ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

Ασύρματα Οπτικά Εμφυτεύματα Αμφιβληστροειδούς: Σχεδίαση και Αξιολόγηση Επιδόσεων

Χρήστος Μαγγλάρης

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
Υπεύθυνος
Χαρίλαος Σανδαλίδης
Αναπληρωτής Καθηγητής

Λαμία, 2021

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΜΕ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ

Ασύρματα Οπτικά Εμφυτεύματα Αμφιβληστροειδούς: Σχεδίαση και Αξιολόγηση Επιδόσεων

Χρήστος Μαγγλάρης

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιβλέπων
Χαρίλαος Σανδαλίδης
Αναπληρωτής Καθηγητής

Λαμία, 2021

Με ατομική μου ευθύνη και γνωρίζοντας τις κυρώσεις (1), που προβλέπονται από της διατάξεις της παρ. 6 του άρθρου 22 του Ν. 1599/1986, δηλώνω ότι:

1. *Δεν παραθέτω κομμάτια βιβλίων ή άρθρων ή εργασιών άλλων αυτολεξεί* ***χωρίς να τα περικλείω σε εισαγωγικά*** *και χωρίς να αναφέρω το συγγραφέα, τη χρονολογία, τη σελίδα. Η αυτολεξεί παράθεση χωρίς εισαγωγικά χωρίς αναφορά στην πηγή, είναι λογοκλοπή. Πέραν της αυτολεξεί παράθεσης, λογοκλοπή θεωρείται και η παράφραση εδαφίων από έργα άλλων, συμπεριλαμβανομένων και έργων συμφοιτητών μου, καθώς και η παράθεση στοιχείων που άλλοι συνέλεξαν ή επεξεργάσθηκαν, χωρίς αναφορά στην πηγή. Αναφέρω πάντοτε με πληρότητα την πηγή κάτω από τον πίνακα ή σχέδιο, όπως στα παραθέματα.*

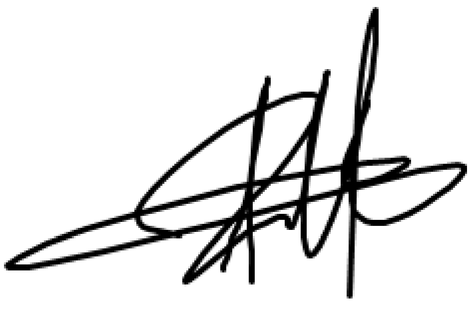
2. *Δέχομαι ότι η αυτολεξεί* ***παράθεση χωρίς εισαγωγικά****, ακόμα κι αν συνοδεύεται από αναφορά στην πηγή σε κάποιο άλλο σημείο του κειμένου ή στο τέλος του, είναι αντιγραφή. Η αναφορά στην πηγή στο τέλος π.χ. μιας παραγράφου ή μιας σελίδας, δεν δικαιολογεί συρραφή εδαφίων έργου άλλου συγγραφέα, έστω και παραφρασμένων, και παρουσίασή τους ως δική μου εργασία.*

3. *Δέχομαι ότι υπάρχει επίσης περιορισμός στο μέγεθος και στη συχνότητα των παραθεμάτων που μπορώ να εντάξω στην εργασία μου εντός εισαγωγικών. Κάθε μεγάλο παράθεμα (π.χ. σε πίνακα ή πλαίσιο, κλπ), προϋποθέτει ειδικές ρυθμίσεις, και όταν δημοσιεύεται προϋποθέτει την άδεια του συγγραφέα ή του εκδότη. Το ίδιο και οι πίνακες και τα σχέδια*

4. *Δέχομαι όλες τις συνέπειες σε περίπτωση λογοκλοπής ή αντιγραφής.*

Ημερομηνία: 18/02/2021

Ο Δηλ.



(Υπογραφή)

(1) «Όποιος εν γνώσει του δηλώνει ψευδή γεγονότα ή αρνείται ή αποκρύπτει τα αληθινά με έγγραφη υπεύθυνη δήλωση του άρθρου 8 παρ. 4 Ν. 1599/1986 τιμωρείται με φυλάκιση τουλάχιστον τριών μηνών. Εάν ο υπαίτιος αυτών των πράξεων σκόπευε να προσπορίσει στον εαυτόν του ή σε άλλον περιουσιακό όφελος βλάπτοντας τρίτον ή σκόπευε να βλάψει άλλον, τιμωρείται με κάθειρξη μέχρι 10 ετών.

Ασύρματα Οπτικά Εμφυτεύματα Αμφιβληστροειδούς: Σχεδίαση και Αξιολόγηση Επιδόσεων

Χρήστος Μαγγλάρης

Τριμελής Επιτροπή:

Χαρίλαος Σανδαλίδης, Αναπληρωτής Καθηγητής (επιβλέπων)

Δημήτριος Ιακωβίδης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Κωνσταντίνος Δελήμπασης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Περιεχόμενα

0.1 Περίληψη

Ασθενείς με οπτικά προβλήματα, θα μπορούσαν να ωφεληθούν με τη χρήση εμφυτευμάτων αμφιβληστροειδούς (Retinal Implants) και φλοιού (Cortical Implants).Ωστόσο, τα σημερινά εμφυτεύματα, δεν μπορούν να υποστηρίξουν επαρκώς υψηλές ταχύτητες μετάδοσης δεδομένων, οι οποίες θα επέτρεπαν την ορθή αναπαράσταση εικόνας. Έχοντας ως κίνητρο αυτό, στην παρούσα πτυχιακή θα προταθεί μια καινοτόμα μοντελοποίηση επικοινωνίας οπτικών συχνοτήτων, για εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, καθώς και για εμφυτεύματα στην περιοχή του φλοιού και θα παραχθούν τα θεωρητικά εργαλεία για την αξιολόγηση των επιδόσεών της. Θα μελετηθούν το οπτικό και το εγκεφαλικό κανάλι και θα αναλυθούν διεξοδικά οι παράγοντες εκείνοι που επηρεάζουν τη σωστή μετάδοση οπτικών εικόνων από το εξωτερικό περιβάλλον στον ασθενή.

Λέξεις Κλειδιά : Retinal Implants, Cortical Implants, Μοντελοποίηση Οπτικού Καναλιού, Μοντελοποίηση Εγκεφαλικού Καναλιού, Αξιολόγηση Επιδόσεων

Κεφάλαιο 1

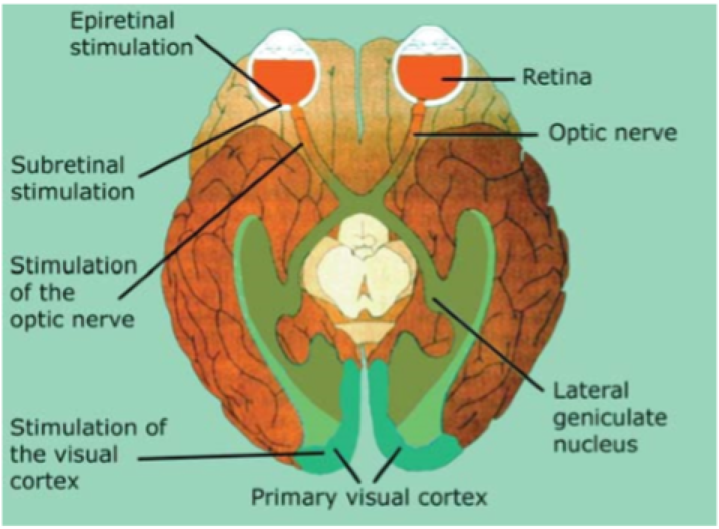
Πρόλογος

1.1 Εισαγωγή

Η απώλεια όρασης και ειδικότερα η μερική και ολική τύφλωση, αποτελεί ένα φαινόμενο, από το οποίο πάσχουν εκατομμύρια άνθρωποι ανά τον κόσμο συγκεκριμένα, 36 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως είναι τυφλοί [1]. Η απώλεια όρασης προκαλείται από βλάβη σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για την όραση [2]. Μιλώντας, λοιπόν, για την όραση, κρίνεται, στο σημείο αυτό, αναγκαίο να παρουσιάσουμε συνοπτικά τη δομή της.

Γενικότερα, αφότου εισέλθει η οπτική πληροφορία στους οφθαλμούς μας, οδηγείται στον αμφιβληστροειδή. Ο αμφιβληστροειδής αποτελείται από τρεις κύριες διαδοχικές στοιβάδες νευρικών κυττάρων (τα γαγγλιακά κύτταρα, τα δίπολα κύτταρα και τους φωτοϋποδοχείς). Οι οπτικές πληροφορίες (φωτόνια), προκειμένου να σταλούν στον εγκέφαλο μέσω του οπτικού νεύρου, διέρχονται, σε πρώτο στάδιο, από τους φωτοϋποδοχείς (είναι υπεύθυνοι για την κωδικοποίηση της οπτικής πληροφορίας), σε δεύτερο στάδιο από τα δίπολα κύτταρα και τέλος από τα γαγγλιακά κύτταρα [στέλνουν ηλεκτρικά δυναμικά της κωδικοποιημένης πληροφορίας στον εγκέφαλο, μέσω του οπτικού νεύρου, ώστε αυτή, να αποκωδικοποιηθεί στον ινιακό λοβό (εγκεφαλική οπτική περιοχή)] [2]-[3].

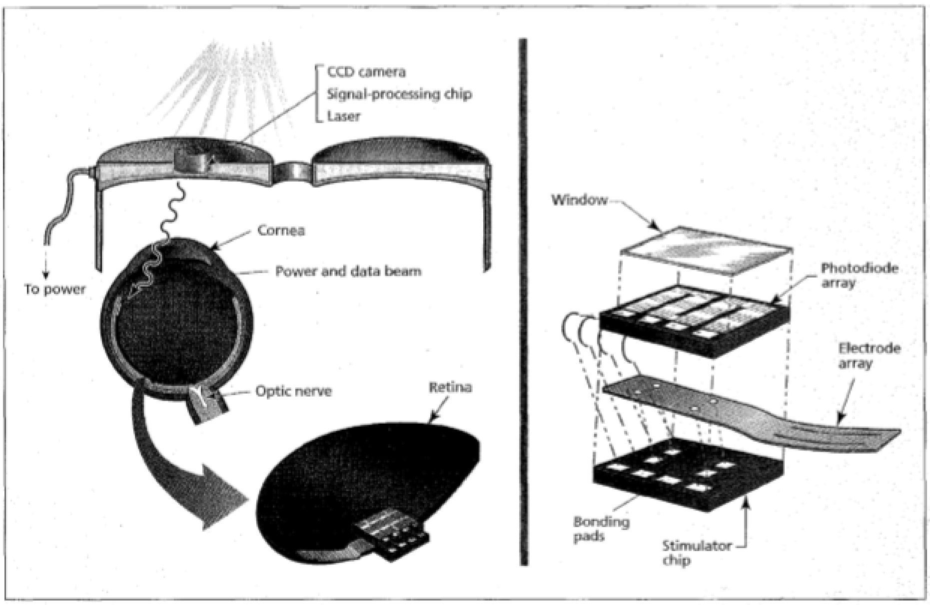
Τα συχνότερα προβλήματα απώλειας όρασης ανά τον κόσμο είναι η Cortical Blindness (φλοιώδης τύφλωση) και η Retinitis Pigmentosa (αμφιβληστροειδίτιδα). Στην πρώτη περίπτωση, η ασθένεια της φλοιώδους τύφλωσης οφείλεται σε βλάβη των οπτικών οδών και κυρίως σε τραυματισμό στον ινιακό λοβό του εγκεφάλου [4]. Όσον αφορά την ασθένεια της αμφιβληστροειδίτιδας, πρόκειται για μία ομάδα σπάνιων γενετικών διαταραχών που περιλαμβάνουν διάσπαση και απώλεια κυττάρων στον αμφιβληστροειδή (πρόβλημα στους φωτοϋποδοχείς), όπου σε πρώτη φάση παρατηρείται μειωμένη νυχτερινή όραση και απώλεια περιφερειακής (πλευρικής) όρασης, οδηγώντας τον ασθενή σε απώλεια όρασης και τύφλωση. Παρόλο που η αμφιβληστροειδίτιδα θεωρείται μια σπάνια κληρονομική διαταραχή, επηρεάζει 1 στα 4000 άτομα παγκοσμίως [5]. Για την αντιμετώπιση των προαναφερθέντων, ταυτόχρονα όμως και άλλων προβλημάτων που οδηγούν σε μερική απώλεια όρασης και τύφλωση, έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία τεχνολογίες εμφυτευμάτων φλοιού και αμφιβληστροειδούς (retinal and cortical implants). Στο Σχήμα 1.1, παρατίθενται οι ερευνητικές περιοχές του εγκεφάλου, όπου βρίσκουν εφαρμογή τα εμφυτεύματα αυτά.



Σχήμα 1.1: Ερευνητικές περιοχές για ηλεκτρική διέγερση. [9]

Αρχικά, [6]-[7], γίνεται αναφορά σε εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς και συγκεκριμένα, σε epiretinal implants.Τα epiretinal implants, τοποθετούνται χειρουργικά στην επιφάνεια των γαγγλιακών κυττάρων, διεγείροντας τα, με σκοπό να στείλουν πληροφορίες στο οπτικό νεύρο. Η αρχιτεκτονική του συστήματος παρατίθεται στην παρακάτω εικόνα, όπου οι οπτικές πληροφορίες λαμβάνονται από μία CMOS κάμερα, η οποία κωδικοποιεί την οπτική πληροφορία ψηφιακά και στη συνέχεια η πληροφορία μεταδίδεται είτε με ηλεκτρομαγνητικά κύματα (RF Communications),είτε μέσω μίας πηγής φωτός (π.χ.laser). Έπειτα μετατρέπεται σε αναλογικό σήμα, μέσω μίας DSP μονάδας και τελικά οδηγείται σε μία παράταξη ηλεκτροδίων ή φωτοδιόδων, τα οποία διεγείρουν τα γαγγλιακά κύτταρα. Συγκεκριμένα, οι [6]-[7] χρησιμοποιούν 16 ηλεκτρόδια και 12 φωτοδιόδους, αναλόγως την αρχιτεκτονική επικοινωνίας.

Επίσης, [6]-[7], αναφέρεται ότι οι RF τεχνολογίες μπορούν να επιφέρουν πιθανούς κινδύνους στην υγεία, καθώς και επιπλοκές, όπως η παρατήρηση λάμψης στο οπτικό τους πεδίο. Παράλληλα, γίνεται αναφορά στο γεγονός ότι τα εμφυτεύματα δεν μπορούν να είναι ενσύρματα, καθώς υπάρχει φόβος μόλυν-

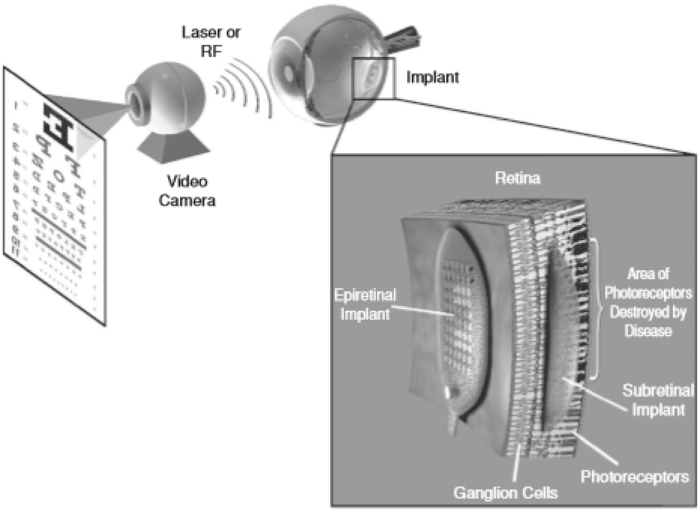


Σχήμα 1.2: Αρχιτεκτονική Epiretinal Implant. [6]

σης. Επομένως, οδηγούμαστε στο συμπέρασμα ότι η καλύτερη προσέγγιση ενός epiretinal εμφυτεύματος είναι τα ασύρματα οπτικά εμφυτεύματα. Στην παρούσα τεχνολογία εντοπίστηκαν μικροερεθισμοί σε περιοχές του αμφιβληστροειδούς. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι παραπάνω προσεγγίσεις αποτελούν πειραματικές εφαρμογές σε ζώα.

Εκτός, [8], από την epiretinal προσέγγιση, η οποία ακολουθεί την ίδια αρχιτεκτονική με τις [6]-[7] (με τη διαφορά ότι χρησιμοποιείται η RFτεχνολογία με μία παράταξη 25 ηλεκτροδίων, άρα παρατηρούμε ότι αυξήθηκε συγκριτικά με τα προηγούμενα), δημιουργήθηκε και η subretinal προσέγγιση. Σε αυτήν, ένα subretinal implantτοποθετείται μεταξύ των δίπολων κυττάρων και των φωτοϋποδοχέων και σε συνδυασμό με τις φωτοδιόδους ή τα ηλεκτρόδια που το αποτελούν, είναι σε θέση να αντικαθιστά τους μη λειτουργικούς φωτοϋποδοχείς. Σε αντίθεση με τα epiretinal, δεν χρειάζονται κάμερα. Ωστόσο, τα subretinal implants είναι δύσκολο να τοποθετηθούν χειρουργικά, το αντίθετο από τα epiretinal [11]. Στη συνέχεια, [9], ξεκινούν οι κλινικές δοκιμές σε ανθρώπους με epiretinal και subretinal implants.Οι ασθενείς ήταν σε θέση να αναγνωρίσουν κίνηση και πολύ βασικά σχήματα, αλλά δεν ήταν σε θέση να διακρίνουν ανθρώπους, λεπτομέρειες κλπ.

Στη συνέχεια, [10]-[11]-[12]-[13], δημιουργούνται διαφορετικές συσκευές και προσεγγίσεις: τα cortical implants , (προσεγγίζουν το πρόβλημα εισάγοντας απευθείας την κωδικοποιημένη πληροφορία στον ινιακό λοβό του εγκεφάλου, προκειμένου να αποκωδικοποιηθεί), και διέγερση οπτικού νεύρου (αποκαθιστά μερικώς την όραση σε τυφλούς ασθενείς, ενώ παράλληλα, η χειρουργική επέμβαση δεν επηρεάζει τους ήδη ασθενείς ιστούς [13]). Συγχρόνως, αυξάνεται και η αποδοχή των κλινικών ιατρών για τη χρήση των συγκεκριμένων εμφυτευμάτων. Τέλος, [14]-[15], εμφανίζονται συστήματα με περισσότερα ηλεκτρόδια (49 [15]) και καινούριες ερευνητικές προσεγγίσεις εμφυτευμάτων, όπως το suprachoroidal implant. Αξίζει να αναφερθεί ότι δεν υπάρχει αναφορά από κανέναν ασθενή για το αν η εικόνα είναι σε μορφή pixels[15].



Σχήμα 1.3: Αρχιτεκτονική Epiretinal - Subretinal Implant. [11]

Συγκριτικά με τις παραπάνω μελέτες, προκύπτει ένα κοινό πρόβλημα: η πολύ χαμηλή ανάλυση εικόνας που λαμβάνεται από τον ασθενή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να γίνονται αντιληπτά βασικά σχήματα και κινήσεις από τον ασθενή. Κάτι τέτοιο, βέβαια, είναι λογικό καθώς ο αμφιβληστροειδής του ανθρώπου περιέχει πάνω από 100 εκατομμύρια φωτοϋποδοχείς [11]. Επομένως, ένα grid των 16, 25, 49 κλπ. ηλεκτροδίων, δεν είναι σε θέση να παρέχει εικόνα με την αντίστοιχη ανάλυση, καθώς κάθε ηλεκτρόδιο δημιουργεί ένα «ίχνος φωτός» [15]. Παράλληλα, [10], χρειάζεται πάνω από 1000 ηλεκτρόδια για μία καλή ανάλυση εικόνας, ικανή να κάνει τον ασθενή να διακρίνει περισσότερα από απλές μορφές και κινήσεις, γεγονός που αποτελεί στόχο για τις επόμενες δεκαετίες.

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία, προκειμένου να κατανοήσουμε τα παραπάνω προβλήματα και να διορθώσουμε τα κενά που αφήνουν οι προηγούμενες προσεγγίσεις, μοντελοποιήσαμε το οπτικό κανάλι για δύο διαφορετικά σημεία διέγερσης του εγκεφάλου: τον αμφιβληστροειδή και τον πρωταρχικό οπτικό φλοιό (ινιακό λοβό). Επομένως, σε περίπτωση μη λειτουργικότητας των φωτοϋποδοχέων (Retinal Model) ή μη λειτουργικότητας των νευρώνων στον πρωταρχικό οπτικό φλοιό (Primary Visual Cortex Model), είναι εφικτό να αναπαράγουμε τεχνητή πληροφορία και να τη στείλουμε κωδικοποιημένη, με οπτικές συχνότητες, σε μία από τις δύο περιοχές του εγκεφάλου (ανάλογα με την περιοχή του οπτικού προβλήματος). Το μοντέλο της εκάστοτε εγκεφαλικής περιοχής που θέλουμε να διεγείρουμε [16], όπου γίνεται έρευνα σχετικά με την επικοινωνία μεταξύ νευρώνων του ιδίου τύπου που ανήκουν στην ίδια στοιβάδα (στην ίδια «οριζόντια ευθεία»), στην περιοχή του φλοιού. Στη δική μας μελέτη, και συγκεκριμένα στην περιοχή του φλοιού, δεν έχουμε ως στόχο την επικοινωνία, αλλά τη διέγερση συγκεκριμένης εγκεφαλικής περιοχής. Συνεπώς, στην παρούσα πτυχιακή εργασία, μοντελοποιούμε το εγκεφαλικό κανάλι καθέτως, μέχρι να φτάσουμε στην περιοχή ενδιαφέροντος (καθώς η οπτική πληροφορία διέρχεται από τις διαφορετικές στοιβάδες του φλοιού) για να αποκωδικοποιήσουμε την πληροφορία σε αντίθεση με τη μελέτη [16], όπου πραγματοποιείται οριζοντίως.

1.2 Δομή Εργασίας

Η παρούσα πτυχιακή εργασία είναι οργανωμένη σε επτά κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο «Πρόλογος», γίνεται εισαγωγή αρχικά σε προβλήματα μερικής όρασης ή τύφλωσης , καθώς και για το ποιες είναι εκείνες οι εγκεφαλικές περιοχές που επηρεάζονται και οδηγούν σε απώλεια όρασης. Επίσης, αναλύονται και συγκρίνονται οι προσεγγίσεις εμφυτευμάτων που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία και έχουν ως στόχο την επίλυση του προβλήματος. Παράλληλα, τονίζονται οι αδυναμίες που υπάρχουν σε αυτές τις αρχιτεκτονικές επικοινωνίας και οι λύσεις που προτείνονται στην παρούσα πτυχιακή εργασία. Στο δεύτερο κεφάλαιο «Θεωρητικό Υπόβαθρο», περιγράφεται αναλυτικά η λειτουργία της όρασης στον άνθρωπο, αναλύοντας τα διαφορετικά στάδια επεξεργασίας του οπτικού σήματος από τον εγκέφαλο (από τον αμφιβληστροειδή, έως τον ανώτερο εγκέφαλο). Στο τρίτο κεφάλαιο «System Models », παρουσιάζεται η μαθηματική μοντελοποίηση δύο μοντέλων (Primary Visual Cortex Model και Retinal Model), τα οποία προσεγγίζουν μεθόδους επίλυσης για διαφορετική προβληματική εγκεφαλική περιοχή που οδηγεί σε τύφλωση, στον άνθρωπο. Στο τέταρτο κεφάλαιο «Αποτελέσματα» παρουσιάζεται το PathLoss και των δύο μοντέλων και συγκρίνονται τα αποτελέσματα που προκύπτουν, για διαφορετικές παραμέτρους. Επίσης, παρατίθενται και οι παράμετροι προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν. Στο κεφάλαιο πέντε «Επίλογος», παρατίθενται η σύνοψη και τα συμπεράσματα που προκύπτουν από τη μελέτη της παρούσας πτυχιακής, καθώς και οι πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της. Στο έκτο κεφάλαιο «Παραρτήματα», παρουσιάζονται, συμπληρωματικά με το τρίτο κεφάλαιο οι μαθηματικές αποδείξεις, καθώς και ο πηγαίος κώδικας σε MatLab των δύο μοντέλων Primary Visual Cortex Model και Retinal Model. Τέλος, στο έβδομο κεφάλαιο «Βιβλιογραφία» παρατίθενται οι αναφορές που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία.

