



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ
ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ
ΙΔΡΥΜΑ
ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΟΠΤΟΜΕΤΡΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΛΕΙΖΕΡ ΓΙΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΙΣΤΟΥ ΣΕ

ΒΑΘΟΣ

Σπουδαστές:

Κλουτσινώτη Κωνσταντίνα Α.Μ. 626

Τζιουβάρα Κωνσταντίνα Α.Μ. 676

Επιβλέπων Καθηγητής: κ. Θανόπουλος Ιωάννης

Αίγιο- 2016

Θέμα:

Τεχνικές λέιζερ για απεικόνιση ιστού σε βάθος

Στοιχεία Φοιτητών:

Κωνσταντίνα Κλουτσινιώτη , AM 626

Κωνσταντίνα Τζιουβάρα, AM 676

Επιβλέπων Καθηγητής: Ιωάννης Θανόπουλος

Τριμελής Επιτροπή:

1. Ιωάννης Θανόπουλος

2. Γεωργία Γεωργανοπούλου

3. Μαρία Τόγια

Ευχαριστίες

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε όλους τους Καθηγητές μας και ιδιαίτερα τα μέλη της Τριμελούς Επιτροπής μας, Ιωάννη Θανόπουλο, Γεωργία Γεωργανοπούλου και Μαρία Τόγια που μας υποστήριξαν και συνέβαλαν ο καθένας ξεχωριστά στην ολοκλήρωση της πτυχιακής μας εργασίας, καθώς και στην εκπαιδευτική μας πορεία.

Επιπρόσθετα θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε ιδιαίτερα τον Επιβλέπων Καθηγητή μας, Ιωάννη Θανόπουλο για την άκρως πολύτιμη καθοδήγησή του, που μας πρόσφερε πάντα πρόθυμα κατά την διάρκεια της εκπόνησής της διπλωματικής μας εργασίας.

Τέλος θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τις οικογένειές μας για την ηθική, ψυχολογική και οικονομική υποστήριξη όχι μόνο κατά τη διάρκεια των σπουδαστικών μας ετών, αλλά και γενικότερα κατά τη διάρκεια της ζωής μας.

Κωνσταντίνα

Κωνσταντίνα

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη	5
Abstract	6
Γενικό Μέρος	
Κεφάλαιο 1^ο	
Ανατομικά στοιχεία οφθαλμού.....	8
Κεφάλαιο 2^ο	
Ιστορία του λέιζερ	21
Κεφάλαιο 3^ο	
Εφαρμογές λέιζερ στην ιατρική.....	37
Ειδικό Μέρος	
Κεφάλαιο 1^ο	
Εφαρμογές λέιζερ στην οφθαλμολογία	42
Κεφάλαιο 2^ο	
Εφαρμογή τεχνικών λέιζερ στην απεικόνιση ιστού σε βάθος	47
Επίλογος	64
Βιβλιογραφικές αναφορές	
Ξενόγλωσσες βιβλιογραφικές αναφορές.....	66
Ελληνόγλωσσες βιβλιογραφικές αναφορές.....	68
Διαδικτυακές αναφορές.....	68

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια η τεχνολογία σε ότι αφορά το λέιζερ έχει σημειώσει τεράστια πρόοδο και οι περισσότερες εφαρμογές του πλέον καθίστανται απαραίτητες για την καθημερινή ζωή. Ωστόσο, αυτή η τεχνική επιδέχεται πολλές εξελίξεις ακόμα. Μεταξύ των πολλαπλών εφαρμογών της, δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στον τομέα της ιατρικής, για τη διάγνωση αλλά και την εφαρμογή σε προσαρμοσμένες θεραπευτικές προσεγγίσεις. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η χρήση του λέιζερ έχει καθιερωθεί ευρέως σε οφθαλμολογικές και δερματολογικές διαγνωστικές και θεραπευτικές προσεγγίσεις, μία από τις πιο ενδιαφέρουσες εφαρμογές της τεχνολογίας λέιζερ είναι η απεικόνιση αλλά και η ανατομή των ιστών, χρησιμοποιώντας ειδικές συσκευές λέιζερ.

Ο οφθαλμός θεωρείται ίσως το μοναδικό όργανο που τα αιμοφόρα αγγεία, ο νευρικός ιστός και η ροή του αίματος μπορούν να απεικονιστούν μη επεμβατικά. Το λέιζερ έχει αποδειχθεί ως ιδανική πηγή φωτός για τη θεραπεία και τη διάγνωση διαφόρων ασθενειών στην οφθαλμολογία. Κύριο πλεονέκτημα αποτελεί η μονοχρωματική ακτινοβολία με συγκεκριμένο μήκος κύματος. Επίσης η ενέργεια δέσμης μπορεί να εστιαστεί για την επίτευξη ακριβής εντόπισης και επικέντρωσης της δέσμης.

Abstract

In recent years the technology as far as lasers concerned, has made tremendous progress and more applications of it now become essential to daily life. However, this technological implementation has many developments yet to achieve. Towards its multiple applications, emphasis in medicine is given, to diagnose and implement customized therapeutic approaches. Given that the use of lasers has been well established in ophthalmic and dermatologic diagnostic and therapeutic approaches, one of the fascinating aspects of the laser technology is the visualization and dissection of tissues, using specific lasers.

The eye is considered perhaps the only organ, which blood vessels, nerve tissue and blood flow can be visualized non-invasively. The laser has been shown as an ideal light source for the treatment and diagnosis of various diseases in the ophthalmology. The main advantage is the monochromatic radiation of a particular wavelength. Also the beam energy can be focused to achieve precise localization and focusing of the beam.

Γενικό Μέρος

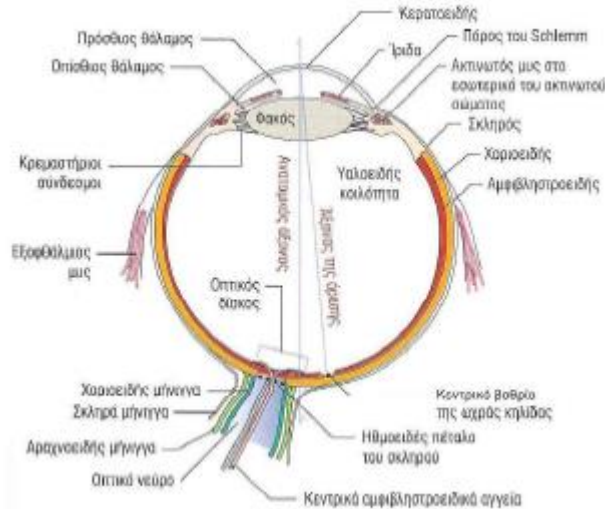
Κεφάλαιο 1^ο

Ανατομικά στοιχεία οφθαλμού

Για την αίσθηση της όρασης χρησιμοποιούνται δυο οφθαλμοί με τα προστατευτικά και βοηθητικά τους όργανα, τις οπτικές οδούς και τα οπτικά κέντρα. Κάθε μάτι αποτελείται από τον οφθαλμικό βολβό, που είναι το κυρίως όργανο της όρασης και από τα επικουρικά όργανα. Τα επικουρικά όργανα είναι τα απαραίτητα όργανα για την προστασία και την λειτουργία του οφθαλμικού βολβού. Ο οφθαλμός αποτελείται από μία σειρά φακών που προσλαμβάνουν τις φωτεινές ακτίνες του περιβάλλοντος, τις συγκεντρώνουν και τις εστιάζουν στον νευροαισθητήριο αμφιβληστροειδή. Ο βολβός του ματιού περιέχει, σαν σπουδαιότερο όργανο της όρασης, τον ευαίσθητο στο φως αμφιβληστροειδή.

Ο οφθαλμός είναι το αισθητήριο όργανο της όρασης που δίνει την ικανότητα της αντίληψης του φωτός, του χρώματος, του βάθους και του όγκου των αντικειμένων, καθώς και της θέσης και της κίνησης των αντικειμένων στο χώρο. Η λειτουργία του οφθαλμού μπορεί να παρομοιαστεί με τη λειτουργία της φωτογραφικής μηχανής. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Ο οφθαλμός είναι το όργανο το οποίο ανιχνεύει την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, με μήκη κύματος που ανήκουν στην ορατή περιοχή του φάσματος του φωτός. Κάθε μάτι αποτελείται από τον οφθαλμικό βολβό που θεωρείται το κυρίως όργανο της όρασης και από τα επικουρικά όργανα στα οποία συγκαταλέγονται τα φρύδια, τα βλέφαρα, οι μύες, απαραίτητα για την προστασία και τη λειτουργία του οφθαλμικού βολβού. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)



Εικόνα 1: Ανατομία του οφθαλμού(Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

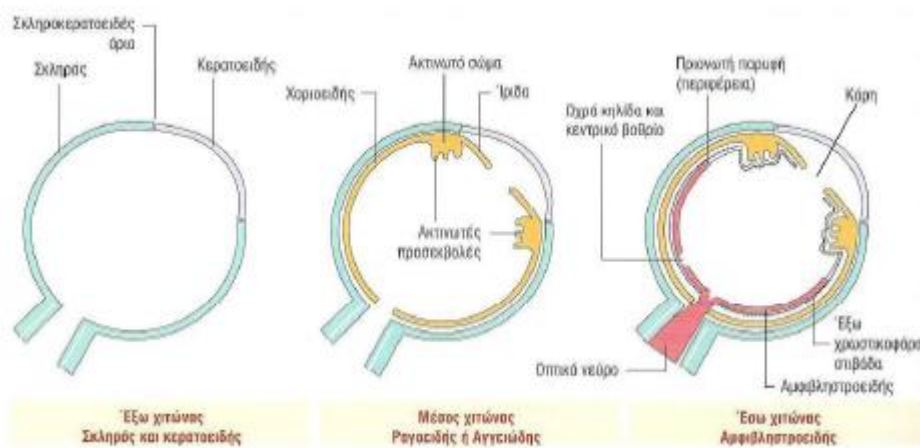
Τα τοιχώματα του οφθαλμού διαχωρίζονται σε: ινώδη χιτώνα (κερατοειδής και σκληρός), αγγειώδη χιτώνα (χοριοειδή, ίριδα και κόρη) και αμφιβληστροειδή χιτώνα. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας περιέχει περίπου $7 \cdot 10^6$ κωνία και $120 \cdot 10^6$ ραβδία. Η κατανομή των κυττάρων αυτών είναι ανομοιόμορφη. Στο κεντρικό τμήμα του αμφιβληστροειδή και συγκεκριμένα στην ωχρά κηλίδα ενυπάρχουν μόνο κωνία, ενώ στις πιο περιφερικές μοίρες υπερτερούν τα ραβδία. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Η ίριδα είναι ένας έγχρωμος δίσκος μπροστά από τον κρυσταλλοειδής φακό του οφθαλμού, σαν διάφραγμα. Αποτελείται από δυο φύλλα το πρόσθιο και το οπίσθιο και χωρίζει τον πρόσθιο από τον οπίσθιο θάλαμο του οφθαλμού με μια στρογγυλή οπή στο κέντρο, την κόρη του οφθαλμού. Η ίριδα έχει μύες με την βοήθεια των οποίων μεταβάλλεται το εύρος της κόρης ανάλογα με την ένταση του φωτός. Όταν η κόρη γίνεται δέκτης μεγάλου ποσοστού φωτός, συστέλλεται και σε λίγο φως διαστέλλεται. Οι μεταβολές αυτές γίνονται αυτόματα (αντανακλαστικό της κόρης). Η ίριδα με το κορικό τμήμα της εφάπτεται στην πρόσθια επιφάνεια του φακού ενώ με την ρίζα της που συνορεύει με την γωνία του προσθίου θαλάμου, μεταπίπτει χωρίς σαφή κατάφυση στο

ακτινωτό σώμα. Ιστολογικά η ίριδα αποτελείται από ένα οπίσθιο φύλλο με δυο στρώματα μελαγχρωστικών κύτταρων. Το χρώμα της ίριδας εξαρτάται από τα χρωματοφόρα κύτταρα που είναι κύτταρα του στρώματος με χρωστική. Σε μπλε ίριδα υπάρχουν λίγα χρωματοφόρα κύτταρα, ενώ σε σκούρα ίριδα πολλά. Το χρώμα της ίριδας σταθεροποιείται στα πρώτα χρόνια της ζωής του ανθρώπου, και εν συνεχεία παραμένει σχεδόν σταθερή. Η δομή της ίριδας παρουσιάζει συχνά ανάγλυφες αλλοιώσεις που φαίνονται σαν ρωγμές ή κρατήρες. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Ο αγγειώδης χιτώνας είναι πλούσιος σε χρωστική και αιμοφόρα αγγεία και μεταβάλλει το εσωτερικό του οφθαλμού σε ένα είδος σκοτεινού θαλάμου. Περιλαμβάνει την ίριδα, την κόρη και τα χοριοειδή. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)



Εικόνα 2: Οι τρεις χιτώνες του οφθαλμού(Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Η βασική διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού είναι η πρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς και θεωρείται υπεύθυνη για τα δύο τρίτα της διοπτρικής του ισχύος, γεγονός που ακόμα και οι ελάχιστες αλλαγές του σχήματος της επιφάνειας του

κερατοειδούς έχουν επίπτωση στην ευκρίνεια της εικόνας που αντανακλάται στον αμφιβληστροειδή χιτώνα. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

Κερατοειδής χιτώνας

Ο κερατοειδής χιτώνας μπορεί να θεωρηθεί και ως το «παράθυρο» του οφθαλμού που πρόκειται για μία διαφανή δομή αποτελούμενη κατα κύριο λόγο από ίνες κολλαγόνου που επιτρέπει το σχηματισμό της οπτικής εικόνας στον αμφιβληστροειδή. Συγκεκριμένα όπως αναφέρουν οι Ξανθοπούλου Ε και συν «Ο κερατοειδής χιτώνας αποτελεί το διαφανές και πρόσθιο εκτημόριο του ινώδους χιτώνα του οφθαλμού, ενώ προς τα πίσω ο ινώδης χιτώνας συνεχίζει ως σκληρός χιτώνας. Οι δύο αυτές δομές του ινώδους χιτώνα διακρίνονται μεταξύ τους με την κυκλοτερή επιπολής σκληραία αύλακα εξωτερικά, μέσα στην οποία εντοπίζεται μία στενή ζώνη, η σκληροκερατοειδής στεφάνη. Ο κερατοειδής χιτώνας είναι μία ανάγγειος, διαφανής, άχρωμη δομή που λειτουργεί και σαν προστατευτικός φραγμός για τον οφθαλμό. Μαζί με τη δακρυϊκή στιβάδα αποτελούν τη διαθλαστική επιφάνεια του οφθαλμού. Από άποψη περιγραφικής ανατομικής ο κερατοειδής χιτώνας έχει δύο επιφάνειες, την πρόσθια και την οπίσθια και μία περιφέρεια που αντιστοιχεί στην επιπολής σκληραία αύλακα. Η πρόσθια επιφάνεια προβάλλει στη μεσοβλεφάρια σχισμή και εφυγραίνεται από τα δάκρυα και η κυρτότητά της διαφέρει ανάλογα με την ηλικία και από άτομο σε άτομο». (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Το 70% του ξηρού βάρους του κερατοειδούς αποτελείται από το κολλαγόνο οργανωμένο σε ίνες. Το κολλαγόνο είναι μία ομάδα ινώδων πρωτεϊνών που βρίσκονται σε όλα τα πολυκυτταρικά ζώα και προσδίδουν εκτατική ισχύ στους συνδετικούς ιστούς. Διάφοροι τύποι κολλαγόνου έχουν αναβρεθεί στο στρώμα του κερατοειδούς όπως για παράδειγμα οι τύποι I, II, III, V, VI, XII, XIV με κύριο τον τύπο I. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Σε ένα ενήλικο άτομο, η διάμετρος του κερατοειδούς προσθίως υπολογίζεται σε 11,5 με 12mm σε ότι αφορά τον οριζόντιο άξονα ενώ στον κάθετο άξονα υπολογίζεται κατά

1mm μικρότερη. Σε ότι αφορά το πάχος του κερατοειδούς είναι μικρότερο στο κέντρο και σταδιακά αυξάνεται προς την περιφέρεια. Το σχήμα του είναι περισσότερο επίπεδο στην περιφέρεια και εμφανίζεται πιο κυρτό προς το κέντρο. Ο κερατοειδής αποτελείται από τρία στρώματα: το επιθήλιο, το στρώμα και το ενδοθήλιο και δύο εσωτερικά στρώματα: τη μεμβράνη του Bowman και τη μεμβράνη του Descemet. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Εμβρυολογικά ο κερατοειδής χιτώνας εμφανίζεται κατά την 6^η εμβρυική εβδομάδα προερχόμενος από κύτταρα της νευρικής ακρολοφίας που μετατρέπονται σε μεσεγγυματικά κύτταρα. Η προστασία του επιθηλίου κατά την εμβρυική περίοδο επιτυγχάνεται με τα βλέφαρα που παραμένουν κλειστά. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Επιθήλιο

Η πρώτη επαφή με το εξωτερικό περιβάλλον επιτυγχάνεται με το επιθήλιο του κερατοειδούς. Το επιθήλιο υπολογίζεται σε πάχος 50-60μm και συνδέεται με τη δακρυϊκή στιβάδα γεγονός που το καθιστά βασικό για τη διαθλαστική ικανότητα. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Στρώμα του κερατοειδούς

