



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**  
**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Υπολογιστική Τομογραφία. Ανακατασκευή εικόνας με χρήση αλγορίθμων  
διόρθωσης των μεταλλικών ψευδενδείξεων**

**ΚΟΥΝΟΥΠΑΚΗ ΕΛΕΝΗ**

**Αρ. Μητρώου : 21014**

**ΣΥΜΒΟΥΛΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

**ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ Αναπληρωτής Καθηγητής**

**Τμήμα Βιοϊατρικών Επιστημών**

**Αιγάλεω 06 / 03 / 2024**



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ**  
**ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
**ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ-ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΤΙΤΛΟΣ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΤΙΤΛΟΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ:** Υπολογιστική Τομογραφία. Ανακατασκευή εικόνας με χρήση αλγορίθμων διόρθωσης των μεταλλικών ψευδενδείξεων

**ΜΕΛΗ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΟΜΕΝΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΕΙΣΗΓΗΤΗ:**

**ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ** Αναπληρωτής Καθηγητής

**ΟΙΚΟΝΟΜΟΥ ΓΕΩΡΓΙΑ** Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

**ΜΠΑΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ** Καθηγητής

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

A/α	ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗΥΠΟΓΡΑΦΗ

## **ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Κουνουπάκη Ελένη του Δημητρίου με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 21014 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «Υπολογιστική Τομογραφία. Ανακατασκευή εικόνας με χρήση αλγορίθμων διόρθωσης των μεταλλικών ψευδενδείξεων» και ότι 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 πτυχίου μου». Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι ..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Η Δηλούσα:



**Κουνουπάκη Ελένη**

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Εικόνες και πίνακες.....	6
Ευχαριστίες.....	9
Περίληψη.....	10
Abstract.....	11

## ΜΕΡΟΣ 1<sup>ο</sup>

1. Αξονική Τομογραφία (Computed Tomography-CT) (σελ. 11)	
1.1.α. Ορισμός αξονικής τομογραφίας.....	12
1.1.β. Αναγκαιότητα και περιορισμοί.....	12
1.2. Ιστορική αναδρομή.....	13
1.3. Συστήματα σάρωσης Υπολογιστικής Τομογραφίας(Γενιές CT).....	16
1.3.α. 1 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	16
1.3.β. 2 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	16
1.3.γ. 3 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	17
1.3.δ. 4 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	17
1.3.ε. 5 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	17
1.3.στ. 6 <sup>ης</sup> Γενιάς Υπολογιστικοί Τομογράφοι.....	18
1.4. Βασικές αρχές Υπολογιστικής Τομογραφίας-Ανακατασκευή εικόνας.....	19
2. Βασικά μέρη Υ.Τ. (σελ. 22)	
2.α. Σκελετός σάρωσης ( gantry).....	22
2.β. Λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ.....	24
2.γ. Κατευθυντήρες (collimators).....	24
2.δ. Ανιχνευτές.....	25
2.ε. Σύστημα απόκτησης κι επεξεργασίας δεδομένων (DAS).....	25
2.στ. Ο Η/Υ και οι περιφερειακές μονάδες του.....	26
3. Τεχνικά σφάλματα (Artifacts) (σελ.27)	
3.1. Τεχνικά σφάλματα οφειλόμενα στον Υπολογιστικό Τομογράφο.....	28
3.1.α. Τα σφάλματα που οφείλονται στα υποσυστήματα του Υ.Τ. (λυχνία, ανιχνευτές).....	28
3.1.β. Αδυναμία καταγραφής και αποθήκευσης δεδομένων.....	29
3.1.γ. Λανθασμένη επιλογή παραγόντων έκθεσης.....	30
3.1.δ. Λόγω εσφαλμένου παραθύρου.....	31
3.1.ε. Σφάλματα και αλγόριθμοι ανακατασκευής (edge effect).....	31
3.2. Τεχνικά σφάλματα οφειλόμενα στον ασθενή και την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη.....	32
3.2.α. κίνηση εκούσια ή ακούσια του εξεταζόμενου.....	32
3.2. β. φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης.....	32

