



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**

**ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ
ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

ΕΚΕΦΕ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ»

**ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΝΑΝΟΕΠΙΣΤΗΜΗΣ
ΚΑΙ ΝΑΝΟΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ**

**ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΠΥΡΗΝΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΣΩΜΑΤΙΔΙΑΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ**



Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών

**«Μαθηματική Προτυποποίηση σε Σύγχρονες Τεχνολογίες και
στα Χρηματοοικονομικά»**

Προτυποποίηση των Επιδράσεων των Lasers στην Οφθαλμολογία

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του Χαλλουμή Κωνσταντίνου

Επιβλέπων: Γλύτσης Ηλίας

Αθήνα 2017



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΔΠΜΣ «Φυσικές και Τεχνολογικές Εφαρμογές»

ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

**Διπλωματική ΔΠΜΣ Μαθηματική Προτυποποίηση σε
Σύγχρονες Τεχνολογίες και στα Χρηματοοικονομικά**

**“ Προτυποποίηση των Επιδράσεων των Lasers στην
Οφθαλμολογία ”**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΤΟΥ
Χαλλουμή Κωνσταντίνου**

**Επιβλέπων Καθηγητής:
Γλύτσης Ηλίας**

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή την.....

**Γλύτσης
Ηλίας
Καθηγητής ΗΜΜΥ
(Υπογραφή)**

.....

**Ματσόπουλος
Γεώργιος
Αν. Καθηγητής ΗΜΜΥ
(Υπογραφή)**

.....

**Σεραφεινίδης
Αλέξανδρος
Καθηγητής ΣΕΜΦΕ
(Υπογραφή)**

.....

Αθήνα © Φεβρουάριος 2017

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο κατά το ακαδημαϊκό έτος 2016-2017. Θα ήθελα να ευχαριστήσω πρώτα τον καθηγητή μου Γλύτση Ηλία για τη σημαντική καθοδήγηση του σε αυτήν την εργασία, όπως και τους καθηγητές Σεραφετινίδη Αλέξανδρο και Ματσόπουλο Γεώργιο για τη συνεισφορά τους στην τελική διαμόρφωση της διπλωματικής. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή Σταυρακάκη Νικόλαο ως συντονιστή για την αριότητα του προγράμματος. Σημαντική ήταν επίσης η βοήθεια από όλα τα μέλη ΔΕΠ του τομέα μαθηματικών καθώς και όλων των συμμετεχόντων στο πρόγραμμα.

Περίληψη

Στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία παρουσιάστηκαν στοιχεία από τη λειτουργία των lasers και τη χρησιμοποίησή τους στην οφθαλμολογία. Ακολούθως, έγινε προτυποποίηση των επιδράσεων της αποτυχίας των lasers στις επεμβάσεις ανά κατηγορία ασθeneίας με εξέταση των ζητημάτων σοβαρής αποτυχίας, και μερικής αποτυχίας. Παράλληλα συμπεριλαμβάνονται και οι επιπλοκές που προκύπτουν λόγω αμελούς μετεγχειρητικής συμπεριφοράς. Εν συνεχεία εξάγεται μια αθροιστική συνάρτηση της αποτυχίας των lasers και μελετούνται ζητήματα ελαχιστοποίησης του κόστους κατασκευής αλλά και βελτίωσης των ζητούμενων τεχνικών καθώς και της αποτελεσματικότητας των επιδράσεων των lasers. Αυτό επιτυγχάνεται μελετώντας την ευστάθεια και τη γενική ισορροπία του προτύπου. Τέλος παρατίθεται η συνέπεια του προτύπου μέσω της ανάλυσης επιβίωσης αξιοπιστίας του.

Abstract

In this specific thesis we have data extracted by the operation of lasers and their use in ophthalmology. Subsequently, we had the modeling of the interventions of the laser failures on the operations per disease category by examining the serious issues of failure, partial failure and complications including postoperative behavior. Then we have exported the cumulative function of failure of the laser effects and we studied issues about the minimization of manufacturing costs and the improvement of the art and the efficiency of these laser effects. This is succeeded by studying the stability and overall balance of the model. Last are presented the consequences of the model through survival analysis of their reliability.

Περιεχόμενα

Δομή της Διπλωματικής	11
Κεφάλαιο Α – Εισαγωγή: Τεχνολογία laser.....	12
Α.1 Μηχανισμός λειτουργίας των laser.....	13
Α.2 Είδη εκπομπής	13
Α.3 Διαφορές εξαναγκασμένης και αυθόρμητης εκπομπής.....	14
Α.4 Μαθηματικές σχέσεις ειδών εκπομπής	15
Α.5 Τρόπος λειτουργίας των lasers	15
Α.6 Δομή του laser.....	16
Α.7 Τρόπος λειτουργίας του ενισχυτή.....	17
Α.8 Στατιστική Boltzman	18
Α.9 Μαθηματική αναπαράσταση της δημιουργίας δέσμης laser.....	19
Α.10 Ιδιότητες των lasers	19
Α.11 Άντληση και αντιστροφή πληθυσμών	20
Κεφάλαιο Β – Τα συνηθέστερα Lasers που χρησιμοποιούνται στην οφθαλμολογία	22
Β. Laser στην οφθαλμολογία.....	23
Β.1 Τα χαρακτηριστικά των lasers στην οφθαλμολογία	23
Β.2 Laser ρουβινίου	23
Β.3 Femtosecond laser (Nd-YAG laser).....	24
Β.4 Laser ιόντων αργού και laser ιόντων κρπτού.....	25
Β.5 Laser CO ₂ και CO	26
Β.6 Laser Cu.....	27
Β.7 Excimer laser.....	28
Β.8 Laser Nd:YAG ελεύθερης λειτουργίας και σε Q-switched συστήματα	29
Β.9 Laser υγρού.....	30
Κεφάλαιο Γ – Λειτουργία των lasers και οφθαλμολογία	31
Γ.1. Εισαγωγή.....	32

Γ.1.1 Ιστορική αναδρομή.....	32
Γ.1.2 Φωτοπηξία και ασθένειες του αμφιβληστροειδή	32
Γ.2. Ο ανθρώπινος οφθαλμός	34
Γ.2.1 Πεδίο όρασης του ανθρώπινου οφθαλμού.....	34
Γ.2.2 Διαθλαστικά μέσα του ανθρώπινου οφθαλμού	35
Γ.2.3 Η δομή και η λειτουργία του ανθρώπινου οφθαλμού.....	35
Γ.2.4 Προσδιορισμός της απόστασης.....	36
Γ.2.5 Διαθλαστικές ανωμαλίες του ανθρώπινου οφθαλμού.....	37
Γ.3. Διαθλαστική χειρουργική και laser.....	38
Γ.3.1 Τεχνικές διαθλαστικής χειρουργικής.....	38
Γ.3.2 PRK (Photorefractive Keratectomy) – Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή.....	39
Γ.3.3 LASIK (Laser Assisted in Situ Keratosmilesis).....	40
Γ.3.5 Epi-LASIK (Epi - Laser Assisted in Situ Keratosmilesis).....	42
Γ.3.6 Το Femtosecond LASIK στην οφθαλμολογία.....	42
Γ.4. Τα υπέρ και τα κατά των μεθόδων.....	43
Γ.5 Μαθηματικό πλαίσιο για τη λειτουργία του οφθαλμού.....	44
Γ.6 Ανθρώπινος οφθαλμός	47
Κεφάλαιο Δ – Προτυποποίηση των Επιδράσεων των Lasers στην Οφθαλμολογία.....	49
Δ. Ανάλυση αποτελεσμάτων.....	50
Παράρτημα Α - Εξισώσεις Putzer και Neumann.....	64
Π.Α.Ι.1 Θεωρία Putzer	65
Π.Α.ΙΙ.1 Εξίσωση του Neumann.....	67
Παράρτημα Β – Μέθοδος Karush –Kuhn –Tucker.....	69
Π.Β Karush –Kuhn –Tucker.....	70
Παράρτημα Γ – Ισορροπία συστήματος.....	71
Π.Γ.1 Ισορροπία συστήματος.....	72
Παράρτημα Δ - Πίνακες.....	73

Π.Δ Κανονικοποίηση δεδομένων.....	74
Παράρτημα Ε – Κατηγορίες επικινδυνότητας των lasers	76
Π.Ε.1 Κατηγορίες κινδύνων στα lasers.....	77
Π.Ε.2 Επικίνδυνα μήκη κύματος στα laser	78
Π.Ε.2.1 Ακτινοβολία UV.....	78
Π.Ε.2.2 Ακτινοβολία NIR	78
Π.Ε.2.3 Ακτινοβολία FIR	78
Παράρτημα Στ. – Ανάλυση, Αποτελέσματα προγραμμάτων και αλγορίθμων	80
Π.Στ.Ι. Αποτελέσματα Origin.....	81
Π.Στ.ΙΙ. Αποτελέσματα Mathematica 9.0.....	83
Στ.ΙΙΙ. Αποτελέσματα GAMS	87
Στ.ΙV. Αποτελέσματα R.....	90
Π.Στ.V. Αποτελέσματα Gretl.....	93
Βιβλιογραφία.....	95

Δομή της Διπλωματικής

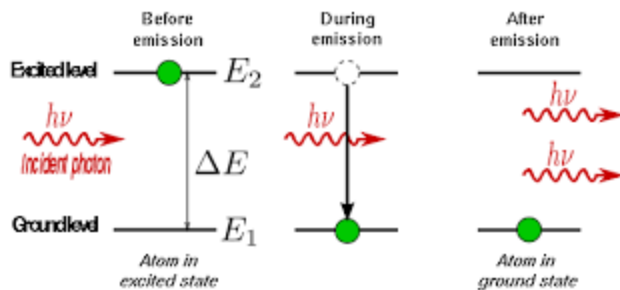
Η διπλωματική αυτή αποτελείται από τέσσερα κεφάλαια που απαρτίζονται από επί μέρους ενότητες, ενώ παρατίθεται και μια σειρά παραρτημάτων. Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια παρουσίαση σε σχετικές έννοιες των lasers. Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα lasers που χρησιμοποιούνται στην οφθαλμολογία. Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζονται ορισμένα στοιχεία για τον ανθρώπινο οφθαλμό. Στο τέταρτο κεφάλαιο εφόσον έχουν προσδιοριστεί όλες οι απαραίτητες έννοιες, πάνω σ' αυτό το θεωρητικό υπόβαθρο γίνεται η προτυποποίηση των επιδράσεων του laser επί των οφθαλμολογικών δεδομένων.

Κεφάλαιο Α – Εισαγωγή: Τεχνολογία laser

A.1 Μηχανισμός λειτουργίας των laser

Η λειτουργία των lasers βασίζεται στην ενίσχυση φωτός. Ο μηχανισμός λειτουργίας τους στηρίζεται στην απορρόφηση ενέργειας με αποτέλεσμα τη διέγερση των ατόμων και την επαγωγή τους σε μια διεγερμένη κατάσταση. Ένας τρόπος απορρόφησης ενέργειας είναι και η απορρόφηση φωτονίων (optical pumping). Σε αυτήν την περίπτωση ο αριθμός των φωτονίων που απορροφούνται εξαρτάται από την πληθώρα των ατόμων που βρίσκονται στη θεμελιώδη κατάσταση και τον αριθμό των φωτονίων στη συχνότητα μετάβασης. [1]

Στην περίπτωση ενός απλού προτύπου υπάρχουν δύο ενεργειακές στάθμες με ενέργειες E_1 και E_2 , με την ενέργεια της E_1 να είναι μικρότερη αυτής της E_2 . Η E_1 αποτελεί την θεμελιώδη στάθμη και η E_2 συνιστά τη διεγερμένη κατάσταση. Ακολουθεί η αποδιέγερση του ατόμου στη θεμελιώδη κατάσταση απελευθερώνοντας κατ' αυτόν τον τρόπο ενέργεια $\Delta E = h\nu = E_2 - E_1$. Βέβαια, πρέπει να σημειωθεί ότι σε δύο επίπεδα δεν είναι εφικτή η λειτουργία των lasers, λόγω του κορεσμού που επέρχεται στις δύο στάθμες. [2]



Εικόνα α.1: Απλό πρότυπο με στάθμες δύο επιπέδων [3]

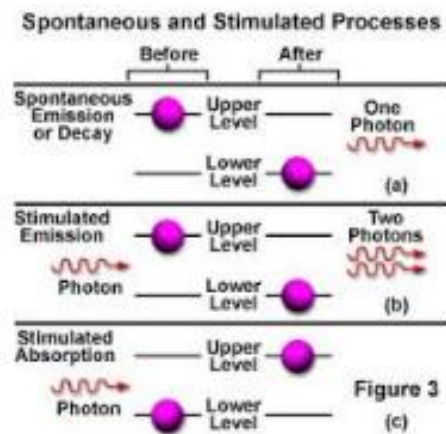
A.2 Είδη εκπομπής

Η περίπτωση της αυθόρμητης εκπομπής είναι αυτή που αφορά τη διαδικασία που εκπέμπεται ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με την εκπομπή ενός φωτονίου ενέργειας ΔE .¹ [4]

Μια άλλη περίπτωση αφορά την εξαναγκασμένη εκπομπή και χαρακτηρίζεται από τη μετάβαση ατόμων από την ενεργειακή κατάσταση E_2 στην ενεργειακή κατάσταση E_1 μέσω

¹ Παράρτημα ΣΤ

εξαναγκασμένης εκπομπής, κατά την οποία είναι αναγκαία η ύπαρξη φωτονίων (ενέργειας $h\nu$). Πρέπει να σημειωθεί ότι στη χρήση των lasers απαιτούνται περισσότερες των δύο σταθμών. Η τρίτη μορφή αφορά την μη-ακτινοβολητική μετάβαση όπου εν προκειμένω η μετάβαση στην θεμελιώδη κατάσταση γίνεται όχι μέσω απελευθέρωσης φωτονίων (ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ή αυθόρμητης εκπομπής) αλλά μέσω συγκρούσεων τους με γειτονικά άτομα.



Εικόνα α.2: Τρία είδη εκπομπής [5]

A.3 Διαφορές εξαναγκασμένης και αυθόρμητης εκπομπής

Οι διαφορές μεταξύ των δύο μορφών εκπομπής είναι οι εξής:

- Η πρώτη διαφορά μεταξύ εξαναγκασμένης και αυθόρμητης εκπομπής σχετίζεται με τη φάση, αφού στην αυθόρμητη εκπομπή τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα δεν έχουν σταθερή φάση με το προσπίπτον ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Σ' αντίθεση με την εξαναγκασμένη εκπομπή όπου τα εκπεμπόμενα κύματα βρίσκονται σε συμφωνία μεταξύ τους.
- Η δεύτερη διαφορά αφορά τις κατευθύνσεις των εκπεμπόμενων κυμάτων. Στην αυθόρμητη εκπομπή η τα κύματα έχουν προσανατολισμό προς διάφορες κατευθύνσεις. Στην εξαναγκασμένη εκπομπή, τα κύματα κατευθύνονται προς συγκεκριμένη κατεύθυνση.
- Έτσι, τα φωτόνια της αυθόρμητης εκπομπής έχουν τυχαία φάση και διεύθυνση. Ενώ, στην εξαναγκασμένη εκπομπή όλα τα φωτόνια έχουν την ίδια φάση και διεύθυνση με τα διεγείροντα τα άτομα φωτόνια.

A.4 Μαθηματικές σχέσεις ειδών εκπομπής

Όσον αφορά την περίπτωση της μη-ακτινοβολητικής εκπομπής έχουμε ότι:

$$\frac{dN_2}{dt} = -\frac{N_2}{\tau_{NR}} \quad (\alpha.1)$$

Η σχέση της εξαναγκασμένης εκπομπής προσδιορίζεται από την ακόλουθη σχέση:

$$\frac{dN_2}{dt} = -W_{21}N_2 \quad (\alpha.2)$$

Η σχέση της απορρόφησης δίνεται από την παρακάτω εξίσωση που είναι της μορφής:

$$\frac{dN_1}{dt} = -W_{12}N_1 \quad (\alpha.3)$$

Όπου, τ_{NR} είναι ο χρόνος ζωής της μη-ακτινοβολητικής μετάβασης. Ο συντελεστής W_{12} συμβολίζει τον ρυθμό απορρόφησης και εξαρτάται από δύο παράγοντες, τη συγκεκριμένη μετάβαση και την ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. [6] Κατ' αντιστοιχία ο συντελεστής W_{21} συμβολίζει τον ρυθμό της εξαναγκασμένης εκπομπής, και εξαρτάται από τους ίδιους παράγοντες μ' αυτούς του συντελεστή του ρυθμού απορρόφησης. Συνεπώς, η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και η συγκεκριμένη μετάβαση αποτελούν κοινά στοιχεία και για τον συντελεστή εξαναγκασμένης εκπομπής, αλλά και για τον συντελεστή απορρόφησης με τις σχέσεις των συντελεστών να είναι οι εξής:

$$W_{12} = \sigma_{12}F \quad (\alpha.4)$$

$$W_{21} = \sigma_{21}F \quad (\alpha.5)$$

Το σ_{12} και σ_{21} αφορά την ενεργό διατομή της μετάβασης, ενώ μετράται σε μονάδες επιφάνειας. Εν συνεχεία το F εκφράζει τη ροή των φωτονίων της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και έχει ως μονάδες μέτρησης την αντίστροφη επιφάνεια επί τον αντίστροφο χρόνο.

Διακρίνοντας περιπτώσεις οι δύο στάθμες χαρακτηρίζονται ως εκφυλισμένες όταν $W_{12} \neq W_{21}$, ενώ κατ' αντιστοιχία στην αντίθετη περίπτωση όπου το $W_{12} = W_{21}$, τότε είναι μη εκφυλισμένες. [7]

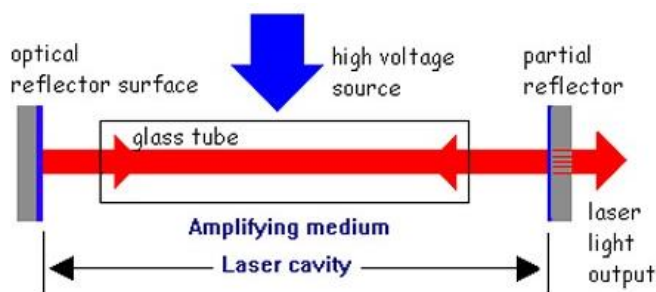
A.5 Τρόπος λειτουργίας των lasers

Η λειτουργία των lasers βασίζεται στην ενίσχυση φωτός που πραγματοποιείται μέσω της χρήσης εξαναγκασμένης εκπομπής ακτινοβολίας, όπως φαίνεται και από το ακρωνύμιο του laser που είναι το Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Έτσι τα laser παράγουν σύμφωνο και μονοχρωματικό φως. Δηλαδή, ως προς την έννοια του μονοχρωματικού έχουμε φως με συγκεκριμένο μήκος κύματος και ως προς την έννοια του σύμφωνου όλα τα φωτόνια έχουν την ίδια φάση και διεύθυνση. [8]

A.6 Δομή του laser

Τα βασικά κατασκευαστικά στοιχεία ενός laser είναι η οπτική κοιλότητα και το ενεργό υλικό. Το ενεργό υλικό μετατρέπει την εξωτερική ενέργεια σε δέσμη φωτός και το υλικό αυτό μπορεί να είναι στερεό, υγρό ή αέριο. Τα μόρια του ενεργού υλικού διεγείρονται σε μια ανώτερη ενεργειακή στάθμη και έτσι με την εξαναγκασμένη εκπομπή επιτυγχάνεται να εκπεμφθεί η ακτινοβολία.

Το οπτικό αντηχείο αποτελεί ένα άλλο κομμάτι του laser. Το αντηχείο διαμορφώνεται από δύο κάτοπτρα, τα οποία έχουν διαφορετική ανακλαστικότητα. Το ένα κάτοπτρο είναι διαπερατό με σκοπό να μπορεί να διέλθει η ακτινοβολία μέσω αυτού. Το μέρος της ακτινοβολίας που διαφεύγει από το ένα κάτοπτρο συνιστά την ακτινοβολία laser (έξοδος του laser). Η οπτική κοιλότητα αποτελεί εκείνο το τμήμα στο οποίο ανακλάται το ηλεκτρομαγνητικό κύμα από τους δύο καθρέπτες. Αποτέλεσμα αυτής της διεργασίας είναι να ενισχύεται το ηλεκτρομαγνητικό κύμα λόγω του ενεργού υλικού που βρίσκεται ανάμεσα στους δύο καθρέπτες και εν τέλει να παράγεται η δέσμη laser.



Εικόνα α.3: Δομή laser ηλεκτρικής εκκίνησης [9]

Επομένως, όσον αφορά τη δομή του laser απαρτίζεται από τέσσερα βασικά συστατικά στοιχεία, τα οποία είναι το ενεργό μέσο, το οπτικό αντηχείο, ο μηχανισμός εξόδου και ο τρόπος άντλησης τους ενεργού υλικού (pumping).

Συνοψίζοντας για το ενεργό μέσο έχουμε ότι αποτελείται από άτομα ή μόρια τα οποία διεγείρονται σε ανώτερη ενεργειακή κατάσταση, μ' αποτέλεσμα μέσω εξαναγκασμένης εκπομπής να είναι εφικτή η εκπομπή ακτινοβολίας.

Το οπτικό αντηχείο όπως προαναφέρθηκε αποτελείται από τα δύο κάτοπτρα με το ένα να έχει πλήρη ανακλαστικότητα και το άλλο να είναι ημιπερατό επιτρέποντας την εκπομπή ακτινοβολίας. Τα δύο κάτοπτρα εξασφαλίζουν στα φωτόνια τη δυνατότητα της παλινδρόμησης εντός της κοιλότητας και την ενίσχυση της ακτινοβολίας. Πρέπει να σημειωθεί ότι όσον αφορά τον μηχανισμό εξόδου υπάρχει δυνατότητα παλμικής ή συνεχούς λειτουργίας. [1]

Ο μηχανισμός άντλησης αφορά την αντιστροφή πληθυσμών και αναφέρεται στη διέγερση του ενεργού μέσου. Ο τρόπος άντλησης μπορεί να γίνει με πολλούς τρόπους όπως με διέγερση μέσω συγκρούσεων (ηλεκτρικές εκκινώσεις), με ηλεκτρικό ρεύμα, με χημική διεργασία, οπτικώς με χρήση άλλης πηγής φωτός κ.α. [4]

Όσον αφορά τη διέγερση με ηλεκτρικό ρεύμα (μέσω συγκρούσεων - ηλεκτρικές εκκινώσεις ή σε επαφές p/n) είναι η περίπτωση που διεγείρεται ένα είδος ατόμων και εν συνεχεία αποδίδεται ενέργεια στα άλλα άτομα (π.χ. το laser He-Ne). Η διέγερση με ηλεκτρικό ρεύμα, σε επαφές p/n είναι μια μέθοδος που πραγματοποιείται στα laser ημιαγωγών, όπου μέσω ηλεκτρικού ρεύματος γίνεται αντιστροφή πληθυσμών. Στη χημική διέγερση η προσφερόμενη ενέργεια δίνεται με την εξώθερμη χημική αντίδραση των ατόμων του μορίου. [10] Στην οπτική διέγερση είτε μια λάμπα αερίου είτε ένα άλλο laser μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διεγείρει τα άτομα στην υψηλότερη ενεργειακή θέση.

A.7 Τρόπος λειτουργίας του ενισχυτή

Εξετάζοντας την απλή περίπτωση των δύο ενεργειακών σταθμών με εκφυλισμούς σταθμών g_1 και g_2 , έχουμε $W_{12} \neq W_{21}$ με $g_2 W_{12} = g_1 W_{21}$ και $g_2 \sigma_{12} = g_1 \sigma_{21}$. Άρα, προκύπτει για πληθυσμούς N_1 και N_2 με εκφυλισμούς σταθμών g_1 και g_2 ότι:

$$\frac{dF}{dz} = W_{21}N_2 - W_{12}N_1 = \sigma_{21}N_2F - \sigma_{12}N_1F = F\sigma_{21}[N_2 - \frac{\sigma_{12}}{\sigma_{21}}N_1] = F\sigma_{21}[N_2 - \frac{g_2}{g_1}N_1] \Rightarrow$$

$$\frac{dF}{dz} = F \sigma_{21} [N_2 - \frac{g_2}{g_1} N_1] \quad (\alpha.6)$$

Μέσω της σχέσης αυτής συμπεραίνουμε ότι εφόσον $\frac{dF}{dz} > 0$, τότε το ενεργό υλικό συμπεριφέρεται ως ενισχυτής και όταν $\frac{dF}{dz} < 0$, τότε συμπεριφέρεται ως απορροφητής.

A.8 Στατιστική Boltzman

Όταν υπάρχει θερμική ισορροπία τότε δεν μπορεί να υπάρξει ενίσχυση, ενώ σε συνθήκες μη θερμικής ισορροπίας το υλικό μπορεί να συμπεριφερθεί ως ενισχυτής. Η σχέση Boltzman είναι η εξής:

$$\frac{N_2}{N_1} = \frac{g_2}{g_1} \exp\left(-\frac{E_2 - E_1}{kT}\right) \quad (\alpha.7)$$

Φαίνεται ότι για $E_2 > E_1$ προκύπτει ότι:

$$\frac{N_2}{N_1} < \frac{g_2}{g_1} \Rightarrow$$

$$N_2 < \frac{g_2}{g_1} N_1 \quad (\alpha.8)$$

Επομένως, συμπεραίνουμε ότι στην περίπτωση της θερμικής ισορροπίας δεν μπορεί να λειτουργήσει το υλικό ως ενισχυτής.