1.3 Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Δρ Αλέξανδρο–Απόστολο Μπουλογεώργο και τον Δρ Χαρίλαο Σανδαλίδη, Αναπληρωτή Καθηγητή Τμήματος Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική, για τη συνεχή καθοδήγηση καθόλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Κεφάλαιο 2

Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Ανατομία και Φυσιολογία του Οφθαλμού

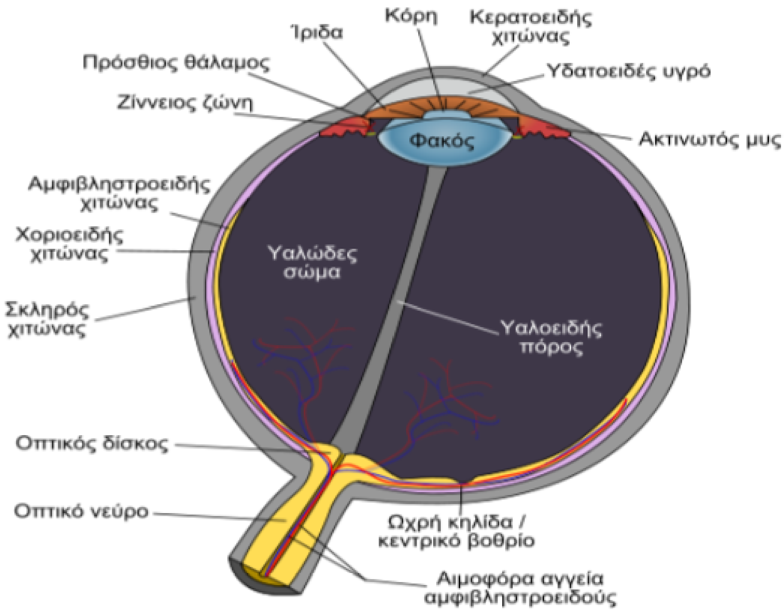
2.1.1 Ανατομία του Οφθαλμού

Ο οφθαλμός, ο οποίος αποτελεί το όργανο της όρασης, συναντάται εντός του οφθαλμικού κόγχου και απαρτίζεται κυρίως από το βολβό του οφθαλμού μαζί με το οπτικό νεύρο. Στο οπτικό μας σύστημα, ο βολβός του οφθαλμού αποτελεί το πιο βασικό μέρος του (Σχήμα 2.1). Αυτός είναι κοίλος και διαθέτει περιεχόμενο και τοίχωμα. Το τοίχωμά του συναποτελούν τρεις ομόκεντροι χιτώνες, οι οποίοι, με σειρά από το εξωτερικό προς το εσωτερικό τους, είναι οι εξής: α) ο ινώδης χιτώνας, β) ο αγγειώδης χιτώνας και γ) ο αμφιβληστροειδής χιτώνας. [17]

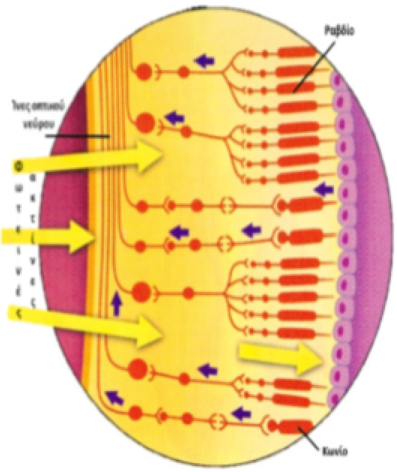
Ο ινώδης χιτώνας συντελεί το σκελετό του βολβού και τμήμα του είναι ο κερατοειδής χιτώνας, ο οποίος αποτελεί το μπροστινό τμήμα του ινώδη χιτώνα. Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας αποτελεί τον αισθητηριακό χιτώνα του βολβού. Συντελείται από αλλεπάλληλα στρώματα νευρικών κυττάρων και ινών, διεγείρεται, επιπλέον, από το φως και αποτελείται από το μελάγχρουν επιθήλιο και τον ιδίως αμφιβληστροειδή. Από τον ιδίως αμφιβληστροειδή, ξεκινά το οπτικό νεύρο. [17]

Ανάμεσα σε ένα μεγάλο εύρος κυττάρων, του αμφιβληστροειδούς χιτώνα, βρίσκονται τα οπτικά κύτταρα, τα οποία χωρίζονται σε δύο είδη: κωνιοφόρα (κωνία) και ραβδιοφόρα (ραβδία), τα οποία ευθύνονται για την όραση (Σχήμα 2.2). [17]

Στον αμφιβληστροειδή εμπεριέχονται περίπου $7 \cdot 10^6$ κωνία και $120 \cdot 10^6$ ραβδία. Οι δύο αυτοί τύποι οπτικών κυττάρων κατανέμονται ανομοιόμορφα. Όσον αφορά τα ραβδιοφόρα κύτταρα (ραβδία), όταν η όραση πραγματοποιείται



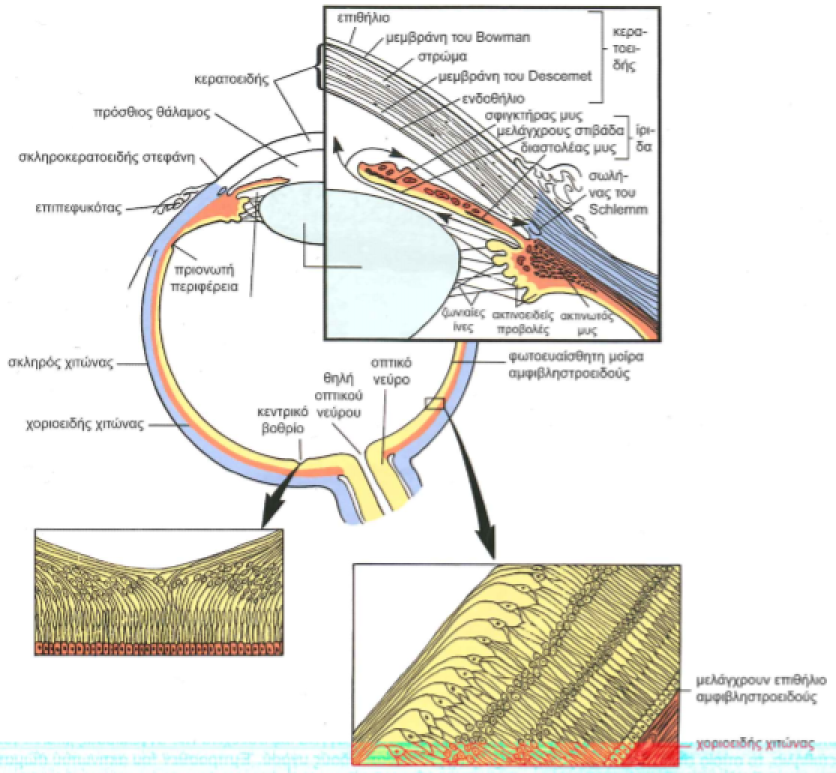
Σχήμα 2.1: Ανατομική εικόνα του βολβού του οφθαλμού [17]



Σχήμα 2.2: Διατομή αμφιβληστροειδούς, στην οποία διακρίνονται τα ραβδία και τα κωνία [17]

σε φωτισμό με χαμηλή ένταση (για παράδειγμα σε συνθήκες νύχτας), η οπτική οξύτητα μειώνεται αρκετά, με αποτέλεσμα να μην καθίσταται εφικτή η χρωματική αντίληψη. Αντίθετα, σε συνθήκες υψηλού φωτισμού (για παράδειγμα το φως της ημέρας), τον πρωταρχικό ρόλο αναλαμβάνουν τα κωνιοφόρα κύτταρα (κωνία). Παράλληλα, όταν αυτά διεγείρονται, δεν καθίσταται εφικτή μονάχα η αντίληψη και η αναγνώριση των χρωμάτων, αλλά, πολύ περισσότερο, μία αρκετά ολοκληρωμένη αντίληψη των λεπτομερειών της μορφής των ειδώλων που παρατηρούνται. [17]

2.1.2 Φυσιολογία του Οφθαλμού



Σχήμα 2.3: Σχηματικό Διάγραμμα της δομής του οφθαλμού. [20]

Συνοπτικά, η φυσιολογία του οφθαλμού μπορεί να περιγραφεί ως εξής: τη στιγμή που το φως προσπίπτει στους οφθαλμούς, ο φακός και ο κερατοειδής χιτώνας εστιάζουν το φως αυτό, για να σχηματίσουν μία εικόνα πάνω στον αμφιβληστροειδή. Έπειτα, οι φωτοϋποδοχείς του αμφιβληστροειδούς, τα κωνία και τα ραβδία, είναι αυτοί που μεταφράζουν την εξωτερική οπτική πληροφορία σε ηλεκτρικό σήμα, του οποίου η μετάδοση πραγματοποιείται κατά μήκος των οπτικών νεύρων, με κατεύθυνση προς τα ειδικά σημεία του εγκεφάλου (τον πρωτοταγή οπτικό φλοιό). Η εικόνα που προβάλλεται στον αμφιβληστροειδή είναι ανεστραμμένη. Ωστόσο, ο εγκέφαλος διορθώνει την αναστροφή αυτή. Ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός του εγκεφάλου, είναι αυτός που ερμηνεύει τα ηλεκτρικά σήματα, τα οποία λαμβάνει από τους δύο οφθαλμούς και εν συνεχεία, τα μεταφράζει σε έγχρωμες εικόνες. Το αριστερό, μάλιστα, ημισφαίριο του εγκεφάλου, είναι αυτό που επεξεργάζεται τις εικόνες του δεξιού οπτικού πεδίου, ενώ το δεξί μέρος επεξεργάζεται τις εικόνες του αριστερού. [17]

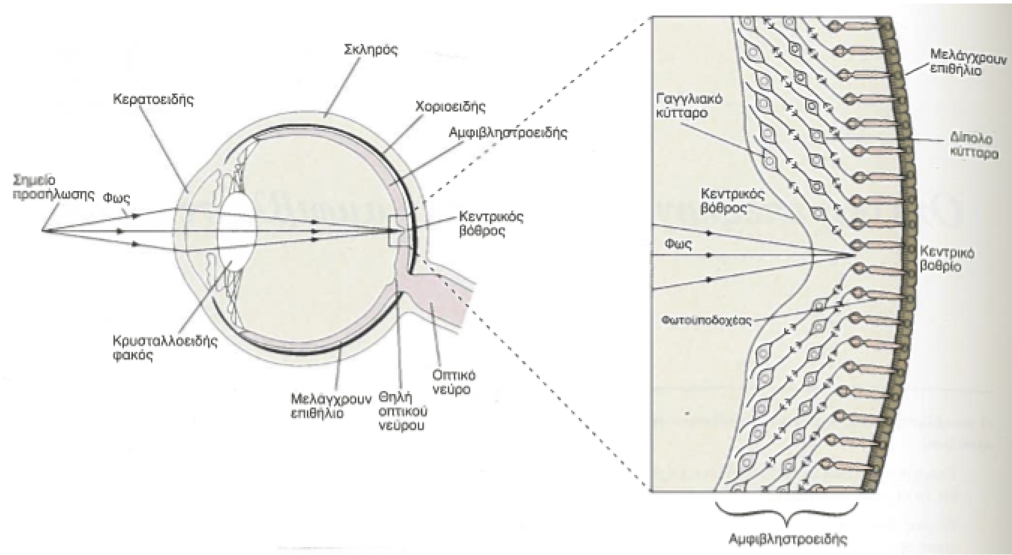
Στις επόμενες δύο υποενότητες θα αναλυθεί περαιτέρω η λειτουργία της όρασης.

2.2 Οπτική Επεξεργασία από τον Αμφιβληστροειδή

Η αντίληψη της όρασης ξεκινά στον αμφιβληστροειδή και κατηγοριοποιείται σε δύο φάσεις. Η διερχόμενη οπτική πληροφορία από τον κερατοειδή χιτώνα απεικονίζεται στον βυθό του βολβού του οφθαλμού, εκεί όπου αυτή μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα μέσω του αμφιβληστροειδούς χιτώνα, (και συγκεκριμένα μέσω εξειδικευμένων νευρώνων του αμφιβληστροειδούς, δηλαδή τους φωτοϋποδοχείς). Έπειτα, τα ηλεκτρικά σήματα μεταφέρονται σε ανώτερα κέντρα του εγκεφάλου για περισσότερη επεξεργασία, που είναι απαραίτητη για την αντίληψη, μέσω του οπτικού νεύρου. Στην τρέχουσα υποενότητα, επιδιώκεται η επεξεργασία (νευρική) των οπτικών σημάτων στον αμφιβληστροειδή. Ο αμφιβληστροειδής χωρίζεται σε πέντε μεγάλες κατηγορίες νευρώνων, των οποίων η σύνδεση επιτυγχάνεται με έναν περίπλοκο τρόπο, με μία διατεταγμένη οργάνωση σε στιβάδες. [18]

2.2.1 Κωδικοποίηση της οπτικής πληροφορίας από τους φωτοϋποδοχείς

Ο βολβός του οφθαλμού έχει σχεδιαστεί για να εστιάζει την εικόνα στον αμφιβληστροειδή, έτσι ώστε αυτή να παρουσιάζεται ελάχιστα παραμορφωμένη (οπτικά). Ο κερατοειδής χιτώνας και ο κρυσταλλοειδής φακός του οφθαλμού, εστιάζουν το φως. Έπειτα, αφότου αυτό εισέλθει στο βολβό του οφθαλμού, οδηγείται στους φωτοϋποδοχείς, ώστε να απορροφηθεί, αφού διέλθει μέσω των στοιβάδων από άλλους νευρώνες του αμφιβληστροειδούς (Σχήμα 2.4). Το μελάγχρουν επιθήλιο, το οποίο βρίσκεται πίσω από τον αμφιβληστροειδή, έχει ως ιδιότητα να απορροφά το μη συγκρατούμενο από τον αμφιβληστροειδή φως. Η ιδιότητα αυτή, δεν επιτρέπει να ανταναλάται το φως στο οπίσθιο τοίχωμα



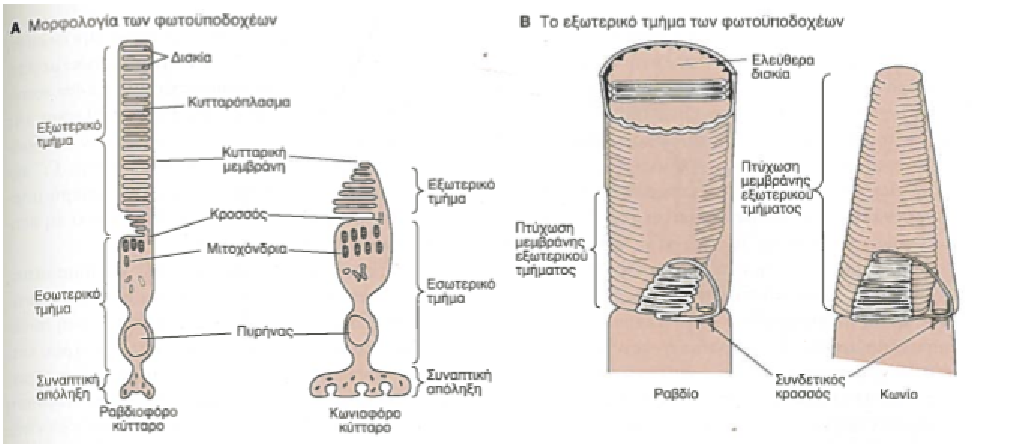
Σχήμα 2.4: Ανατομικό Διάγραμμα Οφθαλμού - Πορεία Φωτός. [18]

του βολβού και να επιστρέφει στον αμφιβληστροειδή, γεγονός που συμβάλλει στη μη αλλοίωση της ανάλυσης της εικόνας. Στο Σχήμα 2.4, παρατηρείται, επιπλέον, η άμεση επικοινωνία του μελάγχρου επιθηλίου με τους φωτοϋποδοχείς, καθώς επίσης και η πλάγια μετατόπιση των πιο κοντινών νευρώνων του αμφιβληστροειδούς, ώστε το φως να μην υποστεί απορρόφηση ή να διαχυθεί σε μεγάλο βαθμό, γεγονός που συμβάλλει στην ελάχιστη δυνατή παραμόρφωση. [18]

2.2.2 Τύποι φωτοϋποδοχέων

Στον αμφιβληστροειδή του ανθρώπου περιέχονται δύο κατηγορίες φωτοϋποδοχέων: τα κωνιοφόρα και τα ραβδιοφόρα κύτταρα. Η όραση κατά τη διάρκεια της ημέρας οφείλεται στα κωνιοφόρα κύτταρα. Οι άνθρωποι στους οποίους έχει χαθεί η λειτουργία των κωνιοφόρων κυττάρων θεωρούνται τυφλοί. Αντίθετα, μέσω των ραβδιοφόρων κυττάρων επιτυγχάνεται η όραση τη νύχτα, δηλαδή, σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού. [18]

Στη λειτουργία της όρασης εμφανίζεται καλύτερη ανίχνευση ερεθισμάτων (καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα) στα κωνιοφόρα κύτταρα έναντι των ραβδιοφόρων κυττάρων. Μέσω των κωνιοφόρων κυττάρων επιτυγχάνεται η έγχρωμη όραση, σε αντίθεση με τα ραβδιοφόρα, στα οποία η όραση είναι άχρωμη. Παράλληλα, τα ραβδιοφόρα κύτταρα, λόγω της παραπάνω φωτοευαισθησίας τους, είναι ικανά στο να δεσμεύουν περισσότερο φως σε σύγκριση με τα κωνιοφόρα. Για παράδειγμα, σε ένα ραβδιοφόρο κύτταρο, αρκεί μόνο ένα φωτόνιο



Σχήμα 2.5: Τύποι Φωτοϋποδοχέων. [18]

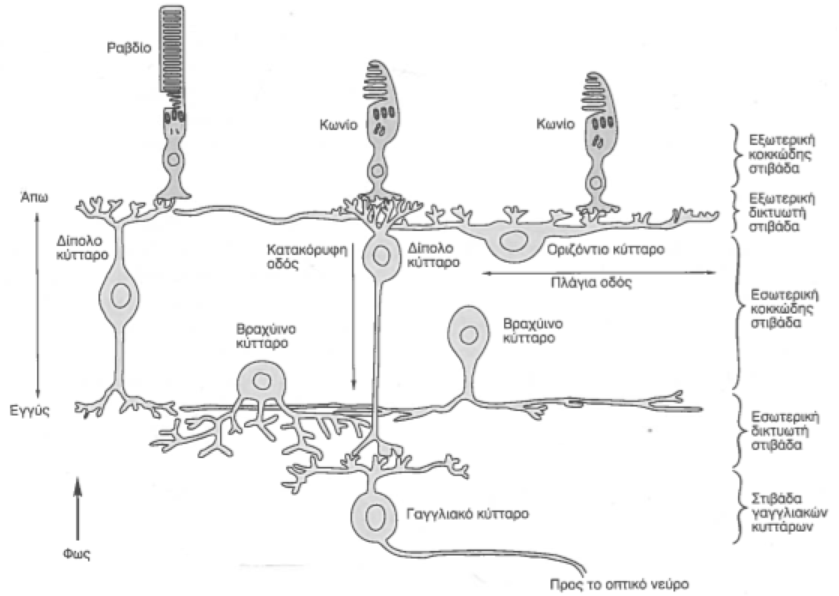
για να προκαλέσει ανιχνεύσιμη ηλεκτρική απόκριση. Αντίθετα, προκειμένου να προκληθεί η αντίστοιχη απόκριση από ένα κωνιοφόρο κύτταρο, χρειάζεται να γίνει απορρόφηση εκατοντάδων φωτονίων. [18]

Αφότου η οπτική πληροφορία κωδικοποιηθεί από τα ραβδιοφόρα-κωνιοφόρα κύτταρα, ένα δίπολο κύτταρο (κύτταρο, το οποίο ανήκει σε ανώτερη από τους φωτοϋποδοχείς στοιβάδα του αμφιβληστροειδούς), συγκεντρώνει τα σήματα από τα ραβδιοφόρα κύτταρα, τα οποία αλληλοενισχύονται δυναμώνοντας, έτσι, την απόκριση του κυττάρου, ώστε να ανιχνεύει χαμηλής έντασης φως. Τα κωνιοφόρα κύτταρα διακρίνονται σε τρία είδη, όπου κάθε είδος εμφανίζει ευαισθησία σε διαφορετικό τμήμα του οπτικού φάσματος. Έτσι ο εγκέφαλος, συγκρίνοντας τους τρεις τύπους κωνιοφόρων κυττάρων, συγκεντρώνει τις πληροφορίες για τα χρώματα. [18]

2.2.3 Μετάδοση των πληροφοριών μέσω του αμφιβληστροειδούς

Τα κύτταρα που ευθύνονται για την μετάδοση της πληροφορίας από τον αμφιβληστροειδή ονομάζονται γαγγλιακά κύτταρα. Αντίθετα από τους φωτοϋποδοχείς, οι οποίοι έχουν απόκριση στο φως με βαθμιαίες αλλαγές του δυναμικού μεμβράνης, τα γαγγλιακά κύτταρα μεταβιβάζουν τις πληροφορίες ως σειρές δυναμικών ενέργειας. Τα γαγγλιακά κύτταρα είναι εξειδικευμένα στο να ανιχνεύουν τις γρήγορες εναλλαγές στην εικόνα και τις αντιθέσεις του φωτός. Τα κύτταρα επιπλέον αυτά, είναι ειδικά στο να επεξεργάζονται τα διαφορετικά χαρακτηριστικά μιας εικόνας. [18]

Οι πληροφορίες της όρασης διαβιβάζονται από τα κωνιοφόρα στα γαγγλιακά κύτταρα κατά μήκος δύο τύπων οδών του αμφιβληστροειδούς, τις πλάγιες και



Σχήμα 2.6: Οργάνωση Αμφιβληστροειδούς. [18]

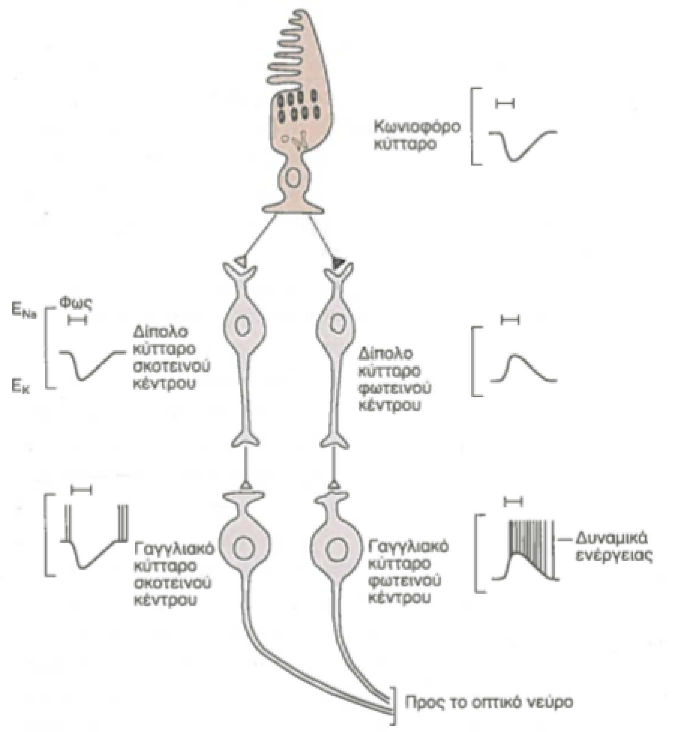
τις άμεσες. Τα κωνιοφόρα κύτταρα πραγματοποιούν άμεσες συνδέσεις με δίπολα κύτταρα. Έπειτα, τα δίπολα αυτά κύτταρα, πραγματοποιούν άμεση σύναψη με τα γαγγλιακά. Τα σήματα από τα κωνιοφόρα κύτταρα μεταβιβάζονται, επιπρόσθετα, στο γαγγλιακό κύτταρο (μέσω δίπολων κυττάρων), όχι άμεσα, αλλά, με τη βοήθεια οριζόντιων και βραχύινων κυττάρων. Τα οριζόντια κύτταρα, μεταδίδουν πληροφορίες από κωνιοφόρα κύτταρα, που είναι απομακρυσμένα μεταξύ τους, σε δίπολα κύτταρα. [18]

Όπως τα γαγγλιακά κύτταρα, έτσι και τα δίπολα διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: τα κύτταρα φωτεινού κέντρου και τα κύτταρα σκοτεινού κέντρου. Τα πρώτα, διεγείρονται τη στιγμή που ερεθιστούν από φως, ενώ τα κύτταρα σκοτεινού κέντρου διεγείρονται αντιστρόφως. [18]

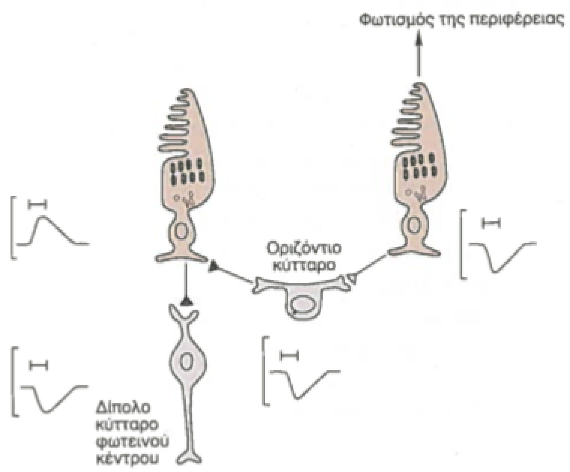
2.3 Αντίληψη της Μορφής και της Κίνησης

2.3.1 Η εικόνα στον αμφιβληστροειδή είναι ανεστραμμένη

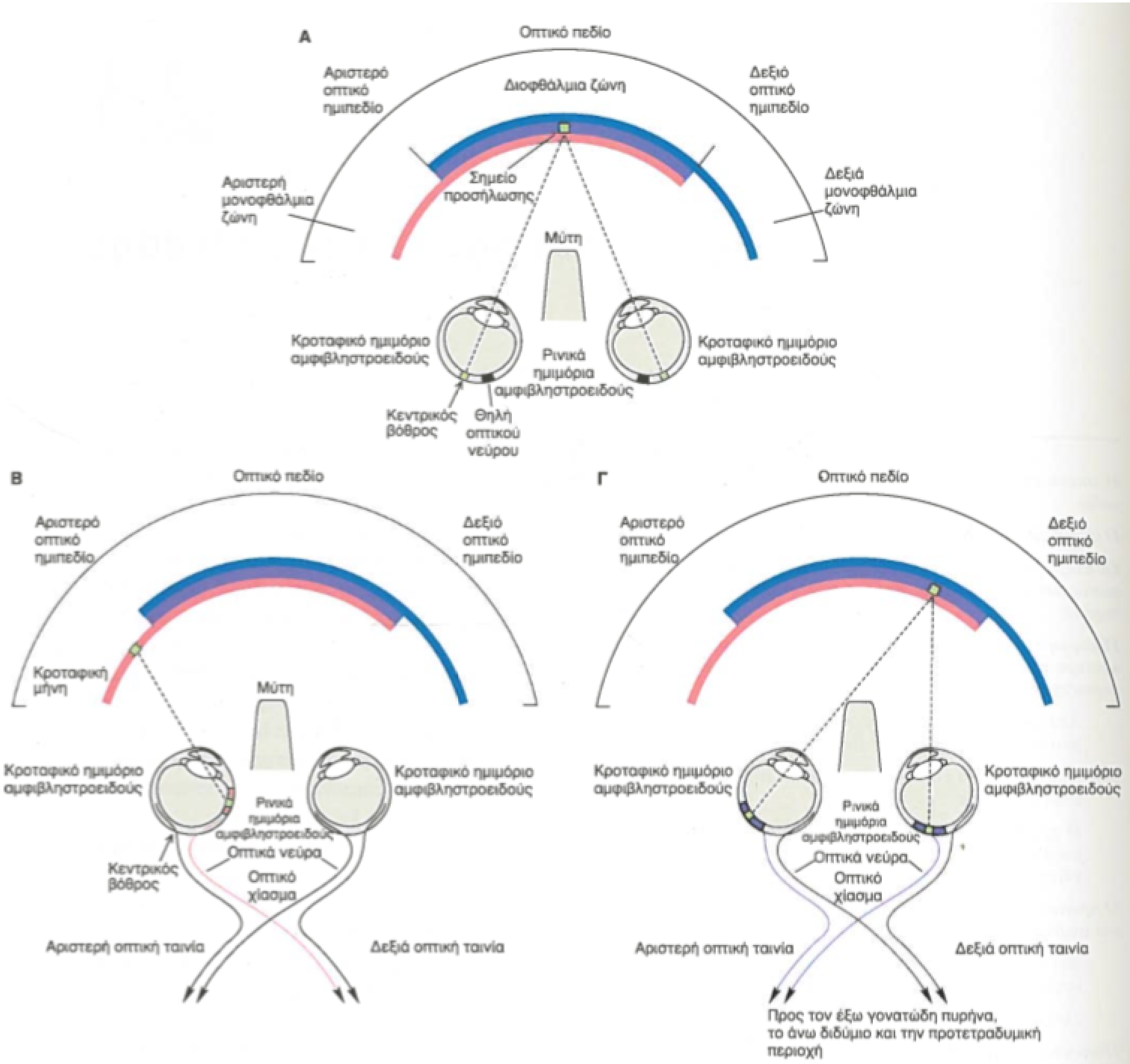
Στο Σχήμα 2.9, παρατηρούμε ότι οι οπτικές πληροφορίες του οπτικού πεδίου που εισέρχονται στον αριστερό οφθαλμό, οδηγούνται μέσω του οπτικού νεύρου στο δεξί ημισφαίριο του εγκεφάλου και του δεξιού οφθαλμού στο αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου αντίστοιχα. Ως οπτικό πεδίο ορίζεται η θέα των δύο



