



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Τίτλος Διπλωματικής Εργασίας
Βασικές Αρχές OCT: Μελέτη Ανασκόπησης στην
Έρευνα και την Τεχνολογία

ΜΑΥΡΟΕΙΔΗ ΓΕΩΡΓΙΑ
Αριθμός Μητρώου: 48015062

Επιβλέπων Καθηγητής
Λιαπαρίνος Παναγιώτης, Αναπληρωτής Καθηγητής

Αθήνα 02/03/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Λιαπαρίνος Παναγιώτης

Αναπληρωτής καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Σκουρολιάκου Αικατερίνη

Αναπληρώτρια καθηγήτρια

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Γκλώτσος Δημήτριος

Αναπληρωτής καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα **Μαυροειδή Γεωργία** του Αναστασίου, με αριθμό μητρώου **48015062** φοιτήτρια του Τμήματος **Μηχανικών Βιοϊατρικής** της Σχολής **Μηχανικών** του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία
02/03/2022

Η Δηλούσα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η διπλωματική μου εργασία αφορά μια σύγχρονη απεικονιστική μέθοδο, υψηλής ανάλυσης, την οπτική τομογραφία συνοχής, (optical coherence tomography- OCT), που χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στον τομέα της οφθαλμολογίας, αναλύοντας τις μικροδομές του ιστού μη επεμβατικά. Η τεχνική χρησιμοποιεί οπτική ακτινοβολία και στηρίζεται στην μέτρηση της έντασης και της χρονικής διάρκειας καταγραφής του ανακλώμενου φωτός. Αποτέλεσμα είναι η δημιουργία εικόνων, εγκάρσιων ή τομογραφικών, της δομής του αμφιβληστροειδούς για τη διάγνωση και την παρακολούθηση των παθήσεων αυτού. Η εξέταση είναι δυνατό να εκτελεστεί σε ενήλικες ασθενείς ή παιδιά αφού πρόκειται για μια γρήγορη και ανώδυνη τεχνική.

Τα συστήματα οπτικής τομογραφίας συνοχής κατηγοριοποιούνται σε δύο βασικές κατηγορίες και αυτές είναι οι time domain OCT (TD-OCT) και fourier domain OCT (FD-OCT). Η FD-OCT μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο τρόπους, το spectral domain OCT (SD-OCT) και το swept source OCT (SS-OCT). Ακόμη η πιο σύγχρονη τεχνική OCT είναι αυτή της αγγειογραφίας βασισμένη στη συμβατική τεχνική με τη διαφορά ότι ανιχνεύει το σήμα που προκαλείται απ' τα ερυθρά αιμοσφαίρια απεικονίζοντας τη ροή του αίματος.

Στο κύριο μέρος της διπλωματικής, αρχικά, γίνεται λόγος για έξι συστήματα OCT που επιλέχθηκαν με τυχαίο τρόπο ώστε να αξιολογηθούν και να συγκριθούν συνολικά για τα βασικά τους χαρακτηριστικά.

Στη συνέχεια του κύριου μέρους, γίνεται αναλυτική ερευνητική μελέτη της βιβλιογραφίας πάνω σε συστήματα OCT συσχετίζοντας τον αριθμό των δημοσιευμένων άρθρων χρονολογικά, ανά επιστημονικό πεδίο και τέλος και ανά πηγή δημοσίευσης.

Τέλος, περιλαμβάνεται μια λίστα τεχνικών προδιαγραφών για νοσοκομειακή εγκατάσταση. Πρόκειται δηλαδή για τεχνικές απαιτήσεις που καθορίζουν τα ελάχιστα απαιτούμενα χαρακτηριστικά ώστε να προσδιοριστεί ένα σύστημα ή μηχανήμα με σκοπό να καλύπτει τις ανάγκες του εκάστοτε φορέα.

Λέξεις Κλειδιά: Οπτική Τομογραφία Συνοχής (OCT), Time Domain OCT, Fourier Domain OCT, OCT Αγγειογραφία (OCTA), Τεχνικές προδιαγραφές

ABSTRACT

The present thesis concerns a modern imaging method of high resolution, which is called optical coherence tomography (OCT), and is particularly used in the field of ophthalmology, analyzing the microstructures of tissue non-invasively. The technique uses light beams and it is based on the measurements of the intensity and time duration of the reflected light. The result is the creation of images, transverse or tomographic, of the structure of the retina for the diagnosis and monitoring of possible diseases. The examination can be performed in adult patients or children since it's a quick and painless technique.

Optical coherence tomography systems are categorized into two main categories, and these are time domain OCT (TD-OCT) and fourier domain OCT (FD-OCT). FD-OCT can be carried out in two ways, spectral domain OCT (SD-OCT) and swept source OCT (SS-OCT). The most contemporary OCT technique is angiography based on the conventional technique with the difference that it detects the signal caused by red cells in blood flow.

Initially, six OCT systems are presented evaluated and finally compared within the framework of their basic characteristics.

Then, analytical investigation of bibliography is carried out presenting the number of articles by the year of publication, subject area and published source

Finally, a list of technical specifications for a hospital facility is included. In other words, these are technical requirements that define the minimum characteristics required to identify a system or machine in order to meet the needs of each institution.

Keywords: Optical Coherence Tomography (OCT), Time Domain OCT, Fourier Domain OCT, OCT Angiography (OCTA), Technical Specifications

Ευχαριστίες:

Η εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας σηματοδοτεί την ολοκλήρωση των σπουδών μου στη Σχολή Μηχανικών, στο τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής.

Ήταν ένας κύκλος ιδιαίτερα δύσκολος και απαιτητικός που όμως ενίσχυσε τις γνώσεις μου και την προσωπικότητα μου και δημιούργησε μια νέα επαγγελματική ταυτότητα.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον **επιβλέποντα καθηγητή μου** κο Λιαπαρίνο Παναγιώτη, για την υπομονή, την ενθάρρυνση και τη συνεχή υποστήριξή του τόσο γενικά όσο και ειδικά στην εκπόνηση της εργασίας μου.

Στη συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω την **οικογένειά μου**, το μπαμπά, τη μαμά και την αδερφή μου που ήταν πάντα δίπλα μου οικονομικά, ηθικά και συναισθηματικά και συνετέλεσαν ουσιαστικά στην προσπάθειά μου να τα καταφέρω.

Τέλος, ευχαριστώ **τους φίλους μου**, παλιούς και νέους, για τις όμορφες αναμνήσεις που δημιουργήσαμε αυτά τα χρόνια.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	4
ABSTRACT.....	5
Ευχαριστίες:.....	6
1.Εισαγωγή.....	8
1.1 Ορισμός OCT.....	9
1.2 Βασικές Αρχές Λειτουργίας.....	9
1.2.1 Δομή Συστήματος	11
1.2.2 Τεχνικά Χαρακτηριστικά	11
2. Βασικές Κατηγορίες OCT.....	13
2.1 Time Domain OCT (TD-OCT).....	13
2.2 Fourier Domain OCT (FD-OCT).....	14
2.2.1 Swept Source OCT (SS-OCT) & Spectral Domain OCT (SD-OCT)	17
2.3 OCT Angiography (OCTA).....	18
3. Εφαρμογές Οπτικής Τομογραφίας Συνοχής (OCT).....	20
3.1 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Εξέταση.....	21
3.2 Προνόμια Εξέτασης.....	22
4.Συγκριτική Μελέτη Συστημάτων OCT.....	23
5.Ποσοτική Ανάλυση OCT με Βάση τη Βιβλιογραφία.....	30
6.Απαιτούμενες Τεχνικές Προδιαγραφές για Νοσοκομειακή Εγκατάσταση.....	48
Συμπεράσματα.....	51
Αναφορές.....	52

Κεφάλαιο 1

1.Εισαγωγή

Τις τελευταίες δεκαετίες υπήρξε ραγδαία εξέλιξη σε καινούριες απεικονιστικές μεθόδους στους τομείς της ιατρικής, που βελτίωσαν τη διάγνωση αλλά και την κλινική διαχείριση πολλών ασθενειών με ταυτόχρονη ουσιαστική κατανόηση της παθογένειας αυτών παρέχοντας τη δυνατότητα καινούριων καινοτόμων θεραπειών για έγκαιρη παρέμβαση (Popescu, et al., 2011). Η τρισδιάστατη απεικόνιση στην ιατρική όπως η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI), η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI), η απεικόνιση με τη χρήση ραδιοϊσοτόπων (PET και SPECT), ο υπέρηχος και η οπτική τομογραφία συνοχής (OCT) είναι μερικές απ' αυτές τις μεθόδους.

Η οπτική τομογραφία συνοχής παρουσιάστηκε για πρώτη φορά τη δεκαετία του 1990, συγκεκριμένα το 1991 από τον Fujimoto και τους συνεργάτες του σύμφωνα με τους Huang, Swanson, & Lin, (1991) στο Massachusetts Institute of Technology (MIT) και εισήχθη στην αγορά μόνο 5 χρόνια αργότερα το 1996. Ωστόσο παρά την τεχνολογική εξέλιξη που προσέφερε και την καινοτομία του, τα πρώτα χρόνια μέχρι το 1999 είχαν πουληθεί περίπου 180 συστήματα (Fujimoto & Swanson, 2016). Έτσι, χαρακτηρίζεται σαν μια τεχνική υψηλής ανάλυσης των μικροδομών του ιστού χωρίς οποιαδήποτε παρέμβαση, θέτοντάς την ανάμεσα στην οπτική μικροσκοπία και το υπερηχογράφημα (Popescu, et al., 2011). Με τη συνεχή εξέλιξη της τεχνολογίας η οπτική τομογραφία συνοχής μεταφέρθηκε απ' το ερευνητικό πεδίο στις κλινικές εφαρμογές με αποτέλεσμα να γίνει ένα πολύτιμο εργαλείο για πολλούς τομείς της ιατρικής και των επιστημών υγείας.



Εικόνα 1.1 – Οπτική Τομογραφία Συνοχής (OCT)

Πηγή: [optical coherence tomography - Bing](#)

1.1 Ορισμός OCT

Η οπτική τομογραφία συνοχής (OCT) είναι μια οπτική απεικονιστική μέθοδος, μη επεμβατική που επιτρέπει τη λήψη τομών με βάση τις οπτικές ιδιότητες. Είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί υπέρυθρα κύματα φωτός σύμφωνα με τους Katkar et al (2018) και συγκεκριμένα μια μονοχρωματική δέσμη η οποία ανακλά στην εσωτερική μικροδομή των ιστών, λαμβάνοντας μετρήσεις με βάση τις παρεμβολές του φωτός (Popescu, et al., 2011). Η μέτρηση γίνεται με βάση τη χρονοκαθυστέρηση της ηχούς και της έντασης του επανασκεδασμού ή επαναντικατοπτρισμού του φωτός. Η απόκτηση των εικόνων, εγκάρσιων ή τομογραφικών γίνεται σε πραγματικό χρόνο (real-time), με εξαιρετική ανάλυση (<10 μm) (Hsieh, Ho, & Lee, 2013). Εφόσον η OCT είναι μη επεμβατική παρέχει εικόνες χωρίς να επηρεάζεται ο ιστός που απεικονίζεται (οπτική βιοψία). Χρησιμοποιείται κυρίως στην οφθαλμολογία για την απεικόνιση της δομής του αμφιβληστροειδούς σαν κύρια μέθοδος διάγνωσης και παρακολούθησης πολλών παθήσεων αυτού, καθώς και για περαιτέρω έρευνα στον παθογενετικό τους μηχανισμό.

1.2 Βασικές Αρχές Λειτουργίας

Το φως προσπίπτοντας σε έναν ιστό μπορεί να υποστεί ανάκλαση, μετάδοση, απορρόφηση ή διάχυση. Η δέσμη φωτός που πέφτει πάνω σε έναν ιστό, μπορεί εύκολα να τον διαπεράσει και το μέρος αυτής που απορροφάται ουσιαστικά αφαιρείται. Απορρόφηση έχουμε σε ιστούς με χρωστική όπως αιμοσφαιρίνη ή μελανίνη με φάσμα απορρόφησης κοντά στην ενέργεια του φωτός που προσπίπτει. Διάχυση έχουμε όταν υπάρχουν ετερογενή υλικά εξαιτίας των διαφορετικών δεικτών διάθλασης του υπό εξέταση ιστού (πυρήνες, κυτταρικές μεμβράνες, νευρικές ίνες) (Αποστολίδη, 2014).

Στην οπτική τομογραφία όταν μια ακτίνα προσπίπτει στον εξεταζόμενο ιστό, καθώς τον διασχίζει, μειώνεται η έντασή της εξαιτίας της διάχυσης και της απορρόφησης. Εν συνεχεία, θα ανακλαστεί από τα διάφορα βάθη του ιστού και εν τέλει στην επιστροφή της στο μέσο ανίχνευσης του συστήματος, θα χάσει και πάλι ένα ακόμη μέρος της έντασης (Αποστολίδη, 2014).

Η οπτική τομογραφία συνοχής συχνά συγκρίνεται με τον υπέρηχο λόγω των παρόμοιων αρχών λειτουργίας αφού και οι δύο τεχνικές κατευθύνουν κύματα στον εξεταζόμενο ιστό τα οποία αντηχούν από τη δομή του (Bille, 2019). Η ανάκλαση αυτή αναλύεται και μετράται η χρονική καθυστέρηση. Με την ανάλυση της καθυστέρησης μπορεί να γίνει αντιληπτό το βάθος στο οποίο γίνεται η ανάκλαση. Η OCT χρησιμοποιεί σχεδόν υπέρυθρο φως καθιστώντας την πιο γρήγορη απ' τον υπέρηχο. Η βασική αρχή λειτουργίας του OCT είναι αυτή της συμβολομετρίας (interferometry). Χρησιμοποιείται δηλαδή ένα συμβολόμετρο (interferometer) που κατευθύνει το φως κατά ένα μέρος στον εξεταζόμενο ιστό, και ένα άλλο κατευθύνεται στον βραχίονα αναφοράς που έχει συγκεκριμένο μήκος. Το συμβολόμετρο χωρίζει το φως που προέρχεται από μια πηγή, σε δύο διαδρομές ξεχωριστές, η μια ακολουθεί μια συγκεκριμένη διαδρομή αναφοράς και καταλήγει σ' έναν ανιχνευτή ενώ η δεύτερη προσπίπτει στον εξεταζόμενο ιστό και στη συνέχεια επανασυνδυάζει το φως που επιστρέφει και από τις δύο διαδρομές από την αντίθετη κατεύθυνση. Και στις δύο περιπτώσεις το φως όταν εξέρχεται διαμορφώνεται από φακούς ή κάτοπτρα για τον έλεγχο συγκεκριμένων

παραμέτρων της δέσμης όπως το σχήμα, το βάθος εστίασης και η κατανομή έντασης του φωτός. Έτσι μπορούν να παρατηρηθούν διάφορες παρεμβολές, με τις κορυφές των δύο κυμάτων όταν συναντιούνται να αθροίζονται και να ενισχύονται, ενώ όταν οι κορυφές συναντήσουν τις κοιλάδες ενός άλλου πανομοιότυπου κύματος ακυρώνονται, με τη σχετική ένταση του φωτός να μετράται σαν ηλεκτρικό σήμα (Podoleanu, Optical coherence tomography, 2005).

Το σήμα αυτό είναι η διαφορά ανάμεσα στις δύο οπτικές διαδρομές και σύμφωνα με τη θεωρία της συμβολομετρίας υπολογίζεται ως εξής :

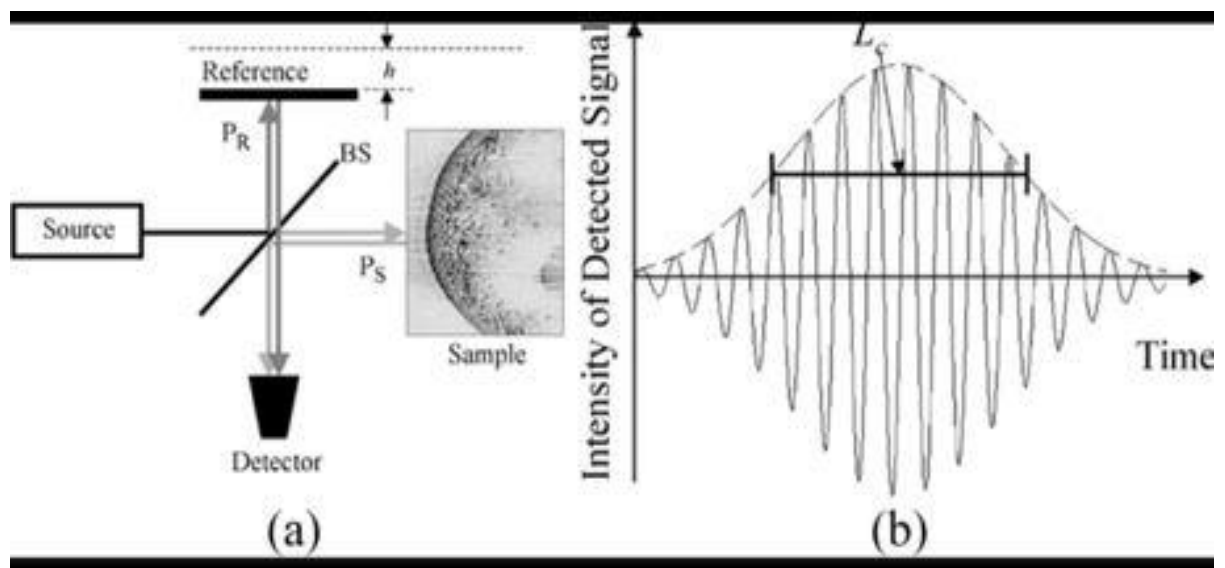
$$I_{ph} = \alpha * \frac{P_0}{2} \left[O + R + 2\sqrt{OR}\pi \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} * d\right) \right] \quad (1)$$

όπου α : η ευαισθησία του φωτοανιχνευτή, O : η ανακλαστικότητα του στόχου, R : η ανακλαστικότητα του κατόπτρου αναφοράς, λ : το μήκος κύματος της οπτικής ίνας, P_0 : η ισχύς του αντικειμένου.

Το σήμα που καταγράφεται απ' τον ανιχνευτή ονομάζεται βάθος σάρωσης ή A-scan. Μόλις πραγματοποιηθεί η πρώτη μέτρηση τότε η οπτική δέσμη μετακινείται εγκάρσια, εκτελώντας διαδοχικές γρήγορες μετρήσεις, λαμβάνοντας έτσι ακριβώς τη σχετική θέση των ιστών που είναι υπό εξέταση. Το σύνολο των διαδοχικών σαρώσεων σε βάθος, των A-scan, διαμορφώνει την εικόνα OCT ή αλλιώς B-scan (Popescu, et al., 2011). Το μέγιστο βάθος σάρωσης που μπορεί να διερευνηθεί απ' το OCT εξαρτάται από τον ίδιο τον ιστό.

Οι εικόνες που λαμβάνονται μπορούν να αποδοθούν σε τόνους του γκρι. Στους τόνους του γκρι, το λευκό αντιστοιχεί στο ισχυρότερο και το μαύρο στο ασθενέστερο σήμα που προέρχεται από τους ιστούς. Οι οπτικές ιδιότητες των ιστών προκαλούν την απεικόνιση αυτών με διαφορετικά χρώματα (Αποστολίδη, 2014).

Υπάρχουν αρκετές διατάξεις συμβολομετρίας που χρησιμοποιούνται με την πιο κοινή στην οπτική τομογραφία να είναι η διάταξη Michelson όπως φαίνεται στις παρακάτω εικόνες και περιγράφηκε παραπάνω (Popescu, et al., 2011).