Το στρώμα καταλαμβάνει περίπου το 90% του πάχους του κερατοειδούς, που είναι αρκετά πυκνό και αποτελείται από κολλαγόνες ίνες με κερατοκύτταρα ανάμεσα τους που αποτελούν τους ινοβλάστες του χιτώνα. Το στρώμα συμβάλλει ιδιαίτερα στη διαφάνεια και τη διαθλαστικότητα του οφθαλμού. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Ενδοθήλιο

Το ενδοθήλιο του κερατοειδούς αποτελείται από μία μόνο στιβάδα εξαγωνικών κυττάρων και έρχεται σε επαφή με το υδατοειδές υγρό. Η πυκνότητα του ενδοθηλίου μεταβάλλεται με την πάροδο του χρόνου καθώς παρατηρείται ελάττωση από 3000-4000 κύτταρα/mm² σε 2600 κύτταρα/mm². Η κεντρική πυκνότητα σε ενδοθηλιακά κύτταρα ελαττώνεται με έναν μέσο ρυθμό 0,6% το χρόνο σε έναν φυσιολογικό κερατοειδή χιτώνα. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Μεμβράνη του Bowman

Η μεμβράνη του Bowman ευρίσκεται ενδιάμεσα του επιθηλίου και του στρώματος του κερατοειδούς, με πάχος 8-12μm που συμβάλλει στη διατήρηση του σχήματος του κερατοειδούς και στην παρεμβολή εισβολής ινών. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Μεμβράνη Descemet

Η συγκεκριμένη μεμβράνη ευρίσκεται ανάμεσα στο στρώμα και το ενδοθήλιο του κερατοειδούς, με πάχος αυξανόμενο ανάλογα με την ηλικία. (Ξανθοπούλου Ε και συν, 2013)

Προστατευτικά όργανα του οφθαλμού

1. Βλέφαρα

Τα προστατευτικά μέρη του οφθαλμού θεωρούνται τα βλέφαρα, τα οποία ως δύο δερματομυώση πέταλα καλύπτουν τον οφθαλμό εξωτερικά και νευρώνονται από το τρίδυμο και το προσωπικό νεύρο. Οι βασικές λειτουργίες των βλεφάρων είναι η μηχανική προάσπιση του βολβού με τον αντανακλαστικό βλεφαρισμό σε καταστάσεις απειλής, ξηρότητας ή εισχώρησης ξένου σώματος, η συμμετοχή στην επίστρωση της

δακρυϊκής στιβάδας, η ελάττωση της επιφανειακής τάσης του δακρυϊκού φιλμ και η συμμετοχή στην ενεργό άντληση δακρύων από τον οφθαλμό. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

2. Επιπεφυκότας

Ο επιπεφυκότας είναι ο βλενογόννος ο οποίος εξαπλώνεται στο πρόσθιο μέρος του οφθαλμού. Ο επιπεφυκότας είναι διαφανής υγρός, στιλπνός και λείος. Καλύπτει αφενός το βολβό εξωτερικά και αφ' ετέρου τα βλέφαρα από την εσωτερική τους επιφάνεια. Προς τα πάνω και κάτω σχηματίζει μια σακοειδή αναδίπλωση, το άνω και κάτω κόλπωμα του επιπεφυκότα και συνεχίζει να επενδύει το πίσω μέρος των βλεφάρων σαν βλεφαρικός επιπεφυκότας. Ο επιπεφυκότας τελειώνει ανατομικά στο σκληρό κερατοειδικό όριο. Η πιο συνηθισμένη πάθηση που εμφανίζει ο επιπεφυκότας είναι η φλεγμονή του, δηλαδή η επιπεφυκίτιδα, η οποία χαρακτηρίζεται από αγγειοδιαστολή και οίδημα. (Θεοδοσιάδης Γ, 1996)

3. Δακρυϊκό σύστημα

Το δακρυϊκό σύστημα απαρτίζεται από τρεις στιβάδες, τη βλεννώδη, που βρίσκεται σε επαφή με την επιφάνεια του κερατοειδούς, την παχύτερη υδαρή και την εξωτερική λιποειδική στιβάδα. Οι βασικές λειτουργίες των δακρύων έγκεινται στη θρέψη και οξυγόνωση των εξωτερικών στιβάδων του κερατοειδή, στην εξασφάλιση της λείας πρόσθιας διαθλαστικής επιφάνειας του οφθαλμού και στη χημική και μηχανική προάσπιση της επιφάνειας του οφθαλμού. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

4. Φρύδια

Είναι επάρματα καλυμμένα με τριχωτό δέρμα δεξιά και αριστερά άνωθεν του οφθαλμού φερόμενα ως τόξα τα οποία χρησιμεύουν για την προστασία των οφθαλμών από τον ιδρώτα και συμμετέχουν και στην έκφραση διαφόρων συναισθημάτων.

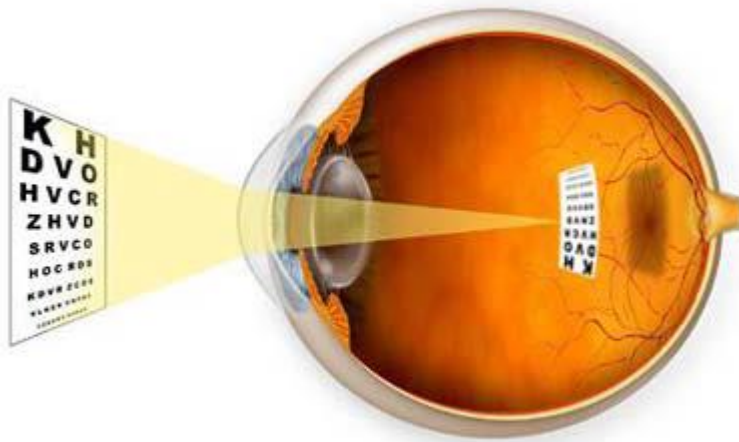
Ο μηχανισμός της όρασης

Το οπτικό μας σύστημα αποτελείται από δύο βασικά τμήματα, τον οφθαλμό και τον εγκέφαλο. Ο οφθαλμός είναι σαν μία φωτογραφική μηχανή και είναι γνωστό ότι η λειτουργία της φωτογραφικής μηχανής βασίζεται στη λειτουργία της όρασης. Ο κερατοειδής είναι ένα διαυγές, θολωτού σχήματος «παράθυρο» που σχηματίζει το πρόσθιο τοίχωμα του οφθαλμού. Ο αμφιβληστροειδής είναι ο ιστός στο πίσω μέρος του οφθαλμού που λειτουργεί όπως το φιλμ σε μία φωτογραφική κάμερα. Ο κερατοειδής στο μπροστινό τμήμα του οφθαλμού δρα ως φακός που εστιάζει στον αμφιβληστροειδή και παράγει μία εικόνα που μεταδίδεται στον εγκέφαλο και ερμηνεύεται ως όραση. Η καμπύλη του κερατοειδούς καθορίζει την ισχύ του κερατοειδούς φακού και αν οι εισερχόμενες ακτίνες φωτός από μακρινά αντικείμενα εστιάζονται απευθείας επάνω στον αμφιβληστροειδή. (lasikmd.com)

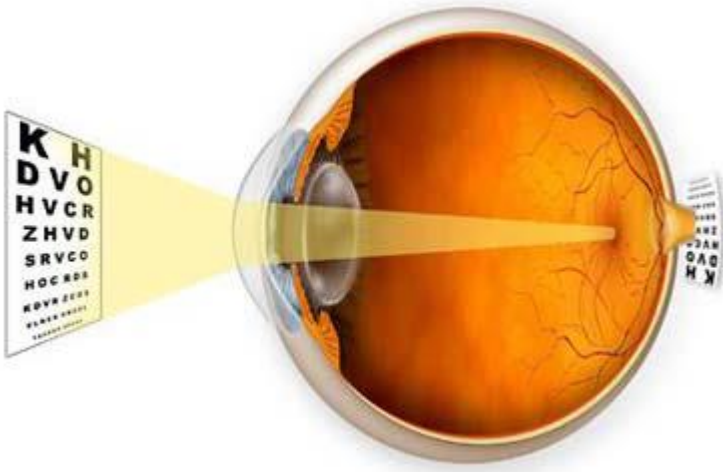
Κοινές παθήσεις του ανθρώπινου οφθαλμού

1. Διαθλαστικές ανωμαλίες

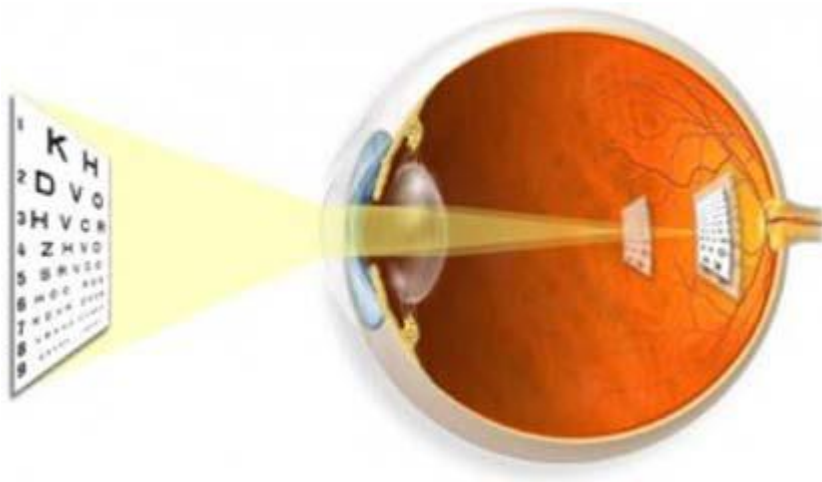
Οι διάφορες ανωμαλίες της όρασης μπορεί να οφείλονται στην αύξηση της προσθιοπίσθιας διαμέτρου του βολβού, γνωστή ως μυωπία είτε στην ελάττωση γνωστή ως υπερμετρωπία, η ελάττωση της ελαστικότητας του φακού, δηλαδή η πρεσβυωπία και ο αστιγματισμός που αφορά την μη ομοιόμορφη κυρτότητα του κερατοειδούς χιτώνα. (lasikmd.com)



Εικόνα 3: Μυωπία(lasikmd.com)



Εικόνα 4: Υπερμετροπία (lasikmd.com)



Εικόνα 5: Αστιγματισμός (lasikmd.com)

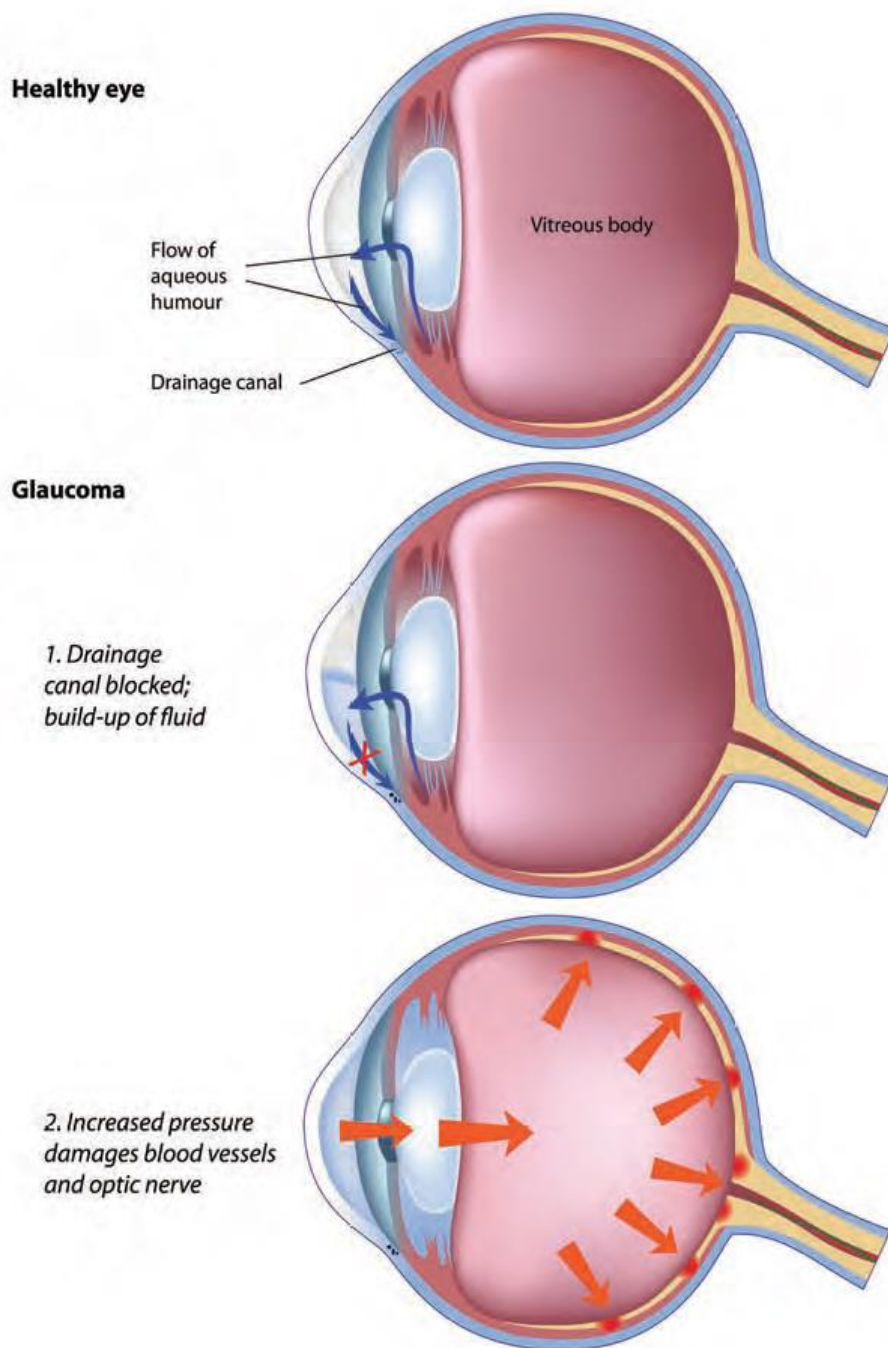
2. Καταρράκτης

Με τον όρο καταρράκτης ονομάζεται η θόλωση του κρυσταλλοειδούς φακού. Η ταξινόμηση της νόσου μπορεί να βασίζεται στην αιτία (γεροντικός, δευτεροπαθής ή παθολογικός, τραυματικός), στην ηλικία έναρξης, στη βαρύτητα της θόλωσης, στην εντόπιση της θόλωσης των φακιάων μαζών. Η αντιμετώπιση του καταρράκτη αφορά τη χειρουργική αφαίρεση και ανάλογα με τις επιλοκές φαρμακευτική θεραπεία για αντιμετώπιση της αύξησης της ενδοφθάλμιας πίεσης και της φλεγμονώδους αντίδρασης. (Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, 2013)

3. Γλαύκωμα

Το γλαύκωμα είναι μία χρόνια εξελισσόμενη οπτική νευροπάθεια με έντονες αλλοιώσεις στο οπτικό πεδίο. Χαρακτηρίζεται από μείωση του αριθμού των νευραξόνων και των γαγγλιακών κυττάρων. Επιδημιολογικά αποτελεί τη 2^η αιτία τύφλωσης παγκοσμίως με το 50% στις ανεπτυγμένες χώρες να φαίνεται να πάσχουν από γλαύκωμα και να μην έχουν γνώση της πάθησής τους. Η αιτιολογία της νόσου παραμένει κατά κύριο λόγο άγνωστη. (QuigleyHA&BromanAT, 2006)

Οι χαρακτηριστικές αλλοιώσεις σε ότι αφορά τη μορφολογία της οπτικής θηλής στο γλαύκωμα είναι η διάχυτη ή εστιακή λέπτυνση στο νευροαμφιβληστροειδικό δακτύλιο, η προοδευτική λέπτυνση του νευροαμφιβληστροειδικού δακτυλίου με επακόλουθη αύξηση της κοίλανσης του οπτικού δίσκου, οι διάχυτες ή εστιακές διαταραχές της περιθηλαίας στιβάδας των νευρικών ινών, αιμορραγίες στη στιβάδα των νευρικών ινών και ασυμμετρία του νευροαμφιβληστροειδικού δακτυλίου μεταξύ των δύο οφθαλμών. (AAO, 2010)



Εικόνα 6: Ανάπτυξη του γλαυκώματος (glaucoma.org)

4. Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια

Η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια αποτελεί μία αναδύομενη αιτία θεραπεύσιμης τύφλωσης παγκοσμίως. Η θεραπεία με λέιζερ προτείνεται για τη θεραπευτική προσέγγιση αλλά και την πρόγνωση των ασθενών με διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια. Η συνετή και έγκαιρη χρήση αυτής της θεραπείας μπορεί να αποτρέψει σημαντικά την απώλεια όρασης σε σημαντικό ποσοστό ασθενών. Βέβαια αξίζει να σημειωθεί ότι ο κύριος λόγος που οι ασθενείς με διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια οδηγούνται σε απώλεια της όρασης είναι η μη λήψη ορθής οφθαλμικής θεραπείας στο σωστό χρονικό διάστημα. Κάθε διαβητικός ασθενής θα πρέπει να ενημερώνεται από τους ιατρούς-οφθαλμιάτρους-οπτικούς για τον κίνδυνο εμφάνισης αμφιβληστροειδοπάθειας και την ανάγκη έγκαιρης πρόγνωσης και θεραπείας της ασθένειας. (JalaliS, 2004)