Σχήμα 2.7: Πορεία οπτικών πληροφοριών. [18]

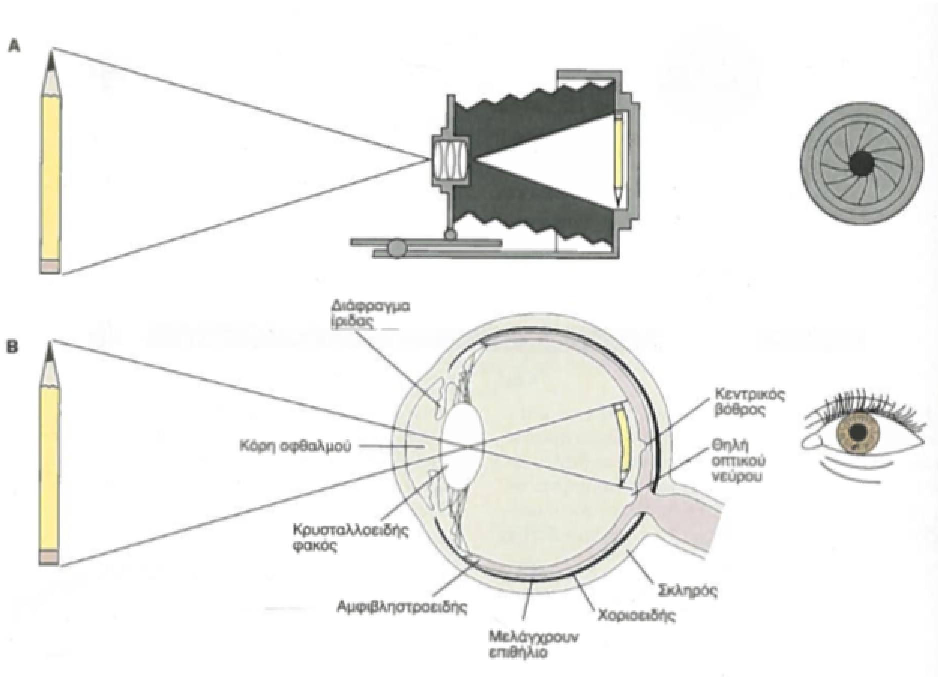


Σχήμα 2.8: Διέγερση Φωτοϋποδοχέων. [18]



Σχήμα 2.9: Διοφθάλμια και Μονοφθάλμια Ζώνη του Οπτικού Πεδίου. [19]

οφθαλμών χωρίς να κινηθεί η κεφαλή. [19]



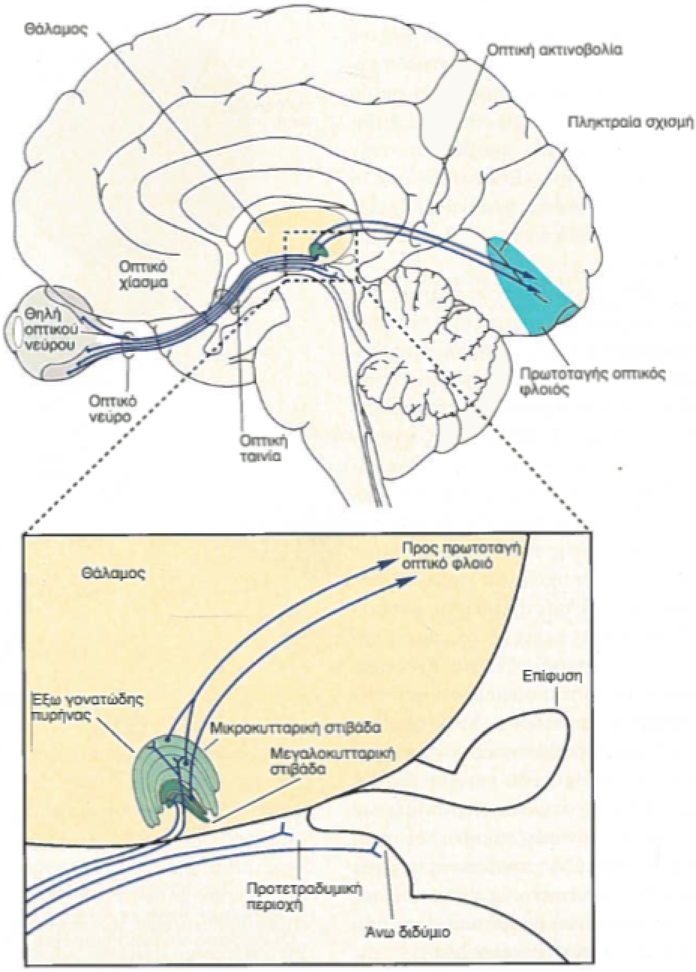
Σχήμα 2.10: Η εικόνα προβάλλεται ως ανεστραμμένο είδωλο στον αμφιβληστροειδή. [19]

Το φως που διέρχεται από την κεντρική περιοχή του οπτικού πεδίου εισέρχεται και στους δύο οφθαλμούς, σε μία περιοχή που ονομάζεται διοφθάλμια ζώνη. Έπειτα, ο φακός του οφθαλμού, αναστρέφει την εικόνα στον αμφιβληστροειδή (Σχήμα 2.10). Βέβαια, ο εγκέφαλος αποκαθιστά, όπως αναφέρθηκε στα ανωτέρω, αυτήν την αναστροφή της εικόνας. [19]

2.3.2 Ο αμφιβληστροειδής μεταφέρει πληροφορίες στον έξω γονατώδη πυρήνα

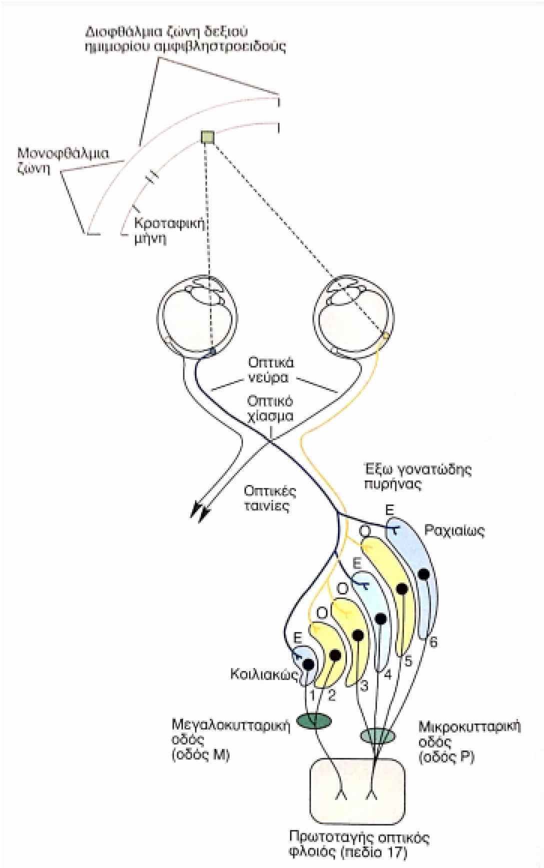
Τα δύο οπτικά νεύρα (των δύο οφθαλμών) έχουν ως σημείο συνάντησης το οπτικό χίασμα. Στο σημείο αυτό, οι ίνες του ρινικού ημιμορίου του αμφιβληστροειδούς μεταφέρονται στην αντίθετη εγκεφαλική πλευρά. Οι ίνες που έχουν διαχωριστεί, σχηματίζουν τη δεξιά και την αριστερή οπτική ταινία. Η τελευταία, ευθύνεται για τη μεταφορά πλήρους αντιπροσώπευσης του δεξιού οπτικού ημιπεδίου [Σχήμα 2.9 (Γ)]. Αντιστρόφως, η δεξιά οπτική ταινία είναι υπεύθυνη για την αντιπροσώπευση του αριστερού οπτικού ημιπεδίου. [19]

Οι οπτικές ταινίες προβάλλουν σε τρεις περιοχές υπό του φλοιού (Σχήμα



Σχήμα 2.11: Απλοποιημένο διάγραμμα των προβολών του αμφιβληστροειδούς στις οπτικές περιοχές του εγκεφάλου. [19]

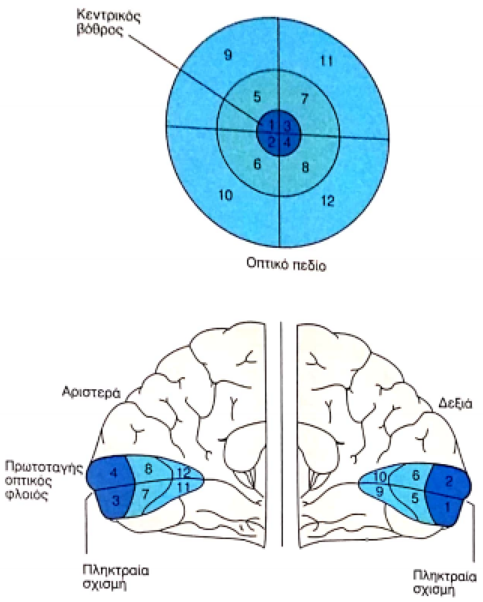
2.11). Από τις τρεις αυτές περιοχές, αυτός που επεξεργάζεται οπτικές πληροφορίες για την αντίληψη είναι αποκλειστικά ο έξω γονατώδης πυρήνας. Συνεπώς, ο έξω γονατώδης πυρήνας διαθέτει κάποιο νευρικό χάρτη του αμφιβληστροειδούς. [19]



Σχήμα 2.12: Νευρικός χάρτης - Πορεία φωτός από τον οφθαλμό έως τον πρωτοταγή οπτικό φλοιό. [19]

Ο έξω γονατώδης πυρήνας, στον εγκέφαλο του ανθρώπου, διαθέτει έξι στοιβάδες κυτταρικών σωμάτων. Οι πρώτες δύο στοιβάδες (μεγαλοκυτταρικές στοιβάδες), περιέχουν τις κύριες πληροφορίες του αμφιβληστροειδούς, ενώ οι υπόλοιπες τέσσερις στοιβάδες (μικροκυτταρικές στοιβάδες), λαμβάνουν δευτερογενείς πληροφορίες του αμφιβληστροειδούς. [19]

Η κάθε στοιβάδα αντιπροσωπεύει το ετερόπλευρο οπτικό ημιπεδίο, αλλά λαμβάνει πληροφορίες αποκλειστικά και μόνο από τον έναν οφθαλμό (όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.9, Σχήμα 2.12). Οι νευρώνες προβάλλουν στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό και κάθε στοιβάδα περιέχει μία ολοκληρωμένη νευρική αντιπροσώπευση του ημιπεδίου της άλλης πλευράς. Έτσι, επιτυγχάνεται η διατήρηση της διάταξης στο χώρο τον φωτοϋποδοχέων του αμφιβληστροειδούς. Στα ανθρώπινα όντα, ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός, συναντάται στον πίσω πόλο του εγκεφαλικού ημισφαιρίου (όπως φαίνεται και στο Σχήμα 2.13). Το κάθε μισό του οπτικού πεδίου, αντιπροσωπεύεται στο ετερόπλευρο ημισφαίριο. [19]

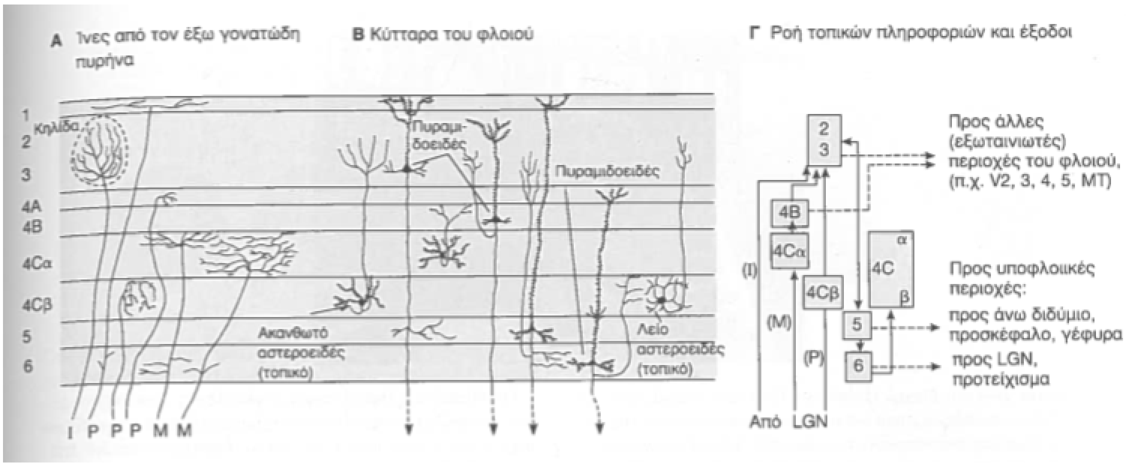


Σχήμα 2.13: Αντιστοίχιση οπτικού πεδίου στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό. [19]

2.3.3 Ανάλυση της μορφής στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό

Όπως ο έξω γονατώδης πυρήνας λαμβάνει πληροφορίες από το ετερόπλευρο ήμισυ του πεδίου της όρασης, έτσι ακριβώς, λειτουργεί και συμπεριφέρεται και ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός κάθε εγκεφαλικού ημισφαιρίου. Στον άνθρωπο, ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός αποτελείται και αυτός από έξι στοιβάδες κυττάρων (Σχήμα 2.14). Η τέταρτη στοιβάδα, που αποτελεί την κύρια θέση υποδοχής των πληροφοριών από τον έξω γονατώδη πυρήνα, χωρίζεται σε τέσσερις υποστοιβάδες (4A , 4B , 4C α και 4C β). [19]

Ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός χωρίζεται σε δύο κύριες κυτταρικές κατηγορίες: τα πυραμιδοειδή και τα μη πυραμιδοειδή κύτταρα. Τα μη πυραμιδοειδή κύτταρα, ειδικότερα, είναι τοπικοί διάμεσοι νευρώνες. Τα απλά και σύνθετα κύτταρα του πρωτοταγούς οπτικού φλοιού (που βρίσκονται στις στοιβάδες του



Σχήμα 2.14: Οργάνωση Πρωτοταγούς Οπτικού Φλοιού σε στοιβάδες. [19]

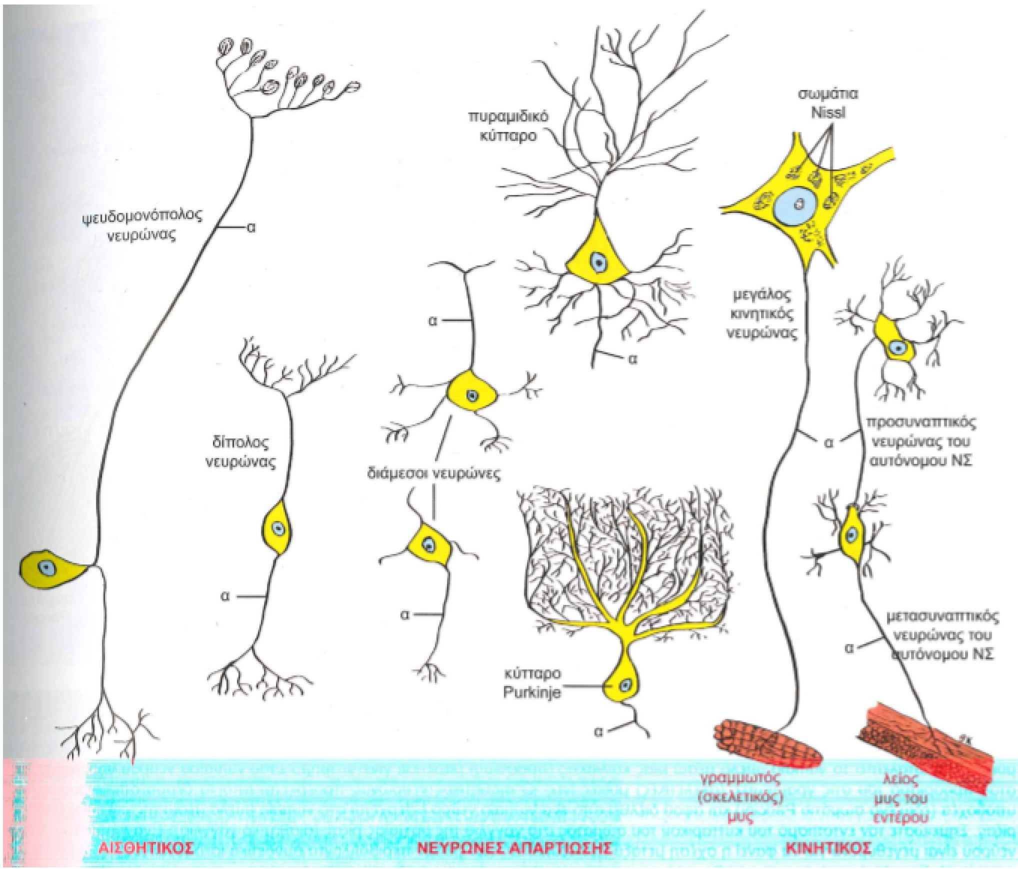
φλοιού), παρουσιάζουν ευαισθησία στο περίγραμμα και στις αντιθέσεις ενός αντικειμένου. Δεν παρουσιάζουν, όμως, ευαισθησία στο φόντο ή στο εσωτερικό των αντικειμένων αυτών. [19]

2.3.4 Ανάλυση στον κάτω κροταφικό φλοιό

Βέβαια, η εικόνα δεν σταματά να αναλύεται στον πρωτοταγή οπτικό φλοιό με τα σύνθετα και τα απλά κύτταρα. Ο πρωτοταγής οπτικός φλοιός, στην ουσία, εμπλέκεται μόνο στο στάδιο εισόδου στο φλοιό. Στον τελευταίο, βρίσκονται τουλάχιστον, 32 ακόμη αντιπροσωπεύσεις του αμφιβληστροειδούς, όπου οι πιο πολλές από αυτές συναντώνται στις εξωταινιωτές περιοχές, έξω, δηλαδή, από τον πρωτοταγή οπτικό φλοιό. Η αντιπροσώπευση σύνθετων μορφών ή προσώπων πραγματοποιείται στον κάτω κροταφικό φλοιό (ανώτερος εγκέφαλος). [19]

2.4 Τύποι Νευρώνων

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία για την μαθηματική μοντελοποίηση των μοντέλων που μελετήσαμε, οι σχηματικές πληροφορίες των κυττάρων εξήχθησαν από τα [16], [19], [21]. Έτσι, γνωρίζουμε ότι τα γαγγλιακά κύτταρα έχουν σφαιρικό σχήμα, τα πυραμιδοειδή κύτταρα έχουν σχήμα πυραμίδας, τα δίπολα κύτταρα έχουν ατρακτοειδές (ελλειψοειδές) σχήμα και οι διάμεσοι νευρώνες έχουν σφαιρικό σχήμα. Παράλληλα, από [18]-[19] γνωρίζουμε τη θέση και τη διάταξη των νευρικών κυττάρων σε στοιβάδες, όπου αυτά είναι κατανεμημένα. Επομένως, ως γνώμονα τα παραπάνω στοιχεία, κατασκευάσαμε τα μοντέλα που



Σχήμα 2.15: Κατηγορίες Νευρικών Κυττάρων. [19]

θα αναλύσουμε στο Κεφάλαιο 3 (System Models).

Κεφάλαιο 3

System Models

Στο κεφάλαιο των System Models, μοντελοποιούμε μαθηματικά δύο μοντέλα, βρίσκοντας τη συνάρτηση μεταφοράς στο κανάλι επικοινωνίας: στο φλοιό του εγκεφάλου (Primary Visual Cortex Model – εγκεφαλικό κανάλι) και στον οφθαλμό (Retinal Model – οπτικό κανάλι) από τα οποία θα διέλθει η τεχνητή οπτική πληροφορία.

Χρησιμοποιήθηκε η γενικότερη συνάρτηση μεταφοράς του [16], η οποία παρατίθεται παρακάτω:

$$\begin{bmatrix} h_a^{(1)} \\ h_e^{(1)} \\ h_a^{(2)} \\ h_e^{(2)} \\ \vdots \\ h_a^{(K)} \\ h_e^{(K)} \end{bmatrix} = I_E \cdot e^{\underline{\eta}^T} \begin{bmatrix} \delta(t - \frac{||\underline{d_a^{(1)}}||_1}{v_a}) \\ \delta(t - \frac{||\underline{d_e^{(1)}}||_1}{v_e}) \\ \delta(t - \frac{||\underline{d_a^{(2)}}||_1}{v_a}) \\ \delta(t - \frac{||\underline{d_e^{(2)}}||_1}{v_e}) \\ \vdots \\ \delta(t - \frac{||\underline{d_a^{(K)}}||_1}{v_a}) \\ \delta(t - \frac{||\underline{d_e^{(K)}}||_1}{v_e}) \end{bmatrix}$$

όπου,

$$\underline{\eta} = \begin{bmatrix} \eta_a^{(1)} \\ \eta_e^{(1)} \\ \eta_a^{(2)} \\ \eta_e^{(2)} \\ \vdots \\ \eta_a^{(K)} \\ \eta_e^{(K)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{n=1}^{N} d_a^{(1,n)} \\ \sum_{n=1}^{N+1} d_e^{(1,n)} \\ \sum_{n=1}^{N} d_a^{(2,n)} \\ \sum_{n=1}^{N+1} d_e^{(2,n)} \\ \dots \\ \sum_{n=1}^{N} d_a^{(K,n)} \\ \sum_{n=1}^{N+1} d_e^{(K,n)} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} DPF_a^{(1)} \\ DPF_e^{(1)} \\ DPF_a^{(2)} \\ DPF_e^{(2)} \\ \vdots \\ DPF_a^{(K)} \\ DPF_e^{(K)} \end{bmatrix}$$

$$DPF^{(k)}(\lambda) = \frac{1}{2}\left(\frac{3\mu_s'(\lambda)}{\mu_a(\lambda)}\right)^{1/2}\left[1 - \frac{1}{1 + d(3\mu_a(\lambda)\mu_s'(\lambda))^{1/2}}\right]$$

(Οι παραπάνω μεταβλητές της h(t) αναλύονται στο Κεφάλαιο 4 (Αποτελέσματα))

Γενικότερα, η παραπάνω συνάρτηση μεταφοράς h(t) διακριτοποιεί τις άπειρες ακτίνες τις οπτικής πληροφορίες σε K-ακτίνες, λαμβάνοντας επίσης υπόψιν τους παράγοντες απόσβεσης και καθυστέρησης, δημιουργώντας έτσι K διαφορετικά μονοπάτια εντός του καναλιού.

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία, υπολογίστηκαν οι αποστάσεις d_a^k, d_e^k δηλαδή οι αποστάσεις εντός και μεταξύ των κυττάρων αντίστοιχα, που υπάρχουν, στο δικό μας πρόβλημα μοντελοποίησης. Επομένως, αντικαθιστώντας τις αποστάσεις για κάθε περίπτωση μοντελοποίησης (Primary Visual Cortex Model, Retinal Model) στη γενικότερη συνάρτηση μεταφοράς, μοντελοποιούμε το δικό μας πρόβλημα.

Είναι σημαντικό να τονισθεί, ότι στο [16] χρησιμοποιούνται στην h(t) οι αποστάσεις d_a^k, d_e^k για επικοινωνία μεταξύ νευρώνων του ιδίου τύπου, που υπάρχουν στην ίδια στοιβάδα, ενώ στις δικές μας προσεγγίσεις χρησιμοποιούνται και υπολογίζονται διαφορετικές αποστάσεις d_a^k, d_e^k, για τη μοντελοποίηση των καναλιών (οπτικού, εγκεφαλικού) η οποία ως στόχο έχει τη διέγερση της ενδιαφερόμενης περιοχής και όχι την επικοινωνία μεταξύ των κυττάρων.

3.1 Primary Visual Cortex Model

Επιθυμούμε να στείλουμε στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου ένα σήμα από μία πηγή φωτός, το οποίο περιλαμβάνει κωδικοποιημένη πληροφορία της εικόνας του εξωτερικού περιβάλλοντος, έτσι όπως θα την λάμβανε ένας φυσιολογικός υγιής άνθρωπος από τους φωτοϋποδοχείς, όπου βρίσκονται στον οπτικό λοβό (οφθαλμό).

Στην περίπτωση όπου ένας ασθενής έχει κατεστραμμένο οπτικό νεύρο, τότε η πληροφορία δεν μπορεί να μεταδοθεί στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου και έτσι το ασθενές άτομο μένει τυφλό [18]-[19].

Το μοντέλο που αναλύσαμε δίνει τη λύση στο πρόβλημα αυτό, με τη χρήση κορτικού εμφυτεύματος στο πίσω μέρος του εγκεφάλου, μεταφέροντας την κωδικοποιημένη πληροφορία απευθείας στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου προκειμένου να αποκωδικοποιηθεί.