Εικόνα 1.2 – Σύστημα συμβολομετρίας Michelson για χρήση στο OCT

Πηγή: [OCT \(slideshare.net\)](http://OCT(slideshare.net))

1.2.1 Δομή Συστήματος

Ένα σύστημα οπτικής τομογραφίας συνοχής όπως περιγράφηκε παραπάνω και θα περιγραφεί στη συνέχεια εκτενέστερα στις βασικές κατηγορίες του αποτελείται από τα εξής **μηχανικά μέρη**(δίνονται οι ορισμοί τους):

- **Συμβολόμετρο** : Πρόκειται για ένα όργανο που λειτουργεί με βάση τη συμβολή των κυμάτων ενισχύοντας ή καταστρέφοντας δύο ή περισσότερες πηγές φωτός και δημιουργώντας ένας μοτίβο παρεμβολής
- **Φωτοανιχνευτής** : Ένας αισθητήρας που μπορεί να παράξει ένα ηλεκτρικό σήμα από το φως που προσπίπτει πάνω στη συσκευή και το οποίο στη συνέχεια θα μπορεί να ερμηνευτεί
- **Φωτοανιχνευτής CCD** : Προηγμένος φωτοανιχνευτής με καταγραφική δυνατότητα
- **Κάτοπτρο** : Είναι ένα αντικείμενο επίπεδο, που έχει τη δυνατότητα οι ακτίνες φωτός που προσπίπτουν πάνω του να ανακλώνται και να δημιουργείται με αυτόν τον τρόπο το είδωλο του περιβάλλοντα χώρου
- **Φωτοδίοδος** : Είναι μια διάταξη που μετατρέπει το φως σε ρεύμα (διάταξη ημιαγωγών) και μπορεί να περιέχει οπτικά φίλτρα ή και ενσωματωμένους φακούς
- **Beam splitter** : Μια οπτική συσκευή που έχει τη δυνατότητα να χωρίζει μια οπτική δέσμη στα δύο
- **Φασματόμετρο** : Είναι ένα όργανο που μπορεί με μεγάλη ακρίβεια να μετρήσει τη σύνθεση του φωτός ερευνώντας πολλά οπτικά ζητήματα

1.2.2 Τεχνικά Χαρακτηριστικά

1. Η OCT χρησιμοποιεί μήκος κύματος εντός των ορίων 600nm– 2000nm. Σ' αυτά τα μήκη κύματος τα κύρια χαρακτηριστικά του ιστού όπως το νερό και οι χρωστικές ουσίες παρουσιάζουν χαμηλή απορρόφηση (Lim & Sotter, 1993).

2. Η ουσιαστική εξέλιξη που προσφέρει η OCT είναι η ανάλυση υψηλού βάθους. Όσο πιο ευρύ είναι το φάσμα, τόσο μικρότερο το μήκος διαδρομής και συνεπώς τόσο καλύτερη η ανάλυση βάθους.

3. Για να πραγματοποιηθεί το φαινόμενο της παρεμβολής απαιτούνται συγκεκριμένες συνθήκες μεταξύ των κυμάτων ώστε να μη χάνεται πληροφορία κατά μήκος της διαδρομής. Μόνο μεμονωμένα σκεδαζόμενα φωτόνια μπορούν να συμβάλλουν. Το μέγιστο βάθος σάρωσης είναι αυτό απ' το οποίο τα μεμονωμένα σκεδαζόμενα φωτόνια προέρχονται. (στο δέρμα σύμφωνα με τον Podoleanu (2005), το βάθος αυτό είναι 1,5 mm για μήκος κύματος

περίπου στα 800nm και 2mm για μήκος κύματος 1300nm λόγω χαμηλότερης σκέδασης στα μεγαλύτερα μήκη κύματος)

4. Η ανίχνευση φωτός στην έξοδο του συμβολόμετρου περιλαμβάνει πολλαπλασιασμό των δύο κυμάτων για ενίσχυση των αδύναμων σημάτων.

5. Η OCT έχει θέσει τις βάσεις της στην ομοεστιακή μικροσκοπία, γ' αυτό και η εγκάρσια ανάλυση καθορίζεται απ' το φαινόμενο της περίθλασης όπου το φως εκτρέπεται από την ευθεία πορεία του.

Κεφάλαιο 2

2. Βασικές Κατηγορίες OCT

Υπάρχουν δύο βασικές κατηγορίες συστημάτων OCT για σάρωση και ανίχνευση με βάση τα χαρακτηριστικά που περιεγράφηκαν παραπάνω και αυτές είναι οι εξής : Time Domain optical coherence tomography (TD-OCT) και Fourier Domain optical coherence tomography (FD-OCT). Επίσης η τεχνολογία FD-OCT μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο τρόπους : Spectral Domain OCT (SD-OCT) και Swept Source OCT (SS-OCT). Τόσο το σύστημα TD-OCT όσο και το FD-OCT έχουν τη δυνατότητα παροχής διατομικών εικόνων του ιστού υψηλής ανάλυσης.

2.1 Time Domain OCT (TD-OCT)

Τα χαρακτηριστικά ενός ιστού στην απεικόνιση λειτουργούν ως φυσική μέθοδος αντίθεσης. Η εικόνα δημιουργείται μέσω του φωτός που διασκορπίζεται και των διαδοχικών λήψεων του ιστού τμηματικά. Όσο το βάθος διείσδυσης αυξάνεται τόσο η ένταση του φωτός μειώνεται. Συνεπώς το σύστημα απεικόνισης θα πρέπει να έχει υψηλή ευαισθησία (Rudolph & Kempre, 1997). Με την τεχνική της συμβολομετρίας χαμηλής συνοχής LCI, low coherence interferometry , μπορεί να μετρηθεί το φως που ανακλάται από ένα σημείο σε μια στιγμή. Σε συνδυασμό με την τεχνική σάρωσης της δέσμης (beam scanning technique) δημιουργήθηκε η οπτική τομογραφία συνοχής time domain ((Huang, Swanson, & Lin, 1991), (Tearney, et al., 1997)).

Η τεχνολογία time domain TD-OCT, είναι μια τεχνική που χρησιμοποιεί μια οπτική πηγή χαμηλής συνοχής αναφορικά με την καθυστέρηση σάρωσης. Οι περισσότερες από τις βασικές αρχές και τις παραμέτρους της time-domain τεχνικής παρουσιάστηκαν παραπάνω στις βασικές αρχές λειτουργίας. Η πηγή φωτός που είναι συνήθως μια φωτοδίοδος χαμηλής συνοχής (low coherence SLD) ή ένα ρυθμιζόμενο laser (pulsed laser) χωρίζεται σε δύο μέρη από ένα σύστημα διάσπασης ακτίνας (optical beam-splitter) (Popescu, et al., 2011). Η διαδρομή που διασχίζεται από το σύστημα διάσπασης (splitter) προς το αντικείμενο και πάλι πίσω χαρακτηρίζεται ως μήκος διαδρομής του αντικειμένου. Η διαδρομή που διασχίζεται από το σύστημα διάσπασης (splitter) στο κάτοπτρο αναφοράς και πάλι πίσω χαρακτηρίζεται ως μήκος διαδρομής αναφοράς (Podoleanu, Optical coherence tomography, 2012).

Το φως από το ένα μέρος λοιπόν ανακλάται απ' το κάτοπτρο το οποίο κινείται ελεγχόμενα επιτρέποντας στο φως να διανύσει μια συγκεκριμένη διαδρομή με γνωστό μήκος και ουσιαστικά μετράται η χρονική καθυστέρηση.

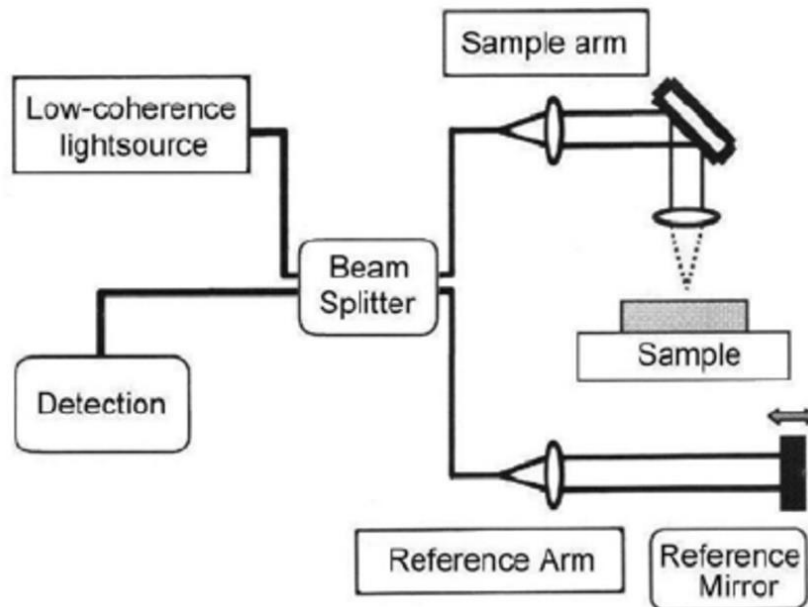
Το φως από τη δεύτερη διαδρομή κατευθύνεται στο δείγμα και ανακλάται από την εσωτερική του δομή παράγοντας μοτίβα παρεμβολής μαζί με το φως αναφοράς (που διένυσαν ίση οπτική διαδρομή) παρέχοντας έτσι πληροφορίες για το βάθος και τις θέσεις διαφόρων δομών εντός του δείγματος. Η διαφορά της οπτικής διαδρομής, *optical path difference* , *OPD*, στο συμβολόμετρο (interferometry) υπολογίζεται ως εξής :

$$\text{OPD} = | \text{μήκος διαδρομής αντικειμένου} - \text{μήκος διαδρομής αναφοράς} |$$
$$= | \text{optical path length} - \text{reference path length} |$$

Για κάθε σημείο του ιστού το κάτοπτρο αναφοράς σαρώνεται σε βάθος και η ένταση του φωτός καταγράφεται στον φωτοανιχνευτή (photodetector). Έτσι διαμορφώνεται το "προφίλ" του ιστού με βάση την ανακλαστικότητα του και έτσι παράγεται η σάρωση πλάτους (A-scan, amplitude scan).

Για να δημιουργηθεί η εικόνα ο ιστός σαρώνεται πλευρικά και παρέχεται η σάρωση φωτεινότητας (B-scan, brightness scan).

Η TD-OCT ήταν η πρώτη τεχνολογία OCT που αναπτύχθηκε και σε αυτήν στηρίχτηκαν τα πρώτα συστήματα οπτικής τομογραφίας.



Εικόνα 2.1 - Σύστημα TD-OCT

Πηγή: [TIME DOMAIN OCT - Bing images](#)

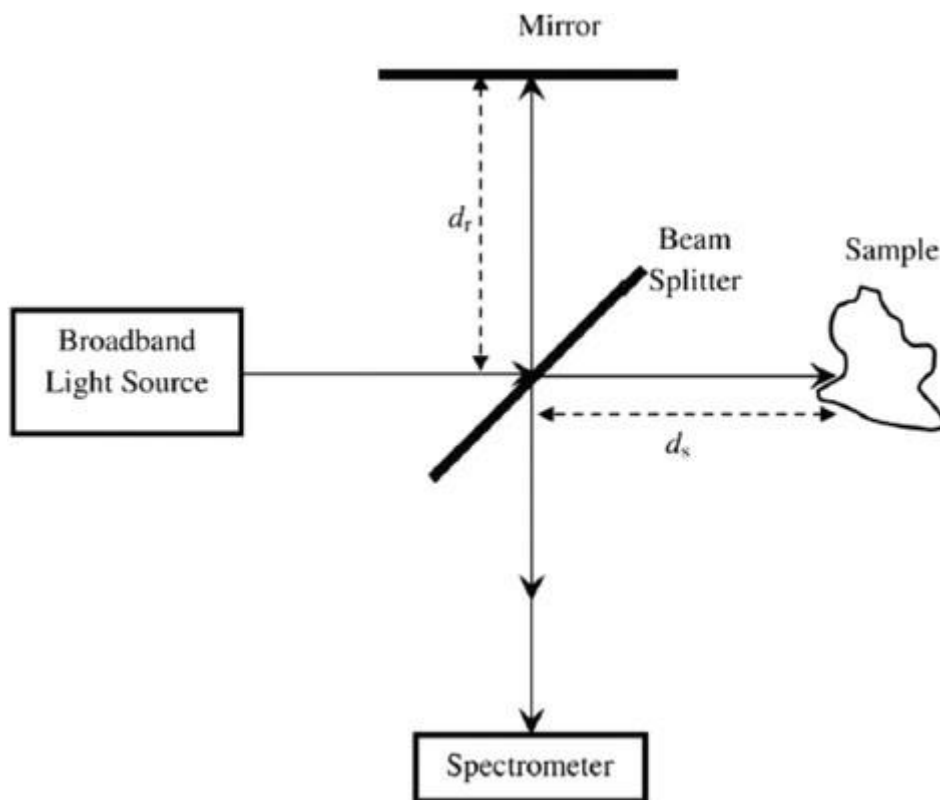
2.2 Fourier Domain OCT (FD-OCT)

Η επόμενη μεγάλη ανακάλυψη στην τεχνολογία της οπτικής τομογραφίας ήταν το σύστημα FD-OCT (Fourier Domain). Σε αντίθεση με τις μετρήσεις με TD-OCT όπου το φως που ανακλά ανιχνεύεται από την πλήρη κίνηση του κατόπτρου αναφοράς σε όλο το μήκος, με το FD-OCT σύστημα το φως που ανακλά ανιχνεύεται ταυτόχρονα απ' όλα τα αξονικά βάθη (Fercher, Hitzenger, Kamp, & Elzaiat, 1995), (Hausler & Lindner, 1998).

Η βασική διαφορά στις δύο τεχνολογίες TD-OCT και FD-OCT, είναι ότι ο βραχίονας αναφοράς στο FD-OCT έχει ένα στατικό κάτοπτρο σε αντίθεση με το TD-OCT που είναι

κινούμενο. Η τεχνική του σταθερού κατόπτρου καθιστά τα συστήματα αυτής της τεχνολογίας ικανά για υψηλότερες ταχύτητες απόκτησης δεδομένων. Το εισερχόμενο φως που ανιχνεύεται είναι μια συνάρτηση του μήκους κύματος της πηγής (ή του αριθμού των κυμάτων) μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή.

Ο μετασχηματισμός Fourier χρησιμοποιείται για την ανάλυση του σήματος που λαμβάνεται, δηλαδή του σήματος που επιστρέφει αυτή τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή σύμφωνα με τους Yaqoob et al (2005) με τα δεδομένα που λαμβάνονται από τον αριθμό κυμάτων μετασχηματίζονται σε A-scan. Η ταχύτητα απόκτησης των δεδομένων αυτών είναι 45-100 φορές μεγαλύτερη σε σχέση με το σύστημα TD-OCT με αποτέλεσμα να υπάρχει η δυνατότητα λήψης 18.000-40.000 A-scans/sec αφού τα δεδομένα λαμβάνονται ταυτόχρονα (Lainis, et al., 2021). Χρησιμοποιείται επίσης το σύστημα συμβολομετρίας Michelson με τη διαφορά ότι αντί για έναν ανιχνευτή, το σύστημα FD-OCT διαθέτει ένα φασματόμετρο.



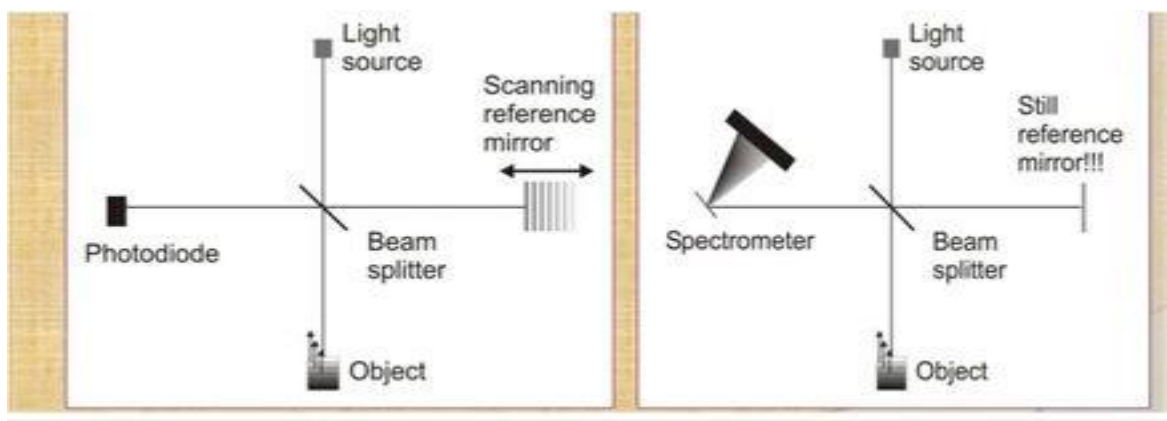
Εικόνα 2.2 - Σύστημα FD-OCT

Πηγή: [FD-OCT system based on a Michelson interferometer | Download Scientific Diagram \(researchgate.net\)](#)

Με βάση τις βασικές πληροφορίες που αναπτύχθηκαν σχετικά με τα συστήματα ξεχωριστά, παρακάτω δίνεται ένας συγκριτικός πίνακας για σύνοψη και κατανόηση των τεχνικών τους χαρακτηριστικών.

Πίνακας 2.1 - Σύγκριση συστημάτων TD-OCT & FD-OCT

<u>TIME DOMAIN OCT (TD-OCT)</u>	<u>FOURIER DOMAIN OCT (FD-OCT)</u>
ΜΙΑ ΣΑΡΩΣΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΕΙΤΑΙ ΔΙΑΔΟΧΙΚΑ ΓΙΑ ΕΝΑ PIXEL ΤΗ ΦΟΡΑ	Ολόκληρη η σάρωση δημιουργείται ταυτόχρονα με βάση το μετασχηματισμό Fourier και την ανάλυση του φασματόμετρου
ΚΙΝΟΥΜΕΝΟ ΚΑΤΟΠΤΡΟ ΑΝΑΦΟΡΑΣ	Στατικό κάτοπτρο αναφοράς
ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ	Χρήση φασματόμετρου
ΠΙΟ ΑΡΓΗ ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΜΑΤΙΟΥ ΕΞΑΙΤΙΑΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΣΑΡΩΣΗΣ	Γρηγορότερη τεχνική της κίνησης του ματιού
ΧΑΜΗΛΟ SNR, SIGNAL TO NOISE RATIO – ΛΟΓΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΘΟΡΥΒΟ, ΕΞΑΙΤΙΑΣ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΑΝΑΚΛΩΜΕΝΟΥ ΦΩΤΟΣ ΑΠΟ ΕΝΑ ΣΗΜΕΙΟ	Υψηλό SNR, signal to noise ratio – λόγος σήματος προς θόρυβο, εξαιτίας του αριθμού των αξονικών μετρήσεων
ΧΑΜΗΛΗ ΕΥΑΙΣΘΗΣΙΑ ΛΟΓΩ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΦΩΤΟΣ ΑΠΟ ΕΝΑ ΣΗΜΕΙΟ	Υψηλή ευαισθησία λόγω ανίχνευσης φωτός από όλα τα σημεία βάθους ταυτόχρονα (αύξηση ευαισθησίας περίπου 30dB συγκριτικά)



Εικόνα 2.3 - Συγκριτικά Συστήματα TD-OCT/FD-OCT

Πηγή: [OCT \(slideshare.net\)](http://OCT(slideshare.net))

2.2.1 Swept Source OCT (SS-OCT) & Spectral Domain OCT (SD-OCT)

Και τα δύο συστήματα SS-OCT και SD-OCT χρησιμοποιούν την τεχνολογία FD-OCT. Η διαφορά τους έγκειται στην τεχνολογία τους, που το σύστημα SD-OCT χρησιμοποιεί για τη μέτρηση του μοτίβου παρεμβολής ένα φασματόμετρο (spectrometer) και μια κάμερα υψηλής ανάλυσης που σαρώνει κατά γραμμές, ενώ το σύστημα SS-OCT χρησιμοποιεί μια πηγή φωτός που σαρώνει τη συχνότητα (frequency-swept light source) και έναν φωτοανιχνευτή (photodetector) (Laíns, et al., 2021).