Η θεραπεία της διαβητικής αμφιβληστροειδοπάθειας έγκειται στη παναμφιβληστροειδική χειρουργική επέμβαση φωτοπηξίας με λέιζερ. Αναφέρονται διάφορα οφέλη σε ότι αφορά την έγκαιρη παναμφιβληστροειδική φωτοπηξία ιδιαίτερα σε ασθενείς με διαβήτη τύπου 2, όπως η πρόληψη της τύφλωσης και η μείωση των βαριών συμπτωμάτων. (ICO, 2014)

Κεφάλαιο 2^ο

Ιστορία του λέιζερ

Η λέξη λέιζερ αγγλιστί LASER αποτελεί τη συντομογραφία των Light Amplification Stimulated Emission of Radiation που στα ελληνικά μπορεί να αποδοθεί ως ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας, που σε αντίθεση με μία πρότυπη δέσμη φωτός, είναι μία πηγή μονοχρωματικού, συνεκτικής και μονής κατεύθυνσης φωτός. Η ουσία που περιέχεται στο σωλήνα λέιζερ αποτελείται από ενεργό υλικό, εκείνο δηλαδή που συμμετέχει στις διαδικασίες εκπομπής και από αδρανές υλικό που χρησιμεύει για τη συγκράτηση του ενεργού υλικού. Η χρήση των λέιζερ είναι πλέον διαδεδομένη στην καθημερινή ζωή σε πολλές εφαρμογές, όπως στα CD, DVD, σε σαρωτές barcode, στη ψυχαγωγία, τη συγκόλληση, στον έλεγχο και την ευθυγράμμιση δρόμων και σηράγγων. Η περιοχή του μήκους κύματος ενός λέιζερ κυμαίνεται από την περιοχή των υπεριώθρων ως εκείνη των υπεριωδών. Το φως του λέιζερ μπορεί να καταστεί έντονο, κατευθυντικό και πολύ καθαρό στο χρώμα βάσει της συχνότητάς του. (LegresL, etal, 2014)

Δεν υπάρχει άλλη επιστημονική ανακάλυψη του 20^ο αιώνα που να έχει αποδειχθεί ότι έχει τόσο πολλές συναρπαστικές εφαρμογές όπως το λέιζερ. Οι βασικές έννοιες του λέιζερ δόθηκαν πρώτη φορά από τον Αμερικανό επιστήμονα Charles Hard Townes και δύο Σοβιετικούς επιστήμονες τον Alexander Mikhailovich Prokhorov και τον Nikolai Gennediyevich, που τιμήθηκαν με βραβείο Νόμπελ το 1964. Ωστόσο, ο TH Maiman του Ερευνητικού Εργαστηρίου Hughes στην Καλιφόρνια ήταν ο πρώτος επιστήμονας που πειραματικά απέδειξε ότι το λέιζερ αναβοσβήνει μέσα από ένα ρουμπίνι, το 1960. Το 1916 ο Άλμπερτ Αϊνστάιν προέβλεψε την ύπαρξη εξαναγκασμένης εκπομπής με βάση τη φυσική. Αυτή του η παρατήρηση υπήρξε ο προπομπός της ανακάλυψης του λέιζερ. (GoldmanL, 1990)

Στον πίνακα φαίνονται οι κυριότεροι σταθμοί της ιστορίας του λέιζερ:

Έτος	Όνομα	Επίτευγμα
1900	Max Plank	Το φως είναι μια μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας
1916	Albert Einstein	Θεωρία της εκπομπής φωτός. Έννοια της εξαναγκασμένης εκπομπής.
1928	Rudolph W Landenburg	Επιβεβαίωση της ύπαρξης εξαναγκασμένης εκπομπής και αρνητικής απορρόφησης
1940	Valentin A Fabrikant	Σημείωσε τη δυνατότητα αντιστροφής
1947	Willis E Lamb R C Rutherford	Εισήγαγε την εκπομπή του φάσματος υδρογόνου. Πρώτη επίδειξη της εξαναγκασμένης εκπομπής
1951	Charles H Townes	Ο εφευρέτης του MASER (Ενίσχυση Μικροκυμάτων της εξαναγκασμένης εκπομπής Ακτινοβολίας) στο Πανεπιστήμιο Columbia - Πρώτη συσκευή που βασίζεται σε εξαναγκασμένη εκπομπή, απονεμήθηκε το βραβείο Νόμπελ το 1964.
1951	Charles H Townes Joseph Weber James P. Gordan	Εφευρέτες του MASER στο Πανεπιστήμιο του Maryland
1951	Alexander M. Prokhorov Nikolai G. Basov	Ανεξάρτητοι εφευρέτες του MASER στο Ινστιτούτο Φυσικής Lebedev, Μόσχα. Βραβείο Νόμπελ 1964
1954	Robert H. Dicke	Δίπλωμα ευρεσιτεχνίας "Οπτική βόμβα". Με βάση την παλμική αντιστροφή πληθυσμού superradiance και ξεχωριστά Fabry-Perot ηχηρή θάλαμο για μοριακή ενίσχυση
1956	Nicolas Bloembergan	Πρώτη πρόταση τριών επιπέδων στερεάς κατάστασης MASER στο Πανεπιστήμιο του

		Χάρβαρντ.
1957	Charles H Townes	Σχεδιάζει το πρώιμο οπτικό MASER στο εργαστήριό του
1957	Gordon Gould	Πρώτο έγγραφο που καθορίζει ένα λέιζερ. Πιστώνεται με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας δικαιωμάτων στη δεκαετία του 1970.
1958	ArthurL Schawlow CharlesHTownes	Πρώτο λεπτομερές έγγραφο που περιγράφει "Οπτικά MASER". Πιστώνεται με την επινόηση του λέιζερ από το Πανεπιστήμιο Columbia
1959	GordonGould	Αιτείται για δίπλωμα ευρεσιτεχνίας για πατέντες που σχετίζονται με το λέιζερ
1959	JohnD. Myers	Πρώτο στροβοσκοπικό σύστημα X-Ray στο Πολιτειακό Πανεπιστήμιο της Πενσυλβάνια. Προάγγελος LASER ακτινών-X.
1960	ArthurL Schawlow Charles H Townes	LASER patent No. 2,929,922
1960	Theodore Maiman	Εφευρέθηκε το πρώτο λέιζερ με βάση το ρουμπίνι. 16η Μαΐου, 1960, Hughes Research Laboratories
1960	Peter P Sorokin Mirek Stevenson	Πρώτο λέιζερ ουρανίου
1960	Ali Javan, William Bennett Donald Herriot	Πρώτο λέιζερ ηλίου-νέον
1961	Lloyd G. Cross	Πρώτη εμπορική εταιρεία με λέιζερ, Trion Instruments, ιδρύθηκε το Μάρτιο. Πρώτο περιστρεφόμενο πρίσμα Q-switched Ruby LASER
1961	Robert Rempel	Συνιδρυτής του Spectra-Physics που έγινε η δεύτερη εταιρεία κατασκευής λέιζερ

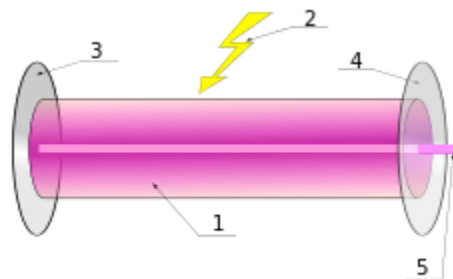
1961	AGFoxκαιTLi	Θεωρητική ανάλυση των οπτικών αντηχείων στο BellLabs.
1961	EliasSnitzer	Πρώτο λέιζερ από γυαλί και επιστρωμένους ράβδους λέιζερ στο American Optical.
1961	LeoF. Johnson, K. Nassau	Πρώτο λέιζερ νεοδυμίουκρυστάλλου στοBellLabs
1961	RalphR. SodenScotch Plains Le Grand (Larry) G. Van Uitert	Πρώτη συνεχής λειτουργία κύματος σπάνιων ενισχυμένων κρυστάλλων λέιζερ στο BellLabs. Αριθμός πατέντας 3,177,155
1961	John D. Myers	Τέταρτο Ruby LASER στο Cornell Aeronautical Laboratory
1962	Fred J. McClung	Πρώτο electro-optic Kerr cell Q-switch
1962	Robert Hall Nick Holonyak	Εφεύρεση του λέιζερ ημιαγωγού στο General Electric Labs.
1962	Alan White Dane Rigden	Πρώτο ορατό λέιζερ ηλίου-νέον στα BellLabs
1962	Fred Brech Lloyd G. Cross	Πρώτο λέιζερ για ανάλυση φασματοσκοπίας μέσω χημικής ανάλυσης συστήματος στο Jarrell-Ash&TrionInstruments.
1963	Robert Keyes Theodore Quist	Πρώτο λέιζερ διόδου στερεής κατάστασης, ενισχυμένο με ουράνιο και φθοριούχο ασβέστιο στο MIT LincolnLabs
1963	Logan E Hargrove Richard L Fork M. A. Pollack	Πρώτη λειτουργία κλειστού οπτοακουστικού Q-διακόπτη.
1964	John D. Myers	Πρώτο gigawattlaser με σύστημα/ταλαντωτή ενισχυτή στο Cornell Aeronautical Laboratory
1964	Emmett Leith Juris Upatnieks	Πρώτη εμφάνιση ολογράμματα λέιζερ 3D αντικείμενα. 3 Απριλίου στο Spectra-Physics.
1964	John D. Myers	Πρώτη επίδειξη πεδίου ενός LASER

		Rubyαποστασιόμετρο / ceilometer στο CornellAeronauticalLaboratory.
1964	Elias Snitzer	Πρώτο λέιζερ ιών & πρώτο ενισχυτή laser οπτικών ιών στο American Optical.
1964	John D. Myers	Πρώτηεπίδειξητης LASER πρόωσης, Lear-Siegler, Laser Systems Center
1964	Joeseph E Geusic Richard G. Smith H M Markos L G Van Uiteit Bob Thomas Leo Johnson	Εφευρέτης του πρώτου σε λειτουργίαNd:YAGLASER στα BellLabs.
1964	Kumar N Patel	Εφευρέτητων LASER CO2 στα Bell Labs.
1964	William Bridges	Εφεύρεση λέιζερ των ιόντων αργού σταHughesLabs.
1965	J.P. Chernoch	Εφεύρεση του λέιζερ στερεάς κατάστασης δίσκου στην General Electric
1965	John D. Myers	Πρώτο διπλής συχνότητας LASER ceilometer στο LearSiegler
1965	George Pimentel J V V Kasper	Πρώτο χημικό λέιζερ στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνια
1965	John D. Myers	Πρώτο διπλής συχνότητας αποστασιόμετρο λέιζερ στο LearSiegler
1966	Ed Gerry Arthur Kantrowitz	Πρώτο 10+ Kilowatt CO2 LASER στοAvco Everett Research Lab.
1966	James Hobart	Ίδρυση πρώτης εμπορικής εταιρείας για CO2 LASER
1966	William Silfvast Grant Fowlesκαι Hopkins	Πρώτο μεταλλικής εξάτμισης λέιζερZn/Cd στο University of Utah
1966	John D. Myers	Πρώτο λέιζερ ραντάρ που δείχνει τη θέση του αεροπλάνου

1966	Peter Sorokin John Lankard	Πρώτο λέιζερ χρώσης στα εργαστήρια IBM
1966	Mary L. Spaeth	Πρώτο ρυθμιζόμενης χρώσης λέιζερ
1967	John D. Myers	Πρώτο εμπορικό Nd:GlassLASER
1967	Bernard Soffer B. B. McFarland	Πρώτο ρυθμιζόμενης χρώσης βάση μήκους κύματος λέιζερ
1967	John D. Myers	Πρώτο Gigawatt Nd:Glass LASER
1968	Dr. Bhaum	Πρώτη εφαρμογή CO2 LASER στην οφθαλμολογία
1969	Keeve M. Siegel	Πρώτο εμπορικό σύντηξης λέιζερ από πρόγραμμα έρευνας
1969	G M Delco	Πρώτη βιομηχανική εγκατάσταση τριών λέιζερ για εφαρμογή στην αυτοκινητοβιομηχανία.
1969	John D. Myers Luther C. Salter Tom Crow	Εφεύρεση φίλτρων σαμαρίου για το Nd:YAGLASER
1970	Nikolai Basov Yu M. Popov	Πρώτο λέιζερ Excimer σε Lebedev Labs
1970	Alferov' Group Mort PanishIzuo Hayashi	Πρώτο λέιζερ ημιαγωγών CW
1972	Charles H, Henry	Πρώτο κβαντικό LASER
1973	ManiLalBhaumik	Πρώτα διηγευμένονυδιατομικού μορίου λέιζερ εφαρμογές για διαθλαστική χειρουργική επέμβαση ματιών
1973	Lloyd Cross	Πρώτη εμπορική εταιρεία με LASER ολόγραμμα
1974	J. J. Ewing, Charles Brau	Πρώτο σπάνιο αλογονιδίων αερίου ExcimerLaser
1976	Jim Hsieh	Πρώτο InGaAsP λέιζερ διοδίου στο MITLincolnLabs
1976	John M J Madey's Group	Πρώτο λέιζερ ελεύθερων ηλεκτρονίων στο

		Stanford
1980	Geoffrey Pert's Group	Πρώτη αναφορά λειτουργίας XrayLaserUK
1981	Arthur Schawlow Nicolas Bloembergen	Απονέμεται το βραβείο Νόμπελ Φυσικής για την εργασία σε μη γραμμική οπτική και φασματοσκοπία.
1982	Peter F. Moulton	Πρώτο λέιζερ τιτάνιο ζαφειριού στο MIT
1984	Dennis Matthew's Group	Πρώτη φορά επίδειξη εργαστηριακού XrayLaserστο LawrenceLivermoreLabs
1985	John D. Myers	Πρώτη εμπορική συσκευή χειρουργικής επέμβασης οφθαλμών λέιζερ και μέθοδος
1987	David Payne	Πρώτοςέρβιο ενισχυτή laser οπτικών ινών
1994	Jerome Faist Federico Capasso Deborah L. Sivco Carlo Sirtori Albert Hutchinson Alfred Y. Cho	Πρώτο κβαντικό LASER μήκους κύματος για καταρράκτη
1994	Nikolai Ledentsov	Πρώτο κβαντικό λέιζερ κουκίδας στο Physico Technical Institute
1996	Wolfgang Ketterle	Πρώτο λέιζερ παλμικού ατόμου στο MIT
1996		Πρώτο LASER petawattστο Lawrence Livermore National Labs
1997	Wolfgang Ketterle	Πρώτο LASER ατόμουστο MIT Lincoln Labs
2004	OzdalBoyraz, BahromJalali	Πρώτο Raman σιλικόνης λέιζερ στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνιας
2006	John Bowers	Πρώτο λέιζερ σιλικόνης
2007	John Bowers, Brian Koch	Πρώτη παροδική λειτουργία κλειστού πυριτίου λέιζερ
2010		Πρώτη φορά εμφάνιση 10 Petawatt Laser στο Lawrence LivermoreNationalLabs

Το λέιζερ είναι μία ισχυρή πηγή φωτός με εξαιρετικές ιδιότητες, οι οποίες δε βρίσκονται στις συνήθεις πηγές φωτός. Στις συμβατικές πηγές φωτός, το φως εκπέμπεται σε ένα συνονθύλευμα από ξεχωριστά κύματα που αλληλοεξουδετερώνονται τυχαία και ως εκ τούτου μπορούν να ταξιδέψουν μόνο σε μικρές αποστάσεις. Μία αναλογία μπορεί να περιγραφεί με την κατάσταση όπου ένας μεγάλος αριθμός βοτσάλων ρίχνονται σε μία πισίνα συγχρόνως. Κάθε βότσαλο δημιουργεί ένα κύμα από μόνο του. Δεδομένου ότι τα βότσαλα ρίχνονται τυχαία, τα κύματα που δημιουργούνται από όλα τα βότσαλα αλληλοεξουδετερώνονται και ως αποτέλεσμα ταξιδεύουν μόνο για μικρή απόσταση. Αντιθέτως, όταν τα βότσαλα ρίχνονται στην πισίνα ένα- ένα στο ίδιο σημείο και σε σταθερά διαστήματα χρόνου, τα κύματα που δημιουργούνται ενισχύουν το ένα το άλλο και ταξιδεύουν σε μεγαλύτερες αποστάσεις. Στο λέιζερ, το κύμα φωτός είναι σε επακριβή αρμονία με τα άλλα και έτσι έχουν μία σταθερή σχέση φάσης. (GoldmanL, 1990)



Εικόνα 7: Αρχή λειτουργίας του λέιζερ:

1. Ενεργό υλικό του λέιζερ,
2. Προσφερόμενη ενέργεια άντλησης,
3. Υψηλής ανακλαστικότητας κάτοπτρο,

4. Διάταξη εξόδου δέσμης,

5. Δέσμη λέιζερ (Wikipedia, org)

Ένα άλλο αξιοσημείωτο χαρακτηριστικό του λέιζερ είναι η συγκέντρωση της ενέργειας σε εξαιρετικά υψηλές εντάσεις, που η ένταση παραμένει σχεδόν σταθερή σε μεγάλες αποστάσεις, λόγω της χαμηλής απόκλισης. Αν μία ακτίνα λέιζερ με ισχύ λίγων μεγαβάτ (106W) εστιάζεται σε ένα φακό με διάμετρο 1/100th του εκατοστού, η ένταση της δέσμης αυξάνεται σε μερικά δισεκατομμύρια watt ανά τετραγωνικό εκατοστό. Αυτή η συγκεντρωμένη ενέργεια είναι τόσο έντονη, ώστε να ionίζει εύκολα τον ατμοσφαιρικό αέρα και προωθεί τη δημιουργία σπινθήρων. Με τη δέσμη εστιασμένη από ένα λέιζερ υψηλής ισχύος, ακόμα και το σκληρότερο υλικό όπως το διαμάντι μπορεί να λιώσει σε ένα κλάσμα του δευτερολέπτου. (GoldmanL, 1990)