Ενώ στην περίπτωση όπου $E_2 < E_1$ έχουμε ότι:

$$\frac{N_2}{N_1} > \frac{g_2}{g_1} \Rightarrow$$

$$N_2 > \frac{g_2}{g_1} N_1 \quad (\alpha.9)$$

Έτσι σε συνθήκες μη θερμικής ισορροπίας φαίνεται ότι το υλικό συμπεριφέρεται ως ενισχυτής. Η λειτουργία αυτή βασίζεται στην αντιστροφή πληθυσμών και καθιστά το υλικό ως ενεργό μέσο.

A.9 Μαθηματική αναπαράσταση της δημιουργίας δέσμης laser

Η μαθηματική αναπαράσταση του σχηματισμού δέσμης laser προϋποθέτει την επίτευξη της αποκαλούμενης συνθήκης κατωφλιού. Η συνθήκη κατωφλιού αφορά την αντιστάθμιση των απωλειών της κοιλότητας με την ενίσχυση του ενεργού μέσου.

Έτσι από τη σχέση (α.6) προκύπτει ότι:

$$\frac{dF}{dz} = F \sigma_{21} [N_2 - \frac{g_2}{g_1} N_1] \Rightarrow$$

$$\int_l \frac{dF}{F} = \int_l \sigma_{21} [N_2 - \frac{g_2}{g_1} N_1] dz \Rightarrow$$

$$\ln F = \sigma_{21} [N_2 - \frac{g_2}{g_1} N_1] l \quad (\alpha.10)$$

Επομένως καταλήγουμε στην εξίσωση (small signal gain) που είναι η εξής:

$$F = \exp\{\sigma_{21} [N_2 - \frac{g_2}{g_1} N_1] l\} \quad (\alpha.11)$$

Η παραπάνω σχέση περιγράφει την ενίσχυση που επιτυγχάνεται από το πέρασμα μέσα από μια κοιλότητα μήκους l. [8]

A.10 Ιδιότητες των lasers

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως μια βασική ιδιότητα των lasers είναι η μονοχρωματικότητα (λόγω της εξαναγκασμένης εκπομπής φωτονίων). Αυτό σημαίνει ότι από μια διάταξη laser παράγεται μονοχρωματική ακτινοβολία που έχει «ένα και μοναδικό μήκος κύματος» σ' αντίθεση με άλλες περιπτώσεις όπως αυτής του φυσικού φωτός που υπάρχει μια πολυχρωματική ακτινοβολία, εννοώντας διάφορα μήκη κύματος. Βέβαια υπάρχει πάντα και μια διεύρυνση του φάσματος των lasers. [6]

Όσον αφορά την κατευθυντικότητα, το laser αναπτύσσει μια δέσμη φωτός όπου αυξάνεται ελάχιστα η διάμετρος της όσο μεγαλώνει η απόσταση, της οποίας η διατομή είναι της τάξης των

mrad. Όπου, το mrad συνιστά τη γωνία απόκλισης, με τη γωνία αυτή να εξαρτάται λόγω περίθλασης του φωτός από τις διαστάσεις του ανοίγματος εξόδου της ακτινοβολίας, όπου είναι αντιστρόφως ανάλογη του μήκους κύματος ($\Delta\theta \propto \frac{D}{\lambda}$).

Μια άλλη ιδιότητα αφορά τη λαμπρότητα και την ισχύ της δέσμης. Λόγω των προαναφερθέντων ιδιοτήτων της ακτινοβολίας laser είναι δυνατή η συγκέντρωση μεγάλης ποσότητας ενέργειας σε πολύ μικρή επιφάνεια. Δηλαδή, μπορεί να αποκτηθεί ισχύς μέχρι και την τάξη του terawatt (10^{12} Watt). Έτσι, η ακτινοβολία laser έχει πληθώρα εφαρμογών, όπως στη φωτοχημεία, την πυρηνική φυσική, στις χειρουργικές επεμβάσεις, καθώς και σε πολλά άλλα επιστημονικά πεδία, με έμφαση στην προκειμένη περίπτωση στην οφθαλμολογία.

A.11 Αντλία και αντιστροφή πληθυσμών

Η αντιστροφή πληθυσμών είναι αδύνατη σε ένα σύστημα δύο σταθμών. Αφού, σ' αυτήν την περίπτωση σύμφωνα με τη σχέση (α.6) λαμβάνουμε ότι για $N_1 = N_2$ η απορρόφηση θα είναι ίση με την εξαναγκασμένη διεργασία οπότε θα έχει ως αποτέλεσμα την αντιστάθμιση τους. Στην κατάσταση θερμοϊκής ισορροπίας η θεμελιώδης στάθμη είναι περισσότερο κατειλημμένη από την στάθμη διέγερσης. Ως εκ τούτου η απορρόφηση στη θερμοϊκή ισορροπία υπερσχύει της εξαναγκασμένης εκπομπής.

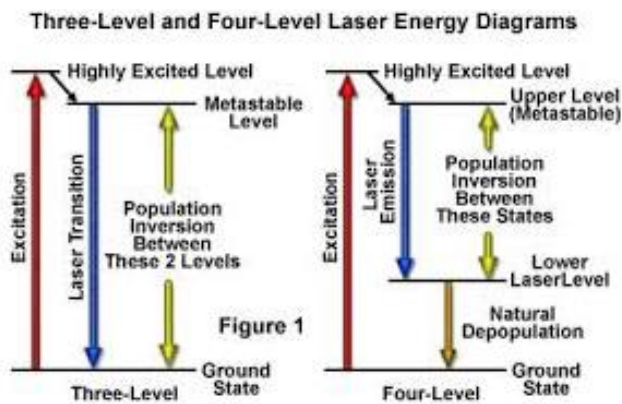
Όταν έχουμε την επίδραση εξωτερικού αιτίου τότε η εξαναγκασμένη εκπομπή οδηγεί στην αντιστροφή πληθυσμών ικανοποιώντας τη συνθήκη $N_1 = N_2$. Αυτή η κατάσταση είναι γνωστή ως κορεσμός δύο επιπέδων. Έτσι είναι αδύνατον να προκύψει δέσμη laser με τη χρήση δύο μόνο επιπέδων.

Γι' αυτό το λόγο για να καταστεί εφικτή η δημιουργία δέσμης laser, απαιτείται η χρήση περισσότερων των δύο σταθμών. Συνήθως τα περισσότερα lasers μπορούν να χαρακτηριστούν με τρεις ή τέσσερις στάθμες, ώστε να είναι δυνατή η αντιστροφή πληθυσμών. [1]

Έτσι, σ' ένα laser τριών επιπέδων τα άτομα διεγείρονται από τη θεμελιώδη στάθμη στην τρίτη στάθμη, και ακολούθως αποδιεγείρονται στη στάθμη δύο. Οπότε, ακολούθως είναι εφικτή η αντιστροφή πληθυσμών μεταξύ επιπέδου ένα και δύο (όπως φαίνεται παρακάτω στην εικόνα

α.4). Κατ' αναλογία το ίδιο συμβαίνει σε ένα ενεργό υλικό τεσσάρων επιπέδων, όπου στην περίπτωση αυτή από το βασικό επίπεδο τα άτομα μεταφέρονται στο τέταρτο και ακολούθως γίνεται μια γρήγορη αποδιέγερση από το επίπεδο τέσσερα στο επίπεδο τρία.

Η εξαναγκασμένη εκπομπή γίνεται μεταξύ του τρίτου και του δεύτερου επιπέδου. Ενώ μεταξύ στάθμης δύο και θεμελιώδους στάθμης γίνεται μια γρήγορη αποδιέγερση. Έτσι, στην περίπτωση των τριών σταθμών συμβαίνει γρήγορη αποδιέγερση μεταξύ στάθμης τρία και δύο, ενώ εξαναγκασμένη εκπομπή γίνεται μεταξύ βασικής στάθμης και στάθμης δύο. Ενώ, όσον αφορά τις τέσσερις στάθμες γρήγορες αποδιεγέρσεις έχουμε μεταξύ στάθμης τέσσερα και τρία, καθώς και στάθμης δύο και θεμελιώδους στάθμης, με την αποδιέγερση να συμβαίνει μεταξύ σταθμών τρία και δύο.



Εικόνα α.4: Σύγκριση ενεργών υλικών τριών και τεσσάρων επιπέδων [11]

Δηλαδή, υπάρχει διαφορά ανάμεσα στο συνδυασμό των σταθμών αποδιέγερσης και εξαναγκασμένης εκπομπής μεταξύ ενός συστήματος τριών και τεσσάρων επιπέδων. [1]

Κεφάλαιο Β – Τα συνηθέστερα Lasers που χρησιμοποιούνται στην οφθαλμολογία

B. Laser στην οφθαλμολογία

B.1 Τα χαρακτηριστικά των lasers στην οφθαλμολογία

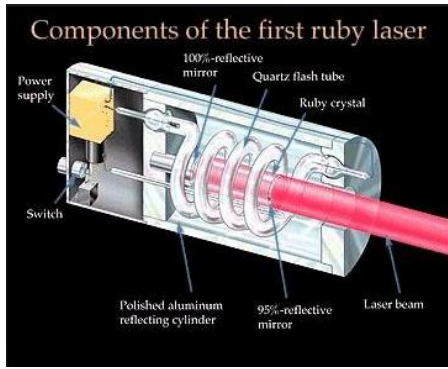
Αρχικά χρησιμοποιήθηκε στην οφθαλμολογία το laser ρουβινίου (ruby) που ανακαλύφθηκε το 1960 από τον Maiman, όπου μ' αυτό οι γιατροί κατόρθωσαν χρησιμοποιώντας το να εκπέμπουν ακτίνες με πολύ μικρότερη διάμετρο, σε σχέση μ' αυτές των λυχνιών ξένου (του 1940 που χρησιμοποιούσε ο οφθαλμίατρος Meyer Schwickerath για τη θεραπεία παθήσεων του αμφιβληστροειδή). Δεδομένου ότι η δέσμη ήταν μονοχρωματική επέτρεπε τη δημιουργία πολύ μικρών εγκαυμάτων διαμέτρου περίπου 100 μm, με απαιτήσεις ενέργειας πολύ μικρότερες της λυχνίας ξένου.

Στην πορεία ανάλογα με την πάθηση του οφθαλμού χρησιμοποιήθηκαν laser που αφορούν διαφορετικό μήκος κύματος. Τέτοια lasers πέρα από το laser ρουβινίου ήταν αυτό των ιόντων του αργού, και των ιόντων του κρυπτού. Επίσης, χρησιμοποιήθηκαν και τα laser Nd:YAG, διακοπτόμενου Q, και το laser CO₂, κυρίως σε ζητήματα οφθαλμολογίας επιδερμικών όμως παθήσεων, όπως βλεφαροπλαστική, χειρουργικές οφθαλμικές ουλές, αλλά και στη θεραπεία του γλαυκώματος [12], [13]. Άλλα laser που χρησιμοποιούνται σε ειδικότερες περιπτώσεις είναι το excimer laser ArF, που αφορά επεμβάσεις διαμόρφωσης του κερατοειδούς χιτώνα του ανθρώπινου οφθαλμού, και για τις παθήσεις της ωχράς κηλίδας γίνεται χρήση των lasers ατμών χαλκού. Το femtosecond laser έχει βρει πολλές εφαρμογές στις σύγχρονες μεθόδους των ιατρικών επεμβάσεων στην οφθαλμολογία, γι' αυτό και ακολουθεί ξεχωριστή αναφορά γι' αυτό. Αλλά και το laser διεγερμένων διμερών (excimer laser) που χρησιμοποιείται εκτενώς στη διαθλαστική χειρουργική. [14]

B.2 Laser ρουβινίου

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.3 του Κεφαλαίου Δ

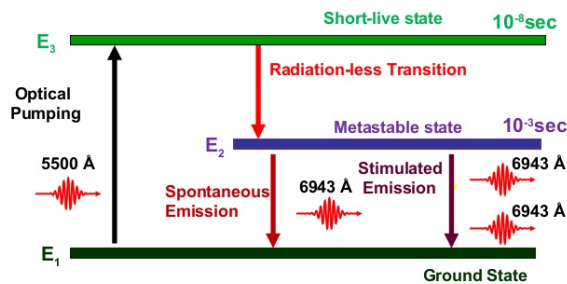
Το laser ρουβινίου έχει ως ενεργό υλικό κρύσταλλο οξειδίου του αλουμινίου, Al₂O₃ και έγχυση ιόντων χρωμίου Cr⁺³. Η βασική δομή του φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα:



Εικόνα β.1: Laser ρουβινίου [15]

Επίσης, το laser του ρουβινίου μπορεί να χαρακτηριστεί ως ένα laser τριών ενεργειακών επιπέδων (όπως φαίνεται στην εικόνα β.2). Οι μεταβάσεις γίνονται μεταξύ του δεύτερου και του πρώτου ενεργειακού επιπέδου και το μήκος κύματος είναι 694.3 nm. [1]

Ruby Laser



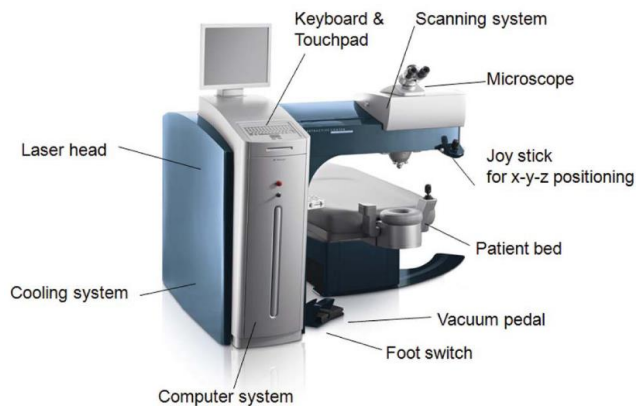
Εικόνα β.2: Ενεργειακές στάθμες laser ρουβινίου [16]

B.3 Femtosecond laser (Nd-YAG laser)

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.3 του Κεφαλαίου Δ

Το femtosecond laser, σημαίνει ότι οι παλμοί φωτός είναι της τάξης των 10^{-15} sec. Η τεχνική των femtosecond laser στηρίζεται στην εγκλειδωση των τρόπων ταλάντωσης (mode-locking). Η τεχνική αυτή βασίζεται στο γεγονός ότι πραγματοποιείται ταυτόχρονη ταλάντωση μεγάλου αριθμού σύμφωνων, κλειδωμένων σε φάση, διαμηκών ρυθμών στην κοιλότητα του laser, προκαλώντας ένα τρένο παλμών fs. Τα femtosecond lasers που βρίσκουν εφαρμογή στη

διαθλαστική χειρουργική εκπέμπουν στα 1053 nm (Nd:YAG) όσον αφορά τις επεμβάσεις στον κερατοειδή, και 1030 nm (Yb:YAG), για την περίπτωση των επεμβάσεων στον κρυσταλλοειδή φακό. Ενώ πρέπει να σημειωθεί ότι ανήκουν στα laser στερεάς κατάστασης, με τους παραγόμενους παλμούς να τοποθετούνται στο εγγύς υπέρυθρο. Επιπροσθέτως, πρέπει να αναφερθεί ότι για την επέμβαση μετά την έξοδο του laser τοποθετείται ένας βραχίονας εφαρμογής, και ένας διακόπτης μπλοκάρει τη δέσμη του laser, για να ρυθμίσει την ακτινοβολή κατά την επέμβαση. Ο τρόπος ακτινοβολήσης καθορίζεται από την προεργασία που έχει γίνει με τη συλλογή των δεδομένων του ανθρώπινου οφθαλμού του πάσχοντα, μέσω τριδιάστατης παράταξης δεδομένων των στοιχείων όγκου, voxels, τα οποία είναι και αυτά που αποκόπτονται. Επίσης, έχει καθοριστεί κατά τη διαδικασία αυτή και η χρονική αλληλουχία εκτομής. [17]



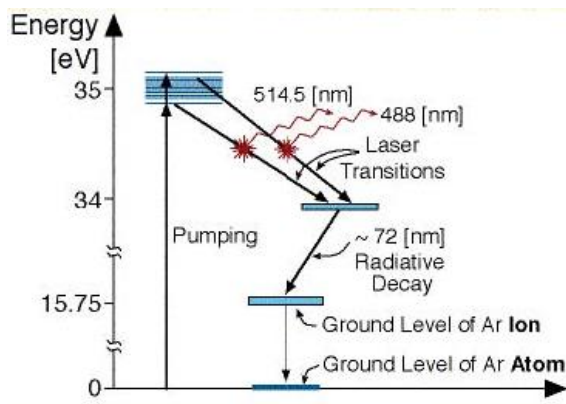
Εικόνα β.3: Femtosecond laser [18]

B.4 Laser ιόντων αργού και laser ιόντων κρυπτού

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.1 του Κεφαλαίου Δ

Από τα αέρια ιόντων αυτά που χρησιμοποιούνται κατά το σύνηθες είναι τα ιόντα ευγενών αερίων όπως το κρυπτόν, Kr^+ και το αργόν, Ar^+ . Πρέπει να σημειωθεί ότι το Ar^+ έχει το χαρακτηριστικό ότι διαθέτει πολλά χρώματα, και γι' αυτό βρίσκει ευρεία εφαρμογή στην οφθαλμολογία (αλλά και άλλες περιπτώσεις όπως τη διασκέδαση και την τέχνη). Τα lasers ιόντων αργού χρειάζονται συστήματα ψύξης για να αντισταθμίσουν τις υψηλές θερμοκρασίες που αναπτύσσονται σ' αυτό. Το αέριο αργόν μετατρέπεται σε πλάσμα όταν διεγερθεί. Έτσι,

προκύπτουν ελεύθερα ηλεκτρόνια, με τη θεμελιώδη ενεργειακή στάθμη του ιόντος αργού να είναι υψηλότερη απ' αυτήν του ατόμου αργού. Τα μήκη κύματος του Ar^+ είναι δύο υπεριώδη, το μπλε (488 nm) και το πράσινο (514.5 nm). Όσον αφορά το πεδίο εφαρμογής των lasers Ar^+ , πρέπει να γίνει ιδιαίτερη μνεία για τη χρησιμότητα τους στην οφθαλμολογία, όπως στην αποκόλληση του αμφιβληστροειδή και αλλά και σε άλλες βιοϊατρικές εφαρμογές (π.χ. γενική χειρουργική). [4]



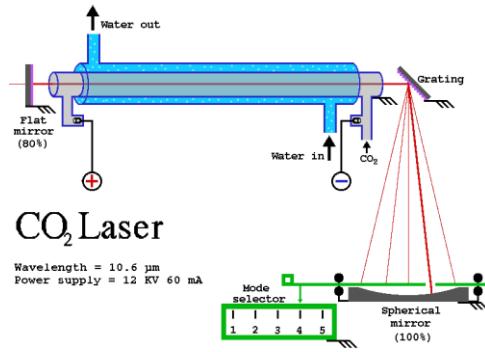
Εικόνα β.4: Το Laser ιόντων αργού [19]

Όσον αφορά το laser Kr^+ , έχει παρόμοιες ιδιότητες μ' αυτές του laser Ar^+ , αλλά με χαμηλότερη απόδοση, ενώ έχει φάσμα λειτουργίας στα 568 nm. Επίσης, τα laser αυτά βρίσκουν εφαρμογή στην παναμφιβληστροειδή φωτοπηξία, εκτός της ωχράς κηλίδας, του οπτικού νεύρου και του πρόσθιου τμήματος του αμφιβληστροειδή.

B.5 Laser CO_2 και CO

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.4 του Κεφαλαίου Δ

Το laser CO_2 συνιστά laser που χρησιμοποιεί αέρια μορίων. Το ενεργό υλικό είναι το CO_2 , αλλά προστίθενται και άλλα αέρια όπως το N_2 και το He , και ο λόγος όπως και στις προηγούμενες περιπτώσεις είναι για να αυξηθεί η αποδοτικότητα της διάταξης. Οι τρόποι ταλάντωσης του CO_2 είναι τρεις. Μπορεί να είναι συμμετρικός, ή, σε κάμψη, ή ασύμμετρος. Ο συμμετρικός τρόπος ταλάντωσης είναι αυτός που η ταλάντωση γίνεται κατά μήκος του άξονα του επιμήκους μορίου. [1]



Εικόνα β.5: Laser CO₂ [20]

Ο τρόπος ταλάντωσης σε κάμψη είναι αυτός που το μόριο κινείται με κατεύθυνση κάθετα ως προς τον άξονα. Ο ασύμμετρος τόπος ταλάντωσης αναφέρεται στην περίπτωση που γίνεται κίνηση κατά μήκος του άξονα του επιμήκους μορίου, αλλά συμμετρικά. Στο laser CO₂ οι μεταπηδήσεις είναι πολλαπλές επειδή κάθε ενεργειακό επίπεδο διαιρείται σε επίπεδα περιστροφής. Όσον αφορά την εκπεμπόμενη ακτινοβολία του CO₂ laser είναι συνεχής ή παλμική. Ενώ, το laser CO έχει παρόμοια λειτουργία με αυτή του CO₂, με τη διαφορά ότι το τελευταίο είναι πιο ασφαλές διότι δεν είναι τοξικό σ' αντίθεση με το πρώτο. Βρίσκει εφαρμογή σε ζητήματα οφθαλμολογίας [13] ενώ έχει βρει εφαρμογή με νέες τεχνικές και στη θεραπεία του γλαυκώματος [12]. Επιπροσθέτως, πρέπει να σημειωθεί ότι το μήκος κύματος του laser CO₂ είναι 10.6 μm ενώ του CO 5.3 μm.

B.6 Laser Cu

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.2 του Κεφαλαίου Δ

Τα laser ατμών μετάλλων διακρίνονται σε δύο βασικές κατηγορίες, τα ουδέτερα και τα ιοντισμένα. Τα ουδέτερα αφορούν Cu ή Au, ενώ τα ιοντισμένα αναφέρονται συνήθως σε He-Cd. Χαρακτηριστικό των lasers ατμών χαλκού είναι ότι για τη λειτουργία τους πρέπει να υπάρχουν συνθήκες υψηλής θερμοκρασίας, γι' αυτό άλλωστε και ο σωλήνας είναι κατασκευασμένος κατά τέτοιο τρόπο ώστε να αντέχει αυτές τις θερμοκρασίες.

Αναπτύσσεται υψηλή θερμοκρασία, ώστε ο χαλκός να έρθει σε κατάσταση τήξης (1083°C). Πρέπει να σημειωθεί ότι εισάγεται και ένα ακόμη αέριο, συνήθως Ne. Τα άτομα Cu ιονίζονται

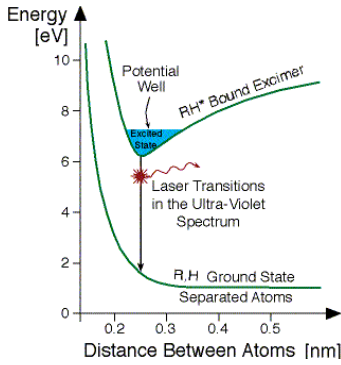
και κινούνται προς την κατεύθυνση του ενός ηλεκτροδίου, ενώ κατά τη διαδικασία αυτή στερεοποιείται ο χαλκός, μ' αποτέλεσμα κάποια στιγμή να είναι αναγκαία η αντικατάσταση του. Τα laser χαλκού λειτουργούν με παλμούς και ο λόγος είναι ο μικρός χρόνος ημιζωής των δύο χαμηλών ενεργειακών σταθμών, όπου είναι της τάξης των 100 ns. Τα laser χαλκού βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στη θεραπεία της ωχράς κηλίδας, αλλά και σε άλλες εφαρμογές πέρα της οφθαλμολογίας (όπως π.χ. στον εμπλουτισμό ουρανίου U^{235}). [1]

Πρέπει να σημειωθεί ότι το laser χρυσού, έχει παρόμοιες ιδιότητες με το laser χαλκού, με την ιδιότητα να εκπέμπει σε ερυθρό μήκος κύματος. Ενώ το laser χαλκού εκπέμπει σε μήκη κύματος που είναι το πράσινο, με $\lambda=511\text{nm}$ και το κίτρινο, με $\lambda=578\text{nm}$.

B.7 Excimer laser

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.3 του Κεφαλαίου Δ

Τα excimer laser που συνιστούν τα laser διεγερμένων διμερών, εκπέμπουν ακτινοβολία μέσω μορίων με σύντομη διάρκεια ζωής. Ένα τέτοιο μόριο αποτελείται από ένα άτομο ευγενούς αερίου, όπως το Ar, το Xe, το Kr και ένα άτομο αλογόνου, όπως το F, το Cl, το Br, και το I. Το χαρακτηριστικό των ευγενών αερίων είναι ότι δεν συνδέονται χημικά με άλλα άτομα στην θεμελιώδη κατάσταση, αλλά όταν βρίσκονται σε ιοντισμένη κατάσταση, μπορούν να γίνουν συνδέσεις. Με τη διέγερση επέρχεται και αντιστροφή πληθυσμών, αφού με την εκπομπή ακτινοβολίας τα άτομα επανέρχονται στην θεμελιώδη ενεργειακή τους κατάσταση, μ' αποτέλεσμα να διακόπτεται και η σύνδεση μεταξύ τους. Πρέπει να αναφερθεί ως προς την ετοιμολογία της λέξης excimer ότι προέρχεται από τη σύνθεση των λέξεων excited και dimmer, που σημαίνει ένα μόριο με δύο άτομα σε διεγερμένη κατάσταση. Με UV ακτινοβολία το μήκος κύματος είναι της τάξης των 200 nm, με μέση ισχύ της τάξης των 100 W.



