με τον όρο «φως» συμπεριλαμβανόταν κυρίως το ορατό φως, δηλαδή αυτό που αντιλαμβανόμαστε με τους οφθαλμούς μας. Ωστόσο, με την εξέλιξη των επιστημών και την κατανόηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, αναγνωρίστηκε ότι το φως αποτελεί ένα ευρύτερο μέρος του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Πιο συγκεκριμένα, το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα αντιπροσωπεύει όλες τις διαφορετικές συχνότητες της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, περιλαμβανομένων των υψηλότερων και χαμηλότερων συχνοτήτων από αυτές που μπορεί να αντιληφθεί το ανθρώπινο μάτι, όπως η υπεριώδης και η υπέρυθρη ακτινοβολία. Στην Εικόνα 1. βλέπουμε τις κυριότερες περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος [1].



**Εικόνα 1.** Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

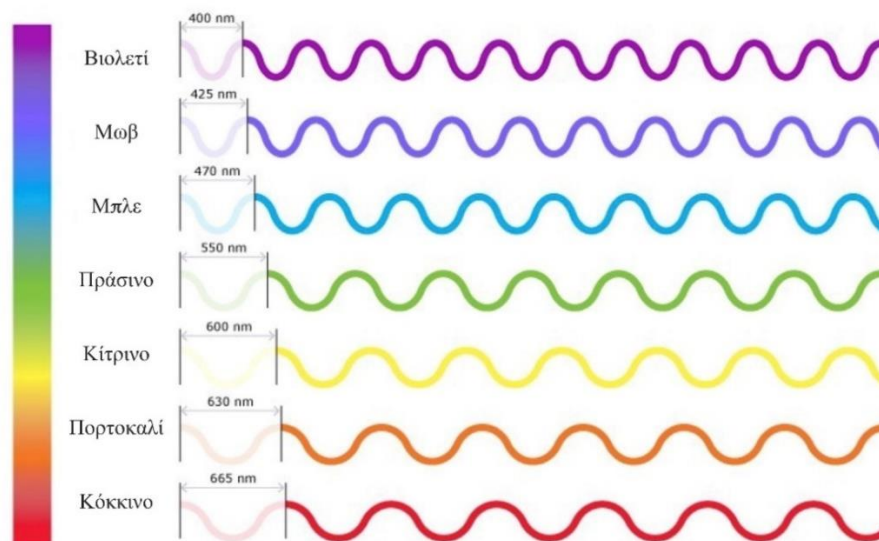
Η ορατή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από αυτοσυντηρούμενα ταλαντούμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία κάθετα μεταξύ τους ως προς τη διεύθυνση διάδοσης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 2. Όπως έχουμε προαναφέρει παρουσιάζει κυματικές καθώς και σωματιδιακές ιδιότητες (αρχή της δυαδικότητας), ενώ όλα τα υπόλοιπα διαφορετικά είδη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (μικροκύματα, ραδιοκύματα, υπέρυθρες ακτίνες, ακτίνες Χ, ακτίνες γάμμα, κ.λπ.) διαφέρουν σε μια σημαντική ιδιότητα που είναι το συγκεκριμένο μήκος κύματος, όπως απεικονίζεται παραπάνω στην Εικόνα 1. [4].



**Εικόνα 2.** Διάδοση ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Αναφορικά με τον δυϊσμό της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας θα λέγαμε πως δηλώνει τις έννοιες ότι κάθε κβαντική οντότητα μπορεί να περιγραφεί είτε ως

σωματίδιο είτε ως κύμα. Το ορατό φως, όμως, έχει μήκη κύματος στην περιοχή 380-740 nm, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 3. Στο ορατό φάσμα η συλλογή κυμάτων εκδηλώνεται ως λευκό φως, με κάθε μήκος κύματος να παρέχει ένα μοναδικό χρώμα από το ιώδες έως το κόκκινο [5], [6].

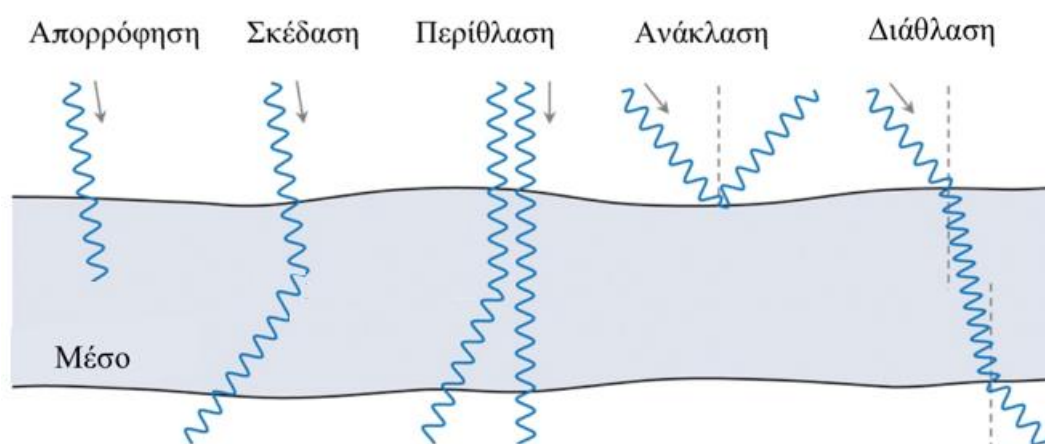


Εικόνα 3. Το ορατό φάσμα φωτός σε μήκη κύματος (nm) (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

### 2.1.4 Η Συμπεριφορά του Φωτός

Καθώς το φως διασχίζει διάφορα υλικά, η συμπεριφορά του διαφοροποιείται και εξαρτάται από τις ιδιότητες του υλικού που συναντά. Το φως, ως μορφή κυματικής ενέργειας, διαδίδεται στον χώρο και αλληλεπιδρά με διάφορα αντικείμενα. Κάποια από αυτά επιτρέπουν στο φως να διαπεράσει μέσα από τη μάζα τους, ενώ άλλα το απορροφούν και άλλα το αντανακλούν από την επιφάνειά τους, αποτρέποντας τη διέλευσή του. Η διαπερατότητα του φωτός μέσα από ένα υλικό υπολογίζεται βάσει της αναλογίας της φωτεινής ακτινοβολίας που διαπερνά το υλικό προς την ποσότητα της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Αντίστοιχα, η ανακλαστικότητα μιας επιφάνειας υπολογίζεται από τον λόγο της ανακλώμενης ακτινοβολίας προς την προσπίπτουσα. Τα υλικά ανάλογα με το πώς ανταποκρίνονται στη φωτεινή ακτινοβολία που προσπίπτει σε αυτά, ομαδοποιούνται σε τρεις βασικές κατηγορίες: διαφανή, ημιδιαφανή και αδιαφανή. Σε διαφανή υλικά το φως μπορεί να διέλθει μέσα από τη μάζα τους, χωρίς να αλλάξει η κατεύθυνσή του. Αυτά τα υλικά απορροφούν μόνο ένα μικρό ποσοστό της φωτεινής ακτινοβολίας που εισέρχεται, ενώ το μεγαλύτερο ποσοστό της φωτεινής δέσμης (92%) τα διαπερνά χωρίς να εκτρέπεται προς άλλες κατευθύνσεις.

Παραδείγματα διαφανών υλικών αποτελούν το γυαλί, ο αέρας και το νερό. Τα ημιδιαφανή σώματα επιτρέπουν τη διέλευση της φωτεινής ακτινοβολίας, αλλά στη συνέχεια αλλάζουν την κατεύθυνσή της, διαχέοντας ή σκεδάζοντάς την προς διάφορες κατευθύνσεις. Τέλος, σε αδιαφανή ή ανακλόντα σώματα η εισερχόμενη φωτεινή δέσμη είτε απορροφάται πλήρως, είτε ανακλάται, με αποτέλεσμα να μην επιτρέπεται καθόλου η διάδοσή της μέσα από τη μάζα τους. Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν υλικά όπως το ξύλο, το μέταλλο, και γενικά όλα τα χρωματισμένα υλικά που αντιστρέφουν ή απορροφούν πλήρως το φως, εμποδίζοντας τη διάχυσή του. Η συμπεριφορά του φωτός όταν αλληλεπιδρά με διάφορα υλικά εξηγεί πολλά φαινόμενα για τον τρόπο που διαχέεται στην ύλη, πολλά από τα οποία αντικατοπτρίζονται στην καθημερινή μας εμπειρία, όπως όταν το φως περνά από φακούς, καθρέπτες, ή άλλα οπτικά στοιχεία. Στην Εικόνα 4. απεικονίζονται τα κυριότερα φαινόμενα αλληλεπίδρασής του, αλλά στις επόμενες ενότητες θα γίνει ανάλυση του τρόπου διάθλασης και ανάκλασης του φωτός, ως βασικά φαινόμενα της ψηφιακής πειραματικής διάταξης που θα χρησιμοποιήσουμε για την ανάπτυξη των εργαστηριακών ασκήσεων [7].



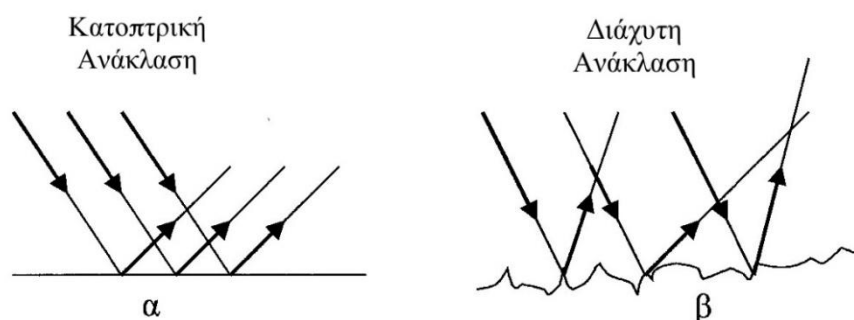
Εικόνα 4. Οι περισσότερες σημαντικές αλληλεπιδράσεις του φωτός με την ύλη (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

## 2.2 Φαινόμενα Διάδοσης του Φωτός

### 2.2.1 Ανάκλαση

Όταν μια δέσμη φωτός διαδίδεται σε κάποιο μέσο και συναντήσει τη διαχωριστική επιφάνεια σε κάποιο διαφορετικό μέσο, τότε μέρος της δέσμης ανακλάται και επιστρέφει πίσω στο αρχικό μέσο. Για κύματα φωτός που διαδίδονται στον

τρισεπίπεδο χώρο, τα ανακλώμενα κύματα δεν έχουν υποχρεωτικά την ίδια κατεύθυνση με τα προσπίπτοντα. Στην Εικόνα 5(α) παρουσιάζεται η πρόσπτωση μιας δέσμης φωτός σε μια λεία, ανακλαστική επιφάνεια, όπως αυτή που έχει ένα κάτοπτρο. Λόγω της λείας και στιλπνής επιφάνειας οι ανακλώμενες ακτίνες είναι παράλληλες μεταξύ τους. Η κατεύθυνση κάθε ανακλώμενης ακτίνας βρίσκεται στο κάθετο προς την ανακλαστική επιφάνεια επίπεδο. Το είδος αυτό της ανάκλασης του φωτός ονομάζεται κατοπτρική ανάκλαση, ενώ για να χαρακτηριστεί μια επιφάνεια ως λεία, δηλαδή να ασκεί ρόλο κατόπτρου, θα πρέπει οι διακυμάνσεις του μήκους των προεξοχών της (οι ατέλειές της) να είναι πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτός. Αν η ανακλαστική επιφάνεια δεν είναι λεία, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5(β), τότε δεν ανακλά τις ακτίνες διατηρώντας τις παράλληλες μεταξύ τους, αλλά τις διασκορπίζει προς τυχαίες κατευθύνσεις στον περιβάλλοντα χώρο. Η ανάκλαση σε τραχιά επιφάνεια είναι γνωστή ως διάχυτη ανάκλαση [8].



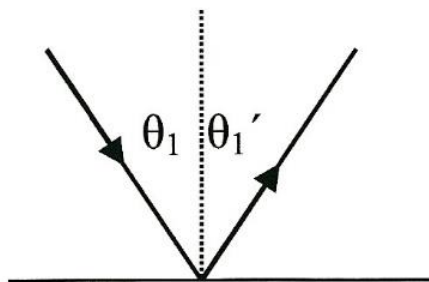
**Εικόνα 5.** Σχηματική αναπαράσταση ανάκλασης του φωτός. α) Κατοπτρική ανάκλαση πάνω σε λεία επιφάνεια και β) διάχυτη ανάκλαση πάνω σε ανώμαλη επιφάνεια (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Υποθέτοντας πως έχουμε μια ακτίνα φωτός, η οποία διαδίδεται σε περιβάλλον αέρα και προσπίπτει υπό γωνία σε μια επίπεδη, κατοπτρική επιφάνεια, σχηματίζονται δύο γωνίες  $\theta_1$  και  $\theta_1'$  λόγω της προσπίπτουσας και ανακλώμενης ακτίνας αντίστοιχα. Πιο συγκεκριμένα οι γωνίες αυτές σχηματίζονται ως προς την κάθετη ευθεία όπου η προσπίπτουσα ακτίνα έρχεται σε επαφή με την επιφάνεια. Αποδεικνύεται θεωρητικά και πειραματικά πως οι γωνίες ανάκλασης και πρόσπτωσης είναι ίσες:

$$\theta_1 = \theta_1' \quad (4)$$

Η σχέση αυτή ονομάζεται νόμος της ανάκλασης και ισχύει μόνο για κατοπτρικές επιφάνειες [8], [9].

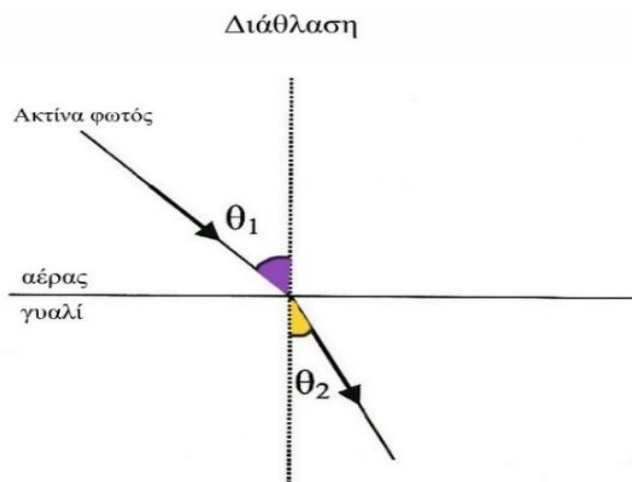




**Εικόνα 6.** Στην κατοπτρική ανάκλαση του φωτός πάνω σε λεία επιφάνεια, η προσπίπτουσα ακτίνα, η ανακλώμενη ακτίνα και η κάθετος βρίσκονται στο ίδιο επίπεδο, και ισχύει  $\theta_1 = \theta_1'$  (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

### 2.2.2 Διάθλαση

Στην περίπτωση που μια ακτίνα φωτός στην πορεία διάδοσής της συναντήσει τη διαχωριστική επιφάνεια ενός δεύτερου διαφανούς μέσου, τότε ένα μέρος της ακτίνας θα ανακλαστεί, ενώ το υπόλοιπο μέρος θα διαθλαστεί μέσα στο δεύτερο μέσο. Το επίπεδο στο οποίο βρίσκονται η προσπίπτουσα, η ανακλώμενη και η διαθλώμενη ακτίνα είναι το ίδιο. Επίσης η πορεία της διαθλώμενης ακτίνας δεν είναι ευθύγραμμη αλλά σχηματίζει γωνία  $\theta_2$  με την κάθετη στη διαχωριστική επιφάνεια ευθεία. Η γωνία αυτή ονομάζεται γωνία διάθλασης και εξαρτάται τόσο από τη γωνία πρόσπτωσης, όσο και από τους δείκτες διάθλασης των δύο μέσων [9].



**Εικόνα 7.** Η κατεύθυνση διάδοσης της ακτίνας φωτός που εισέρχεται στο δεύτερο μέσο αλλάζει στο όριο μεταξύ των δύο μέσων (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

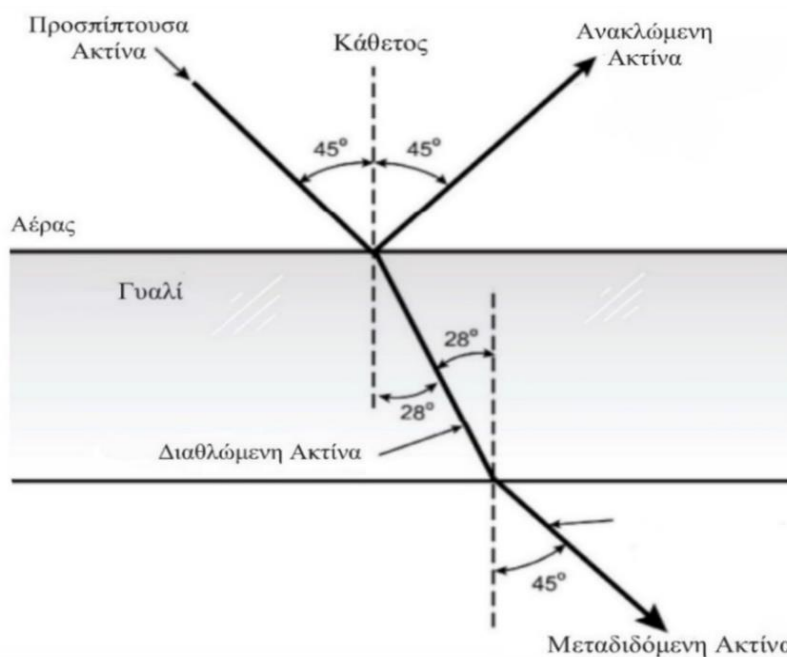
Το φαινόμενο της διάθλασης είναι το αποτέλεσμα της ταυτόχρονης πρόσπτωσης του φωτός στην επιφάνεια διαχωρισμού των δύο μέσων, της αλλαγής στην ταχύτητα διάδοσής του και συγχρόνως την εκτροπή από την αρχική του πορεία. Πρόκειται δηλαδή για την κάμψη των φωτεινών ακτίνων, καθώς το φως διαπερνά διαφορετικά μέσα με διαφορετική ταχύτητα. Η γωνία διάθλασης  $\theta_2$  εξαρτάται από τις ιδιότητες των δύο μέσων διάδοσης, καθώς και από τη γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1$ , σύμφωνα με τη σχέση:

$$\frac{\sin\theta_2}{\sin\theta_1} = \frac{u_2}{u_1} \quad (5)$$

όπου  $u_1$  και  $u_2$  η ταχύτητα του φωτός στο πρώτο και στο δεύτερο μέσο διάδοσης, αντίστοιχα [9], [10].

### Αλλαγή στην Ταχύτητα Φωτός

Δύο πράγματα συμβαίνουν ταυτόχρονα όταν το φως συναντά ένα διαφανές μέσο, όπως το γυαλί ή το νερό: το πρώτο είναι πως μέρος του φωτός ανακλάται από την επιφάνεια και το δεύτερο είναι πως η διαδιδόμενη δέσμη διαθλάται. Όσο η γωνία εισόδου αυξάνεται ως προς την κατακόρυφη διεύθυνση (κάθετος), άρα απομακρύνεται από αυτήν, τόσο θα αυξάνει και το ποσοστό του προσπίπτοντος φωτός που ανακλάται, ενώ το υπόλοιπο φως θα μεταδίδεται μέσω της επιφάνειας μέσα στο υλικό [11].



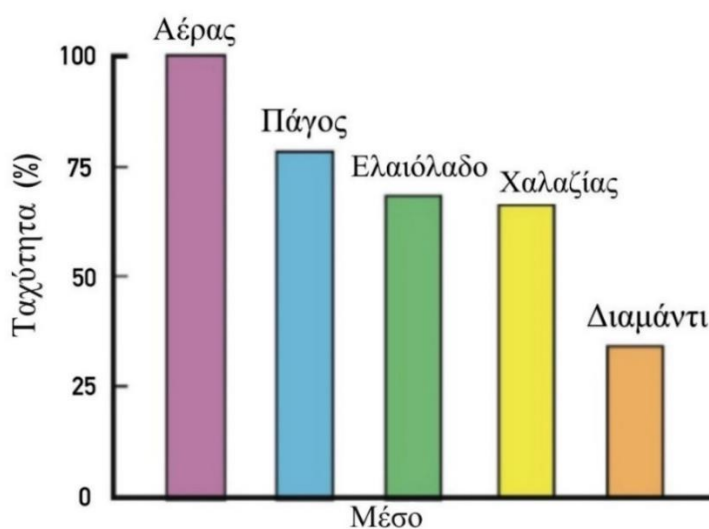
**Εικόνα 8.** Φως που προσπίπτει σε γυάλινη πλάκα (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Η αλλαγή της κατεύθυνσης του φωτός, καθώς περνάει από ένα μέσο σε ένα άλλο, συνδέεται με αλλαγή της ταχύτητας και του μήκους κύματος του φωτός. Στα ομοιόμορφα, διαφανή υγρά ή στερεά μέσα, όπως το γυαλί, το νερό κ.λπ., οι αλλαγές αυτές συμβαίνουν στην επιφάνεια και όχι σε όλο το υλικό. Στα αέρια και στα στρωματοποιημένα υγρά και στερεά, ωστόσο, η διάθλαση του φωτός μπορεί να συμβεί σταδιακά καθώς το φως διεισδύει σε στρώματα μεγαλύτερης ή μικρότερης πυκνότητας.

Η ταχύτητα του φωτός ποικίλλει αναλόγως το μέσο στο οποίο μεταδίδεται. Η μέγιστη τιμή της ταχύτητας που μπορεί να φτάσει είναι η ταχύτητα με την οποία διαδίδεται στο κενό. Η εν λόγω ταχύτητα ισούται με:

$$c = 3 \times 10^8 \text{ m/s} \quad (6)$$

Βάση της θεωρίας της σχετικότητας η ταχύτητα αυτή αποτελεί και τη μέγιστη δυνατή ταχύτητα στη φύση. Όταν όμως το φως μεταδίδεται σε οποιοδήποτε άλλο μέσο διάδοσης, πέραν του κενού χώρου, τότε η ταχύτητά του μειώνεται. Στο κενό, όπου δεν υπάρχουν άτομα για αλληλεπίδραση, ο χρόνος που απαιτείται για τη διάδοση του φωτός είναι μικρότερος, καθώς δεν υπάρχουν αλληλεπιδράσεις που να επηρεάζουν την πορεία του. Συνοπτικά, η καθυστέρηση που παρατηρείται στη διάδοση του φωτός μέσα από υλικά συνδέεται με την αλληλεπίδραση των φωτονίων με τα άτομα του υλικού και την ανακατεύθυνση της ενέργειας. Διαπιστώνεται λοιπόν, πως ανάλογα το υλικό στο οποίο μεταδίδεται μια φωτεινή δέσμη, διαφοροποιείται και η ταχύτητα μετάδοσης του φωτός διαμέσου του υλικού αυτού και κατ' επέκταση ορίζεται ένας συντελεστής που ονομάζεται δείκτης διάθλασης ενός μέσου και σχετίζεται με την ταχύτητα του φωτός στα διάφορα υλικά που προσπίπτει. Στην Εικόνα 9. παρουσιάζεται ένα ιστόγραμμα της ταχύτητας του φωτός σε διάφορα υλικά. Η τιμή 100% είναι η ταχύτητα του φωτός στο κενό. Για τον αέρα, η ταχύτητα του φωτός είναι το 99,97% της ταχύτητας που θα είχε σε περιβάλλον κενού. Στο διαμάντι, το φως επιβραδύνεται σχεδόν στο μισό της τιμής της ταχύτητάς του σε περιβάλλον αέρα [9], [11].