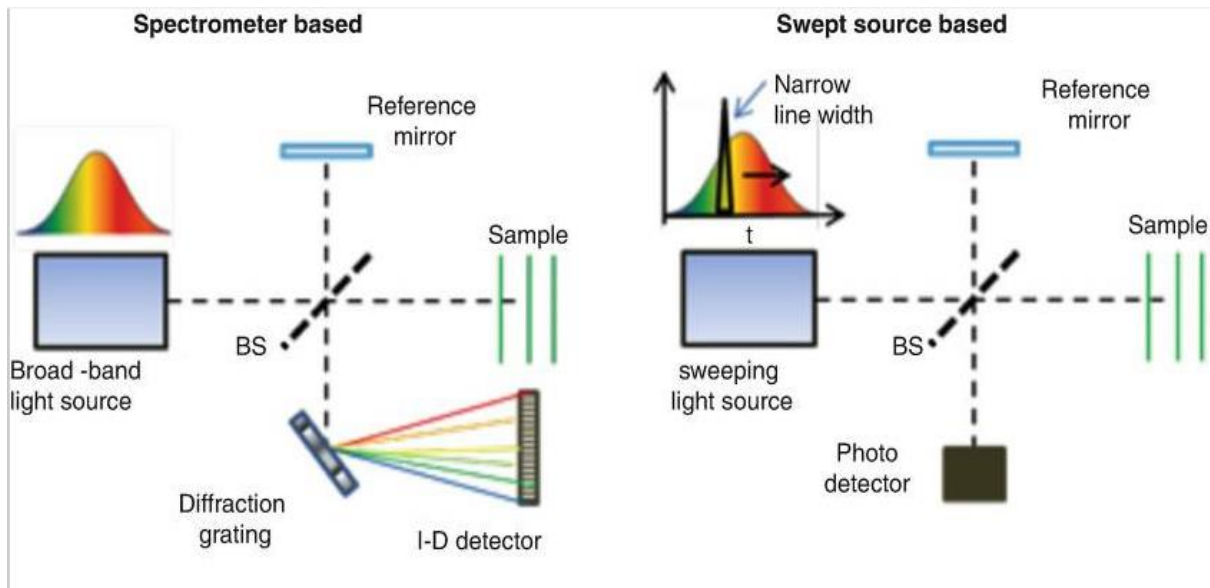
SD-OCT

Η τεχνολογία SD-OCT βασίζεται και αυτή στο σύστημα συμβολομετρίας Michelson (Michelson type interferometer) με το κάτοπτρο αναφοράς να είναι στατικό. Η διαφορά τους βασίζεται στον τρόπο λήψης του σήματος, αφού αντί να χρησιμοποιηθεί ένας ανιχνευτής για το σήμα που επιστρέφει και σχηματίζει ένα μοτίβο παρεμβολής από το κάτοπτρο και τον ιστό, το φάσμα τους απλώνεται και διασκορπίζεται και ύστερα ανιχνεύεται από μια κάμερα CCD (charged coupled device) (Popescu, et al., 2011). Στη συνέχεια αναλύονται τα στοιχεία που έχει καταγράψει η κάμερα με το μετασχηματισμό Fourier δημιουργώντας έτσι την A-scan (συνάρτηση βάθους και ανακλαστικότητας) (Fercher, Hitzenberger, Kamp, & Elzaiat, 1995), (Hausler & Lindner, 1998).

SS-OCT

Σε αντίθεση με την τεχνολογία SD-OCT, που το μοτίβο παρεμβολής πριν την ανίχνευση έχει διασκορπιστεί, τα συστήματα SS-OCT διαθέτουν μια πηγή ευρείας ζώνης (broadband source) η οποία σαρώνει ελεγχόμενα ένα λέιζερ κατά μήκος του διαθέσιμου εύρους ζώνης της πηγής. Όμοια και σε αυτό το σύστημα χρησιμοποιείται ένα σταθερό κάτοπτρο από το οποίο ανακλάται η δέσμη αναφοράς σχηματίζοντας ένα μοτίβο παρεμβολής που ανιχνεύεται εν συνεχεία από έναν ανιχνευτή (dual balanced photo detector) μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Με αυτό τον τρόπο (point detection) αυξάνεται ο λόγος σήματος προς θόρυβο, συγκριτικά με τα συστήματα SD-OCT. Η A-scan λήψη λαμβάνεται με το μετασχηματισμό Fourier για το σήμα που έχει ανιχνευθεί με το πέρασμα του λέιζερ για όλες τις διαθέσιμες περιοχές (Laíns, και συν., 2021), (Popescu, et al., 2011).

Συγκριτικά τα συστήματα SS-OCT έχουν μεγαλύτερα μήκη κύματος (1040 έως 1060 nm) σε σχέση με τα SD-OCT (περίπου 840nm) αυξάνοντας έτσι το βάθος ανάκλασης, με ταυτόχρονη μείωση της εξασθένισης του ανακλώμενου φωτός. Έτσι, έχουμε υψηλότερη ταχύτητα σάρωσης (σχεδόν διπλάσια), άρα και ταχύτερη λήψη, με πιθανή μείωση των ψευδενδείξεων που δημιουργούνται σε μια εικόνα (imaging artifacts) (Jia, et al., 2014).



Εικόνα 2.4 - Συγκριτικά Συστήματα SD-OCT/SS-OCT

Πηγή: (Bille, 2019)

2.3 OCT Angiography (OCTA)

Η OCT αγγειογραφία έχει εξελιχθεί και αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια και έχει ιδιαίτερο ρόλο και εφαρμογή στον τομέα της οφθαλμολογίας (έχει εφαρμοστεί και σε άλλους κλάδους τόσο ερευνητικά όσο και κλινικά), ωστόσο είναι μια τεχνική που βρίσκεται ακόμη υπό εξέλιξη (Spaidea, Fujimoto, Waheed, Sadda, & Staurenghi, 2018). Η τεχνική της, βασίζεται στη συμβατική τεχνική της OCT, με δυνατότητα απεικόνισης της λειτουργικότητας των αιμοφόρων αγγείων του ματιού, της ροής του αίματος για όλα τα στρώματα του αγγείων του αμφιβληστροειδούς γρήγορα και μη επεμβατικά.

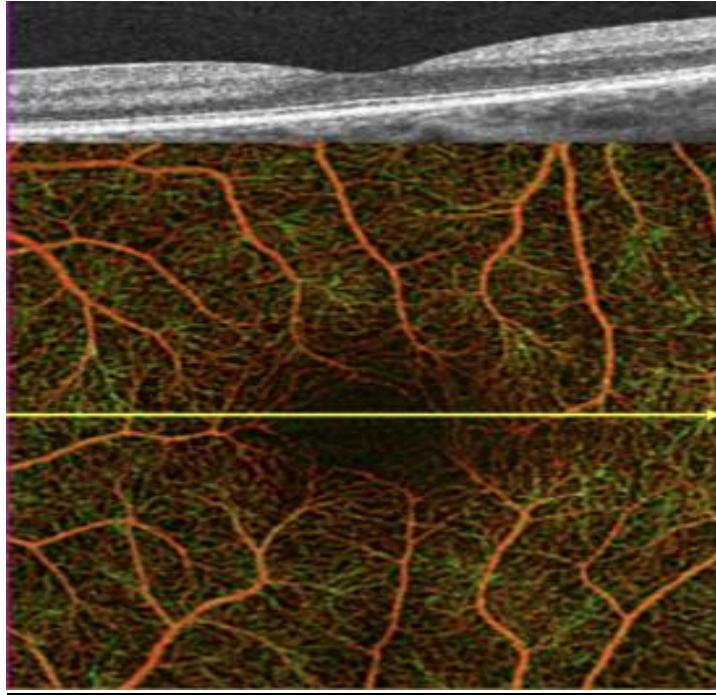
Η OCTA ανιχνεύει τη διακύμανση του σήματος που προκαλείται από κινούμενα σωματίδια, όπως τα ερυθρά αιμοσφαίρια, red blood cells (RBC), όπου με βάση την αντίθεση δημιουργείται ένας μηχανισμός απεικόνισης της ροής του αίματος (Kashani, et al., 2017).

Πιο αναλυτικά, έχουμε δύο σήματα, που το ένα προέρχεται ανακλώμενο από τον εξεταζόμενο ιστό και το άλλο εξίσου ανακλώμενο προέρχεται από τα κινούμενα RBCs των αγγείων. Το σήμα από τον ιστό παραμένει σταθερό ενώ το σήμα του αίματος αλλάζει συνεχώς λόγω της αδιάκοπης κίνησης των RBCs. Για να μπορέσει να δημιουργηθεί η αντίθεση αγγειογραφίας και εν συνεχεία να παραχθεί η εικόνα, γίνεται διαφοροποίηση των κινούμενων σωματιδίων απ' τον ιστό πραγματοποιώντας συνεχόμενες σαρώσεις για την ίδια θέση. Στη συνέχεια πραγματοποιείται μετασχηματισμός Fourier όπου τελικά με διάφορα πρωτόκολλα και αλγορίθμους δημιουργείται το σήμα και η εικόνα OCTA.

Η OCTA συχνά παρατίθεται με τη φλουροαγγειογραφία (με έγχυση φλουροροσκεΐνης) και την αγγειογραφία ινδοκυανίνης (με έγχυση ινδοκυανίνης) με τη διαφορά ότι η OCT αγγειογραφία δεν απαιτεί χρήση σκιαγραφικής ουσίας.

Έτσι καθίσταται σαν πιο ασφαλής τεχνική απεικόνισης, αφού η ενδοφλέβια χρήση χρωστικής ουσίας μπορεί να έχει ανεπιθύμητες ενέργειες όπως ναυτία, αλλεργική αντίδραση

άρα και πιθανό αναφυλακτικό σοκ καθώς και αλλαγή στο χρώμα του δέρματος και των ούρων (Spraide, Fujimoto, Waheed, Sadda, & Staurenghi, 2018). Είναι αναγκαίο επίσης να αναφερθεί ότι η OCTA βρίσκεται σε επίπεδο που συνεχώς αναπτύσσεται και παρόλο που έχει τόσες εφαρμογές συστήνεται συμπληρωματική κλινική αξιολόγηση.




Εικόνα 2.5- OCT Αγγειογραφία


Πηγή: [[oct angiography - Bing images](#)]


Κεφάλαιο 3


3. Εφαρμογές Οπτικής Τομογραφίας Συνοχής (OCT)


Η οπτική τομογραφία συνοχής εφαρμόστηκε στην ανίχνευση παθήσεων του οφθαλμού, έχοντας πλέον καταλάβει μεγάλο μέρος στον τομέα της οφθαλμολογίας. Η εικόνα του, παρέχει διατμηματική όψη του αμφιβληστροειδούς με μεγάλη ανάλυση αλλά και δυνατότητα διαφοροποίησης λεπτομερών δομών αυτού. Έτσι είναι δυνατή η διάγνωση και η παρακολούθηση πολλών παθήσεων αυτού καθώς και τη ωχράς κηλίδας μεταξύ των οποίων είναι οι εξής:

-  Ηλικιακή εκφύλιση ωχράς κηλίδας
(Η OCT είναι απαραίτητη εξέταση σε ασθενείς που πάσχουν από ηλικιακή εκφύλιση της ωχράς κηλίδας, εξαιτίας της ικανότητας ανίχνευσης ακόμη και της πλέον ελάχιστης ενδοαμφιβληστροειδικής και υπαμφιβληστροειδικής συλλογής υγρού για αξιολόγηση της χοριοειδικής νεοαγγείωσης)

-  Διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια
(Υπάρχει η δυνατότητα εκτίμησης του πάχους του αμφιβληστροειδούς καθώς και το ενδοαμφιβληστροειδικού οιδήματος καθιστώντας την εξέταση αρκετά σημαντική)

-  Οίδημα ωχράς κηλίδας
(Η OCT μπορεί να διαγνώσει μετεγχειρητικό οίδημα της ωχράς άμεσα χωρίς μυδρίαση αποκλείοντας άλλες παθολογίες)

-  Οπή ωχράς κηλίδας/Ιδιοπαθής επαμφιβληστροειδική μεμβράνη
(Σε χειρουργικές παθήσεις όπως οπή ωχράς κηλίδας, η ιδιοπαθής επαμφιβληστροειδική μεμβράνη, ο ιατρός οφθαλμίατρος είναι σε θέση να αξιολογήσει τις μεταβολές του αμφιβληστροειδούς, χαρτογραφώντας τον, εκτιμώντας τη βαρύτητα της κατάστασης με σκοπό να δημιουργήσει την κατάλληλη θεραπευτική προσέγγιση)

-  Κεντρική ορώδης χοριοαμφιβληστροειδίτιδα
(Η διάγνωση γίνεται πλέον αρκετά εύκολα με την OCT καθώς και η παρακολούθηση με τη συγκριτική μελέτη της έκτασης της υπαμφιβληστροειδικής συλλογής και οδηγεί σε συμπεράσματα για ύφεση ή υποτροπή της νόσου)

Ακόμη είναι σημαντική η συμβολή της στη μελέτη του πρόσθιου τμήματος του οφθαλμού, του κερατοειδούς χιτώνα, της γωνίας του προσθίου θαλάμου καθώς και στην παρακολούθηση της πορείας του γλαυκώματος με μέτρηση των μεταβολών του πάχους. Έτσι προλαμβάνεται η αλλοίωση των οπτικών πεδίων και η μη αναστρέψιμη απώλεια όρασης. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα καθοδήγησης χειρουργικών ή μικροχειρουργικών επεμβάσεων.

Ωστόσο η χρήση του OCT δεν αφορά μόνο ασθενείς αλλά και υγιή άτομα παρέχοντας δυνατότητα καταγραφής και σύγκρισης του μέσου πάχους του αμφιβληστροειδούς στην περιοχή της ωχράς (ΠΑΩ) προσφέροντας πολύτιμες πληροφορίες για την κατανόηση και αποσαφήνιση της αιτιοπαθογένειας των παθήσεων στα πλαίσια μετάβασης από ένα φυσιολογικό εύρημα στο παθολογικό.

3.1 Παράγοντες που Επηρεάζουν την Εξέταση

Η OCT όπως αναφέρθηκε και παραπάνω μπορεί να ανιχνεύσει πολλές παθήσεις του οφθαλμού με σημαντικά αποτελέσματα και εικόνες. Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι υπάρχουν αρκετοί παράγοντες κατά τη διάρκεια της εξέτασης που μπορεί να επηρεάσουν την τελική ανάλυση και ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Σύμφωνα με τον Κοσκοσά (2010) θα πρέπει να λαμβάνουμε υπόψη τα εξής:

- Είναι αναγκαία η διαστολή της κόρης, με πιθανή χρήση σταγόνων ώστε να επιτευχθεί η μυδρίαση για να ληφθούν εικόνες με χρήσιμες πληροφορίες. Διαφορετικά σε μια εικόνα κακής ποιότητας οι πληροφορίες είναι αναξιόπιστες και υπάρχει κίνδυνος λήψης λανθασμένων συμπερασμάτων αφού ακόμη για πολλούς τεχνικούς είναι δύσκολη η απόκτηση καλής ποιότητας εικόνων.
- Τα διαθλαστικά μέσα του οφθαλμού (κερατοειδής, υδατοειδές υγρό, κρυσταλλοειδής φακός, υαλώδες σώμα) να χαρακτηρίζονται από διαφάνεια. Η ύπαρξη φλοιώδους καταρράκτη για παράδειγμα επηρεάζει τη διαδικασία και τα συμπεράσματα της εξέτασης
- Βασικός ακόμη παράγοντας, είναι η συνεργασία του ασθενούς στη διάρκεια της εξέτασης με ταυτόχρονη διατήρηση των βλεφάρων του ανοιχτών καθώς και συνεχή προσήλωση στο στόχο. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να ληφθούν ποιοτικές και κλινικά αξιοποιήσιμες εικόνες. Ωστόσο, ακόμη και αν ο ασθενής συνεργάζεται σε ικανοποιητικό βαθμό, η ποιότητα μιας εικόνας θα πρέπει να εκτιμάται με προσοχή γνωρίζοντας ότι οποιαδήποτε κίνηση του οφθαλμού επηρεάζει το αποτέλεσμα (είτε λαμβάνεται αυτόματα από το λογισμικό, όπως η μέτρηση πάχους, είτε ποιοτικά από τον εξεταστή, όπως η εκτίμηση στιβάδων του αμφιβληστροειδούς)

3.2 Προνόμια Εξέτασης

- Γρήγορη,
- Ανώδυνη,
- Χωρίς κίνδυνο μόλυνσης, αλλεργίας, αναφυλαξίας ή ναυτίας εφόσον τίποτα δεν αγγίζει το μάτι και δεν λαμβάνεται κάποιο φάρμακο (σκιαγραφικό),
- Άνετη χωρίς δυνατό φως,
- Δεν απαιτείται πάντοτε μυδρίαση,
- Αρκετά αποτελεσματική εξέταση,
- Δείχνει τις αλλοιώσεις σε πολύ πρώιμο στάδιο,
- Έγκυρα, αναλυτικά, ποιοτικά και τεκμηριωμένα αποτελέσματα.

Κεφάλαιο 4

4. Συγκριτική Μελέτη Συστημάτων OCT

Λαμβάνοντας υπόψη τις τεχνικές που παρουσιάστηκαν παραπάνω καθώς και τον τρόπο με τον οποίο λειτουργεί ένα μηχάνημα οπτικής τομογραφίας συνοχής (OCT), επιλέχθηκαν με τυχαίο τρόπο έξι (6) συστήματα ώστε να συγκριθούν σε κάποια βασικά τους χαρακτηριστικά. Μερικά από αυτά τα συστήματα διαθέτουν τυπικές λειτουργίες μέτρησης και αξιολόγησης των παθήσεων του αμφιβληστροειδούς και του βυθού του οφθαλμού (κλασική οπτική τομογραφία συνοχής) και τα υπόλοιπα είναι εξοπλισμένα με την αγγειογραφία, διευρύνοντας το πλαίσιο των δυνατοτήτων για έγκαιρες διαγνώσεις. Παρακάτω λοιπόν παρατίθενται λεπτομέρειες για το κάθε σύστημα ξεχωριστά καθώς και ένας συγκριτικός πίνακας.

Primus 200

Το σύστημα Primus 200 της εταιρείας ZEISS παρέχει βασικές εφαρμογές τόσο σε διαγνωστικό όσο και σε κλινικό επίπεδο καθώς βοηθά στη δημιουργία ενός ολοκληρωμένου θεραπευτικού πλάνου. Το Primus 200 έχει υψηλό SNR (signal to noise ratio/λόγος σήματος προς θόρυβο) απεικονίζοντας με μεγάλη ακρίβεια λεπτομέρειες των δομών που είναι ζωτικής σημασίας για σωστή διαχείριση πολλών ασθενειών. Είναι απλό στη χρήση του με μια διαδικασία 3 βημάτων για τη λήψη όλων των σαρώσεων. Πρόκειται για μια βελτιστοποιημένη διαδικασία που βοηθά την αποδοτικότητα του χειριστή, μειώνοντας το χρόνο εξέτασης παράγοντας ταυτόχρονα ποιοτικές εικόνες των στρωμάτων του αμφιβληστροειδούς.



Εικόνα 4.1 - Σύστημα Primus 200

Πηγή: [primus 200 - Bing](#)

RTVUE XR AVANTI

Το RTVUE XR AVANTI της εταιρείας Ορτονυε πρόκειται για ένα σύστημα αρκετά γρήγορο που μπορεί να εξοπλιστεί με το OCTA λογισμικό AngioVue. Παρέχει μη επεμβατική εξέταση αναλύοντας το αγγειακό σύστημα και τη ροή αίματος του αμφιβληστροειδούς. Το AngioVue αποτελεί ορόσημο για τη διάγνωση του γλαυκώματος αφού είναι το πρώτο 4D OCT σύστημα. Λειτουργεί σχεδόν αυτόματα με μια απλοποιημένη διαδικασία μέτρησης που διαρκεί λίγα δευτερόλεπτα.



Εικόνα 4.2 - Σύστημα AVANTI RTVUE XR

Πηγή: [rtvue xr avanti oct - Bing](#)

iScan 80

Το iScan80 πρόκειται για ένα σύστημα με γρήγορη ταχύτητα σάρωσης, ειδικό ακόμη και για άτομα με λίγη εκπαίδευση. Είναι ένα συμπαγές και φορητό μηχάνημα με ενσωματωμένο το περιβάλλον εργασίας του χειριστή, την οθόνη καθώς και το περιβάλλον του ασθενούς σε μία κονσόλα έτοιμο να μετακινηθεί και να επανατοποθετηθεί σε οποιοδήποτε χώρο εργασίας. Η διαδικασία σάρωσης είναι απλή και γρήγορη παρέχοντας ολοκληρωμένες πληροφορίες για την συνολική υγεία των ματιών. Ακόμη απλοποιεί τη διαδικασία της εξέτασης αναγνωρίζοντας μια κανονική απ' την παθολογική μορφολογία βοηθώντας έτσι τον εκάστοτε χειριστή.