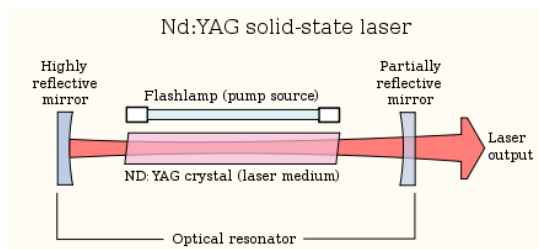
Εικόνα β.6: Excimer laser [21]

Το μειονέκτημα του excimer laser είναι η σχετικά υψηλή τιμή του και σημαντικό πλεονέκτημα του η υπεριώδης εκπομπή του. Έτσι, βρίσκει πληθώρα εφαρμογών στην οφθαλμολογία – διαθλαστική χειρουργική, αλλά και σε άλλες περιπτώσεις (π.χ. κοπή βιολογικού ιστού, φωτολιθογραφία). [1]

B.8 Laser Nd:YAG ελεύθερης λειτουργίας και σε Q-switched συστήματα

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.3 του Κεφαλαίου Δ

Το laser νεοδυμίου, Nd^{+3} , χρησιμοποιεί ως ιόντα αυτά του νεοδυμίου τα οποία μπορούν να συνδυαστούν με μια σειρά υλικών βάσης, όπως αυτού του υάλου, το γνωστό Yttrium Aluminum Garnet, YAG και τον κρύσταλλο YLF, δηλαδή το LiYF_4 . Επίσης, το laser νεοδυμίου εκπέμπει στην περιοχή του υπερόθρου και περιγράφεται με τέσσερις ενεργειακές στάθμες.



Εικόνα β.7: Laser Nd:YAG [22]

Επίσης, το laser Nd:glass χρησιμοποιείται όταν χρειάζονται αραιοί και ισχυροί παλμοί. Ενώ, όταν απαιτείται μεγάλη επαναληπτικότητα τότε εφαρμόζεται το laser Nd: YAG [όπου το είναι υλικό φιλοξενίας (host material) το άμορφο γυαλί ή ο κρύσταλλος YAG και ενεργό υλικό σ’

όλα αυτά είναι το Nd]. Το laser YAG έχει μεγάλη θερμική αγωγιμότητα και έτσι γίνεται εύκολα η απομάκρυνση των παραγόμενων ποσών θερμότητας, σ' αντίθεση με την περίπτωση που υπάρχει ύαλος, όπου τότε η θερμική αγωγιμότητα είναι μικρή.

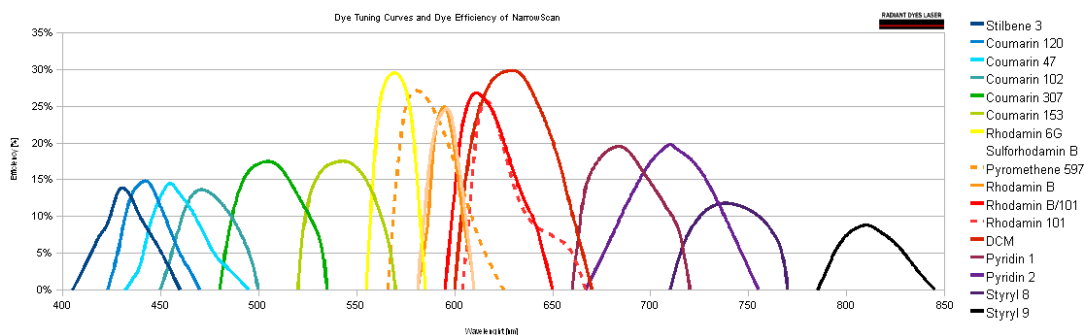
Όσον αφορά το YLF laser χρησιμοποιείται σε Q-switched συστήματα, λόγω της σχετικά μακράς ζωής του φθορισμού του, ενώ εκπέμπει στα 1047 nm και 1053 nm. Επίσης, όσον αφορά το Nd:YAG εκπέμπει σε μήκος κύματος 1064 nm.[4]

B.9 Laser υγρού

Τα laser αυτά εφαρμόζονται στην κατηγορία του Πίνακα δ.2 του Κεφαλαίου Δ

Το laser υγρού ή laser χρωστικών είναι γνωστό για τη δυνατότητα του να μπορεί να μετατρέπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ενός μήκους κύματος σε ένα άλλο. Ο καθορισμός αυτής της περιοχής γίνεται μέσω της χρωστικής.

Η προσφορά ενέργειας σ' αυτό το laser γίνεται μέσω οπτικής άντλησης (optical pumping), δηλαδή μέσω φωτισμού με ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ορισμένου μήκους κύματος.



Εικόνα β.8: Laser dye [23]

Εδώ πρέπει να αναφερθεί ότι τα laser χρωστικής ουσίας χρησιμοποιούνται στη θεραπεία της αιμορραγίας του υαλοειδούς.

Κεφάλαιο Γ – Λειτουργία των lasers και οφθαλμολογία

Γ.1. Εισαγωγή

Γ.1.1 Ιστορική αναδρομή

Η δημιουργία χοριοαμφιβληστροειδών εγκαυμάτων γύρω από τις οπές του αμφιβληστροειδή, χρησιμοποιήθηκαν ως πρόληψη για την αποφυγή αποκόλλησης του, από τον οφθαλμίατρο Meyer – Schwikerath, που διερεύνησε τη φωτοπηξία ως θεραπευτικό μέσο για τις περιπτώσεις βλάβης του αμφιβληστροειδή. Πηγή των χοριοαμφιβληστροειδών εγκαυμάτων ήταν στα πειράματα αυτά ο ήλιος. Έτσι, κατασκευάστηκε το μηχάνημα φωτοπηξίας Zeiss. Το μηχάνημα αυτό αποτελείται από μια λυχνία ξένου υψηλής πίεσης, στην οποία πραγματοποιείται μια έκλαμψη τόξου. Αυτή η πηγή φωτός αποτέλεσε για την εποχή εκείνη το μόνο ελεγχόμενο μέσο πηγής φωτός, που μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία αυτών των εγκαυμάτων. Μέσω αυτής της μεθόδου επετεύχθη η φωτοσυγκόλληση του αμφιβληστροειδή, ή στην περίπτωση του γλαυκώματος επιτράπη η δημιουργία οπής στην ίριδα με σκοπό την εξισορρόπηση της πίεσης. [24]

Παρόλα αυτά η συσκευή είχε ορισμένα μειονεκτήματα που ήταν κατ' αρχήν ο χρόνος που χρειαζόταν για τη δημιουργία ενός εγκαύματος, όπου ήταν περίπου 1.5 sec, μ' αποτέλεσμα ο ασθενής να μην μπορούσε να κρατήσει σταθερό το βλέμμα του, και έτσι απαιτείτο η χορήγηση αναισθητικού. Επίσης, ένα άλλο πρόβλημα αυτής της συσκευής ήταν η ευρεία δέσμη, που αύξανε την πιθανότητα να τραυματιστεί η ίριδα του οφθαλμού, μ' αποτέλεσμα να απαιτείτο μεγάλη προσοχή.

Αυτά τα μειονεκτήματα προετοίμασαν το έδαφος για την άμεση αποδοχή του laser στην οφθαλμολογία. Τα laser που χρησιμοποιούνται είναι τα lasers ρουβινίου, αργού, κρυστού, κόκκινο και κίτρινο καθώς και χρωστικών. Όπου, μέσω της χρήσης laser η ρωγμή, ή, η οπή περικυκλώνεται από διακοπτόμενα εγκαύματα laser που γίνονται γύρω από το προβληματικό σημείο, επί του αμφιβληστροειδή. Μ' αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται η αποτροπή της επέκτασης της οπής ή της ρωγμής προστατεύοντας έτσι από την αποκόλληση του αμφιβληστροειδούς.

Γ.1.2 Φωτοπηξία και ασθένειες του αμφιβληστροειδή

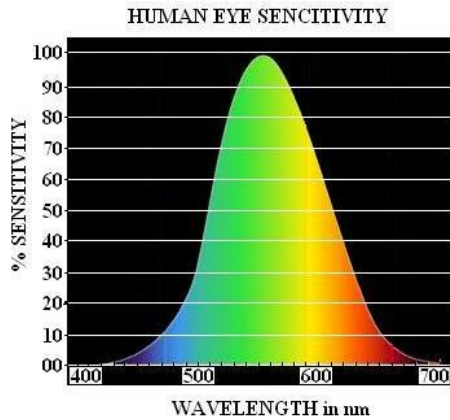
Η φωτοπηξία επιτελεί μια σειρά λειτουργιών εντός του οφθαλμού, και συνιστούν τρόπους επέμβασης με τους οποίους διορθώνονται προβλήματα που εμφανίζονται στην όραση του ασθενούς. Χρησιμεύει για τη δημιουργία οπών, και για την παραγωγή φωτοεγκαυμάτων, λόγω της απόδοσης της. Επίσης, χρησιμοποιείται για την παραγωγή εγκαυμάτων, ώστε να ενωθούν στρώματα του αμφιβληστροειδή και του χοριοειδή, λόγω του διαχωρισμού που πιθανόν επίκειται. Επιπλέον, αποτρέπεται η δημιουργία της νεοαγγειακής ανάπτυξης μέσω της αποδόμησης περιοχών ισχαιμικού αμφιβληστροειδή. Η τελευταία και πιο συνηθισμένη λειτουργία της φωτοπηξίας είναι η θερμική συστολή η οποία επιτρέπει το σφράγισμα και την εξάλειψη των αιμοφόρων αγγείων. [25] Πρέπει να σημειωθεί ότι οι ασθένειες του οφθαλμού είναι το γλαύκωμα, ο καταρράκτης, ο εκφυλισμός της ωχράς κηλίδας, η αποκόλληση του αμφιβληστροειδή, η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, καθώς και ένα άλλο μεγάλο σύνολο περιπτώσεων. Το γλαύκωμα είναι μια ομάδα παθήσεων που προκαλούν εκφύλιση του οπτικού νεύρου. Η απώλεια των νευρικών ινών είναι βραδεία και προοδευτική, ενώ επηρεάζεται η περιφερειακή όραση, η ικανότητα αντίληψης της φωτεινότητας, και των χρωματικών αντιθέσεων. [26] Ο καταρράκτης αποτελεί την περίπτωση που ο φακός του ματιού είναι θολός, μ' αποτέλεσμα λόγω της μη διαφάνειας του να μην είναι εφικτό να φτάσει το φως στον αμφιβληστροειδή, με συνέπεια την απώλεια όρασης. Όσον αφορά τον εκφυλισμό της ωχράς κηλίδας, αυτό που συμβαίνει είναι ότι προσβάλλονται τα κύτταρα του αμφιβληστροειδή, διακρίνοντας την σε υγρή και ξηρή, όπου και στις δύο περιπτώσεις αυτό που γίνεται είναι η δυσλειτουργία της ωχράς κηλίδας, η θολή όραση, και η φωτοφοβία. Στην αποκόλληση του αμφιβληστροειδή αυτό που συμβαίνει είναι ότι υφίσταται κενό διάστημα μεταξύ του αμφιβληστροειδή και του χοριοειδή χιτώνα, όπου δημιουργείται μια τρύπα στον αμφιβληστροειδή που μπορεί να προκαλέσει μερική ή ολική τύφλωση, και μπορεί να προέρχεται λόγω ατροφίας, ή τραύματος, ή γήρανσης. Η διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια συνιστά μια από τις κύριες πηγές τύφλωσης, και παρουσιάζεται σε διαβητικούς ασθενείς, και προκαλούνται από αλλοιώσεις των αγγείων του αμφιβληστροειδούς. Όπου, στην προκειμένη περίπτωση προκαλούνται μικροανευρύσματα, που λόγω των διαρροών προκαλούν φτωχή κυκλοφορία του αίματος, και άρα κατ' επένταση χαμηλή οξυγόνωση, προκαλώντας ισχαιμία, και λόγω των αλλοιώσεων των αγγείων του αμφιβληστροειδούς, το μάτι δημιουργεί νέα παθολογικά αγγεία τα οποία είναι εξαιρετικά ευαίσθητα και μπορεί να αιμορραγήσουν. Επιπροσθέτως, στην απόφραξη φλέβας του αμφιβληστροειδή υπάρχει διαρροή αίματος στον αμφιβληστροειδή, μ' αποτέλεσμα το μάτι να αντιδρά και να δημιουργεί νέες φλέβες, προκαλώντας οίδημα στην ωχρά

κηλίδα. Αυτό συμβαίνει λόγω αρτηριοσλήρυνσης, ή, υψηλής πυκνότητας του αίματος, ή, υπέρτασης. [4]. Επιπροσθέτως πρέπει να σημειωθεί ότι οι επί μέρους ιστοί που σχηματίζουν τον ανθρώπινο οφθαλμό είναι δομημένοι κατάλληλα ώστε να επιτρέπουν στις φωτεινές ακτίνες να σχηματίζουν το είδωλο επί του αμφιβληστροειδή, και αυτή είναι η περίπτωση της εμμετρωπίας, δηλαδή εν προκειμένω υφίσταται ευκρινές είδωλο, ενώ στην αντίθετη περίπτωση έχουμε την αμετρωπία, όπου το είδωλο δεν σχηματίζεται επί του αμφιβληστροειδή, με αποτέλεσμα να υπάρχει πρόβλημα λόγω της δημιουργίας μη ευκρινούς ειδώλου. Έτσι, οι κυριότερες παθήσεις που ευθύνονται για την μη ευκρινή όραση είναι η μυωπία, η υπερμετρωπία, ο αστιγματισμός, που συνιστούν τις διαθλαστικές ανωμαλίες. Η πρεσβυωπία δεν αποτελεί διαθλαστική ανωμαλία γιατί είναι αποτέλεσμα γήρατος.

Γ.2. Ο ανθρώπινος οφθαλμός

Γ.2.1 Πεδίο όρασης του ανθρώπινου οφθαλμού

Το ανθρώπινο μάτι αντιλαμβάνεται ερεθίσματα σε ένα πολύ περιορισμένο φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Το φάσμα αυτό περιορίζεται στο κάτω όριο σε μήκος κύματος στα 400 nm και στο άνω μήκος κύματος στα 780 nm. Το εισερχόμενο φως διαθλάται και φτάνει στον αμφιβληστροειδή όπου εν τέλει μετατρέπεται παλμό και μεταφέρεται μέσω των νευρικών κυττάρων στον εγκέφαλο. Στο εύρος φάσματος μεταξύ 400 και 500 nm οι χρωματικές αποχρώσεις που γίνονται αντιληπτές είναι 1.2 εκατομμύρια περίπου. Στο διάστημα μεταξύ 500 έως 600 nm ο ανθρώπινος οφθαλμός είναι εφικτό να διακρίνει προσεγγιστικά 7.5 εκατομμύρια χρωματικές αποχρώσεις. Μεταξύ του πλαισίου του ορατού φάσματος που αντιστοιχεί στο πεδίο των 600 έως 700 nm ο ανθρώπινος οφθαλμός διακρίνει προσεγγιστικά 1.3 εκατομμύρια αποχρώσεις. Παρακάτω παρατίθεται ένα διάγραμμα (εικόνα γ.1) που αναπαριστά τη σχέση ανάμεσα στο μήκος κύματος και την ευαισθησία του ματιού στα ερεθίσματα που δέχεται από το φως. Παρατηρούμε ότι μεταξύ των 500 και 600 nm, λαμβάνει τον μέγιστο αριθμό αποχρώσεων, όπως προαναφέρθηκε. [27]



Εικόνα γ.1: Το πεδίο όρασης του ανθρώπινου οφθαλμού [27]

Γ.2.2 Διαθλαστικά μέσα του ανθρώπινου οφθαλμού

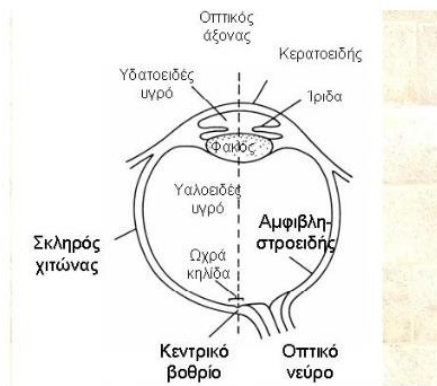
Τα διαθλαστικά μέσα του ανθρώπινου οφθαλμού διακρίνονται σε τέσσερις κατηγορίες. Τα διαθλαστικά μέσα συνιστούν τους ιστούς στους οποίους γίνεται η διάθλαση του φωτός μέχρι την τελική λήψη τους από τον αμφιβληστροειδή. Διακρίνοντας περιπτώσεις, κατ' αρχήν το πρώτο διαθλαστικό μέσο είναι ο κερατοειδής χειτώνας, και αποτελείται από ένα εξαιρετικά μεγάλο νευρικό δίκτυο. Ακολουθεί ως δεύτερο διαθλαστικό μέσο, που είναι το υδατοειδές υγρό. Το τρίτο διαθλαστικό μέσο είναι ο κρυσταλλοειδής φακός, που είναι ένα διαθλαστικό μέσο που συγκεντρώνει το φως. Το τέταρτο διαθλαστικό μέσο είναι το υαλώδες σώμα το οποίο χρησιμεύει για τη διατήρηση του κατάλληλου σχήματος του οφθαλμού. [14]



Εικόνα γ.2: Ανατομία του ανθρώπινου οφθαλμού [28]

Γ.2.3 Η δομή και η λειτουργία του ανθρώπινου οφθαλμού

Η πορεία που ακολουθεί το φως είναι ότι προσπίπτει αρχικά στον κερατοειδή χιτώνα, ακολούθως διέρχεται του υδατοειδούς υγρού, και περνά ακολούθως μέσω της ίριδας, το φακό και κατόπιν το υαλοειδές υγρό, μέχρι να καταλήξει στα κύτταρα του αμφιβληστροειδή. Τα κύτταρα του αμφιβληστροειδή δεν είναι άλλα από τα ραβδία και τα κωνία. Η δομή αυτή φαίνεται στο παρακάτω σχήμα που είναι το εξής:



Εικόνα γ.3: Πορεία ακτινοβολίας μέχρι τα ραβδία και τα κωνία [29]

Ο αμφιβληστροειδής αποτελείται κατά προσέγγιση από 120 εκατομμύρια ραβδία. Αντίστοιχα στον αμφιβληστροειδή υφίσταται ένας αριθμός κωνίων που είναι περίπου ίσος με 6.5 εκατομμύρια. Η ευαισθησία των κωνίων είναι πολύ μικρότερη αυτής των ραβδίων, αλλά έχουν αυξημένη διακριτική ικανότητα, και τοποθετούνται κυρίως στο κέντρο του αμφιβληστροειδή. Τα ραβδία είναι αυτά που επιτρέπουν την όραση σε χαμηλό φωτισμό, ενώ τα κωνία σε αντίθεση με αυτά είναι αυτά που δίνουν τη δυνατότητα για έγχρωμη όραση, σε συνθήκες κανονικού φωτισμού, και προσδίδουν την έγχρωμη όραση. Πρέπει να σημειωθεί ότι γίνεται μια τριμερής διάκριση στα κωνία, ανάλογα με το μήκος κύματος λειτουργίας τους. [25]

Γ.2.4 Προσδιορισμός της απόστασης

Μέσω της πορείας που ακολουθεί το φως εντός του ανθρώπινου οφθαλμού είναι εφικτό να προσδιορισθεί η απόσταση που διανύεται μέσω της διάθλασης και να αντιμετωπιστούν μετέπειτα και οι διαθλαστικές ανωμαλίες του ματιού, μέσω της χρήσης laser. Με βάση τον Νόμο του Snell ο κερατοειδής διαθέτει περίπου τα 2/3 της συνολικής διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού, δείχνοντας κατ' αυτόν τον τρόπο τη καθοριστική σημασία του κερατοειδή για τη

λειτουργία της όρασης. Το υπόλοιπο 1/3 της συνολικής ισχύος του ανθρώπινου οφθαλμού το έχει κρυσταλλοειδής φακός, με δείκτη διάθλασης παρεμφερή του υδατοειδούς υγρού. Η ακτίνα κατόπιν των διαθλάσεων εν τέλει σταματά στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, όπου και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα ώστε να γίνει αντιληπτή ως εικόνα στο κέντρο όρασης του εγκεφάλου, όπου μεταφέρεται μέσω του οπτικού νεύρου, που αποτελείται από ένα πλήθος νευρικών ινών. [30]

Γ.2.5 Διαθλαστικές ανωμαλίες του ανθρώπινου οφθαλμού

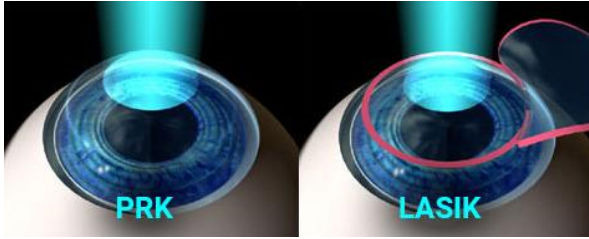
Οι διαθλαστικές ανωμαλίες του οφθαλμού διακρίνονται σε τέσσερις βασικές κατηγορίες που είναι η μυωπία, η υπερμετρωπία, ο αστιγματισμός, και η πρεσβυωπία (υπάρχει η άποψη βέβαια ότι η πρεσβυωπία δεν αποτελεί διαθλαστική ανωμαλία, γιατί προέρχεται λόγω του γήρατος) [31]. Κατ' αρχήν όσον αφορά την πρώτη περίπτωση της μυωπίας χαρακτηρίζεται από την πάθηση της θολής μακρινής όρασης και καλής κοντινής όρασης. Στη δεύτερη περίπτωση της υπερμετρωπίας ο πάσχων βλέπει καλύτερα μακριά απ' ότι κοντά. Στην τρίτη εκδοχή ο αστιγματισμός² αποτελεί την περίπτωση που ο πάσχων έχει θολή όραση και κοντά και μακριά. Η τέταρτη περίπτωση της πρεσβυωπίας σχετίζεται με τη σταδιακή μείωση της προσαρμοστικής ικανότητας του οφθαλμού, μ' αποτέλεσμα να υπάρχει δυσκολία στη κοντινή όραση. [32] Πρέπει να σημειωθεί ότι για την πρεσβυωπία υποστηρίζεται εκτενώς ότι δεν συνιστά διαθλαστική ανωμαλία δεδομένου ότι οφείλεται σε διαφορετικούς παράγοντες, και πιο συγκεκριμένα της απώλειας της ελαστικότητας του κρυσταλλοειδούς φακού με την πάροδο των ετών. Στη μυωπία οι ακτίνες από το φως εστιάζονται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή, και αυτός είναι και ο λόγος που εμφανίζονται θολά τα είδωλα από τα αντικείμενα που βρίσκονται σε μακρινές αποστάσεις. Ο λόγος που στην κοντινή απόσταση δεν υφίσταται πρόβλημα ευκρινούς όρασης είναι γιατί η οπτική ισχύς είναι αρκεί για να εξασφαλίσει ευκρινή όραση. Στην υπερμετρωπία, οι φωτινές ακτίνες συγκεντρώνονται σε σημείο που βρίσκεται πίσω από τον αμφιβληστροειδή, με την ισχύ του οφθαλμού να είναι μικρότερη από την απαραίτητη. Ο αστιγματισμός προκύπτει λόγω της διαφοράς στις κυρτότητες των κερταοειδούς, και σε ορισμένες περιπτώσεις σε διαφορές που παρουσιάζονται στο κρυσταλλοειδή φακό. Αυτή η διαφορά στις κυρτότητες προκαλεί τη θολότητα στα είδωλα που λαμβάνει ο ανθρώπινος οφθαλμός. [31]

² Ο αστιγματισμός διακρίνεται σε πέντε υποπεριπτώσεις, που είναι ο απλός μυωπικός, ο απλός υπερμετρωπικός, ο σύνθετος μυωπικός, ο σύνθετος υπερμετρωπικός, και ο μεικτός.