Αυτά τα μοναδικά χαρακτηριστικά του λέιζερ το έχουν κατατάξει ως σημαντικό εργαλείο με πλείστες εφαρμογές. Η αρχική αξιοσημείωτη εφαρμογή του λέιζερ έγινε στο πείραμα σεληνιακού κύματος στην αποστολή Απόλλων II το 1969, όταν τοποθετήθηκε μία σειρά από ανακλαστήρες στην επιφάνεια της σελήνης και παλμοί από ένα λέιζερ με ρουμπίνι εστάλησαν στη γη. Οι ανακλώμενες ακτίνες ελήφθησαν από κατάλληλους ανιχνευτές και βάσει αυτής της μετάβασης υπολογίστηκε η απόσταση της σελήνης με τη γη με ακρίβεια 15cm. Μετά την πρώτη επίδειξη του λέιζερ το 1960, νέες εφαρμογές σε διάφορα πεδία ανακοινώνονται συνέχεια. Οι εφαρμογές του μπορεί να αφορούν τους τομείς της επικοινωνίας, της βιομηχανίας της ιατρικής, των στρατιωτικών επιχειρήσεων, της επιστημονικής έρευνας, της φωτογραφίας. (GoldmanL, 1990)

Στο ιατρικό πεδίο, το λέιζερ χρησιμοποιείται σε διαγνωστικές και θεραπευτικές επιλογές που προσφέρουν ένα ευρύ φάσμα λύσεων. Το λέιζερ που δίνει τη δυνατότητα για μεγαλύτερη χειρουργική ακρίβεια είναι λιγότερο επώδυνο και απαιτεί λιγότερο χρόνο επούλωσης ή θεραπεία. Η χειρουργική τεχνική με λέιζερ θεωρείται γενικότερα λιγότερο τραυματική από τις παραδοσιακές χειρουργικές τεχνικές. Η πρώτη χρήση των λέιζερ

στην ιατρική αναφέρεται σε βλάβη του αμφιβληστροειδή κατά την προσπάθεια κατανόησης οφθαλμικού τραυματισμού λόγω ακούσιας έκθεσης. (LegresL, etal, 2014)

Από την πρώτη συσκευή λέιζερ, οι τεχνικές και οι συσκευές έχουν βελτιωθεί τοποθετώντας την οφθαλμολογία στο προσκήνιο των ειδικοτήτων που χρησιμοποιούν τη συγκεκριμένη τεχνική. Το λέιζερ έχει επίσης πολλές εφαρμογές και στον τομέα της βιολογίας. (LegresL, etal, 2014)

Ένα λέιζερ αποτελείται από μία κοιλότητα με ένα κάτοπτρο σε κάθε άκρο και στο μέσο ενεργού υλικού. Λόγω της πηγής ενέργειας, το μέσο εκπέμπει φως το οποίο κυκλοφορεί μεταξύ των κατόπτρων και ενισχύεται σε κάθε πέρασμα της συσκευής. Καθένα από τα κάτοπτρα είναι ελαφρώς διαφανή, για να μπορεί να εξέλθει η ακτίνα λέιζερ από την κοιλότητα. Τα λέιζερ μπορεί να διακρίνονται ανάλογα με τη φύση του μέσου ενίσχυσης σε αέρια, υγρά ή στερεά. (LegresL, etal, 2014)

Λείζερ αερίου (αργό, κρυπτό κλπ)

Η χρήση του λέιζερ στην αγωγή των διαφόρων τύπων γλαυκώματος αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο στην οφθαλμική πρακτική. Και οι δύο τύποι λέιζερ, αργού και YAG, χρησιμοποιούνται ευρέως στη θεραπεία του γλαυκώματος ανοικτής και κλειστής γωνίας. Το λέιζερ κρυπτού έχει παρόμοιες χρήσεις με το λέιζερ αργού και είναι χρήσιμο για τον περιορισμό της αιμορραγίας. (LegresL, etal, 2014)

Το λέιζερ διοξειδίου του άνθρακα (CO₂) ανήκει στα αέρια λέιζερ. Είναι η πρόκληση αερίου που οδηγεί σε μία δέσμη λέιζερ. Αυτή η ακτινοβολία βρίσκεται στο αόρατο φάσμα (υπέρυθρο λέιζερ έως 1060nm). Τα αποτελέσματα αυτού του τύπου του λέιζερ ποικίλλουν ανάλογα με τη χρήση του. Αναφέρονται αφαιρετικές ιδιότητες που είναι απαραίτητες σε βιολογικές επιδράσεις για παράδειγμα κατά την επίδραση της

πηκτικότητας στην επιδερμική επιφάνεια και τη θερμική επίδραση που μπορεί να οδηγήσει σε μείωση των ινών του κολλαγόνου. Αυτές οι ιδιότητες χρησιμοποιούνται για τη θεραπεία ουλών, ακμής και για την αναζωογονητική επίδραση στην επιδερμίδα του προσώπου. Το λέιζερ CO₂ φαίνεται να είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στην οφθαλμολογία για την καυτηρίαση λεμφαγγειωμάτων και τριχοειδών αιμαγγειωμάτων, καθώς παρέχει αιμόσταση σε ασθενείς με αιμορραγικές διαταραχές. (Legres L, et al, 2014)



Εικόνα 8: Λείζερ CO₂ (Legres L, et al, 2014)

Παρά το γεγονός ότι το λέιζερ CO₂ ήταν διαθέσιμο για κάποιο χρονικό διάστημα, η χρήση του έχει αυξηθεί σήμερα στο δερματολογικό τομέα, καθώς έχει τη δυνατότητα να αφήνει υγιείς δερματικές περιοχές κατά τη διάρκεια της διαδικασίας που επιτρέπει μία ταχύτερη ανάρρωση και επούλωση. Η αποτελεσματικότητα και η ασφάλεια του κλασματικού λέιζερ CO₂ έχει επίσης αξιολογηθεί θετικά στη βλεφαροπλαστική και τη μείωση των περικογχικών ρυτίδων. Το λέιζερ CO₂ παράγει καπνό, οπότε απαιτούνται

αυστηρότερες προφυλάξεις κατά τη χρήση του. Επιπλέον η χρήση του λέιζερ CO₂ μπορεί να απαιτήσει ισχυρές αναισθητικές μεθόδους σε σύγκριση με άλλες μεθόδους. Ο παρατεταμένος χρόνος αποκατάστασης και ο κίνδυνος πιθανών παρενεργειών καθιστούν τη χρήση του λιγότερο ελκυστική από άλλες εναλλακτικές θεραπείες. (LegresL, etal, 2014)

Υγρό λέιζερ

Τα υγρά λέιζερ χρωστικής παράγουν ακτινοβολία μέσω της διέγερσης της υγρής χρωστικής ουσίας. Η ένταση τους ως επί το πλείστον συντονίζεται μεταξύ 550 και 590nm. Το φως τους είναι ορατό και χρησιμοποιούνται σε αγγειακές ενδείξεις: για τη θεραπεία αγγειωμάτων σε παιδιά και βρέφη, τη θεραπεία αραχνοειδών σπύλων και τη θεραπεία της ροδόχρου ακμής. Λιγότερο συχνά χρησιμοποιείται σε άλλες ασθένειες όπως η ψωρίαση, όπου είναι αποτελεσματικό έναντι νέων αλλοιώσεων. (LegresL, etal, 2014)

Στερεάς κατάστασης λέιζερ

Το μέσο είναι ένας κρύσταλλος (ρουμπίνι, ζαφείρι κλπ), γυαλί ή κεραμικό. Υπάρχουν επίσης δίοδοι λέιζερ όπως αυτοί που βρίσκονται στα CD. Οι κύριοι τύποι λέιζερ στερεής κατάστασης περιγράφονται κατωτέρω: (LegresL, etal, 2014)

Λείζερ Αλεξανδρίτης

Το λείζερ αυτό βασίζεται στην παραγωγή φωτός με τη χρήση κρυστάλλου αλεξανδρίτη. Το φως είναι βαθμονομημένο με συγκεκριμένο μήκος κύματος των 75 nm (βαθύ κόκκινο). Αυτό το μήκος κύματος απορροφάται ιδιαίτερα από τη μελανίνη του δέρματος και κυρίως από το τριχωτό. Χρησιμοποιείται για την αποτρίχωση αν και μπορεί να προκαλέσει οφθαλμική βλάβη στη χρήση στο πρόσωπο. (LegresL, etal, 2014)

Λείζερ YAG

Αυτή η κατηγορία λείζερ (YttriumAluminumGarnet-YAG) παράγει πολύ μικρούς χρόνους έκθεσης της τάξης των νανοδευτερολέπτων. Ενδείκνυται για τη θεραπεία των κηλίδων λόγω ηλικίας και για την αφαίρεση δερματοστιξίας. (LegresL, etal, 2014)

Τα λείζερ YAG με πρόσμιξη νεοδυμίου (Nd:YAG) είναι βαθμονομημένα σε μήκος κύματος 1064 nm. Είναι σχετικά ευέλικτο με ικανότητα να διεισδύει βαθιά στο δέρμα και να επιτρέπει την αισθητική θεραπεία των επιπολής φλεβών του δέρματος, της ακμής, της ροδόχρους ακμής, των κονδυλωμάτων καθώς και των ουλών. (Legres L, et al, 2014)

YAG λείζερ ενισχυμένα με Erbium (Er:YAG) είναι παρόμοια με τα λείζερ CO₂, ιδίως σε ότι αφορά τις διαβρωτικές τους ιδιότητες. Το φως που δημιουργείται έχει μήκος κύματος 2940nm. Χρησιμοποιείται σε θεραπείες ανάπλασης, ακμής, ουλών, κονδυλωμάτων και επίσης στην οδοντιατρική. Ιδιαίτερα στην οδοντιατρική είναι αποτελεσματικό στην εκτομή σκληρών οδοντικών ιστών, με την αποφυγή μικρο- και μακρο-καταγμάτων. Επίσης χρησιμοποιείται στην κατάλυση του επιθηλίου σε μη κεχρωματισμένο δέρμα. (LegresL, etal, 2014)

Το KTP (Potassium Titanyl Phosphate) λείζερ αποτελεί επίσης μία υποκατηγορία των YAG λείζερ. Διαθέτει ένα κρύσταλλο που το διαιρούμενο μήκος κύματος στο τέλος προστίθεται. Το λείζερ KTP εκπέμπει σε 532 nm μήκος κύματος. Χρησιμοποιείται κυρίως στη θεραπεία αγγειακών αλλοιώσεων και σε θεραπευτικές προσεγγίσεις

επιφανειακών χρωματικών αλλοιώσεων, δερματίτιδα, μέλασμα, και σε χρώση που μπορεί να προέρχεται από τη χρήση συγκεκριμένων φαρμακευτικών ουσιών. (LegresL, etal, 2014)

Το λέιζερ διόδου βασίζεται στην παραγωγή φωτός από ένα ηλεκτρονικό εξάρτημα που ονομάζεται δίοδος. Υπάρχουν αρκετοί τύποι διόδων με διαφορετικά μήκη κύματος μεταξύ των 800 και 900nm (υπέρυθρο). Χρησιμοποιείται κυρίως σε αισθητικές αγγειακές εφαρμογές και την αποτρίχωση. Είναι επίσης αποτελεσματικό στη θεραπεία ασθενών με γλαύκωμα. (LegresL, etal, 2014)



Εικόνα 9: Λέιζερ διόδου (LegresL, etal, 2014)

Το λέιζερ χρησιμοποιείται επίσης στην λεπτομερή ανάλυση οπτικοακουστικής απεικόνισης με μεγάλη ευελιξία στην εφαρμογή του, και συγκεκριμένα με τους τύπους: PAI, OCT και SERS. (LegresL, etal, 2014)

ΡΑΙ-Φωτοακουστική απεικόνιση: Αποτελεί μία μη επεμβατική μέθοδο. Για την απόκτηση ενός φωτοακουστικού αποτελέσματος, ένας σύντομος παλμός λέιζερ ακτινοβολεί στον ιστό. Η ενέργεια απορροφάται μερικώς από το στόχο και μετατρέπεται σε θερμότητα, η οποία παράγει μία τοπική παροδική αύξηση της θερμοκρασίας, που ακολουθείται από μία τοπική αύξηση της πίεσης μέσω της θερμο-ελαστικής επέκτασης που διαδίδεται ως υπερηχητικά κύματα, τα επονομαζόμενα ΡΑ κύματα. Αυτά τα κύματα ανιχνεύονται από μορφοτροπείς υπερήχων, που τοποθετούνται εκτός του ιστού. Μία εικόνα σχηματίζεται από τον προσδιορισμό της προέλευσης των υπερηχητικών κυμάτων και έτσι ουσιαστικά εμφανίζονται οι οπτικές αντιθέσεις της απορρόφησης των ιστών. Λόγω της έντασης ενός φωτοακουστικού σήματος σε βιολογικό ιστό που είναι ανάλογη προς την οπτική απορρόφηση της ενέργειας και ανάλογη προς την ποσότητα του παράγοντα αντίθεσης, οι εξωγενείς παράγοντες αντίθεσης χρειάζονται συχνά ένα καλύτερο σήμα για την επίτευξη βέλτιστης φωτοακουστικής απεικόνισης. Η φωτοακουστική απεικόνιση χρησιμοποιεί ένα εγγενή χρωμοφόρο, που έχει μία οπτική απορρόφηση, εφόσον εφαρμόζονται τα κατάλληλα μήκη κύματος. Χρησιμοποιείται για παράδειγμα για την αιμοσφαιρίνη, τη μελανίνη, το νερό και λιπίδια. (LegresL, etal, 2014)

OCT-Οπτική Τομογραφία Συνοχής: Αποτελεί μία μη επεμβατική πρακτική και η χρήση του έγκειται στο εγγύς υπέρυθρο φως (Near-IR) που επιτρέπει εικόνες εγκάρσιας τομής ιστών (επιδερμίδας, αμφιβληστροειδή, στεφανιαίων αρτηριών κλπ). Είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στον τομέα μελετών της βιοϊατρικής διότι επιτρέπει διεξόδωση σε ιστούς μεγαλύτερου βάθους, ενώ προκαλεί λιγότερο φθορισμό σε σχέση με την ορατή ακτινοβολία. Αποτελείται από μία πηγή φωτός, ένα συμβολόμετρο και ένα μικροσκόπιο που υποδέχεται το φως και συλλέγει την ανάκλαση από τους ιστούς που αναλύονται. Είναι μία τεχνική για την απεικόνιση ιστών και κυττάρων σε ζώντες οργανισμούς και χρησιμοποιείται ως διαγνωστική μέθοδος ευρέως στην καρδιολογία, την οφθαλμολογία, τη δερματολογία και σε άλλους ιατρικούς τομείς όπως την οδοντιατρική. (LegresL, etal, 2014)

SERS- Επιφανειακή ενισχυμένη σκέδαση Raman φασματοσκοπία: Είναι μία τεχνική που συνδυάζει λέιζερ φασματοσκοπίας με τις μοναδικές οπτικές ιδιότητες των μεταλλικών νανοδομών, με αποτέλεσμα τα έντονα αυξημένα σήματα Raman όταν τα μόρια προσροφώνται επί ή κοντά σε μεγάλες δομές νανόμετρων ειδικών μετάλλων όπως ο χρυσός και το ασήμι. Αυτά τα νανοσωματίδια χρυσού χρησιμοποιούνται ως ανιχνευτές για την απεικόνιση SERS με διαφορετικό σχήμα και θα μπορούσαν να αποτελέσουν ένα νέο άνοιγμα για την κλινική απεικόνιση. (LegresL, etal, 2014)

Κεφάλαιο 3^ο

Εφαρμογές λέιζερ στην ιατρική

Τα laser χρησιμοποιούνται στην Ιατρική σαν εργαλεία χειρουργικής επέμβασης, στην διαγνωστική καθώς και στην θεραπεία διαφόρων οργάνων και ιστών. Η μικρής διατομής και εστιασμένη δέσμη του laser αντικαθιστά το κλασσικό νυστέρι. Τα μόρια νερού των ιστών απορροφούν έντονα την υπέρυθη δέσμη του laser CO₂ όταν αυτή εστιαστεί πάνω στην επιφάνεια που μας ενδιαφέρει με επακόλουθο την εξάτμιση των μορίων του νερού και την αποκοπή του ιστού - στόχου. Εκείνο που απομένει στη θέση του ιστού - στόχου είναι ένα σημάδι - ουλή χωρίς την ύπαρξη αιμορραγίας.

Στην ιατρική μπορεί να κατηγοριοποιηθούν οι εφαρμογές ανάλογα με το όργανο-ιστό προς θεραπεία, ανάλογα με το είδος του λέιζερ και ανάλογα με το είδος της θεραπείας.