Εικόνα 4.3 - Σύστημα iScan80

Πηγή: [iscan80 oct - Bing](#)

DRI TRITON

Το σύστημα DRI TRITON βασίζεται στην τεχνολογία Swept Source με αρκετά μεγάλη ταχύτητα σάρωσης (100.000A-scans/sec) και δυνατότητα για μεγαλύτερο βάθος σάρωσης με πιο καθαρές και λεπτομερείς εικόνες ακόμη και στα βαθύτερα σημεία του ματιού εξαιτίας του μήκους κύματος (1050nm). Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατή η έγκαιρη κατανόηση πολλών οφθαλμολογικών παθήσεων ειδικά σε συνδυασμό και με την αγγειογραφία. Ακόμη το DRI TRITON περιλαμβάνει μια βάση δεδομένων για στατιστική σύγκριση του πάχους του αμφιβληστροειδούς βελτιώνοντας την έρευνα και την διάγνωση των ασθενειών. Η ακτίνα σάρωσης του TRITON είναι αόρατη επιτρέποντας στους ασθενείς να συγκεντρωθούν στο στόχο χωρίς να αποσπάται η προσοχή τους.



Εικόνα 4.4 - Σύστημα DRI TRITON

Πηγή: [dri triton oct brochure - Bing](#)

CIRRUS 5000

Το σύστημα Cirrus HD-OCT 5000 είναι δυνατό να πετύχει εικόνες υψηλής ανάλυσης για εξελιγμένες κλινικές εφαρμογές. Διαθέτει δυνατότητα για παρακολούθηση της επιθηλιακής ακεραιότητας της χρωστικής που υπάρχει στον αμφιβληστροειδή καθώς και για ανάλυση των γαγγλιακών κυττάρων για την αξιολόγηση του γλαυκώματος ακόμη και σε πρώιμο στάδιο. Ακόμη είναι εξοπλισμένο με μια κάμερα υψηλής ταχύτητας με δυνατότητα σάρωσης σε ένα μόνο πέρασμα. Έτσι οι B-scans που δημιουργούνται έχουν αρκετά υψηλή ανάλυση ειδικά στα πανομοιότυπα σημεία κατά τη διάρκεια της σάρωσης παρέχοντας ακριβή αξιολόγηση των παθολογικών ή μη περιοχών.



Εικόνα 4.5 - Σύστημα Angioplex Cirrus 5000

Πηγή: [cirrus 5000 angioplex - Bing](#)

CIRRUS 500

Το Cirrus HD-OCT 500 παρέχει ολοκληρωμένες δυνατότητες στην οφθαλμολογία με μια ευρεία γκάμα πρακτικών εφαρμογών κλινικά σε νοσήματα του αμφιβληστροειδούς, για χειρουργική επέμβαση του καταρράκτη, για τη νόσο του κερατοειδούς. Πρόκειται για ένα εύχρηστο όργανο με την κάμερα να μπορεί να κάνει γρήγορες εναλλαγές για την απεικόνιση του βυθού, καθιστώντας τη συγκέντρωση των ασθενών στο στόχο πιο αποτελεσματική.



Εικόνα 4.6 - Σύστημα Cirrus 500

Πηγή: [cirrus 500 - Bing](#)

Πίνακας 4.1-Συγκριτικός πίνακας συστημάτων OCT

	<u>Συστήματα</u>					
<u>Χαρακτηριστικά</u>	<i>Primus200</i>	<i>RTVue XR Avanti</i>	<i>Cirrus5000</i>	<i>Cirrus500</i>	<i>Triton</i>	<i>iScan 80</i>
OCTA	-	AngioVue	Angioplex	-	SS-OCT Angio	-
<i>Κατασκευαστής (Manufacturer)</i>	Carl Zeiss Meditec	Optovue	Carl Zeiss Meditec	Carl Zeiss Meditec	Topcon Cooperation	Optovue
<i>Μεθοδολογία-Τεχνική (SS/SD-OCT)</i>	SD-OCT	SD-OCT	SD-OCT	SD-OCT	SS-OCT	SD-OCT
<i>Ταχύτητα Σάρωσης (Scan speed,A-scan/sec)</i>	-	70.000	68.000	68.000	100.000	80.000
<i>Μήκος Κύματος (Wavelength)</i>	840nm	840nm	840nm	840nm	1050nm	840±10nm
<i>Αξονική Ανάλυση (Axial Resolution)</i>	5±1 μm(στον ιστό)	7 μm	5 μm	5μm	8 μm (ψηφιακά 2.6)	5 μm
<i>Πλευρική Ανάλυση (Lateral Resolution)</i>	≤ 20 μm	20 μm	15 μm	15 μm	20 μm	15 μm
<i>Οπτική Πηγή (Optical Source)</i>	Φωτοδίοδος SLD	Οπτική πηγή με κέντρο τα 840nm και εύρος ζώνης 50nm	Οπτική πηγή με κέντρο τα 840nm και εύρος ζώνης 90nm	Φωτοδίοδος SLD	Ρυθμιζόμενο laser(tunable laser) με κέντρο στα 1050nm (αόρατο)	SLD
<i>Οπτικό Πεδίο Βυθού (Field of View, FOV)</i>	29°H / 21°V	-	36°H/30°V	36°H/22°V	45°H / 30°V	21°H/21°V
<i>Μνήμη (Memory)</i>	8 GB	-	16 GB	16 GB	-	16 GB
<i>Βάρος συστήματος (Weight)</i>	40kg	65kg	36kg	34kg	21.8kg	19.48kg
<i>Θύρες USB (USB ports)</i>	6	-	6	6	-	-

Κατά τη συγκέντρωση των παραπάνω χαρακτηριστικών προκύπτουν τα εξής πορίσματα:

- Το τυπικό οπτικό πεδίο είναι περίπου στα 5μm.Εκεί όλες οι συσκευές μπορούν να αναγνωρίσουν διαφοροποιήσεις του αμφιβληστροειδούς επιφανειακά είτε σε μεγαλύτερο βάθος
- Το σύστημα DRI TRITON που έχει τεχνολογία SS-OCT έχει μεγαλύτερο μήκος κύματος, μεγαλύτερο βάθος σάρωσης και συνεπώς μεγαλύτερη αξονική ανάλυση (μεγαλύτερο βάθος ανάκλασης)
- Το σύστημα DRI TRITON που έχει τεχνολογία SS-OCT παρέχει ευρύτερη απεικόνιση του οπτικού πεδίου του βυθού (45°H / 30°V)
- Όλα τα συστήματα έχουν γρήγορους χρόνους καταγραφής (μερικά δευτερόλεπτα)
- Το μοντέλο Cirrus HD-OCT 5000 διαθέτει το ίδιο hardware με το μοντέλο Cirrus HD-OCT 500 με τη διαφορά ότι στο τελευταίο είναι αυξημένος ο ρυθμός ανανέωσης της εικόνας για την απεικόνιση του βυθού.

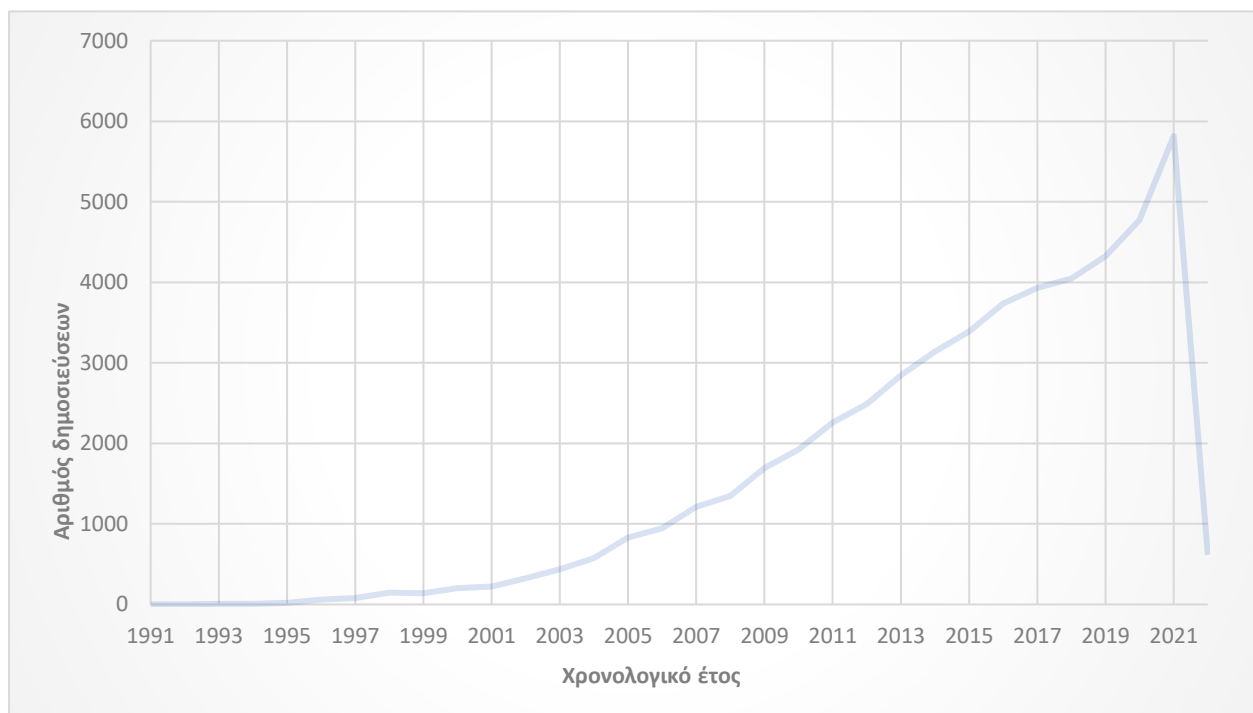
Κεφάλαιο 5

5. Ποσοτική Ανάλυση OCT με Βάση τη Βιβλιογραφία

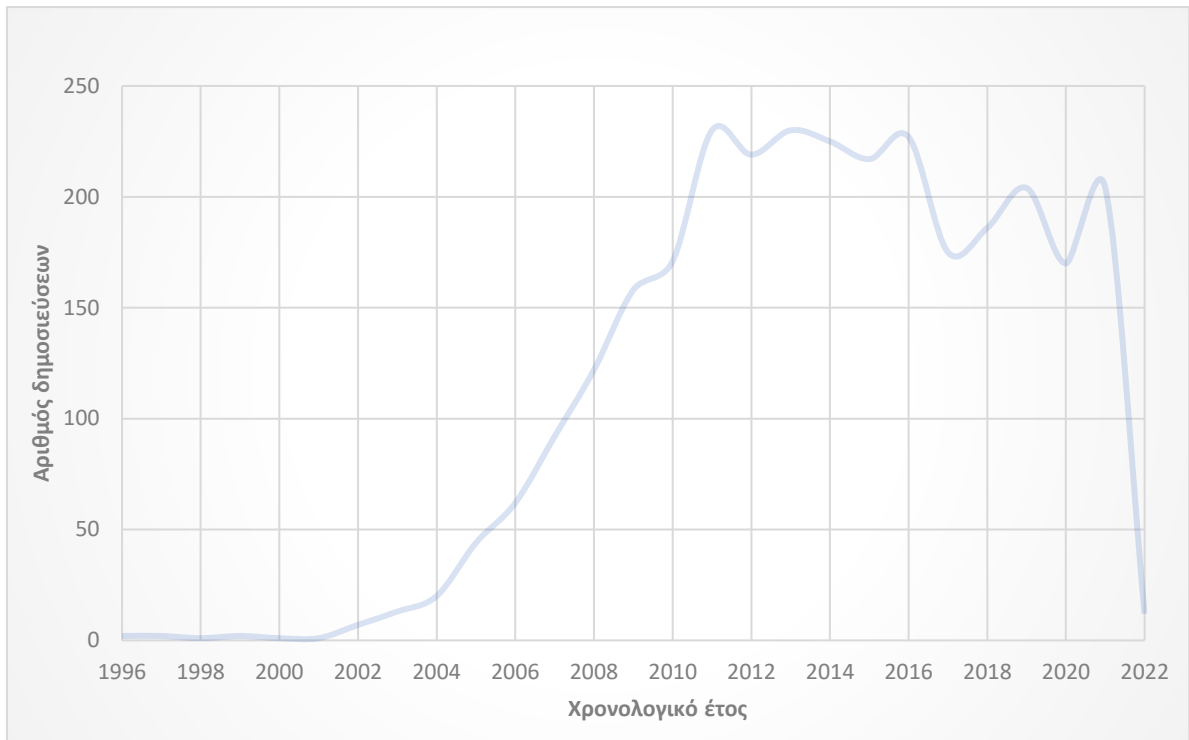
Το Scopus είναι μια πλατφόρμα, βάση δεδομένων, με αρκετές δυνατότητες, πλούσια σε δημοσιεύματα, τεκμηριωμένα με επιστημονική βιβλιογραφία για διάφορους επιστημονικούς κλάδους, παρέχοντας τη δυνατότητα εύρεσης άρθρων με διαφορετικούς συνδυασμούς αναζητήσεων [11].

Τα παρακάτω διαγράμματα προέκυψαν διατηρώντας το πρώτο πεδίο που προσδιορίζει το εύρος αναζήτησης σταθερό ως: "abstract" ("περίληψη") και στο δεύτερο πεδίο έγιναν οι εξής αναζητήσεις με τη σειρά: "optical coherence tomography", "optical coherence tomography time domain", "optical coherence tomography fourier domain", "optical coherence tomography time domain & fourier domain", "optical coherence tomography swept source", "optical coherence tomography spectral domain", "optical coherence tomography swept source & spectral domain", "optical coherence tomography angiography OCTA".

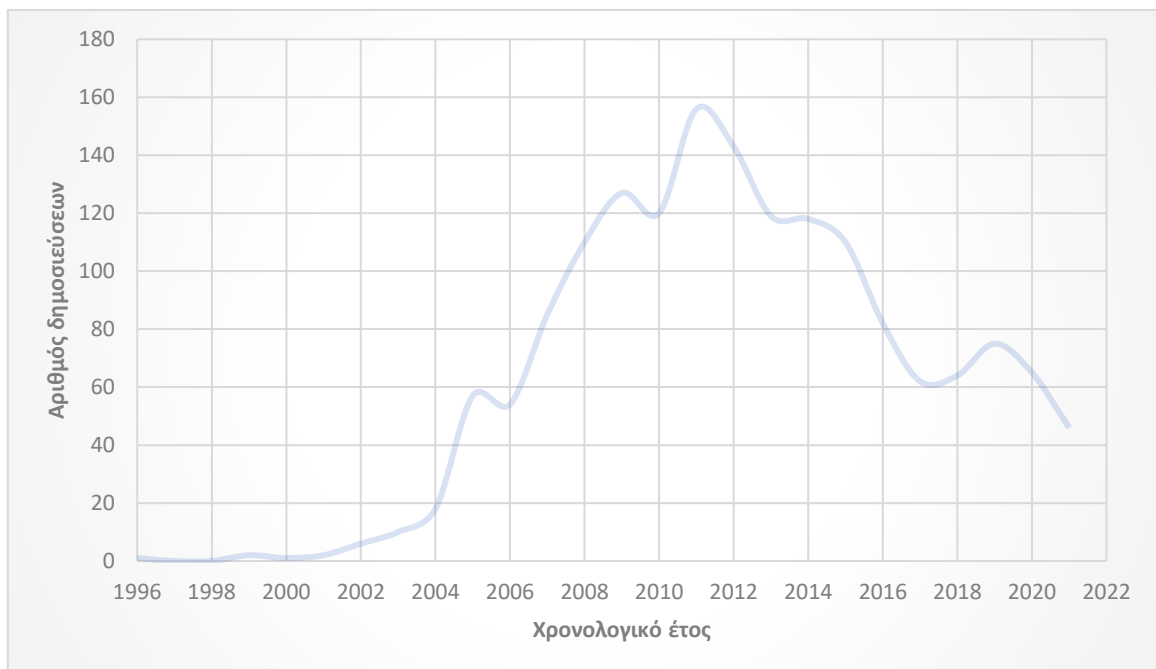
Τα πρώτα οχτώ διαγράμματα συσχετίζουν τον **αριθμό των άρθρων από τον πρώτο χρόνο δημοσίευσης τους μέχρι και σήμερα**. Ακολουθούν στο τέλος, ένα συνολικό συγκριτικό ιστόγραμμα και ένας πίνακας των χρονολογικά ποσοτικοποιημένων δημοσιεύσεων.



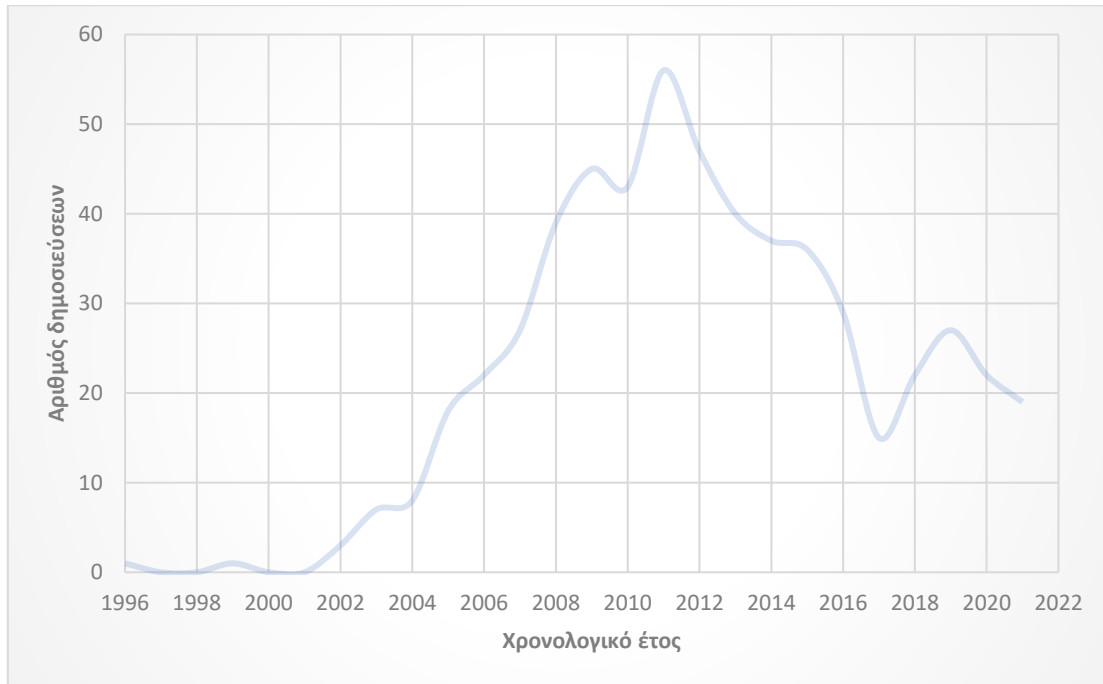
*Διάγραμμα 5.1- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (1991-2022) για την κατηγορία **optical coherence tomography** σε σύνολο αποτελεσμάτων 51.545*



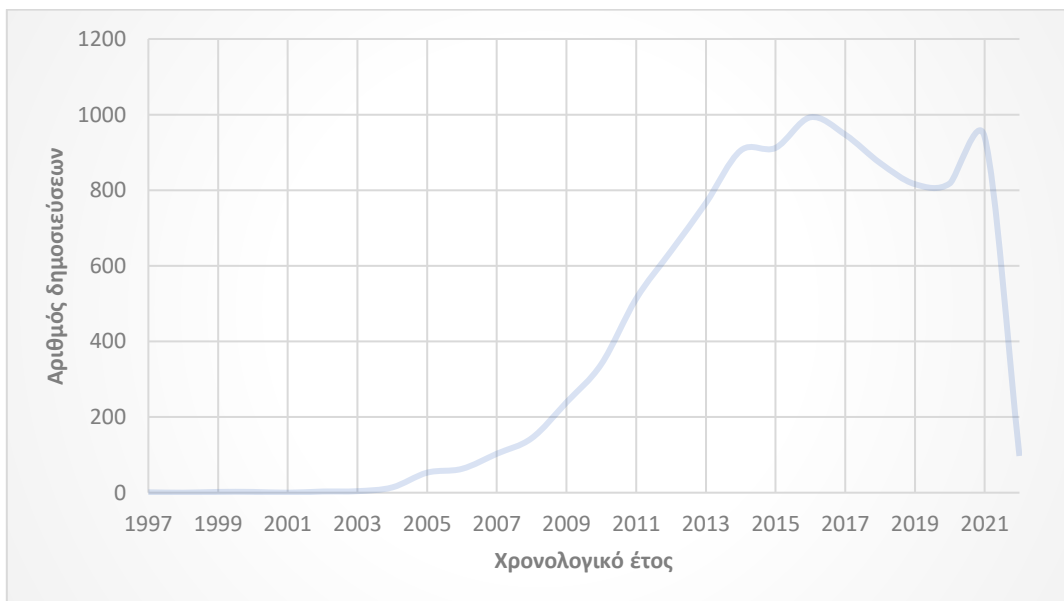
*Διάγραμμα 5.2- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (1996-2022) για την κατηγορία **optical coherence tomography time domain** σε σύνολο αποτελεσμάτων 2.997*