Γ.3. Διαθλαστική χειρουργική και laser

Γ.3.1 Τεχνικές διαθλαστικής χειρουργικής

Στη διαθλαστική χειρουργική γίνεται επέμβαση στο τμήμα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς. Αυτό το οποίο επιτυγχάνεται μέσω αυτής της παρέμβασης είναι ο ελεγχόμενος τρόπος με τον οποίο διαμορφώνεται το σχήμα της καμπυλότητας του κερατοειδή, με επακόλουθο τη διαμόρφωση της ισχύος της διαθλαστικής του δύναμης. Αυτό το αποτέλεσμα είναι εφικτό μέσω της φωτοδιαθλαστικής χειρουργικής με τη χρήση της ακτινοβολίας laser. Όμως απαιτείται η προεργασία συγκέντρωσης των δεδομένων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή με σκοπό τον προσδιορισμό του στρώματος του πρέπει επακριβώς να αφαιρεθεί σε κάθε περίπτωση. Η τεχνική διόρθωσης των διαθλαστικών ανωμαλιών είναι διαφορετική ανά περίπτωση. Όσον αφορά τη διόρθωση της μυωπίας συντελείται επιπέδωση του κερατοειδούς με ομοιόμορφο τρόπο, και μέγιστο βάθος εκτομής να τοποθετείται στο σημείο του κέντρου. Στην υπερμετρωπία η τεχνική που ακολουθείται είναι με φωτοαποδόμηση όπου το κέντρο δεν εκτομείται, και το μέγιστο βάθος πραγματοποιείται στη μέση περιφέρεια. Στον αστιγματισμό γίνεται επιλεκτική εκτομή στον πιο επίπεδο μεσημβρινό, ώστε κατ' αυτόν τον τρόπο να αυξηθεί η καμπυλότητα του. Πρέπει να αναφερθεί ότι η ποσότητα του κερατοειδούς που τίθεται προς αφαίρεση εξαρτάται από το μέγεθος διόρθωσης σε δίοπτρες. Το ποσοστό που αφαιρείται αντιστοιχεί σε 30 έως 80 μm , που αποτελεί το 10 έως το 15% του πάχους που έχει ο κερατοειδής. Τα ασφαλή όρια φωτοεκτομών καθορίζονται για τη μυωπία στο όριο των 10D, για την υπερμετρωπία στα 4D, και τον αστιγματισμό στα 6D, αλλιώς μπορεί να τεθεί σε κίνδυνο η εμβιομηχανική σταθερότητα του ιστού, εξαιτίας των μεγάλων εκτομών που απαιτούνται για τη διόρθωση. [31] Η εφαρμογή laser στη διαθλαστική χειρουργική πραγματοποιείται με δύο μεθόδους αποτελεσματικής επέμβασης είτε για μεγάλες, είτε για μικρές αλλαγές σε κάθε μία από τις τρεις περιπτώσεις, της μυωπίας, της υπερμετρωπίας, και του αστιγματισμού. Οι δύο αυτές επικρατέστερες μέθοδοι είναι η μέθοδος PRK (Photo Refractive Keratectomy) και η μέθοδος LASIK (Laser Assisted In Situ Keratosmilesis). Η ουσιώδης διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων είναι ότι η PRK αφορά διορθώσεις που γίνονται στην επιφάνεια του κερατοειδούς, σε σχέση με τη μέθοδο LASIC, που γίνεται στο εσωτερικό του κερατοειδούς. [1] Αυτή η διαφορά φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα:



Εικόνα γ.4: PRK και LASIK [33]

Το αποτέλεσμα σε κάθε περίπτωση είναι το ίδιο ανεξαρτήτως μεθόδου. Ακόμα, όμως μια διαφορά είναι ότι στην PRK υπάρχουν κάποιες μικροενοχλήσεις στον ασθενή για διάστημα 2 έως 3 ημερών, σε αντίθεση με την LASIK που η ενοχλήσεις είναι μηδενικές και η αποκατάσταση της όρασης του ασθενούς είναι άμεση στο χρονικό πλαίσιο της ίδιας ημέρας. [34]

Γ.3.2 PRK (Photorefractive Keratectomy) – Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή

Η χρησιμοποίηση της μεθόδου της φωτοδιαθλαστικής κερατεκτομής αφορά τις διαθλαστικές ανωμαλίες της μυωπίας, της υπερμετρωπίας, και του αστιγματισμού. Η μέθοδος που ακολουθείται πέρα από την αρχική συλλογή και επεξεργασία των δεδομένων από ειδικούς αλγόριθμους με τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή ακολουθείται από τη διαδικασία της επέμβασης. Αρχικά κατά τη δεύτερη αυτή φάση γίνεται αφαίρεση του επιθήλιου του κερατοειδή με ειδικό βουρτσάκι. Ακολούθως, με βάση τη διεργασία που έχει γίνει κατά την προεργασία, ακολουθεί η αναδιαμόρφωση της επιφάνειας του κερατοειδή, όπου οι παλμοί του laser ελέγχονται από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, με βάση τον αλγόριθμο και την εισαγωγή των δεδομένων της προεργασίας, σύμφωνα με τα στοιχεία του πάσχοντος. [30]

Η μέθοδος PRK εν γένει εφαρμόζεται σε ασθενείς που διαθέτουν λεπτό πάχος κερατοειδούς. Επιπροσθέτως, η μέθοδος PRK βρίσκει εφαρμογή και σε πάσχοντες μη ήπια μυωπία, υπερμετρωπία, και αστιγματισμό. Ενώ, πρέπει να επισημανθεί ότι κατόπιν αφαίρεσης του επιθήλιου³, και εφαρμογής του laser ακολουθεί η τοποθέτηση ενός θεραπευτικού φακού με σκοπό την επούλωση του επιθήλιου μέσα, μέσα στις επόμενες τρεις έως τέσσερις μέρες.

³ επιθήλιο καλείται το επιφανειακό τμήμα του κερατοειδούς

Επίσης, παρουσιάζονται ορισμένες διακυμάνσεις στην όραση γι' αυτό ο προστατευτικός φακός σε ορισμένες περιπτώσεις αφαιρείται και ως την παρέλευση ακόμα και 7 ημερών.

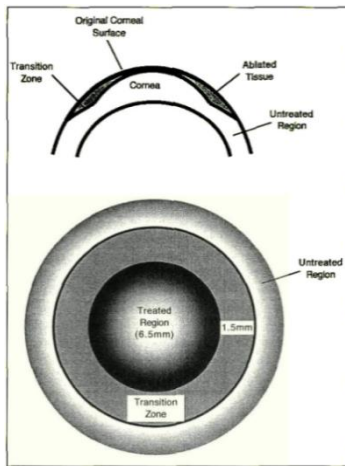


Figure 1. Representation of tissue removal in PRK for hyperopia.

Εικόνα γ.5: Μέθοδος PRK [35]

Ενώ, πρέπει να γίνει μνεία στο ότι η νάρκωση του ανθρώπινου οφθαλμού επιτυγχάνεται με αναισθητικές σταγόνες, και εν γένει κατά κατά κοινή αποδοχή των περισσότερων ασθενών θεωρείται ανώδυνη αυτή η επέμβαση. [36]

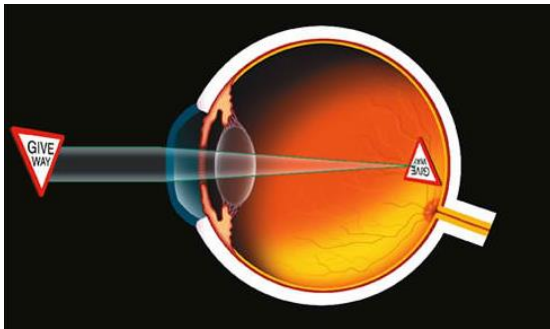
Γ.3.3 LASIK (Laser Assisted in Situ Keratomileusis)

Στη μέθοδο LASIK, πραγματοποιείται παραμερισμός του επιθήλιου. Ο τρόπος παραμερισμού του είναι με τη χρήση ενός μηχανικού μέσου, του μικροκερατόμου. Ο μικροκερατόμος είναι μια κινητή λεπίδα, η οποία επιτρέπει με τη κίνηση της τη δημιουργία μιας τομής στο επιφανειακό τμήμα του κερατοειδή, δημιουργώντας μια ομοιόμορφη τομή. Ενώ, το επιθήλιο που αποκόπτεται δεν αφαιρείται πλήρως. [17]

Έπεται, μετά τον παραμερισμού του κρημνού (flap) η ακτινοβολήση με laser στο τμήμα του κερατοειδή προς επέμβαση (όπως φαίνεται στην εικόνα γ.7). Μετά την εφαρμογή των παλμών του laser επανατοποθετείται το επιθήλιο, προστατεύοντας κατ' αυτόν τον τρόπο τον κερατοειδή. [30]

Επιπλέον, η διάμετρος του κρημνού σχετίζεται με βάση την τοποθέτηση της κεφαλής του μικροκερατόμου, με το πάχος του κρημνού να καθορίζεται από την επιλεγμένη κεφαλή. Οι μηχανικοί μικροκερατόμοι τείνουν να παράγουν μιας μορφής μηνίσκου κρημνό, χωρίς τη δυνατότητα δημιουργίας πλευρικού τοιχώματος χωρίς να είναι εφικτό να σχηματιστεί οποιαδήποτε γωνία στην τομή.

Επίσης στη δημιουργία του κρημνού γίνεται εφαρμογή ενός δακτυλίου αναρρόφησης με σκοπό τη σταθεροποίηση του ματιού σε μια σταθερή θέση, και στη συνέχεια χρησιμοποιείται μια ταλαντευόμενη σε οξεία γωνία λεπίδα, η οποία βρίσκεται μέσα σε μια κεφαλή του μικροκερατόμου, η οποία προωθείται προς τον κερατοειδή, ώστε να κοπεί ο κρημνός. Όμως, απαιτείται ο εντοπισμός της επιπέδωσης του κερατοειδούς, που βρίσκεται πάνω από την περιοχή του κοψίματος [17]



Εικόνα γ.6: Ορθή αναπαράσταση του ειδώλου στη LASIK [37]

Αυτό το οποίο επιτυγχάνεται με τη μέθοδο LASIK, όπως φαίνεται και στο παραπάνω σχήμα (εικόνα γ.6) είναι η ορθή αναπαράσταση των ειδώλων των αντικειμένων, ώστε να μην εμφανίζονται μπροστά από τον αμφιβληστροειδή, αλλά να λαμβάνονται σε αυτόν, ώστε να αποφεύγεται η θολότητα στην όραση. Ενώ η διαδικασία που προαναφέρθηκε για τη LASIK φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα γ.7: Μέθοδος LASIK [36]

Γ.3.4 LASEK (Laser Assisted Sub-Epithelial Keratectomy)

Η μέθοδος LASEK συνιστά μια παραλλαγή των δύο μεθόδων που προαναφέρθηκαν, της LASIK, και της PRK. Η ουσιώδης διαφορά είναι στο πρώτο στάδιο της επέμβασης, όπου για την απομάκρυνση του επιθηλίου γίνεται χρήση χημικών, και πιο συγκεκριμένα αιθανόλης, αντί για τη χρησιμοποίηση μικροκερατόμου, με σκοπό τη διαχώρηση της επιθηλιακής στοιβάδας και τη δημιουργία επιθηλιακού κρημνού. Ακολούθως γίνεται εφαρμογή του laser, όπως και στις δύο προηγούμενες περιπτώσεις. Η αύξηση ή ελάττωση της κυρτότητας του κερατοειδούς επιτρέπει αντιστοίχως τη διόρθωση της μυωπίας, της υπερμετρωπίας, και του αστιγματισμού. Εν συνεχεία γίνεται επανατοποθέτηση του κρημνού στη θέση του και τοποθετείται ο προστατευτικός φακός επαφής, για διάστημα 3 έως 7 ημερών, έως ότου με βεβαιότητα να έχει αναπλασθεί το επιθήλιο, με ασφάλεια. [38] Η διαδικασία που προαναφέρθηκε για τη LASEK φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα γ.8: Μέθοδος LASEK [39]

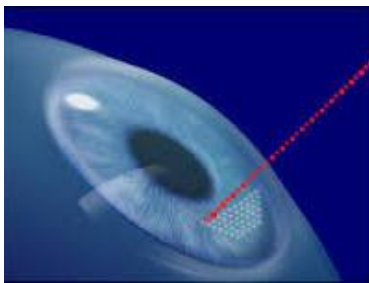
Γ.3.5 Epi-LASIK (Epi - Laser Assisted in Situ Keratomileusis)

Η μέθοδος Epi-LASIK στηρίζεται στο γεγονός ότι αφαιρείται το επιθήλιο αλλά όχι η μεμβράνη του Bowman⁴, μέσω της χρήσης του μικροκερατόμου. Συνεπώς το laser επιδρά στα επιφανειακά στρώματα στον κερατοειδή. [40]

Γ.3.6 Το Femtosecond LASIK στην οφθαλμολογία

⁴ Ο κερατοειδής ιστολογικά απαρτίζεται από 5 στιβάδες κυττάρων: το επιθήλιο, τη μεμβράνη του Bowman, το στρώμα, τη μεμβράνη του Descemet και το ενδοθήλιο. Η μεμβράνη του Bowman αποτελεί στοιβάδα του κερατοειδούς που είναι κυτταρική με πάχος από 8 έως 12 μm και συνίσταται από κολλαγόνο και θεμέλια ουσία. Συντελεί στη στερεότητα και την αντοχή του κερατοειδούς.

Τα laser αυτά εκπέμπουν σε μήκη κύματος που ανήκουν στο υπέρυθρο φάσμα, στα 1053 nm, όπου σε συνδυασμό με τη μικρή ενέργεια και το βραχύ χρόνο επιτρέπουν τη φωτοδιάσπαση του ιστού του κερατοειδή (όπως φαίνεται στην εικόνα γ.9), και η δύναμη που τέμνει τους ιστούς εμφανίζεται υπό μορφή φουσαλίδας. Όπου, ένα τέτοιο femptosecond LASIK laser είναι το Nd-YAG laser. [41]



Εικόνα γ.9: Μέθοδος Femtosecond LASIK [42]

Το όνομα του προήλθε από τη διάρκεια των παλμών με τους οποίους λειτουργεί το laser αυτό. Με τη χρήση αυτού του laser αποφεύγεται ο μικροκερατόμος, για τη δημιουργία κερατικού κρημονού, και παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας πιο προβλέψιμου πάχους του κρημονού, και πιο λεία επιφάνεια κοπής. Το πάχος του κρημονού μπορεί κατ' αυτόν τον τρόπο να ξεκινά από τα 80 μm , επιτρέποντας έτσι τη διόρθωση μεγαλύτερων βαθμών μυωπίας. [43]

Γ.4. Τα υπέρ και τα κατά των μεθόδων

Η διαμόρφωση του κερατοειδή προϋποθέτει την τροποποίηση του ιστού, και αυτή η τροποποίηση συνίσταται στην λέπτυνση του ιστού, όπου μέσω της μεγαλύτερης λέπτυνσης επιτυγχάνεται η διόρθωση περισσότερων βαθμών μυωπίας. Βέβαια υπάρχει κάποιο ανατομικό όριο για το όριο λέπτυνσης του κερατοειδή. Μια σημαντική διαφορά της μεθόδου LASIK με τις επιφανειακές τεχνικές είναι ότι στις επιφανειακές τεχνικές λεπταίνει ο κερατοειδής στο απαραίτητο ποσοστό που χρειάζεται για τη διόρθωση του συγκεκριμένου ασθενή επιτρέποντας μεν υψηλή διόρθωση αλλά σε ένα πλαίσιο μακρότερης αποκατάστασης. Σ' αντίθεση με τη μέθοδο LASIK που η αποκατάσταση είναι σύντομη. Επιπλέον ένα σημαντικό πλεονέκτημα της μεθόδου LASIK είναι ότι επιτρέπει το σχηματισμό ενός κρημονού κάτω από τον οποίο εφαρμόζεται η ενέργεια laser. Αφότου κοπεί, παρά το γεγονός ότι επανατοποθετείται επί του

κερατοειδή, παρόλα αυτά δεν συνεισφέρει πλέον στην ευστάθεια του ιστού. [24] Επομένως, συνυπολογίζεται το πάχος του κρημνού, στο πάχος του ιστού που απομακρύνεται περιορίζοντας κατ' αυτόν τον τρόπο το ύψος της διόρθωσης για κάθε ασθενή με ένα δεδομένο πάχος του κεραιοειδή. [44] Επίσης, πρέπει να σημειωθεί ότι η πιθανότητα κεραιοειδούς αστάθειας της λεγόμενης εκτασίας που εμφανίζεται μετεγχειρητικά είναι 0,07 % όπως αυτό προσδιορίζεται στα συμβατικά LASIK πριν από το 2004-2005. Σήμερα, λόγω του καλύτερου προεγχειρητικού ελέγχου, λόγω του μικρότερου εύρους της διαθλαστικής διόρθωσης και της ποιότητας των μικροκερατόμων η πιθανότητα αυτή είναι ακόμα μικρότερη. Η τελική όραση είναι ίδια και σε ορισμένες περιπτώσεις καλύτερη από τη μέθοδο PRK/ASA, η μέθοδος διόρθωσης μυωπίας, αστιγματισμού και υπερμετρωπίας LASIK έχει ταχύτερη ανάκτηση της όρασης, στη χρήση κολυριών για μικρότερο χρονικό πλαίσιο, σε λιγότερα συμπτώματα φωτοφοβίας, θιολερότητας, άλγους και δακρύρροιας, όπως εμφανίζονται στην πρώτη μετεγχειρητική εβδομάδα. Βέβαια, ο ασθενής από την πρώτη μετεγχειρητική μέρα επανέρχεται στην καθημερινότητα του. Στη μέθοδο LASIK, όπως άλλωστε συμβαίνει και στη μέθοδο LASAK δεν τραυματίζεται η οφθαλμική επιφάνεια. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ότι έστω θεωρητικά η πιθανότητα μετεγχειρητικής μόλυνσης είναι μικρότερη από τη μέθοδο PRK. Όμως, όπως συμβαίνει και στην περίπτωση τραυματισμού έτσι και στη μόλυνση, η κεραιοειδής επιφάνεια φαίνεται αν μην κινδυνεύει ούτε και στη μέθοδο της PRK. Επιπροσθέτως, η μετεγχειρητική διαθλαστική αστοχία είναι μικρότερη στη μέθοδο LASIK, σε σχέση με τη μέθοδο PRK, όπου ακόμα και στην περίπτωση διαθλαστικής αστοχίας είναι δυνατή η επανεπέμβαση μετά την πάροδο τεσσάρων με οκτώ εβδομάδων, από την πρώτη επέμβαση, όσον αφορά τη μέθοδο LASIK. Στην περίπτωση της μεθόδου PRK ο ασθενής πρέπει να περιμένει τουλάχιστον έξι μήνες πριν την επέμβαση. [45] Ενώ πρέπει να σημειωθεί ότι με τη χρήση του Femtosecond LASIK αποφεύγεται ο μικροκερατόμος, για τη δημιουργία κεραικού κρημνού επιτρέποντας τη δημιουργία πιο προβλέψιμου πάχους του κρημνού, και πιο λεία επιφάνεια κοπής. [4]

Γ.5 Μαθηματικό πλαίσιο για τη λειτουργία του οφθαλμού

Οι λειτουργίες που οφθαλμού συνδέονται με τις διαδοχικές διαθλάσεις που συμβαίνουν με την ακτινοβολία στην διαδρομή που ακολουθεί εντός του ανθρώπινου οφθαλμού. Εν προκειμένω χρησιμοποιείται ο κανόνας του Snell σύμφωνα με τον οποίο έχουμε ότι:

$$n_1 * \sin\theta_1 = n_2 * \sin\theta_2 \quad (\gamma.1)$$

Όπου, το θ_1 είναι η γωνία πρόσπτωσης (ως προς την κάθετο προς την επιφάνεια) και θ_2 είναι η γωνία ανάκλασης (ως προς την κάθετο προς την επιφάνεια). Το n_1 και το n_2 δείχνουν τους δείκτες διάθλασης που υπάρχουν στα δύο μέσα. Εν προκειμένω πρέπει να γίνει επισήμανση της έννοια της διοπτρίας, η οποία συνιστά μονάδα μέτρησης της διαθλαστικής ισχύος ενός φακού και προσδιορίζεται μαθηματικώς από το αντίστροφο της εστιακής απόστασης, ενώ συνήθως χρησιμοποιείται το σύστημα SI για τον προσδιορισμό της μονάδας μέτρησης, και άρα έχουμε το μέτρο για αυτήν την περίπτωση. Η σχέση αυτή είναι η εξής:

$$D = \frac{1}{f} \quad (\gamma.2)$$

Πρέπει να σημειωθεί ότι ο ανθρώπινος οφθαλμός έχει 64.34 D. [30] Η πορεία η οποία ακολουθεί το φως διέρχεται από δακρυϊκή στοιβάδα, ο κερατοειδής, το υδατοειδές υγρό, το κέντρο της ίριδας ή αλλιώς η κόρη και σταματά εν τέλει η ακτίνα στον αμφιβληστροειδή χιτώνα, όπου μεταφέρεται μέσω του οπτικού νεύρου στο κέντρο όρασης του εγκεφάλου. Το $n_{κερ.} = 1.376$ και το $n_{υδατ.} = 1.336$, δηλαδή ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδή είναι παρεμφερής μ' αυτόν του υδατοειδούς υγρού, έτσι συμπεραίνουμε ότι η γωνιακή εκτροπή είναι αμελητέα. Επομένως γι' αυτό θεωρούμε ότι το οπτικό σύστημα κερατοειδή και του υδατοειδούς υγρού θεωρούνται ως ένα σύστημα. Όμως, λόγω της επαφής του υδατοειδούς υγρού με τον κρυσταλλοειδή φακό προσιδιάζεται κατ' αυτόν τον τρόπο ένα σύστημα στο οποίο έχουμε μια ομάδα λεπτών φακών που βρίσκονται σε επαφή. Αυτό προκαλεί μεταβολή ως προς τον υπολογισμό της εστιακής απόστασης f , οπότε έχουμε ότι:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_{κερ.}} + \frac{1}{f_{κρ.}} \quad (\gamma.3)$$

Το $f_{κερ.}$ εκφράζει την εστιακή απόσταση του κερατοειδή, και το $f_{κρ.}$ εκφράζει την εστιακή απόσταση του κρυσταλλοειδή φακού. Από τη σχέση (γ.1) και τη σχέση (γ.3) προκύπτει ότι:

$$D = D_{κερ.} + D_{κρ.} \quad (\gamma.4)$$

Το D εκφράζει τη συνολική εστιακή ισχύ του συστήματος και είναι $D = 64.34 D$ και δείχνει τη συνολική εστιακή απόσταση του οφθαλμού, με το $D_{κερ.}$ και το $D_{κρ.}$ να αντιστοιχούν στην εστιακή ισχύ του κερατοειδή και την εστιακή ισχύ του κρυσταλλοειδή φακού.

Ακολούθως για την εστίαση σε ένα αντικείμενο ο ανθρώπινος οφθαλμός προσαρμόζεται προκειμένου να εστιάζει καταλλήλως, και είναι εφικτή η ορθή εστίαση σε αντικείμενα που βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις.

Η μέγιστη απαιτούμενη προσαρμογή υπολογίζεται βάση της μέγιστης, και της ελάχιστης απαιτούμενης απόστασης για ένα ενήλικο άτομο, και προκύπτει από τη διαφορά τους. Για παράδειγμα αν ένα αντικείμενο βρίσκεται σε απόσταση $d_1 = 30 \text{ cm}$ και με βάση την απόσταση μεταξύ της οπίσθιας επιφάνειας του φακού και αυτής της πρόσθιας του αμφιβληστροειδή $d_2 = 17 \text{ mm}$ έχουμε το εξής:

$$D_{εγγ.} = \frac{1}{f_{εγγ.}} = \frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} = \frac{1}{0.3 \text{ m}} + \frac{1}{0.017 \text{ m}} \approx 3.33 + 58.82 = 62.15 D$$

Το $D_{εγγ.}$ αφορά το εγγύτερο σημείο και είναι $D_{εγγ.} = 62.15 D$. Όσον αφορά το απώτερο σημείο έχουμε ότι το $d_1 = \infty$ και $d_2 = 17 \text{ mm}$, οπότε προκύπτει ότι:

$$D_{απ.} = \frac{1}{f_{απ.}} = \frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} = \frac{1}{\infty} + \frac{1}{0.017 \text{ m}} \approx 0 + 58.82 = 58.82 D$$

Το $D_{απ.}$ αφορά το εγγύτερο σημείο και είναι $D_{απ.} = 58.82 D$. Επομένως, η μέγιστη προσαρμογή είναι η διαφορά του $D_{εγγ.}$ και του $D_{απ.}$, οπότε έχουμε ότι:

$$\text{προσαρμογή οφθαλμού} = D_{εγγ.} - D_{απ.} = 62.15 D - 58.82 D \approx 3.33 \Rightarrow$$

$$\text{προσαρμογή οφθαλμού} = 3.33 D$$

Η προσαρμογή του οφθαλμού μεταβάλλεται με την ηλικία, αφού ο κρυσταλλοειδής φακός χάνει τη δυνατότητα του να μεταβάλλεται επαρκώς και να αποικτά την κατάλληλη καμπυλότητα. Όπου, στην ηλικία των 8 ετών η μέση προσαρμογή είναι περίπου 14 D, στα 35 έτη πέφτει στα 7 D περίπου, και στα 55 χρόνια καταλήγει στο 1.3 D.

Δηλαδή βλέπουμε ότι όσο αυξάνει η ηλικία τότε τόσο μειώνεται η προσαρμογή του οφθαλμού, έτσι είναι εμφανές ότι πρόκειται για δύο αντιστρόφως ανάλογα ποσά. Η έλλειψη δυνατότητας

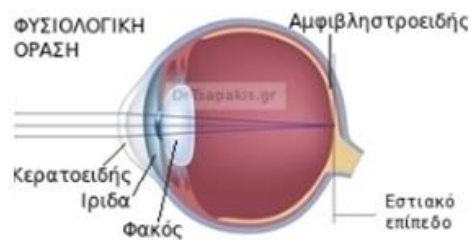
προσαρμογής του ανθρώπινου οφθαλμού είναι η αιτία για την εξασθένηση της όρασης, αφού δεν πραγματοποιείται κατάλληλη εστίαση ανάλογα με την απόσταση του έκαστου υπό εξέταση αντικειμένου.

Γ.6 Ανθρώπινος οφθαλμός

Οι αντιστοιχίες μεταξύ του ανθρώπινου οφθαλμού και μιας φωτογραφικής μηχανής (όπως φαίνεται στην εικόνα γ.11) ως προς τη βασική δομή λειτουργίας τους παρουσιάζουν ορισμένες ομοιότητες που είναι οι εξής:

Πρώτον ο κρυσταλλοειδής φακός επιτελεί τον ίδιο ρόλο μ' αυτόν που έχει ο φακός φωτογραφικής μηχανής. Εφόσον, ο φακός έχει ρυθμιστεί για το άπειρο τότε, τότε τα φωτεινά κύματα συγκλίνουν για να συναντηθούν σε ένα σημείο, αυτό της εστίας. Το εστιακό επίπεδο είναι το επίπεδο όπου η εικόνα είναι καθαρά εστιασμένη, και επ' αυτού του σημείου είναι τοποθετημένο το film, ώστε να είναι επιτρεπτή η καταγραφή της εικόνας.