3.2. γ. φαινόμενο μερικού όγκου.....	34
3.2.δ. φαινόμενο εισροής.....	34
3.2. ε. σφάλμα όταν οι ιστοί βρίσκονται στα όρια ή εκτός του πεδίου ακτινοβόλησης.....	35
4. Ποιότητα εικόνας (σελ.35)	
4.1 Αξιολόγηση ποιότητας της εικόνας.....	36
4.1.α. Χωρική διακριτική ικανότητα( spatial resolution).....	36
4.1.β. Θόρυβος (noise).....	37
4.1.γ. Ασάφεια (blurring).....	38
4.1.δ. Διακριτική Ικανότητα Χαμηλής Αντίθεσης(low contrast resolution).....	38
4.2. Παράμετροι αξιολόγησης ποιότητας της υπολογιστικής εικόνας.....	39
4.2.α. Παράμετροι σάρωσης (Matrix, FOV, slice thickness, section profile, effective slice thickness, partial volume effect, KVp, mAs, pitch, table feed, table index, Rotation Time, χρόνος ακτινοβόλησης).....	40
4.2.β. Παράμετροι ανακατασκευής-ανασύνθεσης της εικόνα (Αλγόριθμοι ανασύνθεσης, interpolation algorithm, section profile, Reconstruction Interval, Window, Level).....	47
 <b>ΜΕΡΟΣ 2<sup>ο</sup></b>	
5. Metal Artifact Reduction (MAR) (σελ.50)	
5.1.Αλγόριθμος διόρθωσης των μεταλλικών ψευδενδείξεων ( MAR).....	51
5.2. Περιγραφή αλγόριθμου Metal Artifact Reduction (MAR).....	52
5.3. Πείραμα.....	53
5.3.α. Προβληματισμός – Στόχος.....	53
5.3.β. Υλικά και Μέθοδος.....	53
5.3.γ. Περιγραφή – Παρατήρηση.....	57
Συμπεράσματα.....	62
Βιβλιογραφία.....	63

## ΕΙΚΟΝΕΣ ΚΑΙ ΠΙΝΑΚΕΣ

- Εικόνα:1.Το σκίτσο του Hounsfield του πρωτότυπου αξονικού τομογράφου//Πηγή: [https://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey\\_Hounsfield#:~:text=](https://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey_Hounsfield#:~:text=).....  
12
- Εικόνα: 2. Ο Hounsfield στο μηχάνημα που κατασκεύασε η EMI και η εγκάρσια τομή από την πρώτη αξονική εγκεφάλου σε γυναίκα//Πηγή: Wikipedia-Slide Player.....13
- Εικόνα: 3. Ο Robert Ledley στην έκθεση του αξονικού τομογράφου ολόκληρου σώματος ACTA στο Εθνικό Μουσείο Αμερικανικής Ιστορίας του Smithsonian//Πηγή : The New York Times 25/07/2012.....14
- Εικόνα: 4. Ο Alan MacLeod Cormack (αριστερά) και ο Godfrey Newbold Hounsfield (δεξιά) οι συνδημιουργοί της Υπολογιστικής Τομογραφίας // Πηγή: Εγκυκλοπαίδεια Britannica.....14
- Εικόνα : 5. Αναπαράσταση Axial και Spiral CT//Πηγή : Radiology, Vol 273,No 3-24/08/2015.....15
- Εικόνα : 6.Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας της 1<sup>ης</sup>,2<sup>ης</sup>, 3<sup>ης</sup>, 4<sup>ης</sup> γενιάς υπολογιστικών τομογράφων//Πηγή: W. Kalender, published 07/07/2006, Medicine, Physics in Medicine &Biology.....16
- Εικόνα: 7. Σχηματική αναπαράσταση Υπολογιστικού τομογράφου 5<sup>ης</sup> γενιάς//Πηγή: W. Kalender, published 07/07/2006, Medicine, Physics in Medicine &Biology.....18
- Εικόνα:8.Σχηματική αναπαράσταση λήψης αξονικής τομογραφίας//Πηγή: <https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/MED926>.....19
- Εικόνα: 9. Πίνακας Hounsfield Uni//Πηγή: <https://litfl.com/abdominal-ct-attenuation>.....20
- Εικόνα: 10. (A) εγκάρσια τομή εγκεφάλου, (B) οβελιαία τομή εγκεφάλου, (C) στεφανιαία τομή εγκεφάλου//Πηγή: <https://www.researchgate.net/figure>.....21
- Εικόνα: 11. Το hardware τμήμα ενός CT//Πηγή: <http://www.shreejiscan.in/products>.....22
- Εικόνα: 12. Σχηματική αναπαράσταση αξονικού τομογράφου//Πηγή: [https://biomig.ntua.gr/courses/biom\\_eng\\_med\\_signal\\_analysis](https://biomig.ntua.gr/courses/biom_eng_med_signal_analysis).....23
- Εικόνα:13. Στάδια ανακατασκευής υπολογιστικής εικόνας// Πηγή: Sprawls educational foundation (sprawls.org).....26
- Εικόνα: 14. Αναπαράσταση ενός συστήματος PACS που αναφέρεται σε όλα τα βασικά modalities ενός διαγνωστικού τμήματος//Πηγή: <http://www.apttsoft.com/pacs.html>.....27
- Εικόνα :15. (A) Streak (B) Motion (C) Beam-hardening (DE) Ring (F) Bloom // Πηγή: [Journal of Medical Physics](https://doi.org/10.1080/0003681001000163111) 35(1):3-14, April 2010.....29
- Εικόνα:16. Edge effects// Πηγή:Rad Tech On Duty-CT Scan Artifacts-12, March 2017.....30
- Εικόνα:17. Ring artifact on low dose CT Πηγή: Radiopeadia.org.....30
- Εικόνα 18: Edge effect artifact//Πηγή: BIR, Dentomaxillofacial Radiology Volume 40, Issue 5Jul 2011.....31