Προκειμένου η πληροφορία να φτάσει στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου, πρέπει να διέλθει από ένα πλήθος στοιβάδων του εγκεφάλου, όπου αυτές περιέχουν ένα πλήθος κυττάρων με συγκεκριμένη γεωμετρία και φυσικές - βιολογικές ιδιότητες (δείκτες διάθλασης, συντελεστές απορρόφησης). Για την αρχική ανάλυση του μοντέλου γνωρίζουμε ότι κάθε στοιβάδα περιέχει ένα συγκεκριμένο πλήθος κυττάρων, και θεωρήσαμε ότι τα κύτταρα είναι συνευθειακά, δηλαδή ευθυγραμμισμένα (στην πραγματικότητα η θέση τους μέσα σε κάθε στοιβάδα είναι στοχαστική). Παρακάτω παρατίθεται μία εικόνα (Σχήμα A) ανάλυσης του μοντέλου όπου δείχνει μία από τις άπειρες ακτίνες να κυμαίνεται-διαθλάται (πως συμπεριφέρεται δηλαδή), μέχρι το πέρας όλων των κυττάρων, μέχρι να φτάσει στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου, προκειμένου να αποκωδικοποιηθεί:

᾿ Επιμέρους ανάλυση του μοντέλου (Σχήματος A):

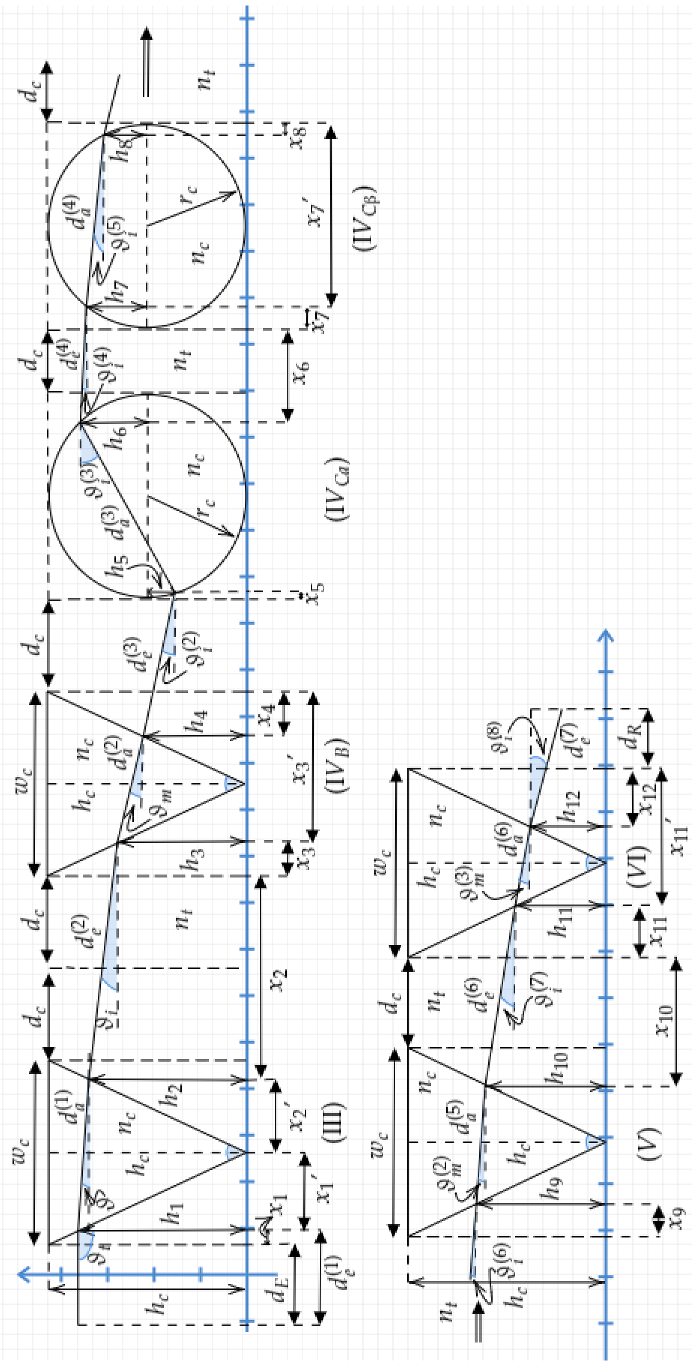
1. Υπολογισμός x_2 (Βάσει σχήματος B) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

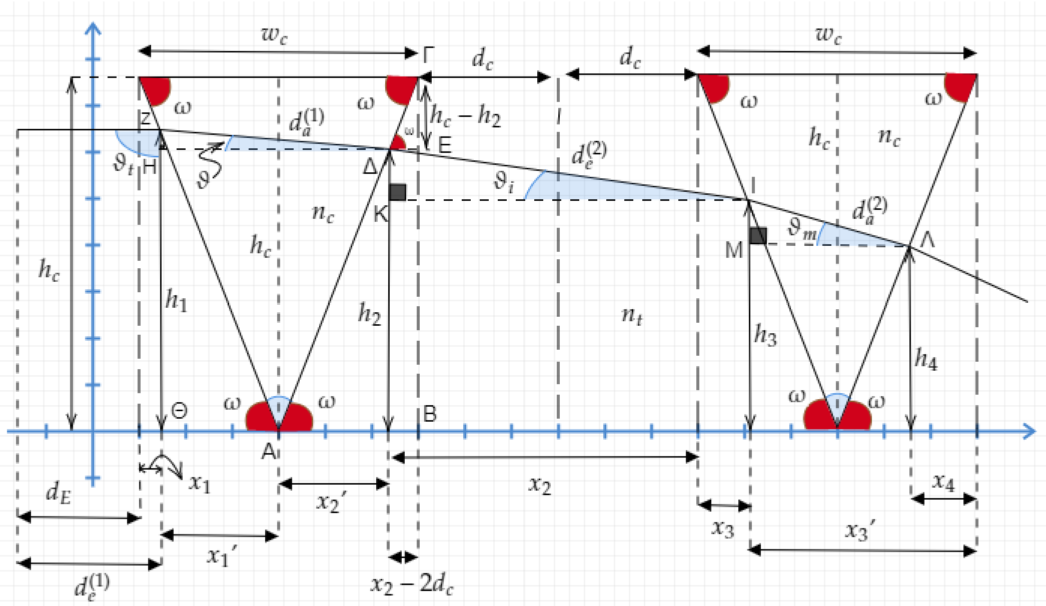
$$\tan(\hat{\omega}) = \frac{2h_c}{w_c} \Rightarrow \hat{\omega} = \arctan\left(\frac{2h_c}{w_c}\right) \tag{3.1}$$

- Στο τρίγωνο $\Gamma\overset{\triangle}{\Delta}E$:

$$\tan(\hat{\omega}) = \frac{h_c - h_2}{x_2 - 2d_c} \Rightarrow x_2 = \frac{w_c(h_c - h_2)}{2h_c} + 2d_c \tag{3.2}$$



Σχήμα 3.1: Σχήμα A



Σχήμα 3.2: Σχήμα Β

2. Υπολογισμός $\theta_t, \theta, x_1, x'_1, h_2, \theta_i$ (Βάσει σχήματος Β) :

- Αρχικά, η θ_t αρχική γωνία της πηγής :

$$\theta_t \sim \mathcal{U}(0,1), \theta_t \in [0,\pi] \tag{3.3}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin(\theta_t)}{\sin(\theta)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta = \arcsin\left(\frac{n_t \sin(\theta_t)}{n_c}\right) \tag{3.4}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AZ\Theta}$:

$$\tan(\hat{\omega}) = \frac{h_1}{x'_1} \Rightarrow x'_1 = \frac{h_1}{\tan(\hat{\omega})} \tag{3.5}$$

$$x_1 = \frac{w_c}{2} - x'_1 \tag{3.6}$$

(Η περαιτέρω ανάλυση, για εύρεση των x_1, x'_1, h_1, βρίσκεται στο Παράρτημα Α΄)

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Delta Z H}$:

$$\tan(\theta) = \frac{h_1 - h_2}{w_c - x_1 - (x_2 - 2d_c)} \Rightarrow h_2 = \frac{2h_1 h_c(\tan(\hat{\omega}) - \tan(\theta))}{(2h_c + w_c \tan(\theta))\tan(\hat{\omega})} \tag{3.7}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i = \arcsin\left(\frac{n_c \sin(\theta)}{n_t}\right) \tag{3.8}$$

3. Υπολογισμός $x_4, x_3, x'_3, h_3, h_4, \theta_m$ (Βάσει σχήματος Β και αποδείξεων Ray Tracing για pyramidal cells - Παράρτημα Δ′) :

   - Από αποδείξεις Ray Tracing για pyramidal cells :

$$y_1 = \sqrt{x_2^2 + (h_c - h_2)^2} \tag{3.9}$$

$$y_2 = y_1 \sin\left(\frac{\pi - \hat{\omega} - 2\theta_i}{2}\right) \tag{3.10}$$

$$y_4 = \sqrt{y_1^2 - y_2^2} \tag{3.11}$$

$$y_3 = \frac{y_4}{\tan(\hat{\omega} - \theta_i)} \tag{3.12}$$

   Από σχέσεις (3.10 και 3.12) :

$$x_3 = (y_2 + y_3)\cos(\theta_i) - x_2 \tag{3.13}$$

   - $$x'_3 = w_c - x_3 \tag{3.14}$$

   - $$h_3 = h_c - x_3 \tan(\hat{\omega}) \tag{3.15}$$

   - $$\theta_m = \arcsin\left(\frac{n_t \sin(\theta_i)}{n_c}\right) \tag{3.16}$$

   - $$y_1 = \sqrt{(x'_3)^2 + (h_c - h_3)^2} \tag{3.17}$$

   - $$y_2 = y_1 \cos\left(\frac{\pi - \hat{\omega} + 3\theta_m}{3}\right) \tag{3.18}$$

   - Από σχέσεις (3.14 και 3.18) :

$$x_4 \cong \frac{3}{2}\left(x'_3 - y_2 \cos(\theta_m)\right) \tag{3.19}$$

- $$h_4 = \frac{1}{2}\left(\left(w_c - 2x_4\right)\tan\left(\hat{\omega}\right)\right) \tag{3.20}$$

4. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(1)}, d_a^{(1)}, d_e^{(2)}, d_a^{(2)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος Β) :

   - d_E : Απόσταση πηγής από το πρώτο κύτταρο

   $$\cos\left(\theta_t\right) = \frac{x_1 + d_E}{d_e^{(1)}} \Rightarrow d_e^{(1)} = \frac{x_1 + d_E}{\cos\left(\theta_t\right)} \tag{3.21}$$

   - $$x_2' = \frac{w_c}{2} - \left(x_2 - 2d_c\right) \tag{3.22}$$

   Στο τρίγωνο $Z\overset{\triangle}{H}\Delta$:

   $$\cos\left(\theta\right) = \frac{x_1' + x_2'}{d_a^{(1)}} \Rightarrow d_a^{(1)} = \frac{x_1' + x_2'}{\cos\left(\theta\right)} \tag{3.23}$$

   - Στο τρίγωνο $\Delta\overset{\triangle}{I}K$:

   $$\cos\left(\theta_i\right) = \frac{x_2 + x_3}{d_e^{(2)}} \Rightarrow d_e^{(2)} = \frac{x_2 + x_3}{\cos\left(\theta_i\right)} \tag{3.24}$$

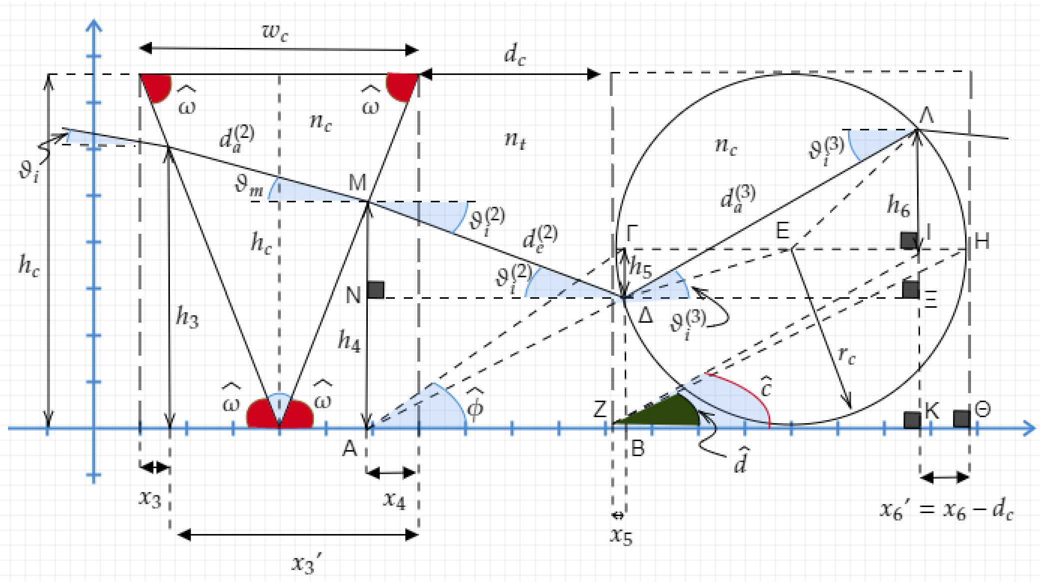
   - Στο τρίγωνο $I\overset{\triangle}{\Lambda}M$:

   $$\sin\left(\theta_m\right) = \frac{h_3 - h_4}{d_a^{(2)}} \Rightarrow d_a^{(2)} = \frac{h_3 - h_4}{\sin\left(\theta_m\right)} \tag{3.25}$$

5. Υπολογισμός $\theta_i^{(2)}, x_5, h_5$ (Βάσει σχήματος Γ) :

   - Νόμος του Snell :

   $$\frac{\sin\left(\theta_m\right)}{\sin\left(\theta_i^{(2)}\right)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_i^{(2)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_m\right)}{n_t}\right) \tag{3.26}$$



Σχήμα 3.3: Σχήμα Γ

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

$$\hat{\phi} \cong \frac{\pi}{4} \tag{3.27}$$

$$\tan\left(\hat{\phi}\right) = \frac{r_c}{x_4 + d_c + x_5} \Rightarrow x_5 \cong r_c - x_4 - d_c \tag{3.28}$$

- Στο τρίγωνο $\Gamma\overset{\triangle}{\Delta}E$ (Εφαρμογή Πυθαγορείου Θεωρήματος) :

$$r_c^2 = h_5^2 + (r_c - x_5)^2 \Rightarrow h_5 = \sqrt{r_c^2 - (r_c - x_5)^2} \tag{3.29}$$

6. Υπολογισμός $\theta_i^{(3)}, x_6, h_6$ (Βάσει σχήματος Γ) :

- Στο τρίγωνο $Z\overset{\triangle}{H}\Theta$:

$$\tan\left(\hat{d}\right) = \frac{r_c}{2r_c} \Rightarrow \hat{d} = \arctan\left(\frac{1}{2}\right) \tag{3.30}$$

-

$$\hat{c} \cong \hat{d} + \frac{\hat{d}}{6} \Rightarrow \hat{c} \cong \frac{7\hat{d}}{6} \tag{3.31}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{ZIK}$:

$$\tan(\hat{c}) = \frac{r_c}{2r_c - x_6'} \Rightarrow x_6 = \frac{(2r_c + d_c)\tan(\hat{c}) - r_c}{\tan(\hat{c})} \tag{3.32}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{E\Lambda I}$ (Εφαρμογή Πυθαγορείου Θεωρήματος) :

$$r_c^2 = (r_c - x_6')^2 + h_6^2 \Rightarrow h_6 = \sqrt{r_c^2 - (r_c - x_6 + d_c)^2} \tag{3.33}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(2)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i^{(3)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i^{(2)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.34}$$

7. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(3)}, d_a^{(3)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος Γ) :

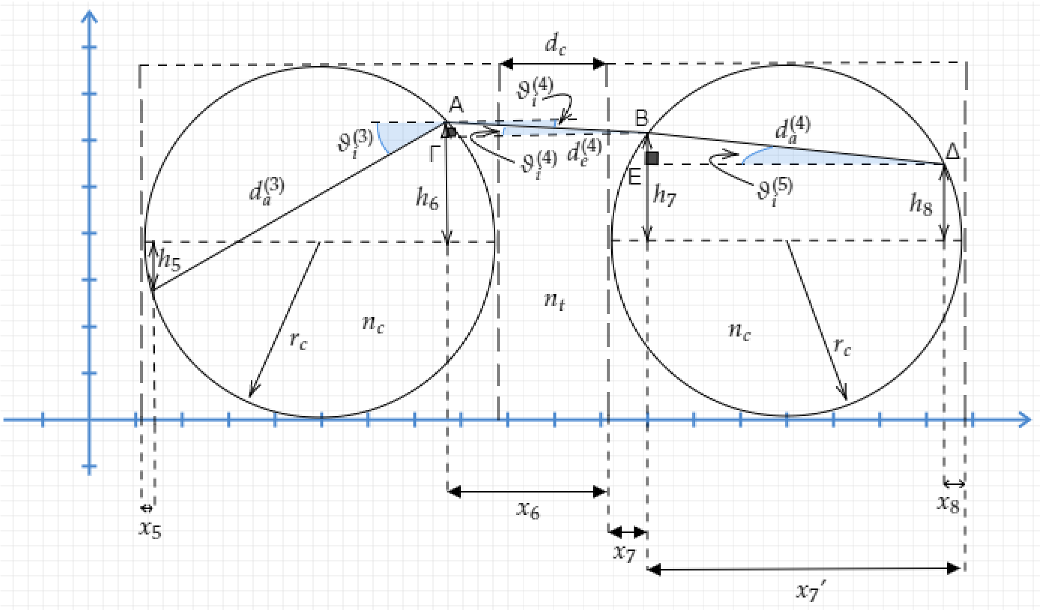
    - Στο τρίγωνο $\Delta\overset{\triangle}{M}N$:

$$\cos\left(\theta_i^{(2)}\right) = \frac{x_4 + d_c + x_5}{d_e^{(3)}} \Rightarrow d_e^{(3)} = \frac{x_4 + d_c + x_5}{\cos\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{3.35}$$

    - Στο τρίγωνο $\Delta\overset{\triangle}{\Lambda}\Xi$:

$$\cos\left(\theta_i^{(3)}\right) = \frac{2r_c - x_5 - x_6'}{d_a^{(3)}} \Rightarrow d_a^{(3)} = \frac{2r_c + d_c - x_5 - x_6}{\cos\left(\theta_i^{(3)}\right)} \tag{3.36}$$

8. Υπολογισμός $x_7, h_7, \theta_i^{(4)}, \theta_i^{(5)}, x_8, h_8$ (Βάσει σχήματος Δ και αποδείξεων Ray Tracing για spherical cells - Παράρτημα Γ') :



Σχήμα 3.4: Σχήμα Δ

- Από αποδείξεις Ray Tracing για spherical cells :

$$x_7 = -\left(\frac{h_6}{\tan\left(\frac{\pi + 2\arccos\left(\frac{r_c - x_6 + d_c}{r_c}\right)}{2}\right)} + x_6\right) \tag{3.37}$$

$$h_7 = \sqrt{4r_c^2 \sin^2\left(\frac{\arccos\left(\frac{x_7 - r_c}{r_c}\right)}{2}\right) - (2r_c - x_7)^2 + (x_6 + x_7)(4r_c - x_6 - 3x_7)} \tag{3.38}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(4)}\right)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_i^{(4)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_i^{(3)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.39}$$

-

$$\theta_i'^{(1)} = \arctan\left(\frac{h_7}{|x_7|}\right) - \theta_i^{(4)} \tag{3.40}$$

$$\theta_o^{(1)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i'^{(1)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.41}$$

$$\theta_i^{(5)} = \theta_i^{(4)} + \left(\theta_i'^{(1)} + \theta_o^{(1)}\right) \tag{3.42}$$

- $$x_7' = 2r_c - x_7 \tag{3.43}$$

$$\hat{\phi} = \arcsin\left(\frac{h_7}{r_c}\right) \tag{3.44}$$

$$x_8 = x_7' - 2r_c \sin\left(\frac{\pi - 2\hat{\phi} + 2\theta_i^{(5)}}{2}\right)\cos\left(\theta_i^{(5)}\right) \tag{3.45}$$

- $$h_8 = (r_c - x_8)\tan\left(\hat{\phi} - 2\theta_i^{(5)}\right) \tag{3.46}$$

9. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(4)}, d_a^{(4)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος Δ) :

   - Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

   $$\cos\left(\theta_i^{(4)}\right) = \frac{x_6 + x_7}{d_e^{(4)}} \Rightarrow d_e^{(4)} = \frac{x_6 + x_7}{\cos\left(\theta_i^{(4)}\right)} \tag{3.47}$$

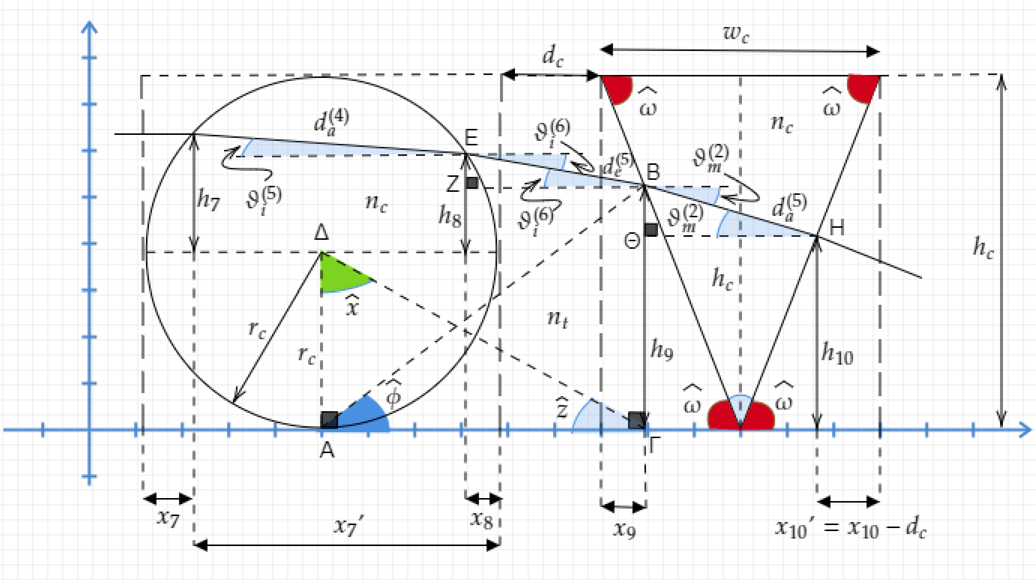
   - Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{B\Delta E}$:

   $$\cos\left(\theta_i^{(5)}\right) = \frac{2r_c - x_7 - x_8}{d_a^{(4)}} \Rightarrow d_a^{(4)} = \frac{2r_c - x_7 - x_8}{\cos\left(\theta_i^{(5)}\right)} \tag{3.48}$$

10. Υπολογισμός $x_9, h_9, \theta_i^{(6)}, \theta_m^{(2)}$ (Βάσει σχήματος Ε) :

   - Νόμος του Snell :

   $$\frac{\sin\left(\theta_i^{(5)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(6)}\right)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_i^{(6)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_i^{(5)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.49}$$



Σχήμα 3.5: Σχήμα Ε

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_m^{(2)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(6)}\right)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_m^{(2)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i^{(6)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.50}$$

-

$$\hat{x} \cong \frac{\frac{\pi}{2} - \theta_i^{(5)}}{2} \Rightarrow \hat{x} \cong \frac{\pi - 2\theta_i^{(5)}}{4} \tag{3.51}$$

$$\hat{z} \cong \frac{\pi}{2} - \hat{x} \tag{3.52}$$

$$\hat{\phi} \cong \frac{\theta_i^{(6)}}{3} \tag{3.53}$$

Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Delta}$:

$$\tan(\hat{z}) = \frac{r_c}{r_c + d_c + x_9} \Rightarrow x_9 = \frac{r_c - (r_c + d_c)\tan(\hat{z})}{\tan(\hat{z})} \tag{3.54}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

$$\tan\left(\hat{\phi}\right) = \frac{h_9}{r_c + d_c + x_9} \Rightarrow h_9 = (r_c + d_c + x_9)\tan\left(\hat{\phi}\right) \tag{3.55}$$

11. Υπολογισμός x_{10}, h_{10} (Βάσει σχήματος E και αποδείξεων Ray Tracing για pyramidal cells - Παράρτημα Γ′) :

- Από αποδείξεις Ray Tracing για pyramidal cells :

$$y_1 = \sqrt{(w_c - x_9)^2 + (h_c - h_9)^2} \tag{3.56}$$

$$y_2 = y_1 \cos\left(\frac{\pi - \hat{\omega} + 3\theta_m^{(2)}}{3}\right) \tag{3.57}$$

$$x'_{10} \cong \frac{3}{2}\left((w_c - x_9) - y_2 \cos\left(\theta_m^{(2)}\right)\right) \tag{3.58}$$

$$x_{10} = x'_{10} + d_c \tag{3.59}$$

$$h_{10} = \frac{1}{2}\left((w_c - 2x'_{10})\tan(\hat{\omega})\right) \Rightarrow h_{10} = \frac{1}{2}\left((w_c - 2(x_{10} - d_c))\tan(\hat{\omega})\right) \tag{3.60}$$

12. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(5)}, d_a^{(5)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος E) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{BZE}$:

$$\cos\left(\theta_i^{(6)}\right) = \frac{x_8 + d_c + x_9}{d_e^{(5)}} \Rightarrow d_e^{(5)} = \frac{x_8 + d_c + x_9}{\cos\left(\theta_i^{(6)}\right)} \tag{3.61}$$

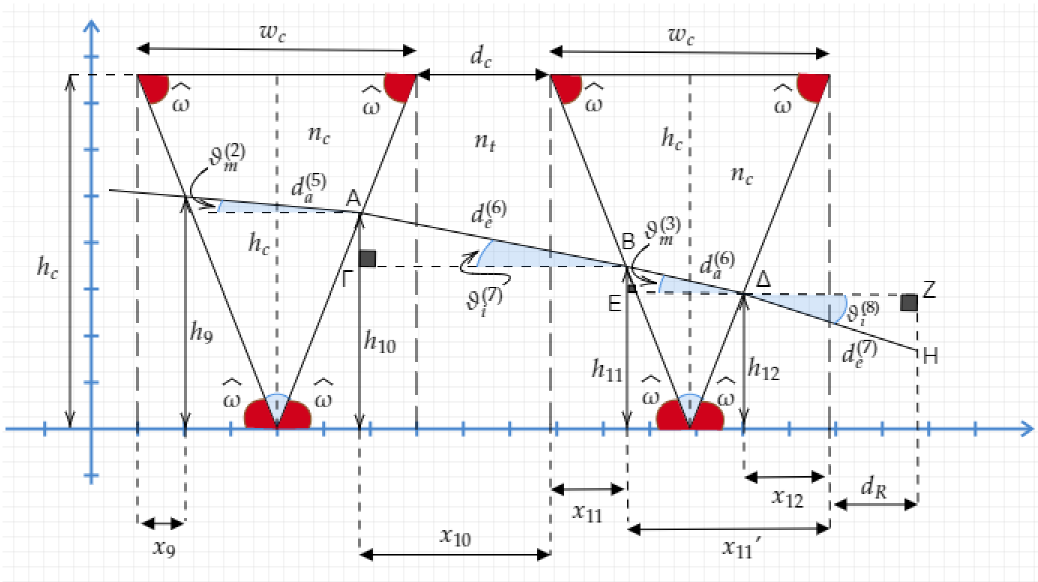
- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{BH\Theta}$:

$$\cos\left(\theta_m^{(2)}\right) = \frac{w_c - x'_{10} - x_9}{d_a^{(5)}} \Rightarrow d_a^{(5)} = \frac{w_c + d_c - x_{10} - x_9}{\cos\left(\theta_m^{(2)}\right)} \tag{3.62}$$