**Εικόνα 9.** Ραβδόγραμμα της % ταχύτητας (velocity) του φωτός σε διάφορα μέσα (medium). Η τιμή 100% αναφέρεται στην ταχύτητα του φωτός στο κενό (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

## Δείκτης Διάθλασης

Ανεξάρτητα από το μέσο στο οποίο ταξιδεύει, το φως ταξιδεύει γρήγορα. Λόγω όμως των μεγάλων ταχυτήτων που εμπλέκονται, δεν είναι πρακτικό να συζητήσουμε τις οπτικές ιδιότητες οποιουδήποτε υλικού αναφερόμενοι στην ταχύτητα του φωτός στο εσωτερικό του. Αντ' αυτού, χρησιμοποιούμε έναν συντελεστή που λειτουργεί ως δείκτης προκειμένου να συγκρίνουμε τις οπτικές ιδιότητες των διάφανων υλικών. Αυτός είναι ο δείκτης διάθλασης  $n$  ενός μέσου ο οποίος εκφράζει το λόγο της ταχύτητας του φωτός στον αέρα ( $C = 3 \times 10^8$  m/s) προς την ταχύτητά του ( $u$ ) σε ένα μέσο, σύμφωνα με την παρακάτω εξίσωση:

$$n = \frac{\text{ταχύτητα του φωτός στο κενό (ή στον αέρα)}}{\text{ταχύτητα του φωτός σε ένα μέσο}} = \frac{C}{u} \quad (7)$$

Ο παραπάνω ορισμός δείχνει ότι ο δείκτης διάθλασης είναι αδιάστατος αριθμός, μεγαλύτερος από τη μονάδα, επειδή η  $u$  είναι πάντα μικρότερη από την  $C$ . Μόνο σε περιβάλλον κενού θα ισχύει  $n = 1$  διότι εκεί  $C = u$ . Κατά τη διάδοση του φωτός από ένα μέσο σε ένα άλλο, η συχνότητά του  $\nu$  παραμένει αμετάβλητη, αλλά το μήκος κύματός του,  $\lambda$ , αλλάζει [8]. Οι δείκτες διάθλασης προσδιορίζονται ευκολότερα από τις μετρούμενες τιμές της γωνίας πρόσπτωσης, της γωνίας διάθλασης και της γεωμετρικής τους σχέσης. Ενδεικτικά στον παρακάτω πίνακα φαίνονται οι τιμές των δεικτών διάθλασης για τα κυριότερα μέσα/υλικά που μπορεί να διαδοθεί το φως.

Πίνακας 1: Τιμές Δεικτών Διάθλασης

Υλικό	Δείκτης Διάθλασης
Κενό	1,00
Αέρας	1,0003
Νερό	1,33
Γυαλί	1,52
Χαλαζίας	1,54
Μολυβδύαλος	1,62
Διαμάντι	2,42

Παραπάνω στην Εικόνα 8. είδαμε στο παράδειγμα διάδοσης του φωτός να χρησιμοποιείται περιβάλλον αέρα ως αρχικό μέσο, και στη συνέχεια το φως να

προσπίπτει και να διαδίδεται εντός γυάλινης πλάκας. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα η προσπίπτουσα ακτίνα σχηματίζει γωνία  $45^\circ$  ως προς τον κάθετο άξονα, ενώ ίδια γωνία σχηματίζει και η ανακλώμενη ακτίνα ως προς αυτόν. Η διαδιδόμενη ακτίνα που διαθλάται έχει γωνία  $28^\circ$  ως προς το κανονικό και εξέρχεται από το γυαλί υπό γωνία  $45^\circ$ , γωνία ίση με εκείνη της προσπίπτουσας ακτίνας. Αυτό εξηγεί γιατί, για παράδειγμα, η εικόνα που βλέπουμε μέσα από μια επίπεδη πλάκα από γυαλί είναι η ίδια με αυτήν που θα βλέπαμε ακόμη κι αν αυτή απουσίαζε [11], [12]. Χρησιμοποιώντας την Εξίσωση (7) και με γνωστή την ταχύτητα του φωτός, μπορεί εύκολα να υπολογιστεί ο δείκτης διάθλασης ενός υλικού εάν γνωρίζουμε την ταχύτητα του φωτός στο εκάστοτε υλικό. Επομένως για ταχύτητα διάδοσης του φωτός στο κενό ίση με  $3 \times 10^8$  m/s και στο νερό ίση με  $2,25 \times 10^8$  m/s, ο δείκτης διάθλασης του νερού με βάση την παραπάνω εξίσωση θα είναι:

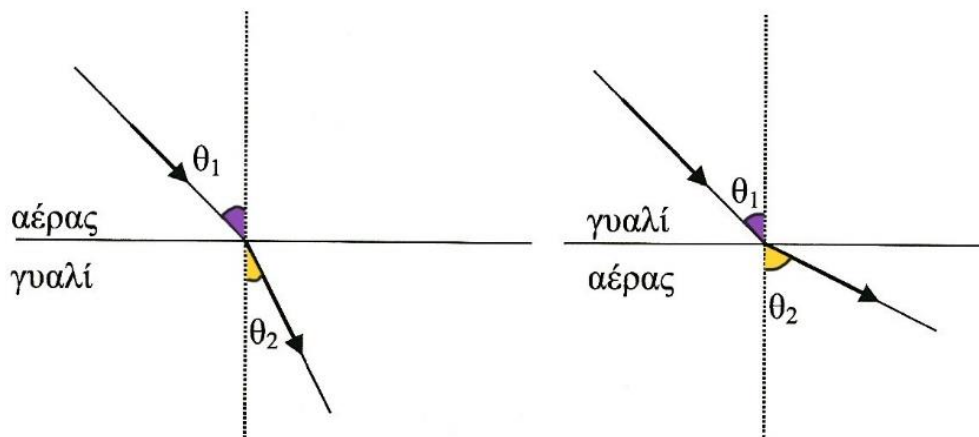
$$n = \frac{c}{u} = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s}}{2,25 \times 10^8 \text{ m/s}} = 1,33$$

Η ταχύτητα του φωτός στο διαμάντι είναι αρκετά πιο αργή, συγκεκριμένα  $1,24 \times 10^8$  m/s. Κατά συνέπεια, ο δείκτης διάθλασης του διαμαντιού είναι αρκετά υψηλότερος και συγκεκριμένα ισούται με:

$$n = \frac{c}{u} = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s}}{1,24 \times 10^8 \text{ m/s}} = 2,42$$

Το γεγονός ότι ο δείκτης διάθλασης ενός υλικού σχετίζεται άμεσα με την ταχύτητα του που αποκτά το φως όταν διαδίδεται σε αυτό, υποδηλώνει πως αποτελεί έκφραση και της πυκνότητάς του. Όσο μεγαλύτερος είναι ο δείκτης διάθλασης τόσο μεγαλύτερη θα είναι και η πυκνότητα του μέσου αυτού και το αντίστροφο.

Παράλληλα, εάν το φως μεταβαίνει από κάποιο μέσο δεδομένου δείκτη διάθλασης σε άλλο με μεγαλύτερο, τότε θα πλησιάζει προς την κάθετη διεύθυνση και η γωνία διάθλασης θα είναι μικρότερη από την γωνία πρόσπτωσης. Αντίθετα, εάν το φως μεταβαίνει σε μέσο με μικρότερο δείκτη, τότε θα απομακρύνεται από την κάθετη διεύθυνση και η γωνία διάθλασης θα είναι πλέον μεγαλύτερη. Συνοπτικά για μετάβαση από αραιότερο σε πυκνότερο μέσο έχουμε ελάττωση της διαθλώμενης ακτίνας, ενώ για μετάβαση από πυκνότερο σε αραιότερο μέσο έχουμε την αύξηση αυτής [10], [13], [14].



**Εικόνα 10.** Διάθλαση φωτός από μέσο με δείκτη διάθλασης  $n$  σε μέσο α) με μεγαλύτερο δείκτη διάθλασης και β) με μικρότερο δείκτη διάθλασης. Η γωνία  $\theta_1$  είναι η γωνία πρόσπτωσης και η γωνία  $\theta_2$  η γωνία διάθλασης (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

## Νόμος της Διάθλασης - Νόμος του Snell

Προκειμένου να προβλέψουμε τις γωνίες με μεγαλύτερη ακρίβεια, χρησιμοποιείται ο νόμος της διάθλασης ή νόμος του Snell ο οποίος ανακαλύφθηκε από τον Willebrod Snell van Royen και ορίζει ποσοτικά το μέγεθος της κάμψης της δέσμης φωτός, δηλώνοντας πως η σχέση μεταξύ του ημιτόνου της γωνίας πρόσπτωσης και του ημιτόνου της γωνίας διάθλασης παραμένει σταθερή. Η σχέση του νόμου του Snell συνδέει τη γωνία διάθλασης, τη γωνία πρόσπτωσης και τους δείκτες διάθλασης των δύο μέσων ως εξής:

$$n_1 \times \sin\theta_1 = n_2 \times \sin\theta_2 \quad (8)$$

όπου:  $n_1$  ο δείκτης διάθλασης του μέσου που περιέχει την ακτίνα πρόσπτωσης και,  $n_2$  ο δείκτης διάθλασης του μέσου στο οποίο εισέρχεται η ακτίνα μετά τη διέλευση από την αρχική επιφάνεια στη νέα. Η παραπάνω μαθηματική έκφραση είναι αποτέλεσμα της διαπίστωσης πως η διέλευση του φωτός από ένα μέσο σε ένα άλλο δεν προκαλεί αλλαγή στην συχνότητά του, αλλά στο μήκος κύματός του και όλες οι γωνίες είναι ως προς την κάθετη στην επιφάνεια του σημείου πρόσπτωσης διεύθυνση. Επίσης ο δείκτης διάθλασης μπορεί να εκφραστεί ως προς οποιοδήποτε μέσο σύμφωνα με την σχέση:

$$n = \frac{\lambda}{\lambda_n} \quad (9)$$

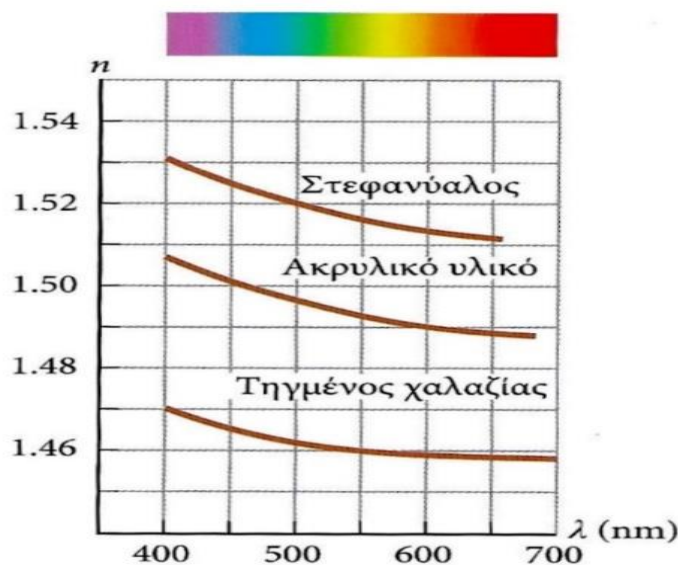
Όπου  $\lambda$  το μήκος κύματος του φωτός στο κενό και  $\lambda_n$  το μήκος κύματος του φωτός στο μέσο με δείκτη διάθλασης  $n$ . Από την Εξίσωση (9) αποδεικνύεται ότι αφού ο δείκτης διάθλασης για μέσο διαφορετικό του κενού ή του αέρα είναι μεγαλύτερος της μονάδας,

$n > 1$ , τότε θα ισχύει επίσης ότι  $\lambda > \lambda_n$ . Όπως έχει αποδειχθεί, ο λόγος των ημιτόνων των γωνιών της εισερχόμενης και της διαθλώμενης ακτίνας είναι ίσος με τον λόγο της ταχύτητας του φωτός στο πρώτο μέσο, προς την ταχύτητα που αποκτά στο δεύτερο και ίσος με τον λόγο του δείκτη διάθλασης του δεύτερου μέσου προς τον δείκτη διάθλασης του πρώτου ως εξής [8], [11], [14], [15]:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{u_1}{u_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (10)$$

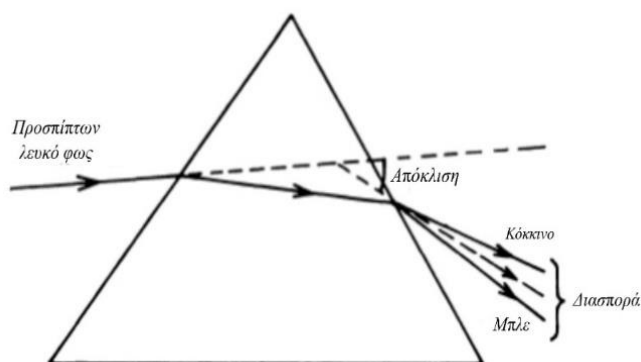
### 2.2.3 Διασπορά

Μια σημαντική ιδιότητα του δείκτη διάθλασης  $n$  είναι ότι για ένα συγκεκριμένο υλικό θα μεταβάλλεται συναρτήσει του μήκους κύματος  $\lambda$  του φωτός που διέρχεται από το εκείνο το υλικό, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 11. Αυτή η συμπεριφορά του φωτός ονομάζεται διασπορά. Επειδή ο δείκτης διάθλασης  $n$  είναι συναρτήσει του μήκους κύματος, τότε με βάση το νόμο του Snell αποδεικνύεται ότι για πρόσπτωση του φωτός σε κάποιο υλικό με διαφορετικά μήκη κύματος, οι γωνίες διάθλασης θα είναι διαφορετικές. Από την Εικόνα 11, γίνεται αντιληπτό ότι μια αύξηση του μήκους κύματος σημαίνει και ταυτόχρονη μείωση στην τιμή του δείκτη διάθλασης. Για παράδειγμα, όταν φως σε μήκος κύματος περίπου 400nm (χρώμα βιολετί ή ιώδες) διέρχεται από ένα υλικό, διαθλάται περισσότερο σε σχέση με φως που αντιστοιχεί σε μήκος κύματος περίπου 700nm (κόκκινου χρώματος).

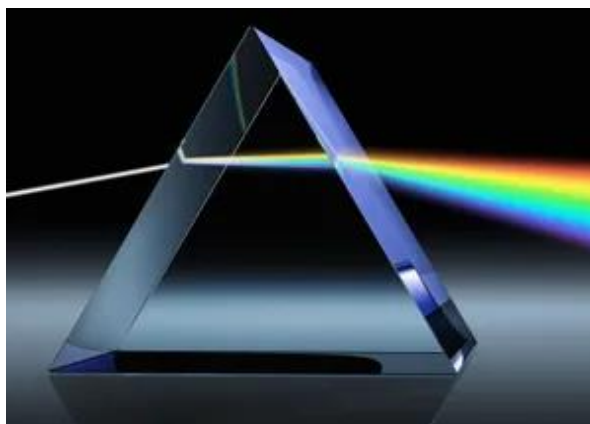


Εικόνα 11. Μεταβολή του δείκτη διάθλασης ως προς το κενό για τρία υλικά, συναρτήσει του μήκους κύματος.

Το φαινόμενο της διασποράς του φωτός έγινε περισσότερο γνωστό μέσα από τα πειράματα του Νεύτωνα, όταν ο ίδιος χρησιμοποίησε ένα πρίσμα για την ανάλυση του φωτός στις χρωματικές συνιστώσες του. Στην Εικόνα 12. και 13 φαίνεται ένα πρίσμα στο οποίο δέσμη λευκού φωτός το διαπερνά και εξέρχεται διαιρούμενο στα διάφορα χρώματα του ορατού φάσματος. Επί της ουσίας η διασπορά είναι ο ρυθμός μεταβολής του δείκτη διάθλασης με το μήκος κύματος και το αποτέλεσμα της εκδηλώνεται ως χρωματική εκτροπή [8], [16].



**Εικόνα 12.** Σχηματική αναπαράσταση διασποράς λευκής δέσμης φωτός στα διάφορα φασματικά χρώματα έπειτα από διάθλαση σε γυάλινο πρίσμα (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).



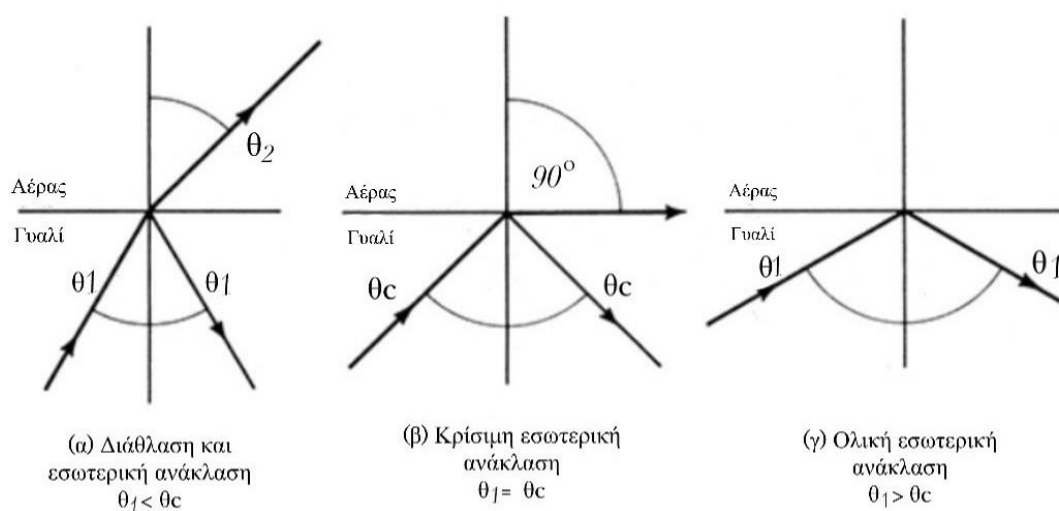
**Εικόνα 13.** Διασπορά λευκής δέσμης φωτός στα διάφορα φασματικά χρώματα έπειτα από διάθλαση σε γυάλινο πρίσμα.

## 2.2.4 Ολική Εσωτερική Ανάκλαση

Παραπάνω εξετάσαμε το φαινόμενο της διάθλασης όταν φως εισέρχεται από ένα μέσο με δείκτη διάθλασης  $n_1$  σε ένα άλλο με δείκτη διάθλασης  $n_2$ , με το δεύτερο μέσο να είναι πιο πυκνό σε σχέση με το δεύτερο, όταν ισχύει δηλαδή  $n_2 > n_1$ . Ωστόσο υπάρχει μια υποπερίπτωση που διαφοροποιεί το φαινόμενο και τις επιδράσεις του. Όταν το φως



βρίσκεται σε ένα μέσο με δεδομένο δείκτη διάθλασης και προσπίπτει στη διεπιφάνεια ενός άλλου μέσου με μικρότερο δείκτη διάθλασης τότε για συγκεκριμένη γωνία θα γίνει διάθλαση του φωτός. Ωστόσο, εάν προσπέσει υπό γωνία μεγαλύτερη μιας κρίσιμης τιμής, τότε το φως ανακλάται εξ ολοκλήρου πίσω στο αρχικό υλικό και δεν διαφεύγει. Αυτή η συγκεκριμένη γωνία ονομάζεται κρίσιμη ή οριακή γωνία  $\theta_c$ , και το φαινόμενο αυτό χαρακτηρίζεται ως ολική εσωτερική ανάκλαση [11]. Παρακάτω στην Εικόνα 14. δίνεται μια σχηματική αναπαράσταση της διάθλασης, της κρίσιμης γωνίας και της ολικής εσωτερικής ανάκλασης, όπου απεικονίζεται η σχέση μεταξύ της γωνίας πρόσπτωσης ( $\theta_1$ ) και της κρίσιμης γωνίας ( $\theta_c$ ) όταν το φως περνά από ένα διαφανές μέσο γυαλιού για δεδομένο δείκτη διάθλασης ( $n=1,52$ ) σε ένα μέσο όπως αυτό του αέρα, με χαμηλότερο δείκτη διάθλασης ( $n=1$ ).



**Εικόνα 14.** (α) Για  $\theta_1 < \theta_c$ , η διάθλαση συμβαίνει με τον συνήθη τρόπο. (β) Για  $\theta_1 = \theta_c$ , η γωνία διάθλασης,  $\theta_2$ , είναι  $90^\circ$  και η διαθλώμενη ακτίνα ταξιδεύει κατά μήκος της διεπιφάνειας μεταξύ των δύο μέσων. (γ) Για  $\theta_1 > \theta_c$ , η ακτίνα ανακλάται πλήρως εσωτερικά (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Για δύο υλικά με διαφορετικούς δείκτες διάθλασης εκείνο που θα έχει υψηλότερη τιμή του δείκτη θα είναι οπτικά πυκνότερο, συνεπώς το φαινόμενο ολικής εσωτερικής ανάκλασης μπορεί να συμβεί μόνο όταν το φως μεταπίπτει από ένα οπτικά πυκνότερο μέσο (μεγαλύτερου δείκτη διάθλασης), σε ένα αραιότερο μέσο (μικρότερου δείκτη διάθλασης). Τη στιγμή που ξεκινά η ολική εσωτερική ανάκλαση η κρίσιμη γωνία θα είναι εκείνη που σχηματίζεται από την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Πλέον η δέσμη φωτός θα ταξιδεύει σχεδόν παράλληλα στη διαχωριστική επιφάνεια των δύο μέσων και η διαθλώμενη ακτίνα θα εφάπτεται στη διεπιφάνεια μη μπορώντας να περάσει προς το άλλο υλικό. Στο σημείο εκείνο η γωνία διάθλασης θα σχηματίζει γωνία  $90^\circ$  ως προς

την κάθετο. Συνοπτικά, για διάδοση του φωτός από μέσο δεδομένου δείκτη διάθλασης προς ένα άλλο μέσο χαμηλότερου δείκτη διάθλασης, όταν η γωνία πρόσπτωσης του φωτός είναι μικρότερη από την κρίσιμη γωνία, συμβαίνει και διάθλαση και ανάκλαση του φωτός, ενώ, όταν η γωνία πρόσπτωσης είναι μεγαλύτερη της κρίσιμης γωνίας, δεν έχουμε καθόλου διάθλαση και η ανακλώμενη δέσμη παίρνει όλη την ένταση της προσπίπτουσας ακτίνας με αποτέλεσμα την ύπαρξη του φαινομένου της ολικής εσωτερικής ανάκλασης. Εκεί, όπως θα δούμε και στη συνέχεια, βασίζεται ο τρόπος λειτουργίας των οπτικών ινών ως μέσων διάδοσης οπτικών σημάτων. Για να βρούμε την κρίσιμη γωνία αρκεί να χρησιμοποιήσουμε το νόμο της διάθλασης ή νόμο του Snell, από την εξίσωση (8), θέτοντας  $\theta_1 = \theta_c$ . Προκύπτει ότι η γωνία διάθλασης,  $\theta_2$ , θα είναι ίση με  $90^\circ$ . Άρα έχουμε :

$$\sin \theta_c = \frac{n_2}{n_1} \quad (\text{με } n_1 > n_2) \quad (13)$$

Αν ο δείκτης  $n_1$  ήταν μικρότερος από τον  $n_2$ , τότε η εξίσωση θα έδινε για την κρίσιμη γωνία  $\theta_c > 1$ , το οποίο δεν θα μπορούσε να ισχύει καθώς το ημίτονο μιας γωνίας δεν μπορεί ποτέ να υπερβαίνει την τιμή της μονάδας [8], [17], [18], [19].

## 2.3 Γεωμετρική Οπτική του Φωτός

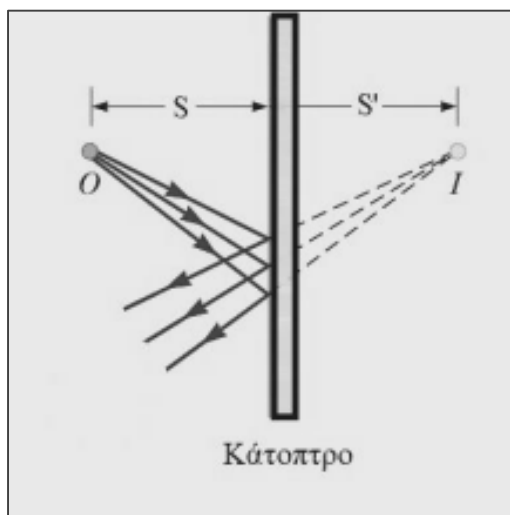
Η γεωμετρική οπτική ασχολείται με τις αρχές που διέπουν τη δημιουργία εικόνων, τις ιδιότητες των πρισμάτων, των φακών, των κατόπτρων και των οπτικών ινών που χρησιμοποιούνται στη δομή ιατρικών συστημάτων. Επί της ουσίας η γεωμετρική οπτική βασίζεται στους νόμους της ανάκλασης και διάθλασης, βάση των οποίων μπορούμε να υπολογίσουμε την πορεία των οπτικών δεσμών. Στο κεφάλαιο αυτό θα επικεντρωθούμε στα προαναφερθέντα οπτικά εξαρτήματα εξετάζοντας τον τρόπο με τον οποίο λειτουργούν, ως βασικές διατάξεις ανακλαστικών ή διαθλαστικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση, δηλαδή στο σχηματισμό ειδώλων διαφόρων αντικειμένων [1], [8], [20].

### 2.3.1 Είδωλα – Κάτοπτρα – Φακοί

#### Κάτοπτρα

Έστω πως σε σημείο Ο βρίσκεται μια σημειακή πηγή φωτός η οποία έχει απόσταση  $S$  από ένα επίπεδο κάτοπτρο που αποτελεί την «απόσταση του αντικειμένου» (Εικόνα 15.). Το σημείο Ο εκπέμπει φωτεινές ακτίνες οι οποίες προσπίπτουν στο κάτοπτρο και

ανακλώνται. Στη συνέχεια, αποκλίνουν ξανά, αλλά, αν τις προεκτείνουμε στην πίσω μεριά του κατόπτρου, παρατηρούμε ότι συγκλίνουν στο ίδιο σημείο, I. Το σημείο αυτό ονομάζεται «είδωλο» και απέχει απόσταση  $S'$  από το κάτοπτρο. Αυτή η απόσταση,  $S'$ , ονομάζεται «απόσταση του ειδώλου». Με τη βοήθεια του επιπέδου κατόπτρου, αυτό το οποίο βλέπει ο παρατηρητής είναι το είδωλο και όχι το αντικείμενο [20].