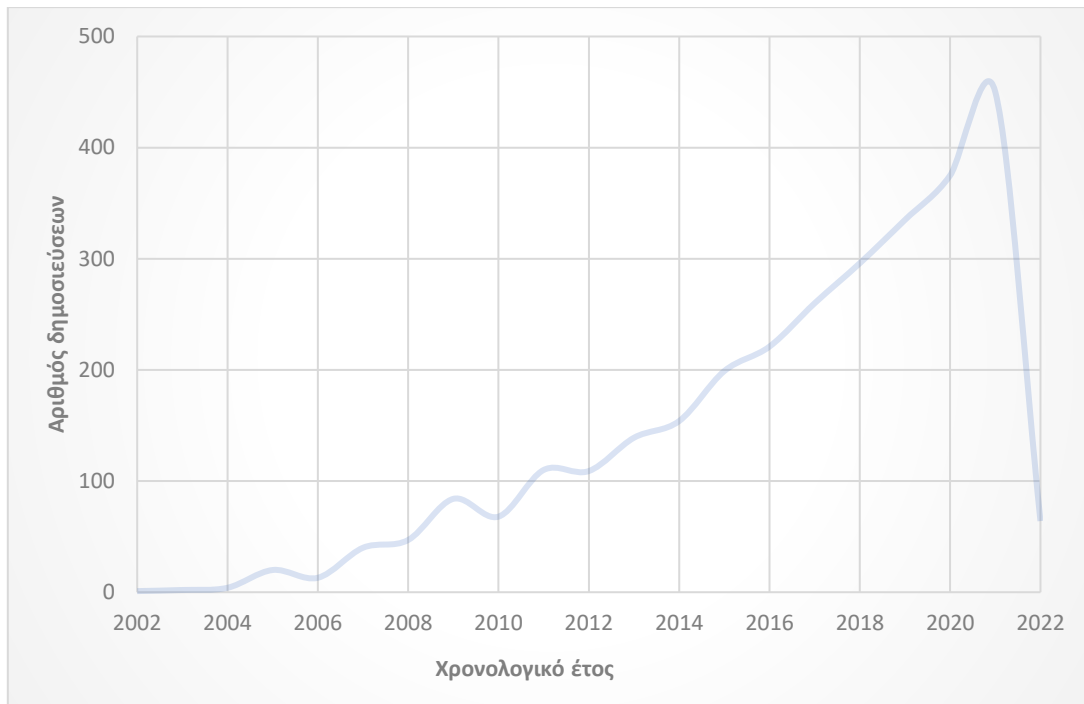
*Διάγραμμα 5.3- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (1996-2022) για την κατηγορία **optical coherence tomography fourier domain** σε σύνολο αποτελεσμάτων 1.633*



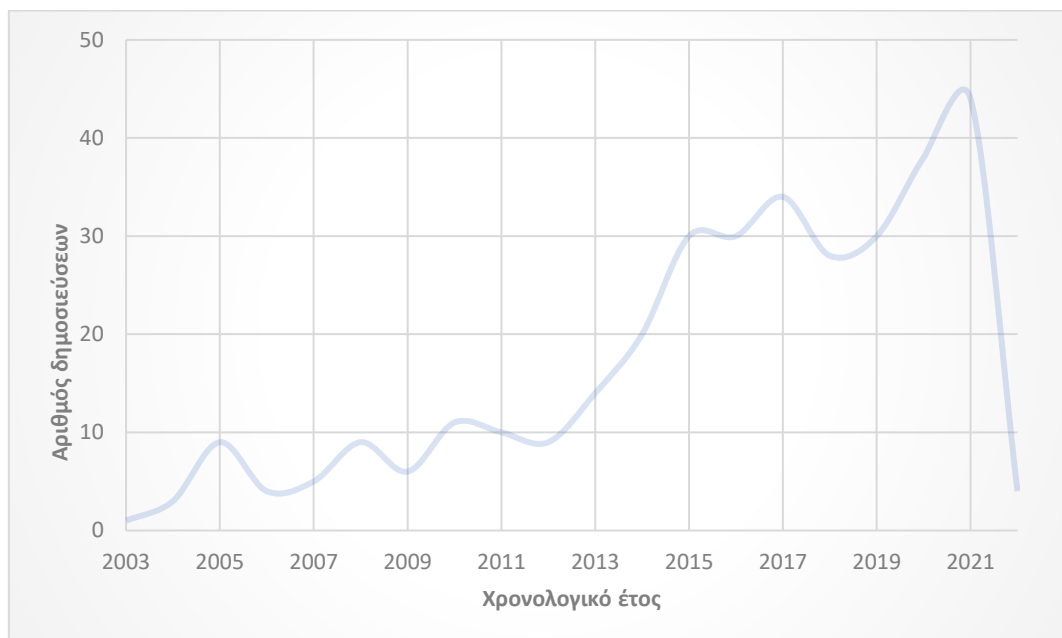
Διάγραμμα 5.4- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (1996-2022) για την κατηγορία *optical coherence tomography time & fourier domain* σε σύνολο αποτελεσμάτων 564



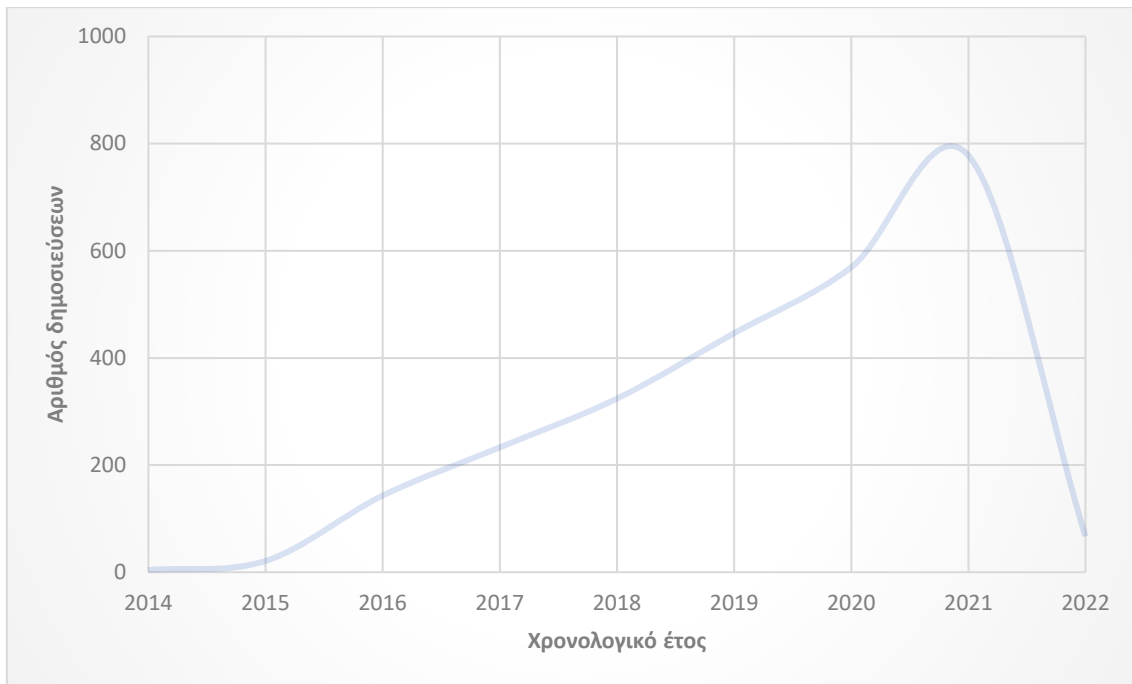
Διάγραμμα 5.5- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (1997-2022) για την κατηγορία *optical coherence tomography spectral domain* σε σύνολο αποτελεσμάτων 10.187



Διάγραμμα 5.6- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (2002-2022) για την κατηγορία *optical coherence tomography swept source* σε σύνολο αποτελεσμάτων 2.991

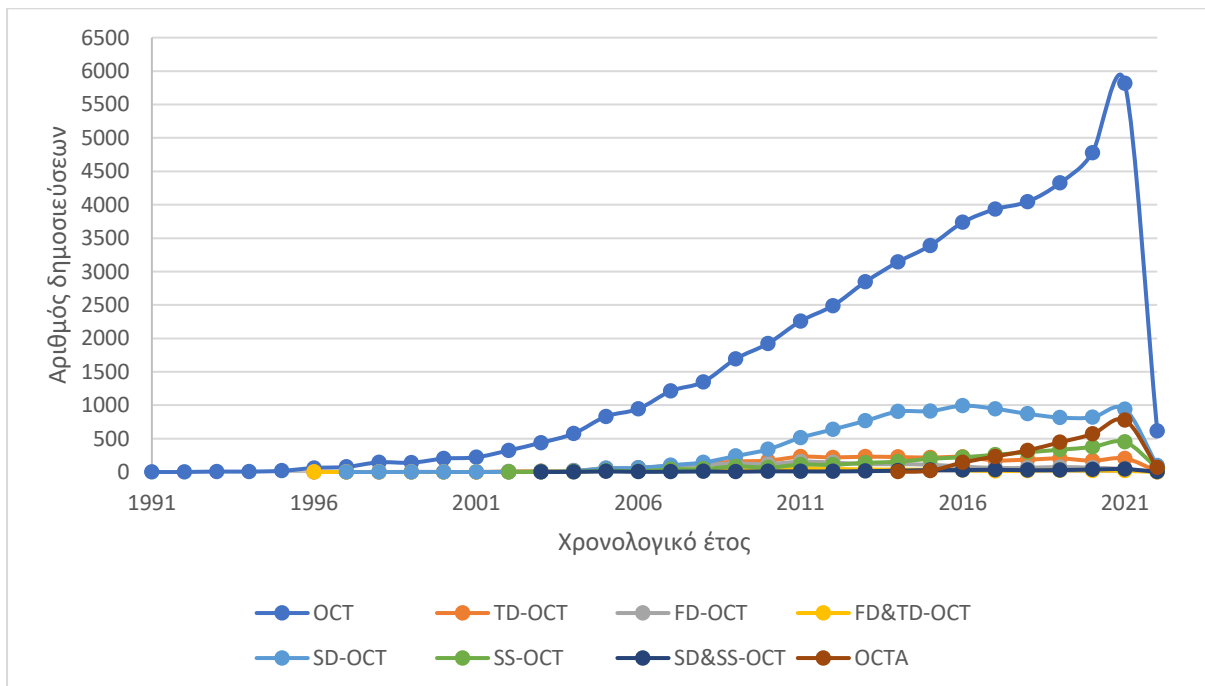


Διάγραμμα 5.7- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (2002-2022) για την κατηγορία *optical coherence tomography spectral domain & swept source* σε σύνολο αποτελεσμάτων 339



Διάγραμμα 5.8- Δημοσιεύσεις άρθρων ανά χρονολογικό έτος (20014-2022) για την κατηγορία *optical coherence tomography angiography (OCTA)* σε σύνολο αποτελεσμάτων 2.585

Το παρακάτω διάγραμμα περιέχει συνολικά τις γραμμές όλων των κατηγοριών για τα δημοσιευμένα άρθρα ανά χρονολογικό έτος.



Διάγραμμα 5.9- Συγκριτικό διάγραμμα για τον αριθμό των δημοσιεύσεων ανά χρονολογικό έτος στο σύνολο των αναζητήσεων

Αναλύοντας τα παραπάνω διαγράμματα μπορούμε να βρούμε *ανά πενταετία ή τετραετία* (ανάλογα με το έτος δημοσίευσης του πρώτου άρθρου) το ποσοστό των άρθρων που δημοσιεύτηκαν, εκφράζοντας το ρυθμό δημοσίευσής τους. Τα ποσοστά θα υπολογιστούν σύμφωνα με τον εξής τύπο:

$$\frac{T2 - T1}{T1} * 100\%$$

(2)

όπου T2: τελική χρονολογία, T1: αρχική χρονολογία

Πίνακας 5.1 – Χρονολογική ποσοτικοποίηση δημοσιευμένων άρθρων

OCT	Time Domain OCT	Fourier Domain OCT	Time & Fourier Domain OCT	Spectral Domain OCT	Swept Source OCT	Spectral Domain & Swept Source OCT	OCT Angiography OCTA
Αριθμός άρθρων – Χρονολογική Ποσοτικοποίηση δημοσιεύσεων							
Ρυθμός αύξησης δημοσιεύσεων ανά 5ετία-4ετία							
1991-1995 (36 άρθρα)	1996-2000 (8)	1996-2000 (4)	1996-2000 (2)	1997-2001 (5)	2002-2006 (40)	2003-2007 (22)	2014-2017 (401)
1996-2000 (626) 1638%	2001-2005 (85) 963%	2001-2005 (93) 2225%	2006-2005 (36) 1700%	2002-2006 (137) 2640%	2007-2011 (349) 772%	2008-2012 (45) 104%	2018-2021 (2.222) 454%
2001-2005 (2.391) 281%	2006-2010 (605) 611%	2006-2010 (496) 433%	2006-2010 (176) 388%	2007-2011 (1.339) 877%	2012-2016 (822) 135%	2013-2017 (128) 184%	
2006-2010 (7.123) 197%	2011-2015 (1.121) 85%	2011-2015 (646) 30%	2011-2015 (216) 22%	2012-2016 (4.215) 214%	2017-2021 (1.712) 108%	2018-2022 (145) 13%	
2011-2015 (14.123) 98%	2016-2020 (962) -14%	2016-2020 (348) -46%	2016-2020 (115) -46%	2017-2021 (4.389) 4,1%			
2016-2020 (20.809) 47%							
Αριθμός άρθρων							
2021:5817 2022:616	2021:204 2022:12	2021:46 2022:0	2021:19 2022:0	2022:97	2022:64		2022:67

Η τελευταία γραμμή με τον αριθμό των άρθρων αφορά τις δημοσιεύσεις που δεν ήταν δυνατό να προστεθούν και να υπολογιστούν στην ποσοτικοποίηση.

Παρατηρώντας τα διαγράμματα καταλαβαίνουμε ότι οι καμπύλες αριστερά και δεξιά των κορυφών δεν έχουν το ίδιο ποσοστό παρατηρήσεων, συνεπώς δεν είναι συμμετρικές, άρα θα έχουμε είτε *θετική ασυμμετρία* είτε *αρνητική*.

Τα ποσοστά του παραπάνω πίνακα ουσιαστικά αφορούν το ρυθμό αύξησης των δημοσιευμένων άρθρων, ενώ η καμπύλη δείχνει το αριθμό αυτών. Η πρώτη γραμμή αφορά τον αριθμό των άρθρων στον σύνολο της πρώτης πενταετίας. Οι αριθμοί στην παρένθεση αφορούν τον συνολικό αριθμό άρθρων στην εκάστοτε χρονολογική γκάμα και από κάτω αναγράφονται τα ποσοστά που λήφθηκαν σύμφωνα με τον τύπο που προαναφέρθηκε.

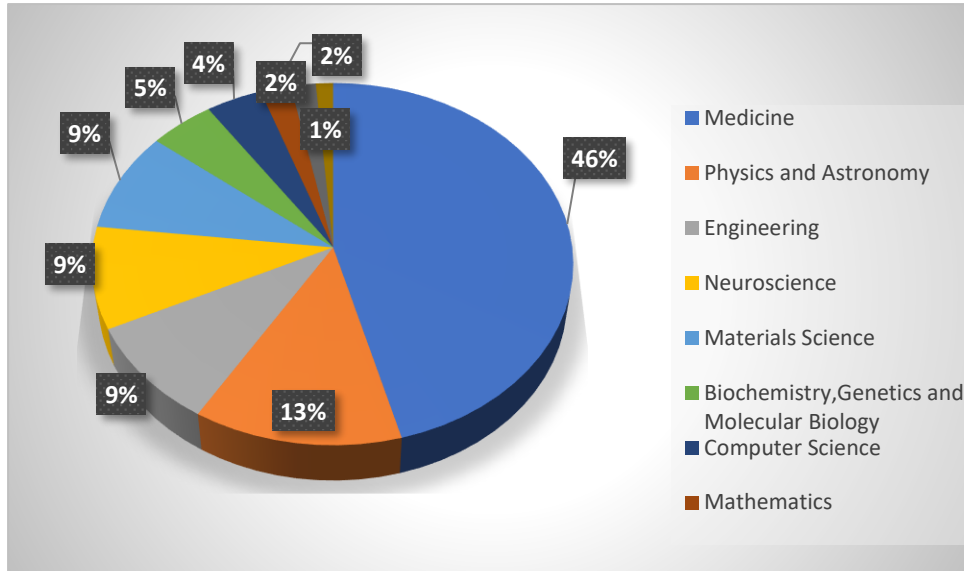
Αναλύοντας λοιπόν τον πίνακα μπορούμε να κάνουμε τις εξής παρατηρήσεις:

- Η *πρώτη συγκρινόμενη πενταετία* (άρα τυπικά η δεύτερη) για όλες σχεδόν τις αναζητήσεις έχει το υψηλότερο ποσοστό συγκριτικά με τις επόμενες, και αυτό γιατί τον πρώτη τυπική πενταετία δημοσίευσης είχαν δημοσιευτεί λίγα άρθρα. Συνεπώς ο ρυθμός αύξησης ήταν μεγαλύτερος.
- Οι *επόμενες συγκρινόμενες χρονολογίες* έχουν κατά βάση μικρότερα ποσοστά εξαιτίας του μεγαλύτερου αριθμού δημοσιευμένων άρθρων, δηλαδή μπορεί να υπήρχε μεγαλύτερος αριθμός δημοσιεύσεων (αύξηση της καμπύλης μέχρι την κορύφωση) αλλά ο ρυθμός αύξησης ήταν μικρότερος.

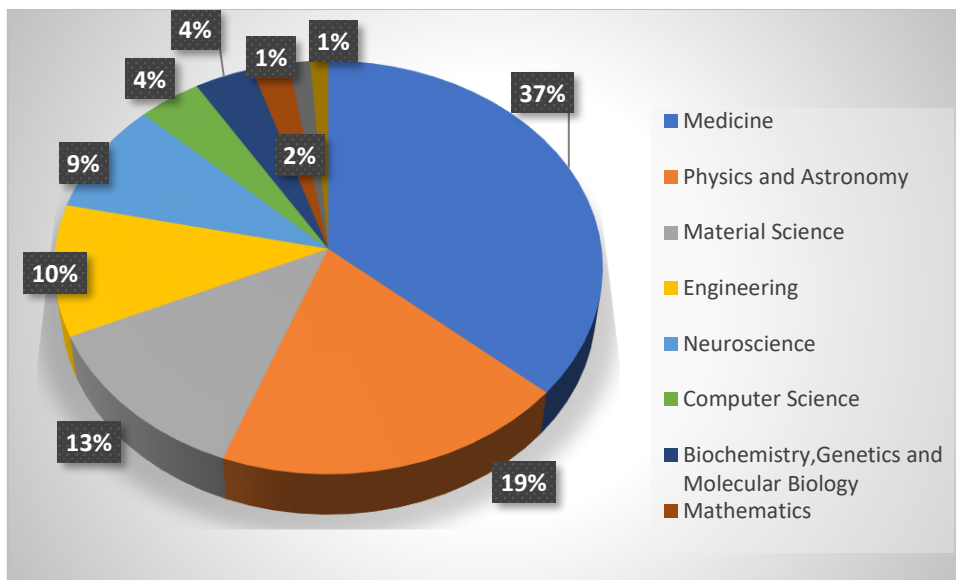
Αρνητικό ποσοστό, δηλαδή αρνητική ασυμμετρία, σημαίνει ότι οι περισσότερες παρατηρήσεις, στην περίπτωσή μας οι περισσότερες δημοσιεύσεις άρθρων, βρίσκονται αριστερά της κορυφής.

- Τα αρνητικά λοιπόν ποσοστά που παρουσιάζονται στον πίνακα αφορούν τα χρονικά διαστήματα των διαγραμμάτων που υπήρχε μια μικρή πτώση της καμπύλης (πτώση αριθμού δημοσιευμένων άρθρων) συγκριτικά με τα προηγούμενα χρονικά διαστήματα που έχουν επιλεχθεί.