13. Υπολογισμός $\theta_i^{(7)}, \theta_m^{(3)}, \theta_i^{(8)}$ (Βάσει σχήματος ΣΤ) :

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(7)}\right)}{\sin\left(\theta_m^{(2)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i^{(7)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_m^{(2)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.63}$$



Σχήμα 3.6: Σχήμα ΣΤ

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(7)}\right)}{\sin\left(\theta_m^{(3)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_m^{(3)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i^{(7)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.64}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(8)}\right)}{\sin\left(\theta_m^{(3)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i^{(8)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_m^{(3)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.65}$$

14. Υπολογισμός $x_{11}, x_{12}, x'_{11}, h_{11}, h_{12}$ (Βάσει σχήματος ΣΤ και αποδείξεων Ray Tracing για pyramidal cells - Παράρτημα Γ′) :

   - Από αποδείξεις Ray Tracing για pyramidal cells :

$$y_1 = \sqrt{x_{10}^2 + (h_c - h_{10})^2} \tag{3.66}$$

$$y_2 = y_1 \sin\left(\frac{\pi - \hat{\omega} - 2\theta_i^{(7)}}{2}\right) \tag{3.67}$$

$$y_4 = \sqrt{y_1^2 - y_2^2} \tag{3.68}$$

$$y_3 = \frac{y_4}{\tan\left(\hat{\omega} - \theta_i^{(7)}\right)} \tag{3.69}$$

Από σχέσεις (3.67 και 3.69) :

$$x_{11} = (y_2 + y_3)\cos\left(\theta_i^{(7)}\right) - x_{10} \tag{3.70}$$

- $$x'_{11} = w_c - x_{11} \tag{3.71}$$

- $$h_{11} = h_c - x_{11}\tan(\hat{\omega}) \tag{3.72}$$

- $$y_1 = \sqrt{(x'_{11})^2 + (h_c - h_{11})^2} \tag{3.73}$$

- $$y_2 = y_1 \cos\left(\frac{\pi - \hat{\omega} + 3\theta_m^{(3)}}{3}\right) \tag{3.74}$$

- Από σχέσεις (3.71 και 3.74) :

$$x_{12} \cong \frac{3}{2}\left(x'_{11} - y_2\cos\left(\theta_m^{(3)}\right)\right) \tag{3.75}$$

- $$h_{12} = \frac{1}{2}\left((w_c - 2x_{12})\tan(\hat{\omega})\right) \tag{3.76}$$

15. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(6)}, d_a^{(6)}, d_e^{(7)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος ΣΤ) :

    - Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

$$\cos\left(\theta_i^{(7)}\right) = \frac{x_{10} + x_{11}}{d_e^{(6)}} \Rightarrow d_e^{(6)} = \frac{x_{10} + x_{11}}{\cos\left(\theta_i^{(7)}\right)} \tag{3.77}$$

- Στο τρίγωνο $B\overset{\triangle}{\Delta}E$:

$$\sin\left(\theta_m^{(3)}\right) = \frac{h_{11} - h_{12}}{d_a^{(6)}} \Rightarrow d_a^{(6)} = \frac{h_{11} - h_{12}}{\sin\left(\theta_m^{(3)}\right)} \tag{3.78}$$

- Στο τρίγωνο $\Delta\overset{\triangle}{Z}H$, όπου d_R : Απόσταση τελευταίου κυττάρου από το δέκτη-ανιχνευτή :

$$\cos\left(\theta_i^{(8)}\right) = \frac{x_{12} + d_R}{d_e^{(7)}} \Rightarrow d_e^{(7)} = \frac{x_{12} + d_R}{\cos\left(\theta_i^{(8)}\right)} \tag{3.79}$$

3.2 Retinal Model

Επιθυμούμε να στείλουμε στον αμφιβληστροειδή ένα σήμα από μία πηγή φωτός, το οποίο περιλαμβάνει πληροφορία της εικόνας του εξωτερικού περιβάλλοντος, έτσι όπως θα την λάμβανε ένας φυσιολογικός υγιής άνθρωπος, μέσω του οπτικού βοθρίου. Γενικότερα, σε έναν φυσιολογικό υγιή άνθρωπο, η πληροφορία του εξωτερικού περιβάλλοντος εισέρχεται στον οφθαλμό, κωδικοποιείται από τους φωτοϋποδοχείς απορροφώντας το έγχρωμο και ασπρόμαυρο φάσμα φωτός από τα κωνία και τα ραβδία αντίστοιχα, και μέσω των γαγγλιακών κυττάρων με σειρές δυναμικών σημάτων, αποστέλλεται η πληροφορία στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου προκειμένου να αποκωδικοποιηθεί και να παραχθεί η εικόνα στον ανώτερο εγκέφαλο.

Στην περίπτωση όπου ένας ασθενής έχει κατεστραμμένους φωτοϋποδοχείς, τότε η πληροφορία δεν μπορεί να μεταδοθεί στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου μέσω του οπτικού νεύρου, καθώς η πληροφορία εισέρχεται στο πρωταρχικό μέρος του εγκεφάλου μη κωδικοποιημένη και έτσι το ασθενές άτομο μένει τυφλό.

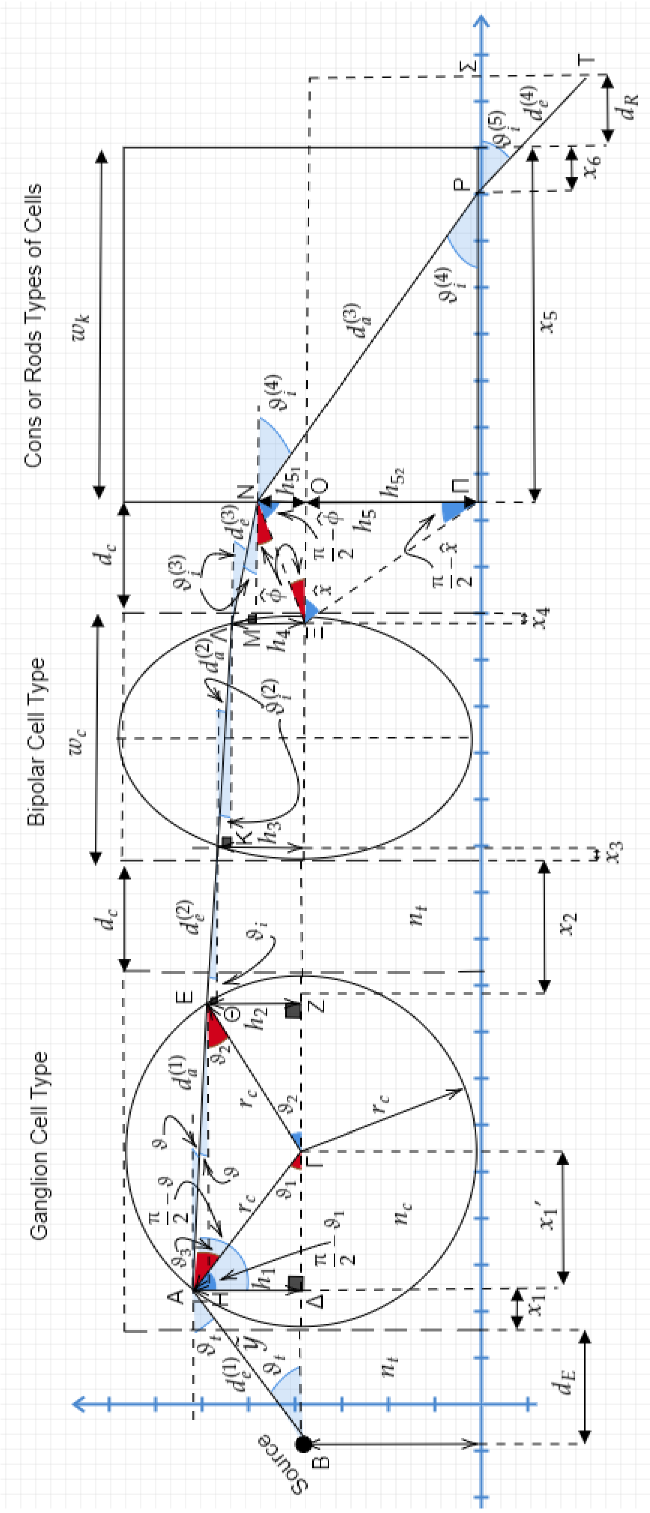
Το μοντέλο που αναλύσαμε δίνει τη λύση στο πρόβλημα αυτό, με τη χρήση πηγής φωτός, στέλνοντας στον οφθαλμό την κωδικοποιημένη πληροφορία σε μορφή δυναμικών σειρών (έτσι όπως περιμένει να τη λάβει ο αμφιβληστροειδής) απευθείας στο οπτικό νεύρο, προκειμένου να φτάσει στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου όπου και εκεί να αποκωδικοποιηθεί.

Προκειμένου η πληροφορία να φτάσει στο πρωταρχικό οπτικό μέρος του εγκεφάλου, πρέπει να διέλθει από ένα πλήθος στοιβάδων του οφθαλμού, όπου αυτές περιέχουν ένα πλήθος κυττάρων με συγκεκριμένη γεωμετρία και φυσικές - βιολογικές ιδιότητες (δείκτες διάθλασης, συντελεστές απορρόφησης). Για την αρχική ανάλυση του μοντέλου γνωρίζουμε ότι κάθε στοιβάδα περιέχει ένα συγκεκριμένο πλήθος κυττάρων, και θεωρήσαμε ότι τα κύτταρα είναι συνευθειακά, δηλαδή ευθυγραμμισμένα (στην πραγματικότητα η θέση τους μέσα σε κάθε στοιβάδα είναι στοχαστική). Παρακάτω παρατίθεται μία εικόνα (Σχήμα Α) ανάλυσης του μοντέλου όπου δείχνει μία από τις άπειρες ακτίνες να κυμαίνεται-διαθλάται (πως συμπεριφέρεται δηλαδή), μέχρι το πέρας όλων των κυττάρων, μέχρι να φτάσει στον οφθαλμό προκειμένου να μεταδοθεί μέσω του οπτικού νεύρου στο πρωταρχικό μέρος του εγκεφάλου:

1. Υπολογισμός $\theta_t, \theta, x_1, x_1', h_1, h_2, x_2$ (Βάσει σχήματος Α) :

   - Αρχικά, η θ_t αρχική γωνία της πηγής :

$$\theta_t \sim \mathcal{U}(0,1), \theta_t \in [0,\pi] \tag{3.80}$$



Σχήμα 3.7: Σχήμα Α

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin(\theta_t)}{\sin(\theta)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta = \arcsin\left(\frac{n_t \sin(\theta_t)}{n_c}\right) \tag{3.81}$$

d_E : Απόσταση πηγής από το πρώτο κύτταρο

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$ εφαρμόζουμε νόμο συνημιτόνων:

$$r_c^2 = (d_E + r_c)^2 + \left(\widetilde{y}\right)^2 - 2(d_E + r_c)\left(\widetilde{y}\right)\cos(\theta_t) \Rightarrow \tag{3.82}$$

$$\Rightarrow \left(\widetilde{y}\right)^2 - 2(d_E + r_c)\cos(\theta_t)\,\widetilde{y} - \left(r_c^2 - (d_E + r_c)^2\right) = 0 \tag{3.83}$$

- Επίλυση Δευτεροβάθμιας εξίσωσης:

$$\Delta = 4(d_E + r_c)^2 \cos^2(\theta_t) + 4\left(r_c^2 - (d_E + r_c)^2\right) = \tag{3.84}$$

$$= 4(d_E + r_c)^2 \left(\cos^2(\theta_t) - 1\right) + 4r_c^2 = \tag{3.85}$$

$$= 4(d_E + r_c)^2 \sin^2(\theta_t) + 4r_c^2 > 0 \tag{3.86}$$

Άρα οι ρίζες της εξίσωσης είναι :

$$\widetilde{y}_{1,2} = \begin{cases} \widetilde{y}_1 = \frac{2(d_E + r_c)\cos(\theta_t) + \sqrt{\Delta}}{2} > 0, & \text{δεκτή} \\ \widetilde{y}_2 = \frac{2(d_E + r_c)\cos(\theta_t) - \sqrt{\Delta}}{2} < 0, & \text{απορρίπτεται} \end{cases} \tag{3.87}$$

,καθώς $\sqrt{\Delta} > b$.

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Delta}$:

$$\sin(\theta_t) = \frac{h_1}{\widetilde{y}_1} \Rightarrow h_1 = \widetilde{y}_1 \sin(\theta_t) \tag{3.88}$$

$$\cos(\theta_t) = \frac{d_E + x_1}{\widetilde{y}_1} \Rightarrow x_1 = \widetilde{y}_1 \cos(\theta_t) - d_E \tag{3.89}$$

$$x_1' = r_c - x_1 \tag{3.90}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Delta\Gamma}$:

$$\sin(\theta_1) = \frac{h_1}{r_c} \Rightarrow \theta_1 = \arcsin\left(\frac{h_1}{r_c}\right) \tag{3.91}$$

$$\theta_3 = \frac{\pi}{2} - \theta - \left(\frac{\pi}{2} - \theta_1\right) \Rightarrow \theta_3 = \theta_1 - \theta \tag{3.92}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma E}$ εφαρμογή νόμου ημιτόνων:

$$\frac{r_c}{\sin(\theta_2+\theta)} = \frac{r_c}{\sin(\theta_3)} \Rightarrow \sin(\theta_3) = \sin(\theta_2+\theta) \Rightarrow \tag{3.93}$$

$$\theta_3 = \begin{cases} 2k\pi + (\theta_2+\theta), & (1) \\ 2k\pi + \pi - (\theta_2+\theta), & (2) \end{cases} \tag{3.94}$$

Επιλογή της (1) για k = 0

$$\theta_2 = \theta_3 - \theta \tag{3.95}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{E\Gamma Z}$:

$$\sin(\theta_2) = \frac{h_2}{r_c} \Rightarrow h_2 = r_c \sin(\theta_2) \tag{3.96}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Gamma E Z}$ εφαρμογή Πυθαγορείου Θεωρήματος:

$$r_c^2 = (r_c - (x_2 - d_c))^2 + h_2^2 \Rightarrow x_2 = r_c + d_c - \sqrt{r_c^2 - h_2^2} \tag{3.97}$$

2. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(1)}, d_a^{(1)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος A) :

   - $$\sin(\theta_t) = \frac{h_1}{d_e^{(1)}} \Rightarrow d_e^{(1)} = \frac{h_1}{\sin(\theta_t)} \tag{3.98}$$

   - $$\sin(\theta) = \frac{h_1 - h_2}{d_a^{(1)}} \Rightarrow d_a^{(1)} = \frac{h_1 - h_2}{\sin(\theta)} \tag{3.99}$$

3. Υπολογισμός $x_3, h_3, \theta_i, \theta_i^{(2)}, x_4, h_4$ (Βάσει σχήματος A, αποδείξεων από [16] και αποδείξεων Ray Tracing για fusiform cells - Παράρτημα Β′) :

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_i)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i = \arcsin\left(\frac{n_c \sin(\theta)}{n_t}\right) \tag{3.100}$$

-

$$y_1 = \frac{x_2}{\sin(\theta_i)} \tag{3.101}$$

$$y_2 \cong h_2 - y_1 \tag{3.102}$$

$$x_3 = y_2 \tan(\hat{z}) - x_2 \tag{3.103}$$

-

$$m_2 = \tan(\pi - \theta_i) \tag{3.104}$$

$$x_2' = x_2 + w_c \tag{3.105}$$

$$h_3 = \begin{bmatrix} m_2^2 + 1 \\ 2m_2\left(h_2 + m_2 x_2'\right) \\ \left(h_2 + m_2 x_2'\right)^2 - r_c^2 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} x_3^2 \\ x_3 \\ 1 \end{bmatrix}$$

-

$$\theta_i'^{(1)} = \arctan\left(\frac{h_3}{|x_3|}\right) - \theta_i \tag{3.106}$$

$$\theta_o^{(1)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i'^{(1)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.107}$$

$$\theta_i^{(2)} = \theta_i^{(1)} + \left(\theta_i'^{(1)} + \theta_o^{(1)}\right) \tag{3.108}$$

-

$$x_3' = w_c - x_3 \tag{3.109}$$

$$y_3 \cong \frac{x_3'}{\cos\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{3.110}$$

$$x_4 = \frac{x_3' 100 - y_3 \cos\left(\theta_i^{(2)}\right) 100}{100 - y_3 \cos\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{3.111}$$

-

$$m_3 = \tan\left(-\theta_i^{(2)}\right) \tag{3.112}$$

$$h_4 = \begin{bmatrix} m_3^2 + 1 \\ 2m_3\left(h_3 + m_3 x_3'\right) \\ \left(h_3 + m_3 x_3'\right)^2 - r_c^2 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} x_4^2 \\ x_4 \\ 1 \end{bmatrix}$$

4. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(2)}, d_a^{(2)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος Α) :

   - Στο τρίγωνο $E\overset{\triangle}{I}\Theta$:

$$\sin(\theta_i) = \frac{h_2 - h_3}{d_e^{(1)}} \Rightarrow d_e^{(1)} = \frac{h_2 - h_3}{\sin(\theta_i)} \tag{3.113}$$

   - Στο τρίγωνο $I\overset{\triangle}{\Lambda}K$:

$$\sin\left(\theta_i^{(2)}\right) = \frac{h_3 - h_4}{d_a^{(1)}} \Rightarrow d_a^{(1)} = \frac{h_3 - h_4}{\sin\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{3.114}$$

5. Υπολογισμός $\theta_i^{(3)}, h_5, x_5, x_6, \theta_i^{(4)}, \theta_i^{(5)}$ (Βάσει σχήματος Α) :

   - Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(2)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i^{(3)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_i^{(2)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.115}$$

   - Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(4)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_i^{(4)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i^{(3)}\right)}{n_c}\right) \tag{3.116}$$

   - Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin\left(\theta_i^{(5)}\right)}{\sin\left(\theta_i^{(4)}\right)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_i^{(5)} = \arcsin\left(\frac{n_c \sin\left(\theta_i^{(4)}\right)}{n_t}\right) \tag{3.117}$$

   -

$$\theta_x = \theta_i^{(3)} + \hat{\phi} \tag{3.118}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Lambda\Xi N}$ εφαρμογή νόμου ημιτόνων:

$$\frac{y}{\sin\left(\frac{\pi}{2}-\theta_i^{(3)}\right)}=\frac{h_4}{\sin\left(\theta_x\right)}\Rightarrow y=\frac{h_4\sin\left(\frac{\pi}{2}-\theta_i^{(3)}\right)}{\sin\left(\theta_x\right)} \tag{3.119}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{M\Xi N}$ εφαρμογή νόμου ημιτόνων:

$$\frac{h_{5_1}}{\sin\left(\hat{\phi}\right)}=\frac{y}{\sin\left(\frac{\pi}{2}\right)}\Rightarrow h_{5_1}=y\sin\left(\hat{\phi}\right) \tag{3.120}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{M\Xi N}$ εφαρμογή Πυθαγορείου Θεωρήματος:

$$y^2=\left(x_4+d_c\right)^2+h_{5_1}^2\overset{(3.120)}{\Rightarrow}y^2-y^2\sin^2\left(\hat{\phi}\right)=\left(x_4+d_c\right)^2 \tag{3.121}$$

$$\Rightarrow y^2\left(1-\sin^2\left(\hat{\phi}\right)\right)=\left(x_4+d_c\right)^2\Rightarrow \tag{3.122}$$

$$\Rightarrow\frac{\cos^2\left(\hat{\phi}\right)}{\sin^2\left(\theta_x\right)}=\frac{\left(x_4+d_c\right)^2}{h_4^2\sin^2\left(\frac{\pi}{2}-\theta_i^{(3)}\right)} \tag{3.123}$$

-

$$\sin\left(\theta_x\right)=\sin\left(\theta_i^{(3)}+\hat{\phi}\right)=\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)\cos\left(\hat{\phi}\right)+\sin\left(\hat{\phi}\right)\cos\left(\theta_i^{(3)}\right)\Rightarrow \tag{3.124}$$

$$\Rightarrow\left(\frac{\sin\left(\theta_x\right)}{\cos\left(\hat{\phi}\right)}\right)^2=\left(\sin\left(\theta_i^{(3)}\right)+\tan\left(\hat{\phi}\right)\cos\left(\theta_i^{(3)}\right)\right)^2\Rightarrow \tag{3.125}$$

$$\overset{(3.123)}{\Rightarrow}\hat{\phi}=\arctan\left(\frac{h_4}{\left(x_4+d_c\right)}-\tan\left(\theta_i^{(3)}\right)\right) \tag{3.126}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Xi N\Pi}$ εφαρμογή νόμου ημιτόνων:

$$\hat{\phi}\cong\hat{x} \tag{3.127}$$

$$\frac{h_{5_1}+h_{5_2}}{\sin\left(\hat{\phi}+\hat{x}\right)}=\frac{y}{\sin\left(\frac{\pi}{2}-\hat{x}\right)}\Rightarrow h_{5_2}=\frac{y\sin\left(\hat{\phi}+\hat{x}\right)}{\sin\left(\frac{\pi}{2}-\hat{x}\right)}-h_{5_1} \tag{3.128}$$

- $$h_5 = h_{5_1} + h_{5_2} \tag{3.129}$$

- $$\tan\left(\theta_i^{(4)}\right) = \frac{h_5}{x_5} \Rightarrow x_5 = \frac{h_5}{\tan\left(\theta_i^{(4)}\right)} \tag{3.130}$$

- $$x_6 = w_k - x_5 \tag{3.131}$$

6. Υπολογισμός αποστάσεων $d_e^{(3)}, d_a^{(3)}, d_e^{(4)}$, όπου $d_a^{(n)}$ οι αποστάσεις ακτίνων εντός κυττάρου και αντίστοιχα $d_e^{(n)}$, οι αποστάσεις ακτίνων εκτός κυττάρου (Βάσει σχήματος Α) :

   - Στο τρίγωνο $\Lambda\overset{\triangle}{M}N$:

   $$\cos\left(\theta_i^{(3)}\right) = \frac{x_4 + d_c}{d_e^{(3)}} \Rightarrow d_e^{(3)} = \frac{x_4 + d_c}{\cos\left(\theta_i^{(3)}\right)} \tag{3.132}$$

   - Στο τρίγωνο $N\overset{\triangle}{\Pi}P$:

   $$\cos\left(\theta_i^{(4)}\right) = \frac{x_5}{d_a^{(3)}} \Rightarrow d_a^{(3)} = \frac{x_5}{\cos\left(\theta_i^{(4)}\right)} \tag{3.133}$$

   - Στο τρίγωνο $P\overset{\triangle}{\Sigma}T$:

   $$\cos\left(\theta_i^{(5)}\right) = \frac{x_6 + d_R}{d_e^{(4)}} \Rightarrow d_e^{(4)} = \frac{x_6 + d_R}{\cos\left(\theta_i^{(5)}\right)} \tag{3.134}$$

Κεφάλαιο 4

Αποτελέσματα

4.1 Primary Visual Cortex Model

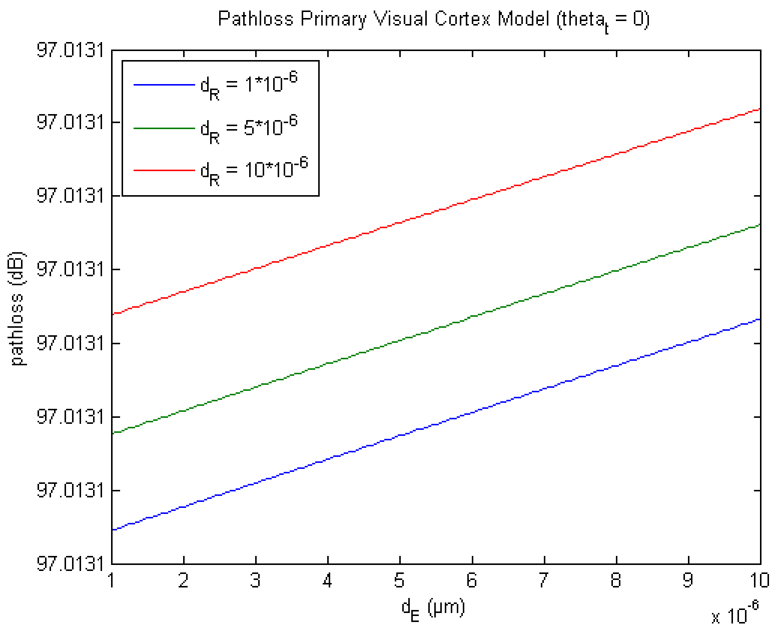
- Εύρεση Pathloss : Για τον υπολογισμό του Pathloss,υπολογίσαμε το :

$$Pathloss = \frac{1}{|h(t)|^2} \tag{4.1}$$

όπου h(t) η συνάρτηση μεταφοράς του μοντέλου που υπολογίσαμε βάσει των αποστάσεων του Κεφαλαίου 3 (System Models).