**Εικόνα 15.** Το αντικείμενο (O) και το είδωλο (I) ενός επιπέδου κατόπτρου.

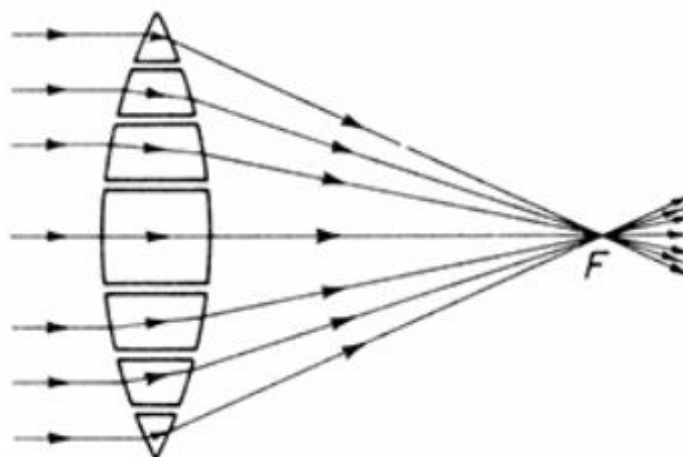
Τα είδωλα των κατόπτρων μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε πραγματικά και φανταστικά, ανάλογα με το που σχηματίζονται ως προς τις πραγματικές ακτίνες φωτός. Πιο συγκεκριμένα, λέμε πως έχουμε ένα πραγματικό είδωλο όταν αυτό σχηματίζεται εκεί όπου συγκλίνουν οι πραγματικές ακτίνες φωτός. Αν από την άλλη σχηματίζεται εκεί όπου συγκλίνουν οι προεκτάσεις των φωτεινών ακτίνων, τότε λέμε πως έχουμε ένα φανταστικό είδωλο. Ένας ακόμη διαχωρισμός των ειδώλων είναι σε ορθό και ανάστροφο, εάν διατηρεί την φορά του αντικειμένου, ή αν έχει προκληθεί λόγω αναστροφής του αντίστοιχα.

Εκτός από τα επίπεδα κάτοπτρα, υπάρχουν επίσης τα σφαιρικά στα οποία η επιφάνεια που προκαλεί ανάκλαση είναι τμήμα σφαίρας. Αναλόγως με το που γίνεται η ανάκλαση, εσωτερικά ή εξωτερικά της σφαιρικής επιφάνειας, διακρίνονται σε κοίλα και κυρτά αντιστοίχως. Στις ιδιότητες των κοίλων κατόπτρων στηρίζονται και πολλές εφαρμογές, όπως τα τηλεσκόπια και οι τηλεπικοινωνίες. Στα μεγάλα τηλεσκόπια χρησιμοποιούνται κοίλα κάτοπτρα αντί για φακούς, τα οποία μπορούν να συγκεντρώσουν όλο το φως που προσπίπτει σε αυτά, στην εστία τους. Το

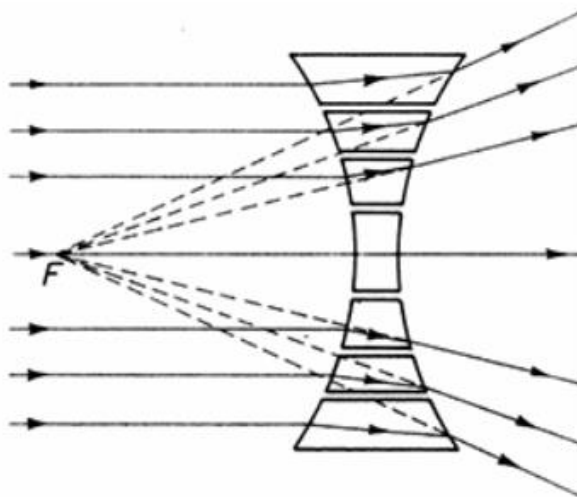
σημαντικότερο, ίσως, στοιχείο των κατόπτρων είναι ότι η λειτουργία τους, σε αντίθεση με τους φακούς, είναι ανεξάρτητη από το μήκος κύματος του φωτός [20].

## Φακοί

Ως φακός μπορεί να χαρακτηριστεί ένα οποιοδήποτε διαφανές σώμα το οποίο περικλείεται από δύο κυρτές επιφάνειες ή από μία κυρτή και μία επίπεδη επιφάνεια. Με τον πλέον γενικότερο όρο αποτελεί μια διαθλαστική συσκευή, έργο της οποίας είναι η αναδιαμόρφωση μιας διερχόμενης κατανομής ενέργειας. Ανάλογα με το αν οι ακτίνες φωτός που διέρχονται από τους φακούς συγκλίνουν ή αποκλίνουν ως προς τον οπτικό άξονα των φακών, τους διαχωρίζουμε σε συγκλίνοντες και αποκλίνοντες φακούς αντίστοιχα. Στην απλούστερη μορφή του, ένας φακός μπορεί να θεωρηθεί ως μια συνεχής σειρά πρισμάτων, με κάθε όψη να διαθλά τις ακτίνες του φωτός από το αντικείμενο για να σχηματίσει μια εικόνα. Αν και ο όρος "φακός" αναφέρεται συνήθως σε ένα διαμορφωμένο κομμάτι γυαλιού ή διαφανούς πλαστικού που χρησιμοποιείται με το ορατό φως, κάθε αντικείμενο που διαθλά την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι επίσης φακός. Ο τρόπος με τον οποίο ένας φακός διαθλά το φως εξαρτάται επίσης από το υλικό από το οποίο κατασκευάζεται, την καμπυλότητα των επιφανειών του, και τον δείκτη διάθλασης του υλικού. Παρακάτω στις Εικόνες 16. και 17. βλέπουμε τους δύο βασικούς τύπους φακών οι οποίοι χρησιμοποιούνται σε διάφορες συσκευές και εφαρμογές, καθώς και σε οπτικά συστήματα [8], [9], [16].



**Εικόνα 16.** Παράδειγμα ενός συγκλίνοντα φακού. Στα άκρα οι συγκλίνοντες φακοί είναι λεπτότεροι, ενώ προς το κέντρο τους γίνονται παχύτεροι. Αυτοί οι φακοί μπορούν να μετατρέψουν μια δέσμη παράλληλων ακτίνων σε συγκλίνουσα, συγκεντρώνοντας το φως σε ένα σημείο εστίασης (F), παράγοντας τελικά μια καθαρή εικόνα.



**Εικόνα 17.** Παράδειγμα ενός αποκλίνοντα φακού. Στα άκρα οι αποκλίνοντες φακοί είναι παχύτεροι, ενώ προς το κέντρο γίνονται λεπτότεροι. Μπορούν να αποκλίνουν το φως προς διάφορες κατευθύνσεις.

Ένας φακός συνήθως κατασκευάζεται από γυαλί, μπορούν ωστόσο να χρησιμοποιηθούν και άλλα υλικά κατασκευής όπως ο χαλαζίας, αναλόγως πάντα την εφαρμογή και άρα το είδος ακτινοβολίας που θα χρησιμοποιηθεί. Βασική λειτουργία του φακού είναι η δημιουργία ειδώλου προς απεικόνιση αντικειμένου, κυρίως για την μεγέθυνσή του. Στην Εικόνα 18. δίνεται μια λεπτομερέστερη απεικόνιση των διαφόρων κατηγοριών των φακών βάση του σχήματός τους.



**Εικόνα 18.** Σχηματική απεικόνιση φακών. Με μπλε χρώμα διακρίνονται διάφοροι τύποι από συγκλίνοντες φακούς και με πράσινο χρώμα έχουμε διαφορετικούς τύπους από αποκλίνοντες φακούς. Δεξιά της εικόνας οι δύο τελευταίοι φακοί είναι κυλινδρικοί.

Εκτός από τους φακούς με σφαιρικές επιφάνειες υπάρχουν και φακοί με κυλινδρική επιφάνεια, όπως παρουσιάζονται στην ανωτέρω εικόνα με πορτοκαλί χρώμα. Αυτοί δημιουργούν εστία μόνο κατά τον έναν άξονα και χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία παράλληλης δέσμης από γραμμική πηγή ή για διόρθωση του αστιγματισμού. Τα είδωλα που σχηματίζουν οι φακοί διακρίνονται, όπως και στα κάτοπτρα, σε πραγματικά και φανταστικά, με την διαφορά πως στους φακούς το είδωλο χαρακτηρίζεται ως πραγματικό όταν το αντικείμενο και το είδωλο είναι εκατέρωθεν του φακού και ως

φανταστικό όταν το αντικείμενο και το είδωλο βρίσκονται από την ίδια πλευρά του φακού [20].

### 2.3.2 Πρίσματα

Ένα πρίσμα είναι ένα διαφανές διαθλαστικό αντικείμενο που οριοθετείται από επίπεδες επιφάνειες, κάθε μία από τις οποίες έχει κλίση υπό γωνία. Είναι υπεύθυνο για τον διακλαδισμό της δέσμης φωτός που θα προσπέσει πάνω του, ενώ η γωνία, η θέση και ο αριθμός των επιφανειών του βοηθούν στον καθορισμό του τύπου και της λειτουργίας του. Η δέσμη φωτός που διέρχεται από ένα πρίσμα ακολουθεί τον θεμελιώδη νόμο της διάθλασης (νόμο του Snell). Στην περίπτωση που η προσπίπτουσα δέσμη φωτός είναι μονοχρωματική, τότε κατά τη διάθλασή της δεν θα παρατηρηθεί κάποιο ιδιαίτερο φαινόμενο πέραν της αλλαγής της κλίσης. Αντίθετα, με χρήση λευκού φωτός και κατάλληλο προσανατολισμό του πρίσματος, όπως απεικονίζεται και στην Εικόνα 13., μπορεί κανείς να παρατηρήσει την ανάλυση της δέσμης φωτός σε ένα ευρύ έγχρωμο φάσμα, το οποίο εξαρτάται από τον αριθμό των εσωτερικών ανακλάσεων που υφίσταται το φως εισόδου πριν διαθλαστεί στην έξοδο [10], [21], [22]. Η αλλαγή της κατεύθυνσης της ακτίνας φωτός που θα το διαπεράσει ονομάζεται γωνία απόκλισης. Όταν ένα πρίσμα τοποθετείται στον αέρα, η γωνία απόκλισης της φωτεινής ακτίνας καθορίζεται από τρεις παράγοντες: τη γωνία πρόσπτωσης, τη γωνία διάθλασης του πρίσματος και τον δείκτη διάθλασης του υλικού του πρίσματος [23]. Τα πρίσματα από την ανακάλυψή τους έως σήμερα, έχουν χρησιμοποιηθεί ποικιλοτρόπως σε οπτικά συστήματα, είτε για να στρέφουν το φως, είτε για να το μετατοπίζουν, είτε ακόμη και για να αλλάζουν τον προσανατολισμό του. Επίσης συντελούν στην δημιουργία πολλαπλών ειδώλων, καθώς επίσης και στον συνδυασμό ή διαχωρισμό οπτικών ακτίνων σε επιφάνειες που μπορούν να προκαλέσουν μερική ανάκλαση. Οι χρήσεις των πρισμάτων είναι πολλές, σε πληθώρα εφαρμογών όπως τηλεσκόπια, κιάλια, εξοπλισμό τοπογράφων και πλήθος άλλες.

Μια σημαντική ιδιότητα των πρισμάτων είναι το γεγονός πως μπορούν να μοντελοποιηθούν από ένα απλό σύστημα κατόπτρων, προσομοιάζοντας έτσι την ανάκλαση του φωτός στο εσωτερικό τους. Η ανάκλαση του φωτός που μπορεί να συμβεί μέσα σε ένα μόνο πρίσμα, απαιτεί συχνά πλήθος κατόπτρων ώστε να επιφέρουν το ίδιο αποτέλεσμα. Συνεπώς η αντικατάσταση ενός συστήματος κατόπτρων από ένα πρίσμα μπορεί να συμβάλει θετικά στην μείωση πιθανών σφαλμάτων ευθυγράμμισης

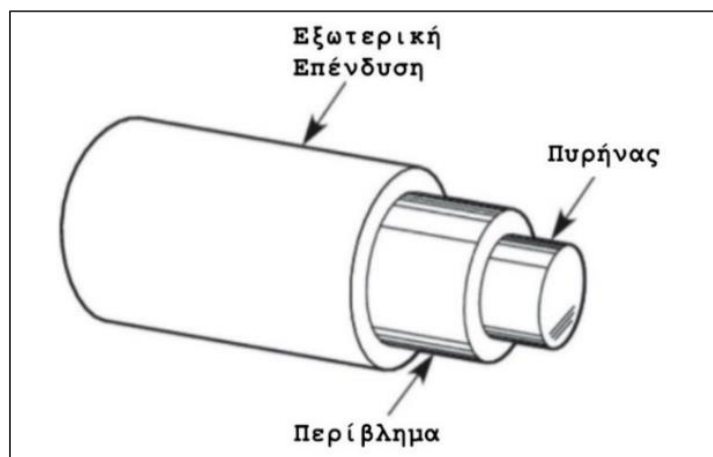
της δέσμης φωτός, αυξάνοντας την ακρίβεια και ελαττώνοντας το μέγεθος και την πολυπλοκότητα του συστήματος που θα το χρησιμοποιήσει. Επιπλέον, για δέσμη φωτός που μεταπίπτει από ένα πυκνότερο σε ένα λιγότερο πυκνό υλικό και για γωνία πρόσπτωσης μεγαλύτερη της κρίσιμης γωνίας (ολική εσωτερική ανάκλαση), το πρίσμα έχει την ικανότητα να αντανακλά πλήρως την ακτίνα φωτός, χωρίς τη χρήση ειδικής επικάλυψης όπως συμβαίνει στην περίπτωση του κατόπτρου. Τα πρίσματα διακρίνονται σε τρεις βασικούς τύπους: το πρίσμα διασποράς-ανάλυσης του φωτός, το πρίσμα απόκλισης ή ανάκλασης και το πρίσμα πόλωσης του φωτός, ενώ με τον κατάλληλο συνδυασμό τους μπορούν να δημιουργήσουν περισσότερα οπτικά αποτελέσματα. [20], [24].

### 2.3.3 Οπτικές Ίνες

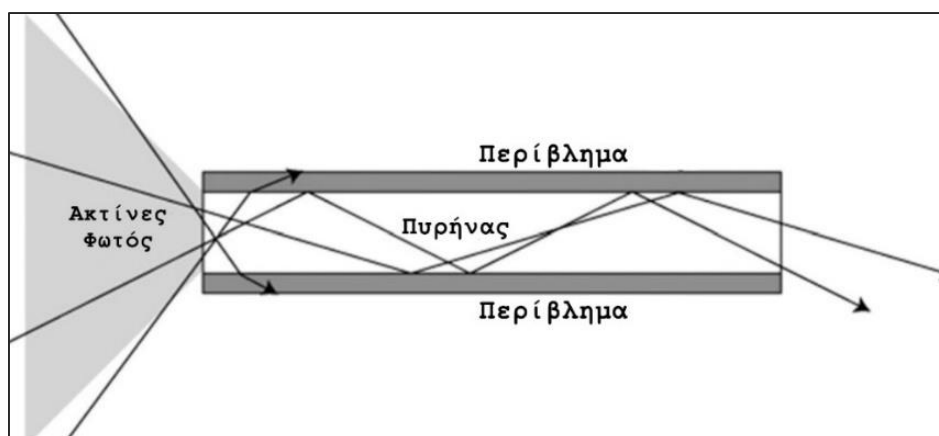
Οι οπτικές ίνες είναι κυλινδρικοί κυματοδηγοί που χρησιμοποιούνται για τη μετάδοση του φωτός κατά μήκος του άξονα της ίνας. Μια οπτική ίνα αποτελείται από δύο μέρη: έναν εσωτερικό πυρήνα, κατασκευασμένο συνήθως από γυαλί, υψηλού δείκτη διάθλασης και ένα περιβάλλον στρώμα, το περιβλήμα, χαμηλότερου δείκτη διάθλασης. Αυτή η διαφορά στους δείκτες διάθλασης επιτρέπει στη φωτεινή δέσμη, που αποστέλλεται στον κυματοδηγό, να παραμένει εντός του εσωτερικού πυρήνα λόγω του φαινομένου ολικής εσωτερικής ανάκλασης. Η διαδικασία αυτή επιτρέπει τη μετάδοση του φωτός κατά μήκος του κυλινδρικού κυματοδηγού, έτσι ώστε το φως να ανακλάται εμπρός και πίσω από αυτό το όριο επανειλημμένα καθώς ταξιδεύει κατά μήκος της ίνας [14], [25], [26]. Επομένως προκειμένου να λειτουργήσει μια οπτική ίνα θα πρέπει η γωνία του προσπίπτοντος φωτός στο εσωτερικό του πυρήνα να είναι μεγαλύτερη από τη κρίσιμη γωνία όταν θα προσκρούσει στην επιφάνεια του περιβλήματος. Τότε το προσπίπτον φως θα ανακλαστεί εξ ολοκλήρου πίσω στον πυρήνα όπου και θα συνεχίσει να διαδίδεται. Κατά συνέπεια οι οπτικές ίνες μπορούν να διαδίδουν το φως μόνο σε μια ορισμένη γωνιακή σύνθεση, η οποία εξαρτάται από την κρίσιμη γωνία μεταξύ διεπιφάνειας πυρήνα και περιβλήματος και συνεπώς από τους δείκτες διάθλασής τους [27], [28].

Μία από τις πρώτες εφαρμογές των οπτικών ινών στην ιατρική ήταν στον τομέα της απεικόνισης, μέσω της ενδοσκόπησης, ενώ γενικότερα τα τελευταία χρόνια οι οπτικές ίνες και οι συσκευές που βασίζονται σε αυτές βλέπουν αυξημένη αποδοχή και νέες χρήσεις σε μια ποικιλία βιοϊατρικών διαγνωστικών εφαρμογών [28], [29], [30].

Μια τυπική απεικόνιση της δομής της οπτικής ίνας απεικονίζεται στην Εικόνα 19. και 20. Δεδομένου ότι ο πυρήνας έχει υψηλότερο δείκτη διάθλασης από το περίβλημα, το φως θα περιοριστεί στον πυρήνα λόγω της συνθήκης της ολικής εσωτερικής ανάκλασης.



Εικόνα 19. Τυπική δομή μιας οπτικής ίνας (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).



Εικόνα 20. Τυπική δομή μιας οπτικής ίνας (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

## 2.4 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική Οπτική

Προηγουμένως εξετάσαμε τη συμπεριφορά των ακτίνων φωτός όταν διέρχονται από διάφορα οπτικά εξαρτήματα και είδαμε πως η διάθλαση, η ανάκλαση και η ολική εσωτερική ανάκλαση του φωτός είναι σημαντικά φαινόμενα για τη λειτουργία τους, όπως για τους φακούς, τα πρίσματα και άλλα οπτικά εργαλεία. Η εξέλιξη, όμως, της οπτικής τεχνολογίας όπως έχει διαμορφωθεί δείχνει να έχει επηρεάσει σημαντικά τον τομέα της ιατρικής και της υγειονομικής περίθαλψης σε ένα ευρύτερο πλαίσιο. Πολλά

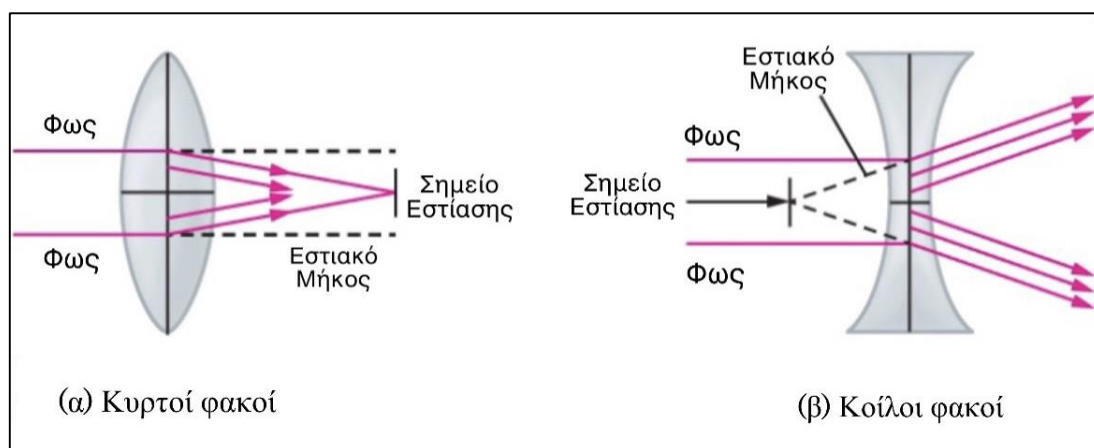


από τα οπτικά ιατρικά όργανα που χρησιμοποιούνται σήμερα αναπτύχθηκαν τον 19<sup>ο</sup> αιώνα και, με την έλευση των οπτικών ινών και των πηγών φωτός λέιζερ στα μέσα του 20<sup>ου</sup> αιώνα, αναπτύχθηκε μια νέα γενιά ιατρικών συσκευών, οργάνων και τεχνικών που συνέβαλαν στον εκσυγχρονισμό της ιατρικής και στην εκτέλεση εργασιών που μέχρι πριν μερικές δεκαετίες φάνταζαν ουτοπία. Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει ανάλυση διαφόρων παραδειγμάτων οπτικών συστημάτων και εφαρμογών, τα οποία στηρίζονται στα οπτικά όργανα που αναφέραμε προηγουμένως (πρίσματα, οπτικές ίνες κ.α.) και συνεπώς συνδέονται άμεσα με τα φαινόμενα διάχυσης του φωτός που αναλύσαμε. Στόχος λοιπόν είναι να γίνει πιο κατανοητή η σπουδαιότητα αυτών των αλληλεπιδράσεων του φωτός, η οποία συνέβαλε ριζικά στην ανάπτυξη του τομέα της βιοϊατρικής οπτικής και γενικότερα στην πρόοδο της ιατρικής [29], [30].

### 2.4.1 Μικροσκόπια

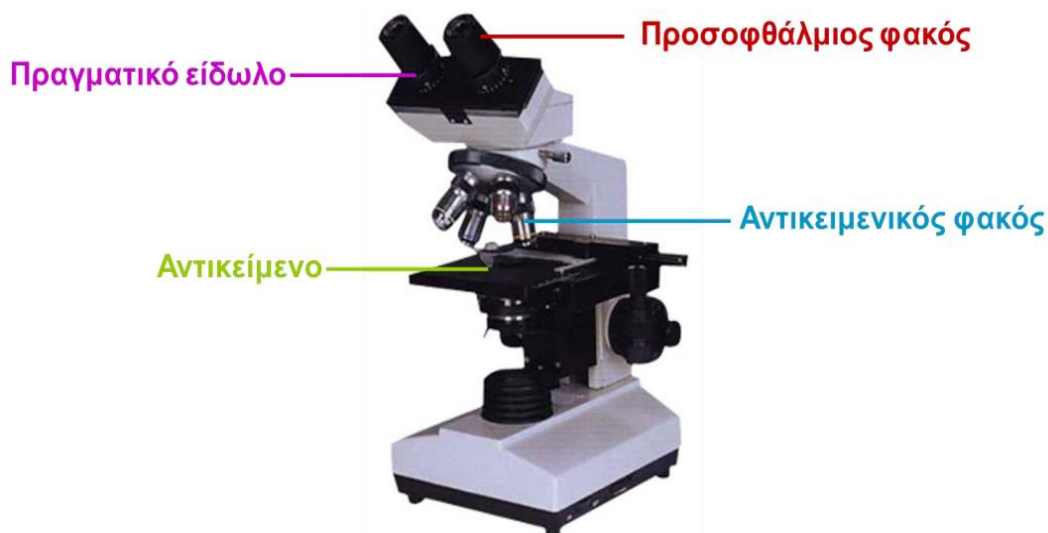
Όταν ο απλός μεγεθυντικός φακός δεν επαρκεί για τη λεπτομερή παρατήρηση μικρών αντικειμένων, χρησιμοποιείται το οπτικό όργανο που ονομάζεται μικροσκόπιο, στόχος του οποίου είναι η παραγωγή οπτικά μεγεθυμένων αντικειμένων, «αόρατων» με γυμνό οφθαλμό. Βασικές κατηγορίες των μικροσκοπίων είναι: τα οπτικά και τα ηλεκτρονικά μικροσκόπια [9]. Στο πλαίσιο της μικροσκοπίας, η διάθλαση είναι ίσως η πιο σημαντική συμπεριφορά που παρουσιάζουν τα φωτεινά κύματα και συμβαίνει όταν αυτά αλλάζουν κατεύθυνση, καθώς εισέρχονται σε ένα νέο μέσο. Διαφορετικά διαφανή υλικά μεταδίδουν το φως με διαφορετικές ταχύτητες και έτσι το φως μπορεί να αλλάξει ταχύτητα όταν περνάει από το ένα υλικό στο άλλο. Αυτή η αλλαγή στην ταχύτητα προκαλεί συνήθως και την αλλαγή στην κατεύθυνση, δηλαδή προκαλεί το φαινόμενο της διάθλασης, με το βαθμό της αλλαγής να εξαρτάται από τη γωνία του εισερχόμενου φωτός. Όταν το φως διέρχεται από ένα αρχικό μέσο σε ένα υλικό με υψηλότερο δείκτη διάθλασης, η κατεύθυνσή του πλησιάζει πιο κοντά στην κανονική διεύθυνση. Αυτή είναι η αρχή πίσω από τους φακούς. Μπορούμε να σκεφτούμε έναν φακό ως ένα αντικείμενο με επιφάνεια καμπύλης (ή μια συλλογή πρισμάτων) που συλλέγει όλο το φως που προσπίπτει σε αυτό και το διαθλά έτσι ώστε να συναντηθεί όλο σε ένα σημείο που ονομάζεται σημείο εστίασης (ή σημείο εικόνας). Ένας κυρτός φακός μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μεγέθυνση επειδή μπορεί να εστιάσει σε κοντινότερη απόσταση από το ανθρώπινο μάτι, παράγοντας μεγαλύτερη εικόνα. Οι κοίλοι φακοί και τα κάτοπτρα μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν σε μικροσκόπια για να

ανακατευθύνουν τη διαδρομή του φωτός. Στην Εικόνα 21. φαίνεται το σημείο εστίασης (το σημείο της εικόνας όταν το φως που εισέρχεται στον φακό είναι παράλληλο) και το εστιακό μήκος (η απόσταση από το σημείο εστίασης) για (α) κυρτούς και (β) κοίλους φακούς.