Οφθαλμολογία

Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής καταδεικνύονται στη θεραπεία της μυωπίας και του καταρράκτη, όπου οι ασθενείς με προβλήματα όρασης μπορούν να επανακτήσουν ποσοστό της όρασης και να απαλλαγούν από τη χρήση γυαλιών ή φακών επαφής. Σε ότι αφορά τις τεχνικές λέιζερ στην οφθαλμολογία θα αναλυθούν εκτενέστερα στο ειδικό μέρος της εργασίας. (LegresL, etal, 2014)

Δερματολογία

Χρησιμοποιείται στη θεραπεία αγγειακών βλαβών, όπως αγγειωμάτων, ευρυαγγειών, αραχνοειδών σπύλων, μελαγχρωματικών αλλοιώσεων, αφαίρεση δερματοστιξίας, και την αποτρίχωση. (LegresL, etal, 2014)

Χειρουργική

Η χειρουργική με λέιζερ έχει το πλεονέκτημα της μείωσης του κινδύνου επιμόλυνσης και προωθεί την ταχύτερη επούλωση. Χρησιμοποιείται στις αισθητικές χειρουργικές επεμβάσεις για τη μείωση της κυτταρίτιδας και την εξάλειψη των επιφανειακών ρυτίδων. Συχνά είναι λιγότερο επεμβατική από τη συμβατική χειρουργική, αν και δεν αναφέρεται άνευ κινδύνων. (LegresL, etal, 2014)

Ως χειρουργικό εργαλείο είναι ικανό για τρεις βασικές διαδικασίες. Όταν επικεντρώνεται σε ένα συγκεκριμένο σημείο μπορεί και καυτηριάζει βαθιά ενώ συγχρόνως κόβει, ελαττώνοντας έτσι το χειρουργικό τραύμα που προκαλείται από ένα νυστέρι. Μπορεί να εξαχνώσει την επιφάνεια ενός ιστού, ή, μέσω οπτικών ινών, μπορεί να επιτρέψει σε ένα γιατρό να δει στο εσωτερικό του σώματος. Τα ιατρικά λέιζερ είναι το καλύτερο παράδειγμα για το πώς η προώθηση μιας ιδέας μπορεί να αλλάξει πραγματικά τον ιατρικό κόσμο. (PengQetal, 2008)

Άλλες εφαρμογές

Το λέιζερ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί στην οδοντιατρική, για τη φροντίδα των ούλων και τη θεραπεία της φθοράς των οδόντων αλλά και στη θεραπεία της φλεβίτιδας. (Legres L, et al, 2014)

Τύπος Λείζερ	Τρόπος λειτουργίας	Μήκος κύματος (nm)	Ενέργεια(J)/Ισχύς(W)	Ιατρικές Εφαρμογές
Excimer	Συνεχής/Παλμική	193-248nm	1	Διαθλαστική χειρουργική
Ιόντα Ag ⁺	Συνεχής	488/514	2-10	Γενική χειρουργική, δερματολογία, ουρολογία, οφθαλμολογία
Argon-Dye	Συνεχής	488/788	0.5-3	Πλαστική χειρουργική, δερματολογία, ογκολογία, οφθαλμολογία
Nd: YAG	Συνεχής	1064	10-120	Γενική χειρουργική, δερματολογία, ουρολογία, γαστρεντερολογία, νευροχειρουργική
Nd: YAG	Παλμική	1064	1 MW/παλμό	Οφθαλμολογία

Εικόνα 10: Πίνακας που αναφέρεται ο τύπος λέιζερ και η ιατρική του εφαρμογή

Σύμφωνα με τα πρότυπα EN 60825-1 και ANSIZ136.1 τα λέιζερ μπορούν να καταταχθούν σύμφωνα με τη βλαπτικότητά τους ως εξής:

Κλάση	Περιγραφή
I	Η ακτίνα δε βλάπτει τα μάτια ή το δέρμα
IM	Η ακτίνα δε βλάπτει τα μάτια ή το δέρμα, όταν δεν παρεμβάλλεται συγκεντρωτικός φακός ή άλλα οπτικά είδη
II	Η ακτίνα δε βλάπτει τα μάτια ή το δέρμα, όταν η έκθεση δε ξεπερνάει τα 0,25sec. Η ακτίνα είναι ορατή στο γυμνό μάτι από τα 400nm μέχρι τα 700nm.
IIIM	Όπως η κλάση IM, όταν δεν παρεμβάλλεται συγκεντρωτικός φακός ή άλλα οπτικά είδη

III	Η ακτίνα βλάπτει τα μάτια
III	Η ακτίνα βλάπτει τα μάτια και μπορεί να βλάψει και το δέρμα
IV	Η ακτίνα είναι πολύ επικίνδυνη για τα μάτια και για το δέρμα, ακόμα και έπειτα από διάχυση σε επιφάνειες.

Πίνακας 1: Κατάταξη λέιζερ ανάλογα με τη βλαπτικότητά τους (Wikipedia.org)

Ειδικό Μέρος

Κεφάλαιο 1^ο

Εφαρμογή λέιζερ στην οφθαλμολογία

Όπως αναφέρθηκε η ιστορία του λέιζερ συνδέεται με τη βασική ιστορία της κβαντικής ακτινοβολίας που υποβλήθηκε από τον Άλμπερτ Αϊνστάιν το 1916. Αυτή η θεωρία ορίζει και χαρακτηρίζει την αυθόρμητη και εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας από τα άτομα. Το λέιζερ ρουμπινιού (694nm) χρησιμοποιήθηκε στη θεραπεία των ακόλουθων δομικών οφθαλμικών ατελειών: δάκρυα του αμφιβληστροειδούς, περιφερική εκφύλιση της μελάγχρωσης και του πλέγματος του αμφιβληστροειδούς. Το ArgonLaser χρησιμοποιείται στα δομικά ελαττώματα του αμφιβληστροειδούς και του χοριοειδούς. Το Kryptonlaser χρησιμοποιείται κυρίως στο εξωτερικό τμήμα του αμφιβληστροειδούς σε διαρθρωτικές ασθένειες. Το Kryptonredlaserphotocoagulation χρησιμοποιείται σε αιμορραγικές ασθένειες του αμφιβληστροειδούς, σε οιδηματικές ασθένειες και σε ανωμαλίες της χρωστικής του επιθηλίου. Το λέιζερ του διοξειδίου του άνθρακα χρησιμοποιείται σε επεμβάσεις με υψηλή απώλεια αίματος. (ZdybelMetal, 2012)

Ως εκ τούτου, σύμφωνα με τα ανωτέρω, λόγω της προόδου της τεχνολογίας με ταχύ ρυθμό, οι επιλογές για διόρθωση της διαθλαστικής όρασης έχουν αυξηθεί δραματικά κατά τη διάρκεια των τελευταίων ετών. Το 1946 ανακοινώθηκε από τον οφθαλμίατρο GerdMeyer - Schwickerather πρώτη επέμβαση κατά της αποκόλλησης του αμφιβληστροειδούς με τη χρήση φωτοενέργειας μέσω των ακτίνων του ήλιου. Δέκα χρόνια αργότερα η συσκευή εξελίχθηκε χρησιμοποιώντας ισχυρή λυχνία ξένου. Σήμερα με την πρόοδο της οφθαλμολογίας και την εξέλιξη της τεχνολογίας των laser, η σταθεροποίηση της αποκόλλησης του αμφιβληστροειδούς αποτελεί μια από τις πιο κοινές εφαρμογές των laser.

Τα περισσότερα οφθαλμικά συστήματα λέιζερ αποτελούνται από μία μονάδα λέιζερ, δηλαδή το μέσο λέιζερ, την αντλία λέιζερ, την κοιλότητα και το σύστημα ψύξης που τυπικά συνδέεται με ένα βιομικροσκόπιο με σχισμοειδή λυχνία με ένα εύκαμπτο καλώδιο οπτικών ινών. Άλλα συστήματα λέιζερ παροχής ενέργειας περιλαμβάνουν την έμμεση οφθαλμοσκόπια, τους ενδοφθalmικούς ανιχνευτές και διεπαφές για τη λειτουργία των μικροσκοπίων. (WHO, 2011)

Με την πάροδο των ετών ένας σημαντικός αριθμός χειρουργικών τεχνικών έχουν χρησιμοποιηθεί για τη θεραπεία διαθλαστικών σφαλμάτων των οφθαλμών. Οι πιο κοινές θεραπείες χρησιμοποιούν λέιζερ τύπου excimer (διηγερμένουδιατομικού μορίου). Οι ακόλουθες πληροφορίες εξηγούν τις διάφορες τεχνικές excimer, τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματά τους και τους διάφορους όρους που χρησιμοποιούν. (RCO, 2011)

Photorefractivekeratectomy (PRK)

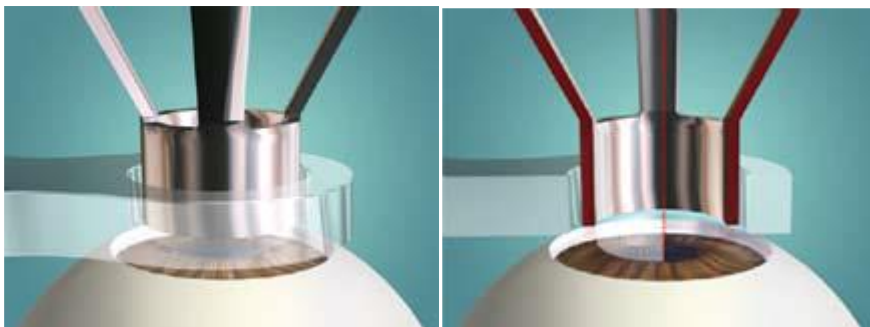
Το PRK χρησιμοποιείται ευρέως από τα τέλη της δεκαετίας του 1980. Με την ανάπτυξη των LASEK και LASIK, σήμερα χρησιμοποιείται για αλλοιώσεις χαμηλής διάθλασης. Καθώς μικρό τμήμα του κερατοειδούς ιστού αφαιρείται, ο υπολειπόμενος ιστός του κερατοειδούς είναι ισχυρός. Ο οφθαλμός μπορεί να είναι ερεθισμένος για περίπου 48 ώρες μετά την επέμβαση. Η διαδικασία epύλωσης συνεχίζεται για αρκετούς μήνες και μπορεί να ποικίλει χρονικά μεταξύ των ασθενών. Κατά τη διάρκεια αυτού του χρονικού διαστήματος, η διάθλαση πραγματοποιείται σταδιακά λόγω της διαδικασίας epύλωσης. Υπάρχει συνήθως μία περίοδος κατά την οποία μπορεί να προκληθεί θόλωση της όρασης. Σε μερικούς ασθενείς τα συμπτώματα αυτά μπορεί να παραμείνουν σε μεγαλύτερο ή μικρότερο βαθμό. (RCO, 2011)

Laser Epithelial Keratomileusis (LASEK)

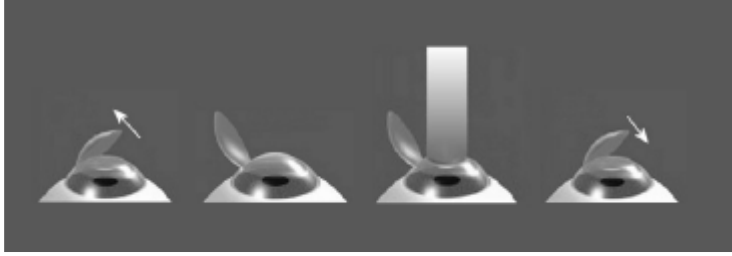
Το LASEK είναι παρόμοιο με το PRK αλλά η επιφανειακή στρώση (επιθήλιο) του κερατοειδούς παρακρατείται ως κρημνός. Ένας ειδικός μαλακός φακός επαφής παραμένει στον οφθαλμό για 3-4 ημέρες για την επίτευξη επούλωσης. Ο οφθαλμός έχει μεγαλύτερη αίσθηση άνεσης σε σύγκριση με τη διαδικασία PRK. Η διατήρηση του επιθηλίου θεωρείται ότι εμποδίζει αργότερα τις επιπλοκές θολότητας και επιταχύνει την επούλωση. (RCO, 2011)

Laserinsitukeratomileusis (LASIK)

Το λέιζερ LASIK (laserinsitukeratomileusis) αποτελεί μία χειρουργική διαδικασία που χρησιμοποιείται για τη θεραπεία της μυωπίας, της υπερμετρωπίας και του αστιγματισμού. Το LASIK δε μπορεί να αντιστρέψει την πρεσβυωπία, τη σχετιζόμενη με την ηλικία απώλεια όρασης, που μπορεί κατά κύριο λόγο να πλήξει την κοντινή όραση. Με το LASIK ο οφθαλμίατρος χρησιμοποιεί το λέιζερ για να αναδιαμορφώσει τον κερατοειδή χιτώνα προσθίως του οφθαλμού. Αυτό βελτιώνει τον τρόπο που ο οφθαλμός εστιάζει σε ακτίνες φωτός στον αμφιβληστροειδή, στο πίσω μέρος του οφθαλμού, επιτρέποντας καλύτερη όραση. (OMIC, 2008)



Εικόνα 11: LASIK λέιζερ με κρημνό του κερατοειδούς (OMIC, 2008)



Εικόνα 12: Στάδια της θεραπείας LASIK (RCO, 2011)

EpiLASIK

Το EpiLASIK είναι μία νέα διαδικασία με τη χρήση ενός επικερατόμου (epikeratome), ενός δηλαδή διαχωριστή που δημιουργεί ένα λεπτό κρημό στο επιθήλιο. Η δέσμη excimer λέιζερ στη συνέχεια εφαρμόζεται στο πλαίσιο του επιθηλιακού κρημού. Ο επιθηλιακός κρημός τοποθετείται εντός του κερατοειδούς χιτώνα. (RCO, 2011)

Διάφορες συσκευές χρησιμοποιούνται για το μη φυσιολογικό αγγειακό ιστό του αμφιβληστροειδούς. Ο πολλαπλασιασμός αυτών των ιστών (διαβητική αμφιβληστροπάθεια) μπορεί σταδιακά να οδηγήσει σε τύφλωση. Οι συσκευές αυτές μπορούν να δημιουργήσουν εξαιρετικά εντοπισμένες διατρήσεις στην ίριδα για την ανακούφιση της υπερβολικής ενδοφθάλμιας πίεσης, όπως για παράδειγμα σε ασθενείς με γλαύκωμα. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για την αναμόρφωση του κερατοειδή σε επεμβάσεις διόρθωσης προβλημάτων όρασης. (WHO, 2011)

Η χρήση των λέιζερ στην οφθαλμολογία έχει οριστικά μεταβάλλει τους παραδοσιακούς τρόπους αντιμετώπισης ορισμένων διαταραχών του οφθαλμού. Η επεμβατική χειρουργική διαδικασία για γλαύκωμα και καταρράκτη έχει αντικατασταθεί από τις διαδικασίες λέιζερ σε επίπεδο εξωτερικών ιατρείων. Η οπτική πρόγνωση των ασθενών με σακχαρώδη διαβήτη έχει βελτιωθεί σημαντικά με τη φωτοπηξία λέιζερ και οι ασθενείς με θεραπεύσιμες χοριοειδούς νεοαγγειακές ασθένειες έχουν ανταποκριθεί καλά σε

χειρουργικές τεχνικές λέιζερ. Η θεραπεία νεοαγγειακών του αμφιβληστροειδούς παθήσεων και μη φυσιολογικών αγγειακών παθήσεων με λέιζερ απολαμβάνει ένα υψηλό ποσοστό επιτυχίας. Καθώς η συνεχιζόμενη κλινική έρευνα προσδιορίζει περαιτέρω τα χαρακτηριστικά λειτουργίας και τις ενδείξεις για τη χρήση των υφιστάμενων και νεότερων λέιζερ, οι οφθαλμίατροι είναι σε θέση να αντιμετωπίζουν ένα ευρύτερο φάσμα ασθενειών του οφθαλμού με μεγαλύτερη ακρίβεια και ασφάλεια. (Moo-YoungG, 1985)

Κεφάλαιο 2^ο

Εφαρμογή τεχνικών λέιζερ στην απεικόνιση ιστού σε βάθος

Η οφθαλμική φωτογραφία αποτελεί μια αυστηρά εξειδικευμένη μορφή ιατρικής απεικόνισης, η οποία είναι αφοσιωμένη στη μελέτη και την θεραπεία των παθήσεων των ματιών. Καλύπτει ένα ευρύ φάσμα απεικονιστικών υπηρεσιών ενσωματώνοντας πολλούς τομείς της εμπορικής και της ιατρικής φωτογραφίας. Πολλές συχνές παθήσεις του οφθαλμού, όπως η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια και το γλαύκωμα καθώς και άλλες πιο σπάνιες λειτουργικές ανωμαλίες όπως το σύνδρομο Harada προκαλούν αλλοιώσεις των αγγείων του αμφιβληστροειδή, οι οποίες ανιχνεύονται στις οφθαλμικές φωτογραφίες. Επίσης, πολλές επεμβατικές θεραπευτικές μέθοδοι όπως η χρήση Laser σχεδιάζονται και πραγματοποιούνται με βάση την διάταξη των αγγείων του οφθαλμού, όπως αυτή παρατηρείται στην απεικόνιση του εσωτερικού του ματιού. (BlumenthalEetal, 2000)

Η πρώτη προσπάθεια απεικόνισης της ανατομίας του οφθαλμού πραγματοποιήθηκε στις αρχές του 20ου αιώνα. Πρόκειται για τη λεγόμενη μονοχρωματική φωτογράφιση του βυθού (fundus) του ματιού. Με τη συγκεκριμένη μέθοδο λαμβάνονται κοινές φωτογραφίες του οφθαλμού με χρήση κατάλληλων φίλτρων αποκοπής συχνοτήτων, ώστε να αποτυπώνονται στο φωτογραφικό φιλμ οι περιοχές ενδιαφέροντος του βυθού με μεγαλύτερη ευκρίνεια. Εξειδικευμένη μορφή της τεχνικής αυτής αποτελεί η μονοχρωματική απεικόνιση του υποστρώματος των νευρώνων του αμφιβληστροειδούς, η οποία χρησιμεύει στην ανίχνευση της σταδιακής καταστροφής του ματιού από γλαύκωμα. Τα τελευταία χρόνια χάρη στην εξέλιξη της τεχνολογίας των φωτογραφικών μηχανών και των λογισμικών απεικόνισης λαμβάνονται πλέον και έγχρωμες εικόνες του βυθού του οφθαλμού. (BlumenthalEetal, 2000)

Στο παρελθόν μη επεμβατικές οπτικές τεχνικές χρησιμοποιούταν μόνο για τη μέτρηση του βάθους του πρόσθιου θαλάμου και του πάχους του κερατοειδούς. Αναφέρονται πλέον νέες μέθοδοι για τη μέτρηση της ενδοφθalmικής απόστασης. Η

femtosecondοπτική τεχνική χρησιμοποιήθηκε για τον καθορισμό του πάχους του κερατοειδούς σε πειραματόζωα κονίκλου ίνβινο. Οι τοπογραφικές μετρήσεις της ανθρώπινης κεφαλής του οπτικού νεύρου άρχισαν να διατίθενται με ηλεκτρονική ανάλυση videographic απεικόνισης. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι μία υψηλής ακρίβειας διαμήκη και μεγάλης εγκάρσιας ανάλυσης. Επιπλέον είναι πιο άνετη για τον ασθενή, επειδή αποτελεί μία ανέπαφη μέθοδο και κατά επέκταση δεν είναι απαραίτητη η αναισθησία. Το κύριο μειονέκτημα της μεθόδου είναι η κοπιώδης διαδικασία της μέτρησης. (HitzenbergerC, 1991)

Μια άλλη τεχνική, η οποία χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των εσωτερικών κυρίως στρωμάτων του οφθαλμού είναι η βιομικρογραφία λυχνίας οπής (slit-lampbiomicrography). Κατά τη διάρκεια της συγκεκριμένης εξέτασης, πραγματοποιείται σειρά φωτογραφήσεων του οφθαλμού με χρήση οπής κατάλληλου εύρους και ακτινοβολίας κατάλληλου μήκους κύματος, ώστε να τονίζονται η υφή και τα χαρακτηριστικά συγκεκριμένων δομών του ματιού.