Τα ακόλουθα αποτελέσματα, απεικονίζουν εννέα διαφορετικές συμπεριφορές του Pathloss για δύο διαφορετικές παραμέτρους: την απόσταση d_R (απόσταση τελευταίου κύτταρου από το δέκτη) και την γωνία θ_t (η οποία αποτελεί την αρχική γωνία κατά την οποία στέλνουμε την οπτική πληροφορία). Σε κάθε γράφημα, απεικονίζονται οι τρεις διαφορετικές συμπεριφορές του Pathloss για τις τρεις διαφορετικές αποστάσεις d_R για τη συγκεκριμένη γωνία θ_t που επιλέχθηκε. Επίσης, στα παρακάτω γραφήματα, ο y άξονας μετράει τις τρεις διαφορετικές αποστάσεις d_R σε dB και ο x άξονας μετράει τις αποστάσεις d_E σε μm:

- Για γωνία $\theta_t = 0$ προκύπτει:

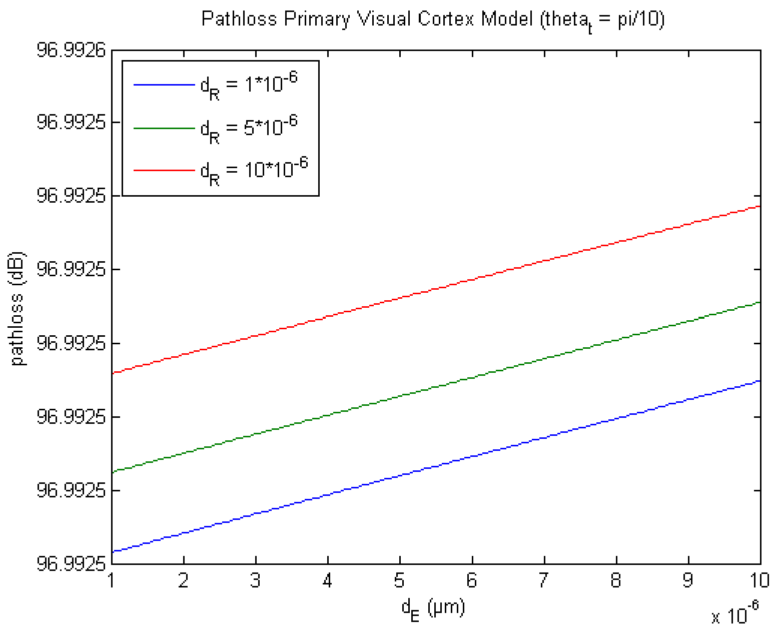


Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 97.013102262712479 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι τοPathloss ξεκινάει από τα 97.013108825609208 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 97.013116927380594 dB .

- Για γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{10}$ προκύπτει:

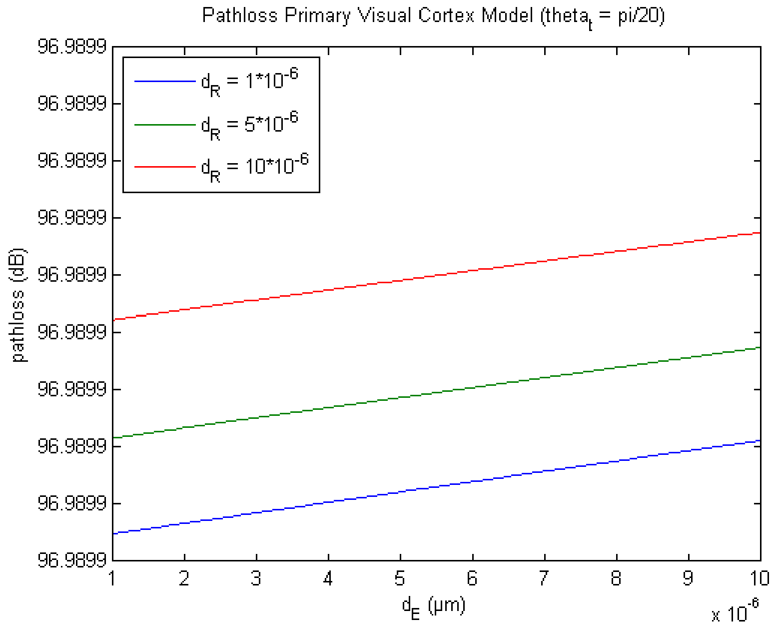


Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.992491516908814 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.992502447122462 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.992515937579100 dB .

- Για γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{20}$ προκύπτει:



Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι τοPathloss ξεκινάει από τα 96.989893742510674 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989895617474275 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.992515937579100 dB .

- Παρατηρούμε ότι και στα τρία παραπάνω γραφήματα το μοντέλο παρουσιάζει αύξουσα συμπεριφορά.

- Επίσης, παρατηρούμε ότι το βέλτιστο μοντέλο από τις εννέα παραπάνω προσομοιώσεις, είναι αυτό με γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{20}$ και απόσταση $d_R = 1 * 10^{-6}$, που δίνει το μικρότερο Pathloss .

- Τέλος, οι προσομοιώσεις συγκριτικά από το μικρότερο έως το μεγαλύτερο Pathloss , για το μοντέλο Primary Visual Cortex Model για τις δύο διαφορετικές παραμέτρους PVCM(d_R, θ_t) είναι:

PVCM($1*10^{-6}, \frac{\pi}{20}$) > PVCM($5*10^{-6}, \frac{\pi}{20}$) > PVCM($10*10^{-6}, \frac{\pi}{20}$) > PVCM($1*10^{-6}, \frac{\pi}{10}$) > PVCM($5*10^{-6}, \frac{\pi}{10}$) > PVCM($10*10^{-6}, \frac{\pi}{10}$) > PVCM($1*10^{-6}, 0$) > PVCM($5*10^{-6}, 0$) > PVCM($10*10^{-6}, 0$)

- Παράμετροι Προσομοίωσης :

$SimulationParameters$	$Values$
n_c	1.36
n_t	1.35
d_c	$40\mu m$
h_c	$30\mu m$
w_c	$30\mu m$
r_c	$15\mu m$
d_E	$10\mu m$
d_R	$5\mu m$
$\mu_a^{(c)}$	$0.9mm^{-1}$
$\mu_s'^{(c)}$	$3.43mm^{-1}$
$\mu_a^{(u)}$	$1.34mm^{-1}$
$\mu_s'^{(u)}$	$3.43mm^{-1}$
d	$430\mu m$
I_E	$1\mu m$

(4.2)

όπου:

- n_c : refractive indice of the cell
- n_t : refractive indice of the tissue
- d_c : the distance between cells
- h_c : height of pyramidal cell
- w_c : width of pyramidal cell
- r_c : the radius of the cell
- d_E : distance from the source
- d_R : distance from the receiver
- $\mu_a^{(c)}$: cell absorption coefficient
- $\mu_s'^{(c)}$: cell reduced scattering coefficient

- $\mu_a^{(u)}$: tissue absorption coefficient

- $\mu_s'^{(u)}$: tissue reduced scattering coefficient

- d : distance between the transmitter and the receiver

- I_E : intensity which emitted by the light source

4.2 Retinal Model

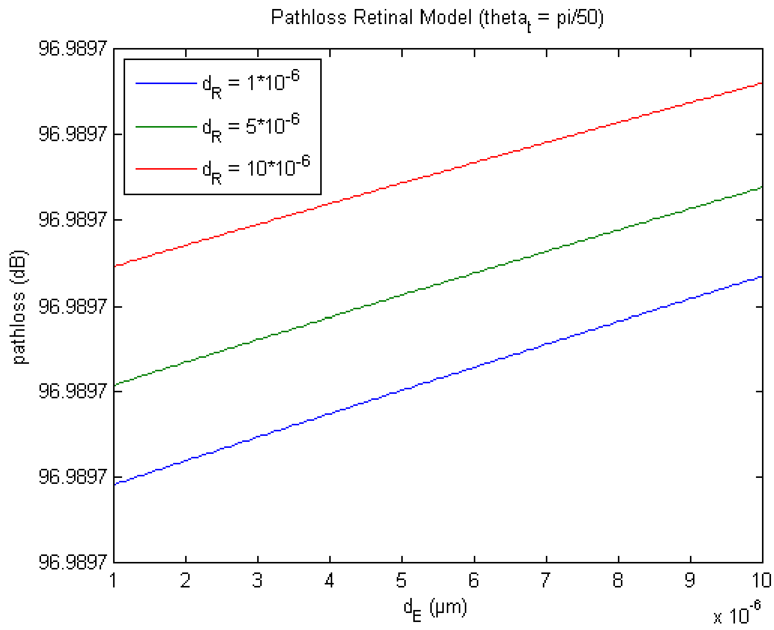
- Εύρεση Pathloss : Για τον υπολογισμό του Pathloss,υπολογίσαμε το :

$$Pathloss = \frac{1}{|h(t)|^2} \tag{4.3}$$

όπου h(t) η συνάρτηση μεταφοράς του μοντέλου που υπολογίσαμε βάσει των αποστάσεων του Κεφαλαίου 3 (System Models).

Τα ακόλουθα αποτελέσματα, απεικονίζουν εννέα διαφορετικές συμπεριφορές του Pathloss για δύο διαφορετικές παραμέτρους: την απόσταση d_R (απόσταση τελευταίου κύτταρου από το δέκτη) και την γωνία θ_t (η οποία αποτελεί την αρχική γωνία κατά την οποία στέλνουμε την οπτική πληροφορία). Σε κάθε γράφημα, απεικονίζονται οι τρεις διαφορετικές συμπεριφορές του Pathloss για τις τρεις διαφορετικές αποστάσεις d_R για τη συγκεκριμένη γωνία θ_t που επιλέχθηκε. Επίσης, στα παρακάτω γραφήματα, ο y άξονας μετράει τις τρεις διαφορετικές αποστάσεις d_R σε dB και ο x άξονας μετράει τις αποστάσεις d_E σε μm:

- Για γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{50}$ προκύπτει:

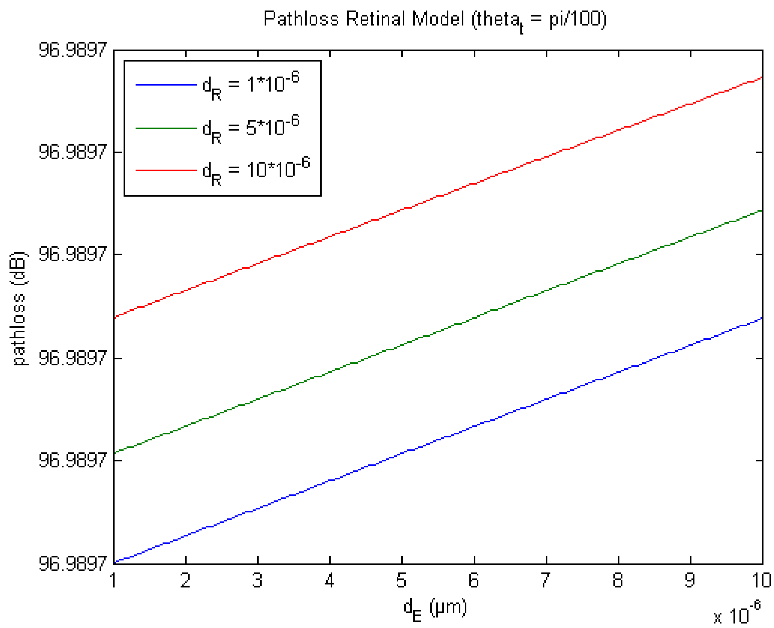


Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989705046091387 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι τοPathloss ξεκινάει από τα 96.989705104355508 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989705173298631 dB .

- Για γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{100}$ προκύπτει:

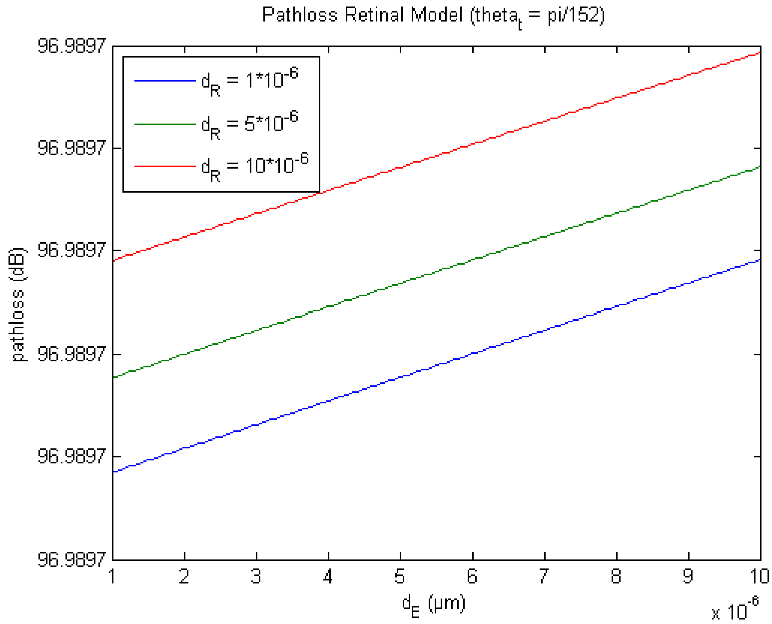


Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989722405508019 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989722895176158 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989723501359720 dB .

- Για γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{152}$ προκύπτει:



Για $d_R = 1{*}10^{-6}$ έχουμε ότι τοPathloss ξεκινάει από τα 96.989720925130612 dB ,

για $d_R = 5{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989720930935761 dB

και για $d_R = 10{*}10^{-6}$ έχουμε ότι το Pathloss ξεκινάει από τα 96.989720936740184 dB .

- Παρατηρούμε ότι και στα τρία παραπάνω γραφήματα το μοντέλο παρουσιάζει αύξουσα συμπεριφορά.

- Επίσης, παρατηρούμε ότι το βέλτιστο μοντέλο από τις εννέα παραπάνω προσομοιώσεις, είναι αυτό με γωνία $\theta_t = \frac{\pi}{50}$ και απόσταση $d_R = 1 * 10^{-6}$, που δίνει το μικρότερο Pathloss .

- Τέλος, οι προσομοιώσεις συγκριτικά από το μικρότερο έως το μεγαλύτερο Pathloss , για το μοντέλο Retinal Model για τις δύο διαφορετικές παραμέτρους RM(d_R, θ_t) είναι:

RM($1 * 10^{-6}, \frac{\pi}{50}$) > RM($5 * 10^{-6}, \frac{\pi}{50}$) > RM($10 * 10^{-6}, \frac{\pi}{50}$) > RM($1 * 10^{-6}, \frac{\pi}{152}$) > RM($5 * 10^{-6}, \frac{\pi}{152}$) > RM($10 * 10^{-6}, \frac{\pi}{152}$) > RM($1 * 10^{-6}, \frac{\pi}{100}$) > RM($5 * 10^{-6}, \frac{\pi}{100}$) > RM($10 * 10^{-6}, \frac{\pi}{100}$)

- Παράμετροι Προσομοίωσης :

$SimulationParameters$	$Values$
n_c	1.36
n_t	1.35
d_c	$40\mu m$
h_c	$30\mu m$
w_c	$30\mu m$
r_c	$15\mu m$
w_k	$50\mu m$
d_E	$10\mu m$
d_R	$5\mu m$
$\mu_a^{(c)}$	$0.9mm^{-1}$
$\mu_s'^{(c)}$	$3.43mm^{-1}$
$\mu_a^{(u)}$	$1.34mm^{-1}$
$\mu_s'^{(u)}$	$3.43mm^{-1}$
d	$430\mu m$
I_E	$1\mu m$

(4.4)

όπου:

- n_c : refractive indice of the cell
- n_t : refractive indice of the tissue
- d_c : the distance between cells
- h_c : height of fusiform cell
- w_c : width of fusiform cell
- r_c : the radius of the spherical cell
- w_k : width of con or rod cell
- d_E : distance from the source
- d_R : distance from the receiver

- $\mu_a^{(c)}$: cell absorption coefficient
- $\mu_s'^{(c)}$: cell reduced scattering coefficient
- $\mu_a^{(u)}$: tissue absorption coefficient
- $\mu_s'^{(u)}$: tissue reduced scattering coefficient
- d : distance between the transmitter and the receiver
- I_E : intensity which emitted by the light source

Κεφάλαιο 5

Επίλογος

5.1 Σύνοψη - Συμπεράσματα

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία, μελετήθηκαν οι αρχιτεκτονικές επικοινωνίας για εμφυτεύματα αμφιβληστροειδούς, καθώς και εμφυτευμάτων στην περιοχή του φλοιού του εγκεφάλου που υπάρχουν στη βιβλιογραφία, με στόχο την κατανόηση, του προβλήματος απώλειας όρασης, αλλά και των μέχρι τώρα τρόπων προσέγγισης. Παρουσιάστηκε η μαθηματική μοντελοποίηση του οπτικού και του εγκεφαλικού καναλιού με στόχο την διέγερση συγκεκριμένων προβληματικών εγκεφαλικών περιοχών, αποστέλλοντας τεχνητή οπτική πληροφορία. Πετυχαίνοντας έτσι, την περαιτέρω κατανόηση του προβλήματος της απώλειας όρασης, αλλά και την εύρεση καλύτερης λύσης έναντι εμφυτευμάτων που, είτε χρειάζονται πολύπλοκες χειρουργικές επεμβάσεις, είτε δεν δίνουν επαρκή ανάλυση όρασης στον ασθενή.

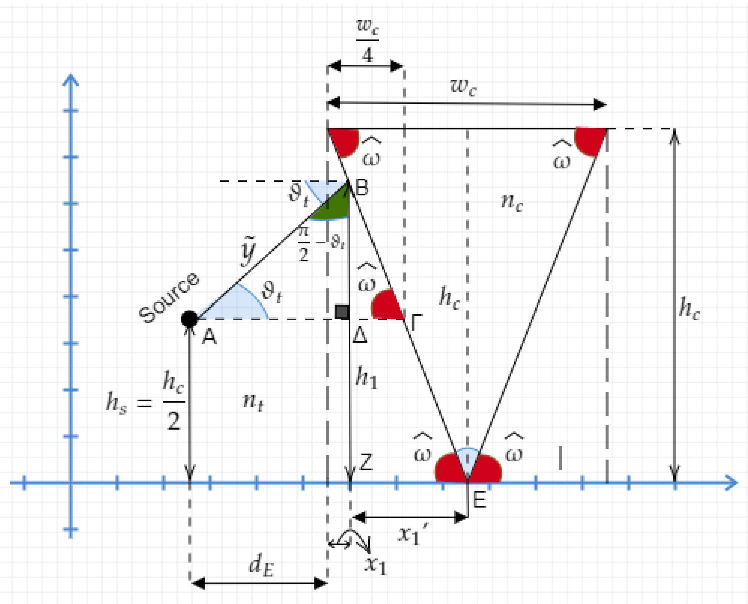
5.2 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Χρησιμοποιώντας τη μαθηματική μοντελοποίηση των δύο παραπάνω μοντέλων που αναλύθηκαν στην παρούσα πτυχιακή εργασία (Primary Visual Cortex Model και Retinal Model), θα μπορούσαμε μελλοντικά, να κατασκευάσουμε την αρχιτεκτονική επικοινωνίας νέων εμφυτευμάτων, στηριζόμενοι σε ίδιες αλλά και διαφορετικές προσεγγίσεις αρχιτεκτονικών επικοινωνίας.

Κεφάλαιο 6

Παραρτήματα

6.1 Παράρτημα Α′ - Συμπλήρωση του Primary Visual Cortex Model



Σχήμα 6.1: Σχήμα Α

Έστω η πηγή στο κέντρο του κυττάρου

1. Υπολογισμός x_1, x_1', h_1 (Βάσει Σχήματος Α Παραρτήματος Α′) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$ εφαρμογή νόμου ημιτόνων:

$$\frac{d_E + \frac{w_c}{4}}{\sin\left(\pi - \theta_t - \hat{\omega}\right)} = \frac{\widetilde{y}}{\sin\left(\hat{\omega}\right)} \Rightarrow \widetilde{y} = \frac{\sin\left(\hat{\omega}\right)\left(d_E + \frac{w_c}{4}\right)}{\sin\left(\pi - \theta_t - \hat{\omega}\right)} \tag{6.1}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Delta}$:

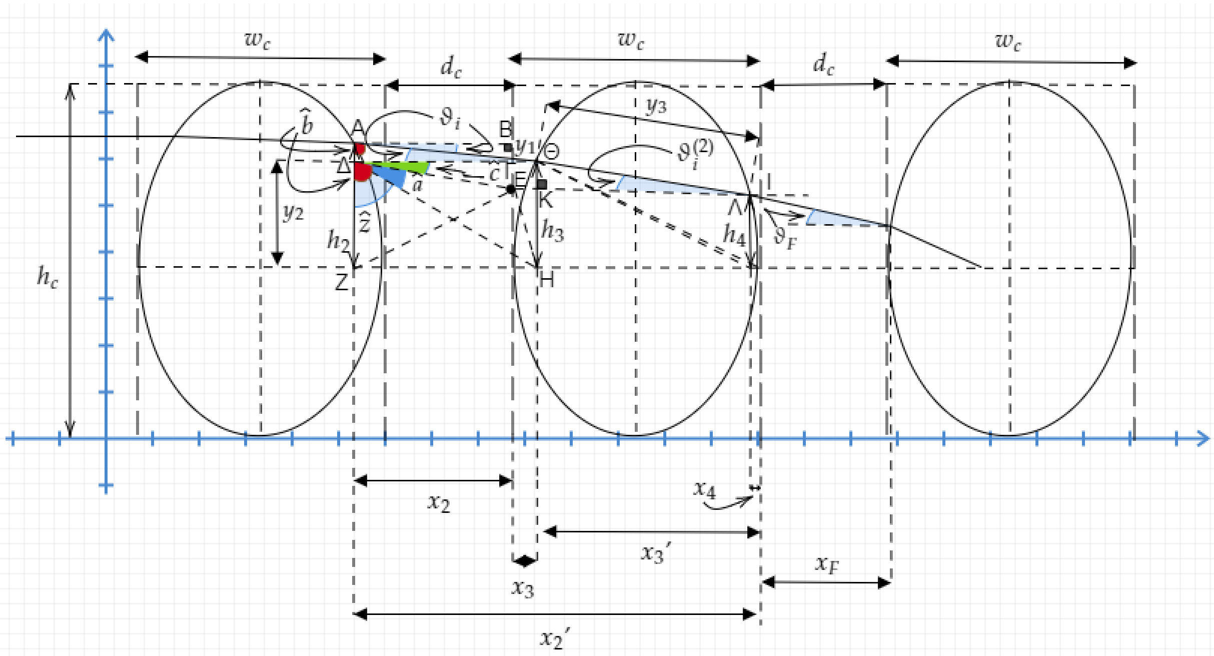
$$\cos\left(\theta_t\right) = \frac{d_E + x_1}{\widetilde{y}} \Rightarrow x_1 = \widetilde{y}\cos\left(\theta_t\right) - d_E \tag{6.2}$$

- $$x_1' = \frac{w_c}{2} - x_1 \tag{6.3}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{BZE}$:

$$\tan\left(\hat{\omega}\right) = \frac{h_1}{x_1'} \Rightarrow h_1 = x_1' \tan\left(\hat{\omega}\right) \tag{6.4}$$

6.2 Παράρτημα Β΄ - Ray Tracing για Ατρακτοειδή Κύτταρα



Σχήμα 6.2: Σχήμα Α

1. Υπολογισμός x_3 (Βάσει σχήματος Α) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

$$\sin(\theta_i) = \frac{x_2}{y_1} \Rightarrow y_1 = \frac{x_2}{\sin(\theta_i)} \tag{6.5}$$

-

$$y_2 \cong h_2 - y_1 \tag{6.6}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Delta\Gamma E}$:

$$\hat{c} = \theta_i \tag{6.7}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Delta E H}$:

$$\hat{a} \cong \theta_i \tag{6.8}$$

- Στα τρίγωνα $\overset{\triangle}{A\Delta\Gamma}$ και $\overset{\triangle}{\Delta Z E}$:

$$\hat{b} = \pi - \frac{\pi}{2} - \theta_i \Rightarrow \hat{b} = \frac{\pi}{2} - \theta_i \tag{6.9}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Delta Z H}$:

$$\hat{z} = \frac{\pi}{2} - \theta_i - \hat{a} \Rightarrow \hat{z} = \frac{\pi}{2} - 2\theta_i \tag{6.10}$$

$$\tan(\hat{z}) = \frac{x_2 + x_3}{y_2} \Rightarrow x_3 = y_2 \tan(\hat{z}) - x_2 \tag{6.11}$$

2. Υπολογισμός x_4 (Βάσει σχήματος Α) :

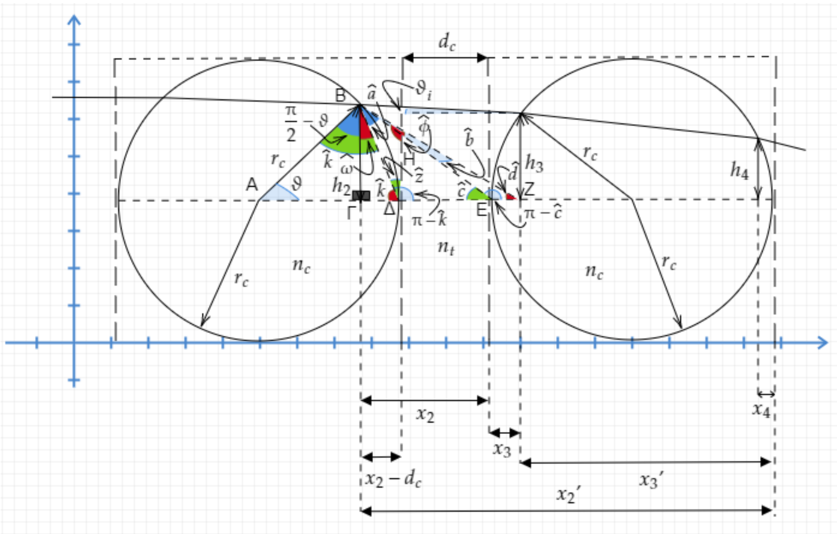
- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Theta I K}$:

$$\cos\left(\theta_i^{(2)}\right) \cong \frac{x_3'}{y_3} \Rightarrow y_3 \cong \frac{x_3'}{\cos\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{6.12}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{K\Theta\Lambda}$:

$$\cos\left(\theta_i^{(2)}\right) = \frac{x_3' - x_4}{y_3 - \frac{y_3 x_4}{100}} \Rightarrow x_4 = \frac{x_3' 100 - y_3 \cos\left(\theta_i^{(2)}\right) 100}{100 - y_3 \cos\left(\theta_i^{(2)}\right)} \tag{6.13}$$

6.3 Παράρτημα Γ′ - Ray Tracing για Σφαιρικά Κύτταρα



Σχήμα 6.3: Σχήμα Α

Υποθέτουμε ότι θεωρούνται γνωστά τα x_2, h_2 και θ_i .

