



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

ΠΟΛΙΤΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ
Αριθμός Μητρώου: 15092

Επιβλέπων Καθηγητής
ΛΙΑΠΑΡΙΝΟΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ, ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

Αθήνα, Ιούνιος 2023

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Παναγιώτης Λιαπαρίνος	Αικατερίνη Σκουρολιάκου	Ευστράτιος Δαυίδ
Αναπληρωτής Καθηγητής	Αναπληρώτρια Καθηγήτρια	Επίκουρος Καθηγητής
Ο Επιβλέπων Καθηγητής		

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ] [ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ] [ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Πολίτης Γεώργιος του Ιωάννη, με αριθμό μητρώου 15092 φοιτητής 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

23/6/2023

Ο Δηλών



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η διπλωματική εργασία πραγματεύεται την ανάλυση και την επεξήγηση μίας νέας καινοτόμου τεχνολογίας που αφορά τα ανιχνευτικά συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας. Τα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας χρησιμοποιούν ακτίνες-Χ για να παράγουν λεπτομερείς εικόνες των εσωτερικών δομών του ανθρώπινου οργανισμού και ο ανιχνευτής είναι υπεύθυνος για την ανίχνευση των ακτίνων-Χ και τη μετατροπή τους σε ψηφιακά δεδομένα, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία των εικόνων. Τα συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας θεωρούνται ως ένας προηγμένος τύπος μηχανημάτων, και η τεχνολογία τους βασίζεται στην αρχή των μοναδικών φασματικών ιδιοτήτων των διαφόρων ιστών του ανθρώπινου σώματος που μπορεί να αξιοποιηθεί σε σχέση με την κλασική αξονική τομογραφία, γεγονός που επιτρέπει υψηλότερη ανάλυση και βελτιωμένη ποιότητα εικόνας. Οι συμβατικοί αξονικοί τομογράφοι χρησιμοποιούν ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας που βασίζονται σε κρυστάλλους σπινθηρισμού και φωτοδιόδους. Αυτοί οι ανιχνευτές, είναι σε θέση να μετρήσουν τη συνολική ποσότητα ενέργειας που απορροφάται από τον ανιχνευτή, αλλά δεν μπορούν να διαφοροποιήσουν τα μεμονωμένα φωτόνια. Τα συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας χρησιμοποιούν ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων (Photon-counting detectors – PCD) και είναι σε θέση να διακρίνουν αυτά τα φωτόνια μεμονωμένα, γεγονός που τους επιτρέπει να παρέχουν μια πιο λεπτομερή εικόνα. Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα των συστημάτων PCD είναι η ικανότητά τους να ανιχνεύουν ακτίνες-Χ χαμηλής ενέργειας οι οποίες επιτρέπουν βελτιωμένη ορατότητα των μαλακών ιστών και μειωμένες δόσεις ακτινοβολίας. Οι συμβατικοί ανιχνευτές συχνά δυσκολεύονται να ανιχνεύσουν αυτές τις ακτίνες-Χ χαμηλής ενέργειας, οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν σε απώλεια ποιότητας εικόνας. Ένα άλλο πλεονέκτημα των συστημάτων PCD, είναι η ικανότητά τους να μειώνουν το θόρυβο στις εικόνες γεγονός που επιτρέπει βελτιωμένη ορατότητα μικρών λεπτομερειών και βελτιωμένη διαγνωστική ακρίβεια. Επιπλέον, απαιτούν ειδικές τεχνικές επεξεργασίας και λογισμικό για την παραγωγή εικόνων, που μπορεί να είναι πιο δύσκολο στη χρήση από τις παραδοσιακές τεχνικές. Συμπερασματικά, τα συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας, είναι μία πολλά υποσχόμενη τεχνολογία για τη βελτίωση της ιατρικής απεικόνισης, λόγω των πολλαπλών ιδιοτήτων που έχουν. Χρησιμοποιούνται σε πολλές κλινικές μελέτες όπως η ογκολογία για την αντιμετώπιση και απεικόνιση διαφόρων παθήσεων.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, για την στήριξη που μου έδειχνε όλο αυτόν τον καιρό της συγγραφής της διπλωματικής, καθώς και τον καθηγητή μου κ. Λιαπαρίνο Παναγιώτη για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε δίνοντας μου το θέμα και καθοδηγώντας με κατάλληλα για την ολοκλήρωσή του.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	7
1.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ-Χ	8
1.3 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ	11
1.4 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ-γ	13
1.5 γ-ΚΑΜΕΡΑ.....	13
1.6 ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΠΟΖΙΤΡΟΝΙΩΝ.....	14
1.7 ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΜΟΝΟΥ ΦΩΤΟΝΙΟΥ	15
1.8 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ	16

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 (ΑΝΑΛΥΤΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ)

2.1 ΒΑΣΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ	18
2.2 ΚΛΙΜΑΚΑ ΑΡΙΘΜΩΝ CT.....	18
2.3 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ	19
2.4 ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ	23

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 (ΦΑΣΜΑΤΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ(SPECTRAL-CT))

3.1 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΔΙΠΛΗΣ ΠΗΓΗΣ.....	24
3.2 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΤΑΧΕΙΑΣ ΕΝΑΛΛΑΓΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ.....	25
3.3 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΔΙΠΛΗΣ ΣΤΡΩΣΗΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ.....	25
3.4 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ.....	26
3.5 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗ ΦΩΤΟΝΙΩΝ.....	28
3.6 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ	30
3.7 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟΥ	30
3.8 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΓΙΑ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΩΝ ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΩΝ.....	31
3.9 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΣΤΑΤΙΚΩΝ ΔΟΜΗΣ.....	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 (ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ)

4.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ	34
4.2 ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ	38
4.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΛΙΝΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ	41

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 (ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΣΥΓΧΡΟΝΩΝ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ)

5.1 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ GE HEALTHCARE GEMSTONE.....	42
5.2 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ PHILLIPS HEALTHCARE(SPECTRAL CT7500).44	
5.3 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ SIEMENS HEALTHNEERS NAEOTOM ALPHA 56	
5.4 ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ	46

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	48
-------------------	----

ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	49
---------------	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΒΑΣΙΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

1.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

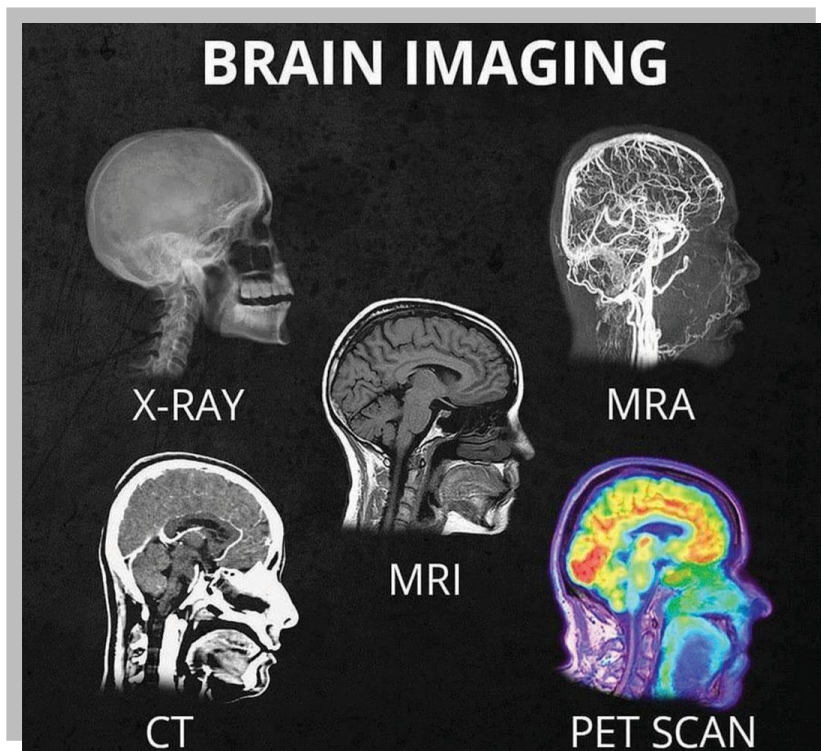
Η ιατρική απεικόνιση εκπομπής ακτίνων-Χ ξεκίνησε τον Νοέμβριο του 1895 τελείως τυχαία από τον Dr. Willem Roentgen. Ο Roentgen κάνοντας πειράματα με έναν σωλήνα που ονομάζεται Crookes, διαπίστωσε ότι δίνοντας μεγάλη τάση στη συσκευή, προκειμένου να μελετήσει την συμπεριφορά των ηλεκτρονίων που εκπέμπονταν από τον σωλήνα, παρατήρησε ότι ένα κομμάτι φωσφόρου μέσα στο δωμάτιο άρχιζε να λάμπει. Διεξάγοντας συνεχή και διάφορα πειράματα που αφορούσαν αυτές τις εκπομπές παρατήρησε ότι όταν κρατούσε το χέρι του μεταξύ του σωλήνα και του φωσφόρου, το φως που εκπέμπεται φαινόταν να παρουσιάζει μία εικόνα του χεριού του. Κατέγραψε αυτές τις εικόνες φιλμ της τότε εποχής και έτσι δημιουργήθηκαν οι πρώτες εικόνες ακτίνων-Χ όπως φαίνεται στην **Εικόνα 1.1** (Rock J Radiopaedia.org rID: 84885) της ανατομίας του ανθρώπινου είδους. Στα ερωτήματα που δημιουργήθηκαν, όσον αφορά την εκπομπή από τον σωλήνα Crookes, οι απαντήσεις δόθηκαν ως εξής: Όταν μία αρκετά μεγάλη διαφορά δυναμικού εφαρμόζεται ανάμεσα στα ηλεκτρόδια στο σωλήνα, έχει ως αποτέλεσμα τα ηλεκτρόνια να απελευθερώνονται από το αρνητικό ηλεκτρόδιο και να μεταφέρονται στο θετικό, δηλαδή να μετακινούνται από την κάθοδο στην άνοδο με τόσο μεγάλη ισχύ, δίνοντας τους μεγάλη ταχύτητα και ενέργεια. Όταν ένα ηλεκτρόνιο βομβαρδίζει το θετικό ηλεκτρόδιο η ενέργειά του μεταφέρεται στον πυρήνα δημιουργώντας μία μορφή ακτινοβολίας που έως και σήμερα ονομάζουμε ακτίνα-Χ. Λόγω της μεγάλης ενέργειας που μεταφέρουν αυτές οι ακτίνες, μπορούν να διαπεράσουν από όλα τα όργανα του ανθρώπινου οργανισμού. Ωστόσο, λόγω της διαφορετικής σύστασης των ιστών η διείσδυση διαφέρει. Αυτή η διαφορά αποτελεί τη βάση της απεικόνισης του ανθρώπινου σώματος με ακτίνες-Χ.



Εικόνα 1.1: Willhelm Roentgen, και στα αριστερά ακτινογραφία του χεριού της γυναίκας του. (Rock J Radiopaedia.org rID: 84885)

Με τον όρο ιατρική απεικόνιση αναφερόμαστε στο τομέα της διαγνωστικής ιατρικής που έχει ως σκοπό της δημιουργία εικόνων με ειδικές μεθοδολογίες και τεχνικές όπως η ακτινοδιαγνωστική, η πυρηνική ιατρική κ.α. Οι τεχνικές αυτές συνήθως χρησιμοποιούν ένα φάσμα ηλεκτρομαγνητικών

κυμάτων όπου αναφέρονται ως ιοντίζουσες ακτινοβολίες και χωρίζονται σε ακτίνες-Χ και ακτίνες-γ. Από την άλλη πλευρά, υπάρχουν και τεχνικές οι οποίες χρησιμοποιούν μη ιοντίζουσες ακτινοβολίες, όπως η υπερηχογραφία και η τομογραφία μαγνητικού συντονισμού. Η διαδικασία απεικόνισης αυτών των συστημάτων έχει ως αρχή ένα σήμα εισόδου, το οποίο μέσω κάποιων διεργασιών υφίσταται διαδοχικές αλλαγές μέχρι τη δημιουργία του σήματος εξόδου και την τελική μορφή της ψηφιοποιημένης εικόνας. Παράδειγμα διαφορετικών απεικονίσεων του εγκεφάλου μπορούμε να διακρίνουμε στην **Εικόνα 1.2**.



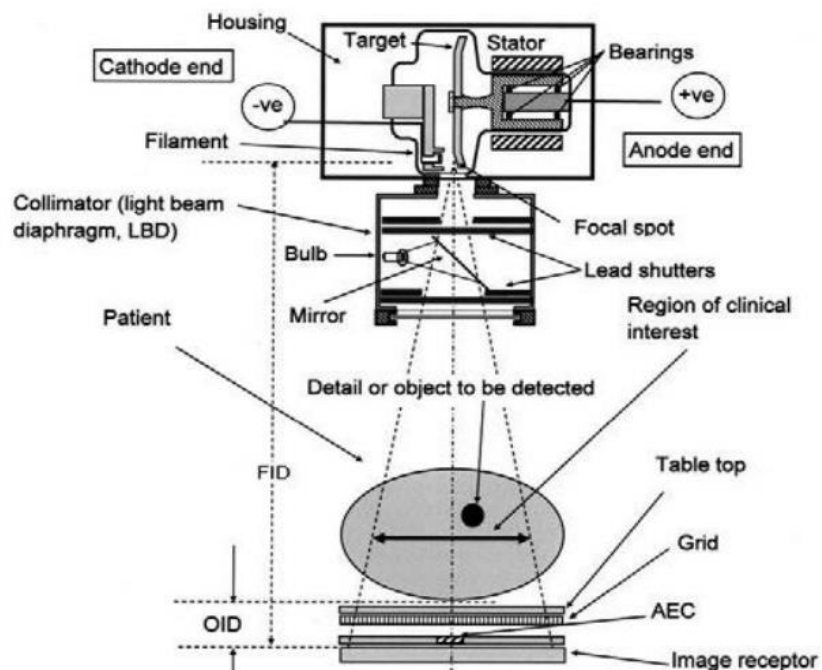
Εικόνα 1.2: Απεικόνιση εγκεφάλου με διάφορες μεθόδους με τη χρήση ιοντιζουσών και μη ακτινοβολιών ακτινοβολιών: (Tehrani S. et al 2020)

1.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ-Χ

Η βασική δομή ενός κλασικού ακτινογραφικού συστήματος αποτελείται από μία λυχνία ακτίνων-Χ, μία εξεταστική τράπεζα και ένα ανιχνευτικό σύστημα, είτε συμβατικό είτε ψηφιακό, όπως απεικονίζεται στην **Εικόνα 1.3**.

Άλλα απεικονιστικά συστήματα που κάνουν χρήση ακτίνων-Χ είναι η κλασική ακτινοσκόπηση (**Εικόνα 1.4**), η μαστογραφική απεικόνιση και η αξονική τομογραφία. Όλα αυτά τα συστήματα, ως βάση έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά με το σύστημα κλασικής ακτινογραφίας και το βασικότερο τους χαρακτηριστικό είναι η ανίχνευση της ακτινοβολίας που γίνεται με τη μέθοδο ολοκλήρωσης ενέργειας. Η βασική αρχή αυτών των ανιχνευτών είναι ότι το σήμα εξόδου είναι ανάλογο με την συνολική ενέργεια του απορροφάται από αυτούς τους ανιχνευτές.

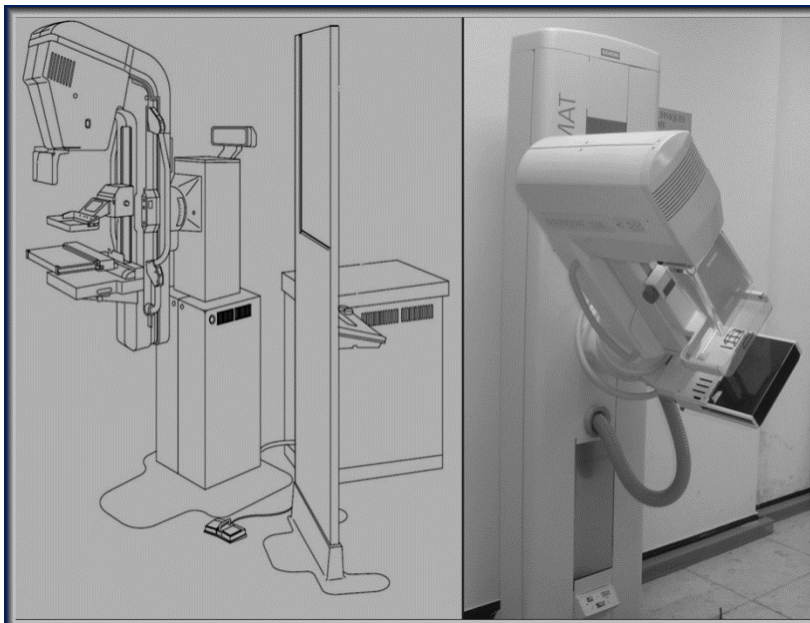
Το σύστημα κλασικής ακτινοσκόπησης αποτελείται από μία πηγή ακτίνων-Χ, έναν ανιχνευτή (ενισχυτής εικόνας) και μία διάταξη ψηφιοποίησης της εικόνας. Χρησιμοποιείται για την μελέτη διαδοχικών εικόνων εσωτερικών δομών του ανθρώπινου σώματος σε real-time λειτουργία, όπως και τα συστήματα απλής ακτινογραφίας, χρησιμοποιεί ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας (Κανδαράκης Ι. 2007).



Εικόνα 1.3: Διάγραμμα κλασσικού ακτινογραφικού συστήματος ακτίνων-X. (Dance et al 2014).



Εικόνα 1.4: Βασική Διάταξη Ακτινοσκοπικού Μηχανήματος. (Dance et al 2014).



Εικόνα 1.5:Βασική Διάταξη μαστογράφου με πίεστρο.(Κανδαράκης Ι. 2007)

Η μαστογραφία είναι άλλη μία μέθοδος κλασικής ακτινοδιαγνωστικής που κατά κύριο λόγο χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του καρκίνου του μαστού. Η διάταξη του συστήματος (**Εικόνα 1.5**) είναι παρόμοια με τα προηγούμενα με την μόνη βασική διαφορά να είναι η χρήση φωτονίων χαμηλών ενεργειών. Αποτελείται, επίσης, από ένα πίεστρο που κρατάει τον μαστό σε πλήρη ακινησία και σταθεροποιεί το πάχος των ιστών ώστε να είναι το ίδιο.

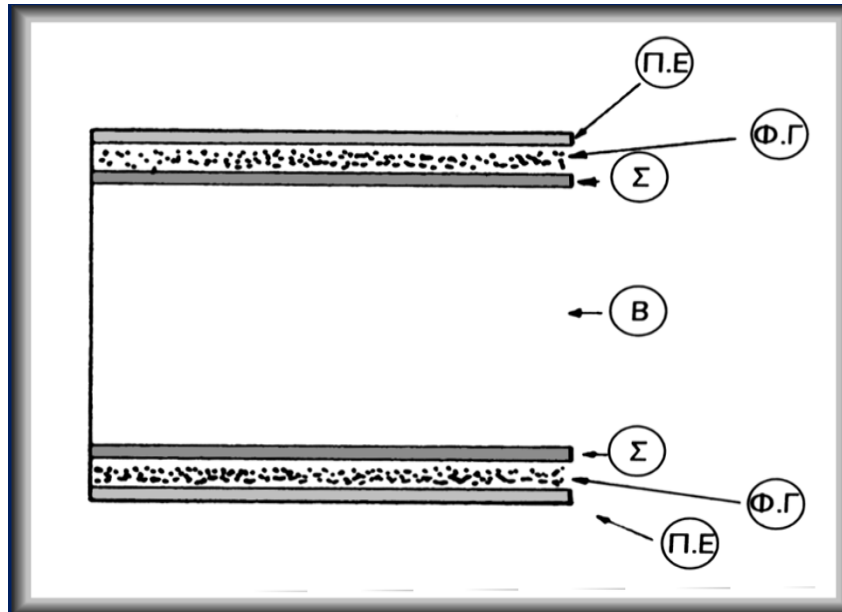
Η υπολογιστική τομογραφία (computed tomography) είναι μια ιατρική τεχνική απεικόνισης που χρησιμοποιεί ακτίνες-Χ καθώς και υπολογιστική ανάλυση δεδομένων για την παραγωγή λεπτομερών και διατομικών εικόνων του σώματος. Η υπολογιστική τομογραφία μπορεί να βοηθήσει στη διάγνωση ενός μεγάλου εύρους καταστάσεων. Οι εικόνες που λαμβάνονται από αξονικές τομογραφίες είναι πιο λεπτομερείς από τις συνηθισμένες ακτινογραφίες και μπορούν να παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για τα εσωτερικά όργανα, τα οστά και τους ιστούς του οργανισμού (Dance et al 2014).