**Εικόνα 21.** (α) Όταν το φως διέρχεται μέσα από έναν κυρτό φακό, διαθλάται προς ένα εστιακό σημείο στην άλλη πλευρά του φακού. Το εστιακό μήκος είναι η απόσταση από το σημείο εστίασης. (β) Το φως που διέρχεται από έναν κοίλο φακό διαθλάται μακριά από ένα εστιακό σημείο μπροστά από το φακό. (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Το ανθρώπινο μάτι περιέχει έναν φακό που μας επιτρέπει να βλέπουμε εικόνες. Αυτός ο φακός εστιάζει το φως που ανακλάται από τα αντικείμενα μπροστά από το μάτι στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς, ο οποίος είναι σαν μια οθόνη στο πίσω μέρος του ματιού. Οι τεχνητοί φακοί που τοποθετούνται μπροστά από το μάτι (φακοί επαφής, γυαλιά ή μικροσκοπικοί φακοί) εστιάζουν το φως πριν αυτό εστιαστεί (ξανά) από τον φακό του ματιού, επηρεάζοντας την εικόνα που καταλήγει στον αμφιβληστροειδή (π.χ. κάνοντάς την να φαίνεται μεγαλύτερη). Οι εικόνες συνήθως τροποποιούνται ελέγχοντας τις αποστάσεις μεταξύ του αντικειμένου, του φακού και της οθόνης, καθώς και την καμπυλότητα του φακού. Για παράδειγμα, για ένα δεδομένο ποσό καμπυλότητας, όταν ένα αντικείμενο βρίσκεται πιο κοντά στο φακό, τα σημεία εστίασης βρίσκονται πιο μακριά από το φακό. Ως αποτέλεσμα, είναι συχνά απαραίτητος ο χειρισμός αυτών των αποστάσεων για τη δημιουργία εστιασμένης εικόνας σε μια οθόνη. Ομοίως, μια μεγαλύτερη καμπυλότητα δημιουργεί σημεία εστίασης πιο κοντά στο φακό και μεγαλύτερη εικόνα όταν αυτή εστιάζεται.



**Εικόνα 22.** Απεικόνιση ενός ορθού οπτικού μικροσκοπίου.

Τα μικροσκόπια μεγεθύνουν τις εικόνες και χρησιμοποιούν τις ιδιότητες του φωτός για να δημιουργήσουν χρήσιμες απεικονίσεις μικρών αντικειμένων. Ως μεγέθυνση ορίζεται η ικανότητα ενός φακού να μεγεθύνει την εικόνα ενός αντικειμένου σε σύγκριση με το πραγματικό αντικείμενο. Για παράδειγμα, μια μεγέθυνση  $10\times$  σημαίνει ότι η εικόνα εμφανίζεται 10 φορές μεγαλύτερη από το μέγεθος του αντικειμένου όπως φαίνεται με γυμνό οφθαλμό. Η μεγαλύτερη μεγέθυνση συνήθως βελτιώνει την ικανότητά μας να βλέπουμε λεπτομέρειες μικρών αντικειμένων, αλλά η μεγέθυνση από μόνη της δεν είναι αρκετή για την παραγωγή των πιο χρήσιμων απεικονίσεων. Συχνά είναι απαραίτητο να βελτιωθεί η ανάλυση των αντικειμένων για την καλύτερη διάκριση των ορίων. Μια εικόνα χαμηλής ανάλυσης εμφανίζεται ασαφής, ενώ μια εικόνα υψηλής ανάλυσης εμφανίζεται ευκρινής. Δύο παράγοντες επηρεάζουν την ανάλυση. Ο πρώτος είναι το μήκος κύματος. Τα μικρότερα μήκη κύματος είναι σε θέση να διαχωρίζουν μικρότερα αντικείμενα, έτσι ένα ηλεκτρονικό μικροσκόπιο έχει πολύ υψηλότερη ανάλυση από ένα οπτικό μικροσκόπιο, καθώς χρησιμοποιεί δέσμη ηλεκτρονίων με πολύ μικρό μήκος κύματος, σε αντίθεση με το ορατό φως μεγάλου μήκους κύματος που χρησιμοποιείται στο οπτικό μικροσκόπιο. Ο δεύτερος παράγοντας που επηρεάζει την ανάλυση είναι το αριθμητικό άνοιγμα NA, το οποίο είναι ένα μέτρο της ικανότητας ενός φακού να συγκεντρώνει φως. Όσο υψηλότερο είναι το αριθμητικό άνοιγμα, τόσο καλύτερη είναι η ανάλυση. Επιπλέον, ακόμη και όταν ένα μικροσκόπιο έχει υψηλή ανάλυση μπορεί να είναι δύσκολο να διακρίνει κανείς μικρές δομές σε πολλά δείγματα επειδή οι μικροοργανισμοί είναι σχετικά διαφανείς. Συχνά είναι απαραίτητη η αύξηση της αντίθεσης για την ανίχνευση διαφορετικών δομών σε ένα

δείγμα. Έτσι διάφοροι τύποι μικροσκοπίων χρησιμοποιούν διαφορετικά χαρακτηριστικά του φωτός ή των ηλεκτρονίων για να αυξήσουν την αντίθεση και τις ορατές διαφορές μεταξύ των τμημάτων ενός δείγματος. Παράλληλα όμως μπορούν να χρησιμοποιηθούν χρωστικές ουσίες που δεσμεύονται σε ορισμένες δομές αλλά όχι σε άλλες για τη βελτίωση της αντίθεσης μεταξύ εικόνων σχετικά διαφανών αντικειμένων [31], [32]. Γενικότερα οι νόμοι της διάθλασης έχουν ενδιαφέρον για τη μικροσκοπία, τόσο για τον καθορισμό ανατομικών λεπτομερειών, όσο και για τον προσδιορισμό των χημικών ή φυσικών ιδιοτήτων οποιουδήποτε τμήματος ή προϊόντος του δείγματος που απεικονίζεται. Αυτοί οι νόμοι έχουν καθολική εφαρμογή, δίνοντας το πλεονέκτημα της μεγάλης ακρίβειας για τη διαφοροποίηση πολλών ιδιοτήτων που δεν αναδεικνύονται εύκολα με χρώσεις ή χημικά αντιδραστήρια. Συνεπώς, στην περίπτωση ιστολογικού δείγματος η γνώση των διαθλαστικών ιδιοτήτων των διαφόρων ιστών είναι απαραίτητη για να επιτευχθεί ο σαφέστερος καθορισμός των ορίων τους με τη βοήθεια του μικροσκοπίου [33].

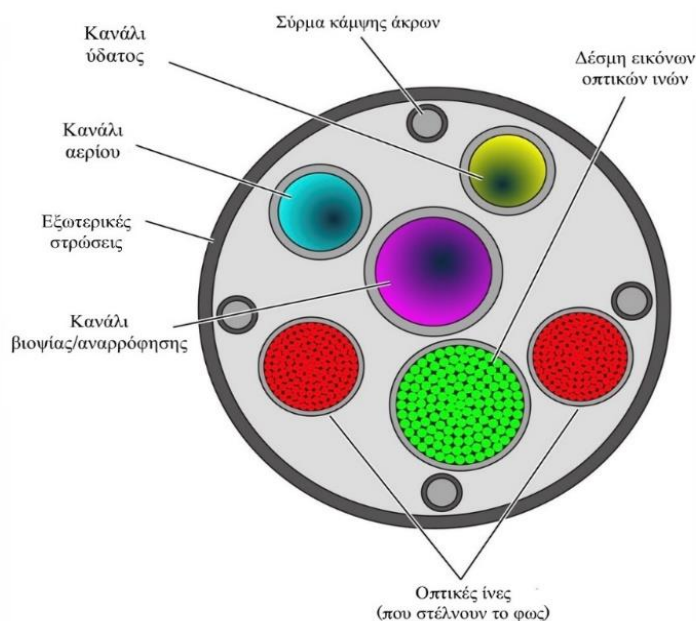
## 2.4.2 Ενδοσκόπια

Μια από τις πρώτες εφαρμογές των οπτικών ινών ήταν για τη μεταφορά φωτός και εικόνων σε ιατρικές ενδοσκοπικές εφαρμογές μέσω του συστήματος του ενδοσκοπίου. Πρόκειται για ένα εξαιρετικά χρήσιμο ιατρικό εργαλείο που χρησιμοποιείται για να εξετάσει το εσωτερικό των κοιλιοτήτων του ανθρώπινου σώματος, ενώ συνδυάζει την οπτική τεχνολογία και τη μηχανική για την επίτευξη της διάγνωσης και θεραπείας ασθενειών, όπως αυτές του πεπτικού και αναπνευστικού συστήματος [12]. Ο σωλήνας ενός ενδοσκοπίου μπορεί να είναι άκαμπτος ή εύκαμπτος όπως απεικονίζονται στην Εικόνα 23. Στο ένα άκρο του σωλήνα υπάρχει μια πηγή φωτός και, συχνά, μια βιντεοκάμερα. Το ενδοσκόπιο μπορεί να εισαχθεί είτε μέσω φυσικού ανοίγματος, όπως ο λαιμός, είτε μέσω μιας τομής στο δέρμα, ενώ μπορεί να περιλαμβάνει δύο ή τρία οπτικά καλώδια, καθένα από τα οποία αποτελείται από χιλιάδες ξεχωριστές οπτικές ίνες κατασκευασμένες από γυαλί ή πλαστικό. Ένα ή δύο από αυτά τα καλώδια μεταφέρουν φως προς τα κάτω, φωτίζοντας το εσωτερικό του σώματος, ενώ το άλλο καλώδιο μεταφέρει το ανακλώμενο φως που αποτελεί την εικόνα του εσωτερικού του εξεταζόμενου. Αυτό το φως ανακλάται στα γυάλινα τοιχώματα καθώς ανεβαίνει προς τον γιατρό ή προς μια κάμερα.



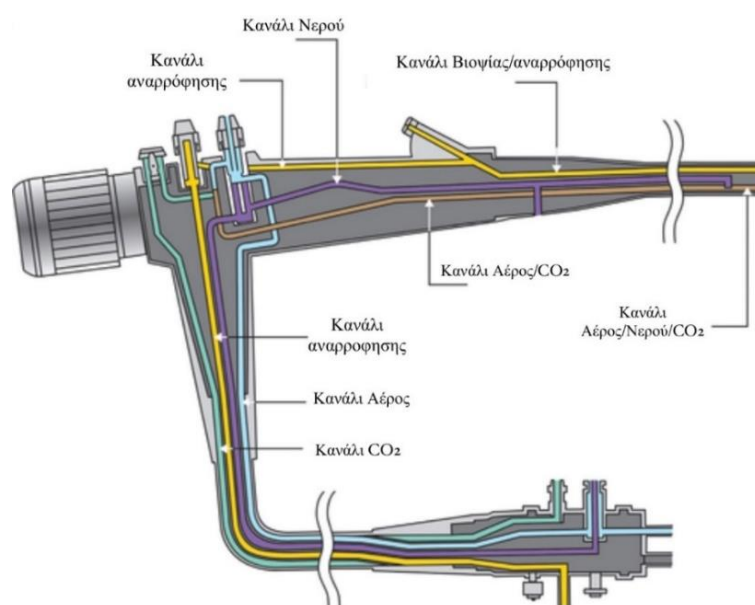
**Εικόνα 23.** Παράδειγμα ενός άκαμπτου (επάνω μέρος) και ενός εύκαμπτου (κάτω μέρος) σωλήνα ενδοσκοπίου.

Εξαιτίας της χρήσης των οπτικών ινών, στις οποίες το φως μεταφέρεται λόγω ολικής εσωτερικής ανάκλασης, εξηγείται το πώς το φως ανακλάται κατά μήκος του καλωδίου στο εσωτερικό του εξεταζόμενου, διατηρώντας έτσι το φως μέσα στο σώμα. Η εικόνα του εσωτερικού του σώματος δίνεται σε μια οθόνη τηλεόρασης αν το ανακλώμενο φως μεταφερθεί σε κάμερα [34], [35]. Το πλήθος των οπτικών ινών που μεταφέρονται από το κάθε καλώδιο ενός ενδοσκοπίου, συνιστούν έναν οπτικό αγωγό, με τις οπτικές ίνες να είναι στοιβαγμένες έτσι που να μην αλλάζει η διάταξή τους κατά μήκος του οπτικού αγωγού.



**Εικόνα 24.** Σχηματικό απεικόνιση εγκάρσιας τομής ενός εύκαμπτου ενδοσκοπίου που δείχνει τον πολύπλοκο σχεδιασμό και τα πολλαπλά εσωτερικά κανάλια (εσωτερική διάμετρος, 2,8 έως 3,8 mm) (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Όταν το ένα άκρο του αγωγού τοποθετηθεί κοντά σε φωτεινό αντικείμενο, τότε το αντικείμενο αυτό θα διασπάται σε ένα σύνολο μικρότερων φωτεινών εικόνων, κάθε μια από τις οποίες θα μεταφέρεται στην άλλη άκρη του αγωγού μέσω ξεχωριστής οπτικής ίνας. Τελικά, εφόσον η γεωμετρική διάταξη των ινών παραμένει αναλλοίωτη, το σύνολο των φωτεινών εικόνων που θα φτάσουν στο τέλος του αγωγού θα ανασυνταχθεί δίνοντας το είδωλο του αντικειμένου που φωτίστηκε. Εκτός από την οπτική διάταξη ενός ενδοσκοπίου, υπάρχουν και τα μηχανικά εξαρτήματα που το αποτελούν μιας και πρόκειται για χειρουργικό εργαλείο. Για παράδειγμα, λόγω του ότι τα ανθρώπινα όργανα είναι από τη φύση τους καταναμημένα έτσι ώστε να μην υπάρχει γύρω τους ελεύθερο πεδίο, ο γιατρός χρησιμοποιεί ειδικό σωληνάκι εμφύσησης αδρανούς αερίου (CO<sub>2</sub>), που φουσκώνει την περιοχή και διαχωρίζονται καλύτερα οι επιφάνειες των γειτονικών οργάνων. Επίσης μπορεί στο συνολικό σύστημα του ενδοσκοπίου να περιλαμβάνεται σωληνάκι έγχυσης ύδατος για καθαρισμό μίας περιοχής, όπως και για την αναρρόφηση περίσσειας υγρών και αποβλήτων. Άλλο χειρουργικό εξάρτημα που μπορεί να υπάρχει στο συνολικό σύστημα ενός ενδοσκοπίου είναι ένα μικροσκοπικό νυστέρι, ώστε σε περίπτωση εύρεσης κάποιας παθολογίας να πραγματοποιηθεί η απαραίτητη βιοψία, καθώς επίσης και μια λεπτή χειρουργική λαβίδα για εξέταση των ιστών που φωτίζονται από τις οπτικές ίνες. Ακόμη, για την επίτευξη συρραφής χειρουργικών τομών στις οποίες μπορεί να υπεβλήθη ο εκάστοτε ασθενής, υπάρχει και ειδικός μηχανισμός εκτόξευσης μικροσκοπικών συρραπτικών ελασμάτων ή άλλης ειδικής διάταξης [12], [35].



**Εικόνα 25.** Σχηματική αναπαράσταση των διαφόρων καναλιών ενός ενδοσκοπίου (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

### 2.4.3 Οπτική Τομογραφία Συνοχής

Ένα επίσης εξαιρετικά σημαντικό ιατρικό εργαλείο, που αξιοποιεί στον τρόπο λειτουργίας του τα φαινόμενα διάχυσης του φωτός, είναι και η οπτική τομογραφία συνοχής (Optical Coherence Tomography – OCT). Η οπτική τομογραφία συνοχής είναι ένας τρόπος οπτικής απεικόνισης υψηλής ανάλυσης που παρέχει εικόνες της εγκάρσιας διατομής της μικροδομής ενός ιστού [36]. Χρησιμοποιεί μια μονοχρωματική δέσμη φωτός η οποία ανακλάται ή σκεδάζεται στην εσωτερική μικροδομή των ιστών, και μέσω μέτρησης της χρονικής καθυστέρησης και της έντασης της ηχούς της οπισθοανακλώμενης ή οπισθοσκεδαζόμενης ακτινοβολίας αντίστοιχα, καταγράφονται οι παρεμβολές του φωτός, προσφέροντας εικόνες διατομής της δομής και της σύστασης βιολογικών ιστών συναρτήσει του βάθους τους, με υψηλή ανάλυση σε κλίμακα μικρομέτρων ( $\leq 10\mu\text{m}$ ) και σε πραγματικό χρόνο. Ο μη επεμβατικός τρόπος λειτουργίας αυτής της τεχνικής δίνει τη δυνατότητα απόκτησης εικόνων χωρίς να επηρεάζεται ο ιστός που εξετάζεται, προσφέροντας ένα είδος "οπτικής βιοψίας" [37], [38]. Στον τομέα της οφθαλμολογίας συνίσταται η χρήση ενός OCT λόγω του ότι ο οφθαλμός, εκ κατασκευής, προσφέρεται στη μελέτη με χρήση οπτικής δέσμης, βοηθώντας σημαντικά στη διάγνωση ποικίλων ασθενειών σχετιζόμενων με τους οφθαλμούς και συνεπώς στην αξιολόγηση της εκάστοτε θεραπείας που θα εφαρμοστεί. Γενικότερα, παρότι ο βασικός μηχανισμός λειτουργίας ενός συστήματος OCT παραμένει κοινός, εντούτοις έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνολογίες αναλόγως την εφαρμογή στην οποία πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Παρακάτω στην Εικόνα 26. απεικονίζεται ένα σύστημα οπτικής τομογραφίας DRI TRITON, που χρησιμοποιεί υψηλή ταχύτητα σάρωσης δίνοντας εικόνες υψηλής ανάλυσης για την επίτευξη έγκαιρης διάγνωσης πιθανών οφθαλμολογικών παθήσεων [39].

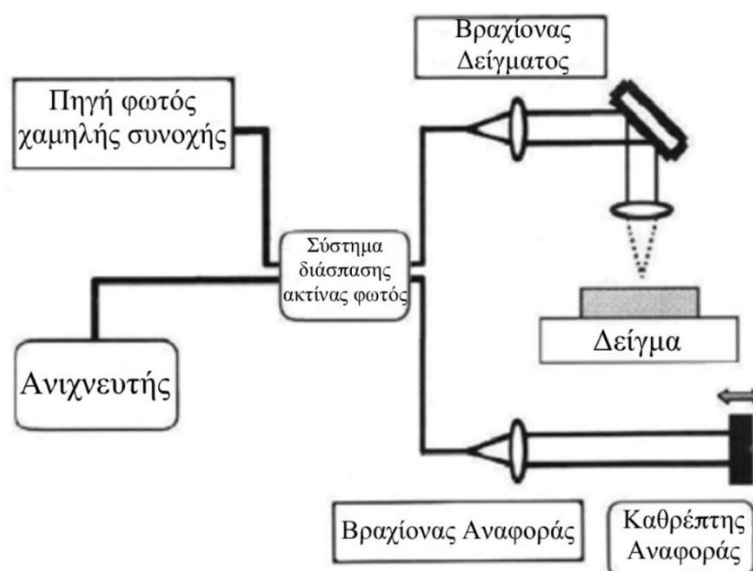


Εικόνα 26. Σύστημα οπτικής τομογραφίας DRI TRITON.

Κατά την εξέταση με OCT, αρχικά υπολογίζεται η αξονική απόσταση μέσα στον προς μελέτη ιστό. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω εκπομπής φωτός χαμηλής συνοχής, υπό μορφή ακτίνας μέσα στον οφθαλμό και μετρώντας την χρονική καθυστέρηση και την ένταση της ανάκλασης ή σκέδασης του φωτός από τις διάφορες στιβάδες του οφθαλμού. Λόγω των διαφορετικών ορίων και οπτικών ιδιοτήτων των διαφόρων ιστών του οφθαλμού, το φως ανακλάται ή διαχέεται με διαφορετικό μηχανισμό και ένταση, με αποτέλεσμα η μέτρηση του φωτός που επιστρέφει στο μηχάνημα να δίνει πληροφορίες σχετικές με τις αποστάσεις και διαστάσεις των ιστών [40]. Ωστόσο, επειδή οι χρονικές καθυστερήσεις της ηχούς που σχετίζονται με το φως είναι εξαιρετικά γρήγορες, η λειτουργία του OCT βασίζεται σε μια ειδική οπτική μέθοδο μέτρησης αυτών των χρονικών καθυστερήσεων, που λέγεται συμβολομετρία χαμηλής συνοχής (Low-Coherence Interferometry – LCI) . Η συμβολομετρία χαμηλής συνοχής αναπτύχθηκε για πρώτη φορά για τη μέτρηση των ανακλάσεων σε οπτικές ίνες και οπτοηλεκτρονικές συσκευές, αλλά στον τομέα της βιοϊατρικής οι πρώτες εφαρμογές της ήταν στην οφθαλμολογία για την εκτέλεση μετρήσεων ακριβείας του αξονικού μήκους του οφθαλμού και του πάχους του κερατοειδούς χιτώνα [37]. Το συμβολόμετρο, ως ένα από τα κύρια μηχανικά στοιχεία ενός OCT, αποτελεί όργανο που λειτουργεί με βάση τη συμβολή των κυμάτων. Συγκεκριμένα, ενισχύει δύο ή περισσότερες πηγές φωτός, δημιουργώντας ένα μοτίβο παρεμβολής. Το φως αρχικά εκπέμπεται από μία πηγή χαμηλής συνοχής, συνδεδεμένη στο συμβολόμετρο, και στη συνέχεια χωρίζεται σε δύο διαδρομές μέσω ειδικής οπτικής συσκευής, ένα σύστημα καθρεπτών διάσπασης ακτίνας (beam-splitter), που έχει τη δυνατότητα να διαχωρίζει την δέσμη φωτός σε δύο μέρη. Έπειτα κατευθύνεται κατά μήκος δύο διαφορετικών βραχιόνων που επίσης συνδέονται στη διάταξη του συμβολόμετρου. Η μία δέσμη φωτός θα προσπέσει στον βραχίονα του δείγματος που πρόκειται να απεικονιστεί, όπως του οφθαλμού, που λόγω των διαφορετικών δομών που υπάρχουν σε αυτόν η δέσμη θα οπισθοσκεδαστεί. Γενικότερα επειδή σε οποιοδήποτε ανομοιογενές δείγμα διαφορετικών δομών έχουμε και διαφορετικούς δείκτες διάθλασης, το φως θα οπισθοσκεδάζεται όταν συναντά μια διεπιφάνεια μεταξύ αυτών. Από την άλλη, η δεύτερη δέσμη θα διανύσει μια διαδρομή αναφοράς καθορισμένης απόστασης για να συναντήσει έναν τοποθετημένο καθρέπτη που λειτουργεί σαν κάτοπτρο, και αποτελεί τον βραχίονα αναφοράς. Στον βραχίονα αναφοράς, το φως ανακλάται στο κάτοπτρο και επιστρέφει στο σύστημα παρεμβολής, διαδιδόμενο κατά μήκος της ίδιας διαδρομής από την οποία προήλθε, αλλά προς την



αντίθετη κατεύθυνση. Γενικότερα, όταν το φως εξέρχεται από το άκρο οποιουδήποτε βραχίονα, διαμορφώνεται από διάφορα οπτικά εξαρτήματα (κάτοπτρα, φακούς κ.λπ.) για τον έλεγχο συγκεκριμένων παραμέτρων της δέσμης, όπως το σχήμα, το βάθος εστίασης και η κατανομή της έντασης του φωτός. Έτσι οι ακτίνες φωτός που προέρχονται από τα δύο μονοπάτια, αυτή δηλαδή που προέρχεται από τον οφθαλμό και αυτή που προέρχεται από τον καθρέπτη αναφοράς, επιστρέφουν στο αρχικό σύστημα καθρεπτών, όπου και συναντώνται μόνο αν φτάσουν την ίδια ακριβώς χρονική στιγμή, το οποίο συμβαίνει μόνο όταν το μήκος των οπτικών ινών που μεταφέρουν το φως είναι το ίδιο. Τότε οι δύο ακτίνες ανασυνδυάζονται σε έναν ανιχνευτή, δημιουργώντας το άθροισμα των πεδίων αναφοράς και δείγματος, ένα μοτίβο παρεμβολής το οποίο και καταγράφεται [37], [38], [40].