Τα τελευταία χρόνια εφαρμόζονται τρεις ακόμη τεχνικές οφθαλμικής απεικόνισης. Η μία είναι η λεγόμενη οφθαλμοσκόπια laser σάρωσης (scanninglaserophthalmoscopy), η οποία παρέχει λεπτομερή πληροφορία για την επιφανειακή τοπογραφία του αμφιβληστροειδή. Η δεύτερη είναι η εφαρμογή της υπερηχοτομογραφίαςDoppler για την καταγραφή της ταχύτητας του αίματος στην οφθαλμική αρτηρία. Η τρίτη είναι η Οπτική Τομογραφία. (BlumenthalEetal, 2000)

Τα διαγνωστικά λέιζερ στην οφθαλμολογία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απεικόνιση και τη σάρωση τμήματος του οφθαλμού. Υπάρχουν επί του παρόντος πολλές διαγνωστικές εφαρμογές των λέιζερ:

Ομοεστιακό μικροσκόπιο: Το ομοεστιακό μικροσκόπιο χρησιμοποιείται για την αύξηση της αντίθεσης και της ανάλυσης της εικόνας με την ελαχιστοποίηση της ποσότητας του διάχυτου φωτός. Αντί να υπερφωτίζεται το αντικείμενο για να προβληθεί κάθε οπτική γωνία, όπως στο συμβατικό μικροσκόπιο, το ομοεστιακό μικροσκόπιο

χρησιμοποιεί ένα σημείο φωτισμού και μία πολύ μικρή οπή σε ένα οπτικό επίπεδο μπροστά από τον ανιχνευτή για την επίτευξη μείωσης του σήματος εκτός εστίασης. Πρακτικά αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση μίας πηγής λέιζερ φωτισμού. Το πεδίο που παρατηρείται αυξάνεται με τη σάρωσης ολόκληρης της περιοχής που εξετάζεται. Στην οφθαλμολογία αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται πρακτικά για την απεικόνιση των στρωμάτων του κερατοειδούς. (ByeLetal, 2013)

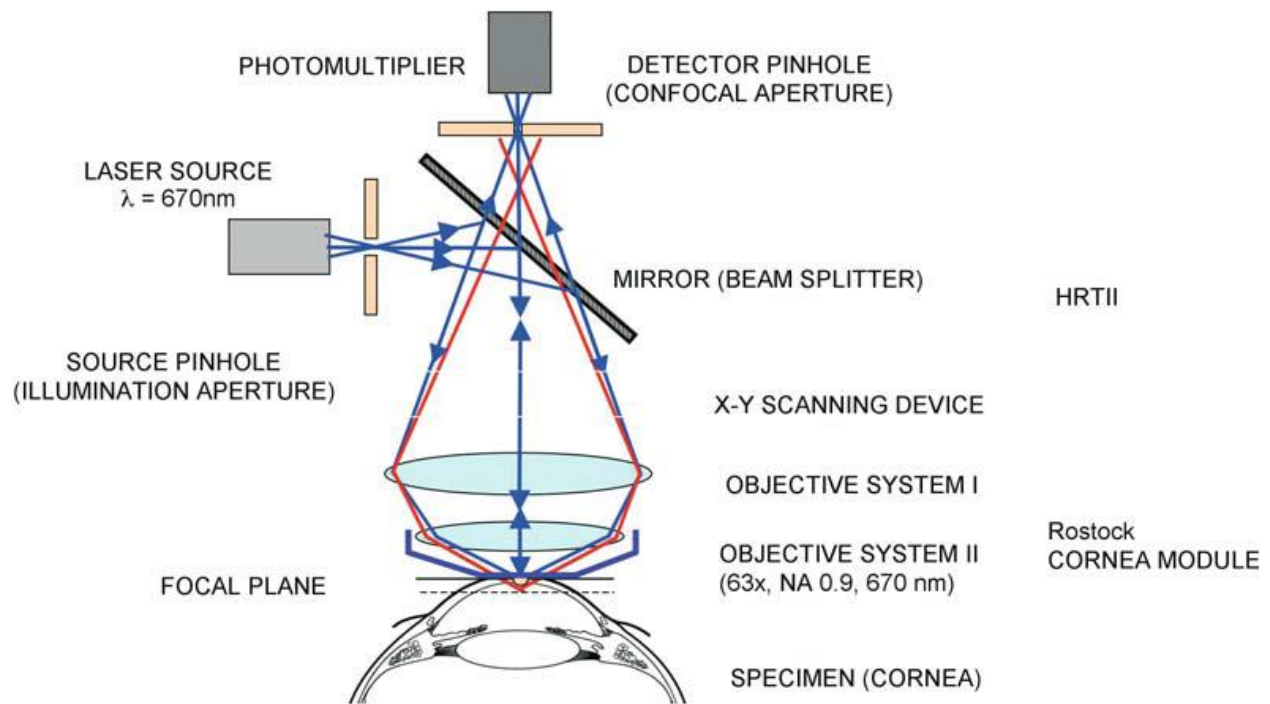
Οπτική τομογραφία συνοχής (OCT): Αποτελεί μία συμβολομετρική τεχνική που χρησιμοποιεί το κοντινό υπέρυθρο φως. Εδώ η οπτική δέσμη φωτός που κατευθύνεται προς τον ιστό έχει ως αποτέλεσμα τη σκέδαση του φωτός, αλλά μία μικρή ποσότητα του φωτός ανακλάται. Το σκεδαζόμενο φως δε συμβάλλει στην εικόνα αλλά αντίθετα συμβάλλει στην ανάκλαση. Το συμβολόμετρο χρησιμοποιεί την αρχή της υπέρθεσης για το συνδυασμό ξεχωριστών συνεκτικών κυμάτων φωτός μεταξύ τους έτσι ώστε ο συνδυασμός τους να έχει εποικοδομητική ή καταστροφική παρέμβαση στη διάκριση του διάσπαρτου φωτός από το ανακλώμενο φως. Το OCT συλλαμβάνει μικρομετρική ανάλυση, τρισδιάστατες εικόνες από την οπτική σκέδαση των μέσων. Η χρήση του σχετικά μεγάλου μήκους κύματος του φωτός επιτρέπει τη βαθύτερη διείσδυση εντός του δείγματος από το ομοεστιακό μικροσκόπιο (1-2mm από την επιφάνεια). Παρέχει καλύτερη ανάλυση από άλλες μορφές απεικόνισης όπως η μαγνητική τομογραφία και το υπερηχογράφημα. (ByeLetal, 2013)

Σάρωση πολωμέτρησης με λέιζερ: Η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί πολωμένο φως για τη μέτρηση του πάχους του στρώματος ιών του αμφιβληστροειδούς νεύρου. Ένα ομοεστιακό οφθαλμοσκοπικό λέιζερ σάρωσης (CSLO) που χρησιμοποιεί συνεστιακή απεικόνιση, προβάλλει ένα σημείο πολωμένου φωτός εντός του οφθαλμού. Καθώς το φως διαπερνά τον ιστό επιβραδύνει και αλλάζει. Η αλλαγή που προκαλείται από τον κερατοειδή είναι αλληλοσυμπληρώμενη. Οι ανιχνευτές φωτός ανιχνεύουν αυτή την

αλλαγή και τη μετατρέπουν σε μονάδες πάχους. Ένα παράδειγμα ενός μέσου που χρησιμοποιεί πολωμέτρηση λέιζερ σάρωσης είναι το GDx αναλυτής νευρικών ινών (LaserDiagnostic Technologies Inc.), το οποίο χρησιμοποιείται κλινικά για να μετρηθεί το πάχος της στρώσης των νευρικών ινών, η οποία είναι η πρώτη δομή που πρέπει να καταστραφεί σε περιπτώσεις γλαυκώματος. (ByeLetal, 2013)

Η πρόωμη και η αξιόπιστη διάγνωση στην οφθαλμολογία συνήθως εξαρτάται από την αναγνώριση των λεπτών αλλαγών των φυσιολογικών δομών. Οι λειτουργικές συνέπειες λόγω τέτοιων παθολογικών αλλοιώσεων αποτελούν τη μόνη πτυχή ανησυχίας για τον ασθενή. Ωστόσο, οι οφθαλμίατροι πρέπει να ερευνήσουν τα αναπαραγωγικά μορφολογικά κριτήρια που κρίνονται απαραίτητα για την υγεία και τη νόσο. Οι κλινικο-παθολογικές συσχετίσεις, συμπεριλαμβανομένων της βιομικροσκόπησης και της βιοκυτολογίας υπήρξαν μία πολύ ικανοποιητική προσέγγιση για τη βελτίωση των ορισμών φαινότυπων. Το φάσμα των μεθόδων κυμαίνονται από αγγειογραφία και μακροσκοπική παρατήρηση ίννινο με εικόνες που λαμβάνονται από σταθερό και κεχρωματισμένο ιστό στο εργαστήριο με τη χρήση τυποποιημένου φωτός και ηλεκτρονικής μικροσκοπίας, αλλά πλέον και με προσεγγίσεις εντόπισης μοριακής βιολογίας. Επιπλέον σε αυτές τις καθιερωμένες μεθόδους, βελτιώσεις υψηλής ανάλυσης ίννινο όπως υπέρηχος βιομικροσκοπίας (USB) και οπτική συνεκτική τομογραφία (OCT) καθώς και αξονική τομογραφία, τομογραφία ποζιτρονίων και άλλες τεχνικές ενισχύουν την ευαισθησία της ανίχνευσης δομικών μεταβολών. (GuthoffRFetal, 2006)

Η ανάπτυξη του ίννινο ομοεστιακού μικροσκοπίου λέιζερ σάρωσης στα τέλη της δεκαετίας του 1980 επέτρεψε την ακριβή τρισδιάστατη απεικόνιση των μικροδομών του οφθαλμικού βυθού ειδικότερα της κεφαλής του οπτικού νεύρου και του περιθηλαίου αμφιβληστροειδή. Η σύγχρονη ψηφιακή επεξεργασία εικόνας επιτρέπει να συλλέγονται ποσοτικά δεδομένα μη επεμβατικά, γρήγορα και με χαμηλό επίπεδο φωτισμού. Η ακρίβεια της οφθαλμοσκόπησης με λέιζερ βασίζεται στην αρχή ότι μία πηγή φωτός εστιάζεται μέσω ενός διαφράγματος σε ένα αντικείμενο. (Guthoff RF et al, 2006)



Εικόνα 13: Αρχή λειτουργίας ομοεστιακού μικροσκοπίου λέιζερ σάρωσης (GuthoffRFetal, 2006)

Η οφθαλμοσκόπηση με συνεστιακό λέιζερ απεικόνισης είναι μια μη επεμβατική τεχνική απεικόνισης για την απόκτηση υψηλής ανάλυσης οπτικών εικόνων και την αξιολόγηση της τοπογραφίας των οφθαλμικών δομών. Αυτό το ομοεστιακό οπτικό σύστημα παρέχει ένα περίγραμμα χαρτογράφησης της επιθυμητής δομής σε μία διαδικασία γνωστή ως «οπτική τομή». Το σύστημα έχει ως στόχο την ανίχνευση του φωτός που αντανακλάται από ένα πολύ λεπτό οπτικό επίπεδο, το εστιακό επίπεδο. Μία σειρά από εστιακά επίπεδα ή απεικονίσεις μπορεί να καταγράφονται και να συνδυάζονται για τη δημιουργία μίας τρισδιάστατης απεικόνισης.

Στην οφθαλμολογία χρησιμοποιείται σε ύποπτες ασθένειες των οπτικών νεύρων συμπεριλαμβανομένου του γλαυκώματος, ύποπτες αυξήσεις του βυθού όπως οίδημα της

ωχράς κηλίδας και του χοριοειδούς σπίλου. Για τη χρήση του συνεστιακού λέιζερ απεικόνισης απαιτείται η ικανότητα του ασθενούς να μπορεί να καθηλώσει το βλέμμα για αρκετή ώρα και θα πρέπει να υπάρχει σχετική ενημέρωση από τον ιατρό. Επίσης επειδή η χρήση του αφορά την παροχή συγκριτικών στοιχείων με επόμενες δοκιμασίες, ο ασθενής θα πρέπει να γνωρίζει ότι χρειάζεται ακριβή ευθυγράμμιση στο ίδιο εστιακό επίπεδο για την επίτευξη χρήσιμων πληροφοριών. (GerstenblithA&RabinowitzM, 2012)

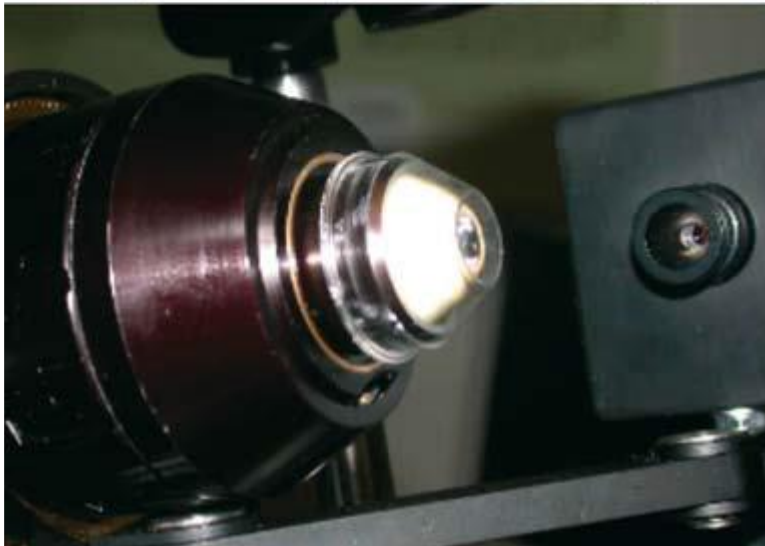
Laser scanningimaging

Ως εναλλακτική λύση του συνεστιακού μικροσκοπίου σάρωσης, αναπτύχθηκε ένα ομοεστιακό μικροσκόπιο σάρωσης για το πρόσθιο τμήμα του οφθαλμού στην Οφθαλμολογική Κλινική Rostock της Γερμανίας με βάση το ήδη εμπορικά διαθέσιμο σύστημα σάρωσης με λέιζερ. Όχι μόνο λόγω της συμπαγούς της κατασκευής, το Heidelberg Retina TomographII (HRTII, HeidelbergEngineeringGermany) επιλέχθηκε ως βασική συσκευή ψηφιακού συνεστιακού μικροσκοπίου σάρωσης με λέιζερ του κερατοειδούς. Στη οφθαλμοσκοπική σάρωση με λέιζερ του οπίσθιου τμήματος, τα οπτικά διάθλασης του μέσου του οφθαλμού αποτελούν μέρος του συστήματος οπτικής απεικόνισης. (GuthoffRFetal, 2006)