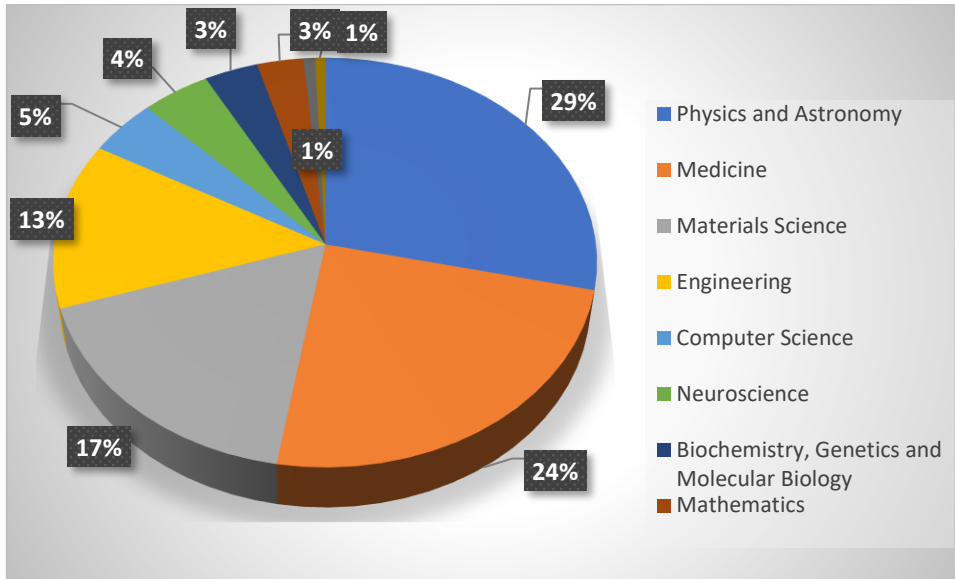
Τα επόμενα οχτώ ιστογράμματα συσχετίζουν τον αριθμό των άρθρων που δημοσιεύτηκαν ανά επιστημονικό πεδίο (τα διαγράμματα έχουν δημιουργηθεί για τα δέκα πρώτα επιστημονικά πεδία).



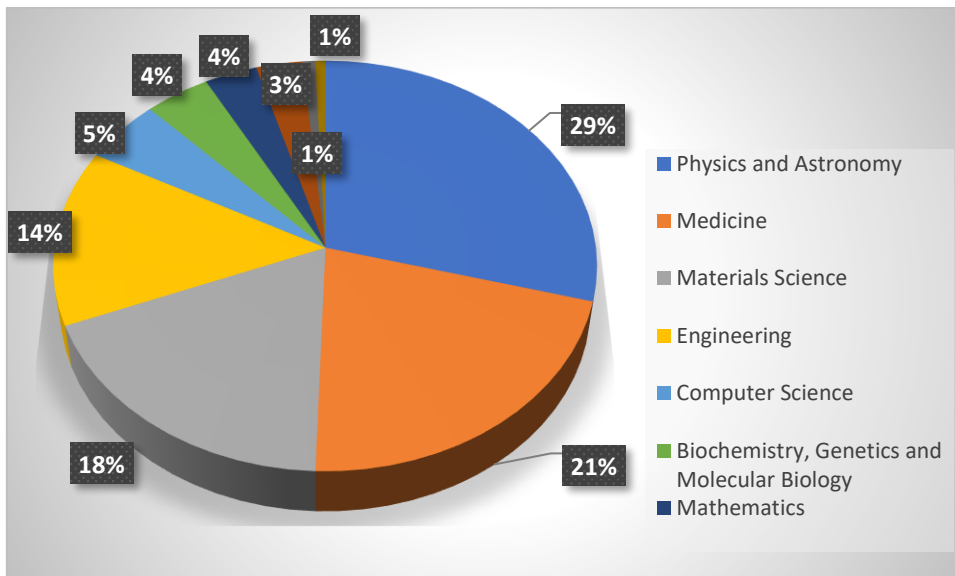
*Διάγραμμα 5.10- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography***



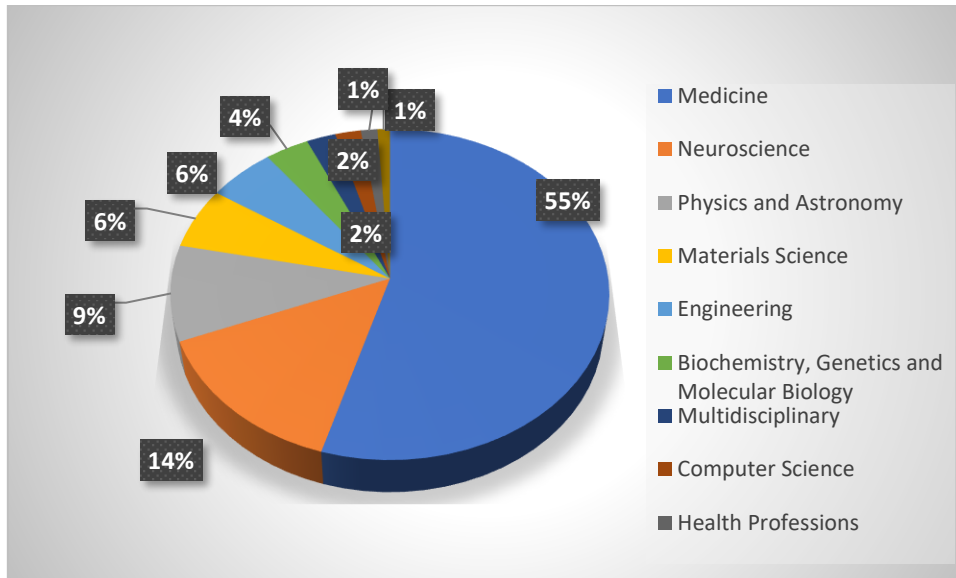
*Διάγραμμα 5.11- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography time domain***



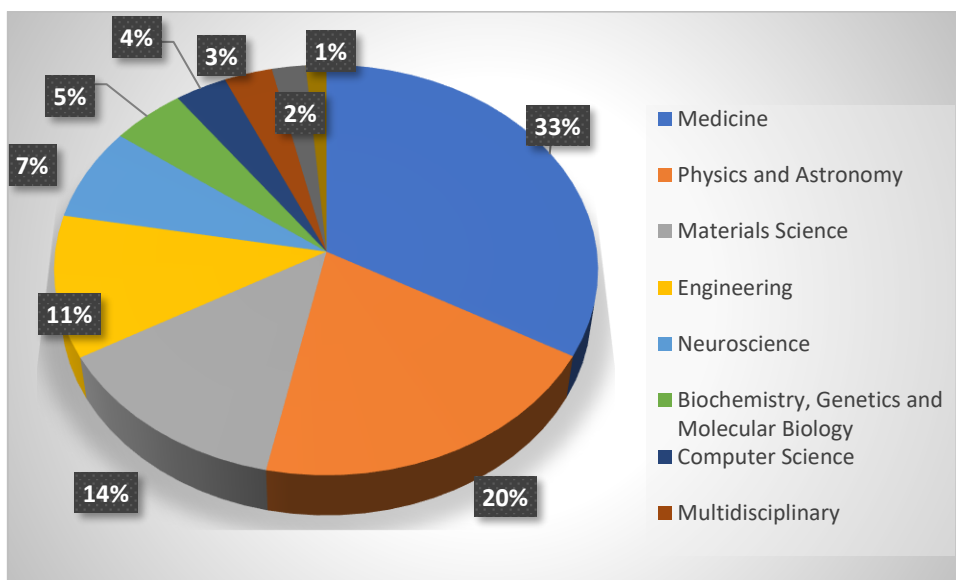
*Διάγραμμα 5.12- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography fourier domain***



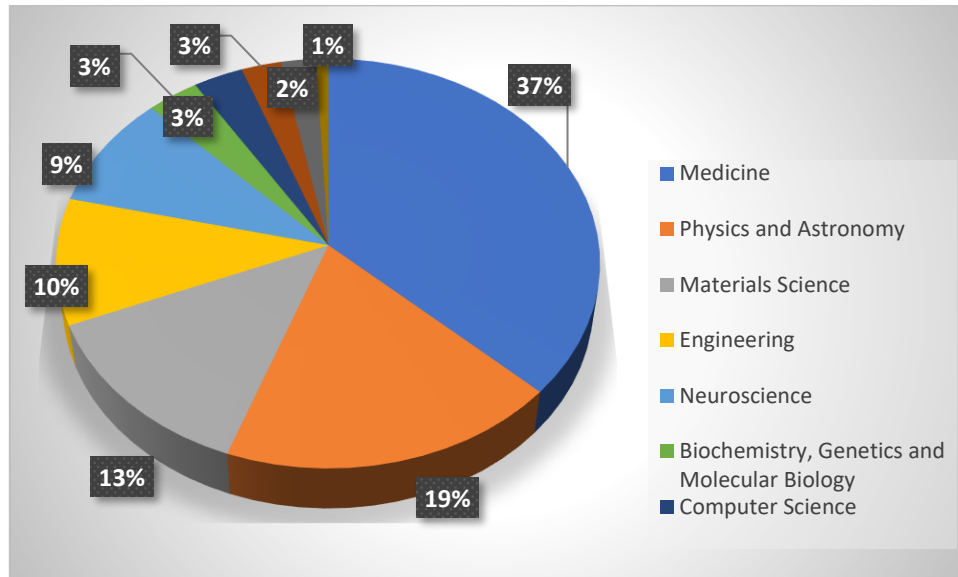
*Διάγραμμα 5.13- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography time & fourier domain***



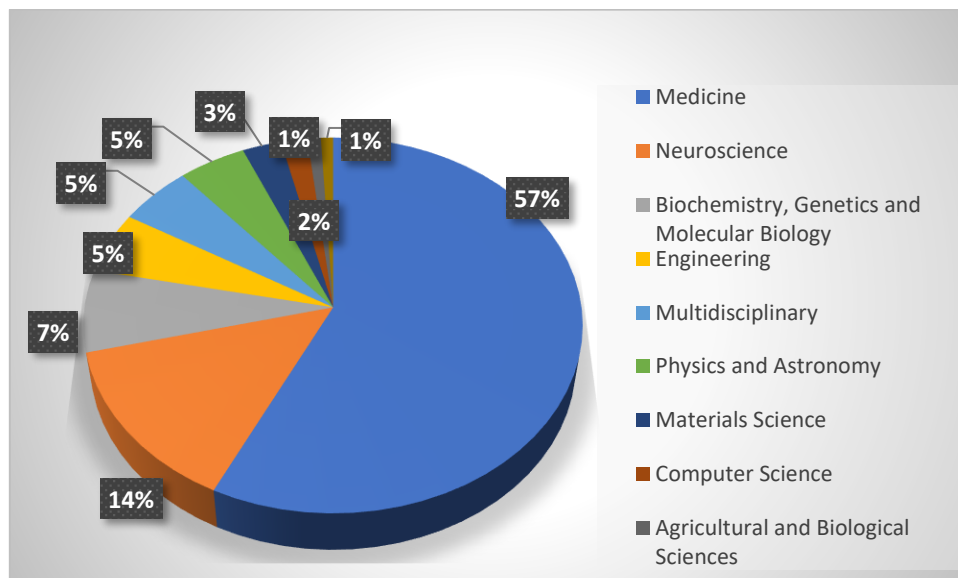
*Διάγραμμα 5.14- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography spectral domain***



*Διάγραμμα 5.15- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία **optical coherence tomography swept source***



Διάγραμμα 5.16- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία *optical coherence tomography spectral domain & swept source*



Διάγραμμα 5.17- Ποσοτική διάρθρωση δημοσιεύσεων ανά επιστημονικό πεδίο για την κατηγορία *optical coherence tomography angiography (OCTA)*

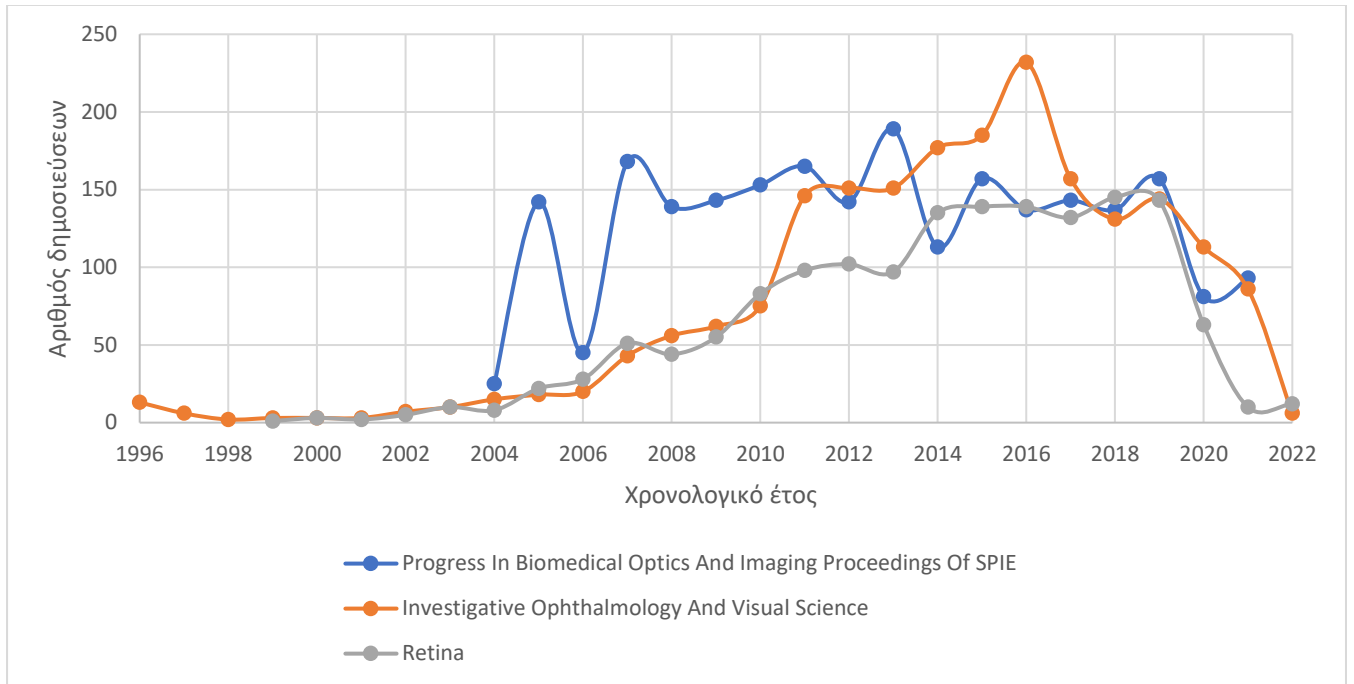
Αναλύοντας τα ιστογράμματα που λαμβάνουμε για τα άρθρα **ανά επιστημονικό πεδίο** μπορούμε να κάνουμε τις εξής παρατηρήσεις :

- Ο τομέας στον οποίο έχουν γίνει οι περισσότερες αναφορές είναι αυτός της **ιατρικής (medicine)** που καταλαμβάνει την πρώτη θέση στις περισσότερες απ' τις αναζητήσεις μας και πιο συγκεκριμένα:
 - Optical coherence tomography:46%
 - Optical coherence tomography time domain:37%
 - Optical coherence tomography spectral domain:55%
 - Optical coherence tomography swept source:33%
 - Optical coherence tomography spectral domain & swept source:37%
 - Optical coherence tomography angiography OCTA:57%με εξαιρέσεις τις εξής αναζητήσεις:
 - Optical coherence tomography fourier domain:24%
 - Optical coherence tomography time domain & fourier domain:21%(Σε αυτές τις δύο κατηγορίες αξίζει να σημειωθεί ότι την πρώτη θέση καταλαμβάνει η Φυσική & Αστρονομία σε ποσοστό 29% και για τις δύο κατηγορίες.)

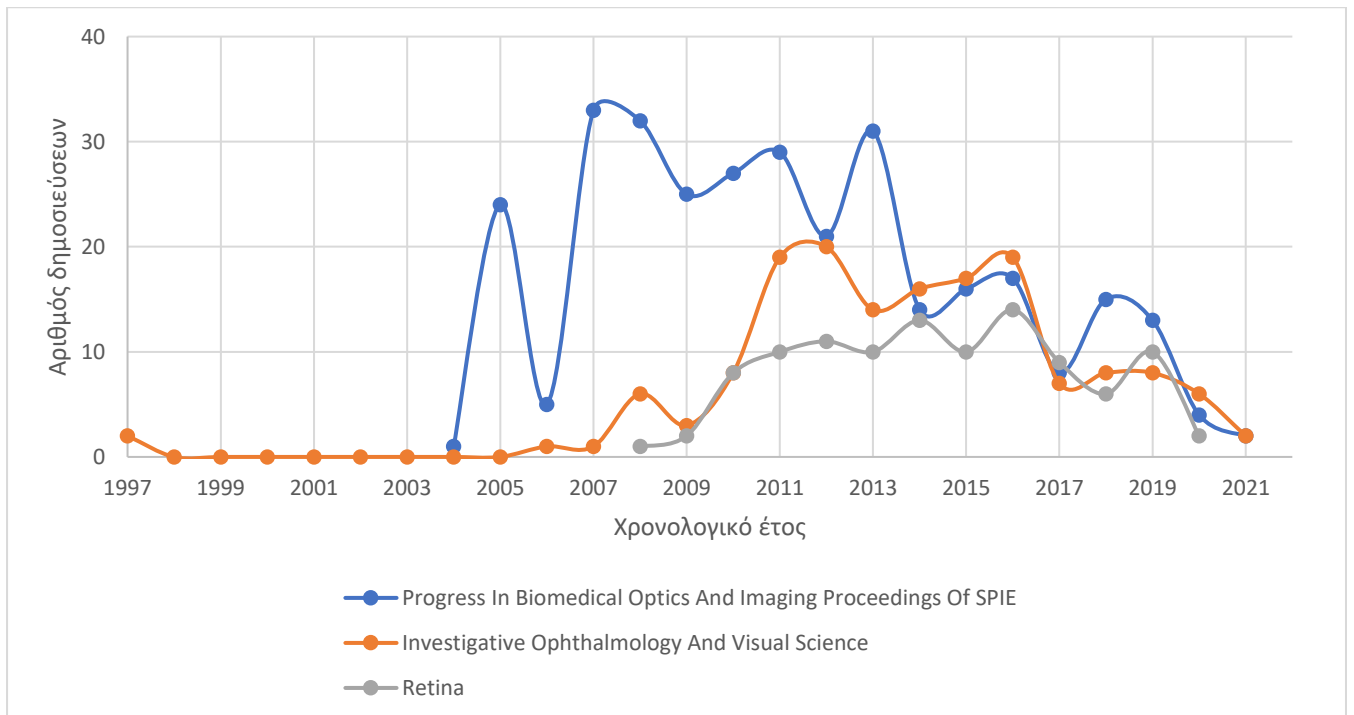
Αυτό συμβαίνει γιατί η ιατρική είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τα ιατρικά μηχανήματα καθώς είναι απαραίτητα σε όλους τους χώρους υγείας για την κλινική παρακολούθηση ασθενών. Συνεπώς το OCT σαν ιατρικό μηχάνημα θα μπορούσε να χαρακτηριστεί σας ένας δίαυλος επικοινωνίας του ιατρού με το εξεταζόμενο όργανο (στην περίπτωσή μας το εξεταζόμενο όργανο είναι ο οφθαλμός) και γι' αυτό περιλαμβάνεται σε πληθώρα μελετών ερευνητικών και κλινικών.

- Όσον αφορά τον τομέα της **μηχανικής (engineering)** προκαλεί εντύπωση ότι καταλαμβάνει συνήθως την τέταρτη θέση λαμβάνοντας τα εξής ποσοστά:
 - Optical coherence tomography time domain:10%
 - Optical coherence tomography fourier domain:13%
 - Optical coherence tomography time domain & fourier domain:14%
 - Optical coherence tomography swept source:11%
 - Optical coherence tomography spectral domain & swept source:10%
 - Optical coherence tomography angiography OCTA:10%με εξαίρεση την αρχική και πιο γενική αναζήτηση ,optical coherence tomography, που καταλαμβάνει την τρίτη θέση με ποσοστό 9% και την optical coherence tomography spectral domain που καταλαμβάνει την πέμπτη θέση με ποσοστό 6%.
- Ακόμη ένας τομέας που καταλαμβάνει υψηλές θέσεις είναι αυτός της **επιστήμης των υλικών (Material Science)**,συνήθως την τρίτη, με ποσοστά που κυμαίνονται από 9%-18% καθώς είναι ένας τομέας αρκετά σημαντικός στην μηχανική και τα συστήματα γενικότερα αφού αναφέρεται στη σχεδίαση της δομής ενός υλικού ώστε να παραχθούν και να αξιοποιηθούν στο μέγιστο το σύνολο των ιδιοτήτων τους.