**Εικόνα 27.** Η βασική δομή ενός OCT περιλαμβάνει την πηγή φωτός, το συμβολόμετρο και τον ανιχνευτή. Εδώ απεικονίζεται ένα OCT στο πεδίο του χρόνου (TD-OCT) (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Παρ' ότι έχουν αναπτυχθεί διάφορες διατάξεις συμβολομετρίας, στην οπτική τομογραφία η πιο κοινή είναι η διάταξη τύπου Michelson. Στην Εικόνα 27. παρουσιάζεται σχηματικά ένα σύστημα OCT που χρησιμοποιεί ένα συμβολόμετρο οπτικών ινών τύπου Michelson. Με την τεχνολογική πρόοδο που σημειώθηκε τις τελευταίες δεκαετίες όσον αφορά τα οπτικά όργανα, τους ανιχνευτές, την ταχύτητα συλλογής και επεξεργασίας δεδομένων, καθώς και τις πηγές φωτός, διευκολύνθηκε σημαντικά η εφαρμογή της τεχνολογίας OCT όχι μόνο στον τομέα της οφθαλμολογίας αλλά και σε διάφορους άλλους, όπως στην επεμβατική καρδιολογία, την οδοντιατρική, την ενδοσκόπηση του γαστρεντερικού συστήματος κ.α. Παράλληλα όμως, αναδύονται

διάφορες ιατρικές εφαρμογές που εκμεταλλεύονται την ταχύτητα, τη διαχωριστική ικανότητα και την ευκολία της απεικόνισης OCT, καθιστώντας την πολύτιμο εργαλείο διαφόρων ιατρικών κλάδων [38].

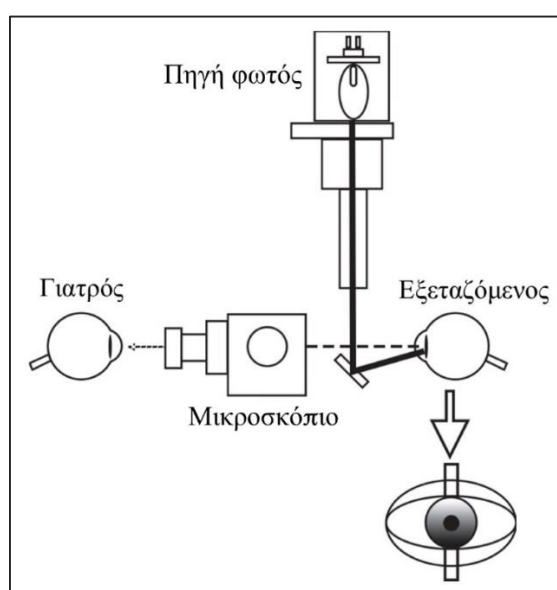
#### **2.4.4 Οφθαλμολογικά Συστήματα**

Πέραν της οπτικής τομογραφίας συνοχής, υπάρχει επίσης μια πληθώρα οφθαλμολογικών συστημάτων τα οποία στηρίζονται στα φαινόμενα διάδοσης του φωτός που μελετήσαμε προηγουμένως. Πέραν των πολλών εξαρτημάτων τους, πολλά από αυτά χρησιμοποιούν ως βασικό εξάρτημα διάδοσης του φωτός τα πρίσματα, γεγονός που καθιστά ακόμα πιο σπουδαία την ανάγκη μελέτης και κατανόησης των πρισματικών ιδιοτήτων. Τα πρίσματα πλέον θεωρούνται διαδεδομένο οπτικό υλικό για τη διάγνωση και θεραπεία πολλών οφθαλμολογικών διαταραχών και χρησιμοποιούνται σε συσκευές όπως το βιομικροσκόπιο σχισμοειδούς λυχνίας, το γωνιοσκόπιο, το οφθαλμόμετρο - κερατόμετρο, το οφθαλμοσκόπιο κ.α., κάποια από τα οποία θα αναλύσουμε στην παρούσα ενότητα [23], [24], [41].

#### **Βιομικροσκόπιο Σχισμοειδούς Λυχνίας**

Η σχισμοειδής λυχνία (slit lamp) είναι μια οπτική συσκευή που χρησιμοποιείται για την εξέταση των οφθαλμικών δομών τόσο του πρόσθιου τμήματος του οφθαλμού, στο οποίο συμπεριλαμβάνονται, μεταξύ άλλων, ο επιπεφυκότας, η ίριδα, ο κερατοειδής χιτώνας, ο κρυσταλλοειδής φακός, ο μηνίσκος των δακρύων, όσο και του οπίσθιου τμήματος του ανθρώπινου οφθαλμού κάνοντας βυθοσκόπηση. Όταν χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με ένα βιομικροσκόπιο, η εξέταση με διόφθαλμη σχισμοειδή λυχνία επιτρέπει στερεοσκοπική μεγεθυμένη λεπτομερή προβολή των οφθαλμικών δομών, επιτρέποντας τη διενέργεια ανατομικών διαγνώσεων ποικίλων οφθαλμικών παθήσεων. Η σχισμοειδής λυχνία είναι ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος εξοπλισμός στις περισσότερες οφθαλμολογικές κλινικές για διαγνωστικές και χειρουργικές διαδικασίες. Οι χειρουργικές σχισμοειδείς λυχνίες χρησιμοποιούνται κυρίως σε συνδυασμό με ένα χειρουργικό μικροσκόπιο στην ενδοφθάλμια χειρουργική και τη χειρουργική του αμφιβληστροειδούς. Ένα βασικό εργαλείο από το οποίο αποτελείται μια σχισμοειδής λυχνία είναι η πηγή φωτός που μπορεί να εστιαστεί για να φωτίσει ένα λεπτό φύλλο (σχισμή) μέσα στο μάτι. Ο οφθαλμός εξετάζεται με τη χρήση της σχισμοειδούς λυχνίας μέσω αυτής της δέσμης ή «σχισμής» του φωτός της οποίας το ύψος και το πλάτος

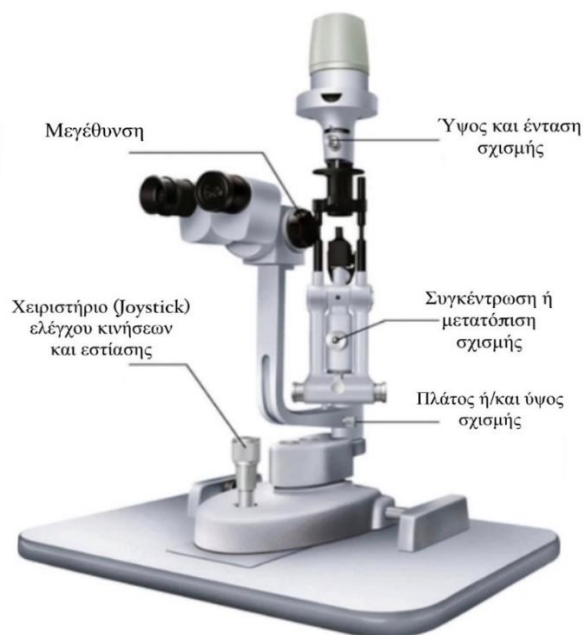
μπορούν να ρυθμιστούν εξωτερικά. Η σχισμή του φωτός όταν κατευθύνεται υπό γωνία αναδεικνύει τις ανατομικές δομές του οφθαλμού, επιτρέποντας στο γιατρό τη διενέργεια μιας ακριβέστερης διάγνωσης. Το πλήρες σύστημα σχισμοειδούς λυχνίας συνίσταται από τρία βασικά στοιχεία όπως φαίνεται στην Εικόνα 28.: μια πηγή φωτός υψηλής έντασης, το βιομικροσκόπιο και το μηχανικό σύστημα. Το μικροσκόπιο είναι στερεωμένο σε μια βάση που κινείται σε τόξο και παρέχει ένα πλαίσιο για να στηρίζεται η κεφαλή και να συγκρατείται σταθερά κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Ο συνδυασμός αυτών των στοιχείων παρέχει μια μεγεθυμένη, τρισδιάστατη (3D) εικόνα των τμημάτων του οφθαλμού στο πρόσθιο τμήμα.



**Εικόνα 28.** Βασικά μέρη σχισμοειδούς λυχνίας για οφθαλμολογικές εξετάσεις (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Το μηχανικό σύστημα της σχισμοειδούς λυχνίας είναι εξαιρετικά ακριβές και έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να συνδέει το σύστημα φωτισμού και το μικροσκόπιο, επιτρέποντας την ανεξάρτητη περιστροφή τους γύρω από έναν κοινό κατακόρυφο άξονα. Ο οπτικός άξονας αποτελεί εικονική προέκταση του μηχανικού άξονα του οργάνου, με το σημείο περιστροφής να βρίσκεται κάτω από το μάτι του ασθενούς. Η σχισμή είναι κανονικά εστιασμένη στο αξονικό επίπεδο και μπορεί να φανεί ευκρινώς καθορισμένη στο σημείο εστίασης του μικροσκοπίου. Κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης, αυτός ο άξονας περιστροφής μετακινείται στη θέση του αντικειμένου που πρόκειται να παρατηρηθεί. Αυτό επιτυγχάνεται με τη βοήθεια μιας μηχανικής βάσης οργάνου που περιέχει ένα σύστημα εγκάρσιας ολίσθησης και φέρει τον μηχανικό άξονα στήριξης του συστήματος φωτισμού και του μικροσκοπίου. Επιπλέον, με χρήση ενός ειδικού

χειριστηρίου, ο γιατρός μπορεί να επιλέξει την οριζόντια μετακίνηση της βάσης του οργάνου, ενώ, εντός της βάσης υπάρχει κατακόρυφος μηχανισμός ελέγχου που επιτρέπει την κατακόρυφη ρύθμιση της σχισμής και του άξονα προβολής. Αυτός ο κατακόρυφος έλεγχος είναι συνήθως ενσωματωμένος στο χειριστήριο και λειτουργεί με την περιστροφή του. Έτσι, ο γιατρός μπορεί να προσαρμόσει ολόκληρο το σύστημα στο αντικείμενο που μελετά και στις τρεις χωρικές συντεταγμένες με τη βοήθεια του μοχλού ελέγχου του τρισδιάστατου χειριστηρίου.



**Εικόνα 29.** Τυπική δομή σχισμοειδούς λυχνίας (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

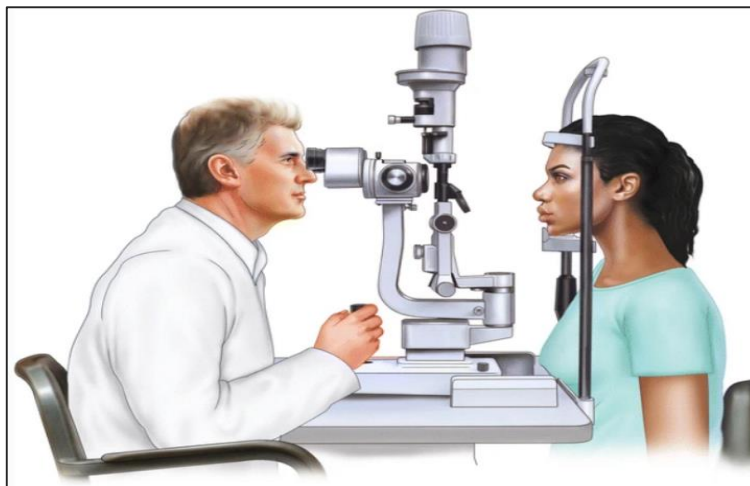
Μεταξύ της σχισμοειδούς λυχνίας και του κερατοειδούς τμήματος του οφθαλμού τοποθετούνται συνήθως ειδικοί φακοί που βοηθούν τον γιατρό να εξετάσει τις βαθύτερες δομές του οφθαλμού. Επίσης μπορεί να συνδεθεί μια φωτογραφική μηχανή για τη λήψη φωτογραφιών διαφόρων τμημάτων του εξεταζόμενου οφθαλμού, ενώ συχνά κατά τη διάρκεια της εξέτασης χρησιμοποιείται, ως επί το πλείστον, η φλουορεσκεΐνη ως οφθαλμικό βοηθητικό που είναι παράγοντας αντίθεσης και διευκολύνει τη διαπίστωση ενός ξένου αντικειμένου, όπως ένα μεταλλικό θραύσμα, ή μια μολυσμένη/τραυματισμένη περιοχή στον κερατοειδή χιτώνα. Εδώ δηλαδή η φθορίζουσα ουσία δρα ως ιχνηθέτης παθογένειας. Συνήθως για πηγή φωτός επιλέγεται μια λάμπα αλογόνου που δίνει φωτεινό, καθαρό φως, ωστόσο στα νεότερα όργανα η λάμπα αλογόνου έχει αντικατασταθεί από ένα σύστημα παροχής φωτός με οπτικές ίνες από λέιζερ. Τα ωφέλιμα μήκη κύματος της ακτινοβολίας λέιζερ βρίσκονται στην εγγύς υπέρυθη και την ορατή φασματική περιοχή. Πλέον έχουν επικρατήσει δύο

διαφορετικοί τύποι σχισμοειδούς λυχνίας με βάση το σύστημα παρακολούθησης και τη θέση του συστήματος φωτισμού τους: ο τύπος Haag-Streit και ο τύπος Zeiss. Στην τύπου Haag-Streit η πηγή φωτισμού βρίσκεται πάνω από το μικροσκόπιο, ενώ στην τύπου Zeiss η πηγή φωτισμού βρίσκεται κάτω από το μικροσκόπιο και θεωρείται ευκολότερη στην χρήση της εξαιτίας του πιο ελαφρού φωτισμού που διαθέτει. Αναφορικά με το σύστημα παρακολούθησης, μπορεί να μεγεθύνει εικόνας από 5x-25x και 40x-100x.



**Εικόνα 30.** Σχισμοειδής λυχνία τύπου Haag-Streit.(αριστερά) και τύπου Zeiss (δεξιά).

Η εικόνα της σχισμής, η οποία κανονικά βρίσκεται σε κατακόρυφη θέση, μπορεί να περιστρέφεται συνεχώς κατά  $\pm 90^\circ$  προς την οριζόντια θέση και η κατεύθυνση του φωτισμού της σχισμής μπορεί να αλλάξει με τη χρήση ενός πρίσματος κλίσης. Αυτό παρέχει μια καθορισμένη γωνία μεταξύ του άξονα του μικροσκοπίου και του άξονα του φωτισμού της σχισμής. Η πλευρική μετακίνηση της εικόνας της σχισμής μπορεί να επιτευχθεί με την περιστροφή της κεφαλής του πρίσματος από την κεντρική θέση προς τα δεξιά και αριστερά. Συχνά, σε ένα σύστημα σχισμοειδούς λυχνίας περιλαμβάνεται και μια διάταξη ασφάλισης για τη συγκράτησή της στη θέση της. Στην Εικόνα 31. μπορούμε να δούμε τη χρήση βιομικροσκοπίου σχισμοειδούς λυχνίας κατά τη διενέργεια μιας εξέτασης [42], [43].

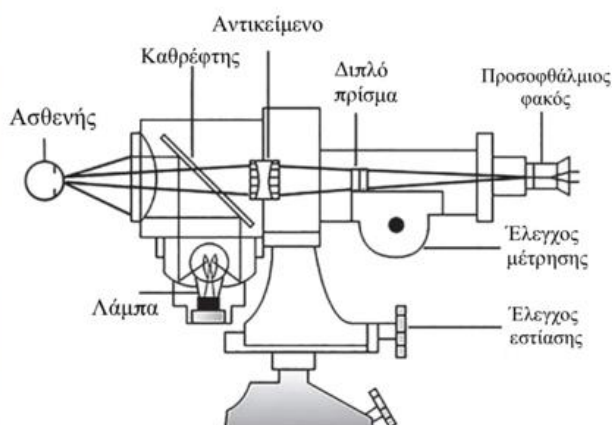


**Εικόνα 31.** Απεικόνιση χρήσης σχισμοειδούς λυχνίας σε ασθενή.

### Οφθαλμόμετρο

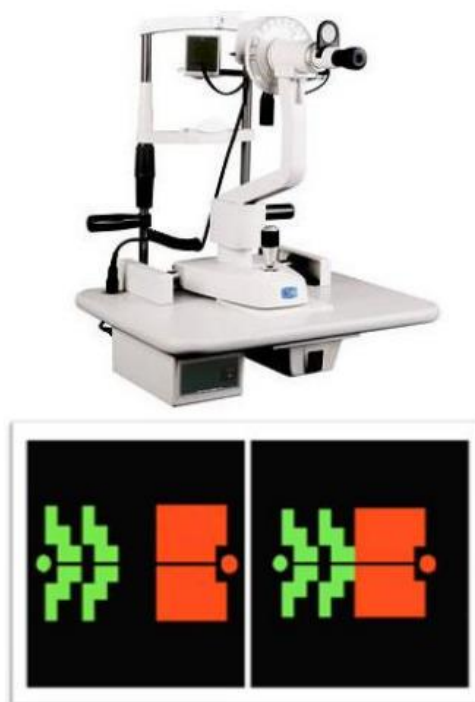
Το οφθαλμόμετρο, γνωστό και ως κερατόμετρο, είναι ένα διαγνωστικό όργανο υπεύθυνο για τη μέτρηση καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς χιτώνα, που αποτελεί το πιο σημαντικό διαθλαστικό στοιχείο του οφθαλμού. Οποιαδήποτε ανωμαλία στην καμπυλότητα του κερατοειδούς μπορεί να επηρεάσει την ανθρώπινη όραση τόσο σε ποσοτικό (οπτικό πεδίο, αμετρωπία), όσο και σε ποιοτικό επίπεδο (μυωπία, αστιγματισμός, κ.α.) και γι' αυτό η χρήση του οργάνου αυτού κρίνεται ιδιαίτερα σημαντική στην διαδικασία αντιμετώπισης τέτοιων περιπτώσεων. Η οφθαλμομετρία βασίζεται στο γεγονός ότι το πρόσθιο τμήμα της επιφάνειας του κερατοειδούς λειτουργεί ως κυρτός καθρέφτης και, χρησιμοποιώντας τις ανακλαστικές ιδιότητες του κερατοειδούς, μπορεί να μετρηθεί η ακτίνα καμπυλότητάς του. Λειτουργεί με την ανάκλαση μιας εικόνας από δύο σημεία του κερατοειδούς και χρησιμοποιεί τη σχέση μεταξύ του μεγέθους του αντικειμένου, του μεγέθους της εικόνας που ανακλάται και της απόστασης μεταξύ του αντικειμένου και του οφθαλμομέτρου. Μετρώντας το μέγεθος της εικόνας που σχηματίζεται από την αντανάκλαση της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς (διάμετρος περίπου 3,6 mm), μπορεί να υπολογιστεί η ακτίνα καμπυλότητάς του. Μάλιστα όσο αυξάνει η καμπυλότητα τόσο ελαττώνεται το μέγεθος της εικόνας. Συνολικά μια μέτρηση με οφθαλμόμετρο μπορεί να εξάγει ποικίλες πληροφορίες πέραν των ακτίνων καμπυλότητας, όπως για παράδειγμα για τον βαθμό κερατοειδικού αστιγματισμού και γενικότερα για τον βαθμό οποιασδήποτε πιθανής στρέβλωσης του κερατοειδούς χιτώνα, ενώ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί στην προεγχειρητική προετοιμασία

χειρουργικής επέμβασης καταρράκτη. Τα σύγχρονα οφθαλμόμετρα χρησιμοποιούν στο εσωτερικό τους, πρίσμα τύπου Wollaston, το οποίο αποτελεί υποκατηγορία των πρισμάτων πόλωσης και είναι αποτέλεσμα της ένωσης δύο επιμέρους πρισμάτων. Πλέον έχουν επικρατήσει δύο βασικοί τύποι αυτού του οργάνου: αυτά που είναι μίας θέσης, τα οποία είναι πιο συνηθισμένα και μπορούν να ρυθμίσουν το μέγεθος της εικόνας διατηρώντας σταθερό το μέγεθος του αντικειμένου, και αυτά που είναι δύο θέσεων και μπορούν να ρυθμίσουν το μέγεθος του αντικειμένου. Παράδειγμα μόνης θέσης είναι το οφθαλμόμετρο τύπου Bausch and Lomb, στο οποίο διατηρείται το μέγεθος του αντικειμένου σταθερό, ενώ το μέγεθος της εικόνας μπορεί να μεταβάλλεται.



**Εικόνα 32.** Οφθαλμόμετρο τύπου Bausch and Lomb (η εικόνα έχει τροποποιηθεί καταλλήλως – παράρτημα Α).

Οι ακτίνες που ανακλώνται διέρχονται από έναν δίσκο που έχει 4 ανοίγματα και μέσω 2 πρισμάτων κάθετα τοποθετημένα μεταξύ τους. Επιπλέον οι μετρήσεις μπορούν να διαβάζονται από τους άξονες χωρίς να κάποια αλλαγή στον προσανατολισμό του οργάνου. Με το συγκεκριμένο οφθαλμόμετρο μετριέται τόσο η ακτίνα καμπυλότητας του οφθαλμού, όσο και η διαθλαστική του ισχύς, Στην Εικόνα 32. απεικονίζεται αυτό το είδος οφθαλμόμετρου [42], [43]. Παράδειγμα δύο θέσεων είναι το οφθαλμόμετρο τύπου Javal-Schiotz, στο οποίο η εικόνα παραμένει σταθερή, ενώ το μέγεθος του αντικειμένου μπορεί να αλλάζει, καθώς και να διπλασιάζεται (μεγέθυνση), επιτρέποντας στον γιατρό τον προσδιορισμό της ακτίνας καμπυλότητας της ανακλαστικής επιφάνειας.



**Εικόνα 33.** Οφθαλμόμετρο τύπου Javal–Schiotz (πάνω)  
και των ειδώλων που απεικονίζει (κάτω).

Το όργανο αυτό χρησιμοποιεί δύο αυτοφωτιζόμενα αντικείμενα, ένα κόκκινο τετράγωνο και μία πράσινη σκάλα, τοποθετημένα σε σταθερή απόσταση από το μάτι του εξεταζόμενου, ενώ το είδωλο είναι πλήρως εστιασμένο για να είναι αξιόπιστη η μέτρηση. Όπως και στα περισσότερα αυτοματοποιημένα οφθαλμόμετρα, βασίζεται στην αρχή του Scheiner, όπου οι συγκλίνουσες ανακλώμενες ακτίνες που προσπίπτουν στο προσοφθάλμιο φακό παρατηρούνται από δύο τουλάχιστον συμμετρικά ανοίγματα [43].