- Εικόνα 19 :Κίνηση ασθενούς//Πηγή: Medical Physics, Received: 8 July 2021 Revised: 28 October 2021 Accepted: 2 November 2021 DOI: 10.1002/mp.15354 RESEARCH ARTICLE.....32
- Εικόνα 20: Εικ 20: Σκλήρυνση της δέσμης Α. μεγάλο πεδίο απεικόνισης, Β. έγχυση σκιαγραφικής ουσία//Πηγή: [Radiology Cafe](#) / [FRCR physics notes](#) / [CT imaging](#) / CT artifacts.....33
- Εικόνα 21: Σκλήρυνση της δέσμης Γ-Δ. μεταλλικά εμφυτεύματα//Πηγή: [Radiology Cafe](#) / [FRCR physics notes](#) / [CT imaging](#) / CT artifacts.....33
- Εικόνα 22: Φαινόμενο μερικού όγκου//Πηγή: Radioreadia.....34
- Εικόνα 23: Ψευδής θρόμβος//Πηγή: ajorline.org. Received December 11, 2006; accepted after revision March 8, 2007. 1 All authors: Department of Radiology, C2S, Leiden University Medical Center, Albinusdreef 2, 2333 ZA, Leiden, The Netherlands. Address correspondence to L. J. M. Kroft.....35
- Εικόνα24: Στην περιοχή που υποδεικνύουν τα βέλη ο αρ. λοβός του ήπατος απεικονίζεται με σκίαση//Πηγή : <https://www.radtechonduty.com/2017/03/ct-scan-artifacts.html>.....35
- Εικόνα 25: Χωρική διακριτική ικανότητα//Πηγή: Radiopedia.org- Last revised by [Mateusz Wilczek](#) on 8 Dec 2023.....36
- Εικόνα 26: Θόρυβος α. εικόνα πυκνότητας νερού β. Εικόνα πυκνότητας νερού με μειωμένο θόρυβο χρησιμοποιώντας αλγόριθμο ανασύνθεσης //Πηγή: Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International Volume 2013, Article ID 417278.....37
- Εικόνα 27: Ασάφεια λόγω αλγόριθμου ανακατασκευής//Πηγή: Hindawi Computational and Mathematical Methods in Medicine Volume 2020, Article ID 9324689.....38
- Εικόνα 28: Ομοίωμα Catphan μέτρησης Δ.Ι.Χ.Α.//Πηγή: Bellesi et al. European Radiology Experimental (2017).....39
- Εικόνα 29: Χαρακτηριστικά υπολογιστικής εικόνας// Πηγή: Sprawls educational foundation ([sprawls.org](http://sprawls.org)).....40
- Εικόνα 30: Αναπαράσταση διαφόρων pitch//Πηγή:Oncology Medical Physics.org...45
- Εικόνα 31: Abdomen window (W:400 L:40)// Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing,stepwards.com.....50
- Εικόνα 32: Lung Window (W:1500 L:-500)// Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing,stepwards.com.....50
- Εικόνα 33: Bone window (W:2000-3000 L:500-1000)//Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing,stepwards.com.....50
- Εικόνα 34: CT Θώρακος σε phantom, τομή σε axial επίπεδο, α)χωρίς την παρουσία μεταλλικού αντικειμένου, β) με εναπόθεση βηματοδότη εξωτερικά του phantom.// Πηγή: Προσωπικό αρχείο-λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers.....51

- Εικόνα 35: CT άνω και κάτω κοιλίας σε coronal επίπεδο σε ενήλικα εξεταζόμενο, με οστεοσυνθέσεις και στα δύο ισχία//Πηγή: Courtesy of Kantonsspital, Luzern, Switzerland.....51
- Εικόνα 36: Αξιαλ τομή πυέλου με μεταλλικά εμφυτεύματα ισχίων άμφω, α. αρχική ληφθείσα εικόνα, β)μάσκα, γ) τελική εικόνα μετά τη χρήση του MAR//Πηγή: <https://www.philips.co.uk> Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR).....52
- Εικόνα 37: Αξιαλ τομή από CT θώρακος. α, γ, ε, στ παράθυρο μεσοθωρακίου (W/L: 400/40), β, δ, στ, η πνευμονικό παράθυρο (W/L: 1500/-500)//Πηγή: Προσωπικό αρχείο-λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers.....58
- Εικόνα 38: Αξιαλ τομή από CT θώρακος. α, γ, ε, στ παράθυρο μεσοθωρακίου (W/L: 400/40), β, δ, στ, η πνευμονικό παράθυρο (W/L: 1500/-500) με μετρήσεις πυκνότητας //Πηγή: Προσωπικό αρχείο- λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers.....59
- Εικόνα 39: CATPHAN PHANTOM. Τομές εγκάρσιες που πραγματοποιήθηκαν σε Υ.Τ. Siemens Somatom Go Top (64 slices). Δεξιά ακολουθία εικόνων χωρίς τη χρήση του MAR και αριστερή ακολουθία εικόνων με χρήση του MAR//Πηγή: Ακτινολογικό Εργαστήριο, Κλινική "Άγιος Λουκάς", Θεσσαλονίκη.....61
  