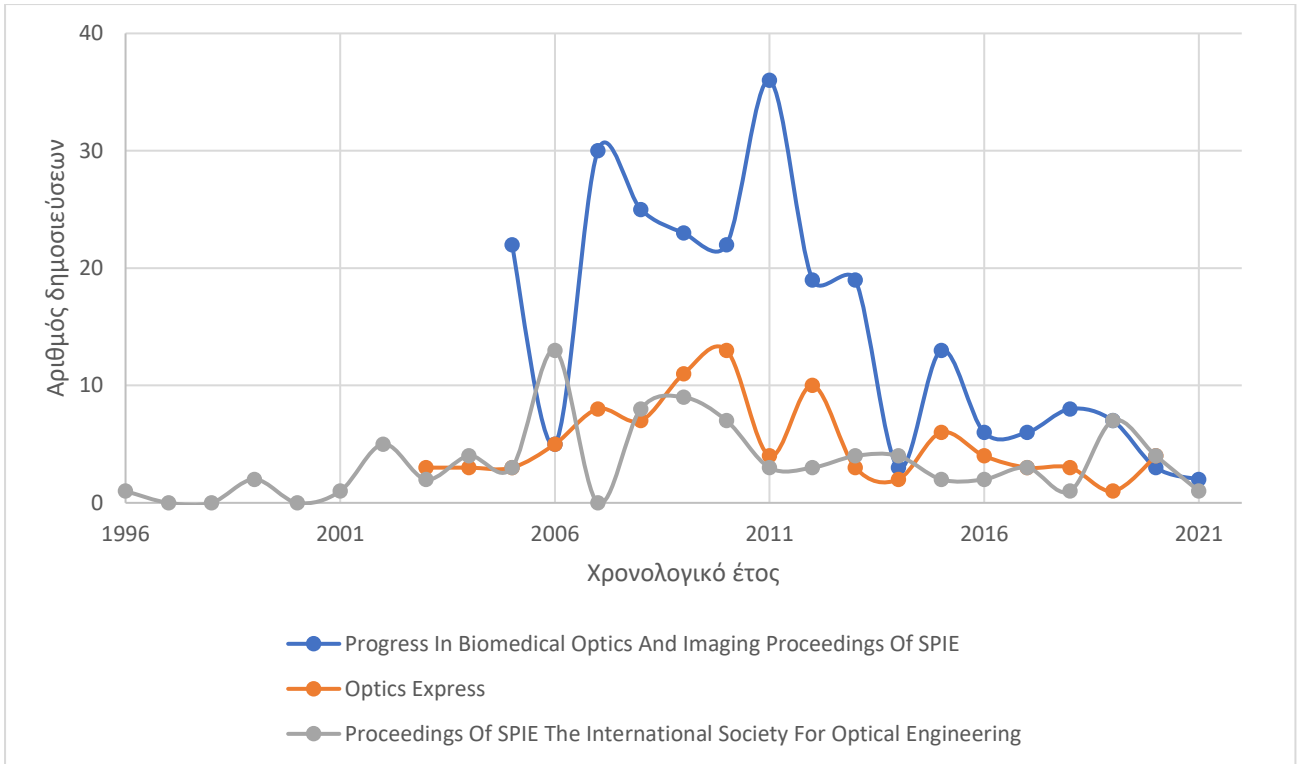
Τα επόμενα οχτώ διαγράμματα αφορούν **τα άρθρα που έχουν δημοσιευτεί ανά χρονολογία** για τις τρεις πρώτες και κυριότερες πηγές δημοσίευσης αυτών.



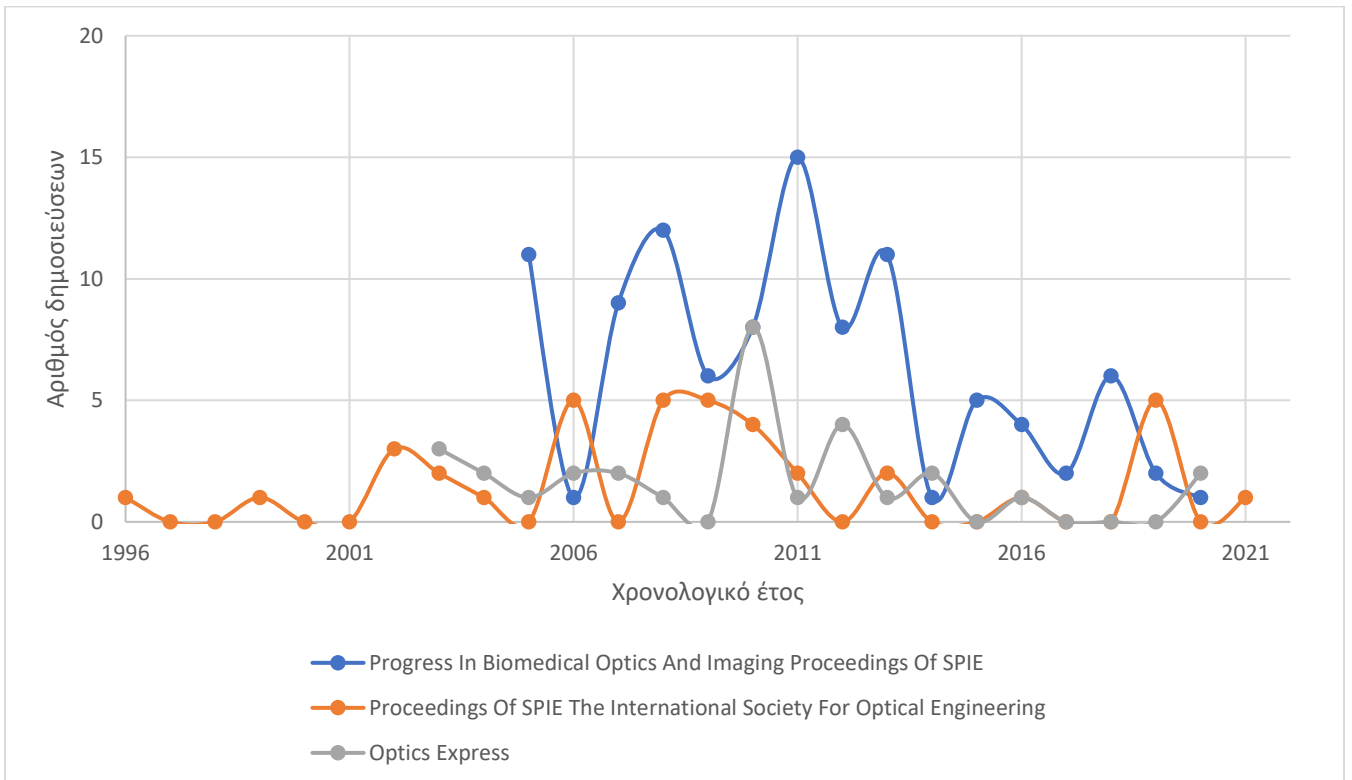
*Διάγραμμα 5.18- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία **optical coherence tomography***



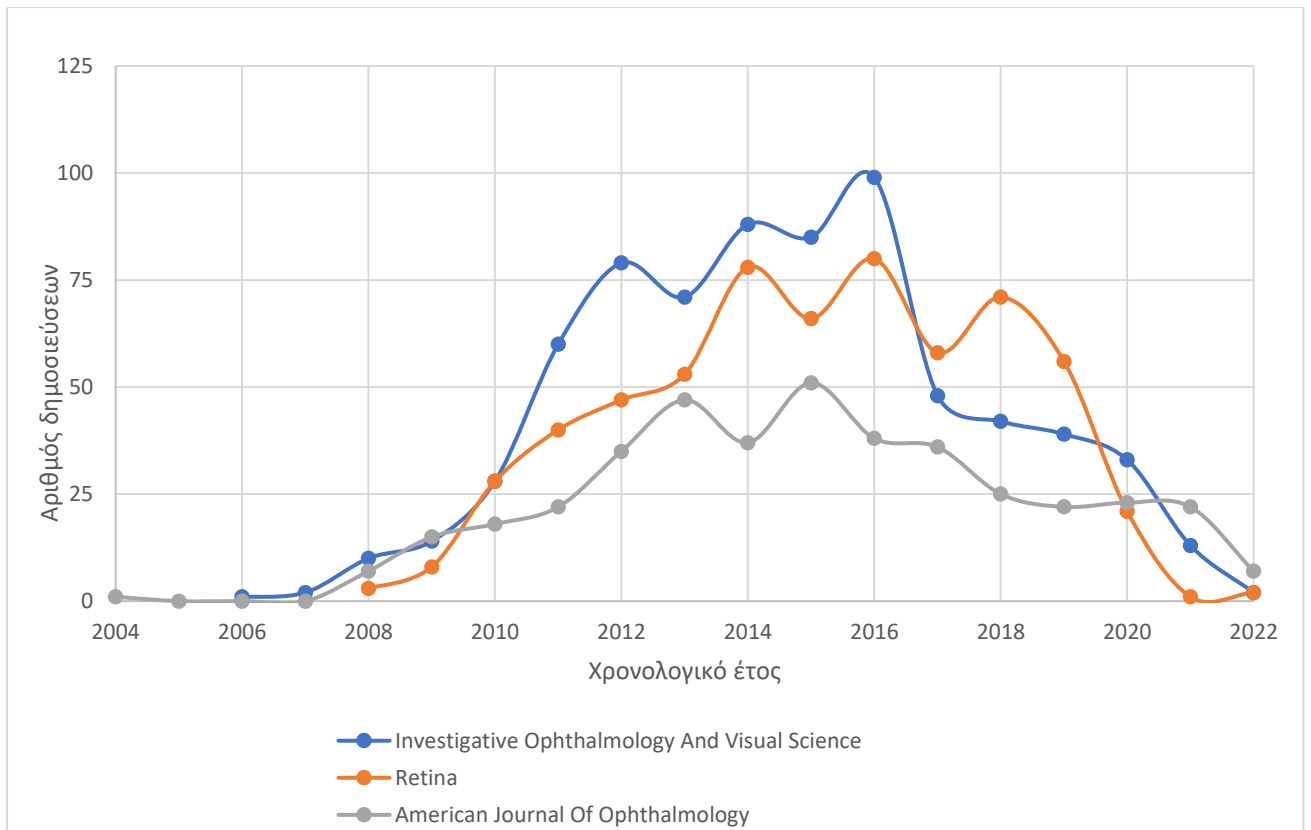
*Διάγραμμα 5.19- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία **optical coherence tomography time domain***



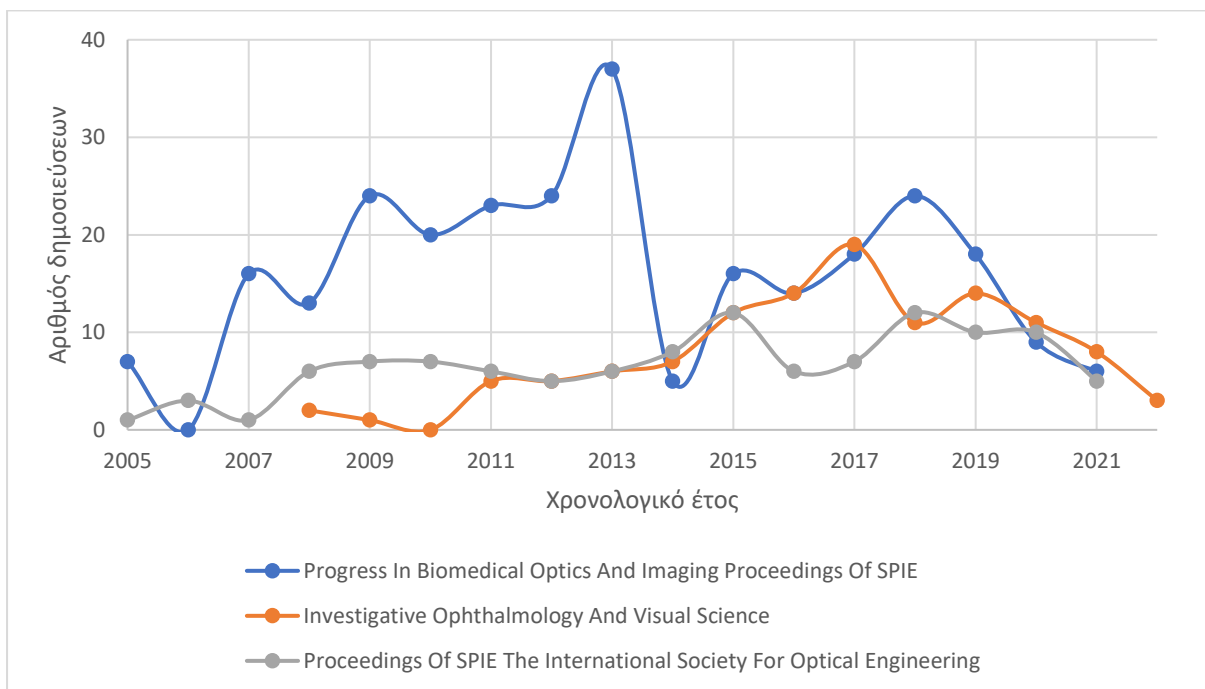
Διάγραμμα 5.20- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία *optical coherence tomography fourier domain*



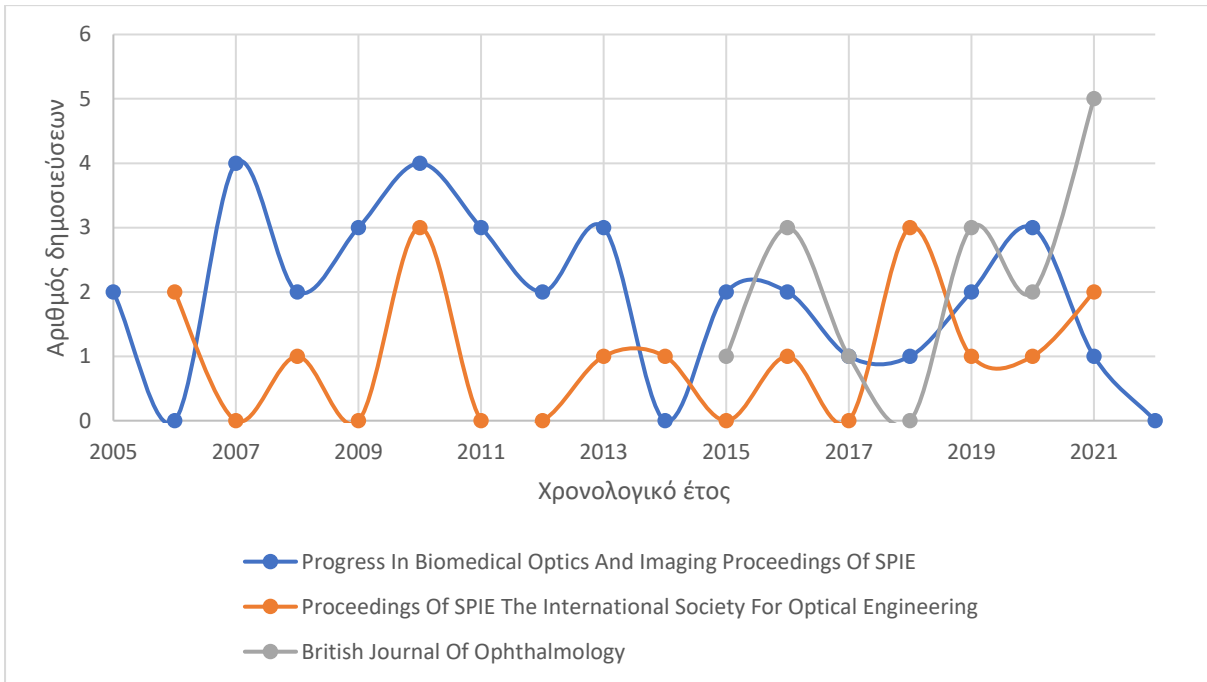
Διάγραμμα 5.21- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία *optical coherence tomography time & fourier domain*



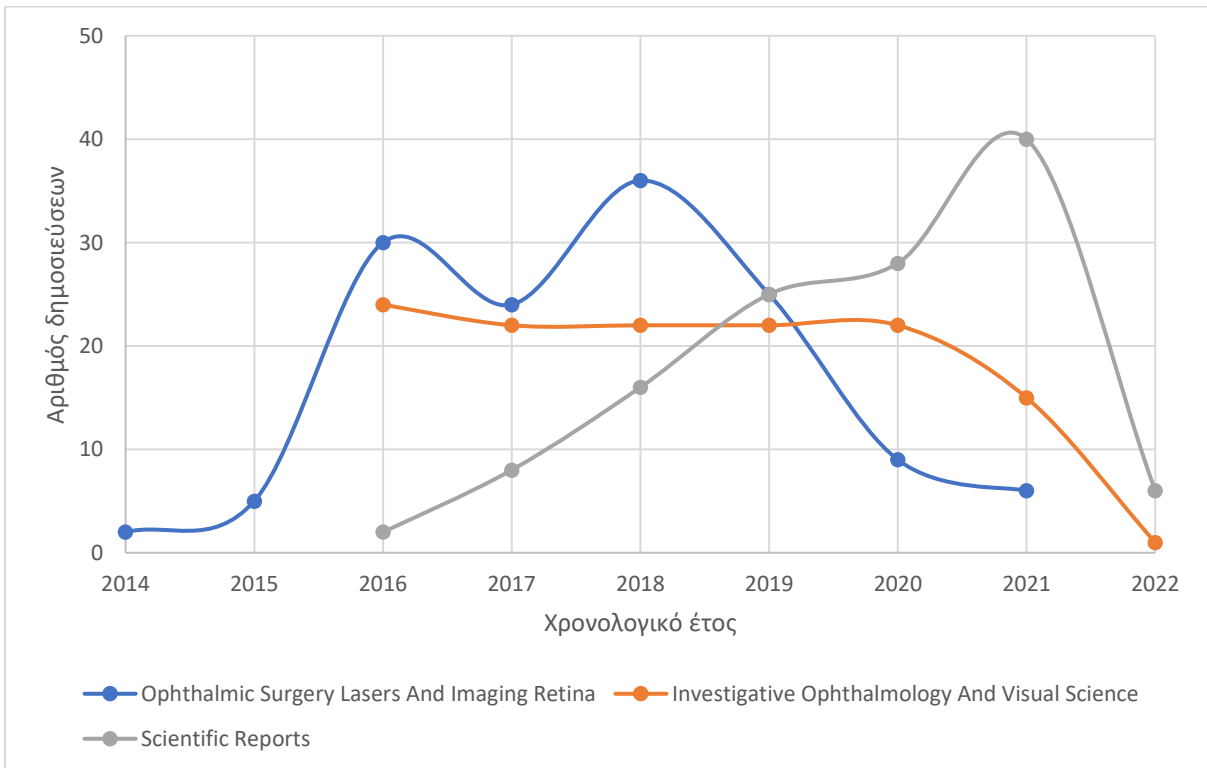
Διάγραμμα 5.22- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία *optical coherence tomography spectral domain*



Διάγραμμα 5.23- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία *optical coherence tomography swept source*



*Διάγραμμα 5.24- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία **optical coherence tomography spectral domain & swept source***



*Διάγραμμα 5.25- Απεικόνιση αριθμού άρθρων ετησίως για τις τρεις πρώτες πηγές δημοσίευσης για την κατηγορία **optical coherence tomography angiography (OCTA)***

Τα παραπάνω διαγράμματα δημιουργήθηκαν για τον **αριθμό των άρθρων ετησίως ανά πηγή δημοσίευσης**, επιλέγοντας τις τρεις πρώτες πηγές.