Κατ' αντιστοιχία ο κρυσταλλοειδής φακός συνιστά ένα από τα σημαντικότερα διαθλαστικά μέσα του οφθαλμού, μαζί με τον κερατοειδή. Η λειτουργία του αφορά την εστίαση νε ευκρίνεια φωτεινών ακτίνων πάνω στην επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Ο φακός είναι διαφανής λόγω της έλλειψης αιμοφόρων αγγείων σε όλη την έκταση του. Αποτελείται από επιθηλιακά κύτταρα τα οποία βρίσκονται σε κανονική διάταξη, ώστε να ελαχιστοποιούνται τα φαινόμενα διάχυσης, γι' αυτό άλλωστε ονομάζεται και κρυσταλλοειδής. Με βάση τα προαναφερθέντα έχουμε το ακόλουθο σχήμα:

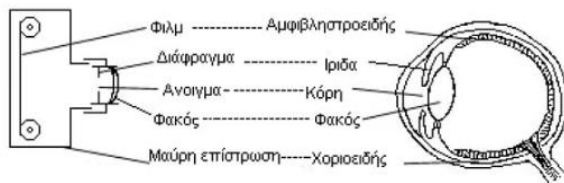


Εικόνα γ.10: Οφθαλμός [46]

Τα επιθηλιακά κύτταρα παράγουν τις ίνες του, αλλά δεν αντικαθίστανται, μ' αποτέλεσμα με την πάροδο των ετών να χάνεται η ελαστικότητα του, προκαλώντας την πρεσβυωπία, λόγω της

μείωσης της ικανότητας του για προσαρμογή. Ο φακός σε άτομα κάτω των σαράντα ετών είναι μαλακός και εύκαμπτος, επιτρέποντας καλή εστίαση, ενώ άνω των σαράντα ετών γίνεται λιγότερο εύκαμπτος, κάνοντας πιο δύσκολη την εστίαση των παρατηρούμενων αντικειμένων.

Το διάφραγμα ελέγχει το ποσό της έντασης του φωτός που περνά στη μηχανή, όπως συμβαίνει και στην ίριδα του ματιού, και στη φωτογραφική μηχανή είναι διαβαθμισμένο σε αριθμούς f. Επομένως παρατηρούμε ότι συμπεριφέρεται όπως η ίριδα του ματιού. Η ίριδα είναι αυτή που είναι υπεύθυνη για το χρώμα των ματιών κάθε ανθρώπου και μέσω της διαστολής, την επονομαζόμενη μυδρίαση, και τη συστολή, τη λεγόμενη μύση της κόρης, επιτρέπει κατ'αντιστοιχία περισσότερο, ή λιγότερο φως να εισέλθει στον οφθαλμό.



Εικόνα γ.11: Οφθαλμός και φωτογραφική μηχανή [47]

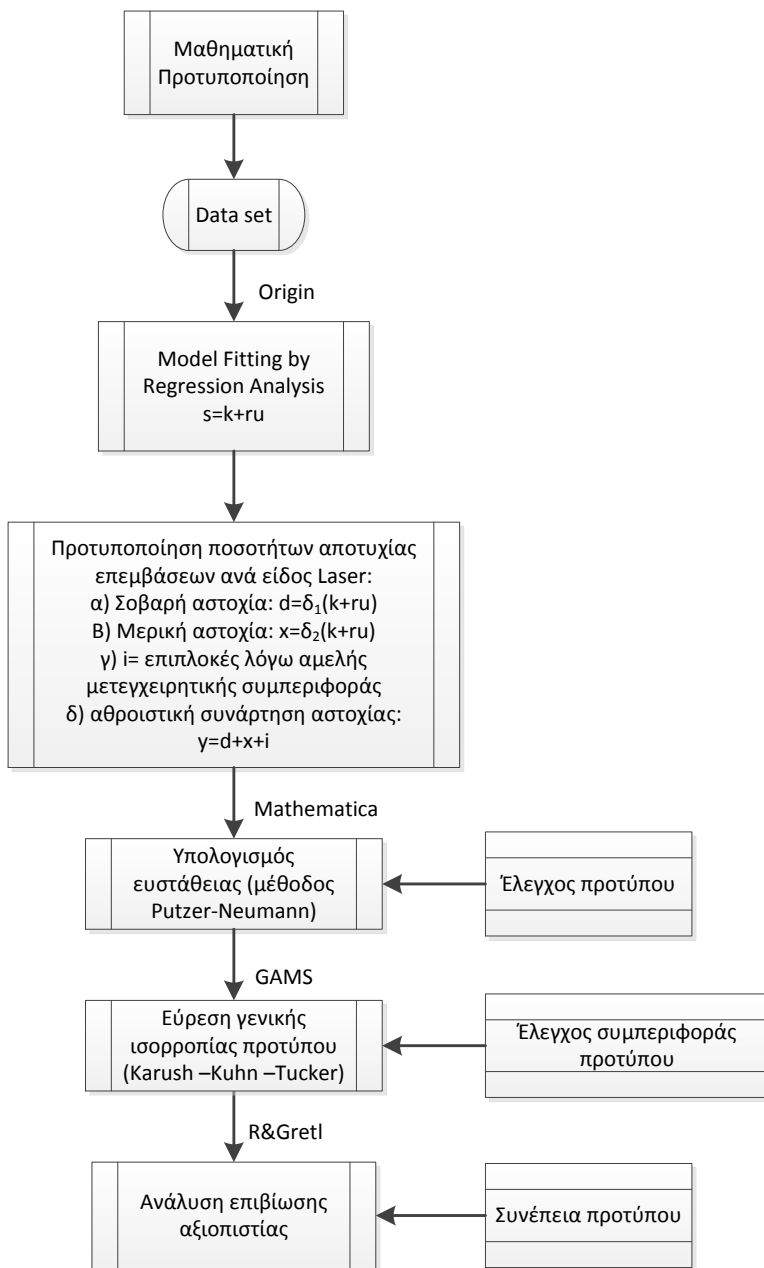
Όπως φαίνεται και από την εικόνα γ.11 ο αμφιβληστροειδής επιτελεί το ρόλο του φωτογραφικού film ή CCD/CMOS array για ψηφιακές κάμερες, όπου επί του αμφιβληστροειδή γίνεται η μετατροπή σε ηλεκτρική ενέργεια του μήκους κύματος που φτάνει σ' αυτόν, και μετατρέπεται σε ηλεκτρική ενέργεια. [48] Η εικόνα μεταφέρεται μέσω του οπτικού νεύρου στον εγκέφαλο, όπου και αποκωδικοποιούνται οι πληροφορίες. [49] Ο αμφιβληστροειδής αποτελεί μια μεμβράνη που βρίσκεται στο πίσω μέρος του ματιού, και περιέχει τους φωτουποδοχείς, που είναι αυτοί που αντιδρούν στο φως στέλνοντας το ερέθισμα στον εγκέφαλο για τη μετατροπή του σε εικόνα. [25]

Κεφάλαιο Δ – Προτυποποίηση των Επιδράσεων των Lasers στην Οφθαλμολογία

Δ. Ανάλυση αποτελεσμάτων

Στη συνέχεια φαίνεται η σημασία της χρήσης laser στη χειρουργική των οφθαλμών. Εν προκειμένω παρουσιάζονται κάποια στατιστικά στοιχεία σχετικά με προβλήματα στην όραση, που αφορούν τον αμερικανικό πληθυσμό για το έτος 2010.

Εν προκειμένω γίνεται διαχωρισμός των στοιχείων ανά κατηγορία ασθενειών της όρασης. Ακολουθεί μια κανονικοποίηση των δεδομένων μέσω των cases, όπου έγινε με βάση την αύξουσα σειρά της ελάχιστης ηλικίας. Στη συνέχεια μέσω της κατηγοριοποίησης των στοιχείων δίνονται οι γραφικές απεικονίσεις αυτών των κατηγοριών. Μέσω των γραφικών και από την ανάλυση των αποτελεσμάτων προσδιορίζουμε τη σχέση που περιγράφει τα ποσά του πληθυσμού που έχουν κάποια από αυτές τις κατηγορίες παθήσεων, με περίπου το 85% του αμερικανικού πληθυσμού το 2010 να πάσχει από διαθλαστικές ανωμαλίες. Ακολούθως με βάση την εξαγόμενη σχέση προσδιορίζεται η σχέση ασθενειών της όρασης, όπου η ασθένεια παραμένει ακόμα και με επέμβαση και επιπλέον η σχέση που περιγράφει παραμένουσες βλάβες της όρασης, αλλά όχι και τόσο σοβαρές. Χρησιμοποιώντας τις δύο τελευταίες σχέσεις λαμβάνουμε την αντίστοιχη αθροιστική συνάρτηση και εν κατά κλειδί καταλήγουμε σε ένα υπόδειγμα του κόστους εφαρμογής τους. Έτσι, διαμορφώνεται ένα σύστημα σχέσεων που αναπαριστούν βλάβες στην όραση και φτάνουμε στη σχέση ελαχιστοποίησης αυτών των βλαβών, σε σχέση με το κόστος. Ακολούθως, πρέπει να αναφερθεί ότι γίνεται στατιστική ανάλυση των δεδομένων με χρήση του OriginPro και προσδιορίζουμε την αρχική μαθηματική σχέση του προτύπου για τα ποσά του πληθυσμού που έχουν κάποια από αυτές τις κατηγορίες παθήσεων. Επαληθεύσεις για την ευστάθεια του προτύπου γίνονται μέσω του αλγορίθμου Putzer και Neumann [50], υλοποιώντας τον αλγόριθμο του σε Mathematica, ακολούθως εξετάζεται η γενική ισορροπία [51] της σχέσης για το κόστος με τους συντελεστές οφθαλμολογικής αστοχίας με τη μέθοδο Karush –Kuhn –Tucker [50], μέσω του GAMS [52]. Η ανάλυση επιβίωσης αξιοπιστίας του προτύπου γίνεται με τη χρήση της R [53] και του Gretl [54]. Έτσι, η πορεία εύρεσης της επίδρασης των lasers στην οφθαλμολογία είναι η ακόλουθη (χρησιμοποιώντας το Microsoft Visio) όπως συνοψίζεται στο παρακάτω σχήμα:



Σχήμα δ.1: Διαγραμματική μορφή της επίδρασης των lasers στην οφθαλμολογία [55]

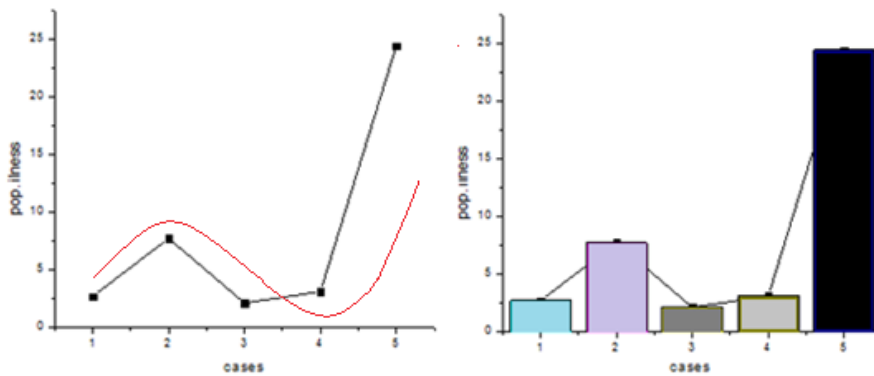
Πρέπει να σημειωθεί ότι ο πληθυσμός που αναφέρεται στους πίνακες αφορά εκατομμύρια, ενώ όσον αφορά τις στήλες case χρησιμοποιούνται για την κανονικοποίηση του προτύπου.

Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται τα αποτελέσματα για τις ασθένειες σχετικά με την ανθρώπινη όραση, που είναι τα εξής:

Πίνακας δ.1 – Ασθένειες όρασης [56]

	Population with illness (millions)	age (years)	case (per unit)
cataracts	2,7	≥40	1
glaucoma	7,7	≥40	2
AMD	2,1	≥50	3
Diabetic retinopathy	3,2	≥50	4
Dry eye	24,4	≥75	5

Έτσι όσο αφορά τις ασθένειες της ανθρώπινης όρασης χρησιμοποιώντας ως δείγμα τον αμερικανικό πληθυσμό προκύπτει το παρακάτω διάγραμμα για το ποσό του πληθυσμού που εμφανίζουν παθήσεις αυτής της κατηγορίας του παραπάνω πίνακα. Έτσι, το διάγραμμα αυτό είναι το ακόλουθο:



Σχήμα δ.2: Ασθένειες της όρασης (Στοιχεία Πίνακα δ.1) [57]

Εν προκειμένω όσον αφορά τα στοιχεία του Πίνακα δ.1 παρατηρείται ότι ως προς την προσαρμογή της καμπύλης έχουμε μια ημιτονοειδή συνάρτηση μεταβαλλόμενου πλάτους.

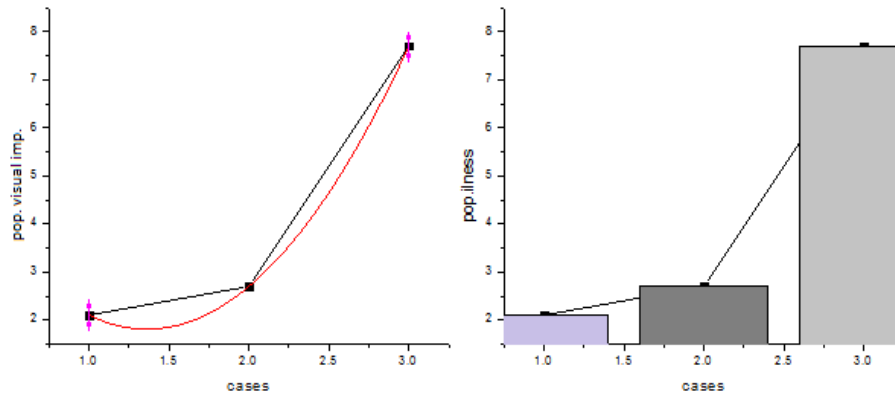
Επίσης, έχουμε τον παρακάτω πίνακα στατιστικών δεδομένων που είναι ο εξής:

Πίνακας δ.2 – Προβλήματα όρασης

	Population with Visual impairment (millions)	age (years)	case (per unit)
Legally blind	2,1	≥40	1

Low vision	2,7	≥40	2
Visually impaired	7,7	≥40	3

Στη συνέχεια φαίνονται τα διαγράμματα που αφορούν προβλήματα της όρασης και περιπτώσεις τύφλωσης, που είναι τα ακόλουθα:



Σχήμα δ.3: Προβλήματα όρασης (Στοιχεία Πίνακα δ.2)

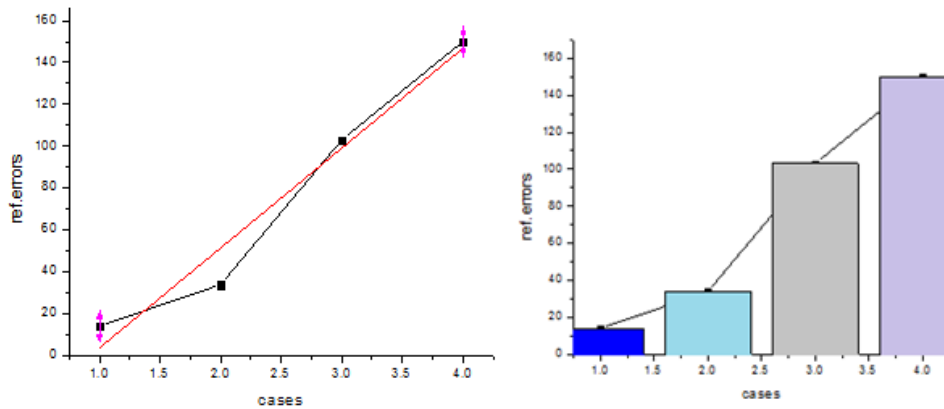
Σ' αυτήν την περίπτωση της κατηγορίας των ασθενειών του Πίνακα δ.2 παρατηρείται ότι η προσαρμογή της καμπύλης στα στοιχεία αυτών των δεδομένων είναι μια εκθετικής μορφής συνάρτηση.

Ακολούθως, παρουσιάζεται ο πίνακας για τις διαθλαστικές ανωμαλίες στην όραση, όπου είναι ο εξής:

Πίνακας δ.3 – Διαθλαστικές ανωμαλίες

	Population with Refractive errors (millions)	age (years)	case (per unit)
Hyperopia	14,2	≥40	1
Myopia	34	≥40	2
Astigmatism	103,1	All ages	3
Corrective eyewear	150	All ages	4

Έτσι, όσον αφορά την περίπτωση των διαθλαστικών ανωμαλιών προκύπτει ο παρακάτω πίνακας που είναι ο εξής:



Σχήμα 4.4: Διαθλαστικές ανωμαλίες της όρασης (Στοιχεία Πίνακα 4.3)

Εν προκειμένω στις διαθλαστικές ανωμαλίες παρατηρείται ότι κατά προσέγγιση έχουμε μια γραμμική συνάρτηση, όπου αυτή η περίπτωση αφορά και το μεγαλύτερο τμήμα του αμερικανικού πληθυσμού.

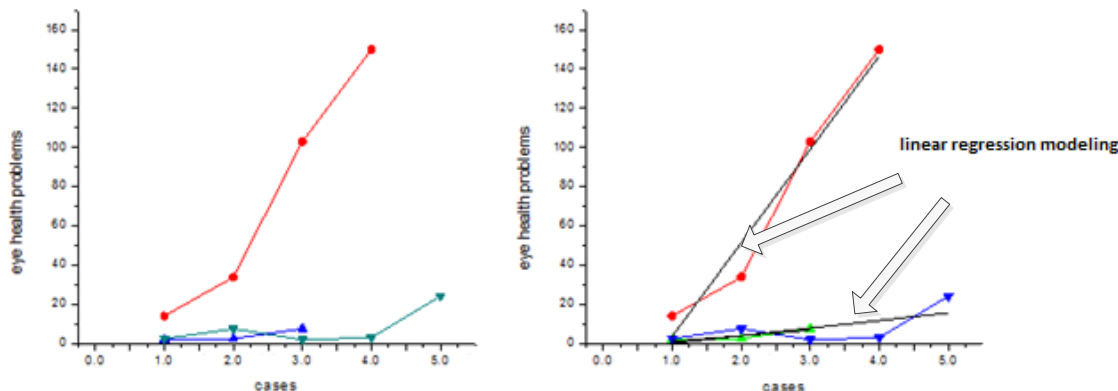
Όσον αφορά την περίπτωση τραυματισμών στους οφθαλμούς έχουμε ότι:

Πίνακας 4.4 – Τραυματισμοί οφθαλμών

	Population with Eye injuries (millions)	age (years)	case (per unit)
Eye injuries	2,7	≥40	1

Η κατηγορία του προηγούμενου πίνακα δεν λαμβάνεται υπόψη στην ανάλυση, λόγω του μοναδικού σημείου σε συνδυασμό με το ότι αντιπροσωπεύει μικρό δείγμα του πληθυσμού αυτή η κατηγορία.

Έτσι, με βάση τους προηγούμενους πίνακες λαμβάνουμε συνοπτικά τα αποτελέσματα που φαίνονται στο γράφημα που περιλαμβάνει όλες τις προαναφερθέντες κατηγορίες και είναι το εξής:



Σχήμα 8.5: Κατηγορίες ασθενειών (Στοιχεία Πίνακα 8.1, 8.2 και 8.3)

Στο αριστερό διάγραμμα του σχήματος 8.5 φαίνονται οι διαθλαστικές ανωμαλίες, τα προβλήματα και οι ασθένειες της όρασης, ενώ στο δεξί γράφημα απεικονίζονται και οι fitted linear regression προσρμογές τους. Σύμφωνα με τα παραπάνω διαγράμματα η κόκκινη γραμμή αφορά τις διαθλαστικές ανωμαλίες, η μπλε γραμμή απεικονίζει τα προβλήματα της όρασης και η πράσινη γραμμή τις ασθένειες της όρασης. Ακολούθως, γίνεται προτυποποίηση με linear regression modeling εφόσον στο σύνολο των κατηγοριών λαμβάνουμε ότι τη μεγαλύτερη επίδραση έχουν οι διαθλαστικές ανωμαλίες στο σύνολο του πληθυσμού, θεωρώντας ότι συνιστά το πλέον αντιπροσωπευτικό πρότυπο, σε διαφορετική περίπτωση θα είχε επιλεγεί fitting που θα αντιπροσώπευε είτε το ημιτονοειδές μεταβαλλόμενου πλάτους είτε εκθετικό, κατ' αντιστοιχία των άλλων δύο κατηγοριών ή ακόμα και κάποιο συνδυαστικό εφόσον δεν ήταν σχεδόν αμελητέα η επίδραση τους στο πρότυπο.

Από τα διαγράμματα αυτά είναι εμφανές ότι οι διαθλαστικές ανωμαλίες είναι η κατηγορία των οφθαλμολογικών παθήσεων που καταλαμβάνουν το μεγαλύτερο ποσοστό του πληθυσμού. Έτσι, φαίνεται η σημασία ιδιαίτερα της μεθόδου PRK και LASIK στην οφθαλμολογία.

Εν συνεχεία, τα αποτελέσματα της γραμμικής προσέγγισης (linear regression) με τη χρήση του προγράμματος OriginPro 8 είναι τα εξής⁵:

Πίνακας 8.5: στοιχεία κατηγοριών:

Στοιχεία Πίνακα	k [Intercept]	r [Slope]	Residual Sum	Standard Error
-----------------	---------------	-----------	--------------	----------------

⁵ Βλέπε Παράρτημα Στ.Ι.1

	(per unit)	(millions/per unit)	of Squares	of Slope r
δ.1	-3.65	3.89	203.667	2.60555
δ.2	-1.43333	2.8	3.26677	1.27017
δ.3	-43.8	47.65	439.215	6.62733

Όπου, το Intercept αφορά τις τομές των καμπυλών με τον άξονα cases και το r (Slope) αφορά την κλίση που σχηματίζεται από τον λόγο $\frac{\Delta(\text{health problems})}{\Delta(\text{cases})}$. Παρατηρούμε από τα αποτελέσματα της εν λόγω ανάλυσης ότι τα στοιχεία με τη μεγαλύτερη επίδραση στον πληθυσμό αφορούν οι περιπτώσεις με τις διαθλαστικές ανωμαλίες, όπου αυτό φαίνεται από την κλίση και από το άθροισμα των τετραγώνων των υπολοίπων. Δηλαδή, η κατηγορία στην οποία βρίσκεται τεράστια εφαρμογή κατά το σύννηθες η θεραπεία μέσω laser. Ενώ, η γενική εξίσωση που προσιδιάζει στα συγκεκριμένα αποτελέσματα, όπως φαίνεται από τη συνδυαστική ανάλυση των αποτελεσμάτων των πινάκων δ.1, δ.2 και δ.3 είναι η εξής:

$$s = k + ru \quad (\delta.1)$$

Όπου το s δείχνει τον αριθμό των ασθενειών της όρασης που χρειάζονται ιατρικής μέριμνας [δηλαδή, s : αριθμός ασθενειών όρασης (millions)], όπου k είναι μια σταθερά (Intercept), το r (Slope) είναι ένας συντελεστής αναλογίας και το u το σύνολο των επηρεαζόμενων κατηγοριών (case according age). Προσδιορίζεται κατ' αυτόν τον τρόπο η μορφή της σχέσης των ασθενειών της όρασης με τις διαθλαστικές ανωμαλίες να καταλαμβάνουν τη σημαντικότερη θέση στο σύνολο του πληθυσμού, όπου εν προκειμένω χρησιμοποιήθηκε ως δείγμα αυτό του αμερικανικού πληθυσμού του έτους 2010. Ενώ πρέπει να σημειωθεί ότι αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία διότι η εφαρμογή των lasers, όπως αυτής του LASIK και LASEK βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στο πλείστο των περιπτώσεων.

Πρέπει να αναφερθεί ότι το ποσοστό επιτυχίας του LASIK, του LASEK και PRK είναι 99%. Επομένως, για το ποσοστό του 1% [58] που στην ιατρική δεν θεωρείται αμελητέο, αλλά παρ' όλα αυτά χαμηλό, επιδρά στη σχέση (δ.1). Όμως αυτό το ποσοστό 0.01 αναφέρεται σε περιπτώσεις μόνιμης βλάβης της όρασης. Ακολούθως συμπεριλαμβάνεται η πιθανότητα 1%, η οποία επιδρά ως συντελεστής στην προαναφερθείσα σχέση. Έτσι, λαμβάνουμε εν τέλει την παρακάτω σχέση που είναι της μορφής:

$$d = \delta_1(k + ru) \quad (\delta.2)$$

Όπου, $\delta_1 \leq 0.01$, με το d να αναπαριστά την σχέση ασθeneιών της όρασης, όπου η ασθένεια παραμένει ακόμη και μετά την επέμβαση, με χρήση laser και ειδικότερα της μεθόδου LASIK. Ενώ το s αφορά τη γενική σχέση για τις ασθένειες της όρασης, χωρίς να υπάρχει σχέση εξάρτησης με επεμβάσεις ή μη.