- Πίνακας 1: Στοιχεία λήψης εικόνας Somatom go.Top, 128-Siemens Healthineers....54
- Πίνακας 2: Στοιχεία ανασύνθεσης εικόνας Somatom go.Top, 128-Siemens Healthineers.....54
- Πίνακας 3: Στοιχεία λυχνίας και γεννήτριας Somatom go.Top, 128-Siemens Healthineers.....54
- Πίνακας 4: Στοιχεία ανιχνευτή Somatom go.Top, 128-Siemens Healthineers.....55
- Πίνακας 5: Δεδομένα λήψης εικόνων πειράματος.....57
- Πίνακας 6: Στοιχεία μετρήσεων πυκνοτήτων.....60



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Περικλή Παπαβασιλείου, ο οποίος με εμπιστεύτηκε και μου πρότεινε ένα πολύ ενδιαφέρον και πολύ χρήσιμο θέμα εργασίας. Η επιστημονική του καθοδήγηση και οι γνώσεις που μου προσέφερε καθώς και η αμέριστη υπομονή του το χρονικό διάστημα της συνεργασίας μας ήταν πολύ σημαντικές και βοηθητικές.

Επίσης, ένα ιδιαίτερο ευχαριστώ στον κ. Γιώργο Γεράκη, ακτινοτεχνολόγο, φίλο και συνάδελφο του Γενικού Νοσοκομείου Νίκαιας « Άγιος Παντελεήμων», που ήταν εκεί σε κάθε βήμα της εργασίας αυτής και πάντα ενδιαφερόταν να ακούσει τον οποιοδήποτε προβληματισμό μου και έδινε απαντήσεις τους προβληματισμούς και τα ερωτήματά μου. Η βοήθεια και η υποστήριξή του ήταν στοχευμένες και ιδιαίτερα πολύτιμες.

Έπειτα, δεν μπορώ να παραλείψω τον κ. Μιχάλη Σέρρη, καθηγητή Φυσικής στο ΠΑ.Δ.Α. Τμήμα Ναυπηγικής και φίλο, ο οποίος συνέβαλε στα διαδικαστικά της εργασίας μου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους τους συναδέλφους ακτινοτεχνολόγους του τμήματος Νεότερων Απεικονιστικών Μεθόδων του Γ.Ν. Νίκαιας « Άγιος Παντελεήμων» που με προθυμία με βοήθησαν όποτε παρουσιαζόταν ανάγκη, ο καθένας με το δικό του τρόπο.

Τέλος, το μεγαλύτερο ευχαριστώ το οφείλω στους δικούς μου ανθρώπους, την οικογένεια και τους φίλους μου, για τις στιγμές που τους είχα ανάγκη και ήταν πραγματικά δίπλα μου. Με στήριξαν ηθικά και μου αφιέρωσαν εκτός από το χρόνο τους και την απεριόριστη ηρεμία και υπομονή τους. Χωρίς αυτούς, η εκπόνηση της εργασίας αυτής θα ήταν δυσκολότερη και ίσως να μη σκεφτόμουν καν τη συμμετοχή μου σε αυτό το πολύ ενδιαφέρον Μεταπτυχιακό πρόγραμμα.

Θερμά ευχαριστώ,  
Ελένη Κουνουπάκη.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αρχικός σκοπός της εργασίας είναι η καταγραφή και μελέτη των τεχνικών σφαλμάτων που προκύπτουν από τα διάφορα μεταλλικά εμφυτεύματα ή αντικείμενα, που φέρει ο κάθε εξεταζόμενος κατά τη διενέργεια μιας υπολογιστικής τομογραφίας, τα οποία αποτελούν μία από τις βασικότερες αιτίες λήψης κακής ποιότητας εικόνας. Η κατανόηση των βασικών αρχών λειτουργίας της Υπολογιστικής Τομογραφίας καθώς και τα πρότυπα ποιότητας της οπτικοποίησης των δεδομένων λήψης κρίνονται απαραίτητα να παρουσιαστούν και αναφέρονται όσο το δυνατό περιληπτικά. Τα διαθέσιμα εργαλεία ( αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας ) που διαθέτει ο τεχνολόγος για την ανάδειξη της καλύτερης ποιότητας εικόνας , αναφέρονται αναλυτικά και ως προς τη λειτουργία αλλά και ως προς τον τρόπο χρήσης.