Εικόνα 1.6:Βασική Διάταξη αξονικού τομογράφου. (Case courtesy of Wikipedia, Radiopaedia.org, rID: 55278)

1.3 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ

Τα συστήματα ακτινοδιαγνωστικής ακτίνων-Χ χρησιμοποιούν ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας. Το πιο διαδεδομένο μέσο καταγραφής διαγνωστικών εικόνων είναι το ακτινογραφικό φιλμ. Αποτελείται από ένα φωτοευαίσθητο φωτογραφικό γαλάκτωμα.

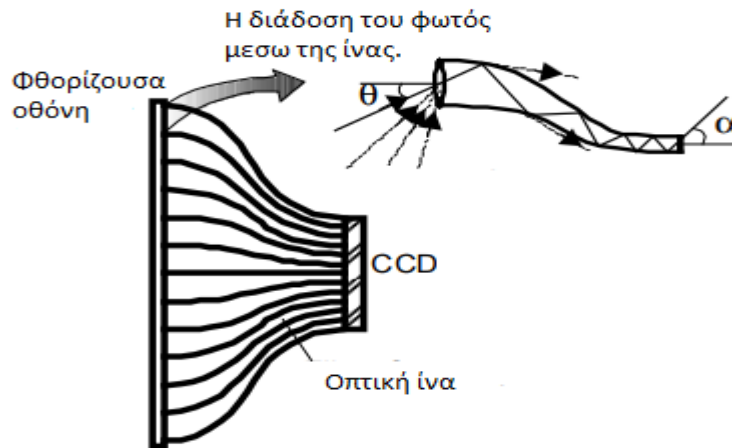


Εικόνα 1.7: Κλασικός ανιχνευτής φιλμ (Κανδαράκης Ι. 2007).

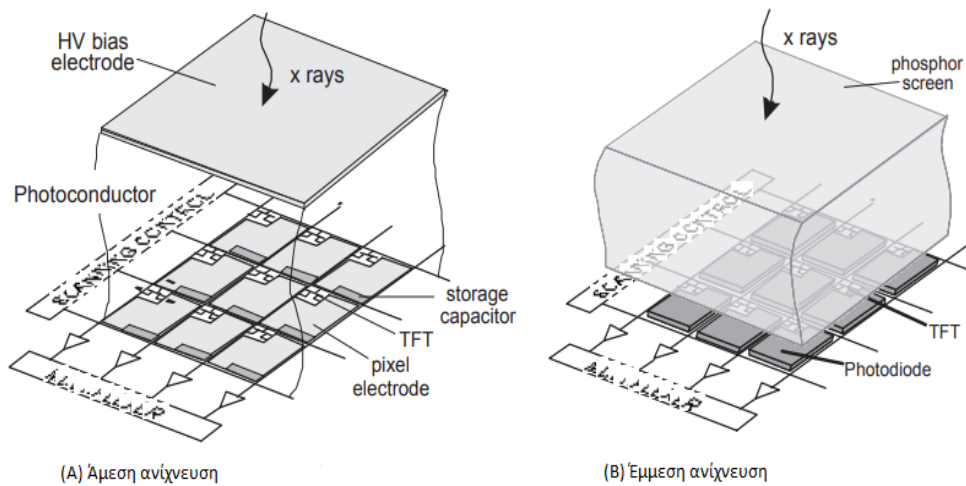
Η βασική δομή ενός ακτινογραφικού φιλμ διπλού φωτογραφικού γαλακτώματος, όπως διακρίνεται και στην **Εικόνα 1.7**, αποτελείται από μία βάση, που στηρίζεται το γαλάκτωμα, η οποία είναι κατασκευασμένη από πολυεστέρα. Το φωτογραφικό γαλάκτωμα αποτελείται από κόκκους βρωμιούχου αργύρου. Επίσης, στην επιφάνεια υπάρχει προστατευτική επίστρωση. Όσο μεγαλύτεροι είναι οι κόκκοι, τόσο μεγαλύτερη ευαισθησία παρουσιάζει το φιλμ. Τέλος, η ευαισθησία εξαρτάται από το πάχος του φωτογραφικού γαλακτώματος. (Κανδαράκης Ι. 2007).

Όσον αφορά την ψηφιακή ακτινοδιαγνωστική, τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν μία φθορίζουσα οθόνη η οποία συνδέεται με μία διάταξη φωτοδιόδων μέσω οπτικών ινών ή φακών. Η οθόνη απορροφά τις ακτίνες-Χ και τις μετατρέπει σε φως. Αυτό το φως, μέσω των οπτικών ινών, μεταφέρεται στις φωτοδιόδους και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και τέλος, αυτό το σήμα ψηφιοποιείται μέσω μετατροπέων. Οι φωτοδιόδοι που χρησιμοποιούνται ονομάζονται διατάξεις συσκευών συζευγμένου φορτίου (CCD) και είναι ολοκληρωμένα κυκλώματα ημιαγωγού-οξειδίου-μετάλλου, η βασική του διάταξη του οποίου, απεικονίζεται στην **Εικόνα 1.8** (Yaffe et al 1997). Αποτελούνται από μια σειρά μεταλλικών ηλεκτροδίων τα οποία ονομάζονται πύλες, ένα στρώμα οξειδίου του πυριτίου και ένα υπόστρωμα ημιαγωγού πυριτίου. Σε μία διάταξη CCD διατίθενται πολλές σειρές πυκνωτών η μία δίπλα στην άλλη. Υπάρχουν CCD με 256X256 pixel έως και 2048X2048 pixel (Dance et al 2014).

Άλλοι ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας χρησιμοποιούν την τεχνολογία των επίπεδων ανιχνευτών (Flat Panel) ενεργού μήτρας με εφαρμογές στην ψηφιακή μαστογραφία και ψηφιακή ακτινοσκόπηση. Εφαρμόζεται σε συστήματα με φθορίζουσα οθόνη ή με άμορφο σελήνιο με διάταξη υγρών κρυστάλλων (LCD). Η βασική δομή ενός τέτοιου ανιχνευτή είναι η εξής: Στο πίσω μέρος του ανιχνευτή έχει τοποθετηθεί μία μεγάλων διαστάσεων βάση κατασκευασμένη από γυαλί. Επάνω στη βάση είναι τοποθετημένη μία διάταξη από στοιχειώδη απεικονιστικά στοιχεία. Κάθε στοιχείο αποτελείται από μία φωτοδίοδο άμορφου πυριτίου συνδεδεμένη με κατάλληλο διακόπτη λεπτού υμενίου (φιλμ). Ο διακόπτης μπορεί να είναι κάποιο τρανζίστορ ή κάποια δίοδος. Η διάταξη των στοιχείων έχει μεγάλες διαστάσεις και ονομάζεται ενεργός μήτρα (Dance et al 2014).



Εικόνα 1.8: Ανιχνευτής ψηφιακής ακτινοδιαγνωστικής με χρήση CCD (Dance et al 2014).



Εικόνα 1.9: Δύο τύποι ανιχνευτών. Δεξιά άμεσης ανίχνευσης και αριστερά έμμεσης ανίχνευσης (Dance et al 2014).

Τα συστήματα που χρησιμοποιούν ενισχυτική πινακίδα ονομάζονται συστήματα έμμεσης ανίχνευσης, ενώ αυτά που κάνουν χρήση άμορφου σεληνίου ονομάζονται άμεσης ανίχνευσης. Η διαφορά τους είναι ότι στη πρώτη περίπτωση τα φωτόνια που προσπίπτουν μετατρέπονται σε φως και έπειτα σε ηλεκτρικό σήμα, ενώ στη δεύτερη η μετατροπή γίνεται απευθείας από φωτόνια σε ηλεκτρικό σήμα. Σχηματική παράσταση διακρίνεται στην **Εικόνα 1.9**.

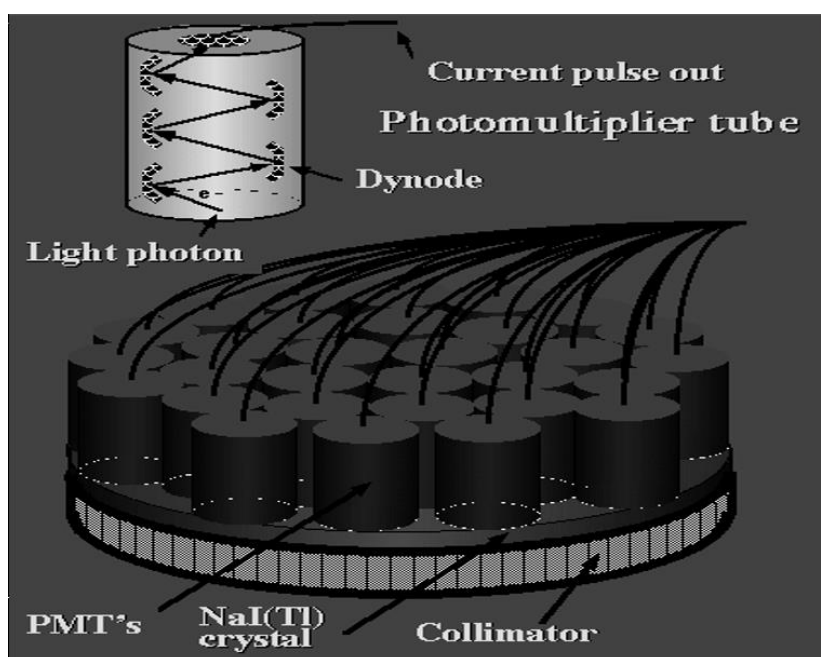
1.4 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ- γ

Η πυρηνική ιατρική είναι ένας ακόμα επιστημονικός τομέας ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί μικρές ποσότητες ραδιενεργού υλικού, που ονομάζεται ραδιοϊσότοπο, για να παράγει λεπτομερείς εικόνες από το εσωτερικό του σώματος. Το ραδιοϊσότοπο εισάγεται στο σώμα, συνήθως μέσω ένεσης ή μέσω κατάποσης, και στη συνέχεια ανιχνεύεται από μία ειδική κάμερα, που ονομάζεται γ -κάμερα. Η κάμερα καταγράφει εικόνες της κατανομής του ραδιοϊσοτόπου στο σώμα και αυτές οι εικόνες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον εντοπισμό και τη διάγνωση ασθενειών όπως ο καρκίνος, οι καρδιακές παθήσεις και οι διαταραχές του θυρεοειδούς. Οι τεχνικές πυρηνικής απεικόνισης περιλαμβάνουν την τομογραφία εκπομπής

ποζιτρονίων (positron emission tomography - PET), και την υπολογιστική τομογραφία εκπομπής φωτονίου (single-photon emission computerized tomography - SPECT).

1.5 γ-ΚΑΜΕΡΑ

Στα περισσότερα συστήματα πυρηνικής απεικόνισης με χρήση ακτίνων-γ χρησιμοποιούνται ανιχνευτές ακτινοβολίας τύπου γ-κάμερας όπου η βασική τους διάταξη διακρίνεται στην **Εικόνα 1.10**. Υπάρχουν διάφοροι τύποι και το βασικό τους χαρακτηριστικό είναι η μεγάλη τους ανιχνευτική επιφάνεια. Η λειτουργία της γ-κάμερας βασίζεται σε μονοκρυστάλλους σπινθηριστών NaI(Tl) ή CsI(Tl) μεγάλης επιφάνειας ή σε διατάξεις πολλαπλών κρυστάλλων. Οι σπινθηριστές συνδέονται με φωτοδιόδους ή φωτοπολλαπλασιαστές. Υπάρχουν επίσης, ανιχνευτές τύπου ημιαγωγού. Η γ-κάμερα συνήθως αποτελείται από έναν ανιχνευτή, που είναι κρύσταλλος σπινθηρισμού, που ανιχνεύει τις ακτίνες-γ και τις μετατρέπει σε φως. Φωτοπολλαπλασιαστές που μετατρέπουν το φως που παράγεται από τον κρύσταλλο σπινθηρισμού σε ηλεκτρικό σήμα.



Εικόνα 1.10:Βασική δομή γ-κάμερας (Κανδαράκης Ι. 2007).

Ένα φύλλο μολύβδου ή βολφραμίου που περιορίζει το οπτικό πεδίο της γ-κάμερας σε μία συγκεκριμένη περιοχή του σώματος, επιτρέποντας στις ακτίνες-γ να φτάσουν στον ανιχνευτή πιο αποτελεσματικά, ένα σύστημα απόκτησης δεδομένων (DAS) δηλαδή ένα ηλεκτρονικό σύστημα που καταγράφει και επεξεργάζεται τα ηλεκτρικά σήματα από τους φωτοπολλαπλασιαστές και παράγει μία εικόνα της κατανομής των ακτίνων-γ. Τέλος, ένα λογισμικό το οποίο επεξεργάζεται τις εικόνες που παράγονται από το DAS καθώς και μία οθόνη για την εμφάνιση των εικόνων που δημιουργούνται από την γ-κάμερα (Κανδαράκης Ι. 2007).

1.6 ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΠΟΖΙΤΡΟΝΙΩΝ

Η Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων (ΤΕΠ) ή PET (POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY) είναι μια μέθοδος ιατρικής απεικόνισης που βασίζεται σε φυσικά φαινόμενα: στο φαινόμενο της ραδιενέργειας β^+ (εκπομπή ποζιτρονίου) και στο φαινόμενο της εξαύλωσης ποζιτρονίου-ηλεκτρονίου. Η ραδιενέργεια β^+ είναι η εκπομπή ενός ποζιτρονίου (ηλεκτρονίου αντύλης) από ατομικούς πυρήνες με ανεπαρκή αναλογία νετρονίων προς πρωτόνια. Η εξαύλωση είναι η αλληλεπίδραση ενός ποζιτρονίου με ένα ηλεκτρόνιο και στη συνέχεια η μετατροπή τους σε φωτόνια υψηλής ενέργειας (φωτόνια εξαύλωσης). Η

μέθοδος PET εντάσσεται στο πεδίο της πυρηνικής απεικόνισης και των λειτουργικών και μοριακών απεικονίσεων (functional imaging, molecular imaging) και κάνει χρήση ραδιοφαρμάκων που είναι επισημασμένα με ραδιενεργά ισότοπα εκπομπής σωματίων β^+ . Αυτό το ραδιοφάρμακο χορηγείται συνήθως στο ανθρώπινο σώμα μέσω κατάποσης ή έγχυσης (μέσω σύριγγας) και μετακινείται στην περιοχή που έχει διαγνωσθεί η δυσλειτουργία με την βοήθεια της ροής του αίματος. Κάθε ένα από αυτά τα σωματίδια προκύπτουν δύο φωτόνια με υψηλή ενέργεια και διαφορετικές κατευθύνσεις συνήθως αντίθετες. Η διαδικασία καταγραφής αυτών των φωτονίων απαιτεί δύο αντιδιαμετρικούς ανιχνευτές. Στους δύο ανιχνευτές περιέχεται ένα κατάλληλο κύκλωμα σύμπτωσης (coincident circuit) το οποίο απορρίπτει τις μετρήσεις φωτονίων που διαπιστώνει ότι δεν προέρχονται από το ίδιο «γεγονός» (φαινόμενο εξαΰλωσης). Η παραγωγή των ραδιοφαρμάκων βασίζεται σε έναν επιταχυντή που ονομάζεται κύκλοτρο. Η αρχή λειτουργίας του κύκλοτρο έχει ως αρχή ένα μαγνητικό πεδίο που προκαλεί περιστροφική κίνηση στα επιταχυνόμενα σωματίδια. Έπειτα, μέσω παρεμβολής ηλεκτρικού πεδίου στο εσωτερικό του κύκλοτρο, μεταβάλλεται η πολικότητα με τη μορφή τετραγωνικού κύματος. Τα περιστρεφόμενα σωματίδια επιταχύνονται κάθε φορά που εισέρχονται μέσα στο κύκλοτρο και η ακτίνα περιστροφής τους αυξάνεται κάθε φορά, με αποτέλεσμα τα σωματίδια να ακολουθούν μία σπειροειδή τροχιά. (Κανδαράκης Ι. 2007).



Εικόνα 1.11:Σύστημα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου (Κανδαράκης Ι. 2007).

1.7 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΜΟΝΟΥ ΦΩΤΟΝΙΟΥ (SPECT)

Στα συστήματα SPECT απεικονίζονται, κατ'αρχήν, εγκάρσια επίπεδα, δηλαδή κάθετα στον κεντρικό άξονα του σώματος. Η απεικόνιση αυτών των νοητών επιπέδων μπορεί να επιτευχθεί εάν μετρηθούν τα φωτόνια γ που έχουν διεύθυνση εκπομπής και διάδοσης κάθετη στον κεντρικό άξονα.

Με λίγα λόγια, η απεικόνιση ενός επιπέδου βασίζεται στα φωτόνια που εκπέμπονται από την πηγή, διαδίδονται στην επιφάνεια του επιπέδου και εξέρχονται από το σώμα του ασθενούς και καταλήγουν στον ανιχνευτή. Στα περισσότερα συστήματα SPECT η μέτρηση ακτινοβολίας γίνεται με την βοήθεια ανιχνευτή ακτινοβολίας τύπου γ -κάμερας (Κανδαράκης Ι. 2007). Η κεφαλή της κάμερας περιστρέφεται γύρω από τον κεντρικό άξονα του σώματος του ασθενούς. Η ανιχνευτική επιφάνεια της παραμένει παράλληλη στην επιφάνεια του σώματος και κατά της διάρκεια αυτής της περιστροφής της γίνονται λήψεις συμβατικών εικόνων σε διαδοχικές θέσεις της κεφαλής επάνω στην περιφέρεια περιστροφής.

Οι συμβατικές εικόνες σχηματίζονται με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή, είναι ψηφιακές και αποτελούν τις μετρήσεις της ακτινοβολίας. Έπειτα από κάποιες μεθόδους ανακατασκευής σχηματίζεται η τελική εικόνα. Στην **Εικόνα 1.12** βλέπουμε την μορφή ενός τέτοιου συστήματος.

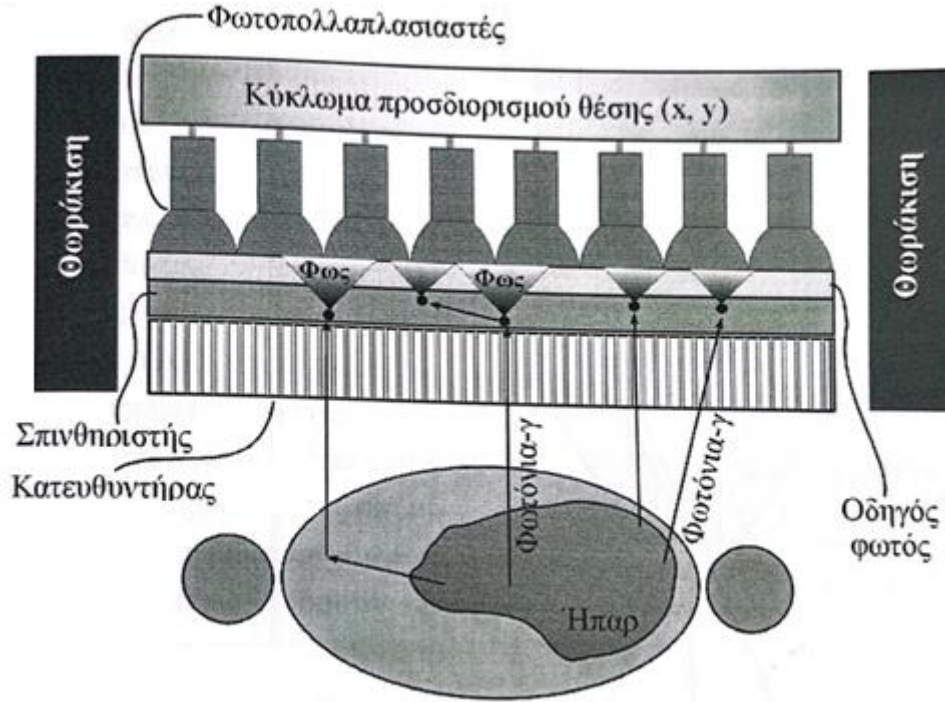


Εικόνα 1.12: Σύστημα Υπολογιστικής τομογραφίας εκπομπής μονού φωτονίου (Κανδαράκης Ι. 2007).

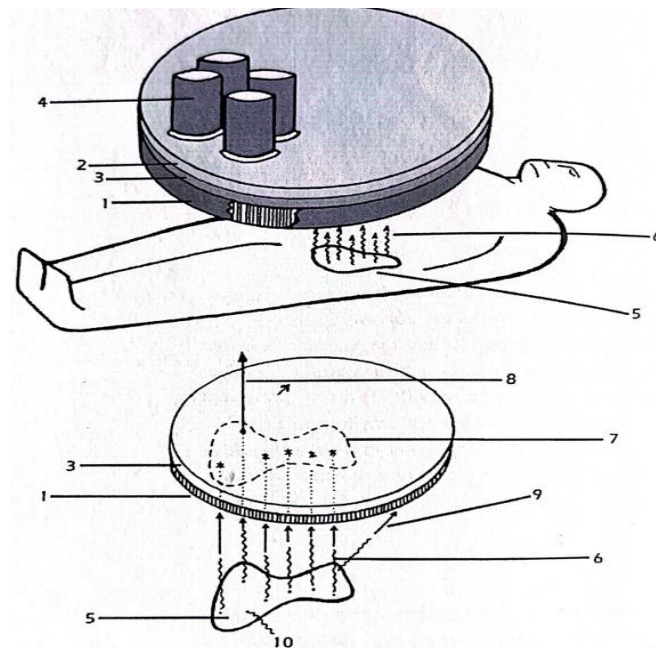
1.8 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Τα συστήματα πυρηνικής ιατρικής χρησιμοποιούν ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων. Αυτοί οι ανιχνευτές έχουν σχεδιαστεί για να ανιχνεύουν και να μετρούν μεμονωμένες ακτίνες- γ (φωτόνια) που εκπέμπονται από το ραδιοϊσότοπο που έχει εισαχθεί στο σώμα. Οι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων αποτελούνται από έναν κρύσταλλο σπινθηρισμού που απορροφά τις ακτίνες- γ και εκπέμπει φως σε απόκριση. Το φως στη συνέχεια, ανιχνεύεται από μια σειρά σωλήνων φωτοπολλαπλασιαστή ή φωτοπολλαπλασιαστών πυριτίου, οι οποίοι μετατρέπουν το φως σε ηλεκτρικό σήμα. Στη συνέχεια, το ηλεκτρικό σήμα επεξεργάζεται από έναν υπολογιστή για να παραχθεί μία εικόνα της κατανομής του ραδιοϊσοτόπου στο σώμα. Αυτοί οι ανιχνευτές στην πυρηνική απεικόνιση είναι γνωστοί ως γ -κάμερα.

Η βασική δομή της ανιχνευτικής κεφαλής φαίνεται στις **Εικόνα 1.13^α** και **1.13^β**. Αποτελείται από έναν κατευθυντήρα και πίσω του βρίσκεται ο κρύσταλλος του σπινθηριστή, ο οποίος καλύπτεται από αλουμίνιο. Χρησιμοποιούνται επίσης κρύσταλλοι μεγάλου μεγέθους για την απεικόνιση μεγάλων οργάνων, όπως οι πνεύμονες, ενώ οι κρύσταλλοι μικρού μεγέθους για την καρδιά. Η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος εξαρτάται από το πάχος των κρυστάλλων. Το σύστημα επίσης, περιέχει τον οδηγό φωτός (light guide) που χρησιμοποιείται για την συλλογή των φθορίζοντων φωτονίων στους φωτοπολλαπλασιαστές και έχει ως αποτέλεσμα την εκμετάλλευση ορισμένων φαινομένων της οπτικής. Όσον αφορά τους φωτοπολλαπλασιαστές, ο αριθμός του είναι διαφορετικός ανάλογα των διαστάσεων των κρυστάλλων και του συστήματος. Ένα πλήρες σύστημα γ -κάμερας αποτελείται από μία, δύο ή τρεις κεφαλές όπου η καθμία περιέχει τον σπινθηριστή, τον οδηγό φωτός του φωτοπολλαπλασιαστές τους προενισχυτές, το γραμμικό ενισχυτή και τον κατευθυντήρα (Κανδαράκης Ι. 2007).



Εικόνα 1.13α: Βασική δομή ανιχνευτικής κεφαλής-φωτοπολλαπλασιαστές (Κανδαράκης Ι. 2007).



Εικόνα 1.13β: Ανιχνευτής τύπου γ-κάμερας. 1. Κατευθυντήρας, 2. Οδηγός φωτός, 3. Κρύσταλλος (NaI(Tl)). 4. Φωτοπολλαπλασιαστής, 5. Εξεταζόμενο όργανο, 6. Φωτόνια γ. 7. Προβολή του οργάνου στο κρύσταλλο, 8. Φωτόνιο γ που δεν παράγει σπινθηρισμό, 9. Φωτόνιο γ που αποκόπτεται από τον κατευθυντήρα (Κανδαράκης Ι. 2007).

Συνοπτικά, η λειτουργία της γάμμα-κάμερας είναι η εξής: τα φωτόνια γ προσπίπτουν πάνω στον κρύσταλλο. Έπειτα τα παραγόμενα φθορίζοντα φωτόνια που προέρχονται από τον σπινθηριστή εκπέμπονται προς όλες τις κατευθύνσεις και ορισμένα από αυτά προσπίπτουν επάνω στις φωτοκαθόδους που περιέχονται στους φωτοπολλαπλασιαστές. Ο αριθμός των φωτονίων που προσπίπτουν πάνω σε κάθε φωτοπολλαπλασιαστή εξαρτάται από την απόσταση του συγκεκριμένου φωτοπολλαπλασιαστή από το σημείο που απορροφήθηκε το φωτόνιο γ. Η ένταση του ηλεκτρικού παλμού που παράγεται στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή είναι ανάλογη της απόστασης από αυτόν. Συνεπώς, ο παλμός που είναι επάνω από το σημείο απορρόφησης είναι και ο μέγιστος. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια γ παράγουν παλμούς χαμηλής έντασης

όπου και απορρίπτονται από ένα κατώφλι που ρυθμίζει ο χρήστης. Μετά την απορρόφηση ενός φωτονίου γ , οι φωτοπολλαπλασιαστές συλλέγουν έναν αριθμό φθορίζοντων φωτονίων και στη συνέχεια παράγουν έναν παλμό στην έξοδο. Οι βασικοί στόχοι είναι να προσδιοριστεί η θέση του φωτονίου γ καθώς και η ενέργεια του. (Κανδαράκης Ι. 2007). Τέλος, για την δημιουργία της τελικής εικόνας οι παλμοί συνδυάζονται έτσι ώστε να προκύπτουν δύο παλμοί X και Y όπου οι εντάσεις τους είναι ανάλογες με τις συντεταγμένες x και y του σημείου που έγινε η απορρόφηση της ακτίνας- γ . Συνεπώς για κάθε σημείο της εξεταζόμενης περιοχής υπάρχει κάποιο αντίστοιχο σημείο επάνω στην οθόνη που προσδιορίζει αυτές τις συντεταγμένες που προέρχονται από τους παλμούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΑΝΑΛΥΤΙΚΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1 ΒΑΣΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Η βασική δομή του αξονικού τομογράφου αποτελείται από πολλά βασικά στοιχεία που συνεργάζονται μεταξύ τους για να παράγουν εικόνες του εσωτερικού του σώματος του ανθρώπου. Τα κύρια στοιχεία ενός συστήματος CT περιλαμβάνουν:

- 1) Μία πηγή ακτίνων-X, όπου σε αυτή παράγεται μια δέσμη ακτίνων-X, που διέρχεται από το σώμα του ασθενή και προσπίπτει πάνω στους ανιχνευτές,
- 2) Ανιχνευτές, οι οποίοι κάνουν ολοκλήρωση ενέργειας, διατεταγμένους σε κυκλική διάταξη που μετρούν τις ακτίνες-X που διέρχονται από το σώμα του ασθενή και τις μετατρέπουν σε ηλεκτρικά σήματα,
- 3) Ένα περιστρεφόμενο μέρος που ονομάζεται gantry, το οποίο συγκρατεί την πηγή ακτίνων-X και τη σειρά των ανιχνευτών αντιδιαμετρικά, και περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή για να αποκτήσει πολλαπλές προβολές από διαφορετικές γωνίες,
- 4) Την τράπεζα του ασθενή,
- 5) Ένα σύστημα λήψης δεδομένων το οποίο λαμβάνει τα ηλεκτρικά σήματα από τους ανιχνευτές και επεξεργάζεται τα δεδομένα για να δημιουργήσει μία εικόνα της εσωτερικής δομής,
- 6) Ένα σύστημα ανακατασκευής εικόνας υπεύθυνο για την επεξεργασία των δεδομένων από το σύστημα λήψης που βοηθά μέσω αλγορίθμου στο φιλτράρισμα της οπισθοπροβολής και στην καλύτερη διακριτική ικανότητα, καθώς και μία οθόνη για την αναπαραγωγή αυτών των επεξεργασμένων εικόνων (Κανδαράκης Ι. 2007).

2.2 ΚΛΙΜΑΔΑ ΑΡΙΘΜΩΝ CT

Οι μονάδες Hounsfield (HU) είναι μία κλίμακα μέτρησης που χρησιμοποιείται για την αναπαράσταση των τιμών εξασθένησης των ακτίνων-X στις εικόνες του αξονικού τομογράφου. Στην αξονική τομογραφία, οι ακτίνες-X περνούν από το σώμα του ασθενή και προσπίπτουν πάνω στους ανιχνευτές στην άλλη πλευρά. Οι συντελεστές εξασθένησης ή αλλιώς η σκεδαζόμενη ή απορροφούσα ακτινοβολία χρησιμοποιείται για τη δημιουργία μίας εικόνας του σώματος. Η κλίμακα μονάδας Hounsfield χρησιμοποιείται για να αναπαραστήσει τον συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων-X ως αριθμητική τιμή.

Η κλίμακα μονάδας Hounsfield κυμαίνεται από +1000 για δομές με μεγάλη πυκνότητα (όπως το κόκκαλο) έως -1000 για δομές με μικρή πυκνότητα (όπως ο αέρας ή ο μαλακός ιστός). Στην κλίμακα Hounsfield, το νερό έχει τιμή 0 και οι συντελεστές εξασθένησης άλλων ιστών αποδίδονται σε σχέση με το νερό. Για παράδειγμα, οι μαλακοί ιστοί έχουν συνήθως τιμές HU μεταξύ -30 και +30, ενώ τα οστά έχουν τιμές περίπου +400 έως +800 όπως διακρίνεται και στον Πίνακα 2.1.

Συνοπτικά, οι μονάδες Hounsfield είναι μία κλίμακα μέτρησης που χρησιμοποιείται στην αξονική τομογραφία για να αντιπροσωπεύει τον βαθμό εξασθένησης των ακτίνων-X και χρησιμοποιούνται για τον διαχωρισμό μεταξύ διαφορετικών τύπων ιστών στο σώμα (Dance et al 2014).

Για παράδειγμα, όπως απεικονίζεται και στον Πίνακα 2.1 μία δομή του σώματος του ανθρώπου με μεγάλη απορρόφηση ακτίνων-X, όπως είναι τα οστά έχει μεγάλη τιμή Hounsfield (+1000) ενώ μία άλλη δομή με λιγότερη απορρόφηση, όπως ο πνεύμονας, έχει πολύ μικρότερη τιμή (-750).

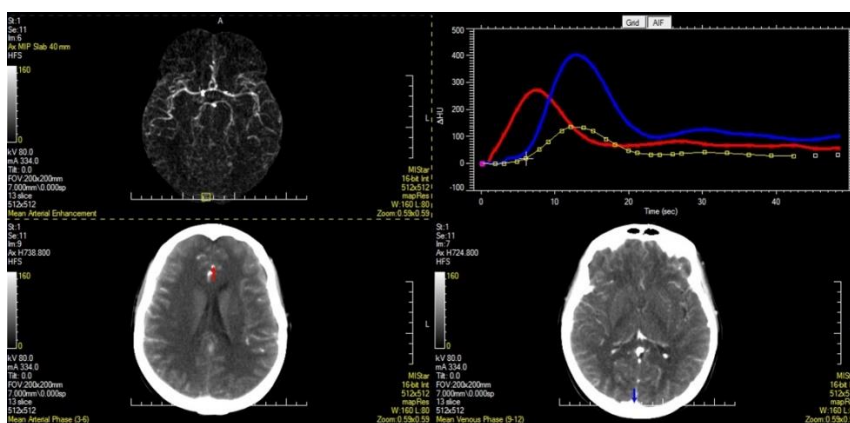
Πίνακας 2.1: Βασικές τιμές hounsfield για διαφορετικούς ιστούς και όργανα

ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΔΟΜΗ	ΤΙΜΕΣ HOUNSFIELD
ΟΣΤΟ	1000
ΝΕΡΟ	60
ΑΙΜΑ	55
ΝΕΦΡΑ	30
ΜΥΣ	25
ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ	35
ΝΕΡΟ	0
ΛΙΠΟΣ	-90
ΠΝΕΥΜΟΝΑΣ	-750
ΑΕΡΑΣ	-1000

2.3 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΗ ΕΞΕΛΙΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Η αξονική τομογραφία εφαρμόστηκε κλινικά για πρώτη φορά το 1971 ως μία εξελιγμένη μέθοδος απλής ιατρικής απεικόνισης (Dance et al 2014). Η βασική διαφορά των εφαρμογών της είναι ότι από την απλή δυσδιάστατη απεικόνιση του εγκεφάλου εξελίχθηκε στην τρισδιάστατη απεικόνιση ολόκληρου του ανθρώπινου σώματος για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, συμπεριλαμβανομένης της ογκολογίας, της αγγειακής ακτινολογίας και της καρδιολογίας. Παράδειγμα απεικόνισης του εγκεφάλου με αξονική τομογραφία φαίνεται στην **Εικόνα 2.1**.

Η διαδικασία της υπολογιστικής τομογραφίας περιλαμβάνει τη μέτρηση των ακτίνων-X που εκπέμπονται μέσω του ασθενή για ένα μεγάλο αριθμό προβολών. Αποτελεί, δηλαδή, μία χαρτογράφηση των τιμών του συντελεστή εξασθένησης της ακτινοβολίας. Με την περιστροφή της λυχνίας ακτίνων-X και του ανιχνευτή γύρω από τον ασθενή μπορεί να γίνει λήψη πολλών προβολών. Οι ακτίνες-X που προσπίπτουν στον ανιχνευτή χρησιμοποιούνται για να κατασκευάσουν την εικόνα που αποτελείται από μία μήτρα με πολλά εικονοστοιχεία (pixels). Οι τιμές των εικονοστοιχείων εξαρτώνται από την εξασθένηση των φωτονίων. Επομένως, ένα σύστημα CT χωρίζεται σε δύο βασικά τμήματα. Πρώτον, το μετρητικό που αποτελείται κυρίως από την πηγή και τον ανιχνευτή και δεύτερον, το υπολογιστικό που κάνει την επεξεργασία για την τελική μορφή της εικόνας (Dance et al 2014).



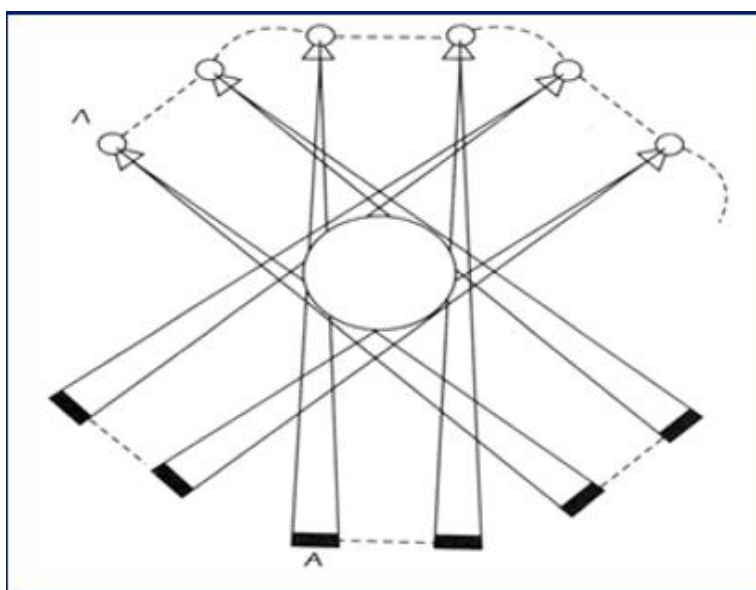
Εικόνα 2.1: Απεικόνιση εγκεφάλου με σύστημα αξονικής τομογραφίας: (Case courtesy of Ya'ir Glick, Radiopaedia.org, rID: 53369)

ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Τα συστήματα αξονικής τομογραφίας χωρίζονται και κατατάσσονται σε 4 γενεές. Τα συστήματα 1^{ης} γενεάς (**Εικόνα 2.2**) αποτελούνταν από μία λυχνία ακτίνων X σταθερής ανόδου με τη δέσμη να είναι γραμμική και πολύ λεπτή. Απέναντι τοποθετείται ένας ανιχνευτής ακλόνητα συνδεδεμένος με την λυχνία ώστε να ακολουθεί τις κινήσεις της (Curry T.S. et al 1990). Η αρχή λειτουργίας αυτού του συστήματος είναι σύνθετη και βασίζεται σε μία γραμμική μεταφορική κίνηση, κατά τη διάρκεια της οποίας ολοκληρώνεται μια σάρωση της θεωρούμενης διατομής του σώματος. Η λυχνία στρεφόταν κατά μία μοίρα και επαναλαμβανόταν η μεταφορική κίνηση με αποτέλεσμα ο ανιχνευτής να μετρήσει 160 φορές την ακτινοβολία που τον «αγγίζει». Αυτό είχε ως αποτέλεσμα η λυχνία να διαγράφει ένα ημικύκλιο γύρω από το ακτινοβολούμενο αντικείμενο. Συνεπώς ο συνολικός αριθμός μετρήσεων ανέρχεται στις 28.800. Το μεγάλο μειονέκτημα που είχαν αυτά τα συστήματα 1^{ης} γενεάς ήταν ο μεγάλος χρόνος εξέτασης ο οποίος ανερχόταν στα 5 λεπτά, που όπως φαίνεται παρακάτω μειώθηκε ριζικά στις επόμενες γενεές (Κανδαράκης Ι. 2007).

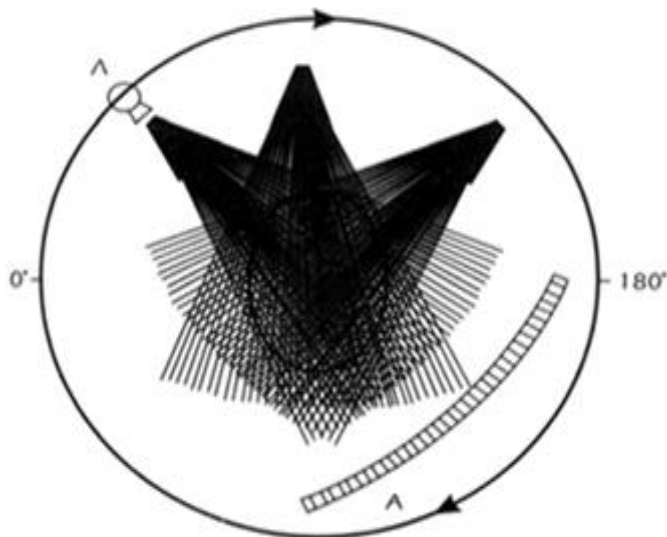


Εικόνα 2.2: Πρώτης γενιάς αξονικός τομογράφος. (Case courtesy of Raphael Ambros, Radiopaedia.org, rID: 85113)



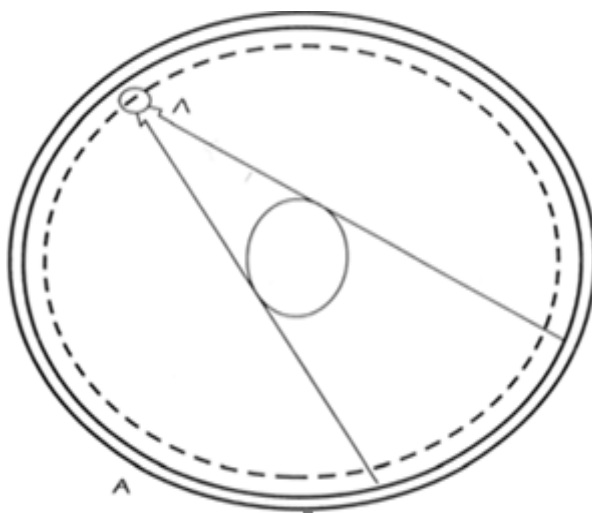
Εικόνα 2.3: Δεύτερης γενιάς αξονικός τομογράφος. (Webb A. et al 2003).

Στα συστήματα 3^{ης} γενεάς (Curry T.S. et al 1990) έχουμε ακόμα μεγαλύτερη αύξηση της γωνίας της δέσμης (συνήθως κάπου στις 40 μοίρες) όπως φαίνεται στην **Εικόνα 2.4**, με αποτέλεσμα να καλύπτεται όλη η επιφάνεια διατομής. Επίσης είναι τοποθετημένοι ακόμα περισσότεροι ανιχνευτές οι οποίοι κινούνται στροφικά μαζί με την λυχνία. Όλα τα παραπάνω έχουν ως αποτέλεσμα την μείωση του χρόνου σάρωσης ιδανικά ακόμα και στα 2 δευτερόλεπτα (Κανδαράκης Ι. 2007).



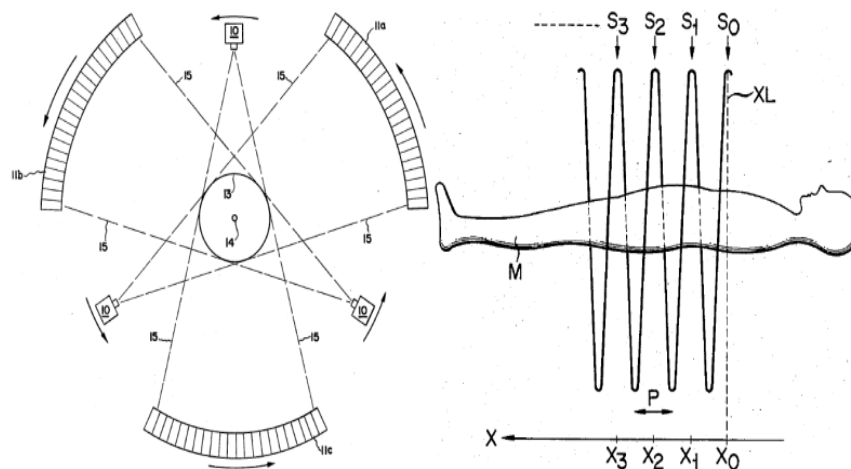
Εικόνα 2.4: Αξονικός τομογράφος 3ης γενεάς με ακόμα μεγαλύτερο άνοιγμα της γωνίας που ακτινοβολεί και με μεγαλύτερο αριθμό ανιχνευτών (Κανδαράκης Ι. 2007).

Τέλος στα συστήματα 4^{ης} γενεάς αξονικής τομογραφίας (Curry T.S. et al 1990) φτάνουμε πλέον στον μεγάλο αριθμό ανιχνευτών της τάξης των 2.000 με τέτοια διάταξη, ώστε να σχηματίζεται ένας ακίνητος δακτύλιος γύρω από τον ασθενή (**Εικόνα 2.5**). Βασικό πλεονέκτημα είναι η ευκολία ρύθμισης των ανιχνευτών και όχι η μείωση του χρόνου σάρωσης. Η αρχή λειτουργίας του συστήματος είναι ότι για κάθε διαφορετική θέση της λυχνίας ακτινοβολείται ένα ορισμένο τμήμα των ανιχνευτών ενώ οι υπόλοιποι παραμένουν ελεύθεροι να ρυθμιστούν. Υπάρχουν όμως και αρκετά μειονεκτήματα σε αυτά τα συστήματα όπως είναι το μεγάλο κόστος, λόγω του μεγάλου αριθμού ανιχνευτών καθώς και η καταγραφή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας (Κανδαράκης Ι. 2007). Τέλος, ένα βασικό μειονέκτημα είναι η δημιουργία παρασκιάς λόγω της μείωσης απόστασης μεταξύ ασθενούς και ανιχνευτή.

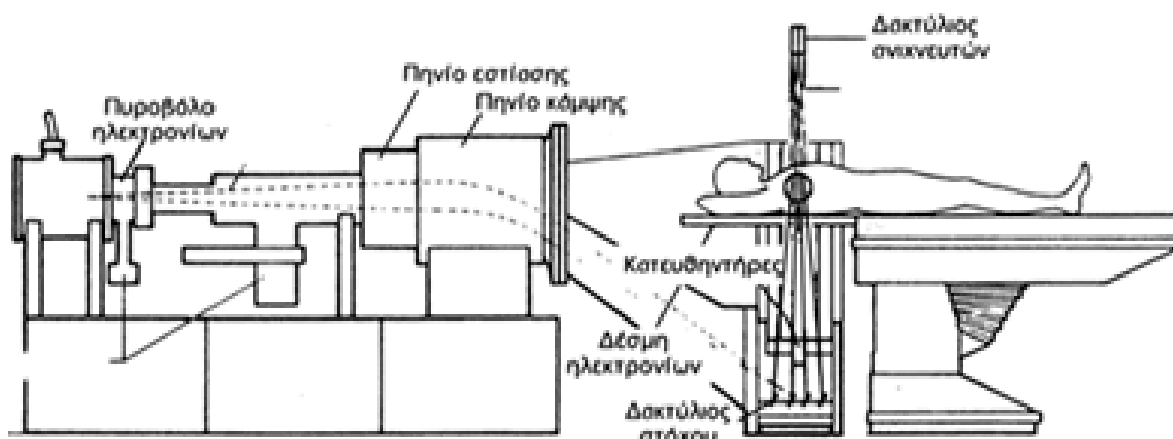


Εικόνα 2.5: Αξονικός τομογράφος 4ης γενεάς με χρήση ανιχνευτών κατά την έκταση όλης της διαμέτρου του gantry (Κανδαράκης Ι. 2007).

Υπάρχουν και άλλα συστήματα αξονικής τομογραφίας τα οποία είναι πολύ σύγχρονα. Κάποια από αυτά αποτελούνται από περισσότερες από μία λυχνίες σε διαφορετικές θέσεις (όπως το Dual Energy CT).



Εικόνα 2.6: Στα αριστερά αξονικός τομογράφος με χρήση πολλαπλών πηγών. Στα δεξιά αξονικός τομογράφος με τη μέθοδο της ελικοειδής περιστροφής. (Dance et al 2014).



Εικόνα 2.7: Σύστημα αξονικής τομογραφίας χωρίς λυχνία ακτίνων-X, με πυροβόλο ηλεκτρονίων και δακτύλιο βολφραμίου (Κανδαράκης Ι. 2007).

Από την άλλη, υπάρχουν και συστήματα τα οποία δεν διαθέτουν καθόλου λυχνία (Boyd et al 1987) και αντί αυτής υπάρχει ένας ημικυκλικός δακτύλιος από Βολφράμιο που περιβάλλει τον ασθενή. Επίσης, έχουν κάνει την εμφάνιση τους και συστήματα τα οποία διαθέτουν κινούμενη τράπεζα έτσι ώστε να επιτυγχάνεται ακτινοβολία μεγάλου τμήματος του σώματος σε σύντομο χρονικό διάστημα όπου σε συνδυασμό με την περιστροφική κίνηση της λυχνίας επιτυγχάνεται συνολικά μία ελικοειδή μορφή σάρωσης (Helical CT or Spiral CT) (Κανδαράκης Ι. 2007). Τέλος, υπάρχουν και τα συστήματα με χρήση πολλαπλών σειρών ανιχνευτών (multiple row detector array) όπου ονομάζονται τομογράφοι πολλαπλών τομών (multi-slice CT scanners), όπου οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι κατά μήκος πολλών τόξων, ο ένας δίπλα στον άλλον έχοντας επαφή μεταξύ τους.

2.4 ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας στην αξονική τομογραφία είναι μαθηματικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία αυτών των εικόνων από τα ακατέργαστα δεδομένα που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια μίας αξονικής τομογραφίας. Υπάρχουν διάφοροι τύποι αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας, όπως η οπισθοπροβολή με φίλτρο (Filtered-back projection - FBP) και επαναληπτικές μέθοδοι ανακατασκευής (iterative reconstruction methods - IRM). Το FBP είναι μία γρήγορη και απλή μέθοδος που περιλαμβάνει τη σύνδεση των ακατέργαστων δεδομένων με ένα φίλτρο, και στη συνέχεια την εκ νέου προβολή τους για τη δημιουργία της τελικής εικόνας. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος μπορεί να οδηγήσει σε ψευδενδείξεις εικόνας, όπως η θόλωση, ειδικά σε περιοχές της εικόνας όπου υπάρχει υψηλή αντίθεση. Το IRM, από την άλλη πλευρά, είναι μία πιο εξελιγμένη μέθοδος που περιλαμβάνει βελτίωση της εικόνας με βάση τα ακατέργαστα δεδομένα και την προηγούμενη γνώση σχετικά με την εικόνα. Αυτή η μέθοδος μπορεί να παράγει εικόνες υψηλότερης ποιότητας και να μειώσει τις ψευδενδείξεις της εικόνας, αλλά απαιτεί περισσότερη υπολογιστική ισχύ και χρόνο. Παραδείγματα IRM περιλαμβάνουν αλγόριθμους όπως η και η αλγεβρική τεχνική ανασυγκρότησης (algebraic reconstruction technique - ART) και η σύγχρονη αναδρομική τεχνική ανακατασκευής (simultaneous iterative reconstruction technique – SIRT) (Dance et al 2014).

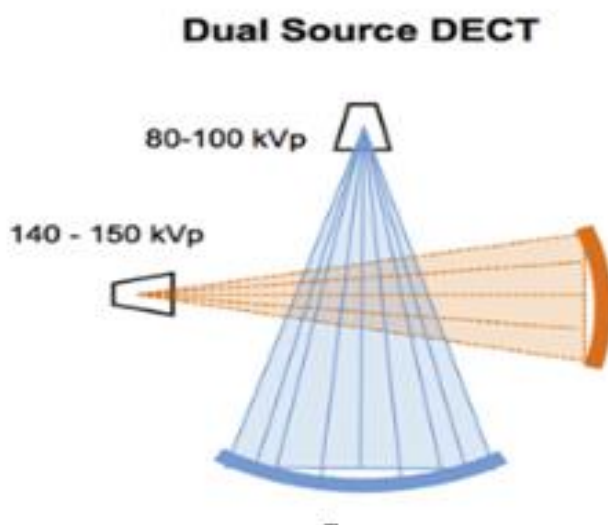
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΦΑΣΜΑΤΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (SPECTRAL-CT)

Η φασματική υπολογιστική τομογραφία (spectral-CT) είναι μία καινούργια και αναδυόμενη τεχνολογία που μας προσφέρει μεγαλύτερη διαφοροποίηση των υλικών που εμπεριέχουν οι ιστοί του ανθρώπινου οργανισμού (σε σχέση με την κλασική αξονική τομογραφία) η οποία επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας την εξασθενημένη ενέργεια των ακτίνων-X σε οποιοδήποτε υλικό. Μία συγκεκριμένη μορφή της φασματικής υπολογιστικής τομογραφίας που θα μελετήσουμε και παρακάτω, ονομάζεται απεικόνιση διπλής ενέργειας (Dual energy imaging) στην οποία μετράμε μία επιπρόσθετη εξασθένιση ακτίνων-X με διαφορετική ενέργεια από την πρώτη.

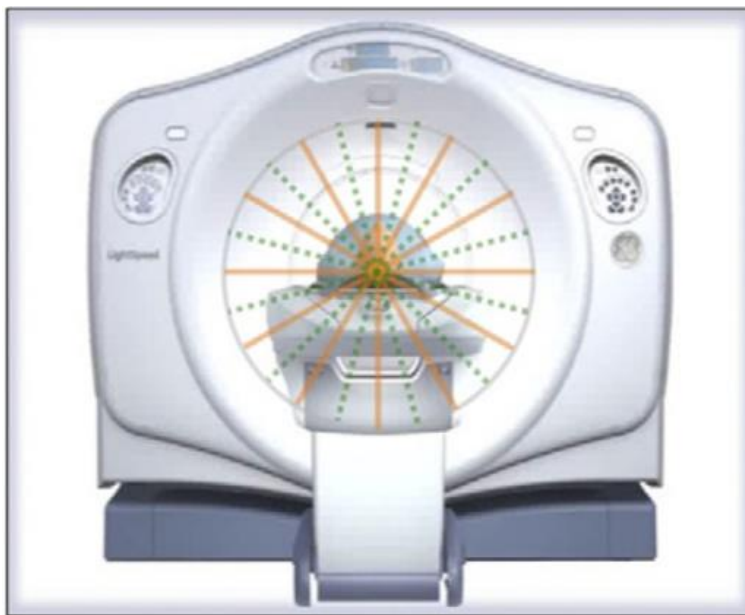
3.1 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΔΙΠΛΗΣ ΠΗΓΗΣ (DUAL-SOURCE CT)

Ένα από τα κύρια θέματα της έρευνας στο πεδίο της αξονικής υπολογιστικής τομογραφίας είναι η φασματική απεικόνιση που αναφέρεται στην ενέργεια πολυχρωματικών ακτίνων-X για τον καλύτερο χαρακτηρισμό των ιστών. Η υπολογιστική τομογραφία διπλής ενέργειας κάνει χρήση δύο ενεργειακών φασμάτων που αφορά την απεικόνιση και χωρίζεται σε δύο βασικές κατηγορίες, την απεικόνιση με βάση α) την πηγή και β) τους ανιχνευτές του συστήματος. Όσον αφορά την πρώτη κατηγορία, τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν είτε δύο πηγές ανεξάρτητες μεταξύ τους έχοντας διαφορετικό δυναμικό, είτε μία πηγή ακτίνων- X η οποία θα μπορεί να αλλάζει σχεδόν στιγμιαία από χαμηλό σε υψηλό δυναμικό. Ένα τέτοιο σύστημα διπλής λυχνίας ακτίνων-X είναι το σύστημα της Siemens Healthineers (**Εικόνα 3.1**) στο οποίο έχουμε τοποθέτηση των δύο λυχνιών σε γωνία σχεδόν 90 μοιρών όπου η μία λυχνία λειτουργεί περίπου στα 140 kVp και η άλλη περίπου στα 80 kVp. Τα βασικά πλεονεκτήματα αυτού του συστήματος που αφορά την φασματική υπολογιστική τομογραφία είναι ότι το ρεύμα της λυχνίας μπορεί να ρυθμιστεί ξεχωριστά με αποτέλεσμα την μείωση του θορύβου κατά τη ρύθμιση των προβολών υψηλής και χαμηλής ενέργειας. Ένα ακόμα βασικό πλεονέκτημα είναι ότι με την χρήση ενός φίλτρου σε μία από τις δύο λυχνίες μπορεί να μας δώσει περαιτέρω ενίσχυση μεταξύ των δύο φασμάτων. Όσον αφορά τα μειονεκτήματα, έχουμε μείωση της απόστασης μεταξύ του ανιχνευτή και της λυχνίας μερικών εκατοστών. Επίσης, λόγω των προβολών διαφορετικών γωνιών υπάρχει αναντιστοιχία πολλές φορές στην ανίχνευση μεταξύ των υψηλών και των χαμηλών ενεργειών όπως η καρδιακή ή η αναπνευστική κίνηση.



Εικόνα 3.1: Siemens Healthneers Dual-Source CT με χρήση δύο λυχνιών 80 και 140 kV: [researchgate.net/figure/Illustration-of-the-three-major-dual-energy-CT-DECT-techniques-Dual-source-DECT_fig1_319993747](https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-three-major-dual-energy-CT-DECT-techniques-Dual-source-DECT_fig1_319993747)

3.2 ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΤΑΧΕΙΑΣ ΕΝΑΛΛΑΓΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ



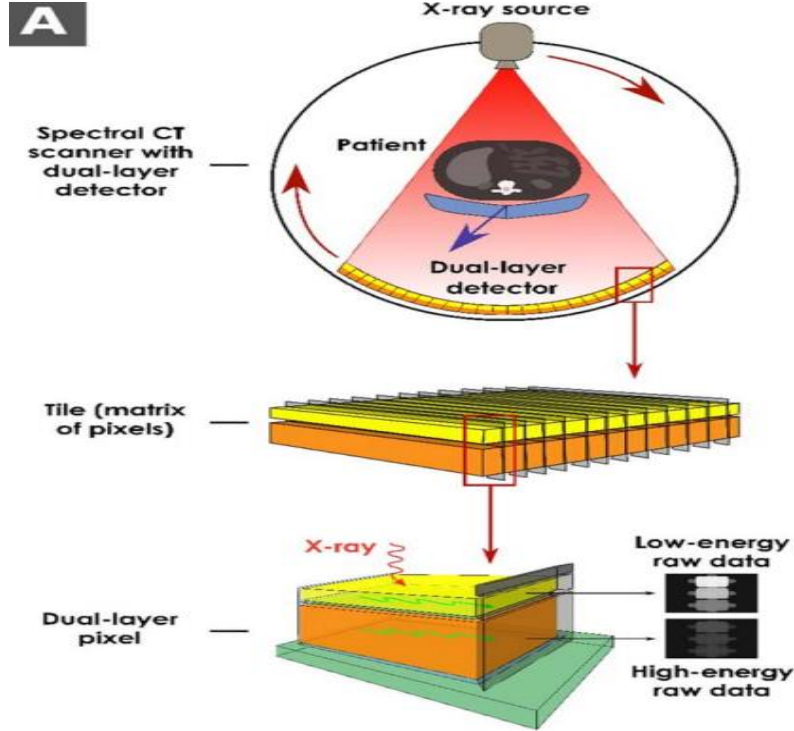
Εικόνα 3.2: Σύστημα αξονικής τομογραφίας με ταχεία εναλλαγή τάσης της GE Healthcare (Aaron So. et al)

Τα συστήματα της GE healthcare χρησιμοποιούν μόνο μία λυχνία ακτίνων-Χ. Η λυχνία αυτή είναι ικανή να αλλάζει χαμηλό και υψηλό δυναμικό (**Εικόνα 3.2**) σε μόλις μία πλήρη περιστροφή του gantry. Με αυτή την ταχύτατη αλλαγή δυναμικού οι ακτινοβολήσεις των 80 και 140 kV πρακτικά επιτυγχάνονται από την ίδια γωνία προβολής. Παρόλα αυτά, ένα βασικό μειονέκτημα αυτού του συστήματος είναι η αλληλοκάλυψη που δημιουργείται στα ενεργειακά φάσματα λόγω της ταχείας αλλαγής της τάσης. Για την αντιμετώπιση αυτού του φαινομένου, μεταξύ αυτών των διαδοχικών λήψεων χρησιμοποιείται ένα υλικό στους ανιχνευτές του μηχανήματος το οποίο έχει μεγάλο χρόνο απόσβεσης φθορισμού. Επίσης, ένα άλλο αρνητικό που αντιμετωπίζεται σε αυτά τα συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας είναι η αδυναμία του ρεύματος της λυχνίας ότι δεν μπορεί να ρυθμιστεί για κάθε τάση αντίστοιχα.

3.3. ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΔΙΠΛΗΣ ΣΤΡΩΣΗΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ

Όπως προαναφέραμε, υπάρχουν και συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας τα οποία βασίζονται κατά κύριο λόγο στους ανιχνευτές που εμπεριέχουν. Ένα από αυτά χρησιμοποιεί μία λυχνία εκπομπής ακτίνων Χ μαζί με έναν ανιχνευτή διπλής στρώσης (**Εικόνα 3.3**) ο οποίος είναι υπεύθυνος για την καταμέτρηση και τον ταυτόχρονο διαχωρισμό των φωτονίων που προκύπτουν από την δέσμη των ακτίνων-Χ. Ο ανιχνευτής είναι φτιαγμένος από δύο διαφορετικά υλικά με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης όπου τοποθετούνται ο ένας πάνω στον άλλον. Τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια συλλέγονται από το πάνω «στρώμα» ανιχνευτών, ο οποίος έχει μικρό συντελεστή εξασθένησης, ενώ τα υψηλής ενέργειας από το κάτω «στρώμα», αντίστοιχα.

Το βασικό πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου του συστήματος είναι ότι και η χαμηλής και η υψηλής ενέργειας σαρώσεις πραγματοποιούνται ταυτόχρονα καθώς και από την ίδια γωνία. Επίσης, υπάρχει δυνατότητα ρύθμισης των ανιχνευτών αλλάζοντας το πάχος τους για την μείωση του θορύβου. Ωστόσο, αυτός ο μηχανισμός προϋποθέτει ότι τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια θα απορροφούνται στο άνω στρώμα του ανιχνευτή, ενώ αυτά της υψηλής ενέργειας θα απορροφούνται από το κάτω στρώμα χωρίς να αλληλεπιδρούν με το άνω ώστε να μην υπάρχει πρόβλημα στον φασματικό διαχωρισμό που αφορά τις τελικές ιατρικές εικόνες.



Εικόνα 3.3: Σύστημα αξονικής τομογραφίας με χρήση διπλού στρώματος ανιχνευτή. (Alexis Laugerette et al)

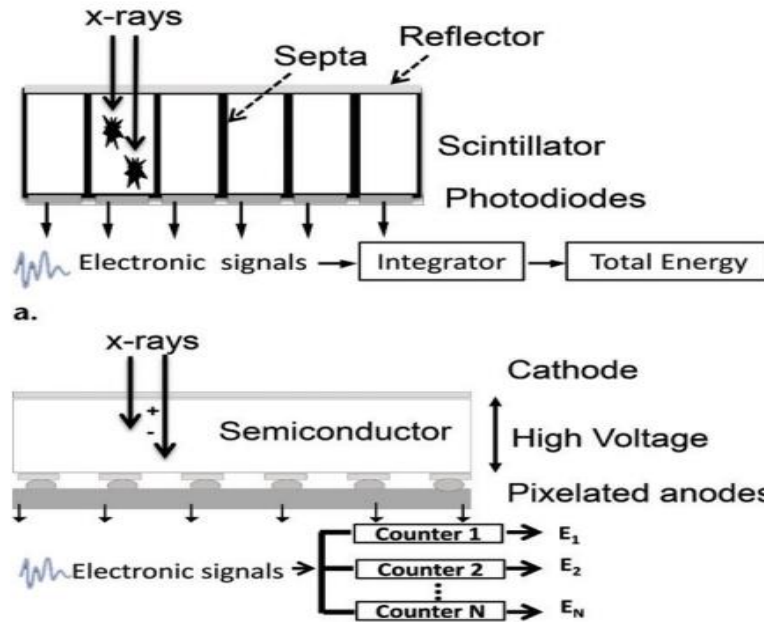
3.4. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΑΠΑΡΙΘΜΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Τα προηγούμενα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας που κάνουν φασματοσκοπία καθώς και όλα τα κλασικά διαγνωστικά απεικονιστικά συστήματα που προαναφέραμε αποτελούνται από ανιχνευτές οι οποίοι κάνουν ολοκλήρωση ενέργειας. Ένας νέος και αναδυόμενος μηχανισμός κάνει λόγο για αντικατάσταση αυτών των ανιχνευτών στα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας από ολοκλήρωσης ενέργειας σε ανιχνευτές απαρίθμησης φωτονίων. Με αυτή την τεχνική, επιτυγχάνεται καλύτερη αντίθεση στις εικόνες, καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και περισσότερες επιλογές φασματοσκοπίας σε σχέση με τα προηγούμενα συστήματα που είχαν κατά κύριο λόγο δύο φάσματα. Η υπολογιστική τομογραφία με χρήση ανιχνευτή απαρίθμησης φωτονίων μπορεί να μειώσει την δόση και να ξαναδημιουργήσει εικόνες με καλύτερη ανάλυση.

Οι διαφορές μεταξύ των ανιχνευτών ολοκλήρωσης ενέργειας και των ανιχνευτών απαρίθμησης φωτονίων είναι οι εξής: Στη πρώτη περίπτωση ο ανιχνευτής αποτελείται από αρκετά στρώματα τα οποία αποτελούνται από περίπου 900 ανιχνευτικά στοιχεία. Κάθε τέτοιο στοιχείο μετράει την συνολική ενέργεια των ακτίνων X. Αυτές οι ακτίνες X απορροφούνται από το πάνω στρώμα το οποίο περιέχει σπινθηριστές, οι οποίοι τις μετατρέπουν σε ορατό φως, το οποίο έπειτα συλλέγεται από μία φωτοδίοδο, συνήθως κατασκευασμένη από ημιαγωγό. Έπειτα, η φωτοδίοδος μετράει το ορατό φως και το μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα το οποίο είναι ανάλογο με την συνολική ενέργεια που έχει απορροφηθεί από τον ανιχνευτή για μία ακτινοβολία (Bennett et al 2014, Iwanczyk et al 2009, Schlomka et al 2008, Shikhaliev et al 2008).

Από την άλλη μεριά, οι ανιχνευτές απαρίθμησης φωτονίων δεν χρειάζεται να αποτελούνται από πολλά στρώματα παρά μόνο από ένα αρκετά παχύ στρώμα υλικού το οποίο αποτελείται από μία ημιαγωγική δίοδο οπύ διαρρέεται από υψηλή τάση. Όταν το προσπίπτον φωτόνιο ακτίνας-X απορροφηθεί από τον ημιαγωγό, τότε παράγεται μία αρνητική και θετική φόρτιση σε αυτόν, όπου και αυτές οι φορτίσεις με την σειρά τους παράγουν έναν ηλεκτρικό παλμό που αναγνωρίζεται από ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα (readout chip). Οι πιο κλασικοί ημιαγωγοί που χρησιμοποιούνται είναι φτιαγμένοι από κάδμιο ή ψευδάργυρο. Σε αντίθεση με τους ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας, οι ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων μετράνε ξεχωριστά τα φωτόνια τα οποία υπερβαίνουν ένα συγκεκριμένο ενεργειακό επίπεδο. Η ενέργεια του φωτονίου είναι ανάλογη με τον παλμό του σήματος που δημιουργείται από την φόρτιση της ανόδου της λυχνίας. Το σήμα εξόδου του

ανιχνευτή επεξεργάζεται από πολλαπλούς ηλεκτρονικούς συγκριτές. Κάθε σήμα που ανιχνεύεται συγκρίνεται με μία ρυθμιζόμενη τάση που δημιουργεί ένα συγκεκριμένο επίπεδο ενέργειας των φωτονίων το οποίο ονομάζεται ενεργειακό κατώφλι. Όταν η ενέργεια ενός φωτονίου ξεπεράσει αυτό το κατώφλι, τότε προσμετράται από τον ανιχνευτή. Γι' αυτήν τη διαδικασία ευθύνεται ένα πολύ γρήγορο ολοκληρωμένο κύκλωμα (ASIC) (Xu C et al 2012). Η απορρόφηση του ανιχνευτή εξαρτάται από το είδος του υλικού που περιέχει καθώς και από το πάχος του. Υψηλού ατομικού αριθμού υλικά, όπως το κάδμιο και ο ψευδάργυρος, έχουν μεγαλύτερη ικανότητα απορρόφησης και χρησιμοποιούνται στους ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων (Hamann E, Koenig T, Zuber M, et al, Xu C, et al 2013, Tlustos L et al 2008) (Εικόνα 3.4).



Εικόνα 3.4: Σχεδιάγραμμα των δύο τύπων ανιχνευτών. Επάνω ανιχνευτής ολοκλήρωσης ενέργειας και κάτω ανιχνευτής μέτρησης φωτονίων (Tlustos L et al 2008).

3.5. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Οι βασικές διαφορές της υπολογιστικής τομογραφίας με την φασματική βασίζονται κατά κύριο λόγο στον τρόπο ανίχνευσης των ακτίνων-X. Οι συμβατικές αξονικές τομογραφίες χρησιμοποιούν ένα μόνο επίπεδο ενέργειας ακτίνων-X για τη δημιουργία εικόνων, οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση και τη διάγνωση ενός ευρέος φάσματος ιατρικών περιπτώσεων. Οι φασματικές αξονικές τομογραφίες χρησιμοποιούν πολλαπλά επίπεδα ενέργειας ακτίνων-X για τη δημιουργία εικόνων, που όχι μόνο παρέχουν λεπτομερείς πληροφορίες για τις εσωτερικές δομές του σώματος, αλλά και για τη χημική σύνθεση αυτών των δομών. Οι φασματικές αξονικές τομογραφίες μπορούν να διαχωρίσουν και να αναγνωρίσουν διαφορετικά υλικά, όπως το ασβέστιο, το ιώδιο και άλλα στοιχεία μέσα στο σώμα, τα οποία μπορεί να είναι χρήσιμα σε ορισμένες ιατρικές εφαρμογές. Επιτρέπουν, επίσης, υψηλότερη αντίθεση και χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας. Όπως διακρίνεται στον Πίνακα 3.1 οι διαφορές των ανιχνευτών είναι πολλές και χωρίζονται με βάση το υλικό του ανιχνευτή, τον μηχανισμό ανίχνευσης, τις φασματικές ικανότητες, την ενεργειακή επίλυση, την χωρική διακριτική ικανότητα, την μείωση του θορύβου, την στάθμιση των φωτονίων καθώς και άλλα χαρακτηριστικά και ιδιότητες.

Πίνακας 3.1: Τελικά συμπεράσματα μεταξύ των ανιχνευτών ολοκλήρωσης ενέργειας και καταμέτρησης φωτονίων. Δεξιά βλέπουμε τις ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά, αριστερά συγκρίνουμε τους ανιχνευτές επάνω σε αυτά τα χαρακτηριστικά.

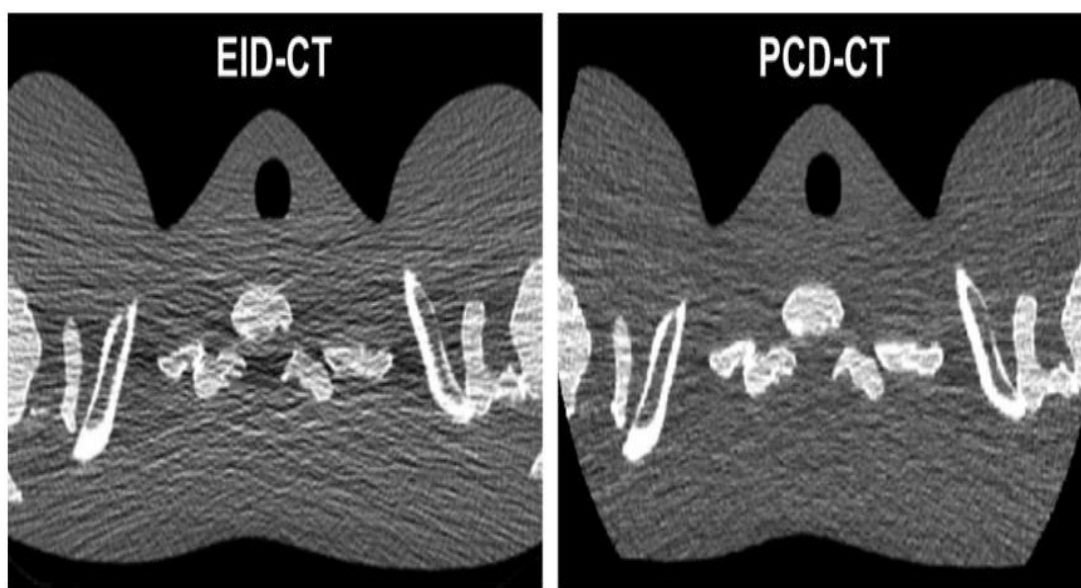
ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΑΙ ΧΑΡΑΚΤΗΡΗΣΤΙΚΑ	Ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας	Ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων
Υλικό ανιχνευτή	CdWO ₄ , Gd ₃ Ga ₅ O ₁₂	CdTe, CdZnTe (CZT)
Μηχανισμός ανίχνευσης	Ενεργειακή ολοκλήρωση σε δύο βήματα που περιλαμβάνει έναν σπινθηριστή ακτίνων-X και μία φωτοδίοδο, η οποία μετατρέπει τις ακτίνες X σε ορατό φως και έπειτα το ορατό φως σε ηλεκτρικό σήμα.	Χρήση μίας διαδικασίας ενός σταδίου που περιλαμβάνει έναν ημιαγωγό και την άμεση μετατροπή των ακτίνων-X σε ηλεκτρικό σήμα
Φασματικές ιδιότητες	Δεν υπάρχουν δυνατότητες ενεργειακής ανάλυσης ακτίνων-X λόγω της ολοκλήρωσης ενέργειας όλου του φορτίου των φωτονίων.	Τα φωτόνια καταμετρώνται και αποθηκεύονται σε ψηφιακή μορφή με ενεργειακά κατώφλια που καθορίζονται από τον χρήστη.
Χωρική ανάλυση	Τα μικρότερα εικονοστοιχεία ανιχνευτή καθίστανται αναποτελεσματικά ως προς τη δόση λόγω του πεπερασμένου πλάτους διαφράγματος που απαιτείται μεταξύ των εικονοστοιχείων του ανιχνευτή.	Μικρότερα μεγέθη εικονοστοιχείων ανιχνευτή είναι δυνατά επειδή δεν χρειάζονται διαφράγματα μεταξύ των εικονοστοιχείων ανιχνευτή.
Ηλεκτρονικός θόρυβος	Αξιοσημείωτος σε συμβατικές εικόνες CT σε χαμηλές δόσεις ή σε σάρωση παχύσαρκων ασθενών	Μπορεί να εξαιρεθεί από το μετρούμενο σήμα επιλέγοντας ένα ενεργειακό κατώφλι υψηλότερο από αυτό του ηλεκτρονικού θορύβου.
Στάθμιση φωτονίων	Οι ακτίνες X υψηλής ενέργειας λαμβάνουν υπερτερούν αυτών της χαμηλής ενέργειας, με συνέπεια την κακή αντίθεση μεταξύ μαλακών ιστών και ιωδιούχων υλικών.	Όλα τα επίπεδα ενέργειας φωτονίων λαμβάνουν τον ίδιο συντελεστή βαρύτητας επιτρέποντας βελτιωμένη αντίθεση μεταξύ των μαλακών ιστών και των ιωδιούχων σκιαγραφικών υλικών.
Πολυενεργειακή απεικόνιση	Χρειάζεται σύστημα διπλής λυχνίας, διπλή ανίχνευση, διπλές στρώσεις ανιχνευτών ή διπλά φίλτρα.	Μονή πηγή, μονή ανίχνευση με μονό στρώμα ανιχνευτή, δυνατότητα πολυενεργειακής απεικόνισης.
Υψηλή ανάλυση απεικόνισης	Μεγάλη δόση	Αποτελεσματική δόση ακτινοβολίας υψηλής χωρικής ανάλυσης.
Απεικόνιση με συγκεκριμένη ενέργεια	Περιορισμένες επιλογές λόγω της συνολικής ολοκλήρωσης της ενέργειας.	Η δέσμευση ενέργειας επιτρέπει την απεικόνιση K ακτίνων-X σε συνδυασμό με παράγοντες αντίθεσης.

3.6. ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Στην συνέχεια, θα δούμε κάποιες κλινικές εφαρμογές στην πράξη. Όπως προαναφέραμε, οι ανιχνευτές απαρίθμησης φωτονίων έχουν κατά κύριο λόγο τρία βασικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τους συμβατικούς στην υπολογιστική τομογραφία. Ο πρώτος και πιο βασικός που θα εστιάσουμε είναι η δυνατότητα φασματικής απεικόνισης και πληροφορίας χωρίς να είναι αναγκαία η εφαρμογή διπλής ενέργειας. Ο δεύτερος αφορά την πλήρη απαλλαγή από τον ηλεκτρονικό θόρυβο σε σχέση με τους συμβατικούς που παράγουν αρκετά μεγάλο ποσοστό θορύβου και ο τρίτος βασικός λόγος είναι ότι παράγουν εικόνες υψηλής διακριτικής ικανότητας χωρίς ιδιαίτερους συμβιβασμούς στην κβαντική απόδοση. Αυτοί οι λόγοι είναι πολύ σημαντικοί για διάφορες

κλινικές εφαρμογές που θα δούμε παρακάτω. Για παράδειγμα, πρόσφατες μελέτες έδειξαν ότι η απεικόνιση των οστών είναι καλύτερη με χρήση ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων λόγω καλύτερης αντίθεσης, υψηλής ευκρίνειας της τελικής εικόνας, αλλά και σημαντικής μείωσης της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής σε μία εξέταση (Duan X et al 2013, Liu Y et al 2014).

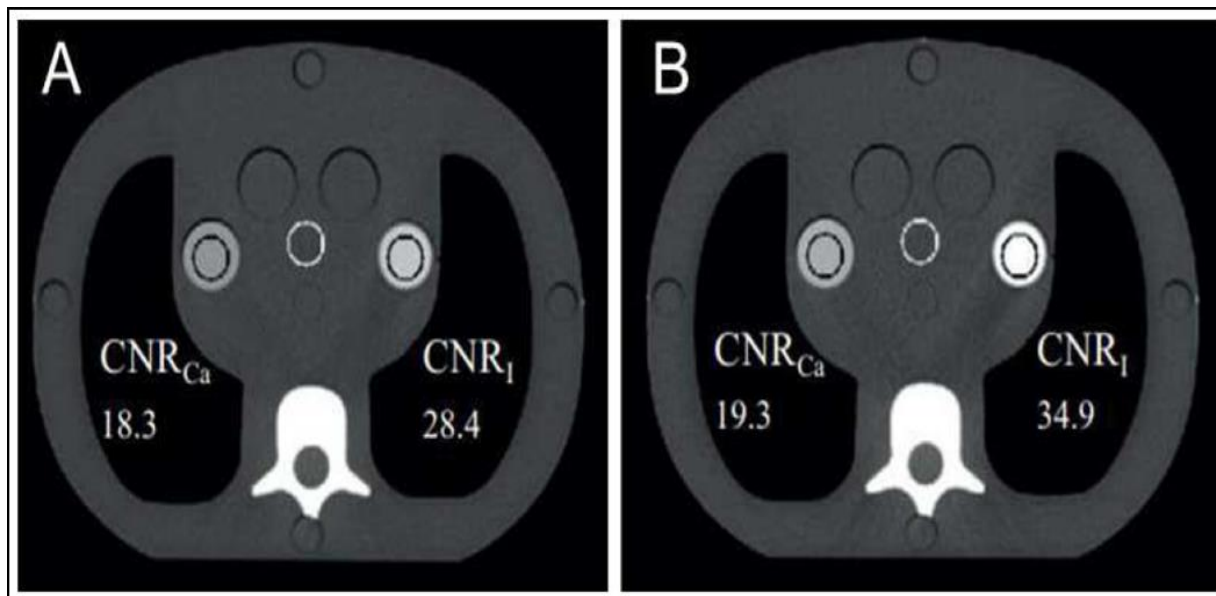
Στην πραγματικότητα, αυτή τη στιγμή έχουν αναπτυχθεί δύο συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας που χρησιμοποιούν ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων, όπου και τα δύο αποτελούνται από διπλή πηγή ακτινοβολίας. Το πρώτο σύστημα έχει έδρα στην βόρεια Αμερική, ανήκει στην Siemens και αποτελούνταν αρχικά όπως προαναφέραμε, από δύο λυχνίες ακτίνων-Χ και έναν ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας όπου αντικαταστάθηκε έπειτα με ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων και έγινε σύγκριση των δύο πληροφοριών που αποκτήθηκαν από τα δύο αυτά συστήματα. Το δεύτερο σύστημα λαμβάνει χώρα στην Ευρώπη, στο Πανεπιστήμιο της Λυών και ανήκει στην Phillips. Κλινικές εφαρμογές βρίσκει σε ανθρώπινα άκρα καθώς και σε μικρά ζώα.



Εικόνα 3.5: Ανακατασκευασμένη εικόνα θώρακα ενός ειδώλου αριστερά με ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας και δεξιά με καταμέτρησης φωτονίων χρησιμοποιώντας ακριβώς την ίδια πηγή και την δόση ακτινοβολίας. Η αριστερή εικόνα παρουσιάζει μεγαλύτερο ποσοστό θορύβου καθώς και εμφάνιση ψευδενδείξεων (Hsieh Scott S 2021).

3.7 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟΥ

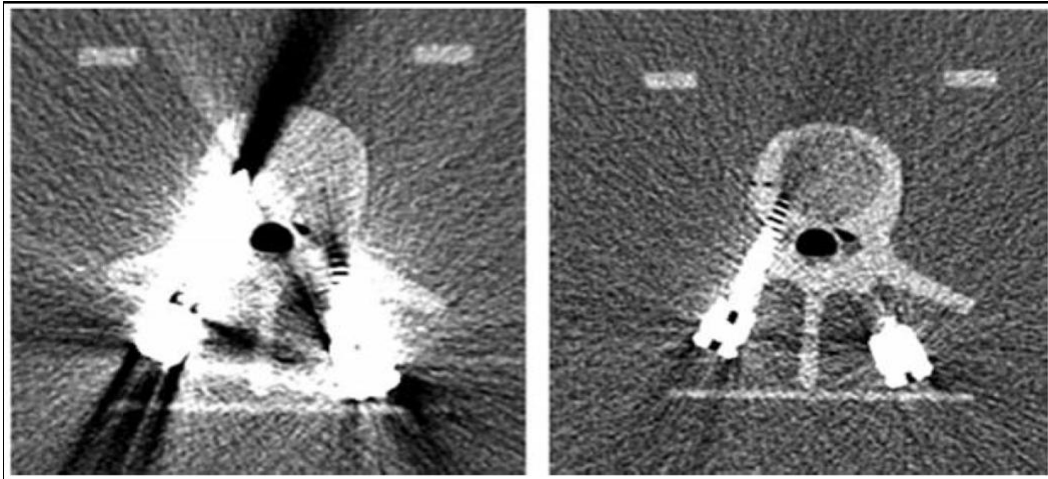
Άλλη μία μελέτη που αυτή τη φορά αφορά την απεικόνιση με χρήση σκιαγραφικού, έδειξε ότι η χρήση ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων μπορεί να βελτιώσει τον λόγο αντίθεσης θορύβου CNR (contrast to noise ratio). Οι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων έχουν την ικανότητα να διακρίνουν τα φωτόνια διαφορετικών ενεργειακών επιπέδων. Αυτό επιτρέπει τη μέτρηση του ενεργειακού φάσματος των ακτίνων-Χ, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διαφοροποίηση μεταξύ της χαμηλής και υψηλής τους ενέργειας. Χρησιμοποιώντας αυτές τις πληροφορίες, καθίσταται δυνατή η αντίθεση μεταξύ διαφορετικών ιστών ή υλικών όπως το σκιαγραφικό στο εξεταζόμενο αντικείμενο



Εικόνα 3.6: Βελτίωση του θορύβου χρησιμοποιώντας PCD. Η επίδειξη γίνεται πάνω σε ανθρωπόμορφο phantom. Αριστερά με χρήση ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας στα 140kVp. (Δεξιά) PCD με χρήση κατωφλιού, το κατώτερο στα 25 και το ανώτερο στα 65 keV, χρησιμοποιώντας το ίδιο phantom. Παρατηρούμε ότι η αντίθεση του σκιαγραφικού έχει βελτιωθεί (Hsieh Scott S 2021).

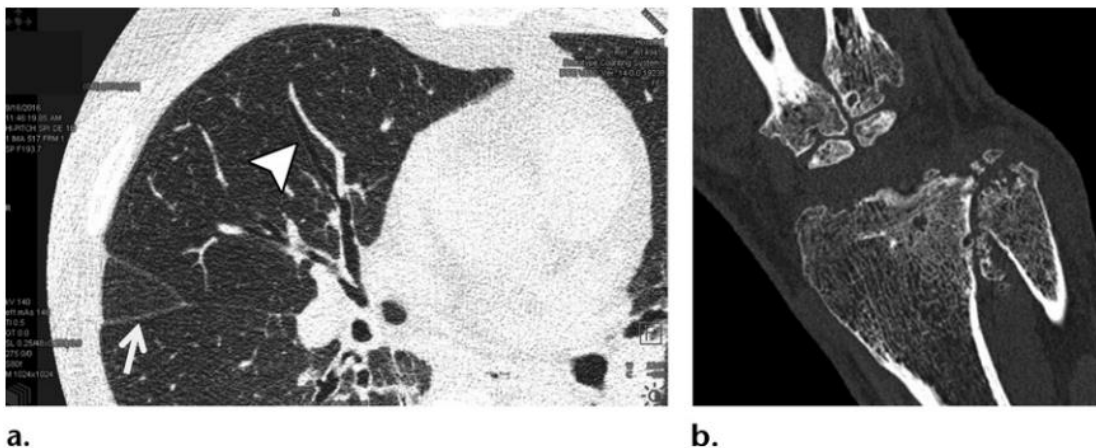
3.8. ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΓΙΑ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΩΝ ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΩΝ:

Γενικά, στα συστήματα που κάνουν χρήση ανιχνευτών ολοκλήρωσης ενέργειας, τα υψηλής ενέργειας φωτόνια είναι υπεύθυνα για περισσότερο σήμα αλλά στην περίπτωση που γίνεται χρήση σκιαγραφικού μας ενδιαφέρουν πιο πολύ αυτά με την χαμηλή ενέργεια όπου μας δίνουν και περισσότερη πληροφορία. Γι' αυτό το λόγο, τα συστήματα που έχουν ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων αποδίδουν καλύτερα στις απεικονίσεις με σκιαγραφικό όπου ρυθμίζονται κατάλληλα με χρήση κατωφλιού για ανίχνευση χαμηλών ενεργειών με αποτέλεσμα να έχουν καλύτερο CNR του σκιαγραφικού (Mehran R. et al, 2019). Βελτιωμένο CNR του σκιαγραφικού σημαίνει εικόνες με καλύτερη αντίθεση. Επίσης, για κάποιους ασθενείς, συνήθως παιδιά μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα και μικρότερες δόσεις ακτινοβολίας ενώ για άλλους με πρόβλημα, για παράδειγμα στο σκώτι, μπορεί να μειωθεί το φορτίο αντίθεσης και η σχετική τοξικότητα (Gutjahr R. et al 2016). Στην κλασική υπολογιστική τομογραφία, με χρήση ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας συχνά συναντάμε φαινόμενα ψευδενδείξεων στις τελικές εικόνες. Αυτές οι ψευδενδείξεις, όπως η σκλήρυνση δέσμης ή η ύπαρξη κάποιου μεταλλικού υλικού στο σώμα του ασθενή, μπορούν να δημιουργήσουν πρόβλημα στην ευκρίνεια της εικόνας. Σε αυτές τις περιπτώσεις με την εφαρμογή ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων μπορούμε να τις διορθώσουμε. Ας πάρουμε για παράδειγμα το φαινόμενο ψευδένδειξης που ονομάζεται σκλήρυνση δέσμης. Όπως γνωρίζουμε, η δέσμη κατά την διέλευση της από τον ασθενή υφίσταται εξασθένηση και τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απορροφούνται από τους ιστούς. Το πρόβλημα βρίσκεται στο σημείο όπου η δέσμη διέρχεται από υψηλού ατομικού αριθμού και υψηλής πυκνότητας ανατομικής δομής με αποτέλεσμα να εμφανίζονται στην τελική εικόνα ραβδώσεις. Χρησιμοποιώντας ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων, καταφέρνουμε να «κοπούν» αυτά τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας, λόγω της ικανότητας του ανιχνευτή να τα διαχωρίζει, και έτσι μειώνουμε σημαντικά το φαινόμενο της σκλήρυνσης δέσμης.



Εικόνα 3.7: Ανθρωπομορφικό είδωλο στο οποίο στα αριστερά χρησιμοποιεί ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας σε μεταλλική ψευδένδειξη και στα δεξιά με χρήση ανιχνευτή καταμέτρησης φωτονίων φαίνεται η βελτίωση στην ποιότητα της εικόνας (Hsieh Scott S 2021).

Άλλες μελέτες έδειξαν ότι η απεικόνιση εγκέφαλου σε ασθενείς με χρήση ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων παρουσιάζουν μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα σε σχέση με τους συμβατικούς καθώς και λιγότερο θόρυβο, και επιπρόσθετα χωρίς την αύξηση της δόσης ακτινοβολίας όπως γινόταν τα προηγούμενα χρόνια. Επίσης, οι κλασικοί ανιχνευτές χρησιμοποιούν ένα διάφραγμα ανάμεσα από τα pixels έτσι ώστε να μην υπάρχει διαρροή φωτός και στα γειτονικά pixels. Κατασκευάζοντας συμβατικούς ανιχνευτές με μικρότερα μεγέθη pixels το φαινόμενο που αναφέραμε πριν γίνεται όλο και πιο έντονο. Με την χρήση των ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων αυτό το φαινόμενο σταματάει να υφίσταται λόγω της απουσίας αυτών των διαφραγμάτων και της ικανότητας του ανιχνευτή να μετατρέπει απευθείας τα φωτόνια σε ηλεκτρικό σήμα. Οι κλινικές εφαρμογές που μπορούν να ωφεληθούν από την αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας είναι πολλές, όπως για παράδειγμα, η απεικόνιση των πνευμόνων, του κροτάφου και των αγγείων. (Leng S et al 2018, Flohr TG et al 2007, Roessl E et al 2007, Walsh MF et al 2013).



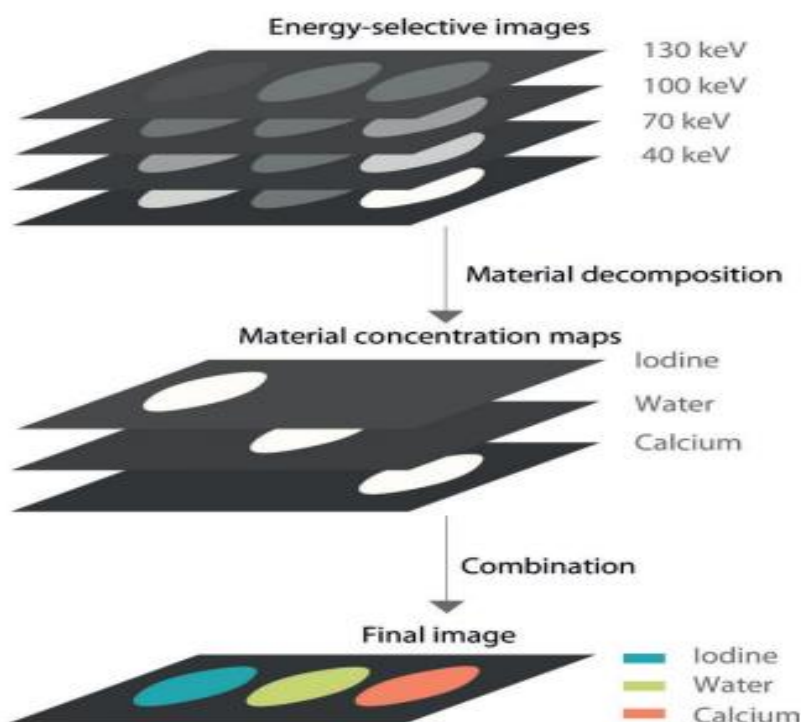
Εικόνα 3.8: Απεικόνιση υπολογιστικής τομογραφίας πνεύμονα αριστερά (a) και καρπού δεξιά (b) με χρήση ανιχνευτή απαρίθμησης φωτονίων που δείχνουν τις πνευμονικές ρωγμές, τους αεραγωγούς (a), και το οστό (b) λόγω της υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας. (Hsieh Scott S 2021).

Στις παραπάνω εικόνες βλέπουμε ότι λόγω της υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας μπορούμε να διακρίνουμε στο πνεύμονα τις ρωγμές και τους αεραγωγούς ενώ στην εικόνας του καρπού το εσωτερικό οστό.

3.9 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΣΤΑΤΙΚΩΝ ΔΟΜΗΣ

Μία ακόμα μέθοδος της υπολογιστικής τομογραφίας, είναι η ανάλυση συστατικών δομής του υλικού όπου αναφέρεται στη διαδικασία διαχωρισμού και αναγνώρισης των διαφορετικών υλικών που υπάρχουν σε μία τομή του σώματος του ασθενή, με βάση τις μοναδικές φυσικές ιδιότητες τους, όπως η πυκνότητα και ο ατομικός αριθμός. Αυτές οι πληροφορίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία μίας λεπτομερούς απεικόνισης της εσωτερικής δομής και σύνθεσης αυτής της τομής (Schmidt TG et al 2009).

Η αποσύνθεση υλικού σε CT με χρήση ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων είναι μία τεχνική που χρησιμοποιεί τις μοναδικές φασματικές πληροφορίες που παρέχονται από αυτούς τους ανιχνευτές για να διαχωρίσει και να διακρίνει διαφορετικά υλικά μέσα στο σώμα, όπως διαφορετικούς ιστούς ή μέταλλα. Αυτό επιτρέπει πιο ακριβείς και ειδικές διαγνώσεις και σχεδιασμό θεραπείας, σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους CT (Symons R et al 2018, Leng S et al 2017). Οι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων ανιχνεύουν μεμονωμένα φωτόνια ακτίνων X και μετρούν την ενέργειά τους, παρέχοντας πληροφορίες για τη χημική σύνθεση του υλικού που απεικονίζεται (Yu.L. et al 2011). Υπάρχουν πολλές μελέτες στις οποίες δύο ή περισσότερα υλικά βρίσκονται σε κάθε voxel και επηρεάζουν την μέθοδο απεικόνισης που προαναφέραμε. Μελέτες οι οποίες εκμεταλλεύονται το φαινόμενο k-edge και χρειάζονται την βοήθεια του ανιχνευτή μέτρησης φωτονίων (Tapiolaara MJ. et al 1985).



Εικόνα 3.9: Ανάλυση συστατικών δομής. Εικόνες με διαφορετικές ενέργειες. Χάρτες συγκέντρωσης υλικών συνδυάζονται μεταξύ τους για την παραγωγή μίας τελικής εικόνας που τα υλικά μπορούν να διακριθούν μεταξύ τους (Willemind J.Martin 2018).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4**ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ****4.1. ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ**

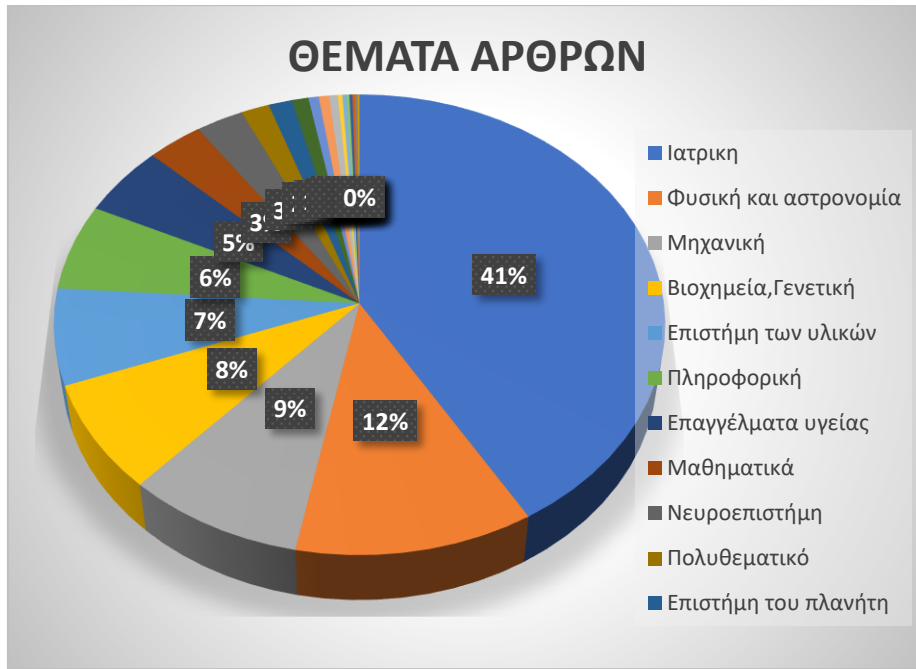
Σ' αυτό το κεφάλαιο θα πραγματοποιηθεί μία αναζήτηση δημοσιευμένων δεδομένων που αφορούν την φασματική αξονική τομογραφία με την βοήθεια της μηχανής αναζήτησης Scopus. Συγκεκριμένα, θα ερευνηθεί ο αριθμός των άρθρων με την πάροδο του χρόνου έτσι ώστε να χαρτογραφήσουμε το πότε αυτή η επιστημονική καινοτομία άρχισε να «ανθίζει». Επίσης, θα αναλύσουμε και θα δούμε σε ποια πεδία χρησιμοποιείται η φασματική αξονική τομογραφία και ποιες κλινικές εφαρμογές προκύπτουν.



Εικόνα 4.1: Στατιστική ανάλυση φασματικής αξονικής τομογραφίας που μας δείχνει τον αριθμό των άρθρων την τελευταία εικοσαετία.

Στην **Εικόνα 4.1** μπορούμε να συμπεράνουμε ότι για τον 21^ο αιώνα η μελέτη της φασματικής αξονικής τομογραφίας έγινε πολύ ευρύτερη ως επιστήμη από το 2008 και μετά όπου υπάρχει μία ξαφνική άνοδος της δημοσιευμένης έρευνας (17 επιστημονικά άρθρα). Η άνοδος αυτή συνέχισε την πορεία της με την πάροδο του χρόνου το 2022 να καταγράφει το αριθμό των 133 άρθρων όπου ήταν και τα περισσότερα που δημοσιεύτηκαν όλα αυτά τα χρόνια. Από το γράφημα επίσης μπορούμε να συμπεράνουμε ότι ο ελάχιστος αριθμός άρθρων καταγράφεται το 2000, 2002 και 2006 με μόλις 5 άρθρα.

Ανά δεκαετία επίσης μπορούμε να συμπεράνουμε ότι ο αριθμός των άρθρων έχει αυξηθεί από το 2000 μέχρι το 2010 540%, δηλαδή πάνω από τον πενταπλάσιο αριθμό άρθρων, και από το 2010 μέχρι το 2020 134%, δηλαδή περίπου τα διπλάσια.



Εικόνα 4.2: Στατιστική ανάλυση φασματικής αξονικής τομογραφίας σε διάφορα πεδία έρευνας.

Στην **Εικόνα 4.2** η παρούσα ανάλυση μας δείχνει τα ποσοστά των μελετών στα διάφορα πεδία που μπορεί να χρησιμοποιηθεί η φασματική αξονική τομογραφία. Από το παραπάνω γράφημα αντλούμε την πληροφορία ότι κατά κύριο λόγο χρησιμοποιείται για μελέτες που αφορούν την επιστήμη της ιατρικής με το μεγαλύτερο ποσοστό να φτάνει στο 41%, και έπειτα να ακολουθεί η αστρονομία με μόλις 12%. Το μικρότερο ποσοστό σημειώνει η κτηνιατρική με 1%. Από το παραπάνω γράφημα μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η φασματική αξονική τομογραφία κατά κύριο λόγο χρησιμοποιείται στην ιατρική λόγω των πολλών εφαρμογών που διαθέτει για την διάγνωση διαφόρων νόσων στους ασθενείς όπως ο καρκίνος, έτσι ώστε να υπάρξει η κατάλληλη μέθοδος αντιμετώπισης.



Εικόνα 4.3: Ανάλυση των χωρών με την μεγαλύτερη επιρροή της φασματικής αξονικής τομογραφίας στην δημοσιευμένη ερευνητική δραστηριότητα.

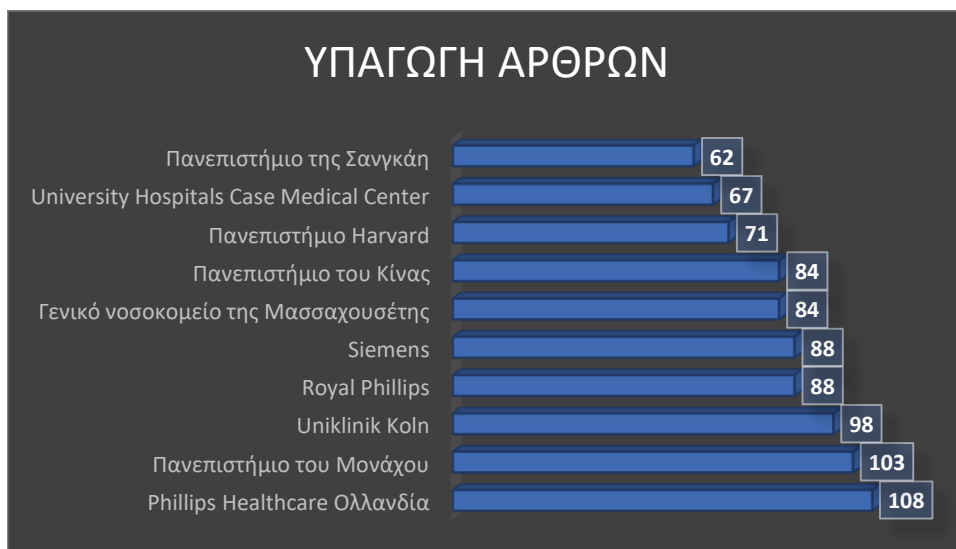
Στην **Εικόνα 4.3** μπορούμε να συμπεράνουμε την επιρροή αυτής της αναδύομενης επιστήμης της φασματικής αξονικής ακτινογραφίας με βάση τις χώρες ανά τον κόσμο. Μπορούμε να διακρίνουμε ότι στις

ΗΠΑ βρίσκεται το μεγαλύτερο ποσοστό άρθρων με 1407 άρθρα και ακολουθεί η Κίνα με 970. Η Ελλάδα καταλαμβάνει τις τελευταίες θέσεις με μόλις 14 άρθρα.



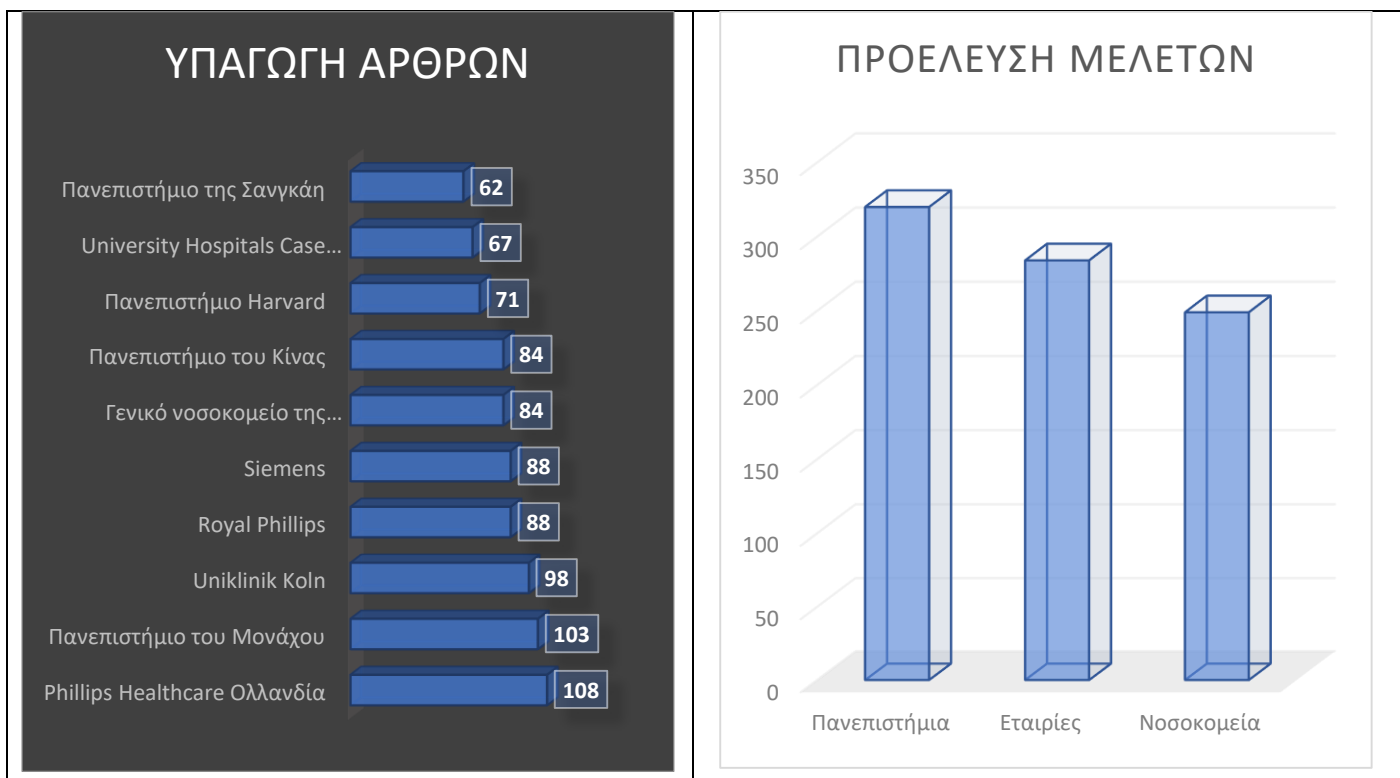
Εικόνα 4.4: Ανάλυση των ηπειρών με την μεγαλύτερη επιρροή στην επιστήμη της φασματικής αξονικής τομογραφίας.

Χωρισμένη η μελέτη στις τρεις βασικές ηπείρους (**Εικόνα 4.4**) που μας ενδιαφέρουν και διενεργούν στην μελέτη της φασματικής αξονικής τομογραφίας συμπεραίνουμε ότι την σκυτάλη την κατέχει η Βόρειος Αμερική με σύνολο 1573 άρθρα ενώ ακολουθεί η Ευρώπη συμπεριλαμβάνοντας τις μεγαλύτερες χώρες της, με 1485 άρθρα και τέλος, ακολουθεί η Ασία με βασικές χώρες την Κίνα, την Ιαπωνία και την Νότιος Κορέα με μόλις 1354 άρθρα στα έτη που προαναφέραμε στα προηγούμενα διαγράμματα.



Εικόνα 4.5: Υπαγωγή άρθρων φασματικής αξονικής τομογραφίας ανά φορέα (π.χ. πανεπιστήμια, ερευνητικά κέντρα, εταιρείες).

Στην **Εικόνα 4.5** διακρίνουμε την προέλευση των άρθρων που έχουν κύρια μελέτη τους την φασματική αξονική τομογραφία. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 6.5 την μεγαλύτερη διατριβή κατέχει η Phillips Healthcare, ενώ αυτή με την μικρότερη διατριβή παρουσιάζεται στο Πανεπιστήμιο της Σανγκάη.



Εικόνα 4.6: Προέλευση μελετών της φασματικής αξονικής τομογραφίας.

Στην **Εικόνα 4.6** μπορούμε να διακρίνουμε ότι την μεγαλύτερη συμβολή πάνω στην μελέτη της φασματικής αξονικής τομογραφίας έχουν τα πανεπιστήμια διαφόρων χωρών με 320 μελέτες σε αντίθεση με τα νοσοκομεία που κατέχουν μόλις 249 μελέτες δηλαδή 28% λιγότερες. Αξιοσημείωτο είναι να αναφέρουμε ότι με μόλις δύο εταιρίες (Phillips, Siemens) έχουμε σχεδόν τον ίδιο αριθμό μελετών (284 μελέτες) σε σχέση με τα πανεπιστήμια τα οποία είναι πέντε. Εν κατακλείδι, συμπεραίνουμε ότι όσον αφορά την μελέτη της φασματικής αξονικής τομογραφίας, έχουν πρωταγωνιστικό ρόλο οι εταιρίες, τα πανεπιστήμια καθώς και τα ερευνητικά κέντρα των νοσοκομείων ανά τον κόσμο.

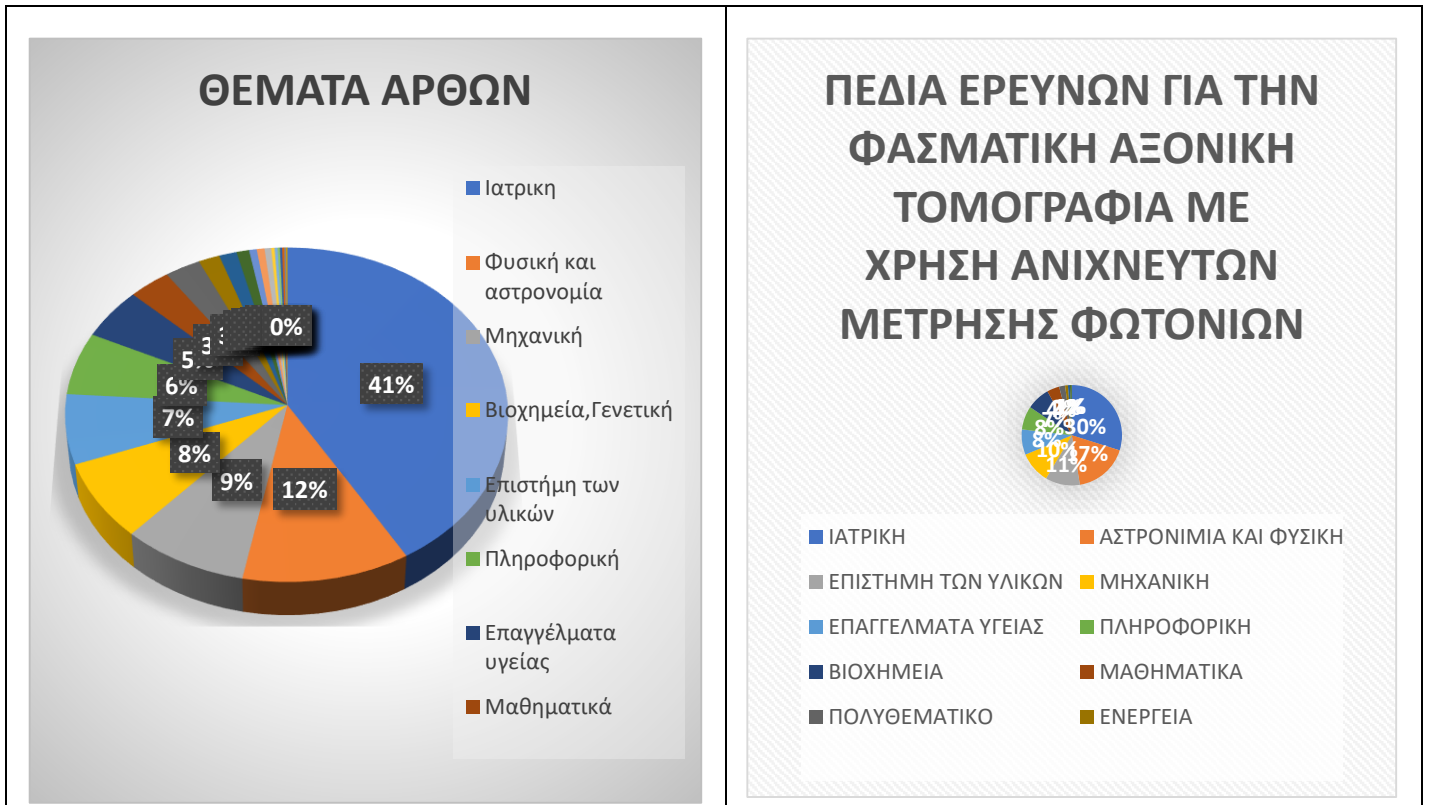
4.2 ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΤΑΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Σε αυτή την ενότητα θα κάνουμε μία στατιστική ανάλυση με χρήση γραφημάτων για να δούμε πως κυμαίνονται οι μελέτες της αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων την τελευταία εικοσαετία αιώνα, καθώς και ποιες χώρες είναι σε μεγαλύτερο στάδιο εξέλιξης αυτής της αναδυόμενης τεχνολογίας, αλλά και σε ποια πεδία χρησιμοποιούνται. Η βασική διαφορά σε σχέση με τις προηγούμενες μελέτες είναι ότι το σύστημα που κάνει την φασματική αξονική τομογραφία πλέον βασίζεται στους ανιχνευτές του και όχι σε άλλου είδους τεχνολογίες, όπως το σύστημα με χρήση διπλής πηγής ή διπλής στρώσης ανιχνευτή, όπου εκεί έχουμε το περιορισμό της απεικόνισης μόνο δύο ενεργειών και ως αποτέλεσμα τη δημιουργία δύο τελικών εικόνων.



Εικόνα 4.7: Αριθμός άρθρων της φασματικής αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτή μέτρησης φωτονίων την τελευταία εικοσαετία.

Τα συμπεράσματα που μπορούμε να διακρίνουμε από την γραφική παράσταση της **εικόνας 4.7** είναι ότι σε σχέση με την προηγούμενη ανάλυση που κάναμε, εδώ υπάρχει ένας πολύ μικρότερος αριθμός μελετών σε σχέση με την φασματική αξονική τομογραφία με μόλις 553 μελέτες, οι οποίες αρχίζουν να αυξάνονται από το 2010 και μετά. Από το 2001 μέχρι το 2010 έχουμε αύξηση των μελετών κατά μόλις 15, ενώ από το 2010 μέχρι και το πρόσφατο 2022 έχουν αυξηθεί κατά 57 οπότε συμπεραίνουμε ότι η εφαρμογή των ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων στην αξονική τομογραφία για επιστημονικές μελέτες σε κλινικό στάδιο πραγματοποιήθηκαν πιο δραστικά από το 2010 και μετά.



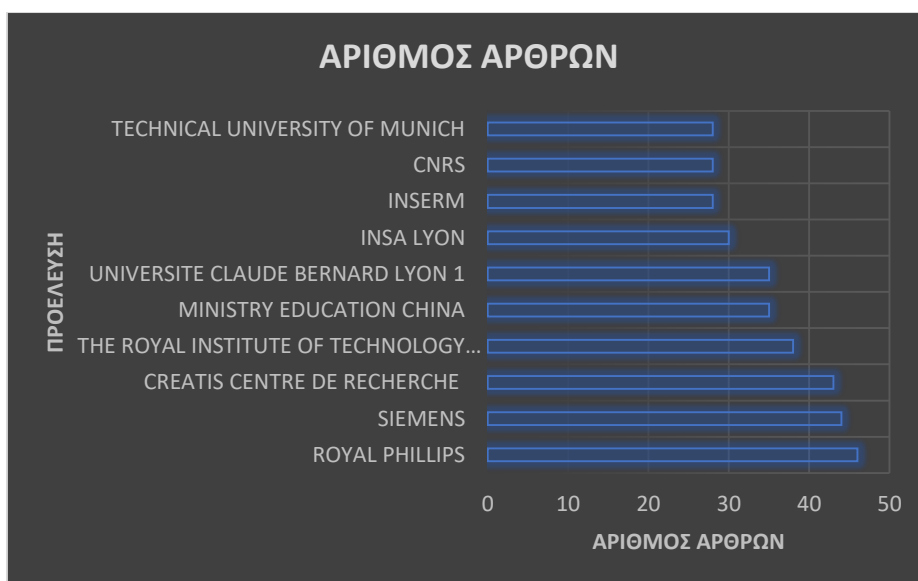
Εικόνα 4.8: Σύγκριση στατιστικής ανάλυσης μεταξύ φασματικής αξονικής τομογραφίας και φασματικής αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων.

Στην παραπάνω στατιστική ανάλυση της **Εικόνας 4.8** μπορούμε επίσης να διακρίνουμε τον καθοριστικό ρόλο που παίζει η φασματική αξονική τομογραφία στην ιατρική λόγω των πλεονεκτημάτων που προσφέρει για την καλύτερη διάγνωση των οργάνων και ιστών του ασθενή. Ακολουθεί η αστρονομία με 17%, και η μηχανική με 11% που αφορά κυρίως τον σχεδιασμό των ανιχνευτών και την λειτουργία τους.



Εικόνα 4.9: Μελέτες φασματικής αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτών μέτρησης ανά χώρα προέλευσης.

Όπως και στην κλασική φασματική αξονική τομογραφία, η χώρα που κατέχει τα πρωτεία είναι πάλι οι ΗΠΑ με 265 μελέτες (**Εικόνα 4.9**), ενώ αυτή τη φορά την δεύτερη θέση καταλαμβάνει η Γερμανία με 128 μελέτες και αυτό γιατί όπως θα δούμε και στην συνέχεια, έχει αναπτυχθεί από την Siemens Healthiness που ήταν ένας από τους πρωτοπόρους της φασματικής αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων. Αντίθετα η Ελλάδα, δεν έχει συμμετοχή καθώς δεν έχει γραφτεί κανένα επιστημονικό άρθρο για αυτή τη μελέτη. Τρίτη ακολουθεί η Κίνα, όπου και αυτή με την σειρά της έχει κάνει πρωτοποριακές έρευνες πάνω στους ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων .



Εικόνα 4.10: Εταιρίες, Πανεπιστήμια και ινστιτούτα προέλευσης των μελετών φασματικής αξονικής τομογραφίας με χρήση ανιχνευτών μέτρησης

Σε συσχέτισμό και με τις χώρες προέλευσης, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι οι δύο πιο «παραγωγικές» ερευνητικά σε δημοσιευμένα αποτελέσματα» εταιρίες της συγκεκριμένης μελέτης είναι, αρχικά η Phillips Healthcare με 46 η οποία εδρεύει στις ΗΠΑ, ακολουθεί με μόλις δύο λιγότερες μελέτες η Siemens η οποία εδρεύει στην Γερμανία (44 μελέτες) και από εκεί και πέρα υπάρχουν αρκετά Πανεπιστήμια και Ινστιτούτα όπως αυτό της Κίνας ή το Πανεπιστήμιο του Μονάχου τα οποία κατέχουν μεγάλο ποσοστό της συγκεκριμένης μελέτης (Εικόνα 4.10)

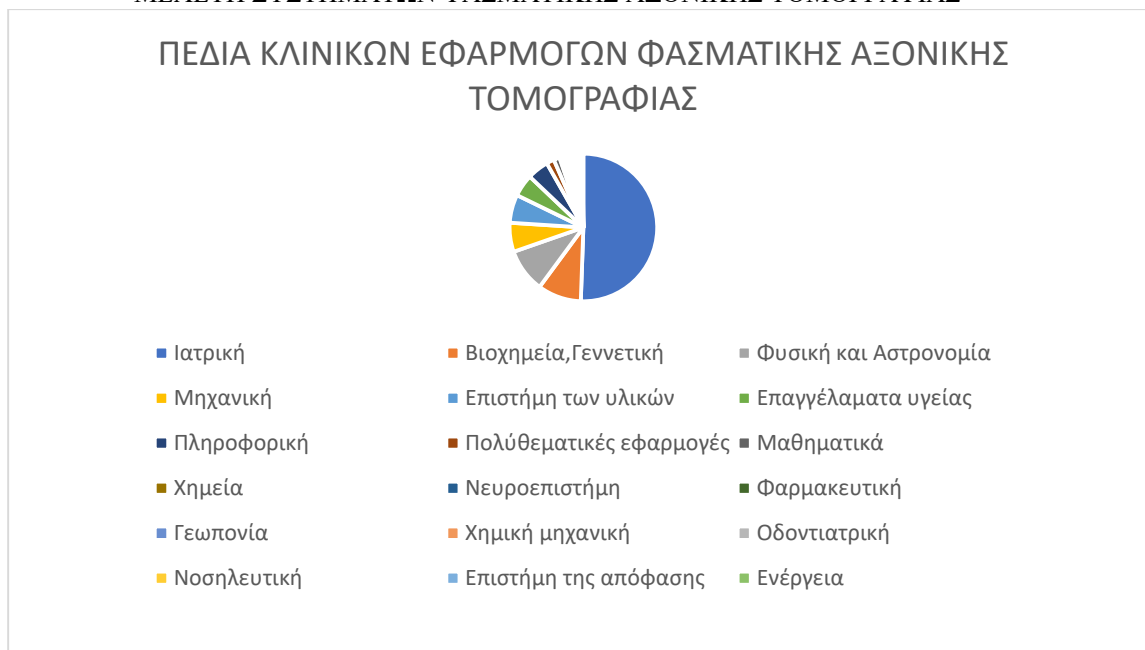
4.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΛΙΝΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Κάνοντας μία στατιστική ανάλυση των κλινικών εφαρμογών της φασματικής αξονικής τομογραφίας την τελευταία εικοσαετία, διακρίνουμε ότι την πρώτη δεκαετία από το 2000 μέχρι το 2010 οι μελέτες που αφορούν τις κλινικές εφαρμογές είναι ελάχιστες με μέσο όρο 2.5 άρθρα ανά χρονιά, σε αντίθεση με την επόμενη δεκαετία όπου έχουμε και εδώ ραγδαία ανάπτυξη των μελετών για τις κλινικές εφαρμογές όπου το 2022 σημειώνονται 45 μελέτες. Τα αποτελέσματα φαίνονται στο γράφημα της **Εικόνας 4.11**.



Εικόνα 4.11: Σύγκριση μελετών από το 2000 μέχρι το 2022.

Όπως είναι αναμενόμενο (**Εικόνα 4.12**), το μεγαλύτερο ποσοστό των κλινικών μελετών αφορά την Ιατρική κυρίως που σημειώνει πάνω από το 50% των ερευνών, οι οποίες αφορούν την επίδραση της φασματικής αξονικής τομογραφίας σε πεδία όπως η ογκολογία για την διάγνωση του καρκίνου, όπως η νευρολογία για την αντιμετώπιση και προτροπή εγκεφαλικών αλλά και άλλων ιατρικών παθήσεων.



Εικόνα 4.12: Διάφορα πεδία που βρίσκουν εφαρμογή οι κλινικές μελέτες της φασματικής αξονικής τομογραφίας.

Τέλος, ακολουθούν με πολύ μικρότερο ποσοστό η μηχανική και η αστρονομία, ενώ τα μικρότερα ποσοστά κάτω δηλαδή του 1% σημειώνουν η ψυχολογία και η νοσηλευτική.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΣΥΓΧΡΟΝΩΝ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

5.1 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ GE HEALTHCARE GEMSTONE

Σε αυτό το κεφάλαιο, θα αναλύσουμε τους τρεις δημοφιλέστερους αξονικούς τομογράφους των τριών μεγάλων εταιριών, της Siemens Healthneers, της GE healthcare και της Phillips Healthcare. Θα δούμε τις διαφορές τους στα τεχνικά χαρακτηριστικά κυρίως, αλλά και σε κάποιες κλινικές εφαρμογές και θα βγάλουμε τα τελικά συμπεράσματα για το καθένα από αυτά τα συστήματα. Η φασματική αξονική τομογραφία της GE healthcare φέρνει το όνομα Gemstone και είναι μία καινοτόμα τεχνολογία ιατρικής απεικόνισης που προσφέρει εικόνες υψηλής ποιότητας με μικρή δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Χρησιμοποιεί προηγμένες τεχνολογίες για την παραγωγή εικόνων καλύτερης αντίθεσης και ανάλυσης σε σχέση με τους συμβατικούς αξονικούς τομογράφους δημιουργώντας έτσι ένα σύστημα ιατρικής απεικόνισης ικανό για την διάγνωση ενός μεγάλου φάσματος παθήσεων του ανθρώπου. (GE Healthcare 2017).

Η βασική τεχνολογία που χρησιμοποιεί είναι η ικανότητα καταγραφής δύο ενεργειών με αποτέλεσμα την παραγωγή δύο εικόνων για την καλύτερη διακριτική ικανότητα διάφορων τύπων ιστών και οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της χρήσης δύο διαφορετικών φασμάτων ταυτόχρονα, με αποτέλεσμα την παραγωγή ενός ζεύγους εικόνων για την ταυτόχρονη απεικόνιση διαφορετικών οργάνων όπως τα οστά και οι μαλακοί ιστοί. Επίσης, ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα του συστήματος είναι ότι ενώ είναι μικρή η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή, το σύστημα έχει την ικανότητα να παράγει υψηλής ποιότητας εικόνες λόγω ειδικών αλγορίθμων που περιέχει το σύστημα επεξεργασίας δεδομένων αλλά και λόγω της ικανότητας ρύθμισης της λυχνίας (GE Healthcare 2017).



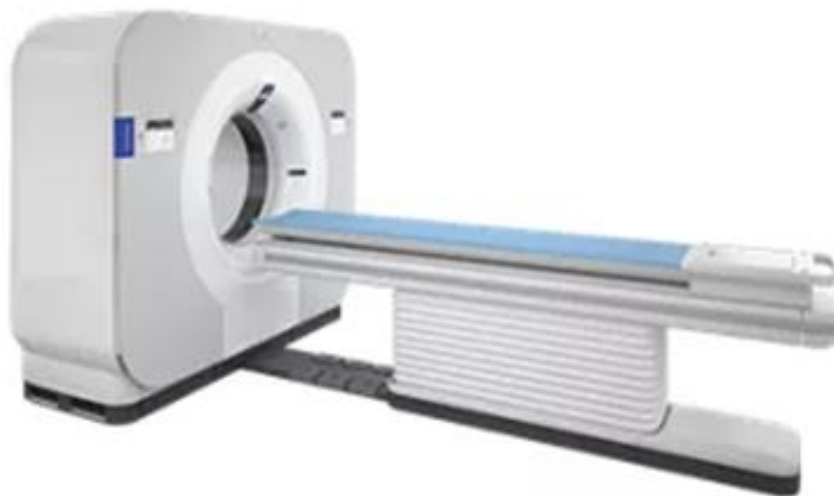
Εικόνα 5.1: Φασματικός αξονικός τομογράφος Gemstone της GE Healthcare (Dr Conner 2017)

Το συγκεκριμένο μοντέλο της GE healthcare Gemstone φαίνεται στην Εικόνα 5.1 όπου διακρίνονται και τα μέρη που το αποτελούν όπως το gantry και η εξεταστική τράπεζα. Κάποια από τα τεχνικά χαρακτηριστικά του παραπάνω συστήματος είναι τα εξής: Τα ενεργειακά επίπεδα της λυχνίας εκπομπής των ακτίνων-X μπορούν να λειτουργήσουν σε δύο επίπεδα συνήθως στα 80 kVp και στα 140 kVp, με τα οποία πραγματοποιείται και η φασματική ανάλυση των δύο δομών του σώματος του ασθενή. Επίσης, η λυχνία

παράγει ακτίνες-Χ ενέργειας μέχρι και 140 keV. Όσον αφορά τον ανιχνευτή, είναι ολοκλήρωσης ενέργειας και είναι κατασκευασμένος από πολλές στρώσεις ανιχνευτών για την καλύτερη χωρική και διακριτική ικανότητα του συστήματος. Το μέγεθος του ανιχνευτή είναι 64X0.625 mm και καλύπτει μία περιοχή των 40 cm. Επίσης, η τεχνική με την οποία λειτουργεί ο αξονικός τομογράφος είναι τύπου ελικοειδή, με αποτέλεσμα την σάρωση ολόκληρου του θώρακα σε μόλις 10 δευτερόλεπτα. Επιπροσθέτως, περιέχει έναν αλγόριθμο για την ανακατασκευή εικόνας με διάφορες τεχνικές (π.χ. adaptive statistical iterative reconstruction ASiR) για την μείωση του θορύβου. Οι κλινικές εφαρμογές του συστήματος είναι πολλές όπως για παράδειγμα η ογκολογία, η νευρολογία και η μυοσκελετική απεικόνιση που αφορούν την αντιμετώπιση του καρκίνου των εγκεφαλικών επεισοδίων και άλλων επιπλοκών. Η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος φτάνει μέχρι και τα 0.23 mm και χρονική επίλυση μόλις 53ms (GE Healthcare 2017).

5.2 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ PHILLIPS HEALTHCARE (SPECTRAL CT 7500)

Ένα ακόμα σύστημα φασματικής αξονικής τομογραφίας είναι το Phillips Spectral CT 7500 της Phillips Healthcare. Το σύστημα Philips Spectral CT 7500 χρησιμοποιεί μια τεχνική που ονομάζεται φασματική απεικόνιση μέτρησης φωτονίων για την επίτευξη της φασματικής απεικόνισης. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιεί έναν ανιχνευτή διπλής στρώσης που είναι ικανός να μετράει μεμονωμένα φωτόνια διαφορετικών ενεργειών στο κάτω στρώμα που προσπίπτουν τα φωτόνια διαφορετικής ενέργειας. Όταν οι ακτίνες-Χ περνούν μέσα από το σώμα, αλληλεπιδρούν με τους διαφορετικούς ιστούς και υλικά του σώματος, με αποτέλεσμα την απορρόφηση ή τη σκέδαση ορισμένων ακτίνων-Χ. Ο ανιχνευτής διπλής στρώσης στο σύστημα έχει σχεδιαστεί για να ανιχνεύει τις ακτίνες-Χ που έχουν περάσει από το εσωτερικό του σώματος του ασθενή και έχουν εξασθενήσει. Το πρώτο στρώμα του ανιχνευτή είναι ένας συμβατικός ανιχνευτής σπινθηρισμού που ανιχνεύει την πλειοψηφία των ακτίνων-Χ που περνούν από το σώμα. Το δεύτερο στρώμα του ανιχνευτή αποτελείται από μια σειρά μικρών ανιχνευτών που είναι ευαίσθητοι σε μεμονωμένα φωτόνια διαφορετικών ενεργειών. Αυτοί οι ανιχνευτές είναι ικανοί να μετρούν τον αριθμό των φωτονίων σε κάθε ενέργειας που ανιχνεύουν. Συγκρίνοντας τον αριθμό των φωτονίων που ανιχνεύονται σε κάθε ενεργειακό επίπεδο, το σύστημα είναι σε θέση να προσδιορίσει την εξασθένιση των ακτίνων-Χ σε κάθε ενεργειακό επίπεδο καθώς περνούν από το σώμα. Αυτές οι πληροφορίες μπορούν στη συνέχεια να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία μίας φασματικής εικόνας που δείχνει την κατανομή διαφορετικών δομών και ιστών μέσα στο σώμα. (Phillips Healthcare ‘Spectral CT 7500’ n.d.).



Εικόνα 5.2: Φασματικός αξονικός τομογράφος Phillips Spectral CT 7500 με διπλή στρώση ανιχνευτή, Phillips Healthcare (Retrieved from <https://www.philips.com.au/healthcare/product/728333/spectral-ct-7500-philips-all-new-spectral-detector-ct-7500>)

Όσον αφορά τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος της **Εικόνας 5.2** περιγράφονται παρακάτω. Αρχικά έχουμε μία ενέργεια της γεννήτριας των ακτίνων-X της τάξης των 120kW. Τα ενεργειακά επίπεδα της λυχνίας που αφορούν την κανονική αξονική τομογραφία ρυθμίζονται στα 80,100,120 και 140kVp, ενώ για την φασματική απεικόνιση μπορούν να ρυθμιστούν στα 100, 120 και 140kVp. Με λίγα λόγια, και εδώ υπάρχει ένα εύρος από 80kVp έως 140kVp που βοηθάει στην ταυτόχρονη απεικόνιση ενός μαλακού ιστού παράλληλα με ένα οστό με την ίδια υψηλή ποιότητα εικόνας. Επίσης, μία πλήρης περιστροφή του gantry επιτυγχάνεται σε μόλις 0.27 δευτερόλεπτα. Ο ανιχνευτής του συστήματος είναι 50cm σε πλάτος και περιέχει 64 γραμμές από ανιχνευτικά στοιχεία. Επίσης, το μέγεθος των εικονοστοιχείων του ανιχνευτή είναι της τάξης των 0.5X0.5 mm όπου και επιτυγχάνεται υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και μικρή δόση ακτινοβολίας προς τον ασθενή. Τέλος το Spectral CT 7500 καλύπτει ένα ευρύ φάσμα κλινικών εφαρμογών όπως η ογκολογία για την ανίχνευση του καρκίνου. Λόγω της φασματικής απεικόνισης, μπορεί να μετρήσει την πυκνότητα και την σύσταση του όγκου και να διαχωρίσει εάν πρόκειται για καλοήγη ή κακοήγη όγκο. Μία άλλη κλινική εφαρμογή είναι η αγγειακή απεικόνιση που αφορά δυσλειτουργίες της καρδιάς. Επίσης, ειδικεύεται και στην νευρολογική απεικόνιση που αφορά την ανίχνευση και την παρακολούθηση εγκεφαλικών επεισοδίων και άλλων νευρολογικών παθήσεων. Τέλος, βρίσκει εφαρμογές που αφορούν τα μυοσκελετικά όπως τα κατάγματα και τα γαστρεντερολογικά. (Philips Spectral CT 7500 [2023](#)).

5.3 ΦΑΣΜΑΤΙΚΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ SIEMENS HEALTHNEERS NAEOTOM ALPHA

Το τελευταίο σύστημα φασματικής αξονικής τομογραφίας που θα αναλύσουμε σε αυτό το κεφάλαιο είναι ο Naeotom Alpha της Siemens Healthneers. Είναι ο πρώτος φασματικός αξονικός τομογράφος που κάνει χρήση ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων, παράγοντας έτσι εικόνες υψηλής διακριτικής ικανότητας σε συνάρτηση με μικρές δόσεις ακτινοβολίας στον ασθενή. Επίσης, λόγω των ανιχνευτών επιτυγχάνει και φασματική απεικόνιση. Η βασική διαφορά του είναι η χρήση δύο ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων σε σχέση με τους συμβατικούς που χρησιμοποιούν ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας. Η βασική διαφορά των δύο τύπων ανιχνευτών είναι ότι στην περίπτωση του ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας τα φωτόνια προσπίπτουν πάνω στον σπινθηριστή και μετατρέπονται σε φως και έπειτα το φως συλλέγεται από τις φωτοδιόδους και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα το οποίο ολοκληρώνεται με αποτέλεσμα την δημιουργία του φάσματος των ακτίνων-X. Από την άλλη πλευρά, οι ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων δεν εμπεριέχουν σπινθηριστή αλλά έναν ημιαγωγό κατασκευασμένο από τελλούριο κάδμιο στον οποίο επιτυγχάνεται η άμεση μετατροπή των φωτονίων σε ηλεκτρικό σήμα. Μία συνεχόμενη τάση εφαρμόζεται πάνω στον ημιαγωγό που προκαλεί τα ηλεκτρόνια να επιταχύνονται προς την σειρά των εικονοστοιχείων της ανόδου που εμπεριέχονται στον ανιχνευτή, με αποτέλεσμα την παραγωγή ενός παλμού ρεύματος. Έπειτα, τα ολοκληρωμένα κυκλώματα μετατρέπουν αυτόν τον παλμό σε παλμό τάσης ο οποίος είναι ανάλογος της ενέργειας των απορροφηθέντων φωτονίων. Όλη αυτή η διαδικασία έχει ως αποτέλεσμα την ικανότητα του ανιχνευτή να μετράει και να διαχωρίζει τα φωτόνια ανάλογα με την ενέργεια που έχουν, με αποτέλεσμα την ικανότητα του συστήματος να κάνει φασματοσκοπία (Shanblatt Elisabeth, et al [2022](#).)

Τα τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος της **Εικόνας 5.3** είναι τα εξής: Αρχικά το σύστημα της Siemens χρησιμοποιεί διπλή λυχνία εκπομπής ακτίνων-X με υψηλό δυναμικό της τάξης των 240kW (2x120 kW). Οι τάσεις των λυχνιών μπορούν να ρυθμιστούν στα 70,90,100,120,140 kVp. Όσον αφορά τους ανιχνευτές το σύστημα εμπεριέχει δύο ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων με συνολικό πλάτος ο καθένας στα 6 cm. Μία πλήρης περιστροφή του Gantry είναι μόλις στα 0.25s. Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι της τάξης των 0.11 mm, ενώ η χρονική επίλυση είναι στα μόλις στα 66ms. Τέλος ο ανιχνευτής εμπεριέχει 144 σειρές ανιχνευτικών στοιχείων με πλάτος 0.4 mm, αρά με μόνο μία περιστροφή του gantry μπορεί να απεικονίσει ένα μέγεθος της τάξης των 57.6mm (Shanblatt Elisabeth, et al [2022](#).)



Εικόνα 5.3: Φασματικός αξονικός τομογράφος Naeotom Alpha της Siemens Healthineers με χρήση ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων, (Shanblatt Elisabeth et al 2022).

5.4 ΤΕΛΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΤΡΙΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΦΑΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Όπως διαπιστώνεται και στον **Πίνακα 5.1** τα τρία συστήματα φασματικής αξονικής τομογραφίας έχουν αρκετές διαφορές με αποτέλεσμα να χρησιμοποιούνται σε διαφορετικές κλινικές εφαρμογές. Από τα τρία συστήματα μπορούμε να συμπεράνουμε ότι όσον αφορά τις λυχνίες μόνο της Siemens χρησιμοποιεί διπλή λυχνία, ενώ τα υπόλοιπα χρησιμοποιούν μονή αλλά και στις τρεις περιπτώσεις το δυναμικό τους για την λειτουργία τους είναι το ίδιο στα 120kW. Στους ανιχνευτές παρουσιάζονται επίσης, διαφορές διότι στο σύστημα της GE έχουμε ολοκλήρωση ενέργειας ενώ στα άλλα δύο συστήματα έχουμε καταμέτρησης φωτονίων και τα μεγέθη των ανιχνευτικών στοιχείων καθώς και ο αριθμός τους διαφέρουν. Επίσης, το σύστημα της GE είναι το μόνο που κάνει χρήση της ελικοειδής σάρωσης ενώ τα υπόλοιπα έχουν σταθερή εξεταστική τράπεζα. Όσον αφορά την καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα παρουσιάζει η Siemens με μόλις 0.11mm, ενώ το μικρότερο Temporal Resolution έχει η GE με 53ms. Οι κλινικές εφαρμογές που ειδικεύεται το κάθε σύστημα σημειώνεται στον **Πίνακα 5.1**.

Πίνακας 5.1: Διαφορές των τριών σύγχρονων συστημάτων αξονικής τομογραφίας

Χαρακτηριστικά	GE Healthcare Gemstone	Phillips Spectral CT7500	Siemens Healthneers NAEOTOM Alpha
Χαρακτηριστικά λυχνία εκπομπής Ακτίνων-X	Μονή λυχνία δύο ενεργειών 80kVp και 140 kVp. Δυναμικό λυχνίας στα 120kW.	Μονή λυχνία με δυνατότητα ρύθμισης της ενέργειας για κανονική αξονική τομογραφία στα 80,100,120 και 140 ενώ για φασματική απεικόνιση στα 100,120 και 140. Δυναμικό λυχνίας στα 120kW.	Διπλή λυχνία με τάσεις 70,90,100,120 και 140 kVp. Δυναμικό λυχνιών στα 240kW,(120kW για την καθεμία).
Τύπος και χαρακτηριστικά Ανιχνευτή	Ενεργειακής ολοκλήρωσης με πολλές στρώσεις 64X0.625mm περιοχής 40cm	Καταμέτρησης φωτονίων με διπλή στρώση ανιχνευτή 64X0.5 mm περιοχής 50cm	Δύο ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων με 144X0.4mm και περιοχής 2X12 cm.
Τύπος εξεταστικής τράπεζας	Ελικοειδής σάρωση, άρα η τράπεζα μετακινείται κατά μήκος και κάθετα στο Gantry	Σταθερή	Σταθερή
Δόση ακτινοβολίας	Μικρή	Μικρή	Μικρή/Μέτρια για ακτινοβολήσεις με μέγιστη δυνατή διακριτική ικανότητα
Χωρική διακριτική ικανότητα	0.23mm	0.2mm	0.11mm
Temporal Resolution	53ms	Δεν δύναται	66ms
Κλινικές εφαρμογές	Ογκολογία, Νευρολογία, Μυωσκελετική .	Πνευμολογία, Νευρολογία, Παιδιατρική,Ογκολογία	Πνευμολογία,Ογκολογία, Καρδιολογία,Νευρολογία

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Συμπερασματικά, η φασματική αξονική τομογραφία αποτελεί μία πολλά υποσχόμενη τεχνολογία η οποία έχει την δυνατότητα να αλλάξει δραστικά την επιστήμη της ιατρικής απεικόνισης και γενικότερα των απεικονιστικών συστημάτων, δίνοντας ένα μεγάλο πλήθος εφαρμογών για την πρόβλεψη και αντιμετώπιση ασθενειών και παθήσεων με όσον τον δυνατό μικρότερη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Μεγάλο πλεονέκτημα της επίσης, είναι ότι παρά την μικρή δόση παράγει εικόνες υψηλής αντίθεσης και λόγω της φασματοσκοπίας διαχωρίζει τις δομές του ανθρώπινου σώματος στις ιατρικές εικόνες είτε αυτή έρχεται από την χρήση διπλής ενέργειας είτε από την καινοτομία που λέγεται ανιχνευτής καταμέτρησης φωτονίων στον αξονικό τομογράφο. Παρά όμως των πολλών πλεονεκτημάτων που έχει, η φασματική αξονική τομογραφία δεν παύει να είναι μία αναδυόμενη τεχνολογία που μελετάται ερευνητικά με αποτέλεσμα να απαιτείται περαιτέρω ανάπτυξη και χρόνος ώστε να εφαρμοστεί επιτυχώς στην κλινική πράξη.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ-ΠΗΓΕΣ

Boyd D.P. "Transmission Computed Tomography In Newton T.H. Potts D.G. editors: Technical aspects of computed tomography ev. Mosby Co" 1981

Dance D.R. Christofides S. Maidment A.D.A. McLean I.D. K.H. N "Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students" 2014.

Bennett JR, Opie AM, Xu Q, et al. "Hybrid spectral microCT: system design, implementation, and preliminary results." 2014.

Case courtesy of Yair Glick, Radiopaedia.org, rID: 53369 n.d.

Case courtesy of Raphael Ambros, Radiopaedia.org, rID: 85113 n.d.

Case courtesy of Wikipedia, Radiopaedia.org, rID: 55278 n.d.

Curry T.S. Dowdey J.E., Murry Jr R.C.: "Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostics Radiology." 1990.

Dr Conner "Explore what is next in CT with revolution frontier" 2017.

Duan X, Wang J, Leng S, et al. "Electronic noise in CT detectors: impact on image noise and artifacts." 2013.

Flohr TG, Stierstorfer K, Süß C, Schmidt B, Primak AN, McCollough CH. "Novel ultrahigh resolution data acquisition and image reconstruction for multi-detector row CT." 2007.

Gutjahr R. et al., "Human imaging for photon counting based CT at clinical dose levels: Contrast-to-noise ratio and cadaver studies" 2016.

GE Healthcare. "Revolution CT." n.d. Retrieved from <https://www.gehealthcare.com/products/computed-tomography/revolution-ct>

Hamann E, Koenig T, Zuber M, et al. "Performance of a Medipix3RX spectroscopic pixel detector with a high resistivity gallium arsenide sensor" n.d.

Hsieh Scott S. , Leng Shuai, Rajendran Kishore , "Photon counting CT: Clinical Applications and Future Developments Tao Shengzhen and McCollough H." 2021.

Iwanczyk JS, Nygård E, Meirav O, et al. "Photon counting energy dispersive detector arrays for x-ray imaging." 2009

Leng S, Rajendran K, Gong H, et al. "150- μ m spatial resolution using photon-counting detector computed tomography technology: technical performance and first patient images." 2018.

Liu Y, Leng S, Michalak GJ, et al. "Reducing image noise in computed tomography (CT) colonography: effect of an integrated circuit CT detector" 2014.

Mehran R, G. D. Dangas, and S.D. Weisbord, "Contrast-associated acute kidney injury." 2019.

Phillips Healthcare "Spectral CT 7500" n.d. Retrieved from <https://www.philips.com.au/healthcare/product/728333/spectral-ct-7500-philips-all-new-spectral-detector-ct-7500>

Philips Spectral CT 7500: Technical Overview." Radiology Today" 2023. Retrieved from <https://www.radiologytoday.net/archive/rt0518p18.shtml>.

- Roessl E, Proksa R. "K-edge imaging in x-ray computed tomography using multi-bin photon counting detectors." 2007.
- Rock J Patrick Case courtesy Radiopaedia.org, rID: 84885, 2023
- Schlomka JP, Roessl E, Dorscheid R, et al. "Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography." 2008.
- Schmidt TG. Optimal "image-base weighting for energy-resolved CT." 2009.
- Shikhaliyev PM. "Energy-resolved computed tomography: first experimental results." 2008.
- Shanblatt Elisabeth, O'Doherty Jim, Petersil KaMartin, WolberPhillip, FungGeorge, Ramirez-Goraldo C. Juan "NAEOTOM Alpha with Quantum Technology NAEOTOM Alpha-CT redefined White paper." 2022.
- Symons R, Reich DS, Bagheri M, et al. "Photon-counting computed tomography for vascular imaging of the head and neck: first in vivo human results" 2018.
- Tapiovaara MJ, Wagner RF. "SNR and DQE analysis of broad-spectrum x-ray imaging." 1985.
- Tehrani S.Michael M.D.Follow Founder & CEO at MedWell Medical "What's the difference between all the different head scans (X-Ray, CT, MRI, MRA, PET scan)? And what do they show in the head?" 2020.
- Walsh MF, Nik SJ, Procz S, et al. "Spectral CT data acquisition with Medipix3.1. J Instrum." 2013.
- Willemind J.Martin,, Persson Mats,Pourmorteza,Pelc j.Norbert,Fleischmann Dominik "Photon-counting CT:Technical Principles and Clinical Prospects" 2018
- Webb A. G., Kartalopoulos S. V. "X-ray imaging and computed tomography in Introduction to Biomedical Imaging," 2003.
- Yaffe MJ., Rowlands JA: "X-ray detectors for digital radiography." 1997.
- Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. "Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT." 2011.
- Yu Z, Leng S, Kappler S, et al. "Noise performance of lowdose CT: comparison between an energy integrating detector and a photon counting detector using a whole-body research photon counting CT scanner." 2016.
- Κανδαράκης Ι., "Φυσικές Αρχές και Συστήματα Ακτινοδιαγνωστικής." 2007.
- Κανδαράκης Ι., "Πυρηνική Ιατρική." 2007.