Πρέπει να σημειωθεί ότι τα ποσοστά επιτυχίας για το LASIK, LASEK και PRK είναι περίπου της τάξης του 0.95, για περιπτώσεις όπου σημειώνονται βλάβες της όρασης αλλά όχι τόσο σοβαρές. Έτσι, εν προκειμένω έχουμε $\delta_2 \leq 0.05$ και η σχέση είναι της μορφής:

$$x = \delta_2(k + ru) \quad (\delta.3)$$

Όπου, το x αναπαριστά την σχέση μικρών παραμενουσών βλαβών της όρασης μετά από επέμβαση. Η γενική μορφή των παραπάνω σχέσεων είναι η ακόλουθη:

$$y = d + x + i = \delta_1(k + ru) + \delta_2(k + ru) + i \quad (\delta.4)$$

Το y είναι η αθροιστική συνάρτηση επίδρασης των ασθeneιών της όρασης, όπου χρησιμοποιούνται οι προηγούμενες σχέσεις. Πρέπει να αναφερθεί ότι ως i αναφέρεται η μεταβλητή που μπορεί να προκληθούν βλάβες στην όραση από αμελή μετεγχειρητική συμπεριφορά.

Κατηγοριοποιώντας ανάμεσα σε LASIK με LASEK σε σχέση με το PRK, εξετάζουμε αν αυτό το σύστημα εξισώσεων είναι ευσταθές και έχουμε ότι:

$$y_1 = d_1 + x_1 + i_1 \quad (\delta.5)$$

$$y_2 = d_2 + x_2 + i_2 \quad (\delta.6)$$

Δηλαδή, εν προκειμένω έχουμε ένα σύστημα δυο αθροιστικών συναρτήσεων, που είναι η y_1 και y_2 αντίστοιχα για την LASIK με LASEK και την PRK, όπου μέσω της μεθόδου Putzer και Neumann ελέγχουμε την ευστάθεια των στοιχείων, όπως βλέπουμε από την Ανάλυση Στ.Π.1⁶. Όσον αφορά τις eigenvalues χρησιμοποιώντας τη μέθοδο Karush-Kuhn-Tucker⁷ έχουμε ότι:

⁶ Βλέπε Παράρτημα Στ.Π.

⁷ Βλέπε Παράρτημα Β.

Πίνακας δ.6: Αποτελέσματα για τα eigenvalues

Eigen values	
λ_1	0.888806
λ_2	0.00832262

Εν προκειμένω διαπιστώνουμε ότι από τα αποτελέσματα του \mathcal{Y}_1 και \mathcal{Y}_2 ότι το πρότυπο είναι ευσταθές, όπως φαίνεται από τις eigenvalues (stable model)⁸, εφόσον βρίσκονται μέσα στον μοναδιαίο κύκλο. Αυτό σημαίνει ότι όπως ορίστηκε στον αλγόριθμο εφόσον η τεχνολογία βελτιώνεται λαμβάνοντας υπόψη τις οφθαλμολογικές αστοχίες που εμφανίζονται (ελέγχεται δηλαδή πλέον ως δυναμικό σύστημα, γι' αυτό άλλωστε γίνεται και ο έλεγχος ευστάθειας), τότε το πρότυπο το οποίο χρησιμοποιείται ουσιαστικά παραμένει αξιόπιστο. Έτσι, εφόσον αρχικά έγινε η ανάλυση του προτύπου σύμφωνα με τη θεωρία για τις καμπύλες προσαρμογής (fitted curves) μέσω του Origin, ακολούθως πραγματοποιήθηκε έλεγχος σταθερότητας του συστήματος με τη χρήση της μεθόδου Putzer & Neumann (εφαρμογή σε Mathematica) [59] και ακολούθως έπεται προσομοίωση του προτύπου με το GAMS⁹. Προτυποποιώντας έχουμε ότι:

$$y = (\delta_1 + \delta_2)(k + ru) + i \quad (\delta.7)$$

Η ελαχιστοποίηση της επίδρασης των ασθeneιών της όρασης, σχετίζεται και με το κόστος παραγωγής τους, L και επιλύεται χρησιμοποιώντας¹⁰ την σχέση που είναι η ακόλουθη:

$$\min L = \delta_1 * o + \delta_2 * c \quad (\delta.8)$$

Όπου το o και το c αναπαριστούν τους συντελεστές μοναδιαίου κόστους (οι οποίες είναι εξωγενείς μεταβλητές που εμπεριέχουν στοιχεία κόστους και τεχνολογικούς παράγοντες) των μεταβλητών του 0.01 και 0.05 αντίστοιχα. [60] Βέβαια πρέπει να προσδιοριστεί ότι αυτή η ανάλυση των σχέσεων (δ.7) και (δ.8) περιορίζεται αποκλειστικά στους συντελεστές αστοχίας των μεθόδων LASIK, LASEK και PRK, με τις αντίστοιχες τιμές μοναδιαίου κόστους. Ακολούθως

⁸ Χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Putzer και Neumann (Παράρτημα Α)

⁹ Βλέπε Παράρτημα Στ.ΙΙΙ

¹⁰ Karush –Kuhn –Tucker μεθοδολογία (Παράρτημα Β)

για την επαλήθευση της ορθότητας της ελαχιστοποίησης του κόστους ελέγχεται η σχέση (δ.8) υπό τον περιορισμό της σχέση (δ.7). Οπότε επιλύουμε το σύστημα που είναι το εξής:

$$\left\{ \begin{array}{l} \min L = \delta_1 * o + \delta_2 * c \\ \text{s. t. } y = (\delta_1 + \delta_2)(k + ru) + i \end{array} \right\} \quad (\delta.9)$$

Οπότε κατ' αυτόν τον τρόπο μπορεί να προσδιοριστεί η επίδραση των lasers PRK, LASIK και LASEK στην οφθαλμολογία. Είναι εμφανής η θετική επίδραση που έχουν τα δ_1 και δ_2 στις εξισώσεις από τις θετικές τιμές που λαμβάνουν. Ενώ, αυτό που παρατηρείται είναι ότι αυξάνοντας τις επενδύσεις για βελτίωση των αποτελεσμάτων αστοχίας στην οφθαλμολογία μέσω χρήσης laser είναι περίπου ίδιο το οριακό κόστος, όπως φαίνεται και στα αποτελέσματα της Ανάλυσης δ.2, που είναι τα εξής:

Πίνακας δ.7: Οριακές τιμές κόστους

Σχέσεις	Μοναδιαίες Οριακές Τιμές
$L = \delta_1 * o + \delta_2 * c$	1
$d = \delta_1(k + ru)$	0.495
$x = \delta_2(k + ru)$	0.389

*Πρέπει να σημειωθεί ότι εν προκειμένω το i θεωρήθηκε αμελητέο

Λαμβάνοντας βέβαια αποκλειστικά υπόψη το μοναδιαίο και τους συντελεστές αστοχίας στην οφθαλμολογία. Πρέπει να σημειωθεί ότι τα αρχικά δεδομένα αφορούσαν τον αμερικανικό πληθυσμό για το έτος 2010, όμως αυτή η μεθοδολογία μπορεί εν γένει να εφαρμοστεί σε μια πληθώρα περιπτώσεων πέρα αυτών των τριών, καθώς επίσης ακόμα και σε μη θέματα οφθαλμολογίας, όπως στην δερματολογία κτλ. Εν κατά κλειδί όπως αναμέναμε παρατηρούμε ότι η μέθοδοι της PRK, LASIK, και LASEK είναι αρκετά ασφαλείς και αξιόπιστες.

Ακολουθώντας, για τον έλεγχο της συνέπειας του προτύπου προχωρήσαμε στην κανονικοποίηση που φαίνεται στον πίνακα που είναι ο εξής:

Πίνακας δ.8 – Κανονικοποίηση δεδομένων¹¹

x_1 : Case (per unit)	x_2 : Illness cure canonical	x_3 : Age influence	w : Population with eye health
-------------------------	--------------------------------	-----------------------	----------------------------------

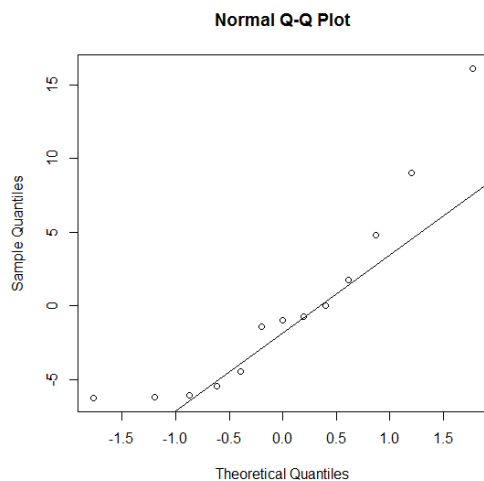
¹¹ Βλέπε Παράρτημα Π.Δ.

	(per unit)	canonical (per unit)	problems (millions)
1	1	1	2,7
1	1	1	7,7
1	1	0	2,1
1	1	0	3,2
1	1	0	24,4
0	0	1	2,4
0	0	1	7,7
0	0	1	2,1
1	1	1	34
1	1	1	14,2
1	1	0	103,1
1	1	0	150
0	1	1	2,7

Στον κανονικοποιημένο πίνακα οι ομάδες του case διαμορφώθηκαν με βάση την κατηγορία 1 (όπου, λαμβάνει την τιμή 1) για την περίπτωση των κατά το πλείστο ιάσιμων περιπτώσεων με τη χρήση lasers, ενώ η κατηγορία 2 τις μη κατά πλείστο ιάσιμων περιπτώσεων (όπου, λαμβάνει την τιμή 0). Η στήλη του illness cure canonical διαμορφώθηκε με βάση το αν αφορούν τις πιο συνηθισμένες οφθαλμολογικές περιπτώσεις θεραπείας με laser (όπου, έχουμε την τιμή 0) ή όχι (όπου, αφορά την τιμή 1). Η τρίτη στήλη διαμορφώθηκε σύμφωνα με το αν η ηλικία έχει σημαντική επιρροή στην έκαστη περίπτωση (με τιμή 1 είναι οι περιπτώσεις που αφορούν ελάχιστο όριο ηλικίας τα 40 έτη και οι υπόλοιπες εκτός αυτού του κατώτατου ορίου λαμβάνουν την τιμή 1).

Με βάση τον Πίνακα δ.8 έχουμε ότι $w = w(\vec{x}) = w(x_1, x_2, x_3)$. [53] Εξετάζεται η w ταυτόχρονα με όλες τις επεξηγηματικές μεταβλητές, δηλαδή τη x_1 , x_2 και τη x_3 . Έτσι, εκτελώντας την ανάλυση παλινδρόμησης με όλες τις τρεις επεξηγηματικές μεταβλητές, λαμβάνουμε την παράσταση του σχήματος δ.6. Όπου, συγκρίνονται τα δεδομένα του δείγματος στον κάθετο άξονα του Sample Quantities με τα στοιχεία των αναμενόμενων τιμών από τη θεωρία του οριζόντιου άξονα Theoretical Quantities, δηλαδή των στοιχείων της κανονικής κατανομής. Εφόσον, τα σημεία βρίσκονται κοντά επί της ευθείας τότε οι τιμές του δείγματος

μας ακολουθούν την κανονική κατανομή. Έτσι, μέσω της R [61] λαμβάνουμε την παρακάτω γραφική παράσταση που είναι η ακόλουθη:

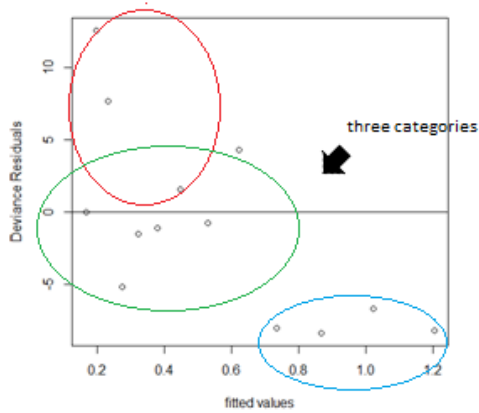


Σχήμα δ.6: Προσαρμογή στοιχείων

Παρατηρούμε εν γένει καλή προσαρμογή των δεδομένων, με εξαίρεση βέβαια τα αρχικά και τελικά σημεία. Δηλαδή, το πρότυπο είναι συνεπές. Όσον αφορά ορισμένα άτυπα σημεία δεν επηρεάζουν το πρότυπο δεδομένου ότι συμπεριλαμβάνονται κάποιες κατηγορίες που λογίζονται στο πρότυπο, παρόλο που έχουν μικρή επιρροή, ενώ η διάκριση κατηγοριών που είχε οριστεί εξαρχής φαίνεται στο επόμενο γράφημα (στο σχήμα δ.7). Βλέπουμε, έτσι ότι το πρότυπο είναι συνεπές με τα στοιχεία από τον αμερικανικό πληθυσμό. Δηλαδή, τα σημεία εμφανίζουν μια σχετικά καλή γραμμικότητα, οδηγώντας μας στο συμπέρασμα ότι η υπόθεση για την κανονικότητα των υπολοίπων δεν παραβιάζεται σε μεγάλο βαθμό.

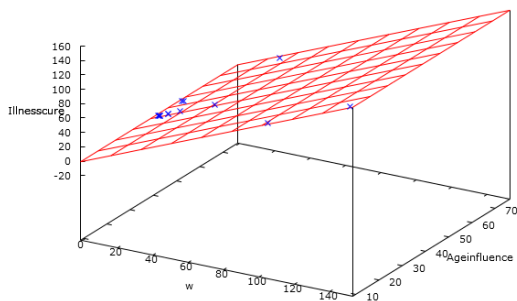
Ακολούθως, παρατίθεται το στικτόγραμμα (scatterplot) όπου στον κάθετο άξονα είναι τα συνήθη υπόλοιπα σε σχέση με τα εκτιμημένα \hat{W}_i που αντιστοιχούν ως fitted values του w και βρίσκονται στον οριζόντιο άξονα. Δεδομένου ότι τα υπόλοιπα δεν κατανέμονται τυχαία γύρω από το μηδέν, τότε τα υπόλοιπα και τα εκτιμημένα \hat{W}_i παρουσιάζουν κάποια μορφή εξάρτησης. Εν προκειμένω έχουμε τρεις κύριες κατηγορίες (η τέταρτη κατηγορία παραλείπεται δεδομένου ότι αφορά μόνο ένα σημείο), που είναι τα προβλήματα της όρασης, οι ασθένειες της όρασης και οι διαθλαστικές ανωμαλίες.

Έτσι, προκύπτει το παρακάτω γράφημα που είναι το εξής:



Σχήμα δ.7: Διασπορά στοιχείων

Πρέπει να σημειωθεί ότι όπως αναμέναμε έχουμε τρεις κατηγορίες οι οποίες φαίνονται στο Σχήμα δ.7 με την πρώτη να εμφανίζει στοιχεία αρνητικής τάσης και τις άλλες δύο με σχέσεις θετικής τάσης και συνεπώς και οι τρεις κατηγορίες δείχνουν ότι τα σημεία δεν είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους. Συμπεραίνουμε ότι πράγματι υπάρχουν λίγα άτυπα σημεία κάτι το οποίο είχε εντοπισθεί και από τα υπόλοιπα Pearson. Εκτός βέβαια από ορισμένα σημεία, δεν προκύπτει όμως ότι παραβιάζεται η υπόθεση της ανεξαρτησίας στο σύνολο των σημείων, ή ότι τα υπόλοιπα δεν έχουν κοινή διασπορά ανά κατηγορία. [62] Όσον αφορά την τρισδιάστατη αναπαράσταση των μεταβλητών w (αφορά την στήλη του Πίνακα δ.6) σε σχέση με τις μεταβλητές x_2 (Illness cure, αλλά όχι canonical είναι οι πρώτες στήλες με τις παθήσεις των Πινάκων δ.1, δ.2 και δ.3) και x_3 (Ageinfluence, αλλά όχι canonical είναι οι στήλες που αφορούν το age των Πινάκων δ.1, δ.2 και δ.3) έχουμε ότι:



Σχήμα δ.8: Τρισδιάστατη αναπαράσταση στοιχείων [54]

Ακολούθως με Normality test επαληθεύεται ότι το πλέγμα των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε είναι καλά προτυποποιημένο και παρουσιάζει μια κανονική κατανομή. Αυτό φαίνεται από τα παρακάτω αποτελέσματα των δύο επεξηγηματικών μεταβλητών X_2 και X_3 (ανεξάρτητων μεταβλητών) σε σχέση με την ερμηνεύσιμη μεταβλητή w (εξαρτημένη μεταβλητή), όπως προκύπτει από την ανάλυση στο Gretl [63] ότι:

Πίνακας δ.9: Έλεγχος Jarque-Bera

Δεδομένα	p value
x_3 : Age influence canonical	0.333856
x_2 : Illness cure canonical	0.164334

Παρατηρείται από τον Πίνακα δ.9 ότι δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση για το Jarque-Bera έλεγχο (για τις κανονικοποιημένες τιμές του x_2 και του x_3 , του Πίνακα δ.6) αφού η πιθανότητα p δεν είναι μικρότερη του 0.05. [53] Όπου αυτό μας ενδιαφέρει ιδιαίτερα γιατί εν προκειμένω έχουμε εισάγει ένα σύνολο δεδομένων, στο οποίο φαίνεται ότι δεν αποκλίνουν από την κανονικότητα, δηλαδή, δεν υπάρχει θετική ή αρνητική ασυμμετρία και δεν υφίσταται λεπτοκύρτωση. Ενωώντας ότι δεν υπάρχουν ακραίες τιμές που να μην είναι συμβατές με την κανονική κατανομή. Έτσι, εν γένει το πρότυπο είναι συνεπές. Παρατηρούμε ότι το πρότυπο επαληθεύεται μέσω των σχέσεων που προέκυψαν κατόπιν μιας σειράς σταδίων, που ξεκίνησε με βάση την μαθηματική προτυποποίηση της σχέσης, την ανάλυση της μέσω του OriginPro για τις προσαρμοσμένες καμπύλες (fitted curves), την ευστάθεια της μέσω αλγορίθμων Putzer και Neumann στο Mathematica, και την ισορροπία με τη μέθοδο Karush –Kuhn –Tucker της μέσω του GAMS. Ο έλεγχος της αξιοπιστίας του προτύπου έγινε με τη χρήση της R και ακολούθως του Gretl, αφού προηγήθηκε η κανονικοποίηση των μεταβλητών του μαθηματικού προτύπου μέσω της λογικής των δ_1 και δ_2 του συστήματος των μαθηματικών σχέσεων για τα laser στην οφθαλμολογία.

Παράρτημα Α - Εξισώσεις Putzer και Neumann

Π.Α.Ι.1 Θεωρία Putzer

Χρησιμοποιήθηκε η θεωρία Putzer στον αλγόριθμο της προτυποποίησης. Η ανάπτυξη ενός αλγορίθμου για A^n . [50] Έστω, ότι $k \times k$ ένας πίνακας πραγματικών αριθμών. Μια αναπαράσταση του A^n είναι η εξής:

$$A^n = \sum_{j=1}^n u_j(n)M(j-1) \quad (\text{π.α.Ι.1})$$

όπου, το $u_j(n)$ δείχνει μια βαθμιδωτή μεταβλητή. Επίσης, έχουμε ότι:

$$M(j) = (A - \lambda_j I)M(j-1), M(0) = I \quad (\text{π.α. Ι.2})$$

Μέσω επαναλήψεων καταλήγουμε στη μορφή που είναι η ακόλουθη:

$$M(n) = (A - \lambda_n I)(A - \lambda_{n-1} I) \dots (A - \lambda_1 I) \quad (\text{π.α. Ι.3})$$

Σε πιο συμπαγή μορφή έχουμε ότι:

$$M(n) = \prod_{j=1}^n (A - \lambda_j I) \quad (\text{π.α. Ι.4})$$

Σύμφωνα με το θεώρημα Cayley-Hamilton προκύπτει ότι:

$$M(k) = \prod_{j=1}^k (A - \lambda_j I) = 0 \quad (\text{π.α. Ι.5})$$

Όπου, $M(n) = 0$ για όλα τα $n \geq k$. Έτσι, η σχέση (π.α.1) αναδιαμορφώνεται ως εξής:

$$A^n = \sum_{j=1}^k u_j(n)M(j-1) \quad (\text{π.α. Ι.6})$$

Για $n=0$ η προηγούμενη σχέση δίνει ότι:

$$A^n = I = u_1(0)I + u_2(0)M(1) + \dots + u_k(0)M(k-1) \quad (\text{π.α. Ι.7})$$

Κατ' αυτόν τον τρόπο ικανοποιούνται οι ακόλουθες συνθήκες. που είναι οι εξής:

$$u_1(0) = 1 \text{ και } u_2(0) = u_3(0) = \dots = u_k(0) = 0 \quad (\text{π.α. Ι.8})$$

Από τη σχέση (π.α.6) προκύπτει ότι:

$$\sum_{j=1}^k u_j(n+1)M(j-1) = AA^n = A[\sum_{j=1}^k u_j(n)M(j-1)] = \sum_{j=1}^k u_j(n)AM(j-1) \quad (\text{π.α. I.9})$$

Αντικαθιστώντας το $AM(j-1)$ στη σχέση (π.α.2) έχουμε ότι:

$$\sum_{j=1}^k u_j(n+1)M(j-1) = \sum_{j=1}^k u_j(n)[M(j) + \lambda_j M(j-1)] \quad (\text{π.α. I.10})$$

Συγκρίνοντας τους συντελεστές του $M(j)$, $1 \leq j \leq k$, με τη σχέση (π.α.10) και τη συνθήκη (π.α.8) προκύπτει ότι:

$$u_1(n+1) = \lambda_1 u_1(n), \quad u_1(0) = 1, \quad u_j(n+1) = \lambda_j u_j(n) + u_{j-1}(n) \quad \text{και} \quad u_j(0) = 0, \quad \text{όπου} \\ j=2,3,\dots,k \quad (\text{π.α. I.11})$$

Έτσι, έχουμε ότι:

$$u_1(n) = \lambda_1^n, \quad u_j(n) = \sum_{i=0}^{n-1} \lambda_j^{n-1-i} u_{j-1}(i), \quad \text{όπου} \quad j=2,3,\dots,k \quad (\text{π.α. I.12})$$

Από τις σχέσεις (π.α.4) και (π.α.12) διαμορφώνεται ο αλγόριθμος Putzer.

Π.Α.Π.1 Εξίσωση του Neumann

Παρατίθεται η εξίσωση του Neumann που χρησιμοποιήθηκε στους υπολογισμούς των αλγορίθμων και περιγράφεται από την ακόλουθη σχέση που είναι της μορφής:

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{r=0}^{n-1} A^r = \sum_{r=0}^{\infty} A^r = (I - A)^{-1} \quad (\text{π.α.Π.1})$$

Πρέπει να σημειωθεί ότι η προτυποποίηση αυτή προέρχεται από μαθηματικό υπόβαθρο που έχει ιδιαίτερα ευρεία εφαρμογή στον κλάδο των μαθηματικών, αλλά και των οικονομικών, βρίσκει εφαρμογή και στην προκειμένη περίπτωση των lasers στην οφθαλμολογία. Έτσι, παρατίθενται τα ακόλουθα:

$$y_1 = d_1 + x_1 + i_1 \quad (\delta.5)$$

$$y_2 = d_2 + x_2 + i_2 \quad (\delta.6)$$

Ακολουθώς έχουμε το σύστημα εξισώσεων που είναι το ακόλουθο:

$$d_1(n+1) = a_{11}y_1(n) \quad (\text{π.α.Π.2})$$

$$d_2(n+1) = a_{22}y_2(n) \quad (\text{π.α.Π.3})$$

$$m_1(n+1) = a_{21}y_1(n) \quad (\text{π.α.Π.4})$$

$$m_2(n+1) = a_{12}y_2(n) \quad (\text{π.α.Π.5})$$

Όπου, $a_{ij} > 0$, για $i, j = 1, 2$. Δεδομένου ότι χρησιμοποιούνται εν προκειμένω το y_1 και y_2 έχουμε ότι:

$$m_1(n) = x_1(n) \quad (\text{π.α.Π.6})$$

$$m_2(n) = x_2(n) \quad (\text{π.α.Π.7})$$

Από τις παραπάνω σχέσεις προκύπτει ότι:

$$\begin{pmatrix} y_1(n+1) \\ y_2(n+1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1(n) \\ y_2(n) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} i_1(n+1) \\ i_2(n+1) \end{pmatrix} \quad (\text{π.α.Π.8})$$

Σύμφωνα με τα δεδομένα χρησιμοποιούνται τα $i_1(n)=i_1$ και $i_2(n)=i_2$ ως σταθερές, οπότε έχουμε ότι:

$$\begin{pmatrix} y_1(n+1) \\ y_2(n+1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1(n) \\ y_2(n) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} i_1 \\ i_2 \end{pmatrix} \quad (\text{π.α.ΙΙ.9})$$

Από συστήματα ανάδρασης έχουμε ότι:

$$y(n, n_0, y_0) = A^{n-n_0}y_0 + \sum_{r=n_0}^{n-1} A^{n-r-1}g(r) \quad (\text{π.α.ΙΙ.10})$$

Προκύπτει ότι:

$$y(n) = A^n y(0) + \sum_{r=0}^{n-1} A^{n-r-1} I = A^n y(0) + \sum_{r=0}^{n-1} A^r I \quad (\text{π.α.ΙΙ.11})$$

Όπου $I=(i_1, i_2)^T$. Για να υπάρξει ευστάθεια ελέγχουμε την ακόλουθη συνθήκη που είναι της μορφής:

$$d_j(n+1) + m_j(n+1) < y_j(n), \quad j=1,2 \quad (\text{π.α.ΙΙ.12})$$

$$a_{11} + a_{21} < 1 \text{ και } a_{12} + a_{22} < 1 \quad (\text{π.α.ΙΙ.13})$$

Συμπεραίνουμε ότι εφόσον ικανοποιείται η σχέση (π.β.12) ή η σχέση (π.β.13) τότε το σύστημα αυτό είναι ευσταθές σύμφωνα και με τον κώδικα που παρατέθηκε στο Mathematica.