Τελικός στόχος της εργασίας είναι η ανάδειξη του ρόλου της Υπολογιστικής Τομογραφίας στη λήψη ορθών ιατρικών διαγνώσεων που έχουν στόχο τη βέλτιστη αντιμετώπιση που αφορά την πρόληψη, προαγωγή και θεραπεία κάθε νόσου του ανθρώπινου είδους. Η επίτευξη αυτού του σκοπού προϋποθέτει κατάλληλο χειρισμό των υλικοτεχνολογικών υποδομών που χειρίζεται ο κάθε Τεχνολόγος Ακτινολογίας – Ακτινοθεραπείας, ώστε να αποφεύγονται τόσο τα σφάλματα που οφείλονται στους χειρισμούς του όσο και αυτά που προκύπτουν από τον εκάστοτε εξεταζόμενο.

**ΥΛΙΚΑ-ΜΕΘΟΔΟΣ:** Μετρήσεις έγιναν σε phantom που μιμείται ανθρώπινες δομές και χρησιμοποιήθηκαν κι εξετάσεις που πραγματοποιήθηκαν σε Υπολογιστικό Τομογράφο Siemens Healthineers-single source-dual energy 128 τομών με τη σύμφωνη γνώμη της Υγειονομικής Υπηρεσίας του νοσοκομείου στην οποία διενεργήθηκαν. Η επιλογή των εξετάσεων είχε κριτήριο την ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων (artifacts) από μεταλλικά αντικείμενα στην περιοχή ενδιαφέροντος.

**ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ:** Υπολογιστικός Τομογράφος (Computed Tomography), Ιστορία της Υπολογιστικής τομογραφίας, Βασικές αρχές Υ.Τ., ποιότητα εικόνας Υ.Τ., artifacts in ct, metal artifacts, MAR(Metal Artifact Reduction)

## ABSTRACT

The main purpose of this paperwork is to record and study the presence of artifacts caused by metallic implants or objects inside the body of patients undergoing a CT scan, which can be one of the main causes of poor image quality. The understanding of the basic operating principles of Computed Tomography as well as the quality standards of data acquisition and visualization are deemed essential to be concisely presented. The equipment (image reconstruction algorithms) which available to the technologist for highlighting the best image quality are presented in detail, both in terms of function and use.

The final objective of the paperwork is to emphasize the importance of Computed Tomography in obtaining accurate medical diagnoses aimed at optimal treatment regarding the prevention, promotion and cure of every disease of the human species. Achieving this goal requires the proper acknowledgement of the logistical equipment by the technologist, in order to avoid artifacts caused by the operation or by the person that undergoes the CT scan.

**METHODS-MATERIALS:** Measurements have been taken in a phantom that represents human anatomy and exam protocols were used and applied to a computed tomography scanner Siemens Healthineers-single source-dual energy 128 slices by the consent of the Department of the Health Service of the hospital in which they were conducted. The selection of tests was based on the presence of technical errors (artifacts) from metal objects in the area of interest.

**KEYWORDS:** Computed Tomography, History of the computerized tomography, Principles in CT, image quality CT, artifacts in ct, metal artifacts, MAR (Metal Artifact Reduction)

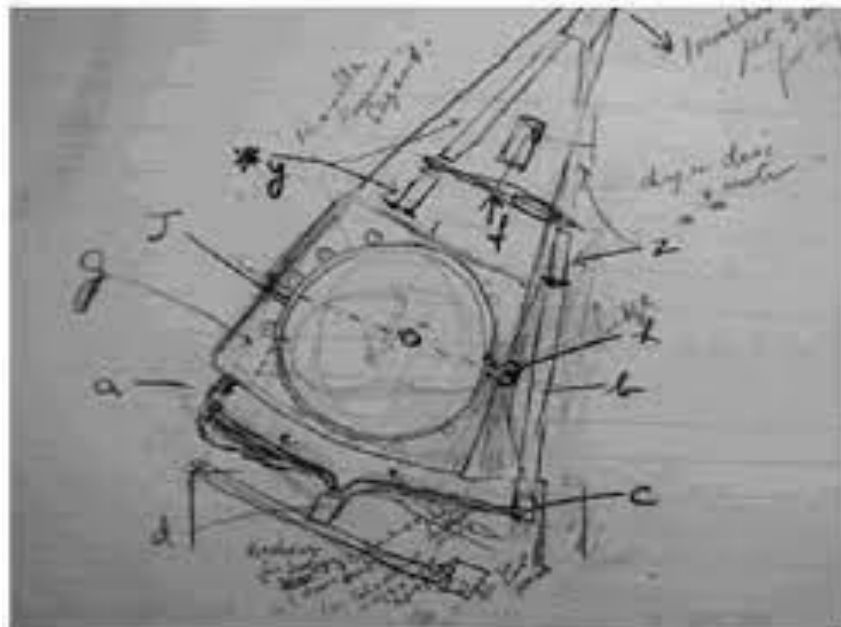
## ΜΕΡΟΣ 1<sup>ο</sup>

### 1.1.α.ΟΡΙΣΜΟΣ

**Αξονική Τομογραφία** (Computed Tomography-CT) είναι η μέθοδος που χρησιμοποιεί την ιοντίζουσα ακτινοβολία για την απεικόνιση μιας τρισδιάστατης (3D) περιοχής σε δισδιάστατες (2D) διαγνωστικές εικόνες, βασιζόμενη στο φαινόμενο της εξασθένησης της ακτινοβολίας στην περιοχή που διαπερνούν οι ακτίνες Χ. [1]

### 1.1.β.ΑΝΑΓΚΑΙΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ

Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια τρισδιάστατη (3D) δομή. Η πολυπλοκότητα της δομής του ανθρώπινου σώματος και η αναγκαιότητα λεπτομερούς απεικόνισης για ορθή διάγνωση της τεράστιας παθολογίας που το διακρίνει οδήγησαν στην ανακάλυψη κι εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας(CT). Αυτή η μέθοδος παρέχει τη δυνατότητα απεικόνισης όλων των ανατομικών δομών του ανθρώπινου σώματος και είναι προσβάσιμη και ανεκτή στις περισσότερες των περιπτώσεων εκτός κάποιων εξαιρέσεων ( σε υποανάπτυκτες ή απομακρυσμένες από την τεχνολογία περιοχές , σε απαγορευτικούς παράγοντες που αφορούν τον ίδιο τον εξεταζόμενο, όπως αλλεργία στη χρησιμοποιούμενη σκιαγραφική ουσία, κλειστοφοβία, κακή συνεργασία, κ.α.)



Εικόνα 1: Το σκίτσο του Hounsfield του πρωτότυπου αξονικού τομογράφου

Πηγή: [https://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey\\_Hounsfield#:~:text=](https://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey_Hounsfield#:~:text=)

## 1.2.ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Όταν το 1895 πρώτος ο Wilhelm Röntgen, μηχανολόγος μηχανικός και φυσικός ανακάλυψε τις ακτίνες Χ και το 1896 πραγματοποίησε την πρώτη ακτινογραφία σίγουρα δε φανταζόταν την εξέλιξη αυτού του επιτεύγματος [2]. Πολλοί ήταν εκείνοι που επιχείρησαν να εξελίξουν τόσο την ακτινογραφία όσο και τη χρήση αυτής σε νέες απεικονιστικές μεθόδους. Από το 1910 έγιναν προσπάθειες υλοποίησης της ιδέας της «τομικής ακτινογραφίας» με κυριότερη εκείνη του ο ιατρός Andre Bocage το 1917 , ενώ ο Bernard Plantes το 1921 ήταν ο πρώτος που προσπάθησε να κατασκευάσει τομογράφο. Το 1937 ο ιατρός William Watson έκανε την πρώτη απόπειρα εγκάρσια τομογραφίας σε φιλμ και κατοχύρωσε δίπλωμα ευρεσιτεχνίας για την αξονική εγκάρσια τομογραφία στο Ηνωμένο Βασίλειο. Ο Gabriel Frank το 1940 παρουσίασε την ανακατασκευή της εικόνας με τη μέθοδο της οπισθοπροβολής.

Μετά το Β΄ Παγκόσμιο πόλεμο η απεικόνιση με ακτίνες-Χ παρουσίασε ραγδαία εξέλιξη και τελικά το 1961 ο νευρολόγος William Oldendorf [3] κατασκεύασε το πρώτο μοντέλο υπολογιστικής τομογραφίας πάνω στο οποίο βασίστηκαν ο ηλεκτρολόγος μηχανικός Godfrey Hounsfield και ο φυσικός Allan Cormack οι οποίοι το εξέλιξαν. Το 1963 ο Cormack δημοσιεύει τα αποτελέσματά του από την πειραματική διάταξή του για την ανακατασκευή μιας διατομής ενός αντικειμένου ενώ το 1968 ο Hounsfield παρουσίασε τη δική του πειραματική πλατφόρμα. Το 1971 ο Hounsfield κι ενώ εργάζεται για την EMI (Electrical and Musical Industry) επιχειρεί την πρώτη εφαρμογή του CT σε εξέταση εγκεφάλου σε νοσοκομείο του Ηνωμένου Βασιλείου (εικ.2) [4,5,7,9].