- Στην **πρώτη θέση** στις έξι από τις οχτώ αναζητήσεις (optical coherence tomography, optical coherence tomography time domain, optical coherence tomography fourier domain, optical coherence tomography time & fourier domain, optical coherence tomography swept source, optical coherence tomography swept source & spectral domain) βρίσκεται το "Progress In Biomedical Optics And Imaging Proceedings Of SPIE" που πρόκειται για ένα περιοδικό δημοσιευμένων άρθρων από τα συνέδρια SPIE μηχανικών και επιστημόνων από άλλους επιστημονικούς κλάδους (από το 2004 και μετά). Οι καταγραφές τους βασίζονται στην ανάδειξη νέων τεχνολογιών κυρίως στον τομέα της βιοϊατρικής, για την βιοϊατρική οπτική και την απεικόνιση σύμφωνα με τον τρόπο κίνησης των φωτονίων.

Για το optical coherence tomography spectral domain τη νούμερο ένα πηγή δημοσίευσης σχετικών άρθρων καταλαμβάνει το "Investigative Ophthalmology And Visual Science (IOVS)" που πρόκειται για ένα διαδικτυακό περιοδικό με δημοσιεύσεις σχετικές με την οφθαλμολογία και γενικότερα την οπτική επιστήμη. Το πρώτο άρθρο δημοσιεύτηκε το 2006 και είχε ετήσια μια σταδιακή αύξηση, με κορυφή το 2016 και τη δημοσίευση 99 σχετικών άρθρων.

Για το optical coherence tomography angiography (OCTA) τη νούμερο ένα πηγή δημοσίευσης σχετικών άρθρων καταλαμβάνει το " Ophthalmic Surgery Lasers And Imaging Retina (OSLI)" που επικεντρώνεται σε ασθένειες του αμφιβληστροειδούς με τα πιο πρόσφατα ευρήματα σε τεχνικές και πρακτικές. Το 1^ο άρθρο δημοσιεύτηκε το 2014 με κορυφή το 2018 με 36 σχετικά άρθρα.

- Όσον αφορά τη **δεύτερη θέση** των δημοσιεύσεων ανά πηγή διαμορφώνεται ως εξής:

Για τις αναζητήσεις optical coherence tomography, optical coherence tomography time domain, optical coherence tomography swept source, optical coherence tomography angiography (OCTA) οι δημοσιεύσεις έγιναν στο IOVS που όπως αναφέρθηκε είναι ένα διαδικτυακό περιοδικό με δημοσιεύσεις σχετικές της οπτικής επιστήμης.

Για το optical coherence tomography fourier domain τη δεύτερη θέση καλύπτει το Optics Express, ένα επιστημονικό περιοδικό με καινοτομίες τόσο στον τομέα της τεχνολογίας όσο και στην οπτική επιστήμη γενικότερα.

Για τις αναζητήσεις optical coherence tomography time & fourier domain και optical coherence tomography swept source & spectral domain τη δεύτερη θέση καλύπτει το " Proceedings Of SPIE The International Society For Optical Engineering", που πρόκειται για δημοσιεύσεις άρθρων από επιστημονικά συνέδρια μηχανικών στον τομέα της οπτικής μηχανικής.

Τέλος, τη δεύτερη θέση για την αναζήτηση optical coherence tomography spectral domain καταλαμβάνει το διαδικτυακό περιοδικό Retina που αφορά δημοσιεύσεις για τις παθήσεις του αμφιβληστροειδούς και του υαλοειδούς.

- Η **τρίτη θέση** καταλαμβάνεται κυρίως από διαδικτυακά περιοδικά που έχουν αναφερθεί (optical coherence tomography-Retina, optical coherence tomography time domain-Retina, optical coherence tomography fourier domain- Proceedings Of SPIE The International Society For Optical Engineering, optical coherence tomography time

& fourier domain- Optics Express, optical coherence tomography swept source- Proceedings Of SPIE The International Society For Optical Engineering)

με εξαίρεση τα εξής:

- optical coherence tomography spectral domain και το American Journal of Ophthalmology με άρθρα που απευθύνονται σε οφθαλμιάτρους για τις νεότερες εργαστηριακές και κλινικές έρευνες
- το optical coherence tomography swept source & spectral domain και το British Journal of Ophthalmology με άρθρα σχετικά με την επιστήμη της οφθαλμολογίας
- το optical coherence tomography angiography (OCTA) και το Scientific Reports που πρόκειται για ένα περιοδικό με δημοσιεύσεις από φυσικές επιστήμες όπως τη μηχανική και την ιατρική

Κεφάλαιο 6

6.Απαιτούμενες Τεχνικές Προδιαγραφές για Νοσοκομειακή Εγκατάσταση

Με τον όρο *τεχνικές προδιαγραφές* ενός μηχανήματος εννοούμε όλες εκείνες τις τεχνικές απαιτήσεις που καθορίζουν τα ελάχιστα απαιτούμενα χαρακτηριστικά αυτού ώστε να προσδιοριστεί, με σκοπό να καλύπτει τις ανάγκες του εκάστοτε φορέα. Περιλαμβάνονται τα επίπεδα ποιότητας ή απόδοσης, οι διαστάσεις, οι δοκιμές και οι μέθοδοι δοκιμών, η συσκευασία, η σήμανση και οι πιστοποιήσεις με τον καλύτερο δυνατό τρόπο. Βασικό σημείο στη δημιουργία των τεχνικών προδιαγραφών είναι να μην αναγράφονται όροι που να προσδιορίζουν προϊόντα συγκεκριμένης κατασκευής με σκοπό να ευνοούνται ή και να απορρίπτονται αντίστοιχα επιχειρήσεις (απαγόρευση ουσιαστικά των τίτλων ευρεσιτεχνίας και των εμπορικών σημάτων). Παρακάτω λοιπόν παρατίθενται βασικές τεχνικές προδιαγραφές για νοσοκομειακή εγκατάσταση που έχουν προκύψει από τη σύγκριση διαφόρων διαγωνισμών για την προμήθεια μηχανήματος οπτικής τομογραφίας στα νοσοκομεία της Ελλάδας [10].

1. Η συσκευή θα πρέπει να είναι ενιαία και συμπαγής για λόγους στέγασης και να παρέχει τις εξής δυνατότητες για έλεγχο :
 - της κεφαλής του οπτικού νεύρου
 - των νευρικών ινών του αμφιβληστροειδούς
 - της ωχράς κηλίδας
 - του προσθίου ημιμορίου του οφθαλμού (κερατοειδούς)
2. Η αξονική διακριτική ικανότητα να είναι τουλάχιστον ίση με 6 μ m στον ιστό ώστε να παρέχεται η μέγιστη δυνατή ευκρίνεια της περιοχής σάρωσης (πιο συχνά : 5 μ m)
3. Η οριζόντια-εγκάρσια διακριτική ικανότητα να είναι μικρότερη ή ίση (\leq) με 20 μ m (πιο συχνά : 15 μ m)
4. Η ελάχιστη απαιτούμενη διάμετρος κόρης να είναι 2,5 μ m το πολύ
5. Το εύρος διοπτρών για εστίαση να είναι τουλάχιστον μεταξύ -20dB έως +20dB
6. Ο ρυθμός σάρωσης να έχει μέγιστη δυνατότητα (\leq) 100.000 A-scans/sec
7. Το σύστημα να διαθέτει έγχρωμη επίπεδη οθόνη LCD ενσωματωμένη κατά προτίμηση, για την εστίαση της συσκευής όσο και για την προβολή των λεπτομερειών και των παραμέτρων λήψης της OCT, συνεπώς της ανάλυσης και της εκτύπωσης
8. Να διαθέτει τόσο εσωτερικό όσο και εξωτερικό στόχο προσήλωσης και η επιλογή του στόχου να μπορεί να προεπιλεγεί από το χειριστή

9. Να δύναται να μετρά πάχος αμφιβληστροειδούς και νευρικών ινών με επεξεργασία της εικόνας καθέτου τομής
10. Η συσκευή για όλων των ειδών τις εξετάσεις να έχει τη δυνατότητα παρακολούθησης του ασθενούς και σύγκρισης με εξετάσεις προηγούμενων ημερομηνιών
11. Μεταβλητές γραμμές σάρωσης OCT για οποιονδήποτε άξονα με δυνατότητα περιστροφής σε οποιαδήποτε γωνία ώστε να μην απαιτείται μετακίνηση του στόχου
12. Το κεντράρισμα του μηχανήματος στην ίριδα να γίνεται αυτόματα με απλό πάτημα του ποντικιού (mouse) του συστήματος
13. Να διαθέτει ηλεκτροκίνητο σύστημα του υποσιάγωνου κατά διεύθυνση και ύψος που θα γίνεται και αυτή με τη χρήση ποντικιού (mouse) και όχι μέσω χειριστηρίου (joystick) για πλήρη ασφάλεια χρήσης
14. Η συσκευή να διαθέτει εγκεκριμένο στατιστικό πακέτο για άμεση σύγκριση του πάχους των νευρικών ινών, του αμφιβληστροειδούς και των νευρικών ινών με τις φυσιολογικές ανά ηλικία, γένος, φύλο και φυλή τιμές, απαραίτητα πιστοποιημένα από τον FDA
15. Το όλο σύστημα να συνοδεύεται από ειδικό τραπέζι (συνήθως είναι επιθυμητό το ηλεκτρικό), ώστε να είναι κατάλληλο και να εξυπηρετούνται με ευκολία άτομα που επιβαίνουν σε αναπηρικό αμαξίδιο
16. Να συνοδεύεται από υπολογιστή (κατά προτίμηση ενσωματωμένο) και η λειτουργία του αν είναι συμβατή σε περιβάλλον Windows (πιο συχνά Windows XP, Windows 7, Windows 10)
17. Να υπάρχει η δυνατότητα σύνδεσης με το εσωτερικό δίκτυο του νοσοκομείου για την αποθήκευση των δεδομένων μέσω σύνδεσης DICOM
18. (Software) πρόγραμμα αρχειοθέτησης, επεξεργασίας και ανάλυσης της εικόνας
19. (Software) πρόγραμμα βάσης δεδομένων και στατιστικών ανά ηλικία, γένος, φύλο και φυλή
20. Η συσκευή να μην έχει ιδιαίτερες απαιτήσεις για την εγκατάστασή της και να συνδέεται σε μονοφασική παροχή 200-240V με συχνότητα 50-60Hz (πιο συχνά 220V/50Hz)
21. Η συσκευή να δύναται να εξάγει αρχεία σε μορφή εικόνας (bmp,jpg) μέσω θύρας USB
22. Να υπάρχει η δυνατότητα διατήρησης εξωτερικού back up ασφαλείας
23. Η συσκευή να διαθέτει όλα τα απαραίτητα CE Mark και ISO
24. Να δύναται η κατηγοριοποίηση των ασθενών με βάση τη διάγνωση
25. Να διαθέτει εγγύηση καλής λειτουργίας τουλάχιστον 2 (δύο) ετών σε όλα τα μέρη του

26. Ανταλλακτικά για 10 χρόνια
27. Εξουσιοδοτημένα συνεργεία τεχνικής υποστήριξης
28. Εγκατάσταση και εκπαίδευση του προσωπικού

→Επιπλέον τεχνικές προδιαγραφές για συστήματα συνδυασμού OCT με αγγειογραφία – OCTA

29. Η συσκευή να διαθέτει ενσωματωμένη συσκευή για την έγχρωμη φωτογράφιση, η οποία να μπορεί να ρυθμιστεί τουλάχιστον σε μερικά (πιο συχνά 17) βήματα
30. Η συσκευή να έχει τη δυνατότητα επιλογής ξεχωριστού προγράμματος για την κάθε λειτουργία της συσκευής είτε ως οπτικής τομογραφίας, είτε ως κάμερας βυθού ή συνδυασμό και των δύο, είτε ως OCT αγγειογραφίας
31. Η συσκευή να δύναται να εκτελεί με ειδικό πρόγραμμα μη επεμβατική αγγειογραφία αμφιβληστροειδούς χωρίς τη χρήση οποιασδήποτε σκιαγραφικής ουσίας (OCT Angiography), απαραίτητα με χρήση συστήματος εγκλωβισμού κίνησης (eyetracker)
32. Το πρόγραμμα της OCT αγγειογραφίας της συσκευής (απεικόνισης της ροής αίματος στα αγγεία) να δύναται να εξετάζει περιοχές της ωχράς κηλίδας και του οπτικού νεύρου ποικίλου εμβαδού

Συμπεράσματα

Η οπτική τομογραφία συνοχής (OCT) είναι μια τεχνική σύγχρονη, γρήγορη, άνετη και αποτελεσματική για αρκετές παθήσεις του οφθαλμού. Παρέχει ποιοτικά και τεκμηριωμένα αποτελέσματα για μια μεγάλη γκάμα παθήσεων του οφθαλμού σε πραγματικό χρόνο μέσω της χαρτογράφησης της ωχράς κηλίδας.

Λαμβάνοντας υπόψη τις αναλύσεις που έγιναν παραπάνω, όσον αφορά τη σύγκριση των συστημάτων, το τυπικό οπτικό πεδίο πρέπει να είναι σίγουρα στα 5μm καθώς και η πλευρική ανάλυση δεν πρέπει να είναι κάτω από 15μm.

Επίσης, τα πρώτα χρόνια ύπαρξης της συμβατικής τεχνικής της OCT υπήρχε μια ραγδαία αύξηση του ρυθμού δημοσιεύσεων που με το πέρασμα των χρόνων ξεκίνησε σταδιακά να μειώνεται, καθώς έχει επέλθει σταθεροποίηση. Ωστόσο υπάρχουν νέες τεχνικές όπως η OCTA που ακόμη βρίσκεται σε ερευνητικό επίπεδο αλλά αναμένεται στα επόμενα χρόνια εξαιτίας της επαναστατικής της τεχνικής, να καταλάβει μεγάλο μέρος στον τομέα της οφθαλμολογίας αλλά και σε άλλα επιστημονικά πεδία.

Τέλος, για τη μετάβαση από τη θεωρητική μελέτη της βασικής λειτουργίας ενός μηχανήματος και των τεχνικών του, στην ύπαρξή του σε έναν επαγγελματικό χώρο υγείας, θα πρέπει να υπάρχουν ελάχιστες τεχνικές προδιαγραφές για τη μέγιστη διαφάνεια κάθε διοικητικής πράξης του εκάστοτε φορέα όπως περιγράφηκαν παραπάνω.

Η οπτική τομογραφία συνοχής εκτελεί ουσιαστικά μια οπτική βιοψία με ταυτόχρονη μείωση των αρνητικών ποσοστών που προκαλούνται από λάθη κατά τη συμβατική διαδικασία της δειγματοληπτικής βιοψίας.

Με την τεχνολογία να εξελίσσεται αδιάκοπα, δύναται να παρέχει **νέες εφαρμογές σε κλινικό επίπεδο** αλλά και στην **βιοϊατρική έρευνα**.

Αναφορές

1. Bille, J. (2019). *High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology*. Springer.
2. *CIRRUS HD-OCT - Optical Coherence Tomography (OCT) - Glaucoma - Medical Technology | ZEISS United States*.
3. *CIRRUS™ HD-OCT 500- The Essential OCT from ZEISS - Product Description and Details (ophthalmologyweb.com)*.
4. *CIRRUS™ HD-OCT 5000 with FastTrac™ - The Clinical Powerhouse from ZEISS - Product Description and Details (ophthalmologyweb.com)*.
5. *DRI_OCT_Triton_Brochure.pdf*.
6. Fercher, A., Hitzenberger, C., Kamp, G., & Elzaiat, S. (1995). Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Optics Communications*, σσ. 43–48.
7. Fujimoto, J., & Swanson, E. (2016). The development, commercialization, and impact of optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci.*, 57(9), σσ. OCT1–OCT13.
8. Hausler, G., & Lindner, M. (1998). Coherence radar" and "spectral radar" - new tools for dermatological diagnosis . *Journal of Biomedical Optics*, pp. 21-31.
9. Hsieh, Y., Ho, Y., & Lee, S. (2013). Dental optical coherence tomography. *Sensors*, 13(7), σσ. 8928–49.
10. <https://www.diavgeia.gov.gr/>.
11. <https://www.scopus.com/search/form.uri?display=basic#basic>.
12. Huang, D., Swanson, E. A., & Lin, C. (1991). Optical coherence tomography. *Science* 254, pp. 1178–1181.
13. *iscan80brochure-211217112227.pdf*.
14. Jia, Y., Bailey, S., Wilson, D., Tan, O., Klein, M., Flaxel, C., . . . Huang, D. (2014). Quantitative optical coherence tomography angiography of choroidal neovascularization in age-related macular degeneration. *Ophthalmology* 121, pp. 1435-1444.
15. Kashani, A., Chen, C., Gahm, J., Zheng, F., Ritcher, G., Rosenfeld, P., . . . Wang, R. (2017). Optical coherence tomography angiography: A comprehensive review of current methods and clinical applications. *Progress in Retinal and Eye Research*, σσ. 66-100.
16. Katkar, R., Tadinada, S., Amaechi, B., & Fried, F. (2018). Optical Coherence Tomography. *Dental clinics of North America*, σσ. 421-434. doi:10.1016/j.cden.2018.03.004
17. Laíns, I., Wang, J., Cui, Y., Katz, R., Vingopoulos, F., Staurenghi, G., . . . Miller, J. (2021). Retinal applications of swept source optical coherence tomography (OCT) and optical coherence tomography. (2021) , "*Retinal applications of swept source optical coherence tomography (OCT) and optical coherence tomogra*, σ. 52.
18. Lim, H., & Sotter, N. (1993). Clinical photomedicine.
19. *Optovue XR AVANTI - High Speed & Wide Field & AngioVue OCT (bon.de)*. (χ.χ.).
20. Podoleanu, G. (2005). Optical coherence tomography. *The British Journal of Radiology*(78), σσ. 976-988. doi: 10.1259/bjr/55735832
21. Podoleanu, G. (2012). Optical coherence tomography. *Journal of Microscopy*, σ. 12. doi:10.1111/j.1365-2818.2012.03619.x
22. Popescu, D., Choo-Smith, L., Flurerau, C., Youxin, M., Chang, S., Disano, J., . . . Sowa, M. (2011). Optical coherence tomography: fundamental principles, instrumental

- designs and biomedical applications. *Biophysical Reviews*(3), pp. 155–169.
doi:10.1007/s12551-011-0054-7
23. *primus200-brochure-the-essential-oct-oct-imaging-system.pdf*. (χ.χ.).
24. Rudolph, W., & Kempe, M. (1997). Trends in optical biomedical imaging. *J. Modern Opt.*, 44(9), σσ. 1617–1642.
25. Spaidea, R., Fujimoto, J., Waheed, N., Sadda, S., & Staurengi, G. (2018). Optical coherence tomography angiography. pp. 1-55.
26. Tearney, G., Brezinski, M., Bouma, B., Boppart, S., Pitris, C., Southern, J., & Fujimoto, J. (1997). In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography. 276(5321), pp. 2037–2039.
27. Yaqoob, Z. W. (2005). Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy. *Biotechniques*, σσ. S6-S13. doi:10.2144/000112090
28. Αποστολίδη, Ι. (2014). Μεταβολές του μετρούμενου αξονικού μήκους του οφθαλμού σε παθήσεις της ωχράς κηλίδας. 52-56. Ηράκλειο: ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ.
29. Κοσκοσάς, Α. (2010). Διάκριση των φαινοτύπων της ηλικιακής εκφύλισης της ωχράς με τη συμβολή της τομογραφίας οπτικής συνοχής (OCT). 64-83.
doi:10.12681/eadd/19433

Πηγές Εικόνων

Εικόνα 1.1- [[optical coherence tomography - Bing](#)]

Εικόνα 1.2- [[OCT \(slideshare.net\)](#)]

Εικόνα 2.1- [[TIME DOMAIN OCT - Bing images](#)]

Εικόνα 2.2- [[FD-OCT system based on a Michelson interferometer | Download Scientific Diagram \(researchgate.net\)](#)]

Εικόνα 2.3- [[OCT \(slideshare.net\)](#)]

Εικόνα 2.4- [Bille, J.F. (2019), "High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology" σ.σ. 62]

Εικόνα 2.5- [[oct angiography - Bing images](#)]

Εικόνα 4.1- [[primus 200 - Bing](#)]

Εικόνα 4.2- [[rtvue xr avanti oct - Bing](#)]

Εικόνα 4.3- [[iscan80 oct - Bing](#)]

Εικόνα 4.4- [[dri triton oct brochure - Bing](#)]

Εικόνα 4.5- [[cirrus 5000 angioplex - Bing](#)]

Εικόνα 4.6- [[cirrus 500 - Bing](#)]