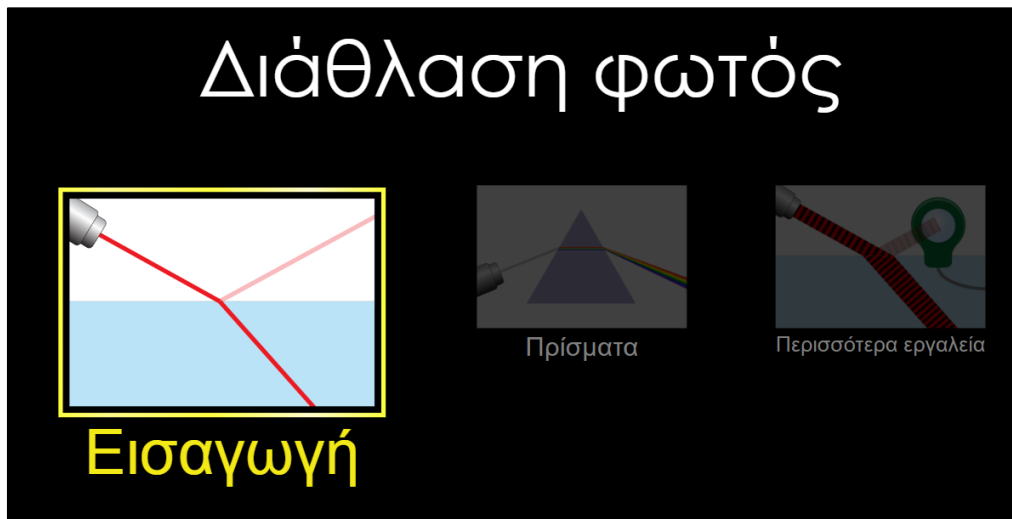


### 3. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

#### 3.1. Ψηφιακό εργαλείο «bending light»

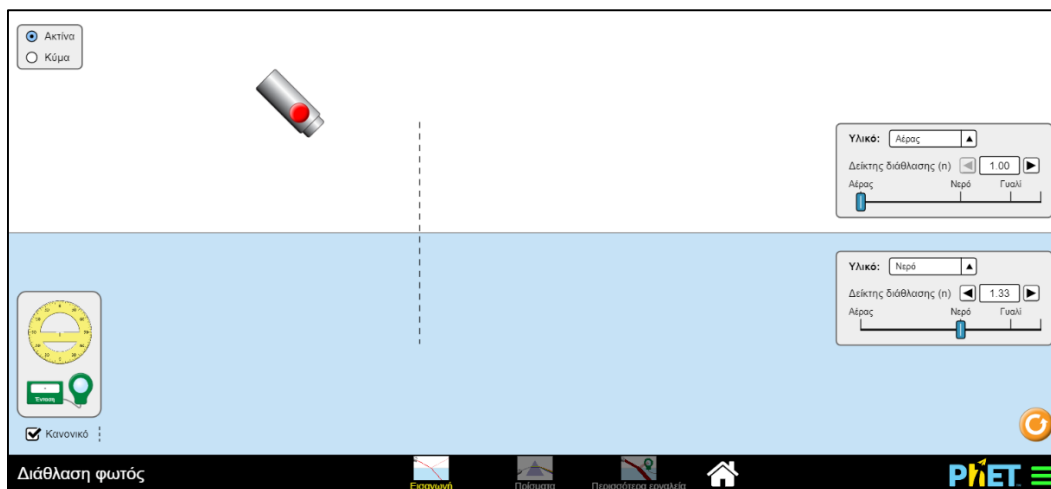
Για τη δημιουργία εργαστηριακών ασκήσεων θα χρησιμοποιηθεί ψηφιακό εργαλείο που πραγματοποιεί προσομοίωση της αλληλεπίδρασης της δέσμης φωτός μέσω των φαινομένων της διάθλασης και της ανάκλασης όπως περιγράφηκαν στο θεωρητικό μέρος της διπλωματικής εργασίας. Σκοπός τους είναι η επεξήγηση του θεωρητικού υποβάθρου που αναλύθηκε προηγουμένως και η κατανόηση των διαφόρων αλληλεπιδράσεων του φωτός, όταν αυτό προσπίπτει σε διάφορες επιφάνειες και υλικά. Για την επίλυση των εργαστηριακών ασκήσεων χρειάζεται η εξοικείωση με το πρόγραμμα, ακολουθώντας τα παρακάτω βήματα.

1. Ανοίγετε το αρχείο [https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light\\_el.html](https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light_el.html)
2. Στην αρχική οθόνη εμφανίζονται τρία παράθυρα και μπορείτε να ξεκινήσετε με το πρώτο που αναγράφει «Εισαγωγή», όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 34.



Εικόνα 34. Στιγμιότυπο αρχικής οθόνης του προγράμματος με επιλογή του παραθύρου «Εισαγωγή».

3. Πλέον εμφανίζονται τα διάφορα εργαλεία και οι επιλογές για το φως και το υλικό του μέσου διάδοσής του, όπως εμφανίζεται στην Εικόνα 35.

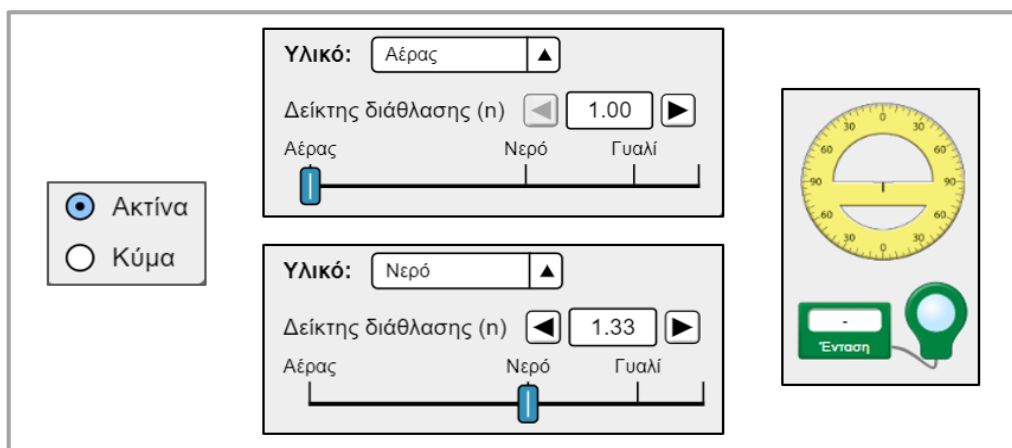


Εικόνα 35. Στιγμιότυπο της γενικότερης εικόνας μετά την είσοδο στην εφαρμογή από το παράθυρο «Εισαγωγή».

4. Μεταξύ αυτών επιλέγεται:

- Κύμα ή ακτίνα φως, από το πλαίσιο πάνω αριστερά της οθόνης.
- Υλικό των μέσων διάδοσης καθώς και δείκτη διάθλασης από τα δύο πλαίσια στα δεξιά της οθόνης
- Μοιρογνωμόνιο και μετρητή έντασης στο πλαίσιο κάτω αριστερά. Για την μέτρηση της έντασης θα πρέπει ο μεγεθυντικός φακός να πέφτει πάνω στο κύμα ή στην ακτίνα φως.

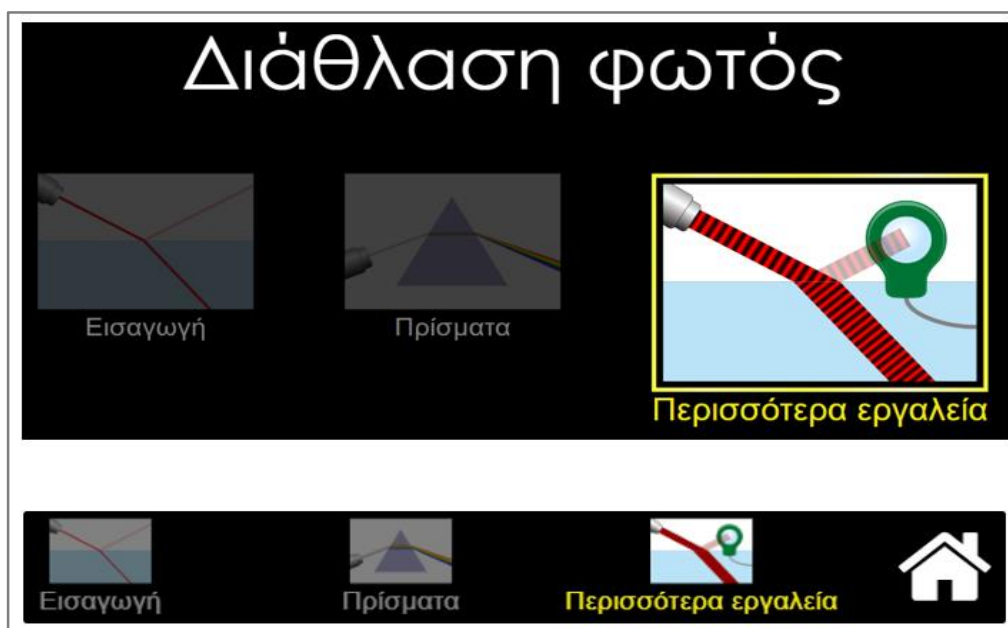
Τα παραπάνω εμφανίζονται διαδοχικά στην Εικόνα 36.



Εικόνα 36. Επιλογές εργαλείων εφαρμογής.

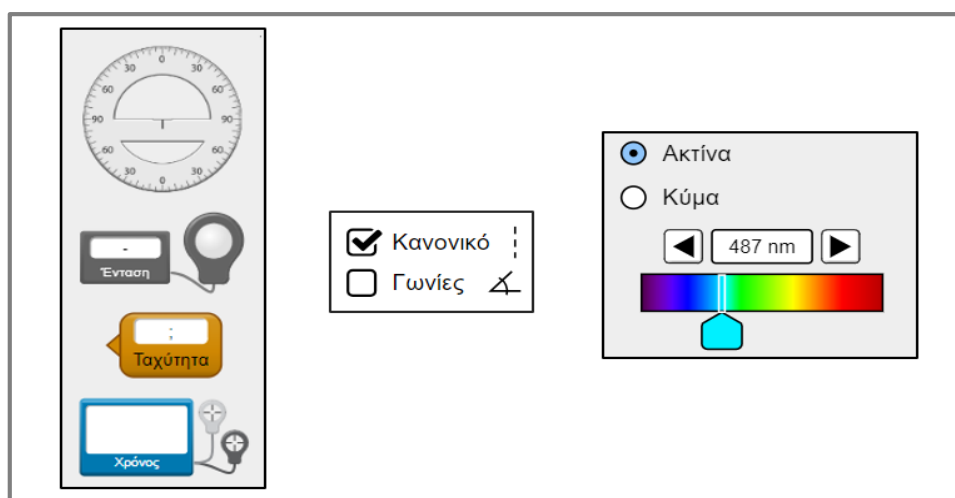
5. Συμπληρωματικά του παραθύρου «Εισαγωγή» λειτουργεί και το παράθυρο «Περισσότερα εργαλεία» στο οποίο υπάρχει πρόσβαση είτε από το Βήμα 2 είτε από

την μπάρα που εμφανίζεται κάτω χαμηλά στο κέντρο της οθόνης από το Βήμα 3, όπως απεικονίζεται στην παρακάτω Εικόνα 37., πάνω και κάτω, αντίστοιχα.



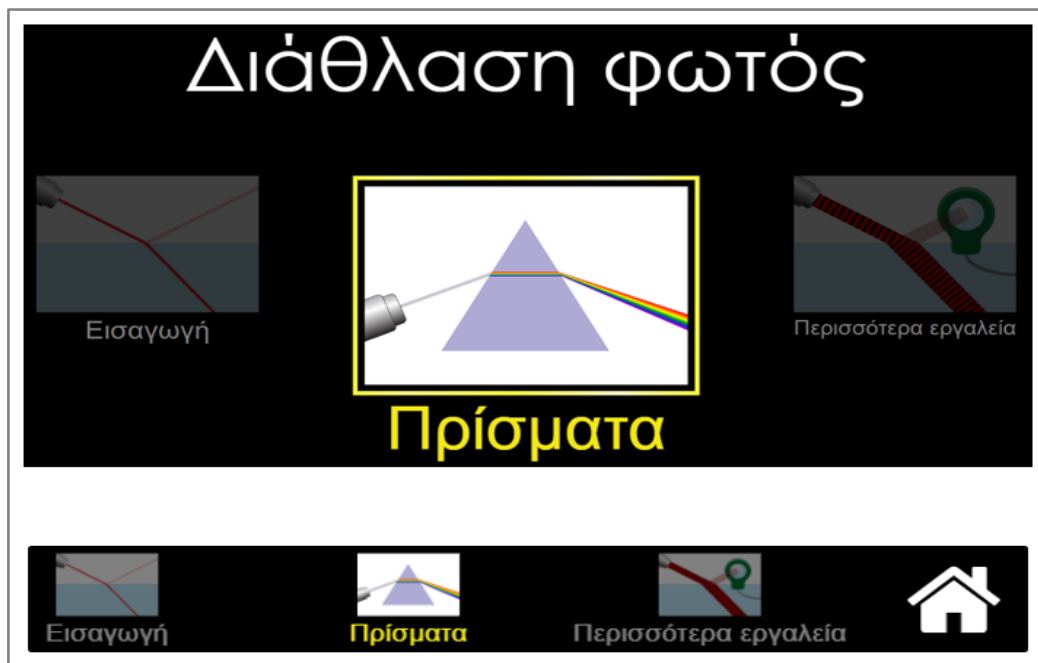
**Εικόνα 37.** Στιγμιότυπο αρχικής οθόνης του προγράμματος με επιλογή του παραθύρου «Περισσότερα εργαλεία» (πάνω μέρος). Η μετάβαση από το ένα παράθυρο στο άλλο μπορεί να γίνει χωρίς να χαθούν τα υπάρχοντα δεδομένα, μέσω της μπάρας που εμφανίζεται στο κάτω μέρος της εικόνας.

6. Στο παράθυρο «Περισσότερα εργαλεία» μπορείτε να βρείτε πρόσθετα εργαλεία για τον προσδιορισμό της ταχύτητας και του χρόνου του φωτός καθώς αυτό ταξιδεύει, αλλά και την ακριβή μέτρηση των γωνιών που σχηματίζει το φως. Επιπλέον δίνεται η δυνατότητα επιλογής του μήκους κύματος της ακτινοβολίας (Εικόνα 38.).



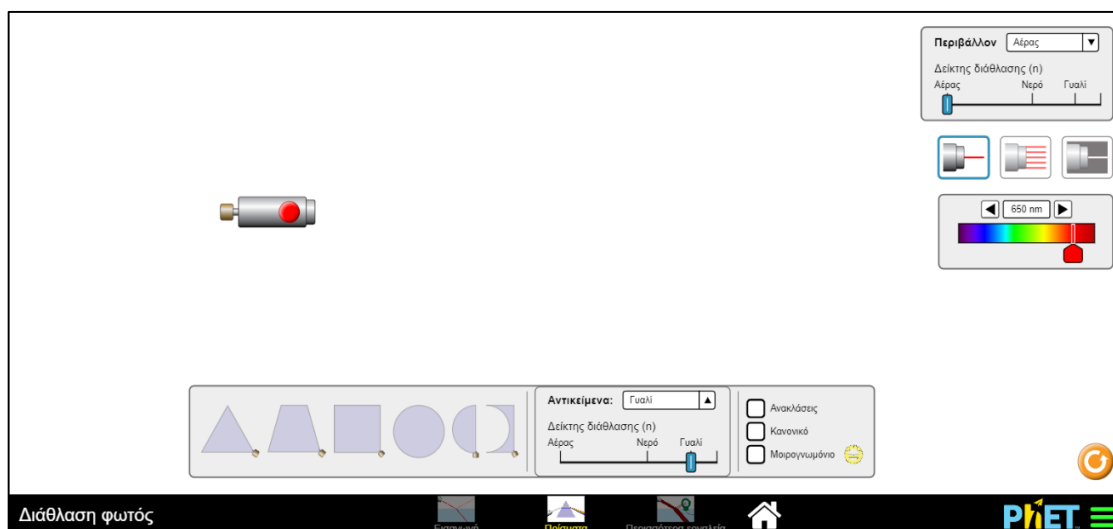
**Εικόνα 38.** Το ταχύμετρο, το χρονόμετρο, η ένδειξη κανονικής διεύθυνσης (κάθετος), οι γωνίες, καθώς και το μήκος κύματος του φωτός, αποτελούν πρόσθετα εργαλεία επιλογής που προσφέρει η εφαρμογή στον χρήστη.

7. Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα επιλογής του παραθύρου «Πρίσματα», στο οποίο ο χρήστης μπορεί να μεταβεί με τρόπο παρόμοιο με αυτόν που παρουσιάστηκε στο Βήμα 5.



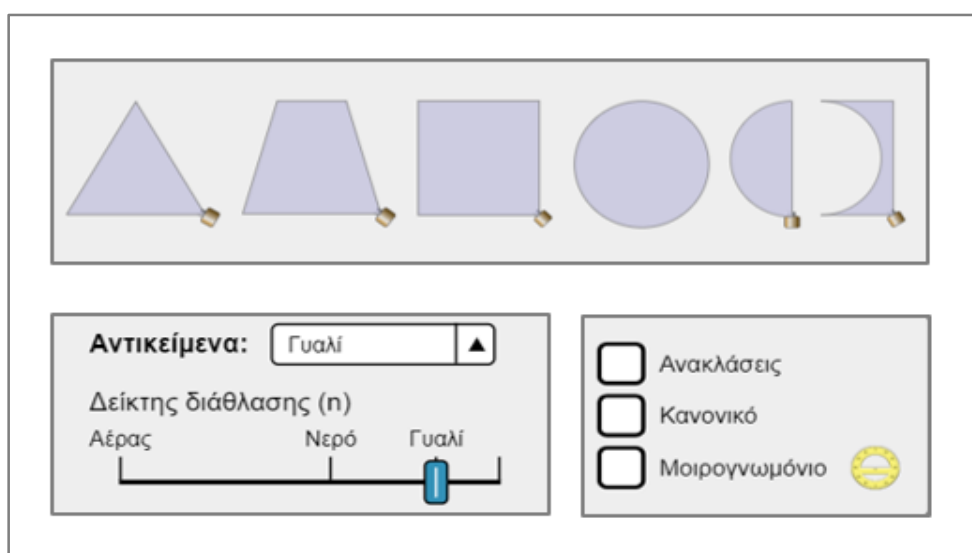
**Εικόνα 39.** Στιγμιότυπο αρχικής οθόνης του προγράμματος με επιλογή του παραθύρου «Πρίσματα» (πάνω μέρος). Η μετάβαση από το ένα παράθυρο στο άλλο μπορεί να γίνει χωρίς να χαθούν τα υπάρχοντα δεδομένα, μέσω της μπάρας που εμφανίζεται στο κάτω μέρος της εικόνας.

Το παράθυρο «Πρίσματα» δίνει διαφορετικά εργαλεία σε σχέση με τα προηγούμενα δύο, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 40.



**Εικόνα 40.** Στιγμιότυπο της γενικότερης εικόνας μετά την είσοδο στην εφαρμογή από το παράθυρο «Πρίσματα».

Συγκεκριμένα, από τη μπάρα στο κάτω μέρος της οθόνης μπορεί ο χρήστης να επιλέξει ανάλογα με το δείκτη διάθλασης κάτοπτρα διαφόρων υλικών, την επιλογή εμφάνισης ή όχι ανακλάσεων και «κανονικής» (κάθετης) διεύθυνσης των κατόπτρων, αλλά και τη χρήση μοιρογνωμονίου. Επιπλέον, στο πάνω μέρος δεξιά της οθόνης μπορεί να επιλεγεί το υλικό περιβάλλοντος, η ακτίνα του φωτός και το μήκος κύματός του.



Εικόνα 41. Στιγμιότυπο εργαλείων στο παράθυρο «Πρίσματα» στο κάτω μέρος της κεντρικής οθόνης.



Εικόνα 42. Στιγμιότυπο εργαλείων στο παράθυρο «Πρίσματα» πάνω δεξιά της κεντρικής οθόνης.

### 3.1.1 Εργαστηριακή Άσκηση Α)

Κατά την εκτέλεση γαστροσκόπησης για την εξέταση παθολογίας στομάχου γίνεται χρήση ενδοσκοπίου. Προκειμένου να πάρουμε εικόνα υψηλής διαγνωστικής αξίας πραγματοποιείται στην οπτική ίνα του ενδοσκοπίου διάδοση του φωτός από το εσωτερικό όργανο (στομάχι) του εξεταζόμενου στην οθόνη υπολογιστή.

Συνδεθείτε στην εφαρμογή [https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light\\_el.html](https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light_el.html) και εφαρμόστε στο πρόγραμμα προσομοίωσης τα ακόλουθα:

- 1) Αν το εσωτερικό και εξωτερικό περίβλημα της οπτικής ίνας έχουν δείκτη διάθλασης  $A$  και  $B$ , αντίστοιχα, να μετρηθεί α) η ένταση του φωτός που ανακλάται, β) η ένταση του φωτός που διαθλάται για εισερχόμενη δέσμη φωτός μήκους κύματος  $550 \text{ nm}$  και υπό γωνία  $70^\circ$  σε σχέση με το επίπεδο ανάκλασης.
- 2) Να πραγματοποιηθεί επανάληψη του πειράματος για γωνίες από  $60^\circ$  έως  $80^\circ$ , με βήμα  $2^\circ$ . Καταγράψτε τις μετρήσεις.
- 3) Σχεδιάστε τη γραφική παράσταση μεταβολής των εντάσεων α) και β) σε σχέση με την γωνία.
- 4) Προσδιορίστε την κρίσιμη γωνία ολικής εσωτερικής ανάκλασης του φωτός προκειμένου να έχουμε πλήρη μετάδοση χωρίς απώλειες.

### 3.1.2 Εργαστηριακή Άσκηση Β)

Προβλήματα στις μιτοχονδριακές λειτουργίες φαίνεται να σχετίζονται με ασθένειες όπως η νόσος του Parkinson και το Alzheimer. Προκειμένου να διερευνηθεί η δομική σύσταση και λειτουργία τους, ιχνηθετούνται σε ιστολογικό δείγμα, που περιλαμβάνει επίσης νερό, λυσοσώματα και κυτταρόπλασμα. Για τη μελέτη αυτή χρησιμοποιείται διάταξη οπτικής δέσμης που διεγείρει το δείγμα και εκπέμπει στα 600nm. Δίνονται οι δείκτες διάθλασης: νερού  $n_{\text{νερού}} = 1,33$ , μιτοχονδρίων  $n_{\text{μιτ}} = 1,4$ , λυσοσωμάτων  $n_{\lambda} = 1,6$ , κυτταροπλάσματος  $n_{\kappa} = 1,37$ . Η πηγή ξεκινά να εκπέμπει σε αρχικό περιβάλλον αέρα με  $n_{\text{αέρα}} = 1$ .

Συνδεθείτε στην εφαρμογή [https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light\\_el.html](https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light_el.html) και εφαρμόστε στο πρόγραμμα προσομοίωσης τα ακόλουθα:

1) Εάν η γωνία πρόσπτωσης είναι  $60^\circ$  καταγράψτε σε ποιες γωνίες συμβαίνει διάθλαση του φωτός όταν προσπίπτει σε νερό, μιτοχόνδρια, λυσοσώματα και κυτταρόπλασμα.

2) Εάν η γωνία πρόσπτωσης είναι  $45^\circ$  καταγράψτε τις εντάσεις της διαθλώμενης δέσμης όταν προσπίπτει στο κάθε υλικό του δείγματος.

3) Για εύρος γωνιών πρόσπτωσης  $30-60^\circ$  με βήμα  $10^\circ$  έγινε καταγραφή των εξής τιμών γωνιών διάθλασης ( $\theta_2$ ):

- $\theta_2 = 20,9^\circ$  , με γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1=30^\circ$
- $\theta_2 = 27,3^\circ$  , με γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1=40^\circ$
- $\theta_2 = 33,2^\circ$  , με γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1=50^\circ$
- $\theta_2 = 38,2^\circ$  , με γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1=60^\circ$

Καταγράψτε ποια από τις υπάρχουσες ουσίες (νερό, κυτταρόπλασμα, μιτοχόνδρια, λυσοσώματα) έχει ακτινοβοληθεί.