Εικόνα 2: Ο Hounsfield στο μηχάνημα που κατασκεύασε η EMI και η εγκάρσια τομή από την πρώτη αξονική εγκεφάλου σε γυναίκα

Πηγή: Wikipedia-Slide Player

Η πρώτη ολοκληρωμένη εφαρμογή στις Η.Π.Α. το 1973 πραγματοποιήθηκε στην κλινική Mayo. Το 1974 ο καθηγητής βιοφυσικής και ακτινολογίας Robert Ledley (εικ.3) και η ομάδα του μετά από αρκετούς μήνες ολοκλήρωσε την κατασκευή του Αυτόματου Υπολογιστή Εγκάρσιου Αξονικού σαρωτή (ACTA) ( σύστημα 3<sup>ης</sup> γενεάς) ο οποίος μπορούσε να σαρώσει ολόκληρο το σώμα, ενώ ο σαρωτής της EMI (σύστημα 2<sup>ης</sup> γενεάς) μπορούσε να σαρώσει μόνο το κεφάλι. Το 1975 τα συστήματα 2<sup>ης</sup> και 3<sup>ης</sup> γενεάς γίνονται εμπορικά προσφέροντας δυνατότητα σάρωσης μιας τομής σε 5 sec. [6,7]



Εικόνα 3: Ο Robert Ledley στην έκθεση του αξονικού τομογράφου ολόκληρου σώματος ACTA στο Εθνικό Μουσείο Αμερικανικής Ιστορίας του Smithsonian  
Πηγή : The New York Times 25/07/2012

Το 1979 απονέμεται από κοινού το βραβείο Nobel στη Φυσιολογία ή την Ιατρική στους Cormack και Hounsfield για την ανάπτυξη της υποβοηθούμενης από υπολογιστή τομογραφίας (εικ.4). [8, 9]



Εικόνα 4: Ο Alan Mac Leod Cormack (αριστερά) και ο Godfrey Newbold Hounsfield (δεξιά) οι συνδημιουργοί της Υπολογιστικής Τομογραφίας  
Πηγή : Εγκυκλοπαίδεια Britannica

Τα επόμενα χρόνια η εξέλιξη στο τομέα αυτό της ιατρικής απεικόνισης είναι ραγδαία και ολοένα περισσότεροι μαθηματικοί, φυσικοί και ιατροί ασχολήθηκαν με την αξονική τομογραφία. Το 1981 η σάρωση μιας τομής διαρκεί μόλις 3 sec και τα επόμενα χρόνια πάνω από 800 συστήματα CT Scan είναι πλέον διαθέσιμα στις Η.Π.Α. Ο Willi Kalender, ιατρός φυσικός, εργάστηκε στα ερευνητικά εργαστήρια της Siemens Medical Systems από το 1979- 1995 και ασχολήθηκε κυρίως με ανάπτυξη και την εισαγωγή της ογκομετρικής σπειροειδούς αξονικής τομογραφίας. Ο Kalender συμμετείχε στην ανάπτυξη των πρώτων αξονικών τομογράφων διπλής ενέργειας το 1983 και σε μελέτες για τρόπους μείωσης artifacts που προκαλούνται από τα μεταλλικά εμφυτεύματα των εξεταζομένων (MAR) το 1987. [9]

Το 1989 ο Kalender παρουσίασε στο RSNA (Radiological Society of North America) τις πρώτες κλινικές μελέτες σπειροειδούς CT (εικ. 5) στον κόσμο. Ο συνδυασμός της συνεχούς λήψης και μετάδοσης δεδομένων βάσει ενός δακτυλίου ολίσθησης και η συνεχής μετάφραση αυτών των δεδομένων οδήγησε σε σημαντική μείωση του χρόνου εξέτασης, σε ουσιαστική μείωση των τεχνουργημάτων κίνησης και η ποιότητα της εικόνας βελτιώθηκε σημαντικά παρέχοντας ιστροπική χωρική ανάλυση. [9]

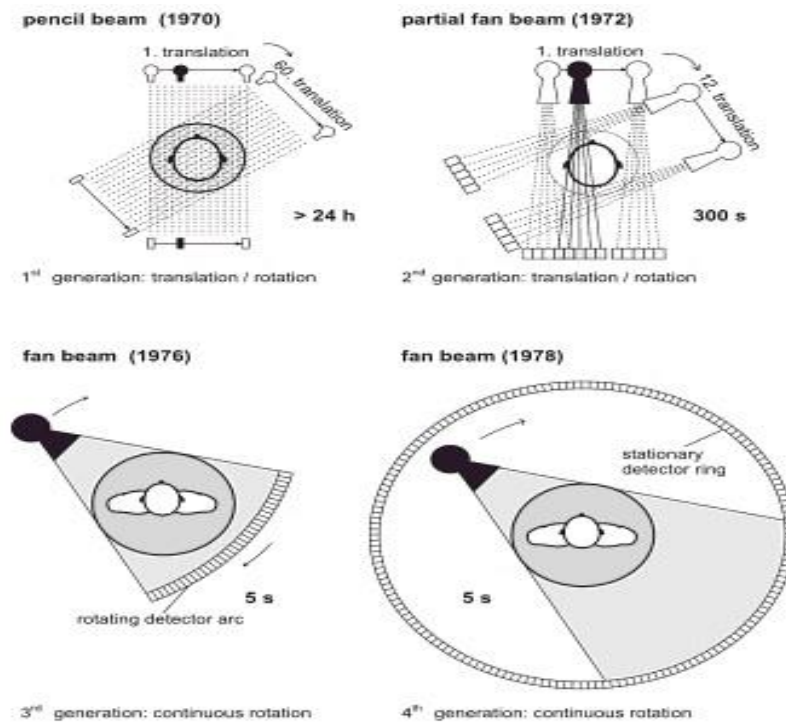


Εικόνα 5: Αναπαράσταση Axial και Spiral CT  
Πηγή : Radiology, Vol 273, No 3-24/08/2015