1. Υπολογισμός x_2' (Βάσει σχήματος Α) :

   - $$x_2' = x_2 + 2r_c \tag{6.14}$$

2. Υπολογισμός x_3 (Βάσει σχήματος Α) :

   - Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

   $$\cos(\theta) = \frac{r_c - (x_2 - d_c)}{r_c} \Rightarrow \theta = \arccos\left(\frac{r_c - x_2 + d_c}{r_c}\right) \tag{6.15}$$

   - Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Delta}$:

   $$2\hat{k} = \pi - \theta \Rightarrow \hat{k} = \frac{\pi - \theta}{2} \tag{6.16}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{B\Gamma\Delta}$:

$$\hat{\omega} = \hat{k} - \left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) \Rightarrow \hat{\omega} = \frac{\theta}{2} \tag{6.17}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{B\Delta E}$:

$$\pi - \hat{k} = \frac{\pi + \theta}{2} \tag{6.18}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Gamma B E}$:

$$\tan\left(\hat{\omega} + \hat{a}\right) = \frac{x_2}{h_2} \Rightarrow \hat{\omega} + \hat{a} = \arctan\left(\frac{x_2}{h_2}\right) \Rightarrow \hat{a} = \arctan\left(\frac{x_2}{h_2}\right) - \hat{\omega} \tag{6.19}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{B\Gamma E}$:

$$\hat{c} = \pi - \left(\pi - \hat{k}\right) - \hat{a} \Rightarrow \hat{c} = \hat{k} - \hat{a} \tag{6.20}$$

- Στα τρίγωνα $\overset{\triangle}{EBZ}$ και $\overset{\triangle}{B\Delta H}$:

$$\hat{z} = \frac{\pi}{2} - \hat{k} \tag{6.21}$$

$$\hat{\phi} = \pi - \hat{a} - \hat{z} \tag{6.22}$$

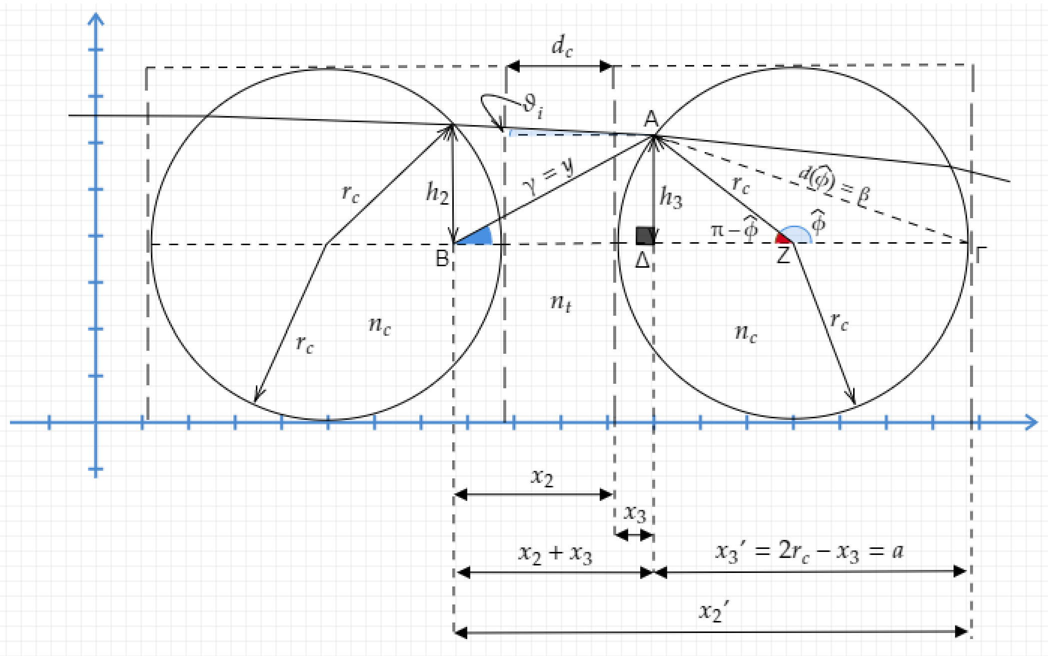
$$\hat{b} \cong \frac{\phi}{3} \tag{6.23}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{EBZ}$:

$$\hat{d} = \pi - (\pi - \hat{c}) - \hat{b} \Rightarrow \hat{d} = \hat{c} - \hat{b} \Rightarrow \hat{d} = \frac{-\left(\pi + 2\theta\right)}{2} \tag{6.24}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{B\Gamma Z}$:

$$\tan\left(\hat{d}\right) = \frac{h_2}{x_2 + x_3} \Rightarrow x_3 = -\left(\frac{h_2}{\tan\left(\frac{\pi + 2\arccos\left(\frac{r_c - x_2 + d_c}{r_c}\right)}{2}\right)} + x_2\right) \tag{6.25}$$



Σχήμα 6.4: Σχήμα Β

3. Υπολογισμός h_3 (Βάσει σχήματος Β) :

- Στο τρίγωνο $A\overset{\triangle}{\Delta}Z$:

$$\cos(\pi - \phi) = -\cos(\phi) = \frac{r_c - x_3}{r_c} \Rightarrow \cos(\phi) = \frac{x_3 - r_c}{r_c} \Rightarrow \phi = \arccos\left(\frac{x_3 - r_c}{r_c}\right) \tag{6.26}$$

- Στο τρίγωνο $A\overset{\triangle}{Z}\Gamma$ (Από απόδειξη Παραρτήματος Ε′ γνωρίζουμε ότι):

$$d(\phi) = 2r_c \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) = \beta \tag{6.27}$$

- Στο τρίγωνο $A\overset{\triangle}{B}\Delta$ (Εφαρμόζουμε Πυθαγόρειο Θεώρημα) :

$$y^2 = (x_2 + x_3)^2 + h_3^2 \tag{6.28}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$ (Από τη γενίκευση του Πυθαγορείου Θεωρήματος για οξεία γωνία $\left(\hat{B} < \frac{\pi}{2}\right)$ έχουμε $\beta^2 = a^2 + \gamma^2 - 2aB\Delta$):

$$d\left(\phi\right)^2 = \left(2r_c - x_3\right)^2 + y^2 - 2\left(2r_c - x_3\right)\left(x_2 + x_3\right) \Rightarrow \tag{6.29}$$

$$\Rightarrow h_3 = \sqrt{4r_c^2 \sin^2\left(\frac{\arccos\left(\frac{x_3 - r_c}{r_c}\right)}{2}\right) - (2r_c - x_3)^2 + (x_2 + x_3)(4r_c - x_2 - 3x_3)} \tag{6.30}$$

4. Υπολογισμός $\theta_i'^{(1)}, \theta_o^{(1)}, \theta_i^{(2)}, x_3'$ (Βάσει σχήματος Β και αποδείξεων από [16]) :

- Νόμος του Snell :

$$\theta_i'^{(1)} = \arctan\left(\frac{h_3}{|x_3|}\right) - \theta_i \tag{6.31}$$

$$\theta_o^{(1)} = \arcsin\left(\frac{n_t \sin\left(\theta_i'^{(1)}\right)}{n_c}\right) \tag{6.32}$$

$$\theta_i^{(2)} = \theta_i^{(1)} + \left(\theta_i'^{(1)} + \theta_o^{(1)}\right) \tag{6.33}$$

- $$x_3' = 2r_c - x_3 \tag{6.34}$$

5. Υπολογισμός x_4 (Βάσει σχήματος Γ) :

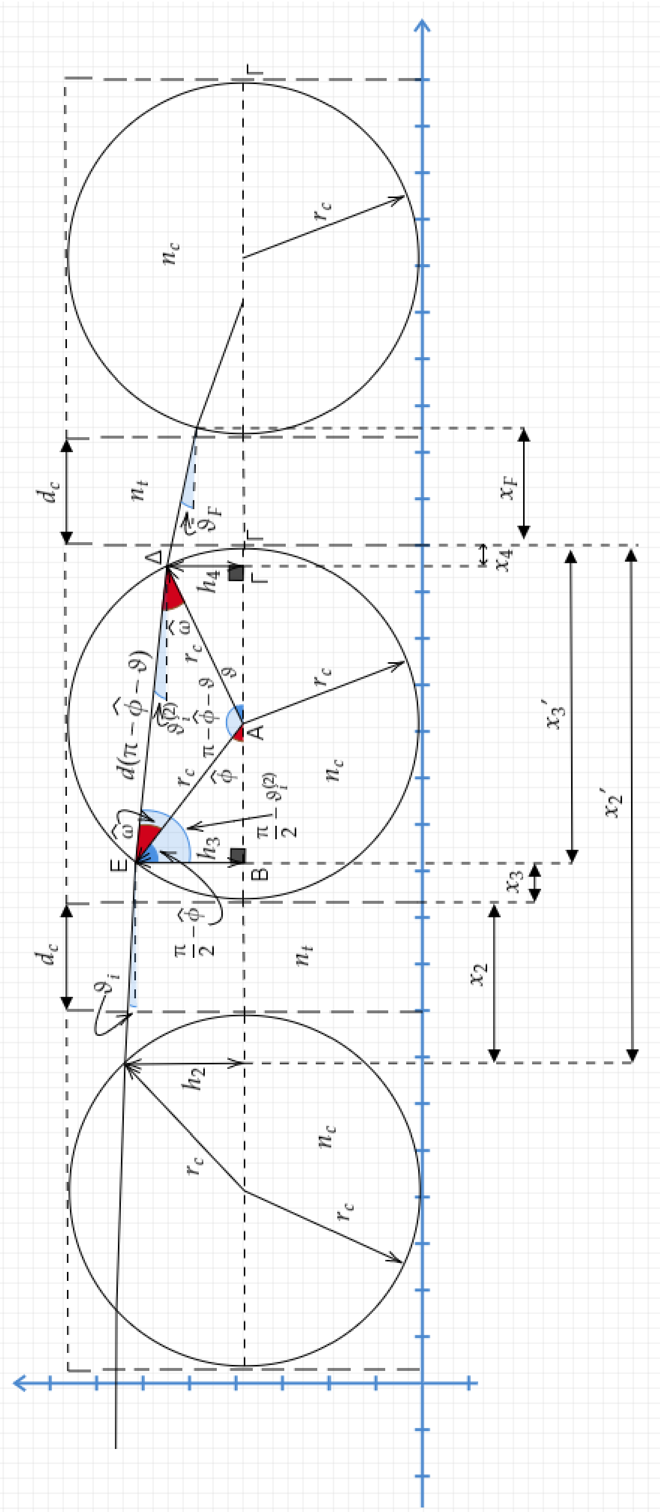
- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{ABE}$:

$$\sin\left(\phi\right) = \frac{h_3}{r_c} \Rightarrow \phi = \arcsin\left(\frac{h_3}{r_c}\right) \tag{6.35}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AE\Delta}$:

$$\hat{\omega} = \frac{\pi}{2} - \theta_i^{(2)} - \left(\frac{\pi}{2} - \phi\right) \Rightarrow \hat{\omega} = \phi - 2\theta_i^{(2)} \tag{6.36}$$

$$\pi - \phi - \theta = \pi - 2\hat{\omega} \Rightarrow \theta = 2\hat{\omega} - \phi \Rightarrow \theta = \phi - 2\theta_i^{(2)} \tag{6.37}$$



Σχήμα 6.5: Σχήμα Γ

- Βάσει απόδειξης Παραρτήματος Ε′ :

$$d\left(\pi-\phi-\theta\right)=2r_c\sin\left(\frac{\pi-2\hat{\phi}+2\theta_i^{(2)}}{2}\right) \tag{6.38}$$

-

$$\cos\left(\theta_i^{(2)}\right)=\frac{x_3'-x_4}{d\left(\pi-\phi-\theta\right)}\Rightarrow x_4=x_3'-2r_c\sin\left(\frac{\pi-2\hat{\phi}+2\theta_i^{(2)}}{2}\right)\cos\left(\theta_i^{(2)}\right) \tag{6.39}$$

6. Υπολογισμός h_4 (Βάσει σχήματος Γ) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Delta}$:

$$\tan\left(\theta\right)=\frac{h_4}{r_c-x_4}\Rightarrow h_4=\left(r_c-x_4\right)\tan\left(\phi-2\theta_i^{(2)}\right) \tag{6.40}$$

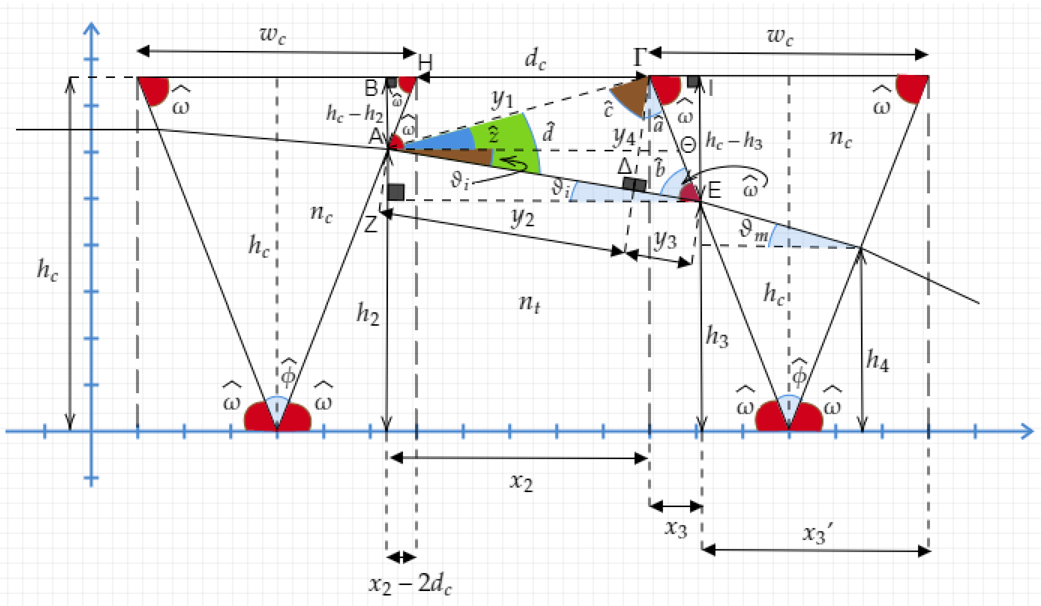
- Υπολογισμός $\theta_o^{(2)}, \theta_F, x_F$ (Βάσει σχήματος Γ και αποδείξεων από [16]) :

$$\theta_o^{(2)}=\arcsin\left(\frac{n_c\sin\left(\arctan\left(\frac{h_4}{x_4}\right)+\theta_i^{(2)}\right)}{n_t}\right) \tag{6.41}$$

$$\theta_F=\theta_o^{(2)}-\arctan\left(\frac{h_4}{x_4}\right) \tag{6.42}$$

$$x_F=\frac{x_4\tan\left(\theta_F\right)-h_4}{\tan\left(\theta_F\right)} \tag{6.43}$$

6.4 Παράρτημα Δ′ - Ray Tracing για Πυραμιδικά Κύτταρα



Σχήμα 6.6: Σχήμα Α

Υποθέτουμε ότι θεωρούνται γνωστά τα x_2, h_2 και θ_i .

1. Υπολογισμός x_3 (Βάσει σχήματος Α) :

   •
   $$\tan(\hat{\omega}) = \frac{h_c - h_2}{x_2 - d_c} \Rightarrow \hat{\omega} = \arctan\left(\frac{h_c - h_2}{x_2 - d_c}\right) \tag{6.44}$$

   • Εφόσον η τομή των πυραμιδικών κυττάρων είναι ισοσκελές τρίγωνο :
   $$\hat{\phi} = \pi - 2\hat{\omega} \tag{6.45}$$

   • Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$ Πυθαγόρειο Θεώρημα :
   $$y_1^2 = x_2^2 + (h_c - h_2)^2 \Rightarrow y_1 = +\sqrt{x_2^2 + (h_c - h_2)^2} \tag{6.46}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Gamma\Delta E}$:

$$\hat{b} = \hat{\omega} - \theta_i \tag{6.47}$$

$$\hat{a} = \pi - \frac{\pi}{2} - \hat{b} \Rightarrow \hat{a} = \frac{\pi}{2} - \hat{b} \tag{6.48}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Theta}$:

$$\hat{z} \cong \frac{\hat{\omega}}{2} \tag{6.49}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Delta}$:

$$\hat{d} = \hat{z} + \theta_i \tag{6.50}$$

$$\hat{c} = \pi - \frac{\pi}{2} - \hat{d} \tag{6.51}$$

$$\sin(\hat{c}) = \frac{y_2}{y_1} \Rightarrow y_2 = y_1 \sin(\hat{c}) \Rightarrow y_2 = y_1 \sin\left(\frac{\pi - \hat{\omega} - 2\theta_i}{2}\right) \tag{6.52}$$

$$y_1^2 = y_2^2 + y_4^2 \Rightarrow y_4 = +\sqrt{y_1^2 - y_2^2} \tag{6.53}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Gamma\Delta E}$:

$$\tan\left(\hat{b}\right) = \frac{y_4}{y_3} \Rightarrow y_3 = \frac{y_4}{\tan(\hat{\omega} - \theta_i)} \tag{6.54}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AEZ}$:

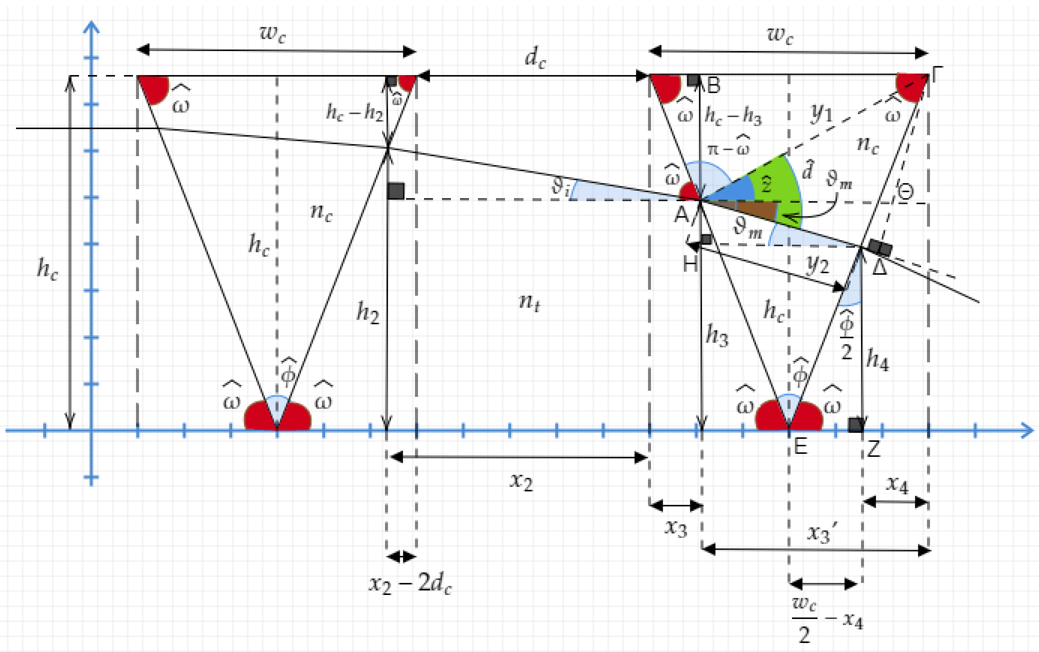
$$\cos(\theta_i) = \frac{x_2 + x_3}{y_2 + y_3} \Rightarrow x_3 = (y_2 + y_3)\cos(\theta_i) - x_2 \tag{6.55}$$

2. Υπολογισμός h_3 (Βάσει σχήματος A) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Gamma EI}$:

$$\tan(\hat{\omega}) = \frac{h_c - h_3}{x_3} \Rightarrow h_3 = h_c - x_3 \tan(\hat{\omega}) \tag{6.56}$$

3. Υπολογισμός x_3' (Βάσει σχήματος B) :



Σχήμα 6.7: Σχήμα Β

- $$x_3' = w_c - x_3 \tag{6.57}$$

4. Υπολογισμός x_4 (Βάσει σχήματος Β) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$ Πυθαγόρειο Θεώρημα:

$$y_1^2 = (h_c - h_3)^2 + (x_3')^2 \Rightarrow y_1 = +\sqrt{(x_3')^2 + (h_c - h_3)^2} \tag{6.58}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Theta}$:

$$\hat{z} \cong \frac{\pi - \hat{\omega}}{3} \tag{6.59}$$

- Νόμος του Snell :

$$\frac{\sin(\theta_m)}{\sin(\theta_i)} = \frac{n_t}{n_c} \Rightarrow \theta_m = \arcsin\left(\frac{n_t \sin(\theta_i)}{n_c}\right) \tag{6.60}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Gamma\Delta}$:

$$\hat{d} = \hat{z} + \theta_m \tag{6.61}$$

$$\cos\left(\hat{d}\right) = \frac{y_2}{y_1} \Rightarrow y_2 = y_1 \cos\left(\frac{\pi - \hat{\omega} + 3\theta_m}{3}\right) \tag{6.62}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{A\Delta H}$:

$$\cos(\theta_m) \cong \frac{x_3' - \frac{2x_4}{3}}{y_2} \Rightarrow x_4 \cong \frac{3}{2}\left(x_3' - y_2 \cos(\theta_m)\right) \tag{6.63}$$

5. Υπολογισμός h_4 (Βάσει σχήματος Β) :

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{\Delta E Z}$:

$$\tan(\hat{\omega}) = \frac{h_4}{\frac{w_c}{2} - x_4} \Rightarrow h_4 = \frac{1}{2}\left((w_c - 2x_4)\tan(\hat{\omega})\right) \tag{6.64}$$

6. Υπολογισμός θ_o, x_F (Βάσει σχήματος Γ) :

- Νόμος του Snell :

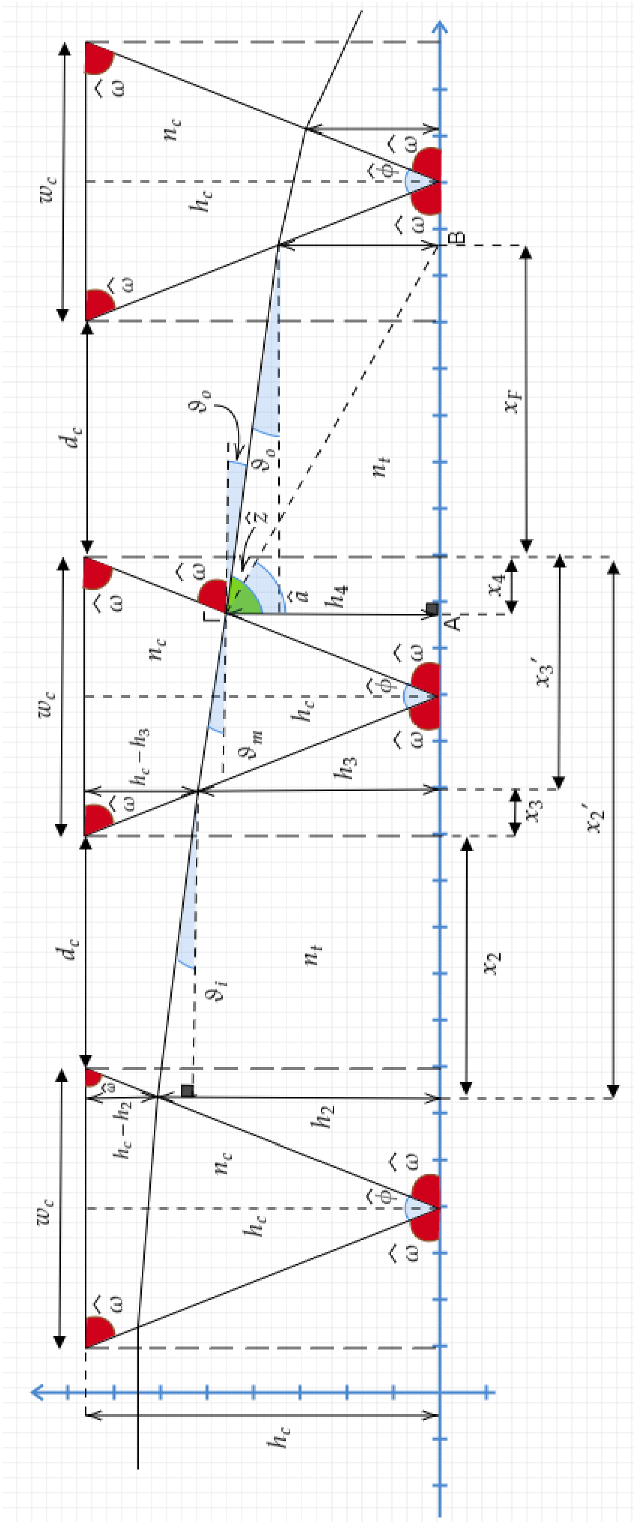
$$\frac{\sin(\theta_o)}{\sin(\theta_m)} = \frac{n_c}{n_t} \Rightarrow \theta_o = \arcsin\left(\frac{n_c \sin(\theta_m)}{n_t}\right) \tag{6.65}$$

- Στο τρίγωνο $\overset{\triangle}{AB\Gamma}$:

$$\hat{z} = \pi - \frac{\pi}{2} - \theta_o \Rightarrow \hat{z} = \frac{\pi}{2} - \theta_o \tag{6.66}$$

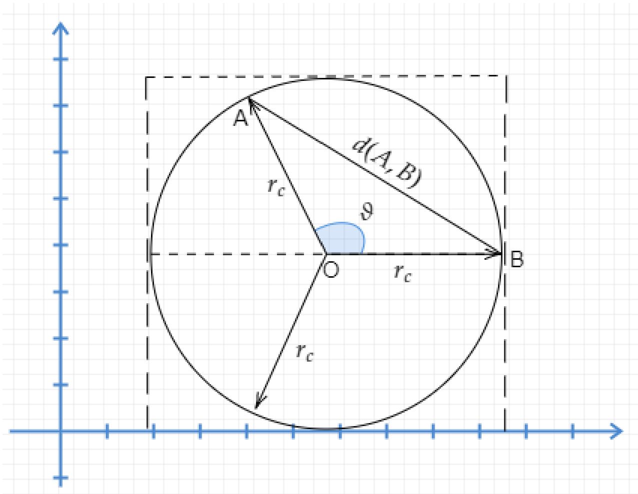
$$\hat{a} \cong \frac{\hat{z}}{2} \tag{6.67}$$

$$\tan(\hat{a}) = \frac{x_4 + x_F}{h_4} \Rightarrow x_F = h_4 \tan\left(\frac{\pi - 2\theta_o}{4}\right) - x_4 \tag{6.68}$$



Σχήμα 6.8: Σχήμα Γ

6.5 Παράρτημα Ε′ - Υπολογισμός τόξου κύκλου υπό γωνία ϑ



Σχήμα 6.9: Σχήμα Α

Λόγω συμμετρίας, αξιοποιούμε το επάνω ημικύκλιο επομένως $\theta \in [0, \pi]$.