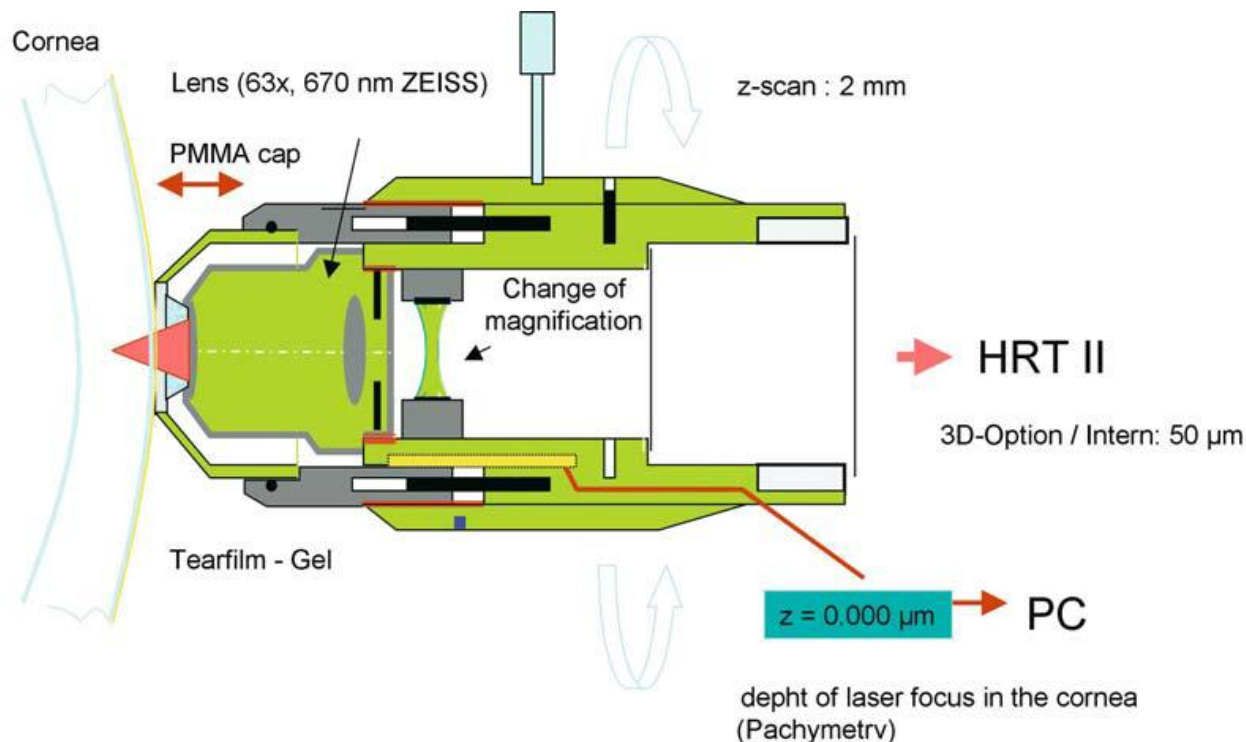
Η κίνηση του συνεστιακού επιπέδου απεικόνισης στο εσωτερικό του κερατοειδούς μπορεί να επιτευχθεί χειροκίνητα στο φακό του μικροσκοπίου ή με τη χρήση της αυτόματης εσωτερικής λειτουργίας z-scan του HRTII. Η τομογραφία σάρωσης με λέιζερ είναι εφικτή στο πρόσθιο τμήμα του οφθαλμού. Αυτή η τεχνική επιτρέπει την ταχεία και αξιόπιστη απεικόνιση και αξιολόγηση όλων των μικροδομών του κερατοειδή, συμπεριλαμβανομένων του επιθηλίου, των νεύρων και των κερατινοκυττάρων, καθώς και του ενδοθηλίου και του επιεφυκότα του βολβού. Για πρώτη φορά τα δενδριτικά κύτταρα (ή Langerhans) μπορούν να απεικονιστούν in vivo με ποιότητα που επιτρέπει την ποσοτικοποίηση. (GuthoffRFetal, 2006)

Αρχικά οποιαδήποτε επιφάνεια σώματος που μπορεί να προσεγγιστεί από το σύστημα του φακού είναι κατάλληλη για εξέταση, με αποτέλεσμα να υπάρχουν πολλές πιθανές εφαρμογές εκτός της ειδικότητας της οφθαλμολογίας. Οι αρχικές λειτουργίες του βασικού HRTII για την αξιολόγηση της κεφαλής του οπτικού νεύρου στο γλαύκωμα διατηρούνται πλήρως, όταν το σύστημα τροποποιείται σε συνεστιακό μικροσκόπιο λέιζερ. Συγκεκριμένο λογισμικό προσαρμόστηκε στις ειδικές απαιτήσεις της μικροσκοπίας σάρωσης του κερατοειδούς. Το λογισμικό αυτό επιτρέπει την απόκτηση επιμέρους απεικόνισης, ακολουθία των εικόνων και εικόνες με εσωτερικό zscan απόστασης περίπου των 80μm. (GuthoffRFetal, 2006)

Οι ψηφιακές ιδιότητες της συσκευής προσφέρουν καλή διαχείριση του ασθενή και καλή διαχείριση των δεδομένων και επίσης επιτρέπουν ταχεία πρόσβαση στα δεδομένα προηγούμενων εξετάσεων. Το HRTII έχει τροποποιηθεί σε ένα σύστημα γνωστό ως Rostock Cornea Module. (Guthoff RF et al, 2006)



Εικόνα 14: Rostock Cornea Module (Guthoff RF et al, 2006)



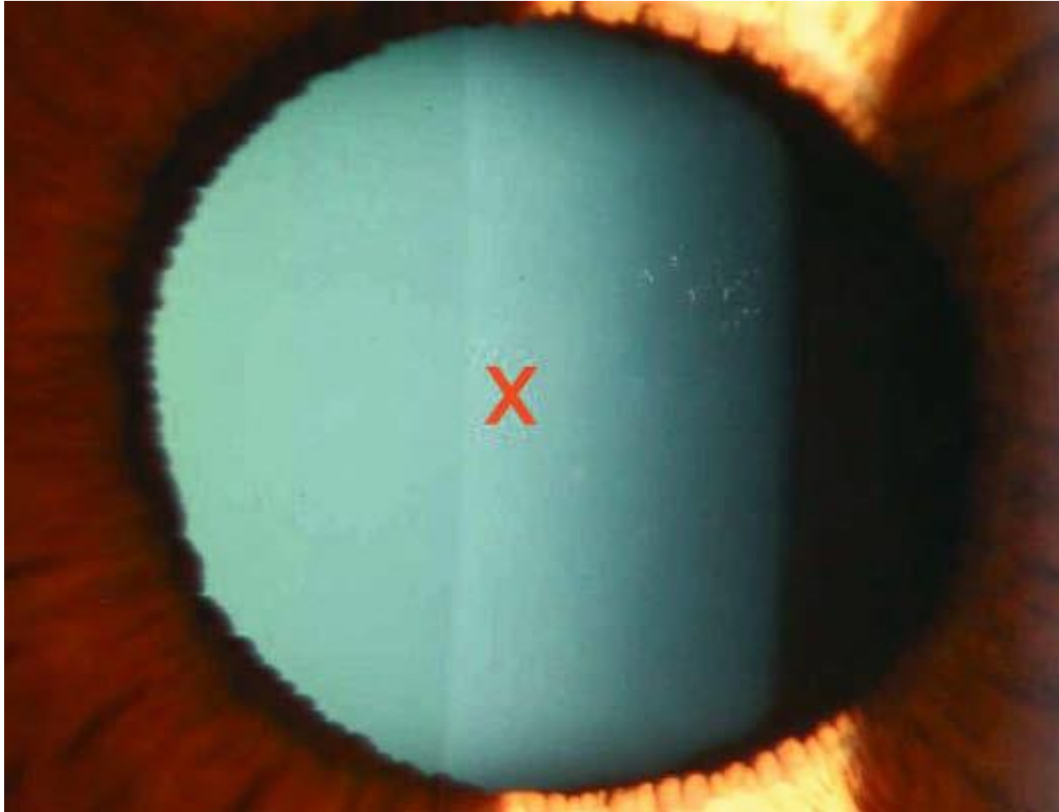
Εικόνα 15: Rostock Cornea Module (Guthoff RF et al, 2006)

Το ομοεστιακό μικροσκόπιο με λέιζερ προσπαθεί να καταχωρήσει την ανακλώμενη δέσμη λέιζερ και την εγγενή δέσμη μικροσκοπίου και το μικροσκόπιο φθορισμού διατηρείται σε χαμηλό επίπεδο, ακόμη και σε δείγματα βαθύτερων ιστών. Κατά κανόνα, οι στόχοι αυτοί είναι οι βαθύτεροι ιστοί. (GuthoffRFetal, 2006)

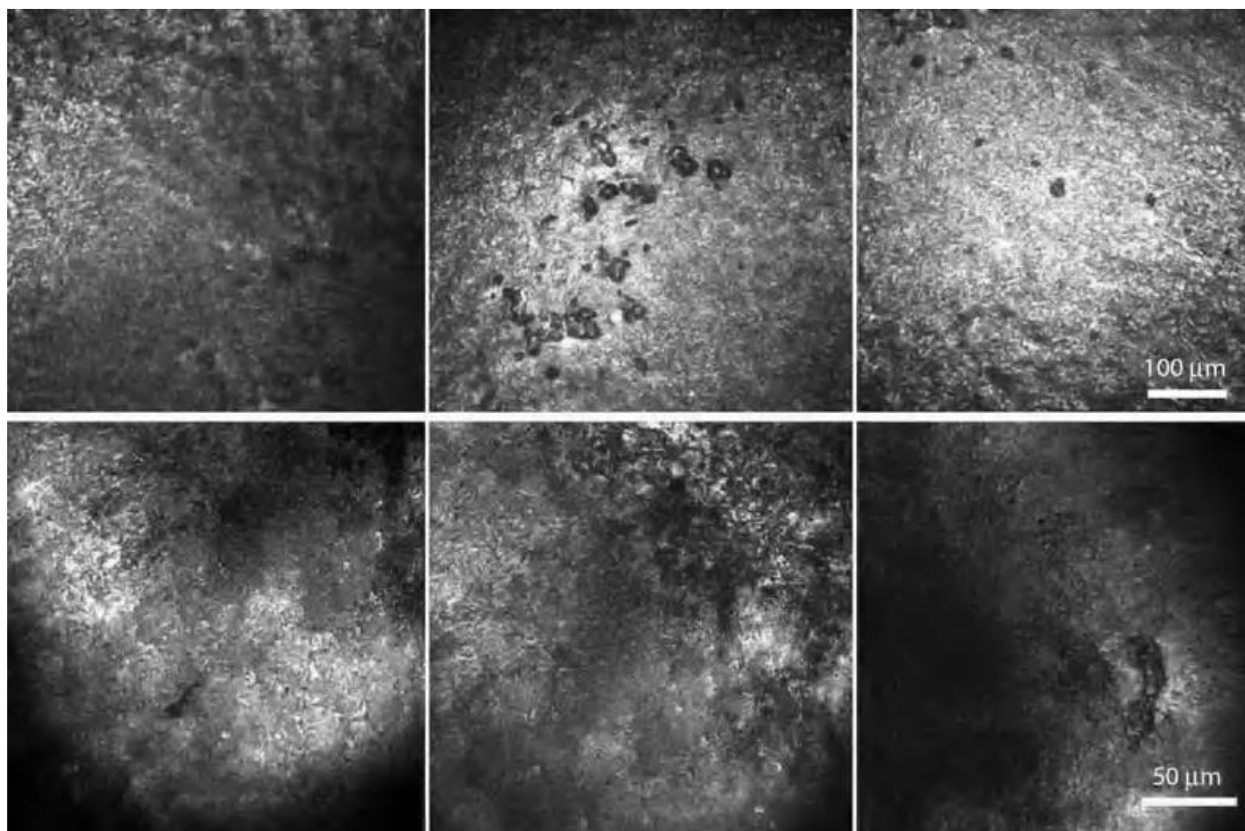
Ανέπαφο λέιζερ ομοεστιακής σάρωσης μικροσκόπιο

Το ανέπαφο λέιζερ ομοεστιακής σάρωσης μικροσκόπιο προσφέρει το πλεονέκτημα της ανέπαφης απεικόνισης του δακρυϊκού φιλμ και επίσης των οπίσθιων δομών του κερατοειδούς, όπως των κερατινοκυττάρων και του ενδοθηλίου. Αυτό αποκτά ιδιαίτερη σημασία στην κυτταρική εκτίμηση της επιφανειακής επούλωσης τραύματος. Για ανέπαφα μικροσκόπια με HRTII-RCM, ο στόχος εμβύθισης με το κάλυμμα επαφής

αφαιρείται και αντικαθίσταται με μακρά σε μήκος εστιακά ξηρούς στόχους. (Guthoff RF et al, 2006)



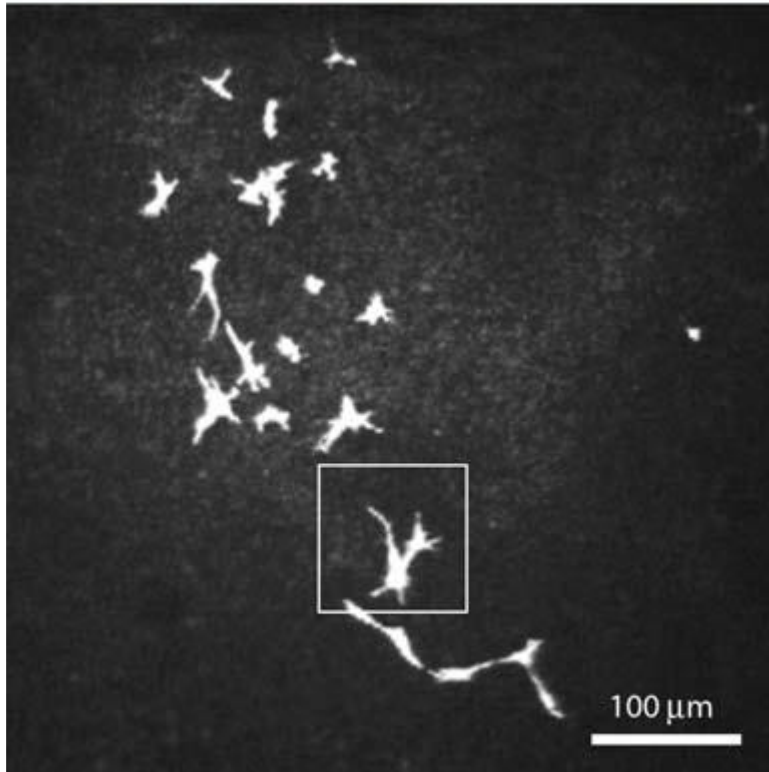
Εικόνα 16: Ανέπαφο μικροσκόπιο του φυσικού φακού του οφθαλμού με σχισμοειδή λυχνία (GuthoffRFetal, 2006)



Εικόνα 17: Ατέλειες του επιθηλίου επί του πρόσθιου καυτικού σάκου και δομές ιστών στον οπίσθιο καυτικό σάκο (GuthoffRFetal, 2006)

Ο ξηρός μικροσκοπικός φακός Nikon ¥50, 0.45 CF Plan, SLWD (17 mm) σε συνδυασμό με το RCM και HRTII έχει αποδειχθεί ότι είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικός για την οπτικοποίηση των δομών του κερατοειδούς. Για την απεικόνιση των ενδοφθάλμιων δομών, συνίσταται η χρήση του Nikon ¥20, 0.35 Plan, ELWD (14 mm) ή Nikon ¥10, 0.21 LPlan, SLWD (17 mm) επειδή η διάθλαση του κερατοειδούς παράγει επιπλέον μεγέθυνση. Είναι αναγκαίο να μειωθεί η ισχύς του λέιζερ κατά την απεικόνιση της δακρυϊκής μεμβράνης λόγω της υψηλής ανακλαστικότητας που προκαλεί υπερδιαμόρφωση της ενίσχυσης της εικόνας του HRTII. Επειδή η τρέχουσα τεχνική κατάσταση του HRTII δεν το επιτρέπει αυτό και μία τροποποίηση του λογισμικού

κρίθηκε ανεπιτυχής, η χρήση ενός αποσπώμενου ουδέτερου φίλτρου γυαλιού σε ξηρό στόχο αποδεικνύεται ιδιαίτερα αποτελεσματική. (Guthoff RF et al, 2006)



Εικόνα 18: Ομοεστιακό μικροσκόπιο σάρωσης λέιζερ (GuthoffRFetal, 2006)

Η απεικόνιση του βυθού του οφθαλμού θέτει δύο σημαντικές τεχνικές προκλήσεις. Καταρχήν, είναι απαραίτητο και για τις δύο δέσμες φωτισμού προσπίπτουσα και ανακλώμενη να περάσουν μέσω του ίδιου ανοίγματος, στην ίριδα. Σε μερικά κοινά όργανα που χρησιμοποιούνται αυτό οδηγεί στη χρήση των επιπέδων φωτισμού κοντά στο μέγιστο ανεκτό του ασθενή. Δεύτερον, προκειμένου να απεικονιστούν οι διαφορετικές δομές που υπάρχουν στα διάφορα στρώματα του βυθού είναι απαραίτητο να παρουσιάσουμε τομογραφικές εικόνες.