Το 1998 τα πρώτα συστήματα πολλαπλών τομών (4 τομές) κάνουν την εμφάνισή τους στην αγορά κι ένα χρόνο αργότερα, το 1999 ο σωματιδιακός φυσικός David Townsend και ο ηλεκτρολόγος μηχανικός Ronald Nutt ανέπτυξαν το πρώτο υβριδικό σύστημα PET-CT αλλάζοντας την προοπτική της διάγνωσης του καρκίνου [10]. Από το 2002 συστήματα πολλαπλών σαρώσεων (8, 16 τομές) κάνουν την εμφάνισή τους στη παγκόσμια αγορά τα οποία συνεχώς εξελίσσονται. Η συνεχόμενη πρόοδος της τεχνολογίας οδήγησε στη μεγάλη διαθεσιμότητα νέας γενιάς αξονικών τομογράφων (64 τομές) με αποτέλεσμα την αναβάθμιση της απεικόνισης και τη μείωση της δόσης για τον ασθενή. Η ελικοειδής αξονική τομογραφία (spiral CT) προσφέρει τη δυνατότητα ανασύνθεσης εικόνων και με την εισαγωγή των Πολυτομικών Αξονικών Τομογράφων (Multi-Section Computed Tomography, MSCT) αποτέλεσε ένα από τα σημαντικότερα βήματα προόδου στον απεικονιστικό τομέα. Εντυπωσιακές βελτιώσεις έχουν επιτευχθεί στην κάλυψη σάρωσης, στη χωρική και χρονική διακριτική ικανότητα και στη σκιαγραφική αντίθεση. Συγχρόνως, η ασφάλεια του ασθενούς έχει αυξηθεί εντυπωσιακά με την εφαρμογή τεχνικών μείωσης της δόσης έκθεσης και σύμφωνα με πρόσφατες μελέτες, ακόμα μεγαλύτερη μείωση δόσης έκθεσης θα μπορούσε να επιτευχθεί στο κοντινό μέλλον.

### 1.3.ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΣΑΡΩΣΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

#### ΓΕΝΕΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ



Εικόνα 6: Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας της 1<sup>ης</sup>, 2<sup>ης</sup>, 3<sup>ης</sup>, 4<sup>ης</sup> γενιάς υπολογιστικών τομογράφων

#### 1.3.α. 1<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ

Στον υπολογιστικό τομογράφο της πρώτης γενιάς υπάρχει ένας ανιχνευτής ακτινοβολίας-Χ (detector), ο οποίος είναι σταθερά συνδεδεμένος με την λυχνία των ακτίνων-Χ ώστε να κινούνται συγχρόνως γραμμικά σε σχέση με τον ασθενή. Η δέσμη της ακτινοβολίας είναι πολύ λεπτή ( pencil beam). Για την απόκτηση των απαραίτητων πληροφοριών η διαδικασία της μετατόπισης και της ταυτόχρονης περιστροφής της λυχνίας γινόταν μέχρι να ολοκληρωθεί περιστροφή γωνίας 180° γύρω από το εξεταζόμενο σώμα. Η διαδικασία αυτή ήταν χρονοβόρα για την απόκτηση μιας τομής γιατί η μετατόπιση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή γινόταν ανά 1° και χρησιμοποιήθηκε αποκλειστικά για την απεικόνιση του εγκεφάλου [11,12,13].

#### 1.3.β. 2<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ

Στους υπολογιστικούς τομογράφους δεύτερης γενιάς ο αριθμός των ανιχνευτών αυξήθηκε σε 5-50, οι οποίοι τοποθετούνται ο ένας δίπλα στον άλλον και με την ίδια ακριβώς σειρά



λυχνίας και ανιχνευτών με αυτή της πρώτης γενιάς. Με τη δέσμη της ακτινοβολίας που ήταν τύπου βεντάλιας ( fan beam) μειώθηκε ο αριθμός των βημάτων και η σάρωση γινόταν ανά 10°. Επομένως μειώθηκε και ο χρόνος σάρωσης μιας τομής σε 20sec περίπου, χρόνος κατά τον οποίο ο ασθενής μπορεί να κρατά την αναπνοή του για τη διενέργεια της εξέτασης ενώ παράλληλα αυξήθηκε η επιφάνεια της σάρωσης[11,12,13].

### **1.3.γ. 3<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ**