1. Βάσει σχήματος Α Παραρτήματος Ε′ :

   - Εφαρμόζουμε νόμο συνημιτόνων :

$$d\left(A,B\right)=\sqrt{A^2+B^2-2AB\cos\left(\theta\right)}\Rightarrow \tag{6.69}$$

$$\Rightarrow d\left(A,B\right)=\sqrt{r_c^2+r_c^2-2r_cr_c\cos\left(\theta\right)}=\sqrt{2}r_c\sqrt{1-\cos\left(\theta\right)} \tag{6.70}$$

   - Γνωρίζουμε ότι $\sin\left(\frac{x}{2}\right)=\sqrt{\frac{1-\cos(x)}{2}}$ άρα :

$$\cos\left(x\right)=1-2\sin^2\left(\frac{x}{2}\right) \tag{6.71}$$

   - Από τις σχέσεις (6.70) και (6.71) :

$$d\left(A,B\right)=\sqrt{2}r_c\sqrt{1-1+2\sin^2\left(\frac{\theta}{2}\right)}=2r_c\sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \tag{6.72}$$

6.6 Παράρτημα ΣΤ′ - Προγραμματισμός Primary Visual Cortex Model σε MatLab

- Υπολογισμός αποστάσεων Ray Tracing:

```
function [de_1, da_1, de_2, da_2, de_3, da_3, de_4, ...
    da_4, de_5, da_5, de_6, da_6, de_7] = ...
    distances_RT(nc, nt, dc, hc, wc, rc, dE, dR, theta_t)

% nc: refractive indice of the cell
% nt: refractive indice of the tissue
% dc: the distance between cells
% theta_t: the angle of the incoming ray
% hc: height of pyramidal cell
% wc: width of pyramidal cell
% rc: the radius of the cell
% dE: distance from the source
% dR: distance from the receiver


% Ensure:
%
% de_n: ray distance outside the cell
% da_n: ray distance inside the cell

omega = atan((2*hc)/wc);

theta = asin((nt*sin(theta_t))/nc); %Snell Low

y_new = (sin(omega)*(dE + (wc/4)))/sin(pi - theta_t - ...
    omega);
x1 = y_new*cos(theta_t) - dE;
x1_new = (wc/2) - x1;
h1 = x1_new*tan(omega);

h2 = abs((2*h1*hc*(tan(omega) - tan(theta)))/((2*hc + ...
    wc*tan(theta))*tan(omega)));
x2 = (wc*(hc - h2))/(2*hc) + 2*dc;

x2_new = (wc/2) - (x2 - 2*dc);

theta_i = asin((nc*sin(theta))/nt); %Snell Low

y1 = sqrt(x2^2 + (hc - h2)^2);
b = omega - theta_i;
y2 = y1*sin((pi - omega - 2*theta_i)/2);
y4 = sqrt(y1^2 - y2^2);
```

```
y3 = y4/tan(b);
x3 = (y2 + y3)*cos(theta_i) - x2;

h3 = hc - x3*tan(omega);

x3_new = wc -x3;

% theta_m: The ray propagation angle in the cell
theta_m = asin((nt*sin(theta_i))/nc); %Snell Low

y1 = 0; y2 = 0;

y1 = sqrt((x3_new)^2 + (hc - h3)^2);
y2 = y1*cos((pi - omega + 3*theta_m)/3);
x4 = (3/2)*(x3_new - y2*cos(theta_m));

h4 = (1/2)*(wc - 2*x4)*tan(omega);

% Distances de_1, da_1, de_2, da_2
de_1 = (x1 + dE)/cos(theta_t);

da_1 = (x1_new + x2_new)/cos(theta);

de_2 = (x2 + x3)/cos(theta_i);

da_2 = (h3 - h4)/sin(theta_m);


theta_i_2 = asin((nc*sin(theta_m))/nt); %Snell Low

x5 = rc - (x4 + dc);
h5 = sqrt(rc^2 - (rc - x5)^2);

d = atan(1/2);
c = 7*d/6;
x6 = ((2*rc +dc)*tan(c) - rc)/tan(c);
h6 = sqrt(rc^2 - (rc - x6 + dc)^2);

theta_i_3 = asin((nt*sin(theta_i_2))/nc); %Snell Low

% Distances de_3, da_3
de_3 = (x4 + dc + x5)/cos(theta_i_2);

da_3 = (2*rc + dc - x5 - x6)/cos(theta_i_3);


x7 = - ( (h6 / tan((pi + 2*acos((rc - x6 + ...
    dc)/rc))/2)) + x6 );
a = acos((x7 - rc)/rc)/2;
```

```
h7 = sqrt(4*(rc^2)*((sin(a))^2) - (2*rc - x7)^2 - (x6 ...
    + x7)^2 + 2*(2*rc - x7)*(x6 + x7));

theta_i_4 = asin((nc*sin(theta_i_3))/nt); %Snell Low

theta_i_1_new = atan(h7/abs(x7)) - theta_i_4;
theta_o_1 = asin((nt*sin(theta_i_1_new))/nc);

x7_new = 2*rc -x7;

% theta_i_5: The ray propagation angle in the cell
theta_i_5 = theta_i_4 + theta_i_1_new + theta_o_1;

phi = 0; b = 0;
phi = asin(h3/rc);
b = (pi - 2*phi + 2*theta_i_5)/2;
x8 = x7_new - 2*rc*sin(b)*cos(theta_i_5);
h8 = (rc - x8)*tan(phi - 2*theta_i_5);

% Distances de_4, da_4
de_4 = (x6 + x7)/cos(theta_i_4);

da_4 = (2*rc - x7 - x8)/cos(theta_i_5);

theta_i_6 = asin((nc*sin(theta_i_5))/nt); %Snell Low
theta_m_2 = asin((nt*sin(theta_i_6))/nc); %Snell Low

x = 0; z = 0; phi = 0;

x = (pi - 2*theta_i_5)/4;
z = pi/2 - x;
x9 = (rc - (rc + dc)*tan(z))/tan(z);

phi = theta_i_6/3;
h9 = (rc + dc + x9)*tan(phi);

y1 = 0; y2 = 0;

y1 = sqrt((wc - x9)^2 + (hc - h9)^2);
y2 = y1*cos((pi - omega + 3*theta_m_2)/3);
x10_new = (3/2)*((wc - x9) - y2*cos(theta_m_2));
x10 = x10_new + dc;

h10 = (1/2)*(wc - 2*(x10 - dc))*tan(omega);

% Distances de_5, da_5
de_5 = (x8 + dc + x9)/cos(theta_i_6);

da_5 = (wc + dc - x9 - x10)/cos(theta_m_2);
```

```
theta_i_7 = asin((nc*sin(theta_m_2))/nt); %Snell Low
theta_m_3 = asin((nt*sin(theta_i_7))/nc); %Snell Low
theta_i_8 = asin((nc*sin(theta_m_3))/nt); %Snell Low

y1 = 0; y2 = 0; y3 = 0; y4 = 0; b = 0;

y1 = sqrt(x10^2 + (hc - h10)^2);
b = omega - theta_i_7;
y2 = y1*sin((pi - omega - 2*theta_i_7)/2);
y4 = sqrt(y1^2 - y2^2);
y3 = y4/tan(b);
x11 = (y2 + y3)*cos(theta_i_7) - x10;

h11 = hc - x11*tan(omega);

x11_new = wc -x11;

y1 = 0; y2 = 0;

y1 = sqrt((x11_new)^2 + (hc - h11)^2);
y2 = y1*cos((pi - omega + 3*theta_m_3)/3);
x12 = (3/2)*(x11_new - y2*cos(theta_m_3));

h12 = (1/2)*(wc - 2*x12)*tan(omega);

% Distances de_6, da_6, de_7
de_6 = (x10 + x11)/cos(theta_i_7);

da_6 = (h11 - h12)/sin(theta_m_3);

de_7 = (x12 + dR)/cos(theta_i_8);

end
```

- Υπολογισμός Primary Visual Cortex Model:

```
function [h] = Primary_Visual_Cortex_Model(nc, nt, ...
    dc, hc, wc, rc, dE, dR, ma_c, ms_c, ma_u, ms_u, ...
    d, IE)

% nc: refractive indice of the cell
% nt: refractive indice of the tissue
% dc: the distance between cells
% hc: height of pyramidal cell
% wc: width of pyramidal cell
% rc: the radius of the cell
```

```
% dE: distance from the source
% dR: distance from the receiver
% ma_c: cell absorption coefficient
% ms_c: cell reduced scattering coefficient
% ma_u: tissue absorption coefficient
% ms_u: tissue reduced scattering coefficient
% d: distance between the transmitter and the receiver
% IE: intensity which emitted by the light source


% Ensure:
%
% h: impulse response

n = zeros(1,200);
distances = zeros(1,13);
DPF = zeros(size(n));

DPF_a = (1/2)*sqrt((3*ms_c)/ma_c)*(1 - (1/(1 + ...
    d*sqrt(3*ma_c*ms_c))));
DPF_e = (1/2)*sqrt((3*ms_u)/ma_u)*(1 - (1/(1 + ...
    d*sqrt(3*ma_u*ms_u))));

for i = 1 : size(DPF,2)
    if(mod(i,2) == 1)
        DPF(i) = DPF_a;
    end

    if(mod(i,2) == 0)
        DPF(i) = DPF_e;
    end
end

% theta_t_min = 0;
% theta_t_max = pi;

theta_t = pi/20;

c1 = 0;
c2 = 1;

for i = 1 : size(theta_t,2)
    [distances(1) distances(2) distances(3) ...
       distances(4) distances(5) distances(6) ...
       distances(7) distances(8) distances(9) ...
       distances(10) distances(11) distances(12) ...
       distances(13)]  = distances_RT(nc, nt, dc, ...
       hc, wc, rc, dE, dR, theta_t(i));
    sum_da = 0;
```

```
    sum_de = 0;
    for j = 1 : 13
        if(mod(j,2) == 1)
            sum_da = distances(j) + sum_da;
        end

        if(mod(j,2) == 0)
            sum_de = distances(j) + sum_de;
        end
    end

    n(i + c1) = sum_da*DPF(i + c1);
    n(i + c2) = sum_de*DPF(i + c2);

    c1 = c1 + 1;
    c2 = c2 + 1;

end

% c = 3*(10^8);
%
% ua = c/nc;
% ue = c/nt;
%
% c1 = 0;
% c2 = 1;
%
% t = 0 : 5*10^(-14) : 15000*10^(-12); %ps
% delay = zeros(200, size(t,2));
% distances = zeros(1, 13);
% for i = 1 : size(theta_t,2)
%     [distances(1) distances(2) distances(3) ...
   distances(4) distances(5) distances(6) ...
   distances(7) distances(8) distances(9) ...
   distances(10) distances(11) distances(12) ...
   distances(13)]  = distances_RT(nc, nt, dc, hc, ...
   wc, rc, dE, dR, theta_t(i));
%     m_da = zeros(1,6);
%     m_de = zeros(1,7);
%     pos1 = 0;
%     pos2 = 0;
%     for j = 1 : 13
%         if(mod(j,2) == 1)
%             pos1 = pos1 + 1;
%             m_da(pos1) = distances(j);
%         end
%
%         if(mod(j,2) == 0)
%             pos2 = pos2 + 1;
```

```
%               m_de(pos2) = distances(j);
%           end
%       end
%
%       delay(i + c1,:) = ∆(t,(norm(m_da,1)/ua));
%       delay(i + c2,:) = ∆(t,(norm(m_de,1)/ue));
%
%       c1 = c1 + 1;
%       c2 = c2 + 1;
%
% end

h = IE*exp(n);

end
```

- Υπολογισμός Pathloss:

```
function [pathloss] = pathloss_function(dE, dR)

d = 10^(-6) : 5*10^(-8) : dE;

for i = 1 : length(dR)
    for j = 1 : length(d)
        h = Primary_Visual_Cortex_Model(1.36, 1.35, ...
            40*10^(-6), 30*10^(-6), 30*10^(-6), ...
            15*10^(-6), d(j), dR(i), 0.9*10^(3), ...
            3.43*10^(3), 1.34*10^(3), 3.43*10^(3), ...
            415*10^(-6) + d(j) + dR(i), 10^(-6));
        y = h;
        metro = sqrt(sum(abs(y).^2));
        pathloss(i,j) = 1/(metro^2);
    end
end

p = 10*log10(pathloss);
plot(d,p);
title('Pathloss Primary Visual Cortex Model (theta_t ...
    = pi/20)');
legend('d_R = 1*10^-^6','d_R = 5*10^-^6','d_R = ...
    10*10^-^6','Location','NorthWest');
end
```

6.7 Παράρτημα Ζ′ - Προγραμματισμός Retinal Model σε MatLab

- Υπολογισμός αποστάσεων Ray Tracing:

```
function [de_1, da_1, de_2, da_2, de_3, da_3, de_4] = ...
    distances_Retinal_RT(nc, nt, dc, hc, wc, rc, wk, ...
    dE, dR, theta_t)

% nc: refractive indice of the cell
% nt: refractive indice of the tissue
% dc: the distance between cells
% theta_t: the angle of the incoming ray
% hc: height of fusiform cell
% wc: width of fusiform cell
% rc: the radius of the spherical cell
% wk: width of con or rod cell
% dE: distance from the source
% dR: distance from the receiver


% Ensure:
%
% de_n: ray distance outside the cell
% da_n: ray distance inside the cell

theta = asin((nt*sin(theta_t))/nc); %Snell Low

y_new = (2*(dE + rc)*cos(theta_t) + sqrt(4*((dE + ...
    rc)^2)*(sin(theta_t)^2) + 4*(rc^2)))/2;
h1 = y_new*sin(theta_t);
x1 = y_new*cos(theta_t) - dE;
x1_new = rc - x1;

theta_1 = asin(h1/rc);
theta_3 = theta_1 - theta;
theta_2 = theta_3 - theta;

h2 = rc*sin(theta_2);
x2 = rc + dc - sqrt(rc^2 - h2^2);

% Distances de_1, da_1
de_1 = h1/sin(theta_t);

da_1 = (x1_new + (rc + dc - x2))/cos(theta);


```

```
theta_i = asin((nc*sin(theta))/nt); %Snell Low

x2_new = x2 + wc;

y1 = x2/sin(theta_i);
y2 = h2 - y1;
z = pi/2 - 2*theta_i;
x3 = y2*tan(z) - x2;

m2 = tan(pi-theta_i);
A =[m2^2 + 1, 2*m2*(h2 + m2*x2_new), (h2 + ...
    m2*x2_new)^2 - rc^2];
B = [x3^2; x3; 1];
h3 = A * B;

x3_new = wc - x3;

% theta_i_2: The ray propagation angle in the cell
theta_i_1_new = atan(h3/abs(x3)) - theta_i;
theta_o_1 = asin((nt*sin(theta_i_1_new))/nc);
theta_i_2 = theta_i + theta_i_1_new + theta_o_1;

y3 = x3_new/cos(theta_i_2);
x4 = (100*(x3_new - y3*cos(theta_i_2)))/(100 - ...
    y3*cos(theta_i_2));

m3 = tan(-theta_i_2);
C =[m3^2 + 1, 2*m3*(h3 + m3*x3_new), (h3 + ...
    m3*x3_new)^2 - rc^2];
D = [x4^2; x4; 1];
h4 = C * D;

% Distances de_2, da_2
de_2 = (x2 + x3)/cos(theta_i);

da_2 = (wc - x3 - x4)/cos(theta_i_2);


theta_i_3 = asin((nc*sin(theta_i_2))/nt); %Snell Low
theta_i_4 = asin((nt*sin(theta_i_3))/nc); %Snell Low
theta_i_5 = asin((nc*sin(theta_i_4))/nt); %Snell Low

phi = atan((h4/(x4 + dc)) - tan(theta_i_3));
theta_x = theta_i_3 + phi;
psi = (h4*sin((pi/2) - theta_i_3))/sin(theta_x);

h5_1 = psi*sin(phi);
h5_2 = (psi*sin(2*phi))/sin((pi/2) - phi) - h5_1;

```

```
h5 = h5_1 + h5_2;
x5 = h5/tan(theta_i_4);

x6 = wk - x5;


% Distances de_3, da_3, de_4
de_3 = (x4 + dc)/cos(theta_i_3);

da_3 = x5/cos(theta_i_4);

de_4 = (x6 + dR)/cos(theta_i_5);

end
```

- Υπολογισμός Retinal Model:

```
function [h] = Retinal_Model(nc, nt, dc, hc, wc, rc, ...
    wk, dE, dR, ma_c, ms_c, ma_u, ms_u, d, IE)

% nc: refractive indice of the cell
% nt: refractive indice of the tissue
% dc: the distance between cells
% hc: height of fusiform cell
% wc: width of fusiform cell
% rc: the radius of the spherical cell
% wk: width of con or rod cell
% dE: distance from the source
% dR: distance from the receiver
% ma_c: cell absorption coefficient
% ms_c: cell reduced scattering coefficient
% ma_u: tissue absorption coefficient
% ms_u: tissue reduced scattering coefficient
% d: distance between the transmitter and the receiver
% IE: intensity which emitted by the light source


% Ensure:
%
% h: impulse response

n = zeros(1,200);
distances = zeros(1,7);
DPF = zeros(size(n));

DPF_a = (1/2)*sqrt((3*ms_c)/ma_c)*(1 - (1/(1 + ...
    d*sqrt(3*ma_c*ms_c))));
```

```
DPF_e = (1/2)*sqrt((3*ms_u)/ma_u)*(1 - (1/(1 + ...
    d*sqrt(3*ma_u*ms_u))));

for i = 1 : size(DPF,2)
    if(mod(i,2) == 1)
        DPF(i) = DPF_a;
    end

    if(mod(i,2) == 0)
        DPF(i) = DPF_e;
    end
end

% theta_t_min = 0;
% theta_t_max = pi;

theta_t = pi/50;

c1 = 0;
c2 = 1;

for i = 1 : size(theta_t,2)
    [distances(1) distances(2) distances(3) ...
        distances(4) distances(5) distances(6) ...
        distances(7)]  = distances_Retinal_RT(nc, nt, ...
        dc, hc, wc, rc, wk, dE, dR, theta_t(i));
    sum_da = 0;
    sum_de = 0;
    for j = 1 : 7
        if(mod(j,2) == 1)
            sum_da = distances(j) + sum_da;
        end

        if(mod(j,2) == 0)
            sum_de = distances(j) + sum_de;
        end
    end

    n(i + c1) = sum_da*DPF(i + c1);
    n(i + c2) = sum_de*DPF(i + c2);

    c1 = c1 + 1;
    c2 = c2 + 1;

end

% c = 3*(10^8);
%
% ua = c/nc;
```

```
% ue = c/nt;
%
% c1 = 0;
% c2 = 1;
%
% t = 0 : 5*10^(-14) : 15000*10^(-12); %ps
% delay = zeros(200, size(t,2));
% distances = zeros(1, 7);
% for i = 1 : size(theta_t,2)
%     [distances(1) distances(2) distances(3) ...
   distances(4) distances(5) distances(6) ...
   distances(7)]  = distances_Retinal_RT(nc, nt, dc, ...
   hc, wc, rc, wk, dE, dR, theta_t(i));
%     m_da = zeros(1,3);
%     m_de = zeros(1,4);
%     pos1 = 0;
%     pos2 = 0;
%     for j = 1 : 7
%         if(mod(j,2) == 1)
%             pos1 = pos1 + 1;
%             m_da(pos1) = distances(j);
%         end
%
%         if(mod(j,2) == 0)
%             pos2 = pos2 + 1;
%             m_de(pos2) = distances(j);
%         end
%     end
%
%     delay(i + c1,:) = △(t,(norm(m_da,1)/ua));
%     delay(i + c2,:) = △(t,(norm(m_de,1)/ue));
%
%     c1 = c1 + 1;
%     c2 = c2 + 1;
%
% end

h = IE*exp(n);


end
```

- Υπολογισμός Pathloss:

```
function [pathloss] = Retinal_pathloss_function(dE, dR)


```

```
d = 10^(-6) : 5*10^(-8) : dE;

for i = 1 : length(dR)
    for j = 1 : length(d)
        h = Retinal_Model(1.36, 1.35, 40*10^(-6), ...
            30*10^(-6), 30*10^(-6), 15*10^(-6), ...
            50*10^(-6), d(j), dR(i), 0.9*10^(3), ...
            3.43*10^(3), 1.34*10^(3), 3.43*10^(3), ...
            205*10^(-6) + d(j) + dR(i), 10^(-6));
        y = h;
        metro = sqrt(sum(abs(y).^2));
        pathloss(i,j) = 1/(metro^2);
    end
end


p = 10*log10(pathloss)
plot(d,p);
title('Pathloss Retinal Model (theta_t = pi/152)');
legend('d_R = 1*10^-^6','d_R = 5*10^-^6','d_R = ...
    10*10^-^6','Location','NorthWest');

end
```

Κεφάλαιο 7

Βιβλιογραφία

Οι βιβλιογραφικές αναφορές που χρησιμοποιήθηκαν παρατίθενται παρακάτω:

.

[1] Peter Ackland, Serge Resnikoff, Rupert Bourne. "World blindness and visual impairment: despite many successes, the problem is growing". In: *Community Eye Health Journal.* 30.100 (2017), pp. 71-73. PMID: 29483748.

[2] *Vision loss - neurological.* URL: https://www.betterhealth.vic.gov .au/health/conditionsandtreatments/vision-loss-neurological. accessed:12.02.2021.

[3] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessell. *Νευροεπιστήμη και Συμπεριφορά.* Σελίδες: 429-476. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης. ISBN: 978-960-524-075-2

[4] Sujoy Sarkar, Koushik Tripathy. *Cortical Blindness.* URL: https://www. ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560626/. accessed:12.02.2021.

[5] *Retinitis Pigmentosa.* URL: https://www.nei.nih.gov/learn-about-eye-health/eye-conditions-and-diseases/retinitis-pigmentosa?fbclid=IwAR0hPx8ab NuDyGrlK-HKhqbifmactEKzktC5vpS0Ue62LoGsuEkOS8pCcE . accessed:12.02.2021.

[6] J. Wyatt, J. Rizzo. "Ocular implants for the blind". In: *IEEE Spectrum.* 33.5 (1996), pp. 47-53. DOI: 10.1109/6.490056.

[7] Michel Gross, Rüdiger Buß, K. Kohler, J. Schaub, Dieter Jäger. "Optical signal and energy transmission for a retina implant". In: *Conference: BMES/EMBS Conference, 1999. Proceedings of the First Joint.* (1999), pp. 13-16. DOI: 10.1109/IEMBS.1999.802554.

[8] Jörg-UweMeyer. "Retina implant—a bioMEMS challenge". In: *Sensors and Actuators A: Physical.* Volumes 97-98 (2002), pp. 1-9. DOI: https://doi.org/10.1016/S0924-4247(01)00807-X.

[9] Helmut G. Sachs. "Retinal replacement—the development of microelectronic retinal prostheses—experience with subretinal implants and new aspects". In: *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology.*

Volume 242 (2004), pp. 717–723. DOI: https://doi.org/10.1007/s00417-004-0979-7.

[10] Michael Javaheri, David S Hahn, Rohit R Lakhanpal, James D Weiland, Mark S Humayun. "Retinal Prostheses for the Blind". In: *Annals Academy of Medicine.* 35.3 (2006), pp. 137-144.

[11] J.D. Weiland, M.S. Humayun. "Intraocular retinal prosthesis". In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine.* 25.5 (2006), pp. 60-66. DOI: 10.1109/MEMB.2006.1705748.

[12] Thomas Schanze, Lutz Hesse, Carsten Lau, Nina Greve, Werner Haberer, Sascha Kammer, Thomas Doerge, Andreas Rentzos, Thomas Stieglitz. "An Optically Powered Single-Channel Stimulation Implant as Test System for Chronic Biocompatibility and Biostability of Miniaturized Retinal Vision Prostheses". In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 54.6 (2007), pp. 983-992. DOI: 10.1109/TBME.2007.895866.

[13] K. J. Wu, C. Zhang, W. C. Huang, L. M. Li, Q. S. Ren. "Current research of C-Sight visual prosthesis for the blind". In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology.* (2010), pp. 5875-5878. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627521.

[14] Katarina Stingl, Karl Ulrich Bartz-Schmidt, Dorothea Besch, Angelika Braun, Anna Bruckmann, Florian Gekeler, Udo Greppmaier, Stephanie Hipp, Gernot Hörtdörfer, Christoph Kernstock, Assen Koitschev, Akos Kusnyerik, Helmut Sachs, Andreas Schatz, Krunoslav T. Stingl, Tobias Peters, Barbara Wilhelm and Eberhart Zrenner. "Artificial vision with wirelessly powered subretinal electronic implant alpha-IMS". In: *Proceedings of the Royal Society B.* (2013). DOI: https://doi.org/10.1098/rspb.2013.0077.

[15] James D. Weiland, Mark S. Humayun. "Retinal Prosthesis". In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 61.5 (2014), pp. 1412-1424. DOI: 10.1109/TBME.2014.2314733.

[16] Stefanus Wirdatmadja, Josep Miquel Jornet, Yevgeni Koucheryavy, Sasitharan Balasubramaniam. "Channel Impulse Analysis of Light Propagation for Point-to-Point Nano Communications Through Cortical Neurons". In: *IEEE Transactions on Communications.* 68.11 (2020), pp. 7111-7122. DOI: 10.1109/TCOMM.2020.3012477.

[17] Γαλιατσάτος Α. Αριστείδης.*Βασικές Αρχές Οδοντικής Αισθητικής Χρώμα και Χαρακτηριστικά.* Κεφάλαιο 5. Σ΄ΥΝΔΕΣΜΟΣ ΕΛΛΗΝΙΚΩΝ ΑΚΑΔΗΜΑΪΚΩΝ ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΩΝ - Συγγράματα Κάλλιπος. ISBN: 978-960-603-298-1

[18] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessell. *Νευροεπιστήμη και Συμπεριφορά.* Σελίδες: 429-447. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης. ISBN: 978-960-524-075-2

[19] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessell. *Νευρο-*

επιστήμη και Συμπεριφορά. Σελίδες: 449-476. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης. ISBN: 978-960-524-075-2

[20] Michael H. Ross, Wojciech Pawlina. *Ιστολογία.* Σελίδες: 834-856. Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας. ISBN: 978-960-372-194-9

[21] Michael H. Ross, Wojciech Pawlina. *Ιστολογία.* Σελίδες: 318-324. Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας. ISBN: 978-960-372-194-9