Το οφθαλμοσκόπιο απεικόνισης με λέιζερ δίνει μια απάντηση σε αυτά τα συγκεκριμένα προβλήματα. Κατά την σάρωση του βυθού με μια στενή δέσμη λέιζερ, η μεγαλύτερη επιφάνεια της περιοχής της ίριδας είναι κατόπιν αυτού διαθέσιμη για το ανακλώμενο φως και έτσι η ένταση της δέσμης φωτός μπορεί να κρατηθεί σε χαμηλά επίπεδα, κάνοντας τη μέθοδο αυτή περισσότερο αποδεκτή στους ασθενείς. (BlumenthalEetal, 2000)

Η χρήση της ομοεστιακής απεικόνισης επιτρέπει την λήψη τρισδιάστατων εικόνων. Το ομοεστιακό σύστημα κινεί μια φωτεινή κηλίδα πάνω στο αντικείμενο εξέτασης και ένας ανιχνευτής κινείται ταυτόχρονα πάνω την εικόνα. Στο ομοεστιακό οφθαλμοσκόπιο με λέιζερ αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας την οπτική πηγή για απεικόνιση. Τα κοινά οπτικά στοιχεία είναι όλα καθρέφτες (είτε επίπεδοι, είτε σφαιρικοί) και οι σαρωτές τοποθετούνται έτσι ώστε να αντισταθμίζουν τον αστιγματισμό λόγω της κλίσης των καθρεφτών. Το διάφραγμα της πηγής δέσμης κατά την οριζόντια σάρωση είναι μικρό. Το ανακλώμενο φως (που επιστρέφει) από τον οφθαλμό είναι επεξεργασμένο από τα ίδια στοιχεία, αλλά τώρα οι έδρες του πολυγωνικού καθρέπτη είναι πλήρως καλυμμένες. Ένας στερεάς κατάστασης ανιχνευτής μπορεί να είναι είτε στο κοριαίο επίπεδο (στην κόρη του οφθαλμού), είτε στο συζευγμένο επίπεδο του αμφιβληστροειδή της δέσμης αποσάρωσης και να έχει την ιδιαισοδύναμη έξοδο (ρυθμοαπόδοση). Η χρησιμοποιούμενη 1mm φωτοδίοδος στο κοριαίο επίπεδο (στο επίπεδο κόρης) ακολουθείται από εναλλασσόμενα διαφράγματα για μία εικόνα στο επίπεδο του αμφιβληστροειδή. Όχι μόνο μπορούμε να απορρίψουμε το σκεδαζόμενο φως σε έναν ασυνήθιστο βαθμό για την εξέταση του αμφιβληστροειδή, αλλά μπορούμε να επιλέξουμε μεταξύ της άμεσης και της σκεδαζόμενης συνιστώσας από το ανακλώμενο φως (που επιστρέφει) από τον οφθαλμό. Μία (από τις πολλές) εφαρμογές είναι ότι το οφθαλμοσκόπιο αυτό δίνει καθαρές και ολοκληρωμένες εικόνες του αμφιβληστροειδή από πηγή φωτός He-Ne χωρίς την διαστολή της κόρης. (ZinserGetal, 1989)

Από το πρώτο ορόσημο των απεικονίσεων μικροσκοπίας φωτονίου το 1990, έχει εξελιχθεί ένα ευρύ φάσμα μη γραμμικών μεθόδων απεικόνισης που χρησιμοποιούν υπερταχεία λέιζερ, συμπεριλαμβανομένων της τριπλού φωτονίου διέγερσης φθορισμού,

της δεύτερης και τρίτης αρμονικής γενιάς (THG), της συνεκτικής φασματοσκοπίας anti-StokesRaman (CARS) και άλλων τύπων μη γραμμικού οπτικού αποτελέσματος. Τα δύο πλεονεκτήματα της πολυφωτονικής μικροσκοπίας είναι η εγγενή ικανότητα που παρέχει για υψηλής ανάλυσης τρισδιάστατης απεικόνιση σε σημαντικά βάθη και η ελάχιστη βλάβη σε ζωντανό ιστό. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Το ομοεστιακό οφθαλμοσκόπιο απεικόνισης με λέιζερ (cSLO) έχει ασυνήθιστα υψηλή αντίθεση σε σχέση με προηγούμενα όργανα, ανεξάρτητα από το μήκος κύματος της φωτεινής πηγής. Αυτό μπορεί να γίνει καλύτερα κατανοητό αν καταλάβουμε τις λεπτομέρειες που το καθιστούν μια ξεχωριστή συσκευή. Ο όρος ομοεστιακός σημαίνει ότι η ανίχνευση πραγματοποιείται από ένα εστιακό σημείο που είναι πάντα συζευγμένο με την εστίαση του κινητού σημείου φωτισμού στον αμφιβληστροειδή. Όταν η συνθήκη αυτή δεν ικανοποιείται, η κοριαία σύζευξη (η συνένωση των σημείων της κόρης) συχνά καταλαμβάνεται σαν ένα στάσιμο πεδίο στο ανιχνευτή. Το SLO μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τρεις διαφορετικούς τρόπους απεικόνισης: άμεσο ή μη-ομοεστιακό, ομοεστιακό και έμμεσο (επίσης γνωστό ως σκοτεινό πεδίο Tyndall, ή σκέδαση). Ο τρόπος λειτουργίας εξαρτάται βασικά από το μέγεθος και η θέση του ομοεστιακού ανοίγματος. (BlumenthalEetal, 2000)

Μέχρι πρόσφατα, ωστόσο, οι περισσότερες πολυφωτονικές απεικονίσεις έχουν ληφθεί κοντά στην επιφάνεια του δείγματος με ένα τυπικό βάθος μικρότερο των 500μm. Αλλά ποικίλα ερωτήματα στον τομέα της εμβρυϊκής μορφογένεσης, της νευροβιολογίας και της αγγειογένεσης μπορεί να απαντηθούν μόνο μέσω δειγματοληψίας εν τω βάθει ζώντων δειγμάτων ιστών, βαθύτερα ακόμα και για ένα χιλιοστό. Αυτή η δυνατότητα απαιτεί εργαλεία διύλισης διέγερσης πολυφωτονικών (MPE).(ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Ένα στοχοθετημένο χαμηλής έντασης λέιζερ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση του βυθού του οφθαλμού, με τη χρήση του ανακλώμενου φωτός που έχει αποκωδικοποιηθεί με τον ίδιο τρόπο όπως των τηλεοπτικών συστημάτων. Παρέχεται

απεικόνιση του αμφιβληστροειδή και μπορεί να μετρηθεί το βάθος του οπτικού κυπέλλου και το πάχος του στρώματος των νευρικών ινών του αμφιβληστροειδούς. (CromptonC, 2001)

Καθώς οι τεχνικές MPE χρησιμοποιούνται σε βαθύτερους ιστούς, ο λόγος του σήματος προς το θόρυβο επιδεινώνεται. Αυτό προκαλείται εν μέρει από τη σκέδαση και απορρόφηση του φωτός του λέιζερ, αλλά περισσότερο οφείλεται στη σκέδαση και απορρόφηση του ασθενούς σήματος της επιστροφής του φωτός που διαμορφώνει την απεικόνιση. Σε ότι αφορά το λέιζερ, υπάρχουν τρεις τρόποι για να ενισχυθεί το σήμα και να δημιουργηθούν φωτεινότερες εικόνες σε βαθύτερα δείγματα: με τη χρήση μεγαλύτερης ισχύος, συντομότερων παλμών και/ή μεγαλύτερου μήκους κύματος διέγερσης. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Εξ ορισμού όλες οι πολυφωτονικές τεχνικές παρουσιάζουν υψηλή τάση εξάρτησης από την ανώτερη ισχύ του λέιζερ. Η υψηλότερη μέση ισχύ και η χαμηλότερη ισχύ των παλμών του λέιζερ μεταφράζεται άμεσα σε υψηλότερης τάσης δυνάμεις. Η χρήση μεγαλύτερων μηκών κύματος διέγερσης μειώνει τόσο τη διασπορά όσο και την απορρόφηση από το δείγμα, οι οποίες είναι οι κύριες αιτίες της απώλειας σήματος σε βαθύτερους ιστούς. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Το Ti:sapphire έχει αποδειχθεί ότι είναι το υλικό το οποίο επιτρέπει τη δημιουργία φιλικών στο χρήστη λέιζερ, συμπεριλαμβανομένου και του MPE λέιζερ. Ωστόσο σε σύγκριση με κάποια άλλα λέιζερ κρυστάλλου, το Ti:sapphire αποδεικνύεται ως ένα υλικό χαμηλής απολαβής. Ο μόνος τρόπος για να αυξηθεί η έξοδος ενός Ti:sapphire λέιζερ είναι να αυξηθεί η ισχύς της αντλίας. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Υπάρχουν δύο τρόποι για να δοθούν συντομότεροι παλμοί στο δείγμα. Η απλούστερη μέθοδος είναι ο συνδυασμός της εξόδου του λέιζερ στα χαρακτηριστικά ταχύτητας-διασποράς (GVD) του μικροσκοπίου. Αν ο αρχικός παλμός του λέιζερ είναι πολύ μεγάλος, θα παρουσιάζεται πολύ μεγάλος επίσης και στο δείγμα ακόμη αν δεν υφίσταται περισσότερο GVD στο οπτικό μικροσκόπιο. Αν ο αρχικός παλμός είναι πολύ σύντομος,

θα υποστεί σημαντική μείωση της ποσότητας GVD στο μικροσκόπιο. Επομένως, υπάρχει μία βέλτιστη διάρκεια του παλμού εισόδου, η οποία θα πρέπει να χρησιμοποιείται για να παράγει τα βέλτιστα αποτελέσματα. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Τα λέιζερ Coherent's Chameleon παράγουν ένα εύρος παλμού εξόδου περίπου στα 140fs που ταιριάζει με τα χαρακτηριστικά GVD των εμπορικών μικροσκοπίων και καταλήγει σε ένα εύρος παλμών της τάξης των 200fs. Για ακόμα μικρότερους παλμούς, ωστόσο, ένα εξάρτημα προσθέτει ένα ρυθμιζόμενο ποσό αρνητικών GVD που μπορεί να ρυθμιστεί στην πραγματικότητα από το χρήστη. Αυτό επιτρέπει παλμούς της τάξης των 150fs στο προς εστίαση δείγμα. Η επίτευξη μεγαλύτερου φάσματος μήκους κύματος ποικίλει στο ρυθμιζόμενο Ti:sapphire λέιζερ που απαιτεί μία διττή προσέγγιση: την αύξηση της οπτικής απεικόνισης και τη μείωση της απώλειας της κοιλότητας. Η καμπύλη κέρδους του Ti:sapphire λέιζερ υπολογίζεται περισσότερο από 1000nm, περιορίζοντας πολλά εμπορικά λέιζερ σε όριο μεγάλου μήκους κύματος γύρω στα 1040nm. Το κέρδος του μεγάλου μήκους κύματος του Ti:sapphire λέιζερ μπορεί να αυξηθεί με τη χρήση υψηλότερης ισχύος αντλίας έως 18W. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Υπάρχει αυξανόμενο ενδιαφέρον για τη χρήση του μικροσκοπίου σε ότι αφορά την εξέταση της δομής και της λειτουργίας χωρίς την καταφυγή στη χρήση λεκέδων, φθοροφόρων και φθορίζουσων πρωτεϊνών. Η φασματοσκοπία Coherent anti-Stokes Raman (CARS) είναι ένα εργαλείο που έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να καλύψει αυτή την ανάγκη. Αρχικά αποδείχθηκε από τους SunnyXie και συνεργάτες στο Πανεπιστήμιο του Χάρβαρντ, ότι η απεικόνιση CARS βασίζεται στη λεγόμενη τεχνική ανάμιξης τεσσάρων κυμάτων με τη χρήση λέιζερ δύο μηκών κύματος. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Ένας παλμός αντλίας σε συνδυασμό με παλμό Stokes διεγείρει το μόριο σε μία δονητική κατάσταση που διερευνάται από τον παλμό της αντλίας να παράγει σήμα CARS σε συχνότητα anti-Stokes. Σε συμβατική απεικόνιση CARS η διαφορά συχνότητας μεταξύ

της σταθερής αντλίας και του ρυθμιζόμενου Stokes παλμού ανά picosecond είναι συντονισμένη να διεγείρει ένα ενιαίο μοριακό Raman χαρακτηριστικό φάσματος συντονισμού ενός ειδικού χημικού ενδιαφέροντος. (ArrigoniM&ArmstrongD, 2008)

Η φασματοσκοπία Raman εξετάζει τη σκέδαση της προσπίπτουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από τα μόρια. Η Raman και η IR φασματοσκοπία δίνουν πολύτιμες πληροφορίες για τη δομή και το σχήμα των μορίων. Τα τελευταία χρόνια καταβάλλεται ιδιαίτερη προσπάθεια να αναδειχθεί ως μη επεμβατική μέθοδος ανάλυσης.

Επίλογος

Τα τελευταία χρόνια, η τεχνολογία του λέιζερ έχει σημειώσει μεγάλη πρόοδο και πολλές εφαρμογές του καθίστανται απαραίτητες στην καθημερινή ζωή. Ωστόσο αυτή η τεχνολογία εξακολουθεί να είναι ανοικτή σε πολλές εξελίξεις. Έναντι πολλών εφαρμογών, θα πρέπει να δοθεί έμφαση στις διαφορετικές και διαθέσιμες χρήσεις του στον τομέα της ιατρικής, για τη διάγνωση και τις προσαρμοσμένες θεραπείες, και ιδιαίτερα στην ειδικότητα της οφθαλμολογίας.

Για την επιστήμη της ιατρικής, η ενέργεια που παρέχεται από το λέιζερ, του οποίου η ένταση μπορεί να ρυθμιστεί, μπορεί να πραγματοποιήσει εκτομή, καυτηρίαση, τροποποίηση της κυτταρικής ή εξωκυτταρικής δομής του βιολογικού ιστού. Επίσης η χρήση του λέιζερ μειώνει τον κίνδυνο επιμόλυνσης και προωθεί την ταχύτερη επούλωση. Έχει ενσωματωθεί σε χειρουργικές επεμβάσεις για καλύτερη εστίαση και πιο ακριβή εκτομή, όμως δεν είναι άνευ κινδύνων, όπως για παράδειγμα κατά την περίοδο της κύησης ή σε συνδυασμό με φωτοευαισθητοποιητικές φαρμακευτικές ουσίες.



Βιβλιογραφικές αναφορές

Ξενόγλωσσες βιβλιογραφικές αναφορές

AAO, (2010) American Academy of Ophthalmology, Primary Open-Angle Glaucoma Preferred Practice Patterns, October 2010

Arrigoni M & Armstrong D, (2008) Ultrafast lasers advance deep-tissue imaging, Biooptics World, March 2008

Bye L et al, (2013) Basic sciences for ophthalmology, Oxford University Press, ISBN 978-0-19-958499-4

Blumenthal EZ, Williams JM, Weinreb RN, Girkin CA, Berry CC, Zangwill LM. Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements by use of optical coherence tomography. Ophthalmology 2000;107:2278–2282

Crompton C, (2001) Lasers in ophthalmology and the military, ADF Health 2001;2:85-88

Gerstenblith A & Rabinowitz M, (2012) The Wills eye manual, office and emergency room diagnosis and treatment of eye disease, Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 13: 978-1-4511-0938-2

GoldmanL, (1990) The history and development of the medical laser, New York: Springer-Verlang

Guthoff RF et al, (2006) Atlas of confocal laser scanning in vivo microscopy in ophthalmology – Principles and applications in diagnostic and therapeutic ophthalmology, Springer, ISBN-10 3-540-32705-3

Quigley HA & Broman AT, (2006) The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020, *Br J Ophthalmol*, 2006;90:262-7

Hitzenberger C, (1991) Optical measurement of the axial eye length by laser Doppler interferometry, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 32, No. 3, March 1991

Jalali S, (2004) Principles of laser treatment and how to get good outcomes in a patient with diabetic retinopathy, *JK Science*, Vol 6, No 1, January-March, 2004

ICO, (2014) Guidelines for diabetic eye care, International Council of Ophthalmology, February 2014

Legres L, et al, (2014) The laser technology: New trends in biology and medicine, *Journal of Modern Physics*, 5, 267-279. <http://dx.doi.org/10.4236/jmp.2014.55037>

Moo-Young G, (1985) Lasers in ophthalmology, *High-tech medicine*, *West J Med* Dec;143:745-750

OMIC, (2008) Is LASIK for me? A patient's guide to refractive surgery, American Academy of Ophthalmology, October 2008

RCO, (2011) A patient's guide to excimer laser refractive surgery, The Royal College of Ophthalmologists, July 2011

WHO, (2011), Laser Ophthalmic, Core medical equipment information, GMDN codes and device names

Zdybel M et al, (2012) Advances in ophthalmology, INTECH open science, ISBN 978-953-51-0248-9

Zinser G, Wijnaendts-van-Resandt RW, Dreher AW, et al. Confocal laser tomographic scanning of the eye. *Proc SPIE* 1989;1161:337–344.

Ελληνόγλωσσες βιβλιογραφικές αναφορές

Δημητράκος Σ & Οικονομίδης Π, (2013) Διαγνωστικές και θεραπευτικές προσεγγίσεις στην οφθαλμολογία, Θεσσαλονίκη 2013

Θεοδοσιάδης Γ, (1996) Επίτομη Οφθαλμολογία 2^η έκδοση, Ιατρικές εκδόσεις Λίτσα, Αθήνα

Ξανθοπούλου Ε και συν, (2013) Ανατομία και φυσιολογία του κερατοειδούς χιτώνα του οφθαλμού, Panoptis Vol 25, issue 1, June 2013

Διαδικτυακές αναφορές

glaucoma.org, Understandingandlivingwithglaucoma, προσπελάστηκε Αύγουστος 2016

lasikmd.com, lasikmdvision, προσπελάστηκε Αύγουστος 2016

Peng Q., Juzeniene A., Chen J., et al. (2008). Lasers in medicine. *Rep. Prog. Phys.* 71, 056701 (28pp), Online at stacks.iop.org/RoPP/71/056701.

Wikipedia.org, λήμμα λέιζερ, προσπελάστηκε Αύγουστος 2016