



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ
ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ- ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΒΛΑΒΩΝ**

**Λαμπρινή Παπαστόικα
Αριθμός Μητρώου: 13082**

**Επιβλέπων Καθηγητής
Παναγιώτης Λιαπαρίνος, Αναπληρωτής Καθηγητής**

Αθήνα 15/03/2023

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Παναγιώτης Λιαπαρίνος

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Ιωάννης Βαλαής

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Ευστράτιος Δαυίδ

Επίκουρος Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Παπαστόικα Λαμπρινή του Γεωργίου με αριθμό μητρώου 13082 φοιτήτρια της Σχολής Μηχανικών Βιοιατρικής 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 Ιδρύματός μου».

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

Ημερομηνία

15/3/2023

Ο/Η Δηλών/ούσα



Παπαστόικα Λαμπρινή

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρακάτω διπλωματική εργασία θα αναφερθούμε στις βασικές αρχές της Υπολογιστικής Τομογραφίας (Computed Tomography - CT) που αναδύθηκαν τα τελευταία έτη από την δεκαετία του 1970, θα δούμε μελλοντικές τεχνολογικές προοπτικές, θα παραθέσουμε κλινικές εφαρμογές των συστημάτων καθώς και βλάβες που εμφανίζονται στα συστήματα Αξονικής Τομογραφίας. Εκτός από την βιβλιογραφία πάνω στην Υπολογιστική Τομογραφία απετέλεσε μεγάλη βοήθεια για την διεκπεραίωση της εργασίας και το ότι είμαι εργαζόμενη βιομηχανικής και εμπορικής εταιρείας στο τομέα της ιατρικής απεικόνισης και συνεργάζομαι με έμπειρο και εξειδικευμένο προσωπικό πάνω στους Αξονικούς Τομογράφους. Τέλος θα ήθελα να επισημάνω ότι στη διπλωματική μου εργασία χρησιμοποιήθηκαν φωτογραφίες από εγχειρίδια Αξονικών Τομογράφων και όχι από εγκατεστημένα συστήματα όπως επίσης και ότι οι αναφερόμενες βλάβες δεν αποτελούν καταγραφή προβλημάτων μια χρονικής περιόδου των Αξονικών Τομογράφων της εταιρείας που εργάζομαι αλλά είναι αποτέλεσμα της πολυετούς εμπειρίας των Τεχνικών.

ABSTRACT

In the following Undergraduate Thesis for Biomedical Technology, the basic principles of Computed Tomography (CT) are analyzed in recent years since the 1970s, future technological perspective, present clinical applications of the systems, present failures that appear in the CT systems. Apart from the bibliography on Computed Tomography, the fact that I am an employee of an industrial and commercial company in the field of medical imaging and I work with experienced and specialized staff on CT scanners was a great help for me to complete this dissertation. Finally, I would like to point out that in my dissertation photographs from manuals and not from installed systems are used. In addition provided system failures do not constitute problems of a certain period of CT scanners but are the result of a long -term experience of the Engineers.

Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέπων καθηγητή κύριο Παναγιώτη Λιαπαρίνο που μου εμπιστεύθηκε την συγκεκριμένη εργασία αλλά ιδιαίτερα θα ήθελα να τον ευχαριστήσω για την υπομονή και την υποστήριξη του όλο αυτόν τον καιρό.

Επίσης θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στον Τεχνικό κ. Ιωάννη Αρβανιτάκη, για την πολύτιμη συμβολή για την παραχώρηση υλικού καθώς και την βοήθεια του.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την συμπαράσταση στην υλοποίηση της διπλωματικής εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΜΕΡΟΣ Α΄

ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ.....	9
ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	11
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ	13
Αξονικοί 1 ^{ης} γενιάς	13
Αξονικοί 2 ^{ης} γενιάς	14
Αξονικοί 3 ^{ης} γενιάς	15
Αξονικοί 4 ^{ης} γενιάς	16
Ελικοειδής – Σπειροειδής Αξονική Τομογραφία.....	17
Αξονικοί Τομογράφοι Πολλαπλών τομών	19
Υπολογιστική Τομογραφία Κώνου	19
Σάρωση Διπλής Ενέργειας	21
Αξονικοί Διπλής Πηγής	22
Φορητή Υπολογιστική Τομογραφία	23
ΜΕΡΗ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ	24
Λυχνία- Πηγή Ακτίνων Χ	24
Ανιχνευτές.....	26
Σύστημα λήψης Δεδομένων	28
Κυρίως σώμα και εξεταστική τράπεζα.....	28
Υπολογιστικό Σύστημα.....	29
Μονάδα διανομής ενέργειας (PDU).....	30
ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ	30
Εξαιρετική Ανάλυση Χαμηλής Αντίθεσης	31
Χωρική Ανάλυση	31
Χρονική Ανάλυση	31

ΜΕΡΟΣ Β΄

ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ	34
ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΚΑΙ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ	35
ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	36
ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ & COVID 19.....	36
ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΤΕΧΝΟΥΡΓΗΜΑΤΑ – ARTIFACTS	37
Ψευδενδείξεις που βασίζονται σε ασθενείς.....	37
Ψευδενδείξεις βασισμένα στην φυσική	38
Ψευδενδείξεις με βάση το υλικό	39

ΜΕΡΟΣ Γ΄

ΒΛΑΒΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ	42
Κονσόλα.....	42
Αποτυχία εκκίνησης λογισμικού κατά την εκκίνηση του συστήματος	42
Σφάλμα ανακατασκευής	42
Δίσκοι Υπολογιστή	42
Gantry.....	43

Μετασχηματιστής Υψηλής Τάσης (High Voltage Tank)	43
Κλίση Gantry	43
Βλάβη στο ρότορα της Λυχνίας	43
Βλάβη επικοινωνίας κονσόλας και Gantry	44
Βλάβη Encoder (Σύστημα εντοπισμού τοποθεσίας του Gantry)	45
Ανιχνευτές και Ψευδενδείξεις Δακτυλίου	45
Ράγισμα καλωδίου High Voltage Tank	46
Λάδι ή Αντικατάσταση Tank	46
PDU	46
kxg	46
Τραπέζι	47
Θόρυβος Τραπεζιού	47
Σένσορας	47
Κεντρική Πλακέτα Κρεβατιού	48
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	49
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	50

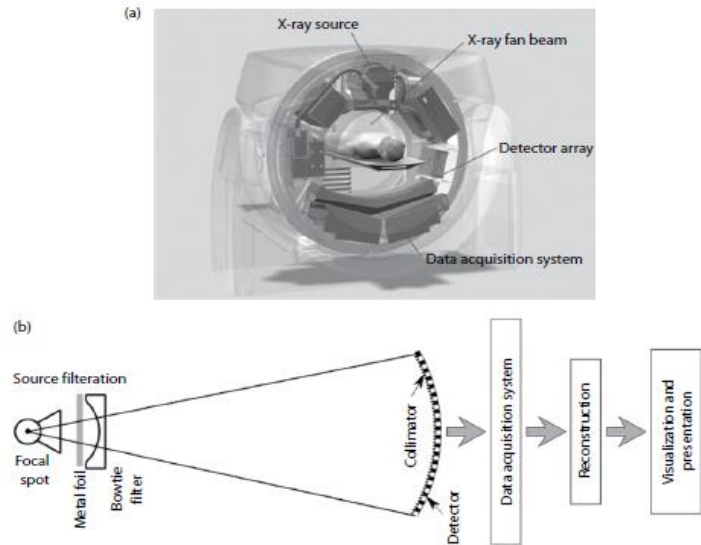
ΜΕΡΟΣ Α΄

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

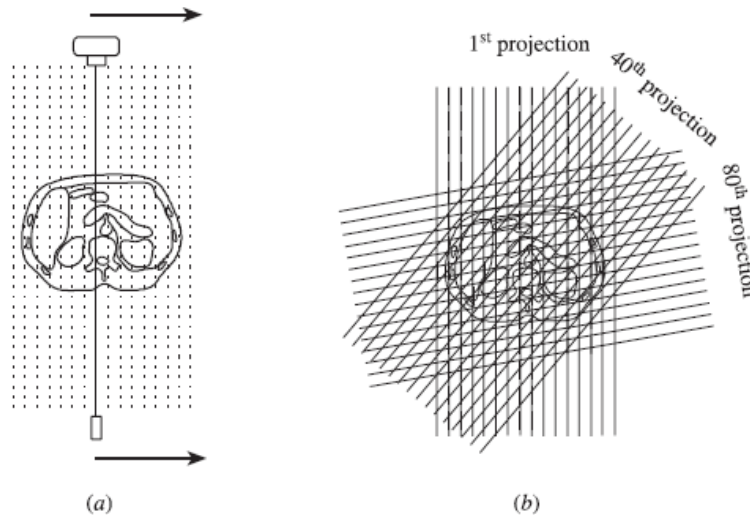
Η Αξονική Τομογραφία (CT) αποτελεί μια ιατρική τεχνική απεικόνισης όπου δημιουργεί εικόνες διαξονικών επιπέδων ενδιάμεσου του ανθρώπινου σώματος. Η ανακατασκευή μιας εικόνας Αξονικού Τομογράφου γίνεται μαθηματικά από ένα εύρος μονοδιάστατων προβολών του επιλεγμένου επιπέδου. Με την βοήθεια της λυχνίας ακτίνων X και μιας σειράς ανιχνευτών όπου περιστρέφονται γύρω από τον ασθενή, μπορεί να ληφθεί ένας μεγάλος αριθμός προβολών όπου χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της εικόνας CT [Dance, D. R., et al (2014), Michael, G. (2001)]. Η εμφάνιση της Αξονικής Τομογραφίας πραγματοποιήθηκε πριν από 50 έτη και από τότε έχει εξελιχθεί σε ένα αναγκαίο εργαλείο στην διαγνωστική απεικόνιση. Λόγω της γρήγορης προόδου της τεχνολογίας, ελάχιστοι γιατροί γνωρίζουν το εύρος και τους περιορισμούς των διαφόρων αξονικών. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002)]. Ελάχιστοι ήταν και αυτοί που προέβλεψαν την ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας Υπολογιστικής Τομογραφίας και ακόμη πιο λίγοι την ανάπτυξη κλινικών εφαρμογών της Αξονικής Τομογραφίας. Αυτό συνέβη διότι η επιστημονική κοινότητα είχε στρέψει το ενδιαφέρον της στην τότε νεοεισαχθείσα Μαγνητική Τομογραφία (MR). Ωστόσο η Αξονική Τομογραφία έχει κυριαρχήσει και βρίσκεται στην πρώτη γραμμή της διαγνωστικής απεικόνισης ενός Νοσοκομείου [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021)]. Η υπολογιστική τομογραφία (CT), μετά την κλινική της εμφάνιση το 1971 εξελίχθηκε από μια απεικονιστική μέθοδο εγκεφάλου στη νευροακτινολογία σε μια τρισδιάστατη μέθοδο απεικόνισης ολόκληρου του σώματος με ένα εύρος εφαρμογών όπως στην καρδιολογία, ακτινολογία, τραυματολογία και επεμβατική ακτινολογία. Χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση ασθενών, για μελέτες διάγνωσης για σχεδιασμό ακτινοθεραπείας κ.α [Dance, D. R. et al (2014)].

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

Τα κύρια μέρη ενός συνηθισμένου διαγνωστικού Αξονικού Τομογράφου είναι μια πηγή ακτίνων X και ένα τόξο ανιχνευτή όπου περιλαμβάνει 800–900 στοιχεία ανιχνευτή (dels), γνωστό και ως σειρά ανιχνευτών. Τα δύο αυτά μέρη εναποτίθενται αντίθετα στα άκρα ενός ασθενούς και αποτελούν μέρος μιας περιστροφικής γέφυρας, όπου περιστρέφεται σε πολύ υψηλές ταχύτητες (Εικόνα 1). Κατά την περιστροφή γύρω από τον ασθενή λαμβάνεται ένας αριθμός προβολών (Εικόνα 2). Για την δημιουργία μιας διαγνωστικής εικόνας λαμβάνονται υπόψιν οι ληφθείσες προβολές. Συγκεκριμένα μια εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας παράγεται με μαθηματική ανακατασκευή των μετρούμενων εντάσεων ακτίνων X που συλλέγει η σειρά ανιχνευτών [Dance, D. R et al (2014), Michael, G. (2001), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Maqbool, M. (2017)]



Εικόνα 1: α) Απεικόνιση περιστροφικής γέφυρας καθώς και της λυχνίας και του ανιχνευτή ενδιάμεσου του ασθενούς β) σχηματικό διάγραμμα απεικόνισης Αξονικού Τομογράφου [Russo, P. (Ed.). (2017)]



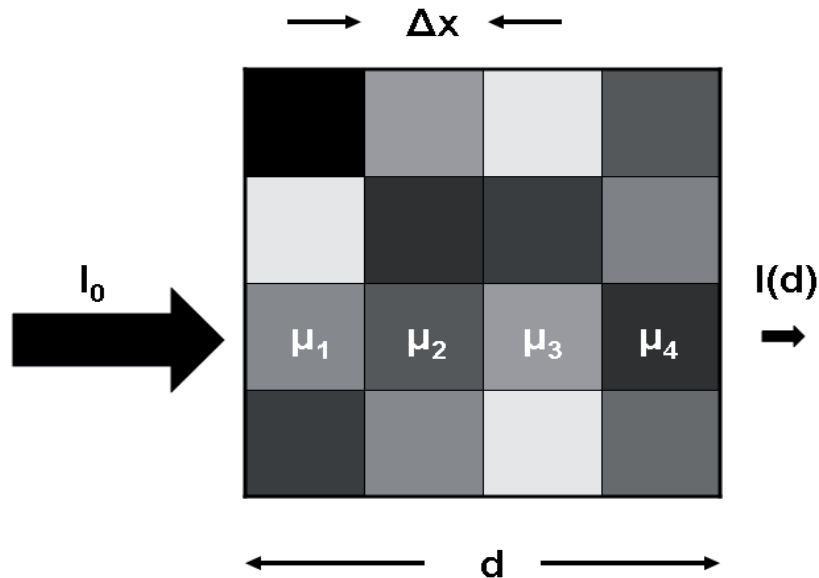
Εικόνα 2: (α) Η δέσμη τύπου «γραφίδας» των ακτίνων X κατά μήκος του ασθενούς για να αποκτήσει μια προβολή που αποτελείται από μεγάλο αριθμό ακτίνων. (β) Αποκτάται μεγάλος αριθμός προβολών, η καθεμία σε διαφορετική γωνία [Michael, G. (2001)]

Ο Αξονικός Τομογράφος, αποτελεί μια εγγενώς ηλεκτρονική συσκευή απεικόνισης και δημιουργεί μια ψηφιακή εικόνα που συνίσταται από pixels δηλαδή από μια τετράγωνη μήτρα στοιχείων.

Σε μια εικόνα Υπολογιστικής Τομογραφίας οι τιμές που αντιστοιχούν στα pixel σχετίζονται με την εξασθένηση του αντίστοιχου ιστού ή, ειδικότερα, με τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησής τους (μ), επομένως κάθε pixel της εικόνας παριστάνει ένα voxel (στοιχείο όγκου) ιστού στον ασθενή (Εικόνα 3). Η πυκνότητα του υλικού, η σύνθεση του υλικού και η ενέργεια των φωτονίων είναι παράγοντες που ο γραμμικός συντελεστής εξαρτάται, όπως φαίνεται στον νόμο Beer's (1.1):

$$I_{(x)} = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

όπου $I(x)$ είναι η ένταση της ανιχνευόμενης δέσμης ακτίνων X, I_0 είναι η ένταση της προσπίπτουσας ακτίνας X και x είναι το πάχος του ιστού που διασχίζει η δέσμη ακτίνων X .[Κανδαράκης, Ι. (2007), Webb A.G (2003), Goldman, L. W. (2007), Withers, P. J.,et al (2021) Jung, H. (2021)]



Εικόνα 3: Η εικόνα συνίσταται από μια μήτρα εικονοστοιχείων, όπου ο σαρωμένος ασθενής μπορεί να αναπαρίσταται ως μια μήτρα διαφορετικών στοιχείων όγκου γραμμικού συντελεστή εξασθένησης (voxels). Μήτρα 4x 4. Η αρχή της εξασθένησης μιας δέσμης ακτίνων X, όπου ενδέχεται κάθε στοιχείο να έχει διαφορετική τιμή συντελεστή εξασθένησης. [Dance, D. R et al. (2014)]

Στην Υπολογιστική Τομογραφία η εικόνα μετατρέπει την μήτρα των ανακατασκευασμένων γραμμικών συντελεστών εξασθένησης σε μια ανάλογη μήτρα μονάδων hounsfield. Η κλίμακα αυτή κανονικοποιείται σε σχέση με τον γραμμικό συντελεστή για το νερό (μ_w) σε θερμοκρασία δωματίου (1.2):

$$HU = 1000 \frac{\mu + \mu_w}{\mu_w} \quad (1.2)$$

Κάθε pixel μιας εικόνας ενός Αξονικού Τομογράφου μας δείχνει μια κλίμακα τόνων του γκρι των τιμών HU όπου τελικά το HU, που μετράται στην εικόνα σχεδιάζοντας περιοχές ενδιαφέροντος, μας δίνει πληροφορίες για τη φύση των ιστών και των βλαβών. Εάν και τα τελευταία έτη είναι ραγδαίες οι εξελίξεις στην Αξονική Τομογραφία οι θεμελιώδεις φυσικές αρχές της παραμένουν ίδιες από τον πρώτο κιάλας Αξονικό Τομογράφο.[Dance, D. R et al (2014), Jung, H. (2021)]

ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Με τον όρο ανακατασκευή εικόνας στην Υπολογιστική Τομογραφία ορίζουμε μια μαθηματική διαδικασία – αλγόριθμο, όπου υπολογίζεται ο συντελεστής εξασθένησης για κάθε pixel ξεχωριστά.