Παράρτημα Β – Μέθοδος Karush –Kuhn –Tucker

Π.Β Karush –Kuhn –Tucker

Για $C \subseteq R^N$, $f: C \rightarrow \mathbb{R}$ και $x^* \in C$, έχουμε ότι:

- Το x^* είναι τοπικό μέγιστο αν και μόνο αν υπάρχει ένα $\epsilon > 0$ τέτοιο ώστε $f(x^*) \geq f(x)$ για κάθε $x \in N_\epsilon(x^*) \cap C$.
- Το x^* είναι τοπικό μέγιστο αν και μόνο αν υπάρχει ένα $\epsilon > 0$ τέτοιο ώστε $N_\epsilon(x^*) \subseteq C$ και $f(x^*) \geq f(x)$ για όλα τα $x \in N_\epsilon(x^*)$.
- Το x^* είναι μέγιστο αν και μόνο αν το $f(x^*) \geq f(x)$ για όλα τα $x \in C$. [64]

Έτσι, για $C \subseteq R^N$ θεωρούμε το θέμα μεγιστοποίησης που είναι το ακόλουθο:

$$\max_{x \in C} f(x) \quad (\text{π.β.1})$$

Ακολούθως, το πρόβλημα μεγιστοποίησης της χρησιμότητας ορίζεται για $\max_{x \in C} f(x)$, όπου $C = \{x \in \mathbb{R}_+^N : p \cdot x \leq m\}$. Έτσι, έχουμε ότι:

$$\max_x f(x) \text{ και } p \cdot x \leq m, x \geq 0 \quad (\text{π.β.2})$$

Πιο συγκεκριμένα το $C = g^{-1}((-\infty, 0])$. Αντιστοίχως για την ελαχιστοποίηση έχουμε το εξής:

$$\min_x f(x) \text{ και } g(x) \geq 0 \quad (\text{π.β.3})$$

Εν προκειμένω πρέπει να σημειωθεί ότι χρησιμοποιήθηκε η σχέση (π.β.3) της μεθόδου Karush –Kuhn –Tucker.

Παράρτημα Γ – Ισορροπία συστήματος

Π.Γ.1 Ισορροπία συστήματος

Εν προκειμένω χρησιμοποιούμε την μέθοδο Karush –Kuhn –Tucker για να προσδιορίσουμε μέσω του GAMS την ισορροπία του προτυποποιημένου συστήματος από τις εξισώσεις του που είναι οι εξής:

$$y = (\delta_1 + \delta_2)(k + ru) + i \quad (\delta.7)$$

Και της σχέσης που είναι η ακόλουθη:

$$L = \delta_1 * o + \delta_2 * c \quad (\delta.8)$$

Όπου το o και το c αναπαριστούν τους συντελεστές μοναδιαίου κόστους των μεταβλητών του 0.01 και 0.05 αντίστοιχα. Μέσω της μεθόδου Karush –Kuhn –Tucker και του κατάλληλου αλγορίθμου στο GAMS προσδιορίστηκε η ισορροπία του συστήματος. Έτσι, μέσω μερικών παραγωγίσεων των L λάβαμε τα αποτελέσματα που παρατέθηκαν στο Κεφάλαιο Δ.

Παράτημα Δ - Πίνακες

Π.Δ Κανονικοποίηση δεδομένων

Παρουσιάζονται συγκεντρωτικά οι πίνακες που χρησιμοποιήθηκαν, μέσω και στοιχείων κανονικοποίησης:

	Population with illness (millions)	age (years) (per unit)	case (per unit)
cataracts	2,7	≥40	1
glaucoma	7,7	≥40	2
AMD	2,1	≥50	3
Diabetic retinopathy	3,2	≥50	4
Dry eye	24,4	≥75	5

	Visual impairment (millions)	age (years)	case (per unit)
Legally blind	2,7	≥40	1
Low vision	7,7	≥40	2
Visually impaired	2,1	≥40	3

	Refractive errors (millions)	age (years)	case (per unit)
Myopia	34	≥40	1
Hyperopia	14,2	≥40	2
Astigmatism	103,1	All ages	3
Corrective eyewear	150	All ages	4

	Eye injuries (millions)	age (years)	case (per unit)
Eye injuries	2,7	≥40	1

Ο κανονικοποιημένος πίνακας είναι ο ακόλουθος:

x_1 : Case (per unit)	x_2 : Illness cure canonical (per unit)	x_3 : Age influence canonical (per unit)	w : Population with eye health problems (millions)
1	1	1	2,7
1	1	1	7,7
1	1	0	2,1
1	1	0	3,2
1	1	0	24,4
0	0	1	2,4
0	0	1	7,7
0	0	1	2,1
1	1	1	34
1	1	1	14,2
1	1	0	103,1
1	1	0	150
0	1	1	2,7

Εν προκειμένω χρησιμοποιήθηκαν οι σχέσεις:

$$d = \delta_1(k + ru) \tag{δ.2}$$

$$x = \delta_2(k + ru) \tag{δ.3}$$

Πρέπει να σημειωθεί ότι για τον σχηματισμό της δεύτερης και τρίτης στήλης¹² χρησιμοποιήθηκε η έννοια του δ_1 και δ_2 . Στον κανονικοποιημένο πίνακα οι ομάδες του case διαμορφώθηκαν με βάση την κατηγορία 1 (όπου, λαμβάνει την τιμή 1) για την περίπτωση των κατά το πλείστο ιάσιμων περιπτώσεων με τη χρήση lasers, ενώ η κατηγορία 2 τις μη κατά πλείστο ιάσιμων περιπτώσεων (όπου, λαμβάνει την τιμή 0). Η στήλη του illness cure canonical διαμορφώθηκε με βάση το αν αφορούν τις πιο συνηθισμένες οφθαλμολογικές περιπτώσεις θεραπείας με laser (όπου, έχουμε την τιμή 0) ή όχι (όπου, αφορά την τιμή 1). Η τρίτη στήλη διαμορφώθηκε σύμφωνα με το αν η ηλικία έχει σημαντική επιρροή στην έκαστη περίπτωση (με τιμή 1 είναι οι περιπτώσεις που αφορούν ελάχιστο όριο ηλικίας τα 40 έτη και οι υπόλοιπες εκτός αυτού του κατώτατου ορίου λαμβάνουν την τιμή 1).

¹² Βλέπε Παράρτημα Στ.ΙV.

Παράρτημα Ε – Κατηγορίες επικινδυνότητας των lasers

Π.Ε.1 Κατηγορίες κινδύνων στα lasers

Οι κίνδυνοι χρήσης των lasers [8] κατηγοριοποιείται όπως φαίνεται παρακάτω:

Τα laser κλάσης I είναι αυτά που δεν προκαλούν βλάβη στους οφθαλμούς. Το μήκος κύματος τους είναι στο φάσμα του ορατού φωτός και η ισχύς τους είναι μικρότερη από 0.4 μW για συνεχή laser.

Το laser κλάσης II δεν προκαλούν βλάβη στους οφθαλμούς υπό προϋποθέσεις. Δηλαδή για να μην επέλθει βλάβη κατά τη χρήση τους πρέπει να μην ξεπερνά η εφαρμογή τους στον οφθαλμούς τα 0.25 sec. (blink, ανοιγοκλείσιμο του ματιού) Όσον αφορά το φάσμα λειτουργίας τους ανήκει στο διάστημα των 400-700 nm. Η ισχύς εξόδου των lasers αυτών κυμαίνεται μεταξύ των 0.4 μW και 1 mW.

Η κατηγορία laser IIIa δεν προκαλεί βλάβη στους οφθαλμούς εφόσον γίνεται στο χρόνο ανοιγοκλείσιμου του ματιού. Βέβαια, ακόμα και αν ο χρόνος είναι μικρότερος από τα 0.25 sec μπορεί να υπάρξει βλάβη του ματιού αν υπάρξει κάποιος φακός κατά την επίδραση του laser.

Ενώ στην περίπτωση που ξεπεραστεί ο χρόνος αυτός, είναι δυνατή η βλάβη του οφθαλμού. Επιπροσθέτως πρέπει να αναφερθεί ότι για τα laser της κατηγορίας IIIa η ισχύς της εξόδου είναι μεταξύ του 1 και 5 mW.

Τα laser κατηγορίας IIIb προκαλούν βλάβη στους ανθρώπινους οφθαλμούς ασχέτως χρόνου επίδρασης τους. Αυτό μπορεί να γίνει είτε με απευθείας επίδραση της ακτινοβολίας στους οφθαλμούς είτε μέσω ανάκλασης τους σε κάποιο αντικείμενο. Η ισχύς τους κυμαίνεται μεταξύ των 5 και 500 mW.

Τα laser κατηγορίας IV είναι τα πιο επικίνδυνα καθόσον μπορούν να προκαλέσουν τόσο βλάβη στο δέρμα όσο και στους οφθαλμούς.

Η ισχύς εξόδου αυτών των lasers είναι πολύ μεγαλύτερη των 500 mW, όσον αφορά τα laser συνεχούς λειτουργίας. Ενώ, στα παλμικά laser τα μήκη κύματος είναι 400 nm έως 1400 nm.

Π.Ε.2 Επικίνδυνα μήκη κύματος στα laser

Π.Ε.2.1 Ακτινοβολία UV

Τα μήκη κύματος ακτινοβολίας που ανήκει στο εύρος φάσματος των 200-400 nm, δηλαδή υπεριώδους ακτινοβολίας εν γένει δεν προκαλούν προβλήματα μέχρι τα 315 nm. Αφού μέχρι το όριο των 315 nm απορροφάται η ακτινοβολία από τον κερατοειδή, αλλά προκαλεί φλεγμονή του κερατοειδούς. Το φάσμα των 315 έως 400 nm απορροφάται από το φακό του ματιού προκαλώντας καταρράκτη. Αυτή η ακτινοβολία του υπεριώδους αποτελεί την UV ακτινοβολία.

Π.Ε.2.2 Ακτινοβολία NIR

Η ακτινοβολία που ανήκει στο φάσμα των 200 έως 700 nm, δηλαδή στο ορατό φάσμα μπορεί να βλάψει τον αμφιβληστροειδή. Επίσης, στο φάσμα των 700 έως 1400 nm, δηλαδή στο φάσμα του κοντινού υπέρυθρου μπορεί να προκληθεί επίσης βλάβη του αμφιβληστροειδή.

Εν γένει το φάσμα των 400 έως 1400 nm είναι γνωστό ως NIR, και ανήκει στην περιοχή οφθαλμικής επικινδυνότητας. Η ακτινοβολία αυτού του μήκους κύματος διαδίδεται εντός του οφθαλμού φτάνοντας στον αμφιβληστροειδή με ισχυρή ένταση. Κατόπιν λόγω μετατροπής αυτής της ενέργειας σε θερμότητα προκαλείται έγκυμα στον αμφιβληστροειδή.

Π.Ε.2.3 Ακτινοβολία FIR

Η περιοχή των 1400 έως 10000 nm είναι γνωστή ως FIR. Σ' αυτό το φάσμα έχουμε τη μέση και μακρινή υπέρυθη ακτινοβολία. Οι βλάβες απ' αυτήν την ακτινοβολία αφορούν κυρίως τον κερατοειδή και πιο λίγο τον φακό του οφθαλμού. Όσον αφορά τη μέση υπέρυθη ακτινοβολία τα μήκη κύματος κυμαίνονται μεταξύ των 1400 έως 3000 nm και έχει τη δυνατότητα να διαπεράσει εντός του φακού προκαλώντας καταρράκτη.

Ενώ, ένα μήκος κύματος μεταξύ του φάσματος των 3000 έως 10000 nm όταν απορροφάται από τον κερατοειδή δύναται να προκαλέσει καψίματα που μπορούν να οδηγήσουν ακόμα και σε απώλεια της όρασης.

Παράρτημα Στ. – Ανάλυση, Αποτελέσματα προγραμμάτων και αλγορίθμων

Π.Στ.Ι. Αποτελέσματα Origin

Χρησιμοποιώντας το OriginPro 8 λαμβάνουμε τα παρακάτω αποτελέσματα που είναι τα εξής:

Parameters

		Value	Standard Error
pop.eyeinj.	Intercept	--	--
	Slope	--	--
ref.errors	Intercept	-43.8	18.14969
	Slope	47.65	6.62733
pop.visualimp.	Intercept	-1.43333	2.74388
	Slope	2.8	1.27017
pop.ilness	Intercept	-3.65	8.64164
	Slope	3.89	2.60555

Statistics

	pop.eyeinj.	ref.errors	pop.visualimp.	pop.ilness
Number of Points	--	4	3	5
Degrees of Freedom	--	2	1	3
Residual Sum of Squares	--	439.215	3.22667	203.667
Adj. R-Square	--	0.94413	0.65867	0.23503

Summary

	Intercept		Slope		Statistics
	Value	Error	Value	Error	Adj. R-Square
pop.eyeinj.	--	--	--	--	--
ref.errors	-43.8	18.14969	47.65	6.62733	0.94413
pop.visualimp.	-1.43333	2.74388	2.8	1.27017	0.65867
pop.ilness	-3.65	8.64164	3.89	2.60555	0.23503

ANOVA

		DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
pop.eyeinj.	Model	--	--	--	--	--
	Error	--	--	--		
	Total	--	--			
ref.errors	Model	1	11352.6125	11352.6125	51.69501	0.0188
	Error	2	439.215	219.6075		
	Total	3	11791.8275			
pop.visualimp.	Model	1	15.68	15.68	4.8595	0.27112
	Error	1	3.22667	3.22667		
	Total	2	18.90667			
pop.ilness	Model	1	151.321	151.321	2.22895	0.23228
	Error	3	203.667	67.889		
	Total	4	354.988			

Ανάλυση Π.Στ.Ι.1: Κατηγορίες ασθeneιών

Πρέπει να σημειωθεί ότι η κατηγορία C1 αφορά την ανάλυση των αποτελεσμάτων της κατηγορίας του Πίνακα δ.4 με τους τραυματισμούς των οφθαλμών, η κατηγορία A αφορά την περίπτωση του Πίνακα δ.1 για τις ασθένειες της όρασης, η κατηγορία D1 την περίπτωση του

Πίνακα δ.2 για τα προβλήματα όρασης και η κατηγορία E1 αφορά τον Πίνακα δ.3 για τις διαθλαστικές ανωμαλίες.

Όσον αφορά την αντιστοιχία των δεδομένων του Origin Pro και των πινάκων που χρησιμοποιήθηκαν έχουμε ότι:

Πίνακας Π.Στ.Ι.1: Αντιστοιχηση Πινάκων και παραμέτρων του Origin

	Πίνακας	Origin Modeling Parameter
Ασθένειες όρασης	δ.1	pop. illness
Προβλήματα όρασης	δ.2	pop. visual imp.
Διαθλαστικές ανωμαλίες	δ.3	ref. errors
Τραυματισμοί οφθαλμών	δ.4	pop. eye inj.

Ακολούθως, παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον ακόλουθο Πίνακα ορισμένα στοιχεία που είναι πιο χρήσιμα για την εξαγωγή της σχέσης που θα χρησιμοποιηθεί περαιτέρω στην ανάλυση:

Πίνακας δ.5: στοιχεία κατηγοριών

Στοιχεία Πίνακα	k [Intercept] (per unit)	r [slope] (per unit)	Residual Sum of Squares	Standard Error of Slope r
δ.1	-3.65	3.89	203.667	2.60555
δ.2	-1.43333	2.8	3.26677	1.27017
δ.3	-43.8	47.65	439.215	6.62733
δ.4*	-	-	-	-

*Στη κατηγορία δ.4 έχουμε μόνο ένα σημείο γι' αυτό δεν γίνεται επιπλέον ανάλυση

Π.Στ.Π. Αποτελέσματα Mathematica 9.0

Επιλύουμε το σύστημα των σχέσεων (δ.5) και (δ.6) χρησιμοποιώντας το Wolfram Mathematica 9.0 (ενώ πρέπει να σημειωθεί ότι δεν περιορίστηκε ο έλεγχος στα συγκεκριμένα δεδομένα, αλλά δόθηκε έμφαση στο πρότυπο της σχέσης, γι' αυτό σε κάθε compiling, ορίζονται μικρές αποκλίσεις στα δεδομένα εντός του εύρους φάσματος των στοιχείων τους), ως ακολούθως:

```
Print["CHALLOUMIS CONSTANTINOS CODE PROPRTY RIGTS, (C) COPY RIGHTS - ALL
RIGHTS RESRVED 2016"];
Print["An implementation of lasik-lasek-prk"];
Print["*****"];
Print["yi(n) = visual effects"];
Print["ii(n) = care effects"];
Print["xi(n) = effect of 0.05"];
Print["di(n) = effect of 0.01"];
Print["*****"];
Clear[Equations,x1,d1,i1>(*We use it because each time we have different random values*)
randomi1=Table[ir1=RandomInteger[{1,4}],{i,1}];
randomx1=Table[ix1=RandomInteger[{1,3}],{i,1}];
randomd1=Table[id1=RandomInteger[{1,2}],{i,1}];
Equations={y1-d1-x1-i1<=0,i1<=randomi1[[1]],x1<=randomx1[[1]],d1==randomd1[[1]]};
Print["The random values of input to estimation of y1[n],are these:"]
lisi=Solve[Equations,{y1,x1,d1,i1}];
Print["x1= ",randomx1[[1]],", d1= ",randomd1[[1]]," and i1= ",randomi1[[1]]]
Print["The estimated value of y1 is this:"]
Print["y1= ",randomx1[[1]]+randomd1[[1]]+randomi1[[1]]]
Print[Style["*****In any new compile the input values of x1, d1, i1 change*****",FontColor<=
Blue]]
Clear[Equation,x2,d2,i2]
randomi2=Table[ir2=RandomInteger[{1,4}],{i,1}];
randomx2=Table[ix2=RandomInteger[{1,3}],{i,1}];
randomd2=Table[id2=RandomInteger[{1,2}],{i,1}];
Equation={y2-d2-x2-i2<=0,i2==randomi2[[1]],x2==randomx2[[1]],d2==randomd2[[1]]};
Print["The random values of input to estimation of y2[n],are these:"]
lis=Solve[Equation,{y2,x2,d2,i2}];
Print["x2= ",randomx2[[1]],", d2= ",randomd2[[1]]," and i2= ",randomi2[[1]]]
Print["The estimated value of y2 is this:"]
Print["y2= ",randomx2[[1]]+randomd2[[1]]+randomi2[[1]]]
Print[Style["*****In any new compile the input values of x2, d2, i2 change*****",FontColor<=
Blue]]
marg=Table[a=RandomReal[{0.1,0.9}],{i,1,4}];
A={ {a11=marg[[1]],a12=marg[[2]]}, {a21=marg[[3]],a22=marg[[4]]} };
Print["Each time we compile the program we have random marginal propesities,
A=MatrixForm[A]]
Is={is1=i1/.lisi[[1]],is2=i2/.lis[[1]]};
Print["The values of health care effects from: I=",MatrixForm[Is]]
Ys={ys1=y1/.lisi[[1]],ys2=y2/.lis[[1]]};
```

```

Print["The values eye effects: Y=",MatrixForm[Ys]]
k=1; (*determination of initial values*)
r=1;
randomn=Table[n=RandomInteger[{4,7}],{1,1}];(*the number of periods, perhaps it could be weeks
or months*)
(*randomly we choose a value for n, but normally must be very high value,
but for convenient purposes we check with this one*)
Print[Style["*****In any new compile the number of periods change*****",FontColor Blue]]
Print["Output of y1 and y2 estimations of period ",k];
Y={a11*ys1+a12*ys2},{a21*ys1+a22*ys2}+Is;
Print["Y",k,"=",MatrixForm[Y]]
Do[
Print["Output of y1 and y2 estimations of period ",k];
Y={a11*Y[[1,1]]+a12*Y[[2,1]],{a21*Y[[1,1]]+a22*Y[[2,1]]}+Is;
MatrixForm[Y];
Print["Y",k,"=",MatrixForm[Y]],
{k,2,randomn[[1]]}
Print["According to Putzer algorithm provides that:"]
A;
As=A^n;
As1={as11=As[[1,1]],as12=As[[1,2]],{as21=As[[2,1]],as22=As[[2,2]]}};
Yt={as11*ys1+as12*ys2},{as21*ys1+as22*ys2}+Sum[{as11*as11^(-r-1)*is1+as12*as12^(-r-1)*is2},
{as21*as11^(-r-1)*is1+as22*as22^(-r-1)*is2}],{r,1,n}];
Print["The result of this algorithm is this: Yt=",MatrixForm[Yt]]
If[(a11+a21<1)&&(a12+a22<1),"The condition of (a11+a21<1)&&(a12+a22<1)
is satisfied then we proceed with eigenvalues"]
Print["Eigenvalues must be lower than 1 to absolute value at any compile each time"]
L=Eigenvalues[A];
If[(a11+a21<1)&&(a12+a22<1),Print["λ 1= ",Abs[L[[1]]], " and λ 2= ",Abs[L[[2]]]]]
If[(a11+a21>1)|| (a12+a22>1),Print["Try a new compile to be consistent with the condition,
because (a11+a21<1)&&(a12+a22<1) not satisfied"]]
Print["The Neumann's expansion implies that:"]
p=1000; (*we use p to distinguish with the previous case to avoid any confusion*)
It={{1,0},{0,1}}; (*we reconsider I to be adjusted for the Neumanns form*)
T={a11+It[[1,1]],a12+It[[1,2]],{a21+It[[2,1]],a22+It[[2,2]]}};
Abs[Det[T]]*Inverse[T]//MatrixForm;
V={s11=Abs[Det[T]]*Inverse[T] [[1,1]],s12=Abs[Det[T]]*Inverse[T] [[1,2]],s21=Abs[Det[T]]*Inverse
[T] [[2,1]],
s22=Abs[Det[T]]*Inverse[T] [[2,2]]};
S={s11,s12},{s21,s22}};
Print["The inverted matrix is this, S=",MatrixForm[S]]
Sum[A^r,{r,1,p]//MatrixForm;
H={h11=Sum[A^r,{r,1,p] [[1,1]],h12=Sum[A^r,{r,1,p] [[1,2]],h21=Sum[A^r,{r,1,p] [[2,1]],h22=Sum[
A^r,{r,1,p] [[2,2]]};
L={h11,h12},{h21,h22}};
Print["The sum of A in the power of r, L=",MatrixForm[L]]
If [Abs[s11+h11]<5&& Abs[s12+h12]<5&&Abs[s21+h21]<5&&Abs[s22+h22]<5, Print["Here for
n=",p,
" are approximately equal, with hij to be almost equal to vij"]]
(*with the high, but due to limited value of n we have a fragment to estimations,but after a part
part

```

```
control we percept that to infinity are equal*)
t=100; (* We use t to distinguish with the previous cases*)
R=Sum[Yt,{k,1,t}];
Print["The limn→∞ y[n] gives, ",MatrixForm[R]]
Ir={{r11=R[[1,1]],{r21=R[[2,1]]}}};
P={{s11*r11+s12*r21},{s21*r11+s22*r21}}; (*Values of i*)
Print["The values of i from: i=", MatrixForm[P]]
```

Ανάλυση Π.Στ.Π.1: Κώδικας στο Mathematica

Πρέπει να σημειωθεί ότι στον κώδικα υπάρχει ορισμός για αλλαγή των τιμών σε κάθε προσομοίωση, επειδή πρόκειται για προτυποποίηση της σχέσης που προαναφέρθηκε κατόπιν ανάλυσης των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν με το Origin. Ενώ, πρέπει να αναφερθεί ότι το $y=y(n)$, με το n να αφορά τις περιόδους και θεωρείται πως η επίδραση των σφαλμάτων αποτελεί έρεισμα για την περαιτέρω βελτιστοποίηση τους κατά την πάροδο των χρόνων. Μέσω ακολούθως του ανωτέρω κώδικα με Mathematica λαμβάνουμε τα παρακάτω αποτελέσματα:

```
CHALLOUMIS CONSTANTINOS CODE PROPRTY RIGTS, (C) COPY RIGHT - ALL RIGHTS RESRVED
An implementation of lasik-lasek-prk
.....
y1(n) = visual effects
i1(n) = care effects
x1(n) = effect of 0.05
d1(n) = effect of 0.01
.....
The random values of input to estimation of y1[n],are these:
x1= 3, d1= 2 and i1= 2
The estimated value of y1 is this:
y1= 7
-----In any new compile the input values of x1, d1, i1 change-----
The random values of input to estimation of y2[n],are these:
x2= 3, d2= 1 and i2= 4
The estimated value of y2 is this:
y2= 8
-----In any new compile the input values of x2, d2, i2 change-----
Each time we compile the program we have random marginal propesities, A= ( 0.118567 0.171522 )
( 0.569813 0.761916 )
The values of helath care effects from: I= ( 2 )
( 4 )
The values eye effects: Y= ( 7 )
( 8 )
```

```

-----In any new compile the number of periods change-----
Output of y1 and y2 estimations of period 1
Y1= ( 4.20215
      14.084 )

Output of y1 and y2 estimations of period 2
Y2= ( 4.91395
      17.1253 )

Output of y1 and y2 estimations of period 3
Y3= ( 5.51999
      19.848 )

Output of y1 and y2 estimations of period 4
Y4= ( 6.05887
      22.2679 )

Output of y1 and y2 estimations of period 5
Y5= ( 6.53782
      24.4187 )

Output of y1 and y2 estimations of period 6
Y6= ( 6.96351
      26.3303 )

Output of y1 and y2 estimations of period 7
Y7= ( 7.34187
      28.0294 )

According to Putzer algorithm provides that:
The result of this algorithm is this: Yt= ( 4.75092 × 1045
      2.81289 × 1050 )

Out[318]- The condition of (a11+a21<1) && (a12+a22<1) is satisfied then we proceed with eigenvalues
Eigenvalues must be lower than 1 to absolute value at any compile each time
λ1= 0.888806 and λ2= 0.00832262
The Neumann's expansion implies that:
The inversed matrix is this, S= ( 1.76192 -0.171522
      -0.569813 1.76192 )
The sum of A in the power of r, L= ( 0.134516 0.207033
      0.134516 0.134516 )
Here for n=1000 are aproximately equal, with h1j to be almost equal to v1j
The limn→∞ y[n] gives, ( 4.75092 × 1047
      2.81289 × 1052 )
The values of i from: i= ( -4.82388 × 1051
      4.95605 × 1052 )

```

Ανάλυση Π.Στ.Π.1: Αποτελέσματα στο Mathematica

Εν προκειμένω παρατηρείται ότι έχουμε eigen values μικρότερες της μονάδας, που μας ενδιαφέρει για την ευστάθεια του προτύπου.