## 3.2 Λύσεις Εργαστηριακών Ασκήσεων

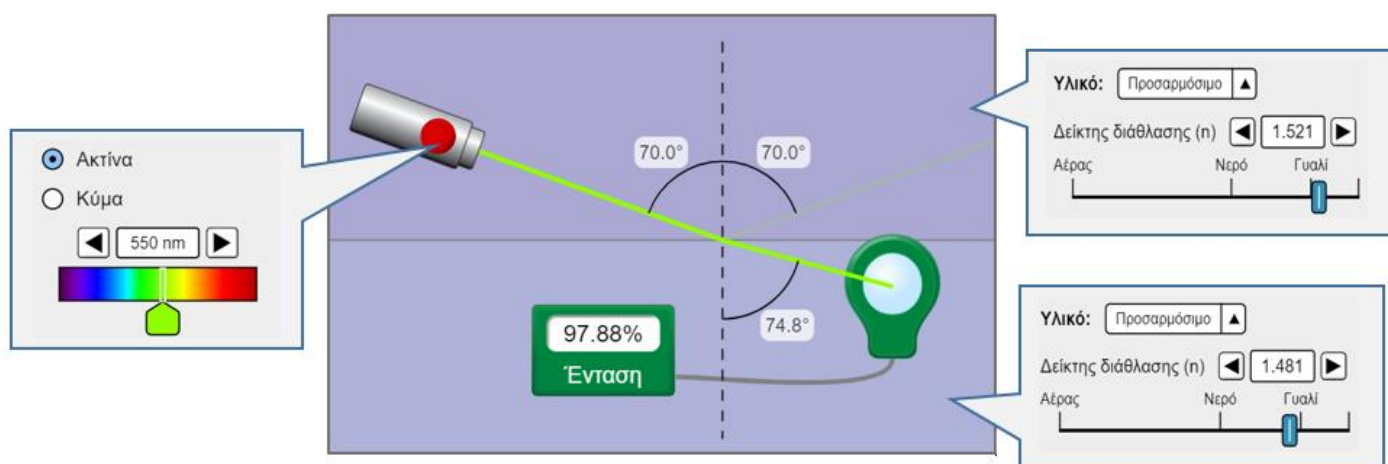
### 3.2.1 Λύση Εργαστηριακής Άσκησης Α)

1) Γνωρίζουμε ότι μια οπτική ίνα αποτελείται από τον πυρήνα και το περίβλημά του, με τον πρώτο να είναι συνήθως κατασκευασμένο από γυαλί και με δείκτη διάθλασης πάντα ελαφρώς μεγαλύτερο από αυτόν του περιβλήματος. Έστω λοιπόν  $A=1,521$  και  $B=1,481$ . Θέτοντας δέσμη φωτός με μήκος κύματος  $550\text{nm}$  και για γωνία πρόσπτωσης ίση με  $70^\circ$  ως προς την κάθετη κανονική διεύθυνση, προκύπτει ότι:

α) Η ένταση της ανακλώμενης δέσμης είναι ίση με το 2,12% της έντασης της προσπίπτουσας δέσμης φωτός.

β) Η ένταση της διαθλώμενης δέσμης είναι ίση με το 97,88% της έντασης της προσπίπτουσας δέσμης φωτός.

Τα παραπάνω αποτελέσματα επιβεβαιώνονται μέσω του ψηφιακού εργαλείου με την ακόλουθη εικόνα:



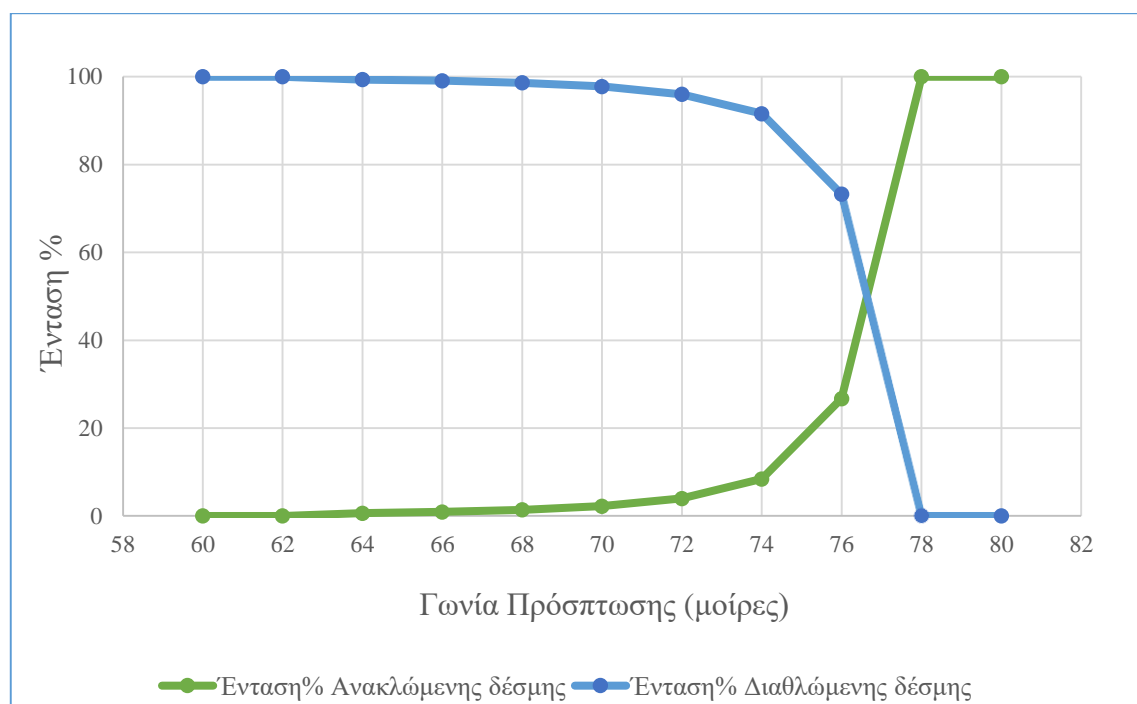
**Εικόνα 43.** Στιγμιότυπο οθόνης για δέσμη φωτός με μήκος  $550\text{nm}$  και γωνία πρόσπτωσης  $70^\circ$ . Το πάνω υλικό ( $n=1,521$ ) παριστάνει το υλικό του πυρήνα μιας οπτικής ίνας. Το κάτω ( $n=1,481$ ) παριστάνει το περίβλημα του πυρήνα. Η % ένταση της διαθλώμενης δέσμης είναι 97,88.



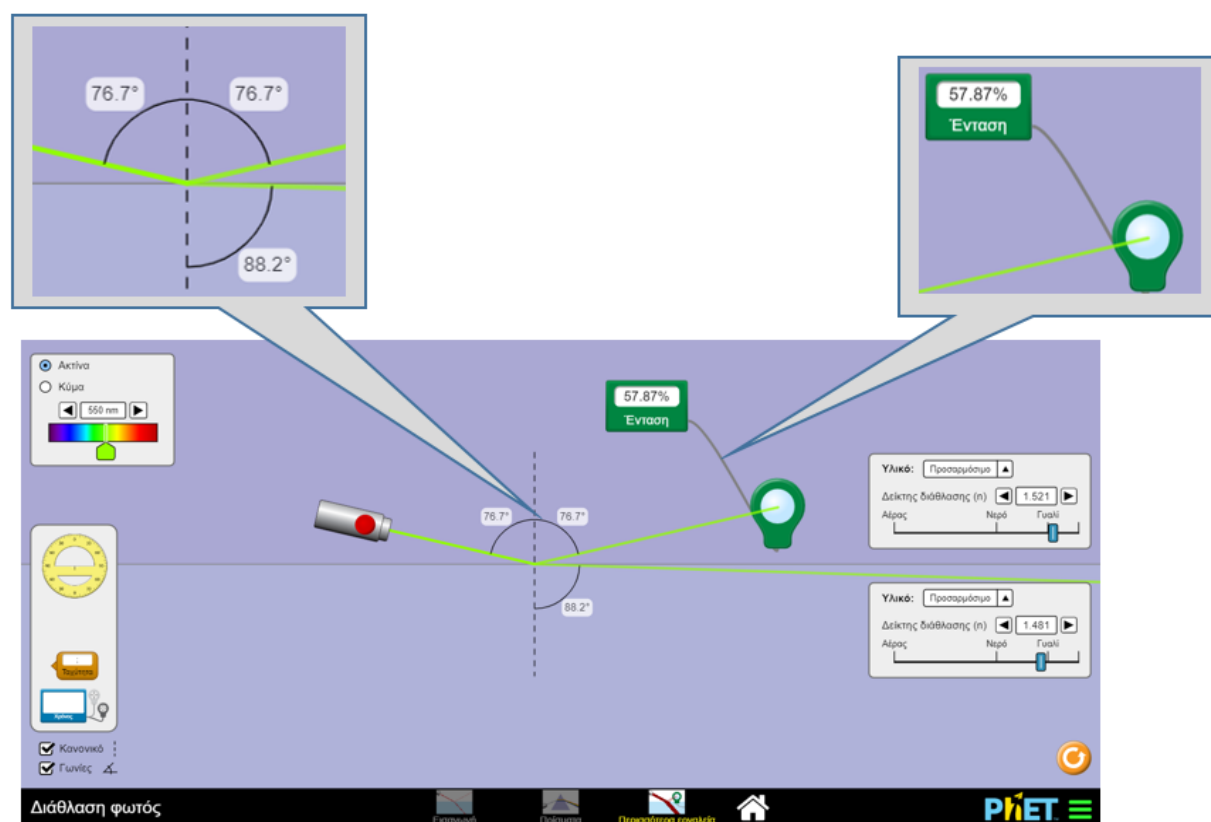
2) Οι εντάσεις της δέσμης που ανακλάται και διαθλάται για γωνίες από  $60^\circ$  έως  $80^\circ$ , με βήμα  $2^\circ$  προκύπτουν σύμφωνα με τον ακόλουθο πίνακα ως εξής:

Γωνία Πρόσπτωσης (μοίρες)	Ένταση% Ανακλώμενης δέσμης	Ένταση% Διαθλώμενης δέσμης
60	0	100
62	0	100
64	0,64	99,36
66	0,91	99,09
68	1,38	98,62
70	2,12	97,88
72	3,98	96,02
74	8,42	91,58
76	26,72	73,28
78	100	0
80	100	0

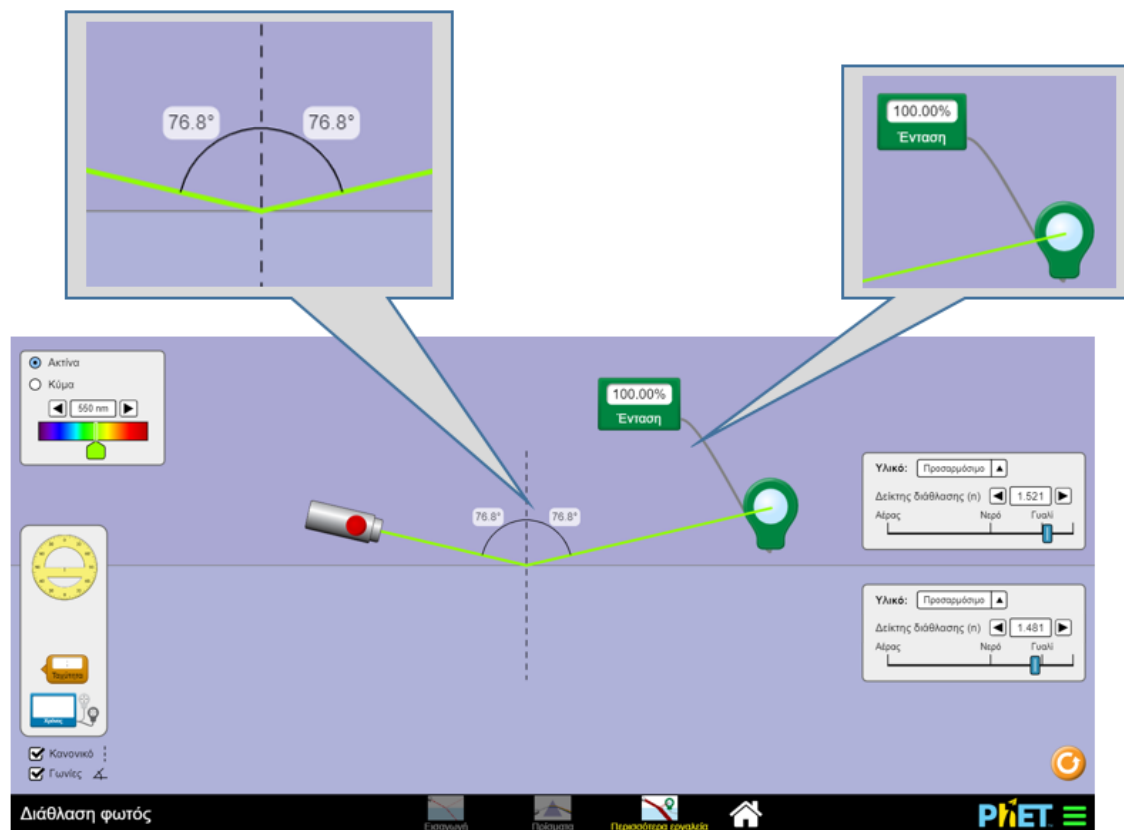
3) Από τα παραπάνω αριθμητικά δεδομένα, προκύπτει η γραφική παράσταση των εντάσεων ανακλώμενης και διαθλώμενης δέσμης, ως προς τις γωνίες πρόσπτωσης του φωτός, ως εξής:



4) Καθώς η δέσμη φωτός μήκους κύματος 550nm προσπίπτει από το υλικό του πυρήνα (με δείκτη διάθλασης 1,521) στο υλικό του περιβλήματος (με δείκτη διάθλασης 1,481), παρατηρούμε μέσω της εφαρμογής ότι η ένταση διαθλώμενης δέσμης είναι το 100% της προσπίπτουσας όταν η γωνία που σχηματίζει η προσπίπτουσα δέσμη ως προς την κάθετο είναι από  $0^\circ$  έως και  $62^\circ$  περίπου. Με σταδιακή αύξηση αυτής της γωνίας, η ένταση της διαθλώμενης δέσμης ελαττώνεται ενώ της ανακλώμενης αυξάνεται. Το σημείο εκείνο στο οποίο η ένταση της διαθλώμενης δέσμης μηδενίζεται και η αντίστοιχη της ανακλώμενης δέσμης γίνεται 100% είναι το σημείο για το οποίο έχουμε ολική εσωτερική ανάκλαση και το φως παραμένει εντός του πυρήνα της οπτικής ίνας. Η γωνία που σχηματίζει η προσπίπτουσα δέσμη με την κάθετο, όταν ξεκινά το φαινόμενο ολικής εσωτερικής ανάκλασης, είναι η κρίσιμη ή οριακή γωνία και προκύπτει πως είναι ίση με  $76,8^\circ$ , όπως φαίνεται και παρακάτω στην Εικόνα 45. Τότε θα έχουμε πλήρη μετάδοση χωρίς απώλειες.



**Εικόνα 44.** Λίγο πριν την ολική εσωτερική ανάκλαση η γωνία πρόσπτωσης είναι  $76,7^\circ$  και η ένταση της ανακλώμενης δέσμης είναι 57,87%.



**Εικόνα 45.** Για γωνία πρόσπτωσης είναι  $76,8^\circ$  έχουμε ολική εσωτερική ανάκλαση, με την ένταση της ανακλώμενης δέσμης να είναι το 100% της προσπίπτουσας.

Το παραπάνω προκύπτει και μέσω χρήσης του νόμου του Snell ως εξής:

$$n_1 \times \sin\theta_{op} = n_2 \times \sin 90^\circ$$

$$\Rightarrow \sin\theta_{op} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{1,481}{1,521}$$

$$\Rightarrow \theta_{op} = \sin^{-1} \times 0,973$$

$$\Rightarrow \theta_{op} = 76,8^\circ$$

### 3.2.2 Λύση Εργαστηριακής Άσκησης Β)

1) Χρησιμοποιώντας το νόμο του Snell για γωνία πρόσπτωσης  $\theta_1=60^\circ$  και αρχικό υλικό τον αέρα με  $n_{\text{αέρα}} = 1$ , έχουμε:

$$\sin\theta_1 \times n_{\text{αέρα}} = \sin\theta_2 \times n_2$$

$$\Rightarrow \sin\theta_2 = \frac{\sin 60^\circ}{n_2}$$

- Για πρόσπτωση σε νερό με  $n_2 = n_{\text{νερού}}$ :

$$\sin\theta_2 = \frac{\sin 60^\circ}{n_2} = 0,64 \Rightarrow \theta_2 = 40^\circ$$

- Για πρόσπτωση σε μιτοχόνδρια με  $n_2 = n_{\text{μιτ}}$ :

$$\sin\theta_2 = \frac{\sin 60^\circ}{n_2} = 0,61 \Rightarrow \theta_2 = 38^\circ$$

- Για πρόσπτωση σε λυσοσώματα με  $n_2 = n_{\lambda}$ :

$$\sin\theta_2 = \frac{\sin 60^\circ}{n_2} = 0,54 \Rightarrow \theta_2 = 33^\circ$$

- Για πρόσπτωση σε κυτταρόπλασμα με  $n_2 = n_{\kappa}$ :

$$\sin\theta_2 = \frac{\sin 60^\circ}{n_2} = 0,63 \Rightarrow \theta_2 = 39^\circ$$

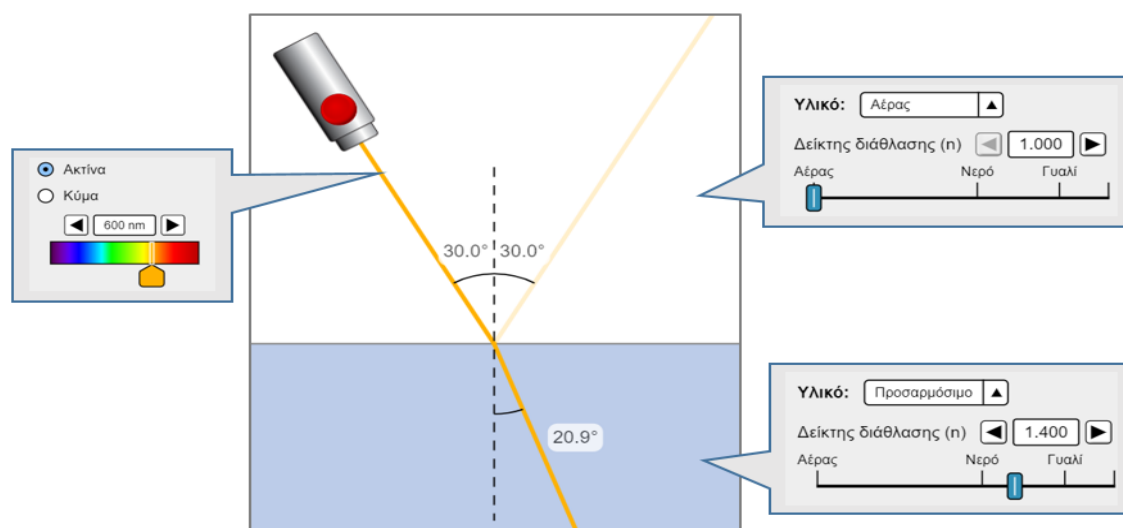
2) Δεδομένου ότι η πηγή φωτός βρίσκεται σε περιβάλλον αέρα και εκπέμπει στα 600nm υπο γωνία  $45^\circ$ , παρατηρούμε ότι η ένταση της διαθλώμενης δέσμης μειώνεται όσο αυξάνεται ο δείκτης διάθλασης στο δείγμα που μελετάται. Συνεπώς μεταξύ των δειγμάτων νερού, κυτταροπλάσματος, μιτοχονδρίων και λυσοσωμάτων με δείκτες διάθλασης 1,33, 1,37, 1,4 και 1,6 αντίστοιχα, υψηλότερη ένταση διαθλώμενης δέσμης θα υπάρχει κατά την διάθλαση σε περιβάλλον νερού και χαμηλότερη κατά την διάθλαση σε περιβάλλον λυσοσωμάτων.

Αρχικό Υλικό	Τελικό Υλικό	Δείκτης Διάθλασης	Ένταση Διαθλώμενης Δέσμης
→	Αέρας	→ 1	
	} Νερό Κυτταρόπλασμα Μιτοχόνδρια Λυσοσώματα	→ 1,33	→ 94,68%
		→ 1,37	→ 93,85%
		→ 1,4	→ 93,15%
		→ 1,6	→ 88,45%

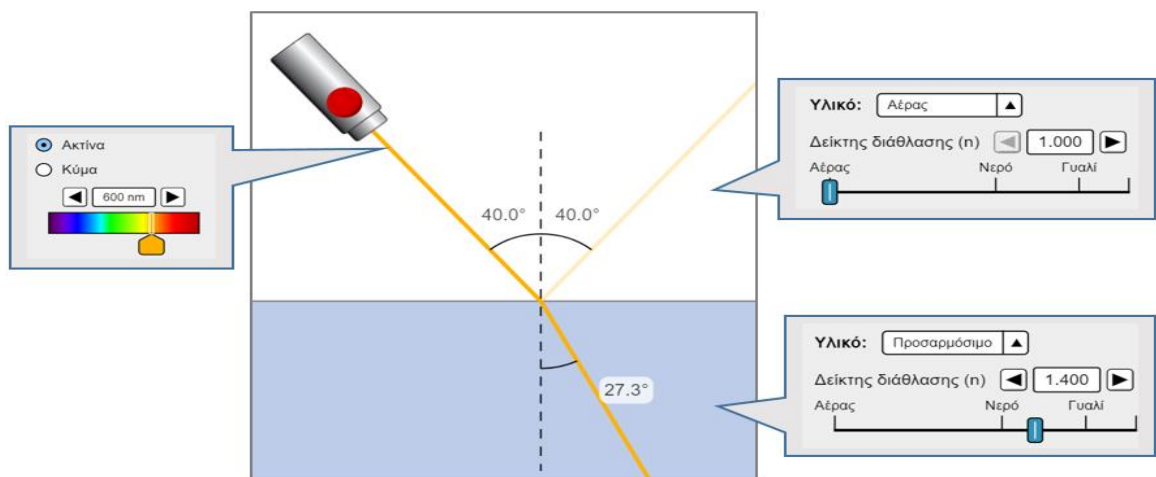
3) Χρησιμοποιώντας την εφαρμογή μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι όταν η δέσμη φωτός ξεκινά να εκπέμπει στα 600nm σε εύρος γωνιών  $30^\circ - 60^\circ$  με βήμα  $10^\circ$  και προσπίπτει σε διαφορετικό υλικό του δείγματος, τότε οι γωνίες διάθλασης θα είναι οι εξής:

- Εάν ακτινοβολείται νερό, οι γωνίες διάθλασης είναι  $22^\circ$ ,  $28,9^\circ$ ,  $35,1^\circ$  και  $40,6^\circ$ .
- Εάν ακτινοβολείται κυτταρόπλασμα, οι γωνίες διάθλασης είναι  $21,4^\circ$ ,  $28^\circ$ ,  $34^\circ$  και  $39,2^\circ$ .
- Εάν ακτινοβολούνται μιτοχόνδρια, οι γωνίες διάθλασης είναι  $20,9^\circ$ ,  $27,3^\circ$ ,  $33,2^\circ$  και  $38,2^\circ$ .
- Εάν ακτινοβολούνται λυσοσώματα, οι γωνίες διάθλασης είναι  $18,2^\circ$ ,  $23,7^\circ$ ,  $28,6^\circ$  και  $32,8^\circ$ .

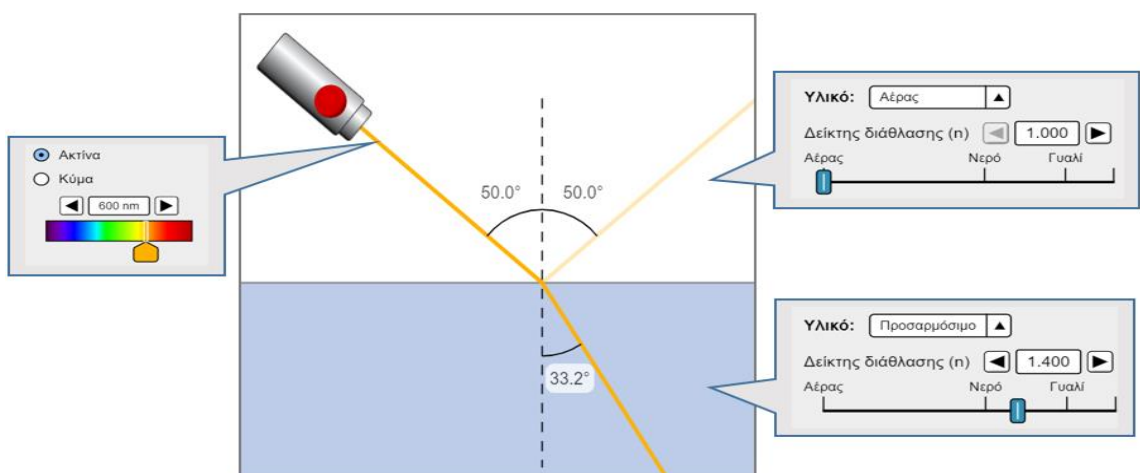
Συνεπώς, το δείγμα που ακτινοβολήθηκε ήταν τα μιτοχόνδρια, όπως απεικονίζεται και παρακάτω στις Εικόνες 46., 47., 48., 49.