Η μέθοδος οπισθοπροβολής (back projection), η μέθοδος οπισθοπροβολής με φίλτρο (Filtered-back projection), οι τεχνικές συνέλιξης (convolution technique) και η μέθοδος

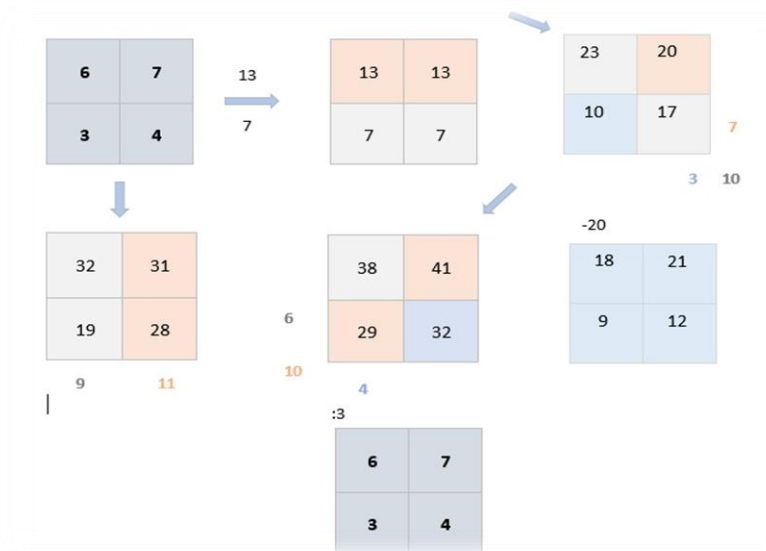
επαναληπτικής ανακατασκευής (Iterative Reconstruction) αποτελούν από τις κύριες μαθηματικές τεχνικές ανακατασκευής εικόνας ενός Αξονικού Τομογράφου.

Καθώς για δεκαετίες η πιο διαδεδομένη μέθοδος ανακατασκευής εικόνας ήταν η μέθοδος οπισθοπροβολής με φίλτρο, παρακάτω επεξηγείται μια απλοποιημένη μορφή της μεθόδου:

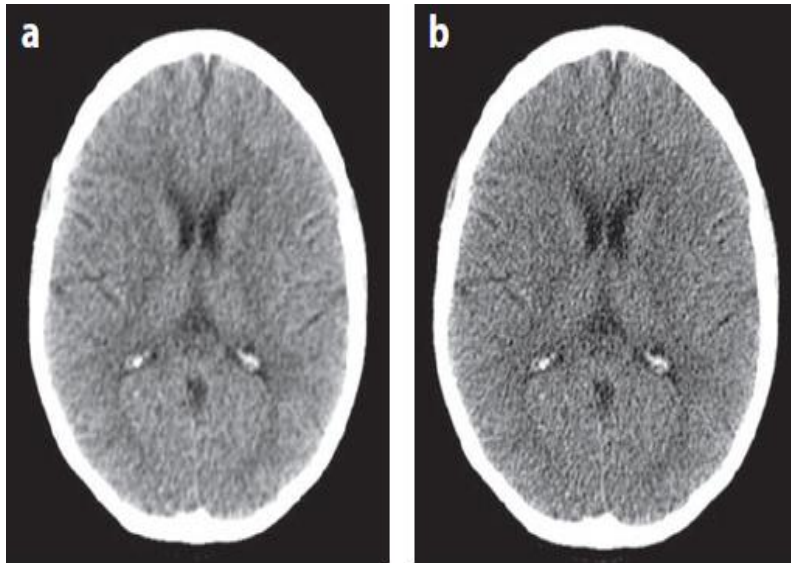
Στην εικόνα 4 απεικονίζεται μια μήτρα τεσσάρων pixel και η διαδικασία εύρεσης των συντελεστών εξασθένησης 6,7,3,4. Η αρχικές τιμές που εισάγονται στην μήτρα είναι οι 13,7 και εκφράζουν το άθροισμα των οριζόντιων συντελεστών εξασθένησης ενός σαρωμένου αντικειμένου. Δηλαδή οι τιμές των συντελεστών εξασθένησης της πρώτης γραμμής έχουν άθροισμα 13 και της δεύτερης γραμμής έχουν 7. Ακολουθεί η προσθήκη των τιμών εξασθένησης των διαγώνιων πλάγιων & κάθετων αθροισμάτων. Για παράδειγμα καθώς παίρνουμε τις τιμές της πλάγιας διαγώνιας προς τα δεξιά 3,10,7 τις προσθέτουμε στα pixel διαγωνίως όπως απεικονίζεται χρωματικά και στο σχήμα. Δηλαδή προσθέτουμε το 3 στο 7, το 10 στο 13 & στο 7 και το 7 στο 13. Αφού αθροιστεί στα pixel και η κάθετος και η διαγώνια πλάγια προς τα αριστερά καταλήγουμε στις τιμές 18,21,9,12. Το επόμενο βήμα είναι να αφαιρέσουμε από όλα τα pixel τον συνολικό αριθμό 20 ($13+7=20$) και τέλος για την εύρεση των πραγματικών τιμών συντελεστών εξασθένησης διαιρούμε όλα τα στοιχεία της μήτρας με τον μέγιστο κοινό διαιρέτη που είναι το 3. Η συνεχής επανατοποθέτηση των προβολών στα pixel είναι και η αιτία της ονομασίας της μεθόδου ως οπισθοπροβολή.

Κατά την διαδικασία ανακατασκευής εικόνας με την μέθοδο οπισθοπροβολής παρατηρούνται διάφορες παραμορφώσεις, οι οποίες εξαλείφονται με την εφαρμογή μαθηματικών φίλτρων στις προβολές του αντικειμένου. [Κανδαράκης, Ι. (2007)]

Ωστόσο ενώ η μέθοδος οπισθοπροβολής με φίλτρο ήταν η πιο δημοφιλής, τελευταία η πιο διαδεδομένη μέθοδος είναι της επαναληπτικής ανακατασκευής (εικόνα 5). [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]



Εικόνα 4: Απλοποιημένη διαδικασία οπισθοπροβολής



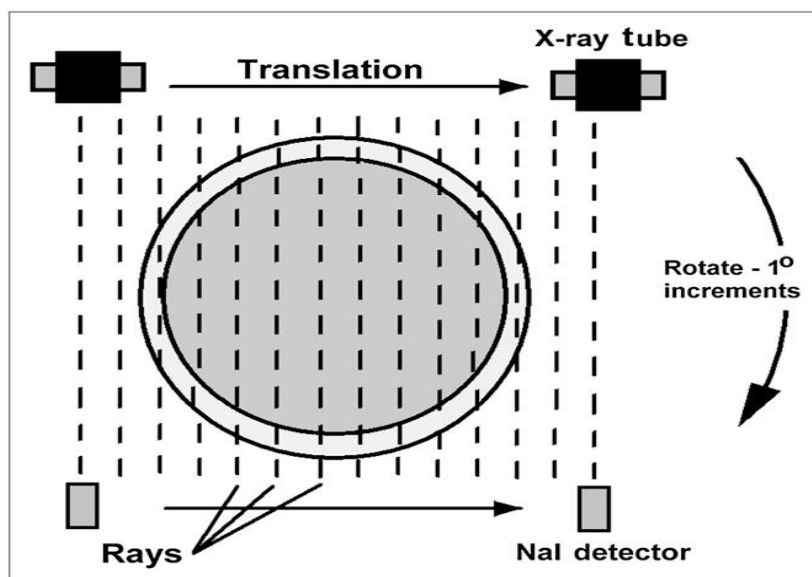
Εικόνα 5: (α) Μια εικόνα 90% του εγκεφάλου, η οποία είναι σημαντικά λιγότερο θορυβώδης από (β) την αντίστοιχη τυπική φιλτραρισμένη εικόνα οπίσθιας προβολής. Dance, D. R et al (2014)]

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ

Σε σύγκριση με τα προηγμένα πρότυπα, τα πρώιμα συστήματα Αξονικής Τομογραφίας ήταν αρκετά αργά και προϋπόθεταν τεράστιες εγκαταστάσεις υπολογιστή. Από συστήματα μιας πηγής και ενός ανιχνευτή όπου χρειαζόταν αρκετά λεπτά για την δημιουργία μιας εικόνας, οι Αξονικοί τομογράφοι έχουν εξελιχθεί σε συστήματα πολλαπλών ανιχνευτών και την δημιουργία εικόνας σε ελάχιστο χρόνο. Η εξέλιξη αυτή οφείλεται κυρίως στην τεχνολογική πρόοδο των λυχνιών και του λογισμικού του υπολογιστή. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Webb A.G (2003)]

Αξονικοί 1^{ης} γενιάς

Ο πρώτος κλινικός Αξονικός Τομογράφος EMI Mark I, κατασκευάστηκε το 1971 και εγκαταστάθηκε στο Νοσοκομείο Atkinson-Morley στην Αγγλία. Η λυχνία και ο ανιχνευτής Αξονικού πρώτης γενιάς ήταν ακλόνητα συνδεδεμένα με σκοπό ο ανιχνευτής να ακολουθεί τις κινήσεις της λυχνίας. Η κίνηση της λυχνίας γύρω από το αντικείμενο ήταν πολύπλοκη καθώς γινόταν μια γραμμική μεταφορική κίνηση κατά τη ολοκλήρωση της οποίας πραγματοποιούνταν μία σάρωση μιας φέτας του αντικειμένου. Στην συνέχεια το συγκρότημα λυχνίας- ανιχνευτή περιστρέφονταν κατά 1° και επαναλαμβανόταν η μεταφορική κίνηση για την απόκτηση δεύτερης προβολής (Εικόνα 6). Σκοπός του Mark I ήταν να συγκεντρώσει 180 προβολές. Η απόκτηση δεδομένων γινόταν με μία γραμμική και λεπτή δέσμη (pencil-like beam) και έναν ανιχνευτή με κίνηση μετατόπισης- περιστροφής, τα οποία αποτελούν και την γεωμετρία πρώτης γενιάς Αξονικών Τομογράφων. Για την ολοκλήρωση μιας πλήρους σάρωσης απαιτούνταν περίπου 5–6 λεπτά. [Goldman, L. W. (2007), Κανδαράκης, I. (2007), Maqbool, M. (2017)]

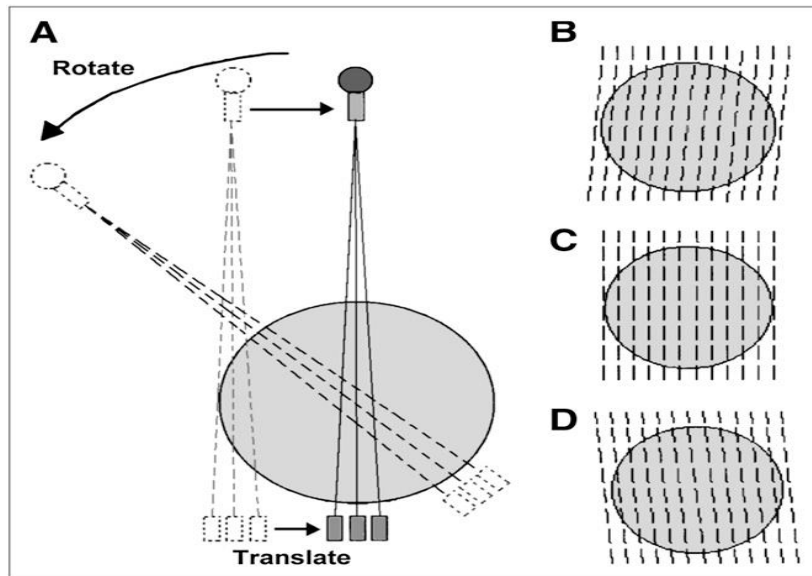


Εικόνα 6. Σχήμα σαρωτή αξονικής τομογραφίας (CT) πρώτης γενιάς. Κατά τη διάρκεια της μεταφραστικής κίνησης ανιχνευτή- λυχνίας λαμβάνονται μετρήσεις σε πολλά σημεία . Οι προβολές συλλέγονται σε πολλές γωνίες (περιστροφή κατά 1°) για τη λήψη προβολών και επαρκών δεδομένων για την ανακατασκευή εικόνας.[Goldman, L. W. (2007)]

Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι ο πρώτος Αξονικός EMI Mark I χρησιμοποιούνταν μόνο για την απεικόνιση κεφαλής, όπου το κεφάλι του ασθενούς τοποθετούνταν μέσω μια ελαστικής μεμβράνης σε μία εσοχή με ένα κουτί γεμάτο νερό. Το κουτί περιστρέφονταν και αυτό κατά 1° μαζί με την λυχνία και τον ανιχνευτή και βοηθούσε στην βελτιστοποίηση της ακρίβειας των μετρήσεων του συντελεστή εξασθένησης. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Goldman, L. W. (2007)]

Αξονικοί 2^{ης} γενιάς

Η μείωση του χρόνου σάρωσης κατέστη δυνατή με την εμφάνιση της δεύτερης γενιάς Αξονικών τομογράφων στα τέλη του 1974. Οι Αξονικοί δεύτερης γενιάς συγκροτούνται από πολλαπλές δέσμες ακτίνων X, το σχήμα των οποίων είναι τριγωνικό (τύπου βεντάλια-fan beam), και πολλαπλούς ανιχνευτές (η μετατόπιση της λυχνίας μετά από κάθε μεταφορική κίνηση είναι μεγαλύτερη της 1° .) όπως φαίνεται στο σχήμα 7. Στο συγκεκριμένο σχήμα πραγματοποιείται το 1/3 των μεταφράσεων και η ολοκλήρωση της σάρωσης επιτυγχάνεται μόλις σε 2 λεπτά έναντι των 6 λεπτών των Αξονικών τομογράφων 1^{ης} γενιάς. Γενικά ο χρόνος σάρωσης μειώνεται κατά $1/N$ όπου το N συμβολίζει τον αριθμό των ανιχνευτών. Συχνά διατίθενται αξονικοί δεύτερης γενιάς με 30 στενές δέσμες και ανιχνευτές μειώνοντας τον χρόνο σάρωσης σε 20 δευτερόλεπτα, πράγμα που βελτιστοποίησε δραματικά την ποιότητα της διαδικασίας καθώς μια σάρωση σώματος μπορούσε να ολοκληρωθεί με το κράτημα μίας αναπνοής. Εμπόδιο για την επίτευξη ταχύτερων χρόνων σάρωσης αποτέλεσε η περίπλοκη μεταφορική – περιστροφική κίνηση. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Κανδαράκης, I. (2007), Goldman, L. W. (2007), Maqbool, M. (2017)]



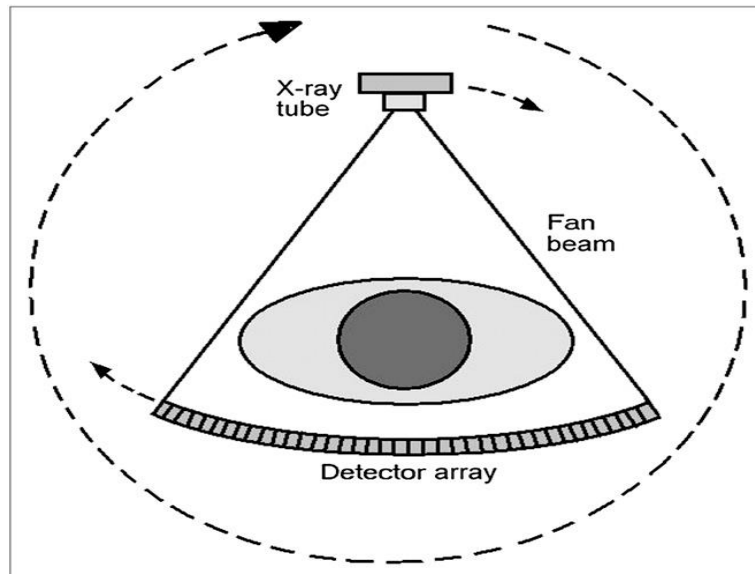
Εικόνα 7. Σχήμα σαρωτή αξονικής τομογραφίας (CT) δεύτερης γενιάς (α) Εκπομπές πολλαπλών (3) στενών δεσμών και (b-c-d) πολλαπλοί ανιχνευτές. Ο αριθμός των απαιτούμενων δεδομένων μεταφράσεων μειώθηκε αντίστοιχα κατά $1/(\text{αριθμός ανιχνευτών})$. [Goldman, L. W. (2007)]

Αξονικοί 3^{ης} γενιάς

Η έλευση των Αξονικών Τομογράφων 3^{ης} γενιάς είναι συνυφασμένη με την εξαφάνιση της μεταφορικής κίνησης και την επίτευξη ταχύτερων σαρώσεων. Η γωνία της δέσμης, η οποία είναι τριγωνική σε σχήμα βεντάλιας, μεγαλώνεται (μεγαλύτερη από 40°) και καλύπτει όλη την επιφάνεια διατομής ενώ ταυτόχρονα αυξάνεται και ο αριθμός των ανιχνευτών (250 ανιχνευτές για τα αρχικά μοντέλα και 750 ή περισσότεροι σε πιο σύγχρονα συστήματα) για να λαμβάνεται ο απαραίτητος αριθμός μετρήσεων στην σάρωση.

Η γεωμετρία αξονικών 3^{ης} γενιάς χαρακτηρίζεται από την λεγόμενη κίνηση περιστροφή-περιστροφή όπου περιλαμβάνει την λυχνία που είναι άκαμπτα συνδεδεμένη με την συστοιχία των ανιχνευτών να περιστρέφονται μαζί γύρω από το αντικείμενο (Εικόνα 8). Τα πρώτα συστήματα Αξονικής Τομογραφίας τρίτης γενιάς που εμφανίστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1975 ολοκλήρωναν μια σάρωση σε 5s, ωστόσο ο χρόνος σάρωσης σε πιο σύγχρονα μοντέλα ήταν μικρότερος και από 1s.