Στ.ΙΙΙ. Αποτελέσματα GAMS

Παρατίθεται ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε για την προτυποποίηση του συστήματος των εξισώσεων, όπου είναι το εξής:

```
*CHALLOUMIS CONSTANTINOS PROPERTY RIGHTS (C) COPY RIGHTS - ALL RIGHTS RESERVED
```

```
Parameters
```

```
o eye health factor from soft damage /1.4/  
c eye health factor from heavy damage /1.1/  
k is the initial factor of eye health factors /1.5/  
r is a proportional factor / 0.7/  
u impact factor /1.9/  
;
```

```
Variable
```

```
y Objective function  
;
```

```
Positive Variables
```

```
d1 effect of 0.01 magnitude  
d2 effect of 0.05 magnitude  
;
```

```
Equations
```

```
obj function1  
eq function2  
;
```

```
d1.l=0.01;  
d2.l=0.05;
```

```
obj.. y =e= d1 * o + d2 * c;  
eq.. (d1+d2)*(k+r*u) =e= 5;
```

```
Model lasertechnology/obj,eq/;
```

```
Solve lasertechnology using NLP minimising y;
```

Ανάλυση Π.Στ.ΙΙΙ.1: Κώδικας στο GAMS

Ως εκ τούτου γι' αυτό το αποτέλεσμα που προήρθε μέσω από τις αναλύσεις που προηγήθηκαν, από το Origin και το Mathematica, εφόσον βέβαια προηγήθηκε η μαθηματική προτυποποίηση για τον αμερικανικό πληθυσμό του έτους 2010 και συνυπολογίστηκε η επίδραση των μεθόδων των lasers στη θεραπεία τους, έχουμε από το GAMS [65] ότι:

	LOWER	LEVEL	UPPER	MARGINAL
---- EQU obj	.	.	.	1.000
---- EQU eq	5.000	5.000	5.000	0.389
obj function1				
eq function2				
	LOWER	LEVEL	UPPER	MARGINAL
---- VAR y	-INF	1.943	+INF	.
---- VAR d1	.	.	+INF	0.300
---- VAR d2	.	1.767	+INF	.
y Objective function				
d1 effect of 0.01 magnitude				
d2 effect of 0.05 magnitude				

Ανάλυση Π.Στ.ΙΙΙ.2: Αποτελέσματα στο GAMS

Ενώ στην εκδοχή όπου γνωρίζουμε τη διαφοροποίηση του αποτελέσματος ανά δ_1 και δ_2 επακριβώς έχουμε ότι:

**CHALLOUMIS CONSTANTINOS PROPERTY RIGHTS (C) COPY RIGHTS - ALL RIGHTS RESERVED*

Parameters

o eye helth factor from soft damage /1.4/
 c eye helth factor from heavy damage /1.1/
 k is the initial factor of eye health factos /1.5/
 r is a proportional factor / 0.7/
 u impact factor /1.9/
 ;

Variable

y Objective function
 ;

Positive Variables

d1 effect of 0.01 magnitude
 d2 effect of 0.05 magnitude
 ;


```

Equations
obj function1
eq1 function2
eq2 function3
;

d1.l=0.03;
d2.l=0.05;

obj.. y =e= d1 * o + d2 * c;
eq1.. (d1)*(k+r*u) =e= 5;
eq2.. (d2)*(k+r*u) =e= 3;

Model lasertechnology/obj,eq1,eq2/;

Solve lasertechnology using NLP minimising y;
    
```

Ανάλυση Π.Στ.ΙΙΙ.3: Ανάλυση στο GAMS

Οπότε έχουμε ότι:

	LOWER	LEVEL	UPPER	MARGINAL
---- EQU obj	.	.	.	1.000
---- EQU eq1	5.000	5.000	5.000	0.495
---- EQU eq2	3.000	3.000	3.000	0.389
obj function1				
eq1 function2				
eq2 function3				
	LOWER	LEVEL	UPPER	MARGINAL
---- VAR y	-INF	3.640	+INF	.
---- VAR d1	.	1.767	+INF	.
---- VAR d2	.	1.060	+INF	.
y Objective function				
d1 effect of 0.01 magnitude				
d2 effect of 0.05 magnitude				

Ανάλυση Π.Στ.ΙΙΙ.4: Αποτελέσματα στο GAMS

Στ.IV. Αποτελέσματα R

Χρησιμοποιώντας την R έχουμε ότι:

```
> a<-read.table("C:/Users/constantinos/Desktop/R.txt")
> y<-a[,4]
> x3<-a[,3]
> x2<-a[,2]
> x1<-a[,1]
> modpoisson<-glm(y~x1+x2+x3,family=poisson)
```

Ανάλυση Π.ΣΤ.IV.1: Κώδικας στην R

Έτσι, ελέγχοντας τα αποτελέσματα έχουμε ότι:

```
> summary(modpoisson)
```

Ανάλυση Π.ΣΤ.IV.2: Κώδικας στην R

Λαμβάνουμε τα αποτελέσματα που είναι τα εξής:

```
Call:
glm(formula = y ~ x1 + x2, family = poisson)

Deviance Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-8.377  -6.710  -1.121   1.546  12.573

Coefficients:
              Estimate Std. Error z value Pr(>|z|)
(Intercept)   6.9887     1.2537   5.575 2.48e-08 ***
x1            -2.7808     0.6107  -4.554 5.27e-06 ***
x2            -0.4339     0.6711  -0.647  0.518
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

(Dispersion parameter for poisson family taken to be 1)

    Null deviance: 709.39  on 12  degrees of freedom
Residual deviance: 514.59  on 10  degrees of freedom
AIC: Inf
```

Ανάλυση Στ.IV.1: Αποτελέσματα στην R

Με βάση τα παραπάνω στατιστικά αποτελέσματα ο έλεγχος Wald δίνει ότι η τιμή για τη μεταβλητή X_1 είναι 5.575, για τη μεταβλητή X_2 είναι 0.-4.554 και για τη μεταβλητή X_3 είναι -0.647. Η p-value την πρώτη περίπτωση των ανεξάρτητων μεταβλητών είναι μικρότερη του 0.001. Η τιμή για το z δείχνει ότι η τιμή ελέγχου Wald για το β_i , για τον συντελεστή του X_i αντίστοιχα προσδιορίζεται από τη σχέση $z = \beta_i / se(\beta_i)$, όπου $i = 1, 2$, και 3.

Έτσι, φαίνεται ότι υπάρχει σχέση εξάρτησης για τη μεταβλητή της ασθένειας, και του αμερικανικού πληθυσμού.

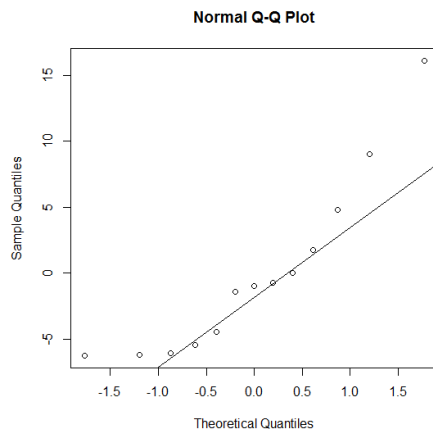
Σε παρόμοιο συμπέρασμα μπορούμε να καταλήξουμε συγκρίνοντας με τη βοήθεια της ελεγχουσυνάρτησης deviance το πρότυπο μας με το πρότυπο που δεν περιέχει τη μεταβλητή x_1 , και x_3 . Η τιμή της deviance για τη συγκεκριμένο πρότυπο είναι 709.39, που αποτελεί την residual deviance. Ενώ, όσον αφορά την τιμή αυτή χωρίς το x_i ισούται με 514.59, που συνιστά τη null deviance.

Εν συνεχεία παρατίθεται το εξής:

```
> pears<-residuals(modpoisson,type="pearson")
> dev<-residuals(modpoisson)
> qqnorm(pears)
> qqline(pears)
```

Ανάλυση Π.Στ.IV.2: Κώδικας στην R

Λαμβάνουμε την παρακάτω γραφική παράσταση που είναι η ακόλουθη:



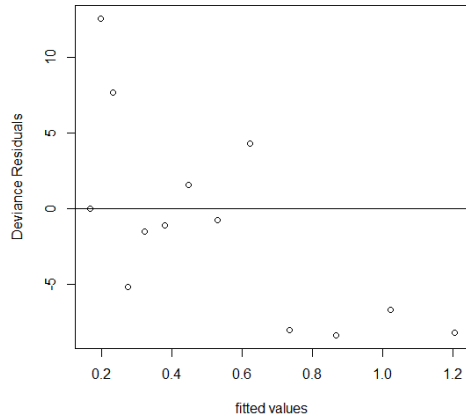
Σχήμα δ.6: Προσαρμογή στοιχείων [61]

Το πρότυπο εν γένει είναι συνεπές. Επίσης, έχουμε ότι:

```
> plot(fitted.values(mod1), dev, xlab="fitted values", ylab="Deviance Residuals")  
> abline(h=0)
```

Ανάλυση Π.ΣΤ.IV.3: Κώδικας στην R [53]

Προκύπτει το παρακάτω γράφημα που είναι το ακόλουθο:



Σχήμα δ.7: Διασπορά στοιχείων

Πρέπει να σημειωθεί ότι στο παραπάνω γράφημα έχουμε τρεις κατηγορίες.

Π.Στ.Υ. Αποτελέσματα Gretl

Ακολουθως, όσον αφορά την ανάλυση ως τα στατιστικά χαρακτηριστικά των μεταβλητών χρησιμοποιώντας το Gretl έχουμε ότι:

	Mean	Median	Minimum	Maximum
y	27.408	7.7000	2.1000	150.00
Illnesscure	27.431	7.7000	2.1000	150.00
Ageinfluence	39.615	40.000	10.000	75.000
	Std. Dev.	C.V.	Skewness	Ex. kurtosis
y	46.075	1.6811	1.9210	2.2347
Illnesscure	46.062	1.6792	1.9216	2.2364
Ageinfluence	16.389	0.41370	-0.10651	0.91624
	IQ range	Missing obs.		
y	26.650	0		
Illnesscure	26.500	0		
Ageinfluence	5.0000	0		

Ανάλυση Π.Στ.Υ.1: Στατιστικά χαρακτηριστικά μεταβλητών

Παρατηρούμε ότι με Normality test επαληθεύεται ότι το πλέγμα των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε είναι καλά προτυποποιημένο και παρουσιάζει μια κανονική κατανομή. Η σημαντικότητα των στοιχείων που προσδιορίστηκαν για τη μεταβλητή x1 και τη μεταβλητή x2, που αντιστοιχούν στο illness cure και age influence canonical είναι τα εξής:

Test for normality of Illnesscurecanonical:

Jarque-Bera test = 3.61171, with p-value 0.164334

και

Test for normality of Ageinfluencecanonical:

Jarque-Bera test = 2.19409, with p-value 0.333856

Ανάλυση Π.Στ.Υ.2: Αποτελέσματα normality test

Παρατηρείται ότι δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση για το Jarque-Bera έλεγχο.

Βιβλιογραφία

Βιβλιογραφικά Περιεχόμενα

- [1] Σεραφετινίδης Α.Αλέξανδρος, "Φυσική και Τεχνολογία Λέιζερ (Λέιζερ και Ηλεκτροοπτικά συστήματα)", ΕΜΠ, 2009-2010.
- [2] Marshall John, "Lasers in Ophthalmology: The Basic Principles", [Online]. Available: http://www.nature.com/eye/journal/v2/n1s/pdf/eye1988137a.pdf?origin=publication_detail.
- [3] "Εικόνα: Laser", [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Laser#/media/File:Stimulated_Emission.svg. [Accessed 2016].
- [4] Μακροπούλου Μυρσίνη, "Εφαρμογές των Lasers στη Βιοιατρική: Ενότητα 5 —Εφαρμογές των lasers στην Οφθαλμολογία", ΣΕΜΦΕ - ΕΜΠ, 2008-2009.
- [5] "Εικόνα: Microscopy Research center", [Online]. Available: <http://www.olympusmicro.com/primer/techniques/confocal/laserintro.html>.
- [6] T. Verdeyen Joseph, "Laser Electronics Third Edition", PRENTICE HALL, Englewood Cliffs, New Jersey 1995.
- [7] Svelto Orazio, "Principles of Lasers Fifth Edition", Springer, 2010.
- [8] Μπενής Μ., "Φυσική των lasers", Ιωάννινα, 2013.
- [9] "Εικόνα: making electromagnetic weapons", December 2016. [Online]. Available: <https://www.google.gr/search?q=images+for+lasers&client=opera&hs=U8X&tbm=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=0ahUKEwiEq9XdsejQAhUF2ywKHftMBBIQsAQIGQ&biw=1920&bih=942#imgrc=NA6du1kVeuCLQM%3A>.
- [10] Ευθυμίου Γεώργιος, "Μηχανισμοί Παραγωγής και Εκπομπής Φωτός σε Excimer Laser", Πάτρα: Πανεπιστήμιο Πατρών τμήμα Ηλεκτρολόγων μηχανικών και τεχνολογίας υπολογιστών, 2009.
- [11] "Εικόνα: Introduction to Optical Microscopy", [Online]. Available: <http://micro.magnet.fsu.edu/primer/java/lasers/stimulatedemission/>.
- [12] "CO₂ laser surgery a new option for glaucoma", Ophthalmology Times cutting-edge

- advancements, [Online]. Available:
<http://ophthalmologytimes.modernmedicine.com/ophthalmologytimes/content/tags/carbon-dioxide-co2-lasers/co2-laser-surgery-new-option-glaucoma?page=full>. [Accessed 2017].
- [13] Fankhauser Franz and Kwasniewska Sylwia, Laser in Ophthalmology Basic Diagnostic and Surgical Aspects, Kugler Publications/The Hague/The Netherlands, 2003.
- [14] Μηλιώνη Δήμητρα, "Πειραματική μελέτη της δράσης των lasers σε οφθαλμικούς ιστούς και βιοπολυμερή", ΕΜΠ, 2008.
- [15] "Εικόνα: Libera Voluntas". [Online]. Available: <http://voluntaslibera.blogspot.gr/2014/08/a-mediados-del-ano-2013-fue-presentado.html>.
- [16] "Εικόνα: SlideShare". [Online]. Available: http://www.slideshare.net/kumar_vic/ibm-lasers.
- [17] Κατσικαλάκη Αικατερίνη, "Βιβλιογραφική Ανασκόπηση: femtosecond laser εφαρμογές στη διαθλασική χειρουργική", Πανεπιστήμιο Κρήτης, 2012-2013.
- [18] "Εικόνα: Spie Connecting Minds Advancing Light", 2016. [Online]. Available:
<http://spie.org/newsroom/technical-articles-archive/2969-in-line-microstructured-optical-fiber-devices-for-sensing-applications>.
- [19] Εικόνα: Ιασπίς Ιδεώδες Ασκληπιακό Πάγκο Ιατρικής Σχολής, "Τα laser και οι εφαρμογές τους - 6. Είδη laser και οι χαρακτηριστικές τους ιδιότητες", [Online]. Available:
<http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=908>. [Accessed 2016].
- [20] "Εικόνα: Hatena blog". [Online]. Available:
https://www.google.gr/search?q=Co+laser+image&client=opera&tbm=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=0ahUKEwjB3-_b5-_SAhUICpoKHaoLBGcQsAQIHg&biw=1920&bih=943.
- [21] "Εικόνα: Laser Energy Levels of Excimer". [Online]. Available:
<https://perg.phys.ksu.edu/vqm/laserweb/ch-6/f6s1t8p3.htm>.
- [22] "Εικόνα: laser construction Wikipedia". [Online]. Available:
https://en.wikipedia.org/wiki/Laser_construction.

- [23] "Εικόνα: Laser Radiant Dyes". [Online]. Available: <http://www.radiant-dyes.com/index.php/products/laser-dyes>.
- [24] P.N.Prasad, "Introduction to Biophotonics", New Jersey: Wiley Interscience Inc., 2003.
- [25] A.L. Carruth & Mc Kenzie, "Ιατρικά Lasers - Επιστήμη και Κλινική Εφαρμογή", Συμμετρία, 1994.
- [26] "Ότι Θέλετε να Μάθετε για το Γλάυκωμα", 2016. [Online]. Available: http://www.glaucoma.com.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=91&Itemid=142&lang=el.
- [27] "Εικόνα: Χρωματικά φαινόμενα", 2015. [Online]. Available: <http://xromata.com/?p=7607>. [Accessed 29 Νοέμβριος 2015].
- [28] Χάιτα Κάτια, "Slide Player", 2015. [Online]. Available: <http://image.slidesharecdn.com/eye-090510120446-rhprapp01/95/-12-728.jpg?cb=1241957188>. [Accessed 2015 Νοεμβρίου 29].
- [29] "Εικόνα: Ιασπίς Ιδεώδες ΑΣκληρικό Πάγκο Ιατρικής Σχολής", 2015. [Online]. Available: <http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=913>.
- [30] Καρελιώτης Γεώργιος, "Μορφολογική μελέτη αποδόμησης ενδοφακών με υπεριώδη ακτινοβολία laser και σχεδίαση οφθαλμολογικού προσομοιωτή", Αθήνα: ΕΜΠ, 2012.
- [31] Αποστολόπουλος Άγγελος, "Πειραματική μελέτη της αποδόμησης ενδοφακών και κερατοειδών ιστών με την 5η αρμονική του laser Nd:YAG", Ζωγράφου: ΕΜΠ, 2014.
- [32] Αχέπα Α' Πανεπιστημιακή οφθαλμολογική Κλινική, "Διαθλαστικές ανωμαλίες του οφθαλμού", 2015.
- [33] "Εικόνα: Anson Kao", 1 10 2015. [Online]. Available: <http://www.ansonkao.com/blog/2015/10/01/the-prk-recovery-experience/>.
- [34] Eyedayclinic, "Εφαρμογές λέιζερ και Οφθαλμολογία", 20 3 2007. [Online]. Available: <http://www.eyecclinic.com.gr/el/dimosieuseis/item/78-efarmoges-leizer-kai-ofthalmologia/78-efarmoges-leizer-kai-ofthalmologia.html>.

- [35] "Εικόνα: Healio", 2015. [Online]. Available:
<http://m1.wyanokecdn.com/15946fc840663e4d17387ae00bc5d904.jpg>.
- [36] "Εικόνα: Αττικό Οφθαλμολογικό", 2015. [Online]. Available: <http://attiko.eu/diathlastikes-epembvaseis.html>.
- [37] "Εικόνα: Jerrytan Eye surgery", 2015. [Online]. Available:
<http://www.jerrytaneyesurgery.com/what-is-lasik/>.
- [38] "Οφθαλμολογικό Αθηνών Eye Laser Center", 2016. [Online]. Available:
<http://eyelasercenter.gr/el/diathlastikes-epembaseis/lasek.html>.
- [39] Εικόνα: Ophthalmology American Academy of Institute UCLA Laser Refractive center at the Jules Stein Eye, 2016. [Online]. Available: <http://www.ivo.gr/patient/lasek/lasek.html>.
- [40] "I.V.O. Institute of Vision and Optics", 2015. [Online]. Available:
<http://www.ivo.gr/patient/t-ptk-prk/t-ptk-prk.html>.
- [41] "American Academy of Ophthalmology EyeWiki", [Online]. Available:
[http://eyewiki.aaopt.org/Femtosecond_lasers_and_laser_assisted_in_situ_keratomeileusis_\(LASIK\)](http://eyewiki.aaopt.org/Femtosecond_lasers_and_laser_assisted_in_situ_keratomeileusis_(LASIK)). [Accessed 2017].
- [42] Εικόνα: Dr. Howard Bruckner Director Academy of Cataract and Laser Surgery Augusta - Georgia, "Academy of Cataract and Laser Surgery", 2016. [Online]. Available:
<http://www.brucknereyemd.com/intralase.html>.
- [43] Δρ. Μπουσάλης Παναγιώτης Χειρουργός Οφθαλμιατρός, 2016. [Online]. Available:
<http://www.bousalis.gr/femtosecond-laser.html>.
- [44] "Orasis", 2016. [Online]. Available: <http://www.orasis.gr/el/tmhmata/diathlastikes-epembaseis/syxnes-erwthseis/>. [Accessed 2016].
- [45] Athens Vision Ιατρικό Κέντρο Οφθαλμολογίας, 2016. [Online]. Available:
<http://athensvision.gr/%CE%BC%CF%85%CF%89%CF%80%CE%AF%CE%B1/%CE%B4%CE%B9%CE%B1%CF%86%CE%BF%CF%81%CE%AD%CF%82-lasik-%CE%BA%CE%B1%CE%B9-prk/>.

- [46] "Εικόνα: Τσαπάκης Στυλιανός", 2016. [Online]. Available: <http://dr-tsapakis.gr/%CF%84%CE%B1-%CE%BC%CE%AC%CF%84%CE%B9%CE%B1/%CF%84%CE%BF-%CE%BC%CE%B1%CF%84%CE%B9>.
- [47] Εικόνα: Νέος Γεώργιος, 2016. [Online]. Available: <http://www.drneos.gr/el/content/45-sight-mechanism>.
- [48] Gotzaridis, 2016. [Online]. Available: <http://www.drneos.gr/el/content/45-sight-mechanism>.
- [49] Σκουτάρη, 2016. [Online]. Available: <http://optometris.gr/mati-orasi/anatomia-matiou>.
- [50] Elaydi Saber, "An introduction to difference equations, San Antonio", Texas: Springer, 2005.
- [51] Σχετικά στοιχεία με ζητήματα γενικής ισορροπίας: "Stella Tsani , Leonidas Paroussos, Costas Fragiadakis, Ioannis Charalambidis, Pantelis Capros, Book Chapter, " Economic and Social Development of the Southern and Eastern Mediterranean Countries" pp 303-318, Date: 08 September 2014.
- [52] "tutorial G.A.M.S.", [Online]. Available: https://www.gams.com/latest/docs/userguides/userguide/_u_g__tutorial.html. [Accessed 2016].
- [53] Οικονόμου Π. και Καρώνη Χ., "Στατιστικά Μοντέλα Παλινδρόμησης", Εκδόσεις Συμμεών, 2010.
- [54] "tutorial Gretl", [Online]. Available: <http://gretl.sourceforge.net/gretl-help/gretl-guide.pdf>. [Accessed 2016].
- [55] "tutorial Visio", [Online]. Available: <http://gretl.sourceforge.net/gretl-help/gretl-guide.pdf>. [Accessed 2016].
- [56] Δεδομένα: American Academy of Ophthalmology. [Online]. Available: <https://www.aao.org/newsroom/eye-health-statistics>.
- [57] "tutorial Origin", [Online]. Available: <http://www.originlab.com/doc/Tutorials>.

- [58] "LASIK Risks And Complications", [Online]. Available:
http://www.allaboutvision.com/visionsurgery/lasik_complication_1.htm.
- [59] Σχετικά στοιχεία με ζητήματα ισορροπίας και αλγορίθμων: Kotsios Stelios, "A note on BIBO stability of bilinear systems", University College Dublin, 1995.
- [60] Nachbar John, "Finite Dimesnional Optimization, Part I The Karush-Kuhn-Tucker Theorem", vol. Washington University, March 12 2016.
- [61] "tutorial R", [Online]. Available: <http://www.cyclismo.org/tutorial/R/>. [Accessed 2016].
- [62] Υφαντόπουλος Γιάννης και Κυριακή Ε.Νικολαΐδου, "Η Στατιστική στην Κοινωνική Έρευνα", Gutenberg, Φεβρουάριος 2008.
- [63] Σχετικά στοιχεία με ζητήματα οικονομετρικής ανάλυσης: Missiakoulis Spyros, "Sargan densities which one?" Journal of Econometrics, 1983.
- [64] Σχετικά στοιχεία με ζητήματα μαθηματικής προτυποποίησης: Sravrakakis M. Nikos and Karachalios I. Nikos, "Existence of a Global Attractor for Semilinear Dissipative Wave Equations on \mathbb{R}^m ", 1998.