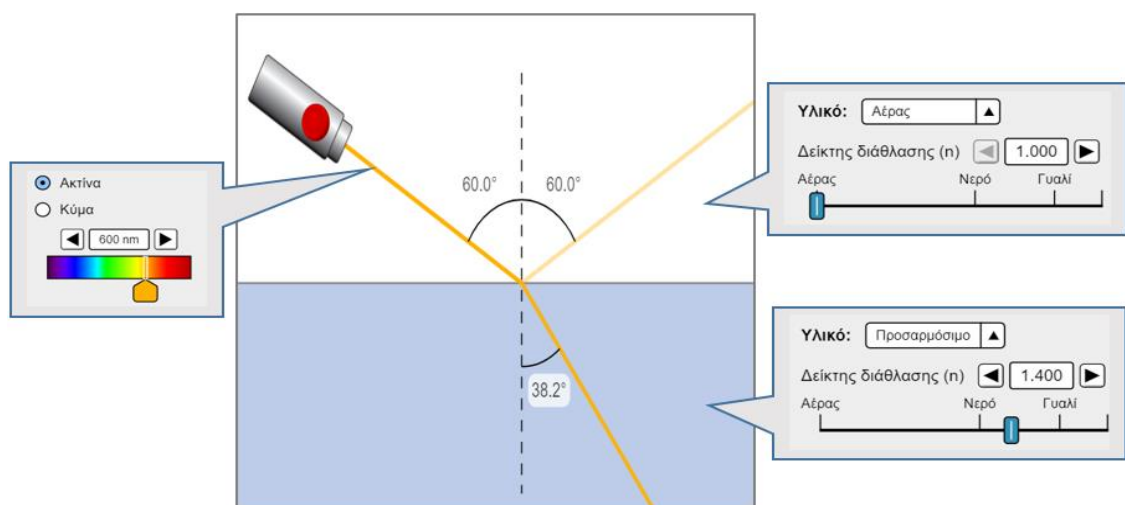
**Εικόνα 46.** Στιγμιότυπο διάθλασης ακτίνας από πηγή που εκπέμπει στα 600nm και βρίσκεται σε υλικό περιβάλλοντος αέρα. Όταν ακτινοβολούνται μιτοχόνδρια με γωνία πρόσπτωσης  $30^\circ$ , η γωνία διάθλασης θα είναι  $20,9^\circ$ .



**Εικόνα 47.** Στιγμιότυπο διάθλασης ακτίνας από πηγή που εκπέμπει στα 600nm και βρίσκεται σε υλικό περιβάλλοντος αέρα. Όταν ακτινοβολούνται μιτοχόνδρια με γωνία πρόσπτωσης  $40^\circ$ , η γωνία διάθλασης θα είναι  $27,3^\circ$ .



**Εικόνα 48.** Στιγμιότυπο διάθλασης ακτίνας από πηγή που εκπέμπει στα 600nm και βρίσκεται σε υλικό περιβάλλοντος αέρα. Όταν ακτινοβολούνται μιτοχόνδρια με γωνία πρόσπτωσης  $50^\circ$ , η γωνία διάθλασης θα είναι  $33,2^\circ$ .



**Εικόνα 49.** Στιγμιότυπο διάθλασης ακτίνας από πηγή που εκπέμπει στα 600nm και βρίσκεται σε υλικό περιβάλλοντος αέρα. Όταν ακτινοβολούνται μιτοχόνδρια με γωνία πρόσπτωσης  $60^\circ$ , η γωνία διάθλασης θα είναι  $38,2^\circ$ .

## 4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία προσεγγίστηκαν συγκεκριμένα φαινόμενα διάδοσης του φωτός, όπως η ανάκλαση, η διάθλαση και η ολική εσωτερική ανάκλαση, τα οποία πέραν του θεωρητικού υποβάθρου, μελετήθηκαν μέσω της ψηφιακής εφαρμογής «bending light» βοηθώντας στην κατανόησή τους και στον τρόπο επίδρασής τους στην ιατρική πρακτική.

Στον στόχο αυτό συνέβαλε καθοριστικά η προσπάθεια δημιουργίας εκπαιδευτικών ασκήσεων. Κατ' αυτόν τον τρόπο στην περίπτωση που η τέλεση πειραμάτων σε εργαστηριακό χώρο δεν ενδείκνυται, η ανάγκη προσαρμογής σε τέτοιου είδους ψηφιακές πλατφόρμες κρίνεται απαραίτητη.

Επομένως, η παρούσα εργασία αφήνει περιθώρια περαιτέρω μελέτης γύρω από τη βιοϊατρική οπτική και των ιατρικών εφαρμογών που διαθέτει, τα οποία αν συνδυαστούν με την προσπάθεια επίλυσης υπαρκτών και μη ιατρικών προβλημάτων μέσω ψηφιακών εργαλείων, είναι ικανά να εξάγουν ιδέες και εφαρμόσιμες τεχνικές αναβάθμισης των συστημάτων αυτών.

## ΑΝΑΦΟΡΕΣ – ΠΗΓΕΣ

- [1] Καλδούδη Ε, Ελευθεριάδης Χ. Η Φυσική της Ζωής. Κάλλιπος. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. 2015. ISBN: 978-960-603-509-8. Διαθέσιμο στο: [https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/6132/3/Physics\\_of\\_Life-KOY.pdf](https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/6132/3/Physics_of_Life-KOY.pdf)
- [2] Wikipedia. Christiaan Huygens. 2024. Available from: [https://en.wikipedia.org/wiki/Christiaan\\_Huygens](https://en.wikipedia.org/wiki/Christiaan_Huygens)
- [3] Hecht E. Οπτική Βασικές Αρχές και Εφαρμογές . Gutenberg; 2018. ISBN: 978-960-01-1955-8
- [4] Hosny T, Al-Anezi E, Khalil MM. Basic Radiation Physics. In: Springer eBooks. 2016. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-40070-9\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-40070-9_1)
- [5] Monks JN. The physical principles of light propagation and Light–Matter interactions. In: Springer eBooks. 2022. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-031-04477-9\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-031-04477-9_1)
- [6] Splinter R., Hooper B.A. An introduction to Biomedical Optics. Google Books. Available from: [https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=e\\_8pHJroXZwC&oi=fnd&pg=IA3&dq=optics+in+medicine&ots=zqI1nxAiu0&sig=L4iP7dMKUMVO1kYCqgzGjX6EAYg&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=e_8pHJroXZwC&oi=fnd&pg=IA3&dq=optics+in+medicine&ots=zqI1nxAiu0&sig=L4iP7dMKUMVO1kYCqgzGjX6EAYg&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- [7] Γαλιατσάτος Α. Βασικές Αρχές Οδοντικής Αισθητικής Χρώμα και Χαρακτηριστικά. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015. ISBN: 978-960-603-298-1. Διαθέσιμο στο: <https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/980/3/BASIKES%20ARXES%20ODONTIKIS%20AISTHITIKIS%20PDF.pdf>
- [8] Serway R.A., Jewett J. W. Jr. Φυσική για Επιστήμονες και Μηχανικούς – Ηλεκτρισμός και Μαγνητισμός – Φως και Οπτική – Σύγχρονη Φυσική. Εκδόσεις Κλειδάριθμος, 2010. ISBN: 978-960-461-509-4.
- [9] Βερίλλης Π. Οπτική και Ηλεκτρονική Μικροσκοπία. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Θεσσαλίας. 2015. ISBN: 978-960-9439-32-9
- [10] Kaur K. Refraction of light. StatPearls - NCBI Bookshelf. 2023. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK594230/>
- [11] Beeson S, Mayer JW. The refraction of light. In: Springer eBooks. 2007. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-0-387-75107-8\\_4](https://doi.org/10.1007/978-0-387-75107-8_4)



- [12] Λιαπαρίνος Π. Βιοϊατρική Οπτική - Biomedical Optics. [PowerPoint presentation]. Αλληλεπιδράσεις φωτός με ύλη. Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. Διαθέσιμο στο: <https://eclass.uniwa.gr/modules/document/?course=174>
- [13] Rossing TD, Chiaverina CJ. Refraction of light. In: Springer eBooks. 2019. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-030-27103-9\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-030-27103-9_4)
- [14] Abdelrazek MH. Refraction of light and its applications. ResearchGate. 2020. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/343336357\\_Refraction\\_of\\_light\\_and\\_its\\_applications](https://www.researchgate.net/publication/343336357_Refraction_of_light_and_its_applications)
- [15] Weik MH. Snell's law. In: Springer eBooks. 2000. Available from: [https://doi.org/10.1007/1-4020-0613-6\\_17633](https://doi.org/10.1007/1-4020-0613-6_17633)
- [16] Sanderson J. Understanding light microscopy. 2019. Available from: <https://doi.org/10.1002/9781118696736>
- [17] Θεοδώνης Ι, Βελέντζας Α. Εικονικά πειράματα και εκπαιδευτικές προσομοιώσεις Φυσικής [Εργαστηριακός Οδηγός]. Κάλλιπος. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. 2023. ISBN: 978-618-5667-67-2. Διαθέσιμο στο: <https://dx.doi.org/10.57713/kallipos-89>
- [18] Fish KN. Total Internal Reflection Fluorescence (TIRF) Microscopy. Current Protocols. 2022. Available from: <https://doi.org/10.1002/cpz1.517>
- [19] Guenther B. D. Modern Optics. Google Books. Available from: [https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=9iigCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=optics+in+medicine&ots=0Xr2x1TS6L&sig=PG0ZmkfXMF2WcjhAmcGWeoXzYPM&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.gr/books?hl=el&lr=&id=9iigCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=optics+in+medicine&ots=0Xr2x1TS6L&sig=PG0ZmkfXMF2WcjhAmcGWeoXzYPM&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- [20] Πολιτόπουλος Κ, Αλεξανδράτου Ε. Οργανολογία και Τεχνικές - Με έμφαση στη Βιοϊατρική. Κάλλιπος. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. 2024. ISBN: 978-618-5726-85-0. Διαθέσιμο στο: <http://dx.doi.org/10.57713/kallipos-208>
- [21] Parretta A. All the light from the Newton's Prism: Effects of the multiple internal reflections. Optics Communications [Internet]. 2020. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2020.126101>
- [22] Geddes SM. Refraction through a prism. In: Advanced Physics. 1981. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-1-349-04806-9\\_10](https://doi.org/10.1007/978-1-349-04806-9_10)
- [23] Kaur K, Gurnani B. Prisms. StatPearls - NCBI Bookshelf. 2023. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK580488/>

- [24] Koirala B. Real prism use in ophthalmology. SlideShare. 2019. Available from: <https://www.slideshare.net/bipinkoirala3/real-prism-use-in-ophthalmology>
- [25] Andrews SS. Refraction. In: Springer eBooks. 2023. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-031-24097-3\\_9](https://doi.org/10.1007/978-3-031-24097-3_9)
- [26] Siegmund WP, Innis RE, Koester CJ, Gamble WJ. Fiber Optics Principles and Applications in Medicine. Annals of the New York Academy of Sciences. 1969. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1969.tb12646.x>
- [27] Addanki S, Amiri IS, Yupapin P. Review of optical fibers-introduction and applications in fiber lasers. Results in Physics. 2018. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2018.07.028>
- [28] Wiley J, and Sons, Inc. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Second Edition, edited by John G. Webster In: encyclopedia.pdf. 2006. Available from: <https://scholar.harvard.edu/files/perelman/files/encyclopedia.pdf>
- [29] Al-Amri M, El-Gomati M, Zubairy MS. Optics in our time. Springer eBooks. 2016. Available from: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2>
- [30] Méndez A. Optics in medicine. In: Springer eBooks. 2016. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2\\_13](https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2_13)
- [31] Biology LibreTexts. How microscopes work. 2021. Available from: [https://bio.libretexts.org/Courses/Manchester\\_Community\\_College\\_\(MCC\)/Remix\\_of\\_Openstax%3AMicrobiology\\_by\\_Parker\\_Schneegurt\\_et\\_al/03%3AMicroscope\\_and\\_the\\_Cell/3.01%3A\\_The\\_Properties\\_of\\_Light](https://bio.libretexts.org/Courses/Manchester_Community_College_(MCC)/Remix_of_Openstax%3AMicrobiology_by_Parker_Schneegurt_et_al/03%3AMicroscope_and_the_Cell/3.01%3A_The_Properties_of_Light)
- [32] Αγγελίδης Π. Μπέλλου Σ. Βιοϊατρική τεχνολογία - Ενότητα 13: Οπτική και αρχές μικροσκοπίας. [PowerPoint presentation]. Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας. Διαθέσιμο στο: [https://eclass.uowm.gr/modules/document/file.php/ICTE256/%CE%98%CE%B5%CF%89%CF%81%CE%AF%CE%B1/%CE%94%CE%B9%CE%AC%CE%BB%CE%B5%CE%BE%CE%B7%2013%20-%20Optics%20and%20microscopy\\_oc.pdf](https://eclass.uowm.gr/modules/document/file.php/ICTE256/%CE%98%CE%B5%CF%89%CF%81%CE%AF%CE%B1/%CE%94%CE%B9%CE%AC%CE%BB%CE%B5%CE%BE%CE%B7%2013%20-%20Optics%20and%20microscopy_oc.pdf)
- [33] Brown FBH. The Refraction of Light in Plant Tissues. Bulletin of the Torrey Botanical Club. JSTOR. 1920. Available from: <https://doi.org/10.2307/2480396>.
- [34] Nayyef MS. Medical Physics / Light in medicine and physics of vision. ResearchGate. 2021. DOI: 10.13140/RG.2.2.27015.93603. Available from:

[https://www.researchgate.net/publication/354326135\\_Medical\\_Physics\\_Light\\_in\\_medicine\\_and\\_physics\\_of\\_vision](https://www.researchgate.net/publication/354326135_Medical_Physics_Light_in_medicine_and_physics_of_vision)

[35] Κόττου Σ. Οπτικές ίνες και ενδοσκόπιο. Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών. 2017.

Διαθέσιμο στο:

<https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/MED295/optical%20fibers%20endoscopy.pdf>

[36] Iftimia N, Brugge WR, Hammer DX. Advances in optical imaging for clinical medicine.

In: Wiley eBooks. 2011. Available from: <https://doi.org/10.1002/9780470767061>

[37] Fujimoto JG, Pitris C, Boppart SA, Brezinski ME. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. Neoplasia (New York, N.Y.). 2000. DOI: 10.1038/sj.neo.7900071. Available from:

<https://doi.org/10.1038/sj.neo.7900071>

[38] Popescu DP, Choo-Smith LP, Flueraru C, Mao Y, Chang S, Disano J, Sherif S, Sowa MG. Optical coherence tomography: fundamental principles, instrumental designs and biomedical applications. Biophysical Reviews. 2011. DOI: 10.1007/s12551-011-0054-7.

Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5418377/>

[39] Ishibazawa A, Waheed NK. Which OCTA machine should you get? Pros and cons of each system. Retina Round Up. 2019. Available from:

<https://retinaroundup.com/2019/01/28/which-octa-machine-should-you-get-pros-and-cons-of-each-system/>

[40] Αποστολίδη ΚΙ. Μεταβολές του μετρούμενου αξονικού μήκους του οφθαλμού σε παθήσεις της ωχράς κηλίδας. Ηράκλειο. Πανεπιστήμιο Κρήτης. 2014. Διαθέσιμο στο:

[http://www.optics-vision.gr/files/items/6/64/apostolidi\\_ioanna\\_diplomatiki\\_ergasia.pdf](http://www.optics-vision.gr/files/items/6/64/apostolidi_ioanna_diplomatiki_ergasia.pdf)

[41] Kapoor S. Prisms in ophthalmology. Journal of Clinical Ophthalmology and Research. 2021. DOI: 10.4103/jcor.jcor\_138\_20. Available from:

[https://doi.org/10.4103/jcor.jcor\\_138\\_20](https://doi.org/10.4103/jcor.jcor_138_20)

[42] Khandpur RS. Compendium of Biomedical Instrumentation. 2019. Available from:

<https://doi.org/10.1002/9781119288190>

[43] Καραμάνος Α. Εφαρμογή Φακών Επαφής – Απαραίτητος Εξοπλισμός ενός Οπτικού – Οπτομέτρη – Εφαρμοστή Φακών Επαφής. Πτυχιακή Εργασία. Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας. 2014. Διαθέσιμο στο:

[https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp\\_oko/2011-2014/13127pe.pdf](https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp_oko/2011-2014/13127pe.pdf)

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α - ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

**Εικόνα 1:** <https://hlconsulting.com.au/Revision.htm>

**Εικόνα 2:**

[https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University\\_Physics/University\\_Physics\\_\(OpenStax\)/Book%3A\\_University\\_Physics\\_II\\_-\\_Thermodynamics\\_Electricity\\_and\\_Magnetism\\_\(OpenStax\)/16%3A\\_Electromagnetic\\_Waves/16.03%3A\\_Plane\\_Electromagnetic\\_Waves](https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University_Physics/University_Physics_(OpenStax)/Book%3A_University_Physics_II_-_Thermodynamics_Electricity_and_Magnetism_(OpenStax)/16%3A_Electromagnetic_Waves/16.03%3A_Plane_Electromagnetic_Waves)

**Εικόνα 3:** <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/47-colours-of-light>

**Εικόνα 4:** Γκλώτσοσ Δ. Οπτική Μικροσκοπία και Ανάλυση Βιολογικών Εικόνων.

Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, 2023. Διαθέσιμο στο:

<https://eclass.uniwa.gr/modules/document/index.php?course=133&openDir=/5f802bc4qg8l>

**Εικόνα 5:** Βερίλλης Π. Οπτική και Ηλεκτρονική Μικροσκοπία. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Θεσσαλίας, 2015. ISBN: 978-960-9439-32-9

**Εικόνα 6:** Βερίλλης Π. Οπτική και Ηλεκτρονική Μικροσκοπία. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Θεσσαλίας, 2015. ISBN: 978-960-9439-32-9

**Εικόνα 7:** Βερίλλης Π. Οπτική και Ηλεκτρονική Μικροσκοπία. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Θεσσαλίας, 2015. ISBN: 978-960-9439-32-9

**Εικόνα 8:** [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-75107-8\\_4](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-75107-8_4)

**Εικόνα 9:** [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-75107-8\\_4](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-387-75107-8_4)

**Εικόνα 10:** Βερίλλης Π. Οπτική και Ηλεκτρονική Μικροσκοπία. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Θεσσαλίας, 2015. ISBN: 978-960-9439-32-9

**Εικόνα 11:** Serway R.A., Jewett J. W. Jr. Φυσική για Επιστήμονες και Μηχανικούς – Ηλεκτρισμός και Μαγνητισμός – Φως και Οπτική – Σύγχρονη Φυσική. Εκδόσεις Κλειδάριθμος, 2010. ISBN: 978-960-461-509-4.

**Εικόνα 12:** : [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-349-04806-9\\_10](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-349-04806-9_10)

**Εικόνα 13:** <https://www.britannica.com/technology/prism-optics>

**Εικόνα 14:** Sanderson J. Understanding light microscopy. 2019. Available from:

<https://doi.org/10.1002/9781118696736>

**Εικόνα 15:** Πολιτόπουλος Κ., Αλεξανδράτου Ε. Οργανολογία και Τεχνικές - Με έμφαση στη Βιοϊατρική. Κάλλιπος. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. 2024. ISBN: 978-618-5726-85-0. Διαθέσιμο στο: <http://dx.doi.org/10.57713/kallipos-208>

**Εικόνα 16:** Sanderson J. Understanding light microscopy. 2019. Available from: <https://doi.org/10.1002/9781118696736>

**Εικόνα 17:** Sanderson J. Understanding light microscopy [Internet]. 2019. Available from: <https://doi.org/10.1002/9781118696736>

**Εικόνα 18:** Πολιτόπουλος Κ., Αλεξανδράτου Ε. Οργανολογία και Τεχνικές - Με έμφαση στη Βιοϊατρική. Κάλλιπος. Αθήνα: Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. 2024. ISBN: 978-618-5726-85-0. Διαθέσιμο στο: <http://dx.doi.org/10.57713/kallipos-208>

**Εικόνα 19:** Bahl M. Structured light fields in optical fibers. In: IntechOpen eBooks. 2019. Available from: <https://doi.org/10.5772/intechopen.85958>

**Εικόνα 20:** Al-Amri M, El-Gomati M, Zubairy MS. Optics in our time. Springer eBooks. 2016. Available from: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2>

**Εικόνα 21:** Biology LibreTexts. How microscopes work. 2021. Available from: [https://bio.libretexts.org/Courses/Manchester\\_Community\\_College\\_\(MCC\)/Remix\\_of\\_Openstax%3AMicrobiology\\_by\\_Parker\\_Schneegurt\\_et\\_al/03%3A\\_Microscope\\_and\\_the\\_Cell/3.01%3A\\_The\\_Properties\\_of\\_Light](https://bio.libretexts.org/Courses/Manchester_Community_College_(MCC)/Remix_of_Openstax%3AMicrobiology_by_Parker_Schneegurt_et_al/03%3A_Microscope_and_the_Cell/3.01%3A_The_Properties_of_Light)

**Εικόνα 22:** Αγγελίδης Π. Μπέλλου Σ. Βιοϊατρική τεχνολογία - Ενότητα 13: Οπτική και αρχές μικροσκοπίας. [PowerPoint presentation]. Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας. Διαθέσιμο στο: [https://eclass.uowm.gr/modules/document/file.php/ICTE256/%CE%98%CE%B5%CF%89%CF%81%CE%AF%CE%B1/%CE%94%CE%B9%CE%AC%CE%BB%CE%B5%CE%BE%CE%B7%2013%20-%20Optics%20and%20microscopy\\_oc.pdf](https://eclass.uowm.gr/modules/document/file.php/ICTE256/%CE%98%CE%B5%CF%89%CF%81%CE%AF%CE%B1/%CE%94%CE%B9%CE%AC%CE%BB%CE%B5%CE%BE%CE%B7%2013%20-%20Optics%20and%20microscopy_oc.pdf)

**Εικόνα 23:** Méndez A. Optics in medicine. In: Springer eBooks [Internet]. 2016. p. 299–333. Available from: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2\\_13](https://doi.org/10.1007/978-3-319-31903-2_13)

**Εικόνα 24:** <https://journals.asm.org/doi/10.1128/cmr.00085-12>

**Εικόνα 25:** <https://aornjournal.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1016/j.aorn.2016.03.002>

**Εικόνα 26:** Μαυροειδή Γ. Βασικές Αρχές OCT: Μελέτη Ανασκόπησης στην Έρευνα και την Τεχνολογία. Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. 2022. Διαθέσιμο στο: <https://polynoe.lib.uniwa.gr/xmlui/handle/11400/1853>

**Εικόνα 27:**

[https://www.researchgate.net/publication/274383296\\_Use\\_of\\_OCT\\_Imaging\\_in\\_the\\_Diagnosis\\_and\\_Monitoring\\_of\\_Age\\_Related\\_Macular\\_Degeneration](https://www.researchgate.net/publication/274383296_Use_of_OCT_Imaging_in_the_Diagnosis_and_Monitoring_of_Age_Related_Macular_Degeneration)

**Εικόνα 28:** Khandpur RS. Compendium of Biomedical Instrumentation. 2019. Available from: <https://doi.org/10.1002/9781119288190>

**Εικόνα 29:** [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4939-2507-0\\_46](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4939-2507-0_46)

**Εικόνα 30:** Καραμάνος Α. Εφαρμογή Φακών Επαφής – Απαραίτητος Εξοπλισμός ενός Οπτικού – Οπτομέτρη – Εφαρμοστή Φακών Επαφής. Πτυχιακή Εργασία. Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας. 2014. Διαθέσιμο στο: [https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp\\_oko/2011-2014/13127pe.pdf](https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp_oko/2011-2014/13127pe.pdf)

**Εικόνα 31:** [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4939-2507-0\\_46](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4939-2507-0_46)

**Εικόνα 32:** Khandpur RS. Compendium of Biomedical Instrumentation. 2019. Available from: <https://doi.org/10.1002/9781119288190>

Καραμάνος Α. Εφαρμογή Φακών Επαφής – Απαραίτητος Εξοπλισμός ενός Οπτικού – Οπτομέτρη – Εφαρμοστή Φακών Επαφής. Πτυχιακή Εργασία. Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας. 2014. Διαθέσιμο στο: [https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp\\_oko/2011-2014/13127pe.pdf](https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp_oko/2011-2014/13127pe.pdf)

**Εικόνα 33:** Καραμάνος Α. Εφαρμογή Φακών Επαφής – Απαραίτητος Εξοπλισμός ενός Οπτικού – Οπτομέτρη – Εφαρμοστή Φακών Επαφής. Πτυχιακή Εργασία. Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας. 2014. Διαθέσιμο στο: [https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp\\_oko/2011-2014/13127pe.pdf](https://nereus.library.upatras.gr/formerpat/ptyxiakes/seyp/seyp_oko/2011-2014/13127pe.pdf)

Για τα στιγμιότυπα οθόνης του πειραματικού υποβάθρου – **Εικόνα 34** έως και **Εικόνα 49** – χρησιμοποιήθηκε το ψηφιακό εργαλείο «Bending Light». Διαθέσιμο στο:

[https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light\\_el.html](https://phet.colorado.edu/sims/html/bending-light/latest/bending-light_el.html)