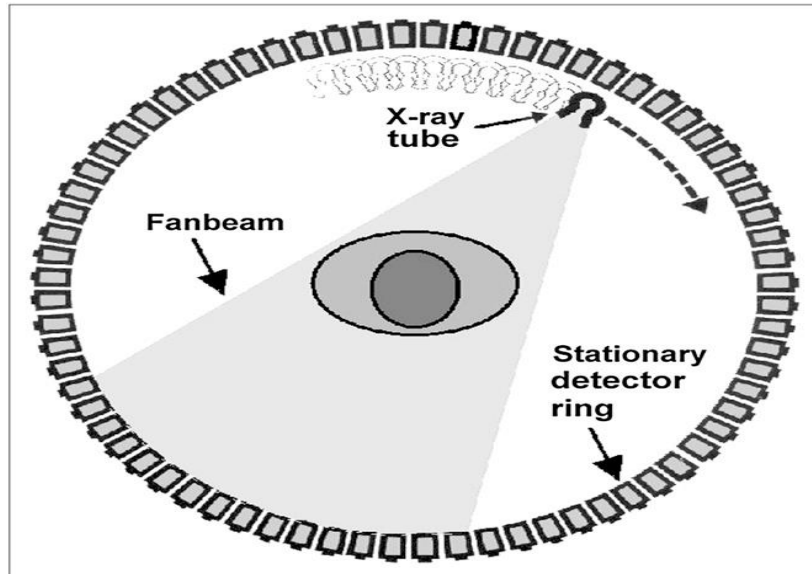
Σημαντικό πρόβλημα στους αξονικούς τρίτης γενιάς αποτελούσε η αστοχία και η μετατόπιση των ανιχνευτών καθώς δημιουργούσαν ψευδενδείξεις δακτυλίου, που για την ελαχιστοποίησή τους, απαιτούνταν συνεχής ρύθμιση- βαθμονόμηση των ανιχνευτών. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Κανδαράκης, I. (2007)., Goldman, L. W. (2007), Maqbool, M. (2017)]



Εικόνα 8. Σχήμα σαρωτή αξονικής τομογραφίας (CT) τρίτης γενιάς . Δέσμη ακτίνων X σχήματος βεντάλιας που καλύπτει όλο το πλάτος του ασθενούς. Συνδεση λυχνίας – ανιχνευτών υποβάλλονται σε περιστροφική κίνηση [Goldman, L. W. (2007)].

Αξονικοί 4^{ης} γενιάς

Μέχρι το 1976 εμφανίστηκε και η γεωμετρία της τέταρτης γενιάς Αξονικών Τομογράφων, η οποία περιλάμβανε ένα σταθερό δακτύλιο ανιχνευτών και μία λυχνία ακτίνων X η οποία περιστρεφόταν γύρω από τον ασθενή (Εικόνα 9). Στην ουσία οι Αξονικοί 3^{ης} και 4^{ης} γενιάς αναπτύχθηκαν παράλληλα και γι' αυτό κάποιοι επιστήμονες μπορεί να μην τις διαφοροποιούν αλλά να τις αναφέρουν ως συστήματα στρεφόμενα-στρεφόμενα και στρεφόμενα-στάσιμα (3^η και 4^η γενιά αντιστοίχως). Ο χρόνος σάρωσης που επιτυγχάνεται είναι 1s όπως και στους Αξονικούς τρίτης γενιάς ωστόσο λόγω γεωμετρίας γίνεται πιο εύκολη η ρύθμιση των ανιχνευτών και άρα δεν παρατηρείται ψευδενδείξεις δακτυλίου όπως στους Αξονικούς 3^{ης} γενιάς. Τα μειονεκτήματα της τέταρτης γενιάς είναι ο μεγάλος αριθμός των ανιχνευτών (πχ. 3000), όπου αυτόματα μεγεθύνει το κόστος κατασκευής τους, και η αύξηση γεωμετρικής παρασκιάς η οποία προκαλείται από την μεγάλη απόσταση ασθενή – ανιχνευτών επειδή η διάμετρος δακτυλίου είναι πιο μεγάλη από την τροχιά της λυχνίας αφού η λυχνία περιστρέφεται μέσα στο δακτύλιο των ανιχνευτών. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Κανδαράκης, Ι. (2007), Goldman, L. W. (2007) Maqbool, M. (2017)].



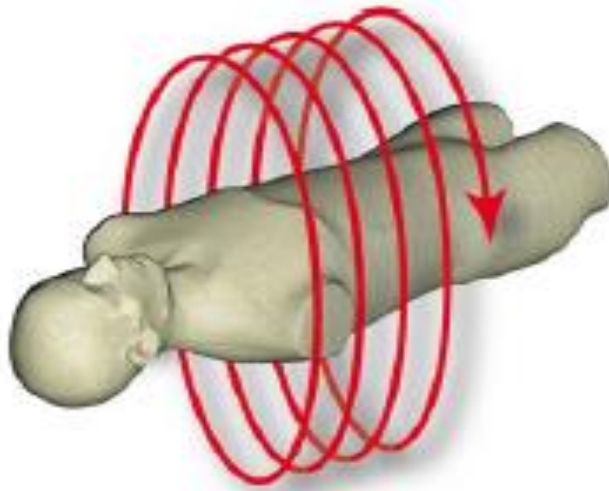
Εικόνα 9. Σχήμα σαρωτή αξονικής τομογραφίας (CT) τέταρτης γενιάς . Απεικονίζεται ο σταθερός δακτύλιος ανιχνευτών και η περιστρεφόμενη λυχνία μέσα στον δακτύλιο [Goldman, L. W. (2007)]

Ελικοειδής – Σπειροειδής Αξονική Τομογραφία

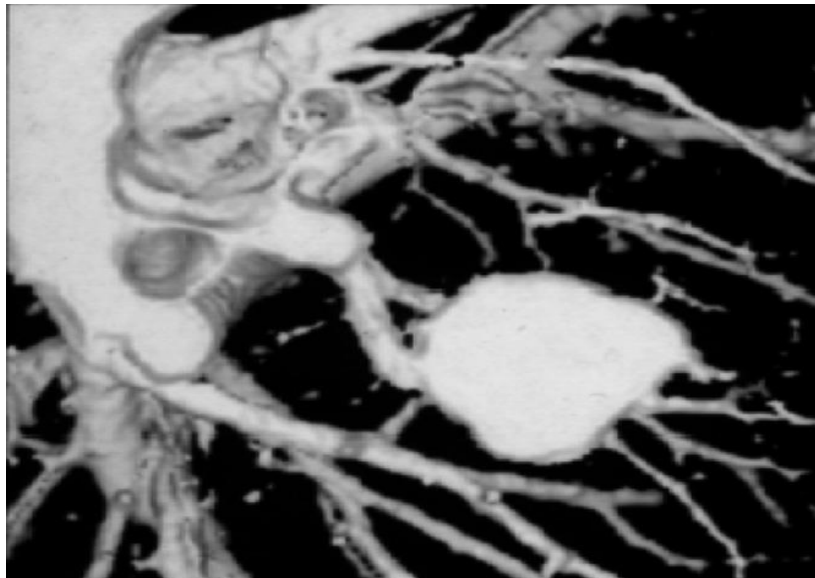
Μεγάλη πρόοδος στην βελτίωση και ανάπτυξη των τεχνικών απεικόνισης της Υπολογιστικής Τομογραφίας παρατηρήθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 με την εμφάνιση της τεχνολογίας δακτυλίου ολίσθησης. Η συνεχής περιστροφή της λυχνίας που επιτεύχθηκε με την αφαίρεση της άκαμπτης μηχανικής σύνδεσης καλωδίων ισχύος -λυχνίας, και η συνεχής απόκτηση δεδομένων έθεσε την Αξονική Τομογραφία στην πρώτη γραμμή της απεικόνισης. Καθώς έχουμε συνεχή περιστροφή της λυχνίας μετατοπίζεται και το τραπέζι του ασθενή που φέρει ως αποτέλεσμα η κίνηση της λυχνίας να διαγράφει μια ελικοειδή ή σπειροειδή διαδρομή (Εικόνα 10) [Dance, D. R, et al (2014), Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Goldman, L. W. (2007)]

Το τραπέζι που υποστηρίζει τον ασθενή κινείται και μπρος και πίσω η απόσταση που διανύει στην διάρκειας μιας περιστροφής της λυχνίας ονομάζεται **ταχύτητα της τράπεζας** καθώς ο λόγος απόστασης κατά την σάρωση προς το πάχος της δέσμης (η οποία ρυθμίζεται από τον χρήστη) ονομάζεται **βήμα** [Κανδαράκης, Ι. (2007)]

Με την ενσωμάτωση της ελικοειδής διαδρομής επιτράπη γρήγορη σάρωση όγκου ιστού και όχι μεμονωμένων φετών και ολόκληρα όργανα μπορούσαν να καλυφθούν με το κράτημα μιας μόνο αναπνοής. Η δυνατότητα σάρωσης όγκου βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας και αποτέλεσε την αρχή για την χρήση τεχνικών επεξεργασίας τρισδιάστατων εικόνων. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Κανδαράκης, Ι. (2007), Booij, R. et al (2020), Maqbool, M. (2017)]



Εικόνα 10. Σχήμα ελικοειδής σάρωσης. Το τραπέζι ασθενή μετακινείται, καθώς η περιστροφή και η συλλογή δεδομένων συνεχίζονται. Τα δεδομένα που προκύπτουν σχηματίζουν σπειροειδή (ή ελικοειδή) διαδρομή σε σχέση με τον ασθενή [Dance, D. R, et al (2014)]



Εικόνα 11. Η πρώτη σπειροειδής αξονική τομογραφία του πνεύμονα παρουσιάστηκε στο RSNA 1989 [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021)]

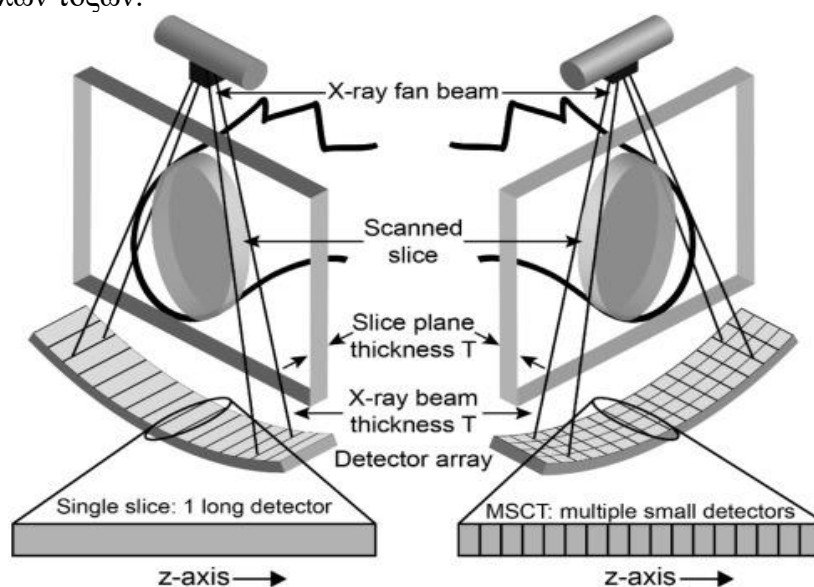
Αξονικοί Τομογράφοι Πολλαπλών τομών

Μπορεί η εμφάνιση δύο σειρών ανιχνευτών στους Αξονικούς Τομογράφους να άρχισε από το πρώτο κιάλας σύστημα το 1971 και εν συνεχεία να εισήχθη το 1992 ο Elscint CT Twin, ωστόσο η ύπαρξη αξονικών πολλαπλών τομών εδραιώθηκε το 1998, όταν έγιναν κλινικά διαθέσιμα τα συστήματα τεσσάρων σειρών ανιχνευτών. Από το 1998 μέχρι και σήμερα έχουν παραχθεί αξονικοί με 4 έως 64 σειρές ανιχνευτών συμπεριλαμβανομένων συστημάτων πολυανιχνευτών 256 και 320 σειρών [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]

Η χρήση σαρωτή με έως και 64 σειρές ανιχνευτών μείωσε τον χρόνο σάρωσης στα 0,3-0,4s και αυξήθηκε η κάλυψη όγκου.

Οι αποκτήσεις με αξονικούς πολλαπλών τομών λαμβάνεται συνήθως σε ελικοειδή λειτουργία. [Dance, D. R., et al (2014)]

Στην Εικόνα 12 φαίνεται μια σύγκριση ενός Αξονικού Τομογράφου με μία σειρά ανιχνευτών και ενός Αξονικού πολλαπλών τομών. Όπως αναπαριστάται έχουμε πολλές σειρές ανιχνευτών όπου ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι ο ένα δίπλα στον άλλο κατά μήκος πολλών τόξων.



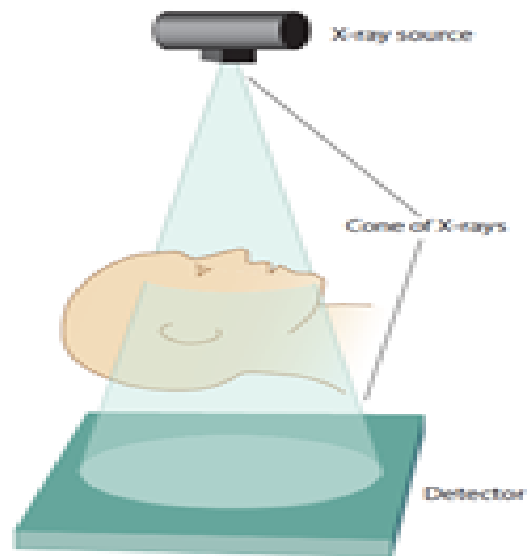
Εικόνα 12 Σχήμα Αξονικών πολλαπλών τομών σε σύγκριση με Αξονικό ενός τόξου ανιχνευτών [Goldman, L. W. (2008)]

Υπολογιστική Τομογραφία Κώνου

Το σχήμα της δέσμης των ακτίνων X είναι κωνικής διαμόρφωσης και η απεικόνιση ενός όγκου ιστού πραγματοποιείται με μία και μόνο περιστροφή όπου για την συλλογή των προβολών τοποθετείται ένας ανιχνευτής ορθογώνιου ή στρογγυλού σχήματος (Εικόνα 13). Για να αυξήσουμε την γωνία κώνου δέσμης ακτίνων X μπορούμε να αυξήσουμε την γωνία ανόδου της λυχνίας.

Για την ανακατασκευή εικόνας στα συστήματα Υπολογιστικής Τομογραφίας κώνου χρησιμοποιείται ένας τροποποιημένος αλγόριθμος Feldkamp, όπου αποτελεί μια τρισδιάστατη εκδοχή της μεθόδου φιλτραρισμένης οπίσθιας προβολής. Τα συστήματα κώνου είναι σαρωτές καθίσματος όπου ο ασθενής κάθετος στο ισόκεντρο και η λυχνία περιστρέφεται γύρω από έναν κατακόρυφο άξονα (Εικόνα 14). Η απεικόνιση κροταφικού οστού, η μυοσκελετική απεικόνιση, η απεικόνιση της μύτης, η οδοντική

απεικόνιση και η απεικόνιση μαστού είναι κάποιες από τις κλινικές εφαρμογές που χρησιμοποιείται. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]



Εικόνα 13 Σχήμα Υπολογιστικής Τομογραφίας Κώνου [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]



Εικόνα 14 Φωτογραφία ενός σαρωτή αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]

Σάρωση Διπλής Ενέργειας

Η τεχνική σάρωσης διπλής ενέργειας (Dual Energy Scanning), όπου στην ουσία ακτινοβολείται μια περιοχή με δύο δέσμες διαφορετικής ενέργειας, έχει γίνει ένα πολύτιμο εργαλείο τα τελευταία έτη στην κλινική πράξη. Μπορεί η τεχνική διπλής ενέργειας να αναπτύχθηκε αμέσως μετά την εφεύρεση του Αξονικού Τομογράφου ωστόσο διάφορες τεχνικές δυσκολίες στις αρχές εμπόδιζαν για να την κατατάξουν σε ένα χρήσιμο κλινικά εργαλείο. Πρακτικά με την τεχνική διπλής ενέργειας συλλέγονται δύο συντελεστές εξασθένησης για τον ίδιο τύπο ιστού λόγω των διαφορετικών τιμών ενέργειας αφού ο συντελεστής εξασθένησης διαφέρει ανάλογα με την ενέργεια των ακτίνων X [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Κανδαράκης, I. (2007) Forghani, R., et al (2017)].

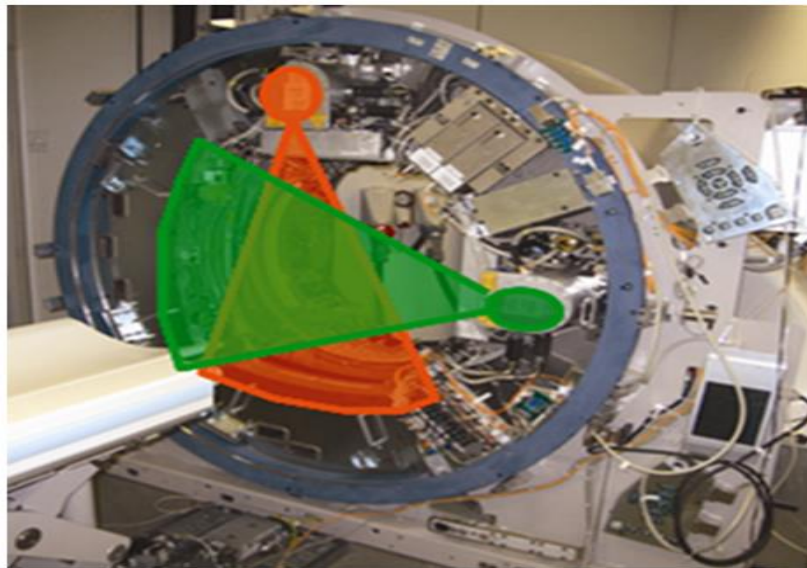
Με αυτόν τον τρόπο δίνεται η δυνατότητα λήψης ορισμένων χαρακτηριστικών των βιολογικών ιστών. Ορισμένοι τρόποι υλοποίησης την τεχνικής σάρωσης διπλής ενέργειας είναι:

- **Σαρωτές διπλής περιστροφής:** Στους σαρωτές διπλής περιστροφής αποκτώνται διαδοχικά δύο ανεξάρτητα σύνολα δεδομένων για κάθε μια ενέργεια (πχ ένα για 70kV και ένα για 150 kV). Ωστόσο ένα μειονέκτημα της τεχνικής αυτής είναι η χρονική καθυστέρηση που υπάρχει κατά την αλλαγή ενέργειας (πχ από 70kV σε 150 kV) και λόγω αυτού αποκτάται προσωρινή εσφαλμένη καταχώριση. Ωστόσο αυτοί οι σαρωτές είναι αρκετά οικονομικοί λόγω ότι βασίζονται στο κλασσικό μοτίβο Αξονικών μιας πηγής και ανιχνευτή.
- **Γρήγορη μεταγωγή kVp:** Γι' αυτούς τους σαρωτές απαιτείται μια ειδική λυχνία όπου έχει την δυνατότητα να εναλλάσσει γρήγορα τις ενέργειες προβολή ανά προβολή και έναν γρήγορο ανιχνευτή καθώς αποκτούνται διπλάσιες προβολές ανά περιστροφή. Καθώς δεν επιτρέπεται παρεμβολή στο ρεύμα της λυχνίας κατά την διαδικασία εναλλαγής των ενεργειών δεν δύναται η βελτιστοποίηση της δόσης για κάθε ενέργεια ξεχωριστά και παρατηρείται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας.
- **Ανιχνευτές διπλής στρώσης:** Η πηγή των ακτίνων X σε αυτούς τους σαρωτές είναι πολυχρωματική δηλαδή αποκτούνται ταυτόχρονα σύνολα δεδομένων χαμηλής και υψηλής ενέργειας. Καθώς η πηγή λειτουργεί σε μία τάση αιχμής (120 ή 140 kVp) οι ανιχνευτές διπλής στρώσης συλλέγουν δεδομένα και χαμηλής και υψηλής ενέργειας λόγω των δύο στρωμάτων σπινθηριστών που είναι ευαίσθητα σε δύο διαφορετικά μέρη του προσπίπτοντος φάσματος. Επομένως έχουμε για κάθε προβολή μια εικόνα υψηλής και χαμηλής ενέργειας. Με αυτόν τον τρόπο επιτρέπεται και η ρύθμιση του ρεύματος της λυχνίας άρα επιτυγχάνεται και η βελτιστοποίηση της δόσης. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014). Advances in computed tomography imaging technology. Annu Rev Biomed Eng, 16(1), 431-453]
- **Ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων :** Οι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων αποτελούν μία νέα τεχνολογία όπου διαχωρίζουν τα δεδομένα σε δύο έως οκτώ κάδους ανάλογα με την ενέργεια των φωτονίων. Κατορθώνουν καλύτερη διαχώριση της ενέργειας, εξάλειψη του θορύβου, μείωση δόσης και βελτιστοποίηση της ανάλυσης της αντίθεσης. Ωστόσο η κατασκευή ενός τέτοιου σαρωτή έρχεται αντιμέτωπη με πολλές προκλήσεις όπως τη

συσσώρευση φωτονίων και την κατανομή των δεδομένων μεταξύ των στοιχείων ανιχνευτή. [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]

Αξονικοί Διπλής Πηγής

Με τα συστήματα διπλής πηγής επιτεύχθηκε βελτίωση της χρονικής ανάλυσης των αξονικών τομογράφων πολύ κάτω των 100ms. Ως χρονική ανάλυση εννοείται ο χρόνος που χρειάζεται για την συλλογή αρκετών δεδομένων για την απεικόνιση μιας εικόνας. Ωστόσο λόγω των φυγόκεντρων δυνάμεων ο χρόνος περιστροφής της περιστρεφόμενης γέφυρας (gantry) δεν μπορούσε να ελαχιστοποιηθεί στα 0,25s με αποτέλεσμα και οι χρόνοι ανάλυσης να μην ελαχιστοποιούνται πέραν των 125ms. Με τα συστήματα διπλής πηγής η βελτίωση της χρονικής ανάλυσης υλοποιήθηκε καθώς δεν απαιτούνταν ταχύτερες περιστροφές του gantry. Αυτοί οι σαρωτές αποτελούνται από 2 λυχνίες ακτίνων X και τους ανιχνευτές τους, τοποθετημένα σε γωνία περίπου 90° (Εικόνα 15) όπου συλλέγουν ταυτόχρονα δύο ανεξάρτητα σύνολα δεδομένων στο ίδιο ατομικό επίπεδο του ασθενή. Οι Αξονικοί διπλής πηγής συγκαταλέγονται και αυτοί στις τεχνικές σάρωσης διπλής ενέργειας όπου μία συστοιχία λυχνίας- ανιχνευτή λειτουργεί σε χαμηλές ενέργειες και η άλλη σε υψηλές. Μειονέκτημα στους Αξονικούς διπλής πηγής είναι η εμφάνιση ψευδενδείξεων από την διασταυρούμενη ακτινοβολία δηλαδή την σκεδαζόμενη ακτινοβολία που συλλέγουν οι ανιχνευτές της αλυσίδας B από την λυχνία της αλυσίδας A και αντίστοιχα. Από το έτος 2006 έχουν βγει στο εμπόριο τρεις γενιές σαρωτών διπλή πηγής. [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), McCollough, C. H., et al (2020), Forghani, R., et al (2017)]



Εικόνα 15 Σχήμα Υπολογιστικής Τομογραφίας διπλής πηγής.[Hsieh, J., & Flohr, T. (2021)]

Φορητή Υπολογιστική Τομογραφία

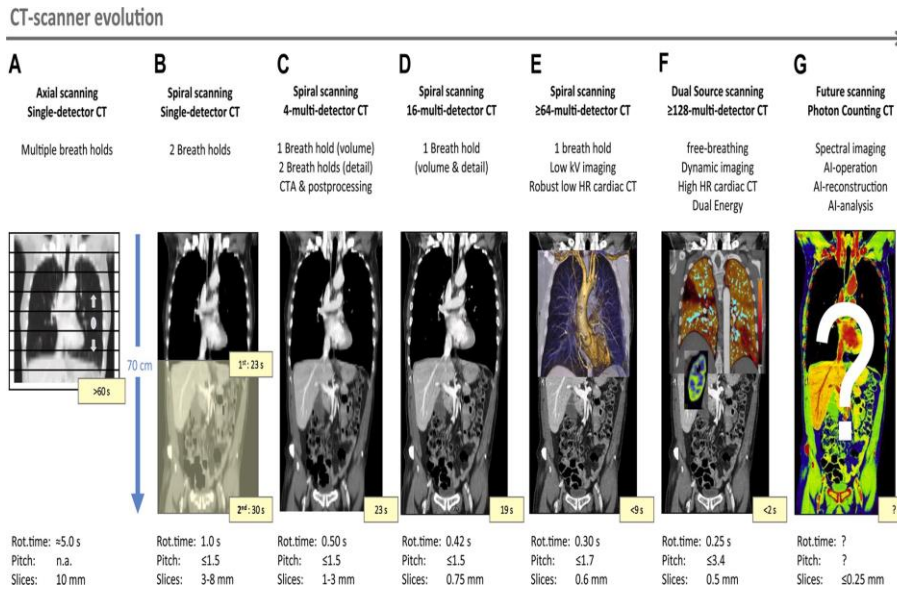
Οι κλασικοί Αξονικοί Τομογράφοι είναι σταθεροί και εγκατεστημένοι σε ένα ειδικό δωμάτιο όπου υπάρχει θωράκιση οροφής και τοίχου, η αίθουσα του τεχνολόγου και πηγή ισχύος υψηλής τάσης, με αποτέλεσμα οι ασθενείς να πρέπει να επισκεφτούν το δωμάτιο για την διεκπεραίωση μια αξονικής τομογραφίας. Ωστόσο για μια μερίδα ασθενών όπως ασθενείς που βρίσκονται στην ΜΕΘ ή υποβάλλονται σε χειρουργική επέμβαση αυτή η μεταφορά είναι αρκετά δύσκολη. Για τον σκοπό αυτό έχουν κατασκευαστεί Φορητοί Αξονικοί Τομογράφοι (Εικόνα 16). Ένας φορητός Αξονικός Τομογράφος θα πρέπει να περιλαμβάνει :

- Ροδάκια για την μεταφορά
- Ισχύς μπαταρίας με δυνατότητα επαναφόρτισης
- Τεχνολογία Monoblock, όπου λυχνία ακτίνων X και γεννήτρια υψηλής τάσης ενσωματώνονται σε ένα ενιαίο περίβλημα
- Έναν φορητό υπολογιστή για την άμεση απεικόνιση εικόνας
- Εικόνες DICOM με δυνατότητα μεταφοράς σε PACS (σύστημα αρχειοθέτησης και επικοινωνίας εικόνων) αμέσως μετά τη σάρωση.

Σαφώς και η ποιότητα της εικόνας των Φορητών Αξονικών δεν είναι ίδια με των κλασικών Αξονικών Τομογράφων ωστόσο είναι αξιόπιστη και ο ασθενής δεν εκτίθεται σε μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας, γεγονός που τους καθιστά χρήσιμο εργαλείο για χειρουργεία και ΜΕΘ. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]



Εικόνα 16. Φωτογραφία ενός φορητού Αξονικού Τομογράφου. [Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]



Εικόνα 17: Γραφική αναπαράσταση της τεχνολογικής προόδου Αξονικού Τομογράφου. (α) Αξονική σάρωση ενός 3^{ης} γενιάς σαρωτή (β) Ελικοειδής σάρωση ενός ανιχνευτή. (γ) Αξονική τομογραφία πολλαπλών ανιχνευτών. (δ) Ελικοειδής αξονική τομογραφία με 16 σειρές ανιχνευτών. (ε) Ελικοειδής αξονική τομογραφία 64 ανιχνευτών (φ) Αξονική τομογραφία διπλής πηγής. (ζ) Μελλοντικές τεχνολογίες [Booij, R. et al (2020)]

Στην Εικόνα 17 έχουμε μία εικονική αναράσταση της τεχνολογικής προόδου από τους Αξονικούς τρίτης γενιάς ως και την αναμενόμενη μελλοντική τεχνολογία. Οι εξελίξεις των Αξονικών Τομογράφων είναι συναρπαστικές και ποικίλουν με κύριο οδηγό την Τεχνική Νοημοσύνη (AI) ένα ισχυρό εργαλείο όπου έχει εισέλθει δυναμικά στις βιεπιστήμες. Η τεχνική νοημοσύνη εφαρμόζεται ήδη στα κλινικά πρωτόκολλα βελτιστοποιώντας την ποιότητα της εικόνας, μειώνοντας τον θόρυβο της εικόνας και ως επι το πλείστον και την δόση ακτινοβολίας καθώς ωφέλησε και στην μείωση ψευδενδείξεων. [Dance, D. R., et al (2014), Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Booij R. et al(2020)]

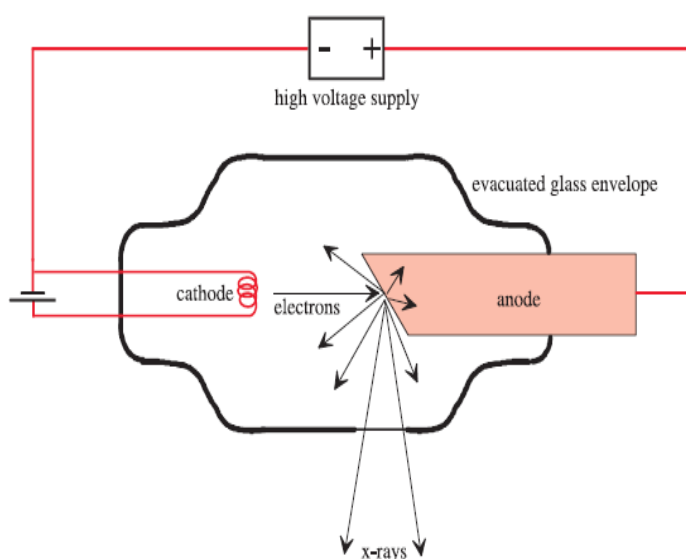
ΜΕΡΗ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

Λυχνία- Πηγή Ακτίνων X

Οι ακτίνες X ανακαλύφθηκαν το 1895 από τον Wilhem Röntgen και είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα εύρους ενέργειας 10 keV έως 200 keV. Στους Αξονικούς Τομογράφους οι ακτίνες X περιγράφονται ως πακέτα ενέργειας γνωστά ως κβάντα ακτίνων-X ή φωτόνια. και η παραγωγή τους επιτυγχάνεται μέσω ενός σωλήνα που αναφέρεται και ως λυχνία ακτίνων X. Η λυχνία ακτίνων X απαρτίζεται από μια άνοδο από βολφράμιο για να αντέχει και να διαρρέει υψηλά φορτία θερμότητας και μία κάθοδο που αποτελείται από ένα νήμα από σύρμα βολφραμίου, μεταξύ των οποίων εφαρμόζεται υψηλή τάση. Από μια πηγή διέρχεται ηλεκτρικό ρεύμα από την κάθοδο παρακινώντας την θέρμανση της επιτρέποντας τα ηλεκτρόνια να απομακρυνθούν από την κάθοδο και να προσκρούσουν στην επιφάνεια της ανόδου (θερμιονική εκπομπή).

Στην άνοδο παράγονται οι ακτίνες X καθώς με την είσοδο των ηλεκτρονίων στην εστιακή εστία της ανόδου διεξάγονται πολλαπλές αλληλεπιδράσεις και η κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων μετατρέπεται σε θερμότητα και Ακτίνες X [Dance, D. R., et al (2014), Michael, G. (2001), Webb A.G (2003), Russo, P. (Ed.). (2017)] (Εικόνα 18). Λόγω του ότι σε ακτίνες X μετατρέπεται μόνο το 1% της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων και το άλλο 99% σε θερμότητα η μέγιστη θερμοχωρητικότητα της εστιακής κηλίδας αποτελεί τον κύριο περιοριστικό παράγοντα για το μέγεθος της εστιακής κηλίδας καθώς η επιφάνεια της ανόδου θα λιώσει εάν η θερμότητα που προκύπτει υπερβαίνει τη θερμοχωρητικότητα της εστιακής κηλίδας.

Για τον λόγο αυτό με την είσοδο της 3^{ης} γενιάς Αξονικών τομογράφων χρησιμοποιήθηκαν περιστρεφόμενοι άνοδοι διαχέοντας της θερμότητα σε μια μεγάλη περιοχή (Εικόνα 19). Οι λυχνίες Αξονικών τομογράφων περιλαμβάνουν σύνθετες ανόδους μεγάλης διαμέτρου και κυκλοφορούμενο ψυκτικό υγρό. [Russo, P. (Ed.). (2017)]



Εικόνα 18. Διάγραμμα ενός σταθερού σωλήνα επιτάχυνσης ανόδου ακτίνων X [Michael, G. (2001)].



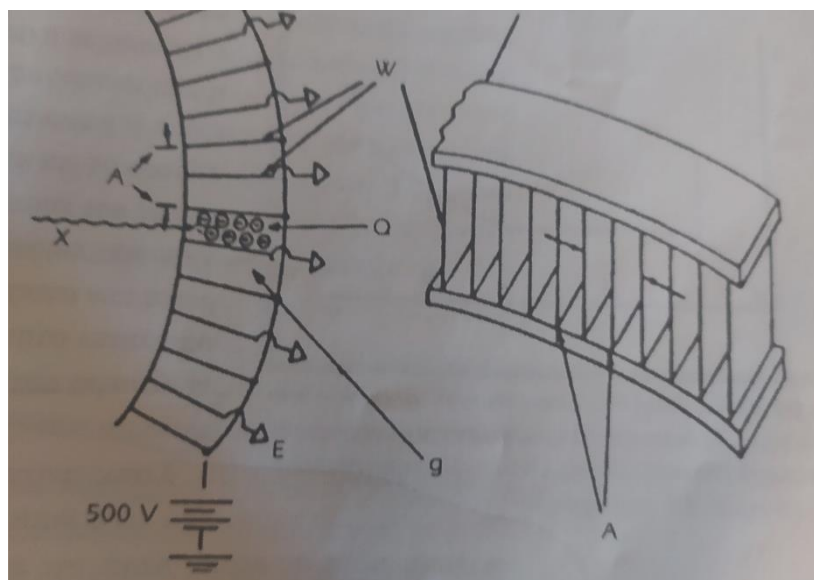
Εικόνα 19. Φωτογραφία μίας τυπικής λυχνίας περιστρεφόμενης ανόδου [Michael, G. (2001)]

Ανιχνευτές

Στους Αξονικούς Τομογράφους παρατηρούνται τα παρακάτω δύο είδη ανιχνευτών :

1. Θάλαμοι ιονισμού
2. Σπινθηριστές συνδεδεμένοι φωτοδιόδους.

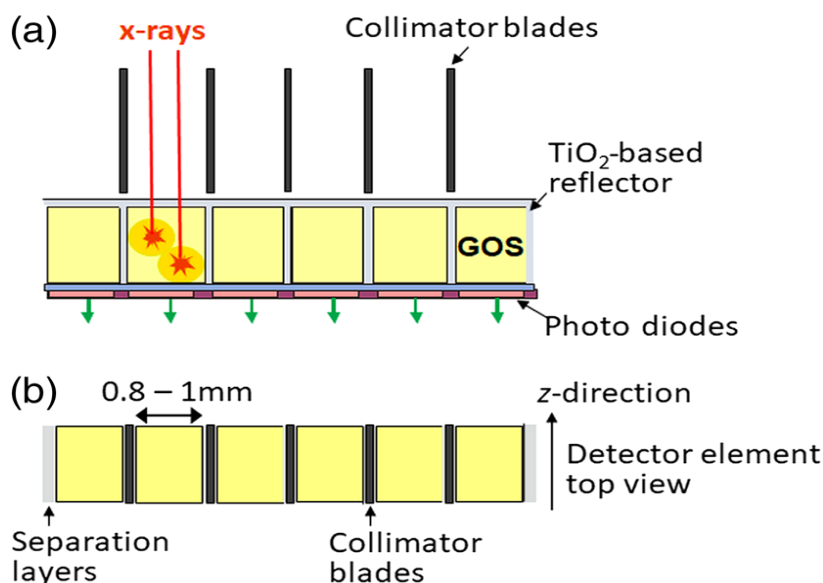
Η κατηγορία ανιχνευτών τύπου **θαλάμου ιονισμού** είχαν απόδοση ανίχνευσης γύρω στο 70% και χρησιμοποιούνταν σε παλιότερα μοντέλα Αξονικών Τομογράφων. Στους θαλάμους ιονισμού έχουμε ένα τόξο συνεχόμενων πλακιδίων Βολφραμίου όπου κυκλοφορεί ένα αέριο συνήθως Ξένου για επίτευξη υψηλής κβαντικής αποδοτικότητας (Εικόνα 20). Εσωτερικά του αερίου υπάρχουν ένα ηλεκτρόδιο αρνητικά και ένα άλλο θετικά πολωμένο όπου κατά την πρόσπτωση των ακτίνων X το αέριο ιονίζεται και δημιουργούνται τα ηλεκτρόνια – ιόντα που έλκονται από τα ηλεκτρόδια με αποτέλεσμα την παράγωγή ρεύματος έντασης ανάλογης της έντασης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Μερικά από τα πλεονεκτήματα των ανιχνευτών αυτών είναι το χαμηλό κόστος και η μεγάλη σταθερότητα. [Κανδαράκης, Ι. (2007)]



Εικόνα 20: Δομή ανιχνευτών Θάλαμου Ιονισμού. X: Ακτίνες X, g: αέριο, w: πλάκες Βολφραμίου. Διαφορά Δυναμικού μεταξύ των πλακών της τάξεως των 500V. [Κανδαράκης, Ι. (2007)]

Τα κύρια φυσικά χαρακτηριστικά των ανιχνευτών είναι η γρήγορη απόκριση και η καλή αποτελεσματικότητα ανίχνευσης. Στα σύγχρονα μοντέλα Υπολογιστικής Τομογραφίας χρησιμοποιούνται **ανιχνευτές στερεάς κατάστασης** λόγω της απόδοσης ανίχνευσης τους που είναι γύρω στο 100%. Οι ανιχνευτές στερεάς κατάστασης είναι **σπινθηριστές** που αλληλοεπιδράνε με τις ακτίνες X και παράγουν φως όπου στην συνέχεια μία **φωτοδίοδος** πυριτίου προσαρτημένη στο πίσω μέρος του σπινθηριστή μετατρέπει αυτά τα φωτόνια φωτός σε ηλεκτρικό σήμα ανάλογο της έντασης των ακτίνων X (Εικόνα 21). Για την κατασκευή των σπινθηριστών χρησιμοποιούνται διάφορα υλικά όπως ιωδιούχο κάισιο (CsI), βολφραμικό κάδμιο (CdWO₄), ή κεραμικά υλικά όπως το γαδολίνιο-οξυσουλφίδιο (GOS). Ορισμένα γενικά χαρακτηριστικά των ανιχνευτών αυτών είναι η καλή σταθερότητα, η υψηλή απόδοση ανίχνευσης και

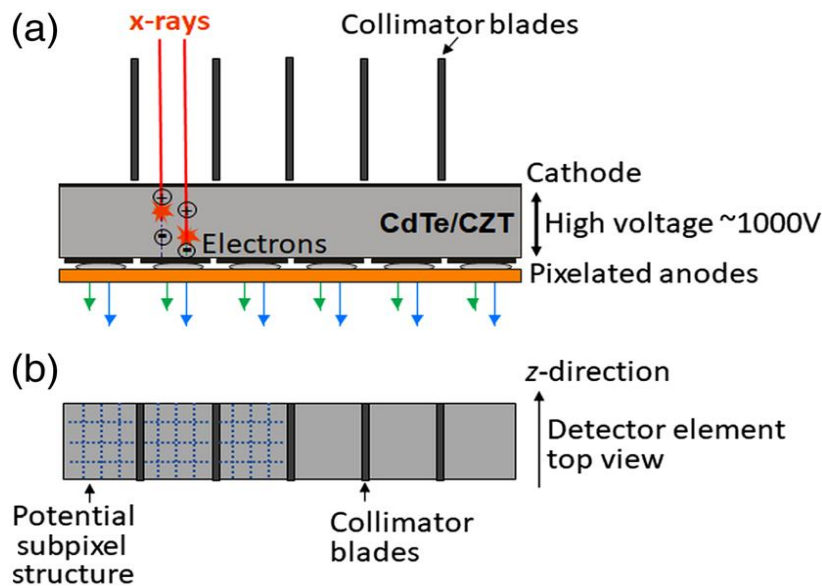
χαμηλός κβαντικός θόρυβος [Dance, D. R., et al (2014), Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Russo, P. (Ed.). (2017)]



Εικόνα 21: Δομή ανιχνευτή στερεάς κατάστασης a) πλάγια όψη & b) κάτοψη. Τα εικονοστοιχεία του ανιχνευτή έχουν μήκος πλευράς 0,8 έως 1 mm, κατασκευασμένα από σπινθηριστή GOS απορροφούν τις ακτίνες X (κόκκινα βέλη) και στην συνέχεια οι φωτοδιόδοι μετατρέπουν την ενέργειά τους σε ορατό φως (πορτοκαλί κύκλοι). [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021)]

Μια πολλά υποσχόμενη νέα τεχνολογία των Αξονικών Τομογράφων αποτελούν οι **ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων**. Αποτελούνται από ημιαγωγούς πάχους 1,4 έως 30 mm. από πυρίτιο (Si), τελλουρίδιο του καδμίου (CdTe) ή τελλουρίδιο του ψευδαργύρου του καδμίου (CZT). Κατά την πρόπτωση των ακτίνων X εφαρμόζεται μια υψηλή τάση (~1000 V) ανάμεσα στα ηλεκτρόδια της ανόδου από ρίχελ που βρίσκεται στο κάτω μέρος του ημιαγωγού και της καθόδου στο πάνω μέρος με αποτέλεσμα να παράγονται ζεύγη ηλεκτρονίων-οπών που διαχωρίζονται από το ηλεκτρικό πεδίο (Εικόνα 22). Τα ηλεκτρόνια αφού κατευθύνονται προς την άνοδο προκαλούν βραχυπρόθεσμους παλμούς ρεύματος το οποίο μετατρέπεται σε παλμούς τάσης, το ύψος των οποίων είναι ανάλογο με την ενέργεια των φωτονίων, μέσω ενός κυκλώματος διαμόρφωσης. Επειδή οι παλμοί καταμετρούνται εφόσον περάσουν ένα όριο κατώφλιού ο θόρυβος της χαμηλής ενέργειας φωτονίων δεν μετράται και έχουμε εικόνες με δυνητικά βελτιωμένο CNR (λόγος αντίθεσης προς θόρυβο) σε σύγκριση με τους ανιχνευτές στερεάς κατάστασης.

Μια πιο προηγμένη λειτουργία των ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων μπορεί να χρησιμοποιεί τέσσερα έως οκτώ διαφορετικά ενεργειακά κατώφλια δηλαδή να παρέχονται μαζί πχ τέσσερα σήματα με διαφορετικά κατώφλια χαμηλότερης ενέργειας. Με την αφαίρεση των σημάτων του ανιχνευτή με γειτονικά κατώφλια ενέργειας, μπορούν να παραχθούν δεδομένα (ενεργειακό εύρος) για παράδειγμα ένα εύρος κάδος ενέργειας μπορεί να περιέχει όλες τις μετρήσεις- δεδομένα εύρους T2 -T3, όπου T2 & T3 δύο ενεργειακά κατώφλια ενέργειας. [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021), Leng, S., et al (2019)]



Εικόνα 22: Δομή ανιχνευτή μέτρησης Φωτονίων (a) πλάγια όψη και (b) κάτοψη. Οι ακτίνες X που απορροφώνται σε έναν ημιαγωγό CZT ή CdTe παράγουν ζεύγη ηλεκτρονίων που διαχωρίζονται από το ηλεκτρικό πεδίο και κατευθύνονται προς τα εικονοστοιχεία ανόδου. [Hsieh, J., & Flohr, T. (2021)]

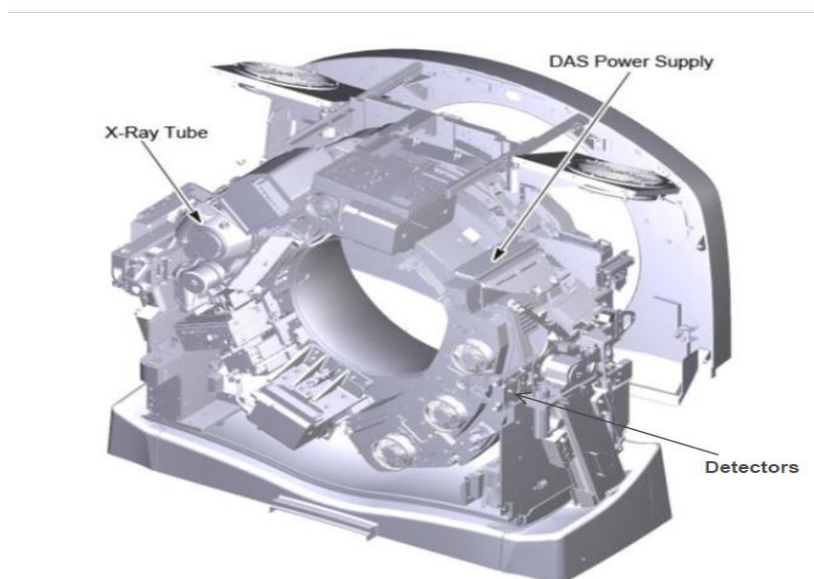
Σύστημα λήψης Δεδομένων

Το σύστημα λήξης δεδομένων (DAS, Data Acquisition System) αποτελεί μία διάταξη που σκοπό έχει την μετατροπή των σημάτων των ανιχνευτών σε δεδομένα που μπορεί να διαχειριστεί και να επεξεργαστεί ένας υπολογιστής. Στην ουσία η κύρια διαδικασία που επιτυγχάνεται στο σύστημα είναι η μετατροπή της αναλογικής πληροφορίας σε ψηφιακή επομένως η βασική συνιστώσα αποτελεί έναν αναλογικό- ψηφιακό μετατροπέα. [Κανδαράκης, Ι. (2007)]

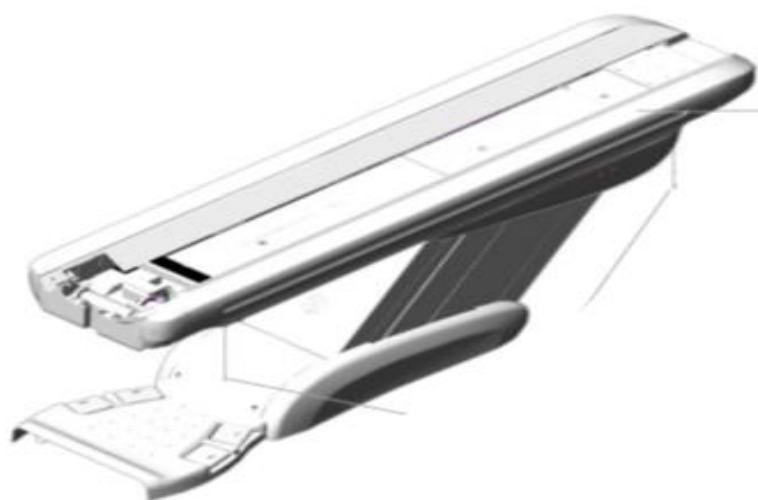
Κυρίως σώμα και εξεταστική τράπεζα

Η λυχνία, η γεννήτρια υψηλής τάσης, το τόξο ανιχνευτών, το σύστημα λήψης δεδομένων είναι όλα ενσωματωμένα στο κυρίως σώμα του Αξονικού Τομογράφου (Gantry) το οποίο περιστρέφεται με δυνατότητα κεκλιμένης θέσης σε σύγκριση με τον κύριο άξονα του ασθενούς, για την απεικόνιση των πλάγιων τιμών. Η μηχανική των συστημάτων είναι αρκετά περίπλοκη καθώς απαιτείται να αντέχουν την ισχυρή φυγόκεντρη δύναμη που εμφανίζεται κατά τη γρήγορη περιστροφή του σκελετού. Η περιστροφή του κυρίως σώματος επιτυγχάνεται μέσω επαφών δακτυλίου ολίσθησης και ο υπολογιστής λαμβάνει τα δεδομένα με την βοήθεια οπτικών ινών.

Στην εικόνα 23 απεικονίζεται το Gantry ενός συστήματος Αξονικής Τομογραφίας. Ο ασθενής για την διαγνωστική εξέταση Αξονικής Τομογραφίας τοποθετείται πάνω σε μια τράπεζα, η οποία έχει την δυνατότητα κίνησης, και αποτελεί αναφαίρετο μέρος του όλου συστήματος (Εικόνα 24). Ο σχεδιασμός και η μηχανική του τραπέζιου, είναι επίσης κρίσιμες για την ακριβή απόκτηση δεδομένων. [Dance, D. R., et al (2014), Κανδαράκης, Ι. (2007)]



Εικόνα 23: Gantry [CT Service Manual, GE Healthcare]



Εικόνα 24: Εξεταστική τράπεζα [CT Service Manual, GE Healthcare]

Υπολογιστικό σύστημα

Στους Αξονικούς Τομογράφους μέσω του υπολογιστή πραγματοποιείται η ανακατασκευή της εικόνας καθώς και ο έλεγχος λειτουργίας όλου του συστήματος. Συνεπώς μέσω του Υπολογιστή ελέγχουμε τις κινήσεις της εξεταστικής τράπεζας, του Gantry, την γεννήτρια τάσης (πχ μπορούμε να δώσουμε εντολή η λυχνία να παράξει 120 kVp 200 mAs), το DAS κτλ. Επιπρόσθετα από τον κύριο υπολογιστή υπάρχει και ο υπολογιστής «επεξεργαστής πινάκων», ο οποίος εκτελεί μαθηματικές πράξεις με σκοπό την αποδέσμευση του κύριου υπολογιστή για την εκτέλεση των υπόλοιπων λειτουργιών του.

Μονάδα διανομής ενέργειας (PDU)

Η μονάδα διανομής ενέργειας ή PDU (Εικόνα 25) παρέχει ρεύμα στο τραπέζι, στο gantry, τον υπολογιστή και τις οθόνες. Αυτή η μονάδα αποτελεί ανεξάρτητο κομμάτι εξοπλισμού που συνήθως βρίσκεται στο ίδιο δωμάτιο με τον Αξονικό.



Εικόνα 25: PDU [CT Service Manual, GE Healthcare]

ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Το ρεύμα της λυχνίας, η τάση της λυχνίας όπως και ο χρόνος περιστροφής αποτελούν κύριες παράμετροι λήψης- απόκτησης εικόνας στους Αξονικούς Τομογράφους. Για παράδειγμα προτιμάται μια σχετικά υψηλή τάση λυχνίας (120-140 kV) για την εξασφάλιση καλής μετάδοσης ακτίνων X και ως επί το πλείστον επαρκούς σήματος στον ανιχνευτή, ωστόσο για ειδικές εφαρμογές όπως παιδιατρικές εξετάσεις μπορεί να είναι πιο ωφέλιμο να χρησιμοποιήσουμε σχετικά χαμηλή τάση λυχνίας (80–100 kV). Το ρεύμα της λυχνίας που θα χρησιμοποιηθεί προσαρμόζεται από τον χρόνο σάρωσης τον δείκτη δόσης που καθορίζεται από την χρήστη και τη θερμική χωρητικότητα της λυχνίας ακτίνων X. Ο ταχύτερος χρόνος περιστροφής του gantry έχει ως αποτέλεσμα την καλύτερη χρονική ανάλυση με λιγότερες ψευδενδείξεις κίνησης. Για σαρώσεις που επιβάλλουν καλή ανάλυση χαμηλής αντίθεσης και είναι ελάχιστα επιρρεπείς σε ψευδενδείξεις κίνησης ενδεχομένως να προτιμηθεί μεγαλύτερος χρόνος περιστροφής για να επιτευχθεί η κατάλληλη ανάλυση χαμηλής αντίθεσης. [Dance, D. R, et al (2014), Booij, R et al (2020), Russo, P. (Ed.). (2017)]

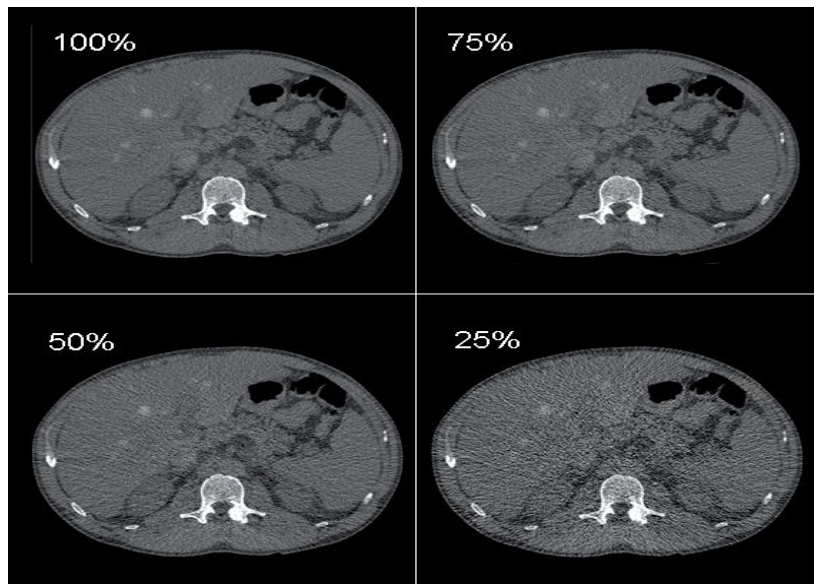
Γενικότερα για την αξιολόγηση της απόδοσης ενός Αξονικού Τομογράφου οι κύριες ιδιότητες εικόνας είναι η εξαιρετική ανάλυση χαμηλής αντίθεσης, η χωρική ανάλυση και η χρονική ανάλυση [Russo, P. (Ed.). (2017)]:

- **Εξαιρετική Ανάλυση Χαμηλής Αντίθεσης:** Η εξαιρετική ανάλυση χαμηλής αντίθεσης αποτελεί το κυριότερο χαρακτηριστικό διαχώρισης της μεθόδου Αξονικής Τομογραφίας από άλλες μορφές μη τομογραφικής ακτινογραφίας.

Ως ανάλυση χαμηλής αντίθεσης θεωρούμε την ικανότητα ανίχνευσης δομών που προσφέρουν μόνο μια μικρή διαφορά στο σήμα σε σύγκριση με το άμεσο περιβάλλον τους. Η ανάλυση χαμηλής αντίθεσης περιορίζεται από τον θόρυβο. Ένας τρόπος ελαχιστοποίησης του θορύβου είναι η αύξηση των φωτονίων, όπου κατορθώνεται με την αύξηση του ρεύματος της λυχνίας (mA), ωστόσο η αύξηση ρεύματος της λυχνίας έχει ως κόστος την έκθεση του ασθενούς. Στην εικόνα 26 φαίνεται η επίδραση του θορύβου σε μια εικόνα Αξονικής Τομογραφίας, όπου η 100% αναλογεί σε μια πραγματική κλινική απόκτηση όπου τα αρχικά δεδομένα έχουν επεξεργαστεί με αλγόριθμο προσομοίωσης χαμηλής δόσης όπου προσαρτάται θόρυβος με σκοπό την ανάλυση της ποιότητας της εικόνας για αποκτήσεις που εφαρμόζονται στο 75%, 50% και 25% του κλινικά χρησιμοποιούμενου ρεύματος λυχνίας. Παρατηρείται πως η ανάλυση χαμηλής αντίθεσης επιδεινώνεται στα χαμηλότερα ρεύματα λυχνίας αφού αυξάνεται ο θόρυβος. Για τον έλεγχο ανάλυσης χαμηλής αντίθεσης ενός συστήματος ένας Μηχανικός Βιοϊατρικής χρησιμοποιεί ομοιώματα που περιέχουν ένθετα χαμηλής αντίθεσης διαφορετικού μεγέθους όπου μετέπειτα η αξιολόγηση της εικόνας μπορεί να αξιολογηθεί είτε αντικειμενικά είτε με έναν παρατηρητή. Συγκεκριμένα, αντικειμενικά με τον υπολογισμό της αναλογίας αντίθεσης προς θόρυβο και υποκειμενικά με έναν παρατηρητή όπου θα επιβεβαιώνει εάν μια δομή είναι ορατή ή όχι. [Dance, D. R., et al (2014), Russo, P. (Ed.). (2017)]

Χωρική Ανάλυση: Ως χωρική ανάλυση ή υψηλή ανάλυση αντίθεσης ορίζεται η ικανότητα του συστήματος να παρατηρεί μικρά αντικείμενα τα οποία βρίσκονται κοντά το ένα στο άλλο εντός της σαρωμένης περιοχής δηλαδή η ελάχιστη απόσταση ανάμεσα από δύο αντικείμενα που μπορούν να διαφοροποιηθούν σαν δύο ξεχωριστά αντικείμενα. Η χωρική ανάλυση περιορίζεται από το πάχος της ανακατασκευασμένης τομής τη γεωμετρία απόκτησης του Αξονικού Τομογράφου και τον αλγόριθμο ανακατασκευής. Επίσης εξαρτάται από τις διαστάσεις της μήτρας (Voxel) [Dance, D. R., et al (2014), Russo, P. (Ed.). (2017)]

Χρονική Ανάλυση: Ως χρονική ανάλυση ορίζουμε την ικανότητα ενός συστήματος Αξονική Τομογραφίας να απεικονίσει αντικείμενα που κινούνται γρήγορα (για παράδειγμα η απεικόνιση του πνεύμονα ή της καρδιάς σε αναπνευστική ή καρδιακή κίνηση). Η χρονική ανάλυση εξαρτάται από την χρονική περίοδο απόκτησης των δεδομένων. Μια καλή χρονική ανάλυση δεν εμπεριέχει ψευδενδείξεις κίνησης αλλά ούτε και θαμπώματα που μπορεί να προκληθούν από την κίνηση του ιστού-οργάνου. [Dance, D. R., et al (2014), Russo, P. (Ed.). (2017)]



Εικόνα 26: Αξονική Τομογραφία ύπατος σε κανονική έκθεση (100%) και με προσθήκη θορύβου (75%, 50% & 25% της κανονικής έκθεσης) [Dance, D. R., et al (2014)]

ΜΕΡΟΣ Β΄

ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Μπορεί η Αξονική Τομογραφία να αποτελεί ένα ισχυρό κλινικά εργαλείο ωστόσο πέραν της αναγνώρισης της διαπιστώθηκαν και πιθανά κόστη όπως αυτό της δόσης ακτινοβολίας. Ενώ η Αξονική Τομογραφία έχει εδραιωθεί εδώ και περίπου 50 έτη οι ειδικοί έχουν δώσει την επακόλουθη προσοχή για την δόση ακτινοβολίας μόλις τα τελευταία 14 έτη. Μέχρις στιγμής δεν έχει ακόμα διαπιστωθεί εάν η ακτινοβολία της Αξονικής Τομογραφίας συμβάλει στον κίνδυνο ανάπτυξης καρκίνου καθώς είναι χαμηλού επιπέδου (θεωρείται κάτω από 100-150 mSv) και πιθανότατα η συσχέτιση αυτή της ακτινοβολίας CT με την ανάπτυξη του καρκίνου να μην αποδειχτεί ποτέ λόγω των δυσκολιών αξιολόγησης παρά τα χρόνια συνεχόμενων ερευνών. Ωστόσο αποτελεί πρωτεύον στην ακτινολογία η ελαχιστοποίηση κάθε έκθεσης σε ακτινοβολία και στους εργαζομένους αλλά και στους ασθενείς καθώς δεν είναι απαραίτητο να εκτίθενται τα άτομα σε περαιτέρω ακτινοβολία. Για την ελαχιστοποίηση της δόσης ακτινοβολίας έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι όπου εμπεριέχουν την σύμφωνη γνώμη των ιατρών – ακτινολόγων πως η Αξονική Τομογραφία αποτελεί την καταλληλότερη μέθοδο απεικόνισης και εν συνεχεία προσαρμόζεται η εξέταση με γνώμονα την εξεταζόμενη περιοχή την ένδειξη σάρωσης, και το μέγεθος του ασθενούς. Το προσωπικό θα πρέπει να συμβουλευτεί τα κατάλληλα πρωτόκολλα και οδηγίες σε κάθε εξέταση καθώς θα πρέπει να είναι και εξοικειωμένο και να ρυθμίζει κατάλληλα τις παραμέτρους για τον καλύτερο συνδυασμό δόσης ακτινοβολίας και ποιότητας εικόνας. Ωστόσο η μείωση της δόσης της ακτινοβολίας αποτελεί μια ομαδική προσπάθεια που πέραν των ιατρών των ακτινολόγων και του ακτινολογικού προσωπικού μεγάλη συμβολή έχουν και οι κατασκευαστικοί οίκοι και ο τομέας της έρευνας. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014), Frush, D. P. (2004, February)]

Για την καλύτερη κατανόηση της δόσης ακτινοβολίας του Αξονικού Τομογράφου αναφέρονται οι όροι που έχουν εδραιωθεί στην βιβλιογραφία:

- **Απορροφούμενη δόση:** Ως απορροφούμενη δόση ορίζεται η πραγματική συγκέντρωση δόσης σε ένα όργανο/ιστό. Μονάδα μέτρησης στο S.I είναι το gray (Gy). Η απορροφούμενη δόση προσδιορίζει τον κίνδυνο ακτινοβολίας ωστόσο δεν αποτελεί πρακτική μέθοδο μέτρησης καθώς θα πρέπει να παίρνουμε τις μετρήσεις απευθείας από το άτομο κατά την διαγνωστική απεικόνιση και γνωστοποιεί την δόση μόνο του εκτεθειμένου ιστού .

- **Ισοδύναμη δόση:** Προκειμένου να προσδιορίσουμε την δόση σε ένα ιστό χρησιμοποιούμε την ισοδύναμη δόση. Μονάδα μέτρησης στο S.I είναι το sievert (Sv). Ως ισοδύναμο δόσης αναφέρουμε το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης και ενός συντελεστή ποιότητας QF όπου το QF ισούται με 1,0 για φωτόνια δηλαδή $1,0 \text{ Gy} = 1,0 \text{ Sv}$.

Η Ισοδύναμη πραγματική δόση η οποία έχει επίσης μονάδα μέτρησης στο S.I το sievert (Sv) ισούται με το άθροισμα των ισοδυνάμων δόσεων (για έναν τυποποιημένο κατάλογο οργάνων και ιστών) και ενός συντελεστή στάθμισης για την ευαισθησία στην ακτινοβολία. Με το ισοδύναμο πραγματικής δόσης δύναται η δυνατότητα να μετατραπεί μια τοπική δόση σε ισοδύναμο ολόκληρο του σώματος. Έτσι μπορούμε να συγκρίνουμε διαφορετικές ακτινοβολίες όπως την ακτινοβολία μια αξονικής εγκεφάλου με μια αξονική κοιλίας. Για τον προσδιορισμό του ισοδύναμου δόσης εφαρμόζονται ομοιώματα ή χρησιμοποιούμε το CTDI ή DLP.

- **Δείκτης δόσης CT (CTDI):** Ορίζεται ως η δόση σε μία τομή. Μονάδα μέτρησης στο S.I είναι το mGy και προσδιορίζεται μέσω ομοιωμάτων.

- **Προϊόν μήκους δόσης (DLP):** Ορίζεται ως το γινόμενο του CTDI και του μήκους σάρωσης.

Οι Αξονικοί Τομογράφοι τελευταίας τεχνολογίας εμπεριέχουν το CTDI και το DLP γεγονός που βοηθάει το προσωπικό καθώς μπορεί να προχωράει σε ανάλογες αλλαγές στις παραμέτρους σάρωσης και να έχει μια εικόνα για το τι αντίκτυπο θα έχουν στην δόση ακτινοβολίας.

Αναφορικά το εύρος της δόσης από την Αξονική Τομογραφία είναι από 1,0 mSv- 30 mSv (ανά φάση), η οποία αποτελεί γύρω στο 40- 70% της ιατρικής έκθεσης και η χρήση της όλο και αυξάνεται (600-830% σε μια περίοδο 14 - 18 ετών). Γεγονός είναι ότι η δόση από την Αξονική Τομογραφία ενδεχομένως να είναι η μεγαλύτερη έκθεση μετά το υπόβαθρο (2,0-3,0 mSv / έτος) που αντιπροσωπεύει το 80-85% της συνολικής έκθεσης σε ακτινοβολία. [Frush, D. P. (2004, February)]

Ωστόσο η Αξονική Τομογραφία αποτελεί ένα πανίσχυρο εργαλείο όπου με την σωστή χρήση τα οφέλη υπερτερούν κατά πολύ του κόστους. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Frush, D. P. (2004, February)]

ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΚΑΙ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Ο Μαγνητικός Τομογράφος όπως και ο Αξονικός αποτελεί και αυτός μια ιατρική τεχνική απεικόνιση των οργάνων του σώματος και πολλές φορές οι γιατροί καλούνται να αποφασίσουν ποια τεχνική ενδείκνυται για κάθε περιστατικό μεμονωμένα.

Ο Μαγνητικός Τομογράφος παρέχει καλύτερη απεικόνιση του μυελού των οστών και των μαλακών ιστών ωστόσο δεν προτιμάται για αξιολόγηση των πνευμόνων ή για ασθενείς που έχουν οξύ τραύμα. Μια μαγνητική τομογραφία διαρκεί επίσης πολύ περισσότερη ώρα σε σύγκριση με μια αξονική με αποτέλεσμα η αξονική τομογραφία να προτιμάται σε εξετάσεις που αφορά περιοχές που είναι επιρρεπείς σε κίνηση πχ το έντερο. Γενικά ο χρόνος εξέτασης και το κόστος του μαγνητικού τομογράφου αποτελούν τα κύρια μειονεκτήματα του (μονάδες μαγνητικού τομογράφου έχουν αναφέρει ως αποτυχία εξέτασης το 3 έως 6% των συνολικών εξετάσεων λόγω κλειστοφοβίας των ασθενών ή λόγω κίνησης τους κατά την διάρκεια της σάρωσης) ενώ αντιστοίχως η δόση ακτινοβολίας και η πιθανή νεφροτοξικότητα από ιωδιούχα σκιαγραφικά αποτελούν τα μειονεκτήματα του αξονικού. Ωστόσο με την ταχεία εξέλιξη της τεχνολογίας έχουν εμφανιστεί στην αγορά ανοιχτοί μαγνητικοί τομογράφοι και μαγνήτες για τα άκρα όπως επίσης έχει επιτευχθεί και βελτίωση στο χρόνο σάρωσης. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014)]

Η Μαγνητική Τομογραφία επίσης έχει περιορισμένο ρόλο σε ασθενείς με μεταλλικά εμφυτεύματα και βηματοδότες αφού ενέχονται κίνδυνοι λόγω της έκθεσης σε ισχυρά μαγνητικά πεδία.

Μπορεί ο Αξονικός Τομογράφος να έχει την δυνατότητα να αντικαταστήσει τον Μαγνητικό Τομογράφο σε αρκετές κλινικές καταστάσεις ωστόσο για το ποια τεχνική θα υπερισχύσει στο τέλος θα εξαρτηθεί από τους παραπέμποντες κλινικούς ιατρούς, την τοπική τεχνογνωσία, την δόση ακτινοβολίας, το κόστος και την διαθεσιμότητα του εξοπλισμού. [Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002), Hendrikse, J., & Hendrikse, J. (2017)]

ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Η Αξονική Τομογραφία χρησιμοποιείται συνήθως σε ακτινολογικές εξετάσεις λόγω του ότι διαθέτει εικόνες με βελτιωμένη αντίθεση εν αντιθέσει με άλλες τεχνικές απεικόνισης ακτίνων Χ. Ωστόσο υπάρχει ένα τεράστιο φάσμα κλινικών εφαρμογών καθώς η Αξονική Τομογραφία χρησιμεύει στην καρδιολογία, την τραυματολογία, την παρακολούθηση ασθενών για μελέτες διάγνωσης για σχεδιασμό ακτινοθεραπείας κ.α [Dance, D. R, et al (2014), Michael, G. (2001), Webb A.G (2003)]

Μια από τις κυριότερες εφαρμογές της είναι το τραύμα του κεφαλιού όπου πραγματοποιείται για τον έλεγχο καταγμάτων του κρανίου, αιμορραγίας ή για κάποια εγκεφαλική βλάβη. [Webb A.G (2003)]

Επίσης η Αξονική Τομογραφία παίζει σημαντικό ρόλο και για την ανίχνευση πνευμονικής νόσου δεδομένου ότι με την μαγνητική τομογραφία και τον υπέρηχο η απεικόνιση των πνευμόνων είναι αρκετά δύσκολη. Με την αξονική υπάρχει η δυνατότητα ανίχνευσης πνευμονικής κακοήθειας όπως επίσης χρησιμοποιείται και για την διάγνωση διαφόρων νόσων του πνεύμονα όπως το εμφύσημα και η πυριτίαση. [Webb A.G (2003)]

Άλλες εφαρμογές επίσης μπορεί να εμπεριέχουν βελτιωμένη οπτικοποίηση των τενόντων ποδιού- χεριού ή την ανίχνευση όγκων στην κοιλιά και στο ήπαρ [Dance, D. R., et al (2014), Michael, G. (2001)]

Οι ανωτέρω περιπτώσεις σε καμία περίπτωση δεν αποτελούν τις μοναδικές εφαρμογές καθώς υπάρχει ένας εξαντλητικά μεγάλος αριθμός κλινικών εφαρμογών της Αξονικής τομογραφίας.

ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ & COVID 19

Τον Δεκέμβριο του 2019, πρωτοεμφανίστηκε μια λοίμωξη κορωνοϊού με την ονομασία Covid-19, στο Wuhan της Κίνας, όπου λόγω ταχείας μετάδοσης από άνθρωπο σε άνθρωπο οδήγησε τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (ΠΟΥ) να κηρύξει στις 30 Ιανουαρίου 2020 παγκόσμια κατάσταση έκτακτης ανάγκης.

Στον άνθρωπο οι λοιμώξεις από κορωνοϊό προκαλούν από κοινά κρυολογήματα έως και σοβαρές αναπνευστικές ασθένειες όπου στις πιο σοβαρές συγκαταλέγονται το αναπνευστικό σύνδρομο Μέσης Ανατολής (MERS) και το σοβαρό οξύ αναπνευστικό σύνδρομο (SARS). Η μεγάλη αύξηση σε παγκόσμια κλίμακα των επιβεβαιωμένων κρουσμάτων COVID-19 έχει αναστατώσει τις κοινωνίες σε παγκόσμια βάση παρόλου που το ποσοστό θνησιμότητας είναι πολύ μικρό ~1% έναντι του SARS ή του MERS, όπου υπολογίζεται ποσοστό θνησιμότητας 10 και 37%, αντίστοιχα. Συγκεκριμένα ο COVID-19 έχει εξαπλωθεί σε 216 χώρες και έχει μολύνει περίπου 621εκατομμύρια ανθρώπους και έχει προκαλέσει παραπάνω από 6.056.000 θανάτους.

Λόγω της πολύ μεγάλης εξάπλωσης του COVID-19, καθίσταται απαραίτητο η παρακολούθηση της νόσου και η γρήγορη και αποτελεσματική διάγνωση. Οι σημαντικότερες μέθοδοι για τον έλεγχο του ιού είναι ο περιορισμός και η έγκυρη διάγνωση του. Η θετική διάγνωση λοίμωξης από COVID- 19, ανιχνεύεται με εργαστηριακό έλεγχο με αλυσιδωτή αντίδραση πολυμεράσης της αντίστροφης μεταγραφάσης σε πραγματικό χρόνο (rRT-PCR) ωστόσο δεδομένου της μεγάλης συμμετοχής της Αξονικής Τομογραφίας στο αναπνευστικό σύστημα έχει προταθεί και αυτή ως μέθοδο για τη αρχική εξέταση και μετέπειτα την παρακολούθηση της νόσου. Η Αξονική Τομογραφία θώρακος αποτελεί ένα σύνηθες μέσο για την διάγνωση της

πνευμονίας, και δεδομένου αυτού θα χρησίμευε και στην ανίχνευση και παρακολούθηση του COVID-19.

Πρόσφατες μελέτες έχουν τονίσει την αξία της Αξονικής Τομογραφίας στην παρακολούθηση του ιού στηρίζοντας την ως μέθοδο πρόβλεψης της πρόγνωσης των ασθενών όπως επίσης και αξιολόγησης της ανταπόκρισης στη θεραπεία. Επομένως η Αξονική Τομογραφία ενδείκνυται ως μια σημαντική μέθοδος για την λήψη τεκμηριωμένων αποφάσεων που αφορούν τον ιό σε έναν ασθενή και μετέπειτα την ακολουθία των μέτρων απομόνωσης και θεραπείας.

Η δόση ακτινοβολίας, η οποία είναι τυπικά 7 mSv, αποτελεί κίνδυνο της χρήσης Αξονικής Τομογραφίας Θώρακα, όμως παρόλα αυτά η ποσότητα ακτινοβολίας θεωρείται αποδεκτή για σκοπούς ανίχνευσης και διάγνωσης της νόσου καθώς αντιστοιχεί με την ακτινοβολία υποβάθρου όπου τυπικά θα βιώσει ένας άνθρωπος σε περίπου 2 έτη.

Δεδομένων των παραπάνω η Αξονική Τομογραφία συνιστάτε να μην χρησιμοποιείται ως τεστ προσυμπτωματικού ελέγχου για ήπια ή ασυμπτωματικά περιστατικά αλλά για περιστατικά μέτρια έως σοβαρά που ενδέχεται να διατρέχουν κίνδυνο εξέλιξης της νόσου.

Γενικά οι ερευνητές με την χρήση της Αξονικής Τομογραφίας μπορούν να κατανοήσουν καλύτερα τον ιό και να καθοδηγήσουν την πορεία της θεραπείας. [Wong, M. D., Thai, T., Li, Y., & Liu, H. (2020)]

ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ – ARTIFACTS

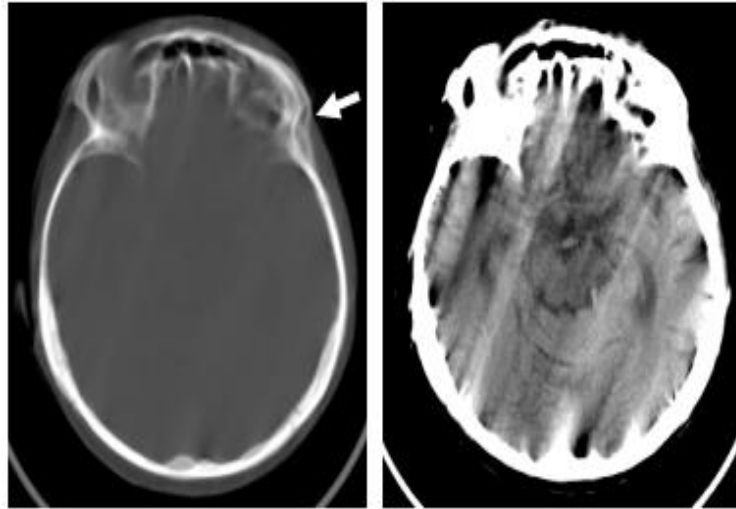
Σε μια Αξονική Τομογραφία όταν θεωρητικά έχουμε υψηλή δόση ακτινοβολίας δηλαδή μεγάλο αριθμό φωτονίων και τέλεια ανάλυση ανιχνευτή χωρίς κίνηση τότε θα πρέπει να έχουμε μια τέλεια εικόνα όπου αντικατοπτρίζει την πραγματικότητα. Εάν όμως κάτι από τα παραπάνω δεν ισχύει τότε εμφανίζεται στην εικόνα Αξονικής Τομογραφίας ψευδενδείξεις όπου μπορούν να προσομοιώσουν την παθολογία ή να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας. [Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012), Barrett, J. F., & Keat, N. (2004), Jung, H. (2021)]

Τις ψευδενδείξεις μπορούμε να τις κατηγοριοποιήσουμε σε :

- Ψευδενδείξεις που βασίζονται σε ασθενείς
- Ψευδενδείξεις βασισμένα στη φυσική
- Ψευδενδείξεις με βάση το υλικό

Ψευδενδείξεις που βασίζονται σε ασθενείς

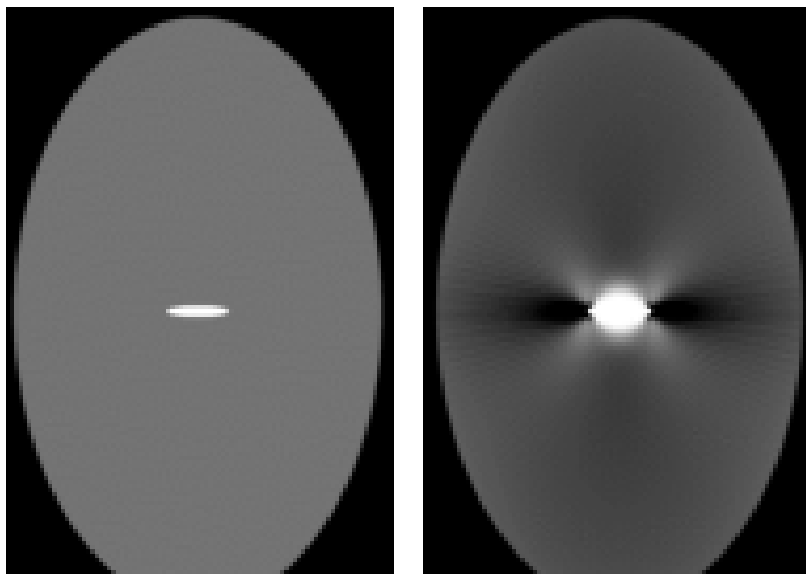
1. Ψευδενδείξεις κίνησης: Ως ψευδενδείξεις κίνησης ορίζουμε εκείνες που εμφανίζονται με εκούσια ή ακούσια κίνηση του ασθενούς. Συνήθως έχουν την μορφή ραβδώσεων ή σκιάσεων ή θόλωσης. (εικόνα 27)



Εικόνα 27: Η κίνηση προκαλεί θολές και διπλές εικόνες (αριστερά), καθώς και ραβδώσεις μεγάλης εμβέλειας (δεξιά). [Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012).]

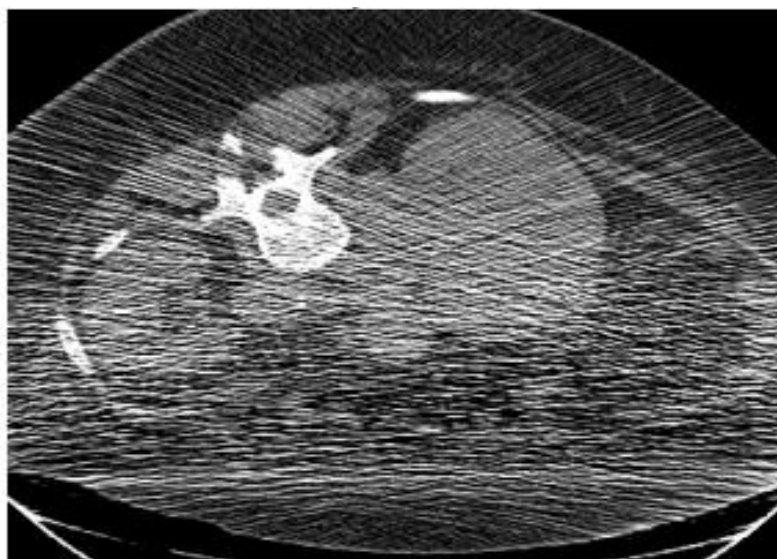
Ψευδενδείξεις βασισμένα στη φυσική

1. Σκλήρυνση δέσμης : Ως σκλήρυνση δέσμης ορίζουμε το φαινόμενο εξασθένησης των χαμηλών ενεργειακά φωτονίων όταν διέρχεται από ένα ανικείμενο μια δέσμη ακτίνων X. Στην εικόνα Αξονικής Τομογραφίας η σκλήρυνση δέσμης εμφανίζει ψευδενδείξεις σε μορφή ραβδώσεων (σκοτεινές λωρίδες). Οι Αξονικοί Τομογράφοι για να μπορέσουν να αντιμετωπίσουν το φαινόμενο της σκλήρυνσης της δέσμης διαθέτουν φίλτρα και βαθμονομούνται συχνά. Ένας άλλος τρόπος μείωσης αυτών των ψευδενδείξεων είναι και η αύξηση της τάσης της λυχνίας. (Εικόνα 28)



Εικόνα 28: Δεξιά εικόνα προσομοίωσης με σκλήρυνση δέσμης όπου φαίνονται οι σκοτεινές λωρίδες [Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012)]

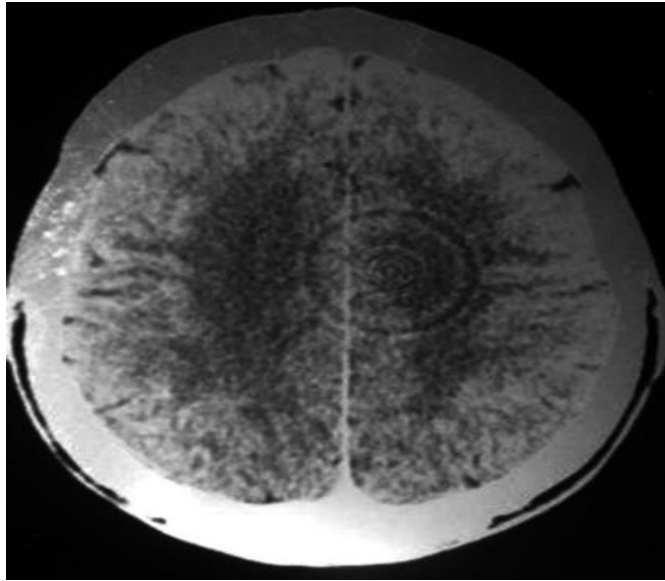
2. Έλλειψης φωτονίων : Εμφανίζεται συνήθως σε περιοχές υψηλής εξασθένησης συνήθως κοντά σε μεταλλικά εμφυτεύματα επειδή δεν φτάνουν στο ανιχνευτή αρκετά φωτόνια και κατά την διαδικασία ανακατασκευής παρατηρείται έντονος θόρυβος σε μορφή ραβδώσεων. Αυτή η ψευδένδειξη μπορεί να μειωθεί με φιλτράρισμα, με ρύθμιση του ρεύματος της λυχνίας και με επαναλαμβανόμενες τεχνικές ανακατασκευής εικόνας (Εικόνα 29)



Εικόνα 29: Ψευδένδειξη Έλλειψης φωτονίων [Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012).]

Ψευδενδείξεις με βάση το υλικό

1. Ψευδενδείξεις δακτυλίου : Ως Ψευδενδείξεις δακτυλίου ορίζουμε την ψευδένδειξη που δημιουργείται από έλλειψη ή αστοχία ενός στοιχείου ανιχνευτή του Αξονικού Τομογράφου ή και περισσότερων και σπανιότερα εντοπίζεται από έλλειψη δόσης ακτινοβολίας. Εμφανίζεται κυρίως ως ομόκεντροι κυκλικοί. Για την εξάλειψη της ψευδένδειξης δακτυλίου μπορούμε να επαναβαθμονομήσουμε τον σαρωτή ή να προβούμε σε αντικατάσταση του.



Εικόνα 30: Ψευδενδείξεις δακτυλίου [Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012)]

ΜΕΡΟΣ Γ΄

ΒΛΑΒΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

Οι βλάβες που θα αναφερθούν συνοπτικά για του Αξονικούς Τομογράφους παρακάτω, χωρίζονται σε 4 κατηγορίες :

- **Κονσόλα**
- **Gantry**
- **Τραπέζι**
- **PDU**

Κονσόλα

Στην κονσόλα υλοποιούνται στους Αξονικούς Τομογράφους διαρκείς αναβαθμίσεις με αποτέλεσμα να μην εντοπίζονται πολλές βλάβες. Οι περισσότερες βλάβες που εμφανίζονται ωστόσο είναι βλάβες στο λογισμικό του συστήματος (Software). Για παράδειγμα σε μια ξαφνική διακοπή ρεύματος η λειτουργία της κονσόλας θα σταματήσει απότομα με αποτέλεσμα να εντοπιστεί πρόβλημα στο Software.

1. Αποτυχία εκκίνησης λογισμικού κατά την εκκίνηση του συστήματος

Το πρόβλημα εντοπίζεται από την ενεργοποίηση του συστήματος. Κατά την ενεργοποίηση του λειτουργικού συστήματος της κονσόλας (console operating system) διαπιστώνεται ότι η διαδικασία σταματάει σε μια συγκεκριμένη εντολή και δεν μπορεί να συνεχιστεί. Για την αποκατάσταση της βλάβης αυτής προβλέπεται η επαναφόρτιση λογισμικού του συστήματος. Η συγκεκριμένη βλάβη αποτελεί μια από τις πιο συχνές βλάβες ενός Αξονικού Τομογράφου και για την επίλυση της δηλαδή για την επαναφόρτιση του λογισμικού χρειάζονται από 3 έως 4 ώρες όπου επαναφορτώνεται όλο το λειτουργικό του συστήματος.

2. Σφάλμα ανακατασκευής

Στους παλιούς Αξονικούς Τομογράφους η ανασύνθεση πραγματοποιούνταν με 3 επιπλέον υπολογιστές, όπου λόγω και παλαιότητας εντοπίζονται πολλές βλάβες. Σημαντικό να αναφερθεί ότι ο λόγος που δεν καταγράφονται πλέον πολλές βλάβες στην κονσόλα στους καινούργιους Αξονικούς Τομογράφους είναι η εξέλιξη της ανασύνθεσης της εικόνας όπου καθώς πραγματοποιούνταν από 3 υπολογιστές στους σύγχρονους Αξονικούς πραγματοποιείται από μια κάρτα γραφικών σε ένα υπολογιστή.

Επομένως εάν διαπιστωθεί πρόβλημα στο σύστημα κατά την διαδικασία ανασύνθεσης, σε ένα καινούργιο Αξονικό Τομογράφο ο μηχανικός θα προχωρήσει στην αντικατάσταση της κάρτας γραφικών ενώ σε ένα παλιό σύστημα θα πρέπει να εντοπίσει ποιος υπολογιστής ευθύνεται για την ενδεχόμενη βλάβη και να προχωρήσει στην αντικατάσταση του

3. Δίσκοι Υπολογιστή

Βλάβες μπορεί να διαπιστωθούν και στους δίσκους όπου για την αποκατάσταση της βλάβης του προχωράμε στην αντικατάσταση τους.

Gantry

1. Μετασχηματιστής Υψηλής Τάσης (High Voltage Tank)

Βλάβη που εντοπίζεται στο tank ή στην λυχνία. Μπορεί να εντοπιστεί πρόβλημα είτε στα καλώδια (γενικά ένας αξονικός τομογράφος μπορεί να περιέχει ένα ή δύο tank όπου συνδέονται με την κάθοδο και την άνοδο της λυχνίας με καλώδια) ή στο λάδι που περιέχουν στην βάση τους. Για τον εντοπισμό της βλάβης ο μηχανικός απομονώνει και ελέγχει ξεχωριστά το κάθε εξάρτημα για να διαπιστωθεί που βρίσκεται η βλάβη και να προχωρήσει στην επισκευή του συστήματος.

2. Κλίση Gantry

Ο Αξονικός έχει δυνατότητα κλίσης δηλαδή μπορεί να πάει 30° μπροστά και 30° πίσω. Στην φωτογραφία 31 στα πλάγια εντοπίζεται μια καλωδίωση όπου αυτή δίνει την ώθηση στο σύστημα για πρόσθια και οπίσθια κίνηση.

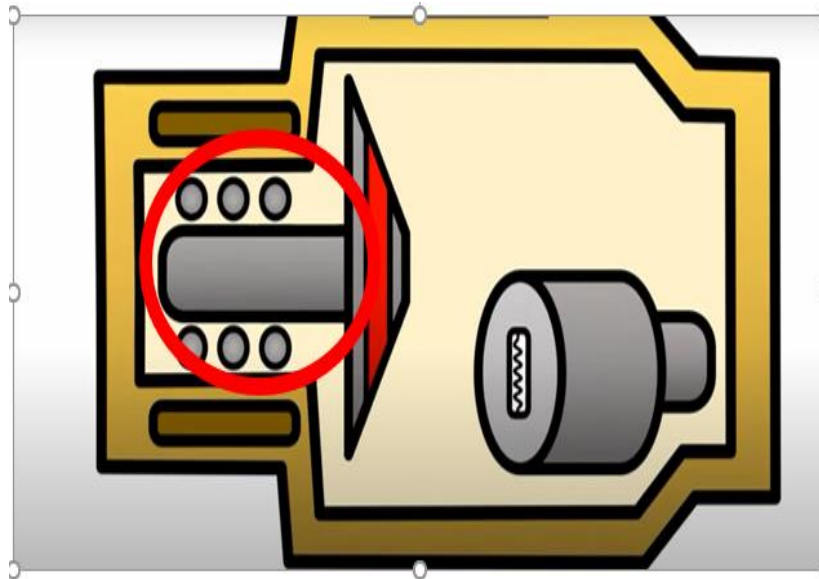
Υπάρχουν πολλά αίτια όπου μπορεί να ευθύνονται για την κλίση ενός Αξονικού Τομογράφου που φέρνει ως αποτέλεσμα να γέρνει το σύστημα (πχ κάποια διαρροή λαδιού). Για την αποκατάσταση της βλάβης ενδείκνυται να αλλαχτεί όλη η καλωδίωση.



Εικόνα 31: Εσωτερικό Gantry. [CT Service Manual, GE Healthcare]

3. Βλάβη στο ρότορα της Λυχνίας

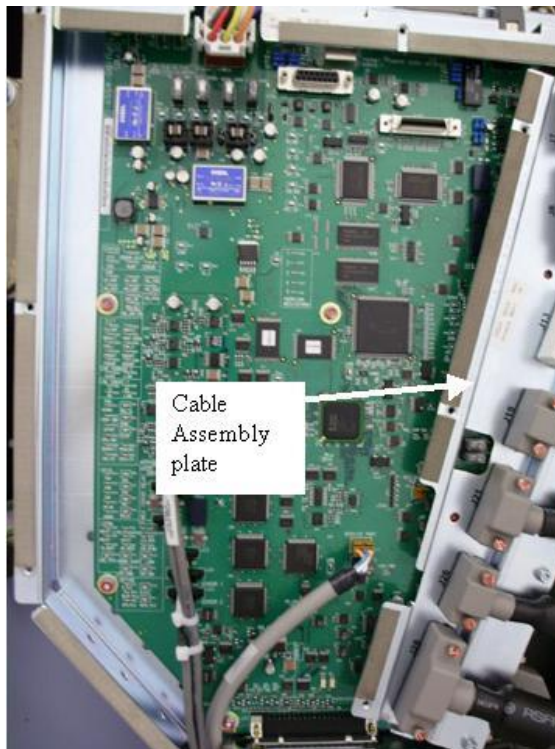
Κατά την βλάβη του ρότορα της λυχνίας εντοπίζεται ένας πολύ δυνατός θόρυβος, όπου για την επίλυση χρήζει αντικατάστασης ολόκληρη η λυχνία του συστήματος. (Εικόνα 32)



Εικόνα 32: Εντοπισμός Ρότορα στην Λυχνία

4. Βλάβη επικοινωνίας κονσόλας και Gantry

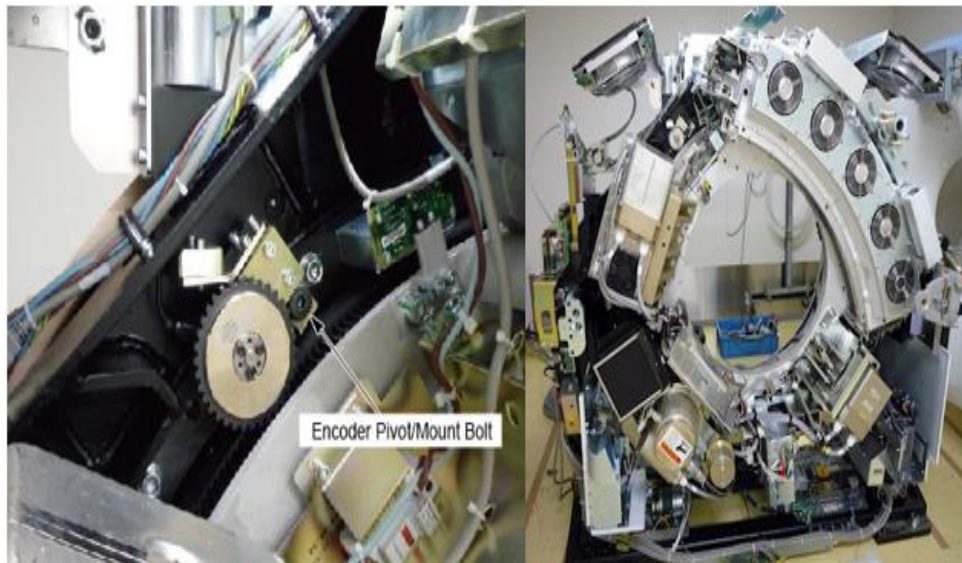
Βλάβη καθώς χάνεται η επικοινωνία μεταξύ κονσόλας και Gantry. Η επικοινωνία πραγματοποιείται μέσω καλωδίου ethernet όπου εντοπίζεται το πρόβλημα στην TGP (κεντρική πλακέτα που διαθέτει όλες της πληροφορίες για το Gantry, κρεβάτι κτλ και διαθέτει και ένα ethernet καλώδιο που συνδέεται στην κονσόλα) Εικόνα 33.



Εικόνα 33: TGP και ένδειξη καλωδίου ethernet σύνδεσης με κονσόλα . [CT Service Manual, GE Healthcare]

5. Βλάβη Encoder (Σύστημα εντοπισμού τοποθεσίας του Gantry)

Καθώς περιστρέφεται το Gantry ο encoder γυρίζει και αυτός με σκοπό τον εντοπισμό της ακριβούς τοποθεσίας του. Δεδομένου των μεγάλων και γρήγορων περιστροφών που πραγματοποιεί ωστόσο το Gantry με το πέρασμα των χρόνων ο encoder φθείρεται και εντοπίζονται φθορές στις εξωχές (στα δόντια του) με αποτέλεσμα να δημιουργείται έντονος θόρυβος, να υπάρχει ενδελεχής κίνδυνος να εισχωρήσει στο σύστημα κομμάτι του, και να μην εντοπίζει και την τοποθεσία. Εάν δεν μπορεί να εντοπιστεί η ακριβής τοποθεσία του Αξονικού τότε το σύστημα θα περιστρέφεται συνεχώς καθώς δεν θα μπορεί να εντοπίσει την αρχική του θέση (Εικόνα 34)



Εικόνα 34: Απεικόνιση Encoder στο Gantry του συστήματος .
[CT Service Manual, GE Healthcare]

6. Ανιχνευτές και Ψευδενδείξεις Δακτυλίου

Οι Αξονικοί κάθε μέρα κατά την εκκίνηση κάνουν μια γρήγορη βαθμονόμηση. Πολλές φορές χρειάζεται να κάνουν μια πλήρη βαθμονόμηση με ομοιώματα (διαδικασία που παίρνει από 4 έως 8 ώρες). Οι ψευδενδείξεις είναι βλάβες ανομοιογένειας της εικόνας. Για τις ψευδενδείξεις ελέγχουμε και τις πλακέτες του ανιχνευτή. Καθώς εάν μια πλακέτα δεν λειτουργεί σωστά δημιουργεί ψευδενδείξεις δακτυλίου. Η Εικόνα 35 απεικονίζει του ανιχνευτές ενός συστήματος.



Εικόνα 35 . [CT Service Manual, GE Healthcare]

7. Ράγισμα καλωδίου High Voltage Tank

Μία συχνή βλάβη αποτελεί το ράγισμα των καλωδίων των tank Εικόνα 36. Ο Αξονικός Τομογράφος έχει την δυνατότητα να λειτουργήσει ωστόσο ενδείκνυται η αντικατάσταση του καλωδίου.



Εικόνα 36: Καλώδιο Tank .

8. Λάδι ή Αντικατάσταση Tank

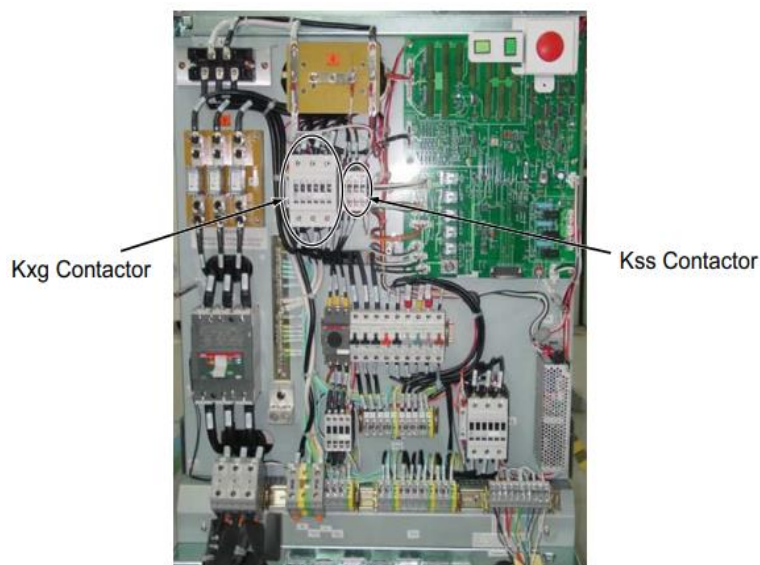
Τα tank στο εσωτερικό τους εμπεριέχουν λάδι όπου ένα μέρος μπορείς να το ελέγξεις και να προσθέσεις. Καθώς με την πάροδο του χρόνου αντιμετωπίζονται κάποια προβλήματα λόγω έλλειψης λαδιού και με την κλήση του gantry διακόπτεται η σάρωση ενδέχεται να χρήζει αντικατάστασης όλο το tank.

PDU

1. Kxg

Το PDU εμφανίζει πολύ σπάνια βλάβες ωστόσο μια βλάβη που μπορεί να προκύψει είναι η αντικατάσταση του kxg (Εικόνα 37) λόγω χτυπήματος.

Το kxg είναι ένα ρελέ (ηλεκτρικός διακόπτης) στο PDU όπου επιτρέπει να εισέλθει υψηλή τάση στον Αξονικό Τομογράφο.

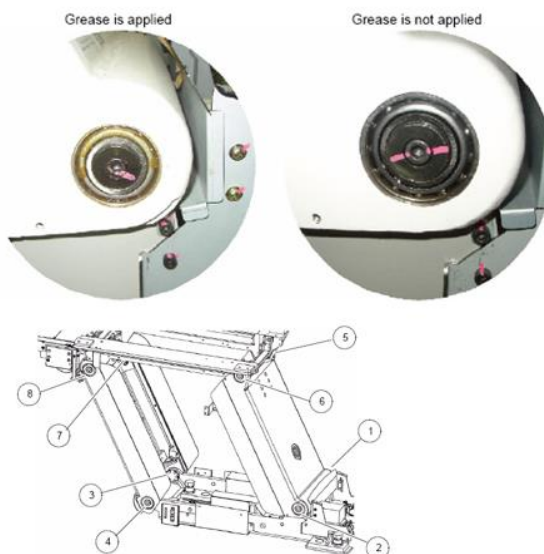


Εικόνα 37. [CT Service Manual, GE Healthcare]

ΤΡΑΠΕΖΙ

1. Θόρυβος Τραπεζιού

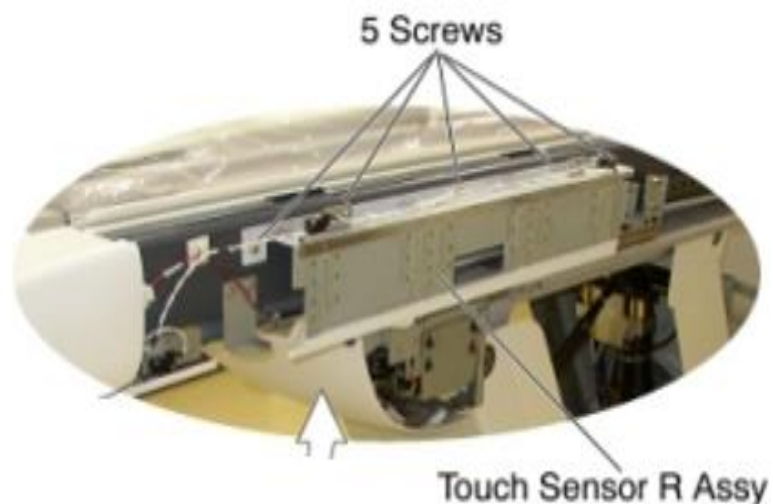
Μπορεί να παρατηρηθεί κάποιος θόρυβος κατά την κίνηση του τραπεζιού καθώς κάθε χρόνο χρειάζονται γρασάρισμα τα σημεία του. (Εικόνα 38)



Εικόνα 38: Σημεία που χρήζουν γρασάρισμα στο τραπεζί ενός Αξονικού Τομογράφου [CT Service Manual, GE Healthcare]

2. Σένσορας

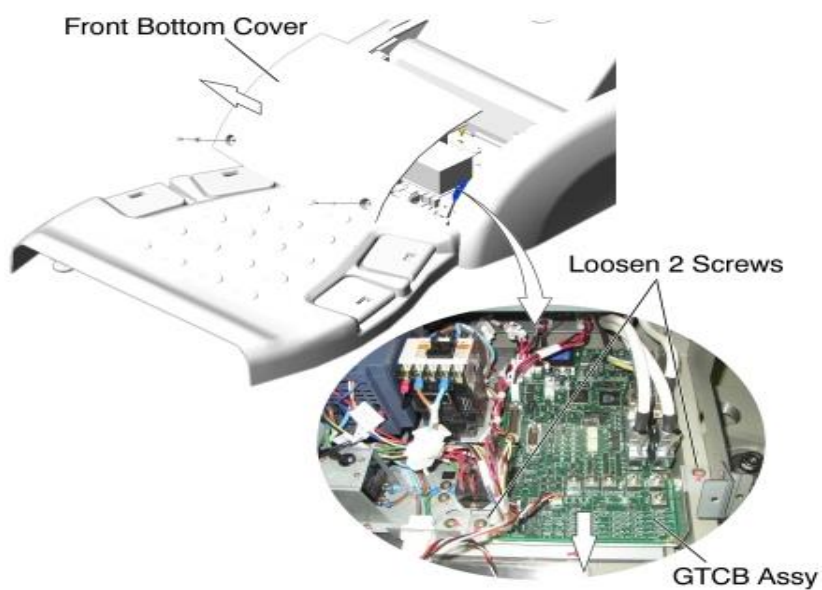
Ο σένσορας ο οποίος κλειδώνει και σταματάει τις κινήσεις ενός τραπεζιού εντοπίζει μικρή αντίσταση με αποτέλεσμα να χαλάσει με τον καιρό. (Εικόνα 39)



Εικόνα 39: Σένσορας Κρεβατιού [CT Service Manual, GE Healthcare]

3. Κεντρική Πλακέτα Κρεβατιού

Η κεντρική πλακέτα του κρεβατιού (Εικόνα 40) ελέγχει όλες τις κινήσεις όπου εντοπίζονται συχνά βλάβες



Εικόνα 40: Κεντρική πλακέτα τραπεζιού [CT Service Manual, GE Healthcare]

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ακόμα και 50 χρόνια μετά την εμφάνιση του 1^{ου} αξονικού τομογράφου, οι επιστήμονες εξακολουθούν να εξελίσσουν τα συστήματα με νέες τεχνολογίες κατορθώνοντας ταχύτερο χρόνο σάρωσης, υψηλότερη ανάλυση και μειώνοντας την δόση ακτινοβολίας που λαμβάνουν εργαζόμενοι και ασθενείς.

Χαρακτηριστικό αυτών των τελευταίων ετών είναι η αντικατάσταση των χρονοβόρων αξονικών 1^{ης} γενιάς στους αξονικούς 4^{ης} γενιάς, έως και το ορόσημο στην τεχνολογική εξέλιξη των αξονικών, την ελικοειδής – σπειροειδής αξονική τομογραφία όπου επιτεύχθηκε η γρήγορη σάρωση ενός όγκου ιστού. Μετέπειτα ακολούθησαν οι αξονικοί πολλαπλών τομών καθώς και η τεχνική σάρωσης διπλής ενέργειας, ένα πολύτιμο εργαλείο των τελευταίων ετών στην κλινική πράξη.

Επί του παρόντος, τα δύο ισχυρότερα εργαλεία εξέλιξης των αξονικών είναι η τεχνητή νοημοσύνη και οι αξονικοί μέτρησης φωτονίων, με την πρώτη να έχει εισέλθει ήδη δυναμικά. Η τεχνική νοημοσύνη εφαρμόζεται ήδη στα κλινικά πρωτόκολλα βελτιστοποιώντας την ποιότητα της εικόνας, μειώνοντας τον θόρυβο της εικόνας και ως επί το πλείστον και την δόση ακτινοβολίας καθώς ωφέλησε και στην μείωση ψευδενδείξεων. Επιπλέον έχει συνεισφέρει σε μία πιο αποτελεσματική ροή της εργασίας τόσο του χειριστή και του ακτινολόγου όσο και του μηχανικού όπως βοηθώντας τον σε μια πιο γρήγορη επίλυση κάποιας βλάβης.

Παρά την μεγάλη πολυπλοκότητα ενός αξονικού τομογράφου και το μεγάλο εύρος βλαβών που μπορούν να εντοπιστούν, στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε καταγραφή των κυριότερων βλαβών που εμφανίζονται στα συστήματα αξονικής τομογραφίας για την συλλογή των οποίων χρίστηκε απαραίτητη η επικοινωνία με εξειδικευμένους τεχνικούς σε συνδιασμό με επισκέψεις σε εγκατεστημένα συστήματα αξονικής τομογραφίας σε νοσοκομεία.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 24(6), 1679-1691
- Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012). CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med*, 4(2), 229-240.
- Booij, R., Budde, R. P., Dijkshoorn, M. L., & van Straten, M. (2020). Technological developments of X-ray computed tomography over half a century: User's influence on protocol optimization. *European Journal of Radiology*, 131, 109261.
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., & Ng, K. H. (2014). Diagnostic radiology physics. International Atomic Energy Agency, 299
- Forghani, R., De Man, B., & Gupta, R. (2017). Dual-energy computed tomography: physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: part 1. *Neuroimaging Clinics*, 27(3), 371-384.
- Frush, D. P. (2004, February). Review of radiation issues for computed tomography. In *Seminars in Ultrasound, CT and MRI* (Vol. 25, No. 1, pp. 17-24). WB Saunders.
- Garvey, C. J., & Hanlon, R. (2002). Computed tomography in clinical practice. *Bmj*, 324(7345), 1077-1080
- Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014). Advances in computed tomography imaging technology. *Annu Rev Biomed Eng*, 16(1), 431-453.
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT and CT technology. *Journal of nuclear medicine technology*, 35(3), 115-128
- Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: multislice CT. *Journal of nuclear medicine technology*, 36(2), 57-68
- Jung, H. (2021). Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. *Progress in Medical Physics*, 32(1), 1-17.
- Κανδαράκης, Ι. (2007). Ακτινοδιαγνωστική. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ
- Leng, S., Bruesewitz, M., Tao, S., Rajendran, K., Halawish, A. F., Campeau, N. G., ... & McCollough, C. H. (2019). Photon-counting detector CT: system design and clinical applications of an emerging technology. *Radiographics*, 39(3), 729-743.
- Hendrikse, J., & Hendrikse, J. (2017). CT and MRI Scans: The Basic Principles. *This is Our Brain*, 2-5.
- Hsieh, J., & Flohr, T. (2021). Computed tomography recent history and future perspectives. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), 052109.

Maqbool, M. (2017). Computed tomography. *An Introduction to Medical Physics*, 221-262.

McCullough, C. H., Boedeker, K., Cody, D., Duan, X., Flohr, T., Halliburton, S. S., & Pelc, N. J. (2020). Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291. *Medical physics*, 47(7), e881-e912.

Michael, G. (2001). X-ray computed tomography. *Physics Education*, 36(6), 442

Russo, P. (Ed.). (2017). *Handbook of X-ray imaging: physics and technology*. CRC press.

Webb A.G (2003), "X-ray imaging and computed tomography," in *Introduction to Biomedical Imaging*, S.V. Kartalopoulos, Ed., pp 253-274, John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey

Withers, P. J., Bouman, C., Carmignato, S., Cnudde, V., Grimaldi, D., Hagen, C. K., ... & Stock, S. R. (2021). X-ray computed tomography. *Nature Reviews Methods Primers*, 1(1), 18

Wong, M. D., Thai, T., Li, Y., & Liu, H. (2020). The role of chest computed tomography in the management of COVID-19: A review of results and recommendations. *Experimental Biology and Medicine*, 245(13), 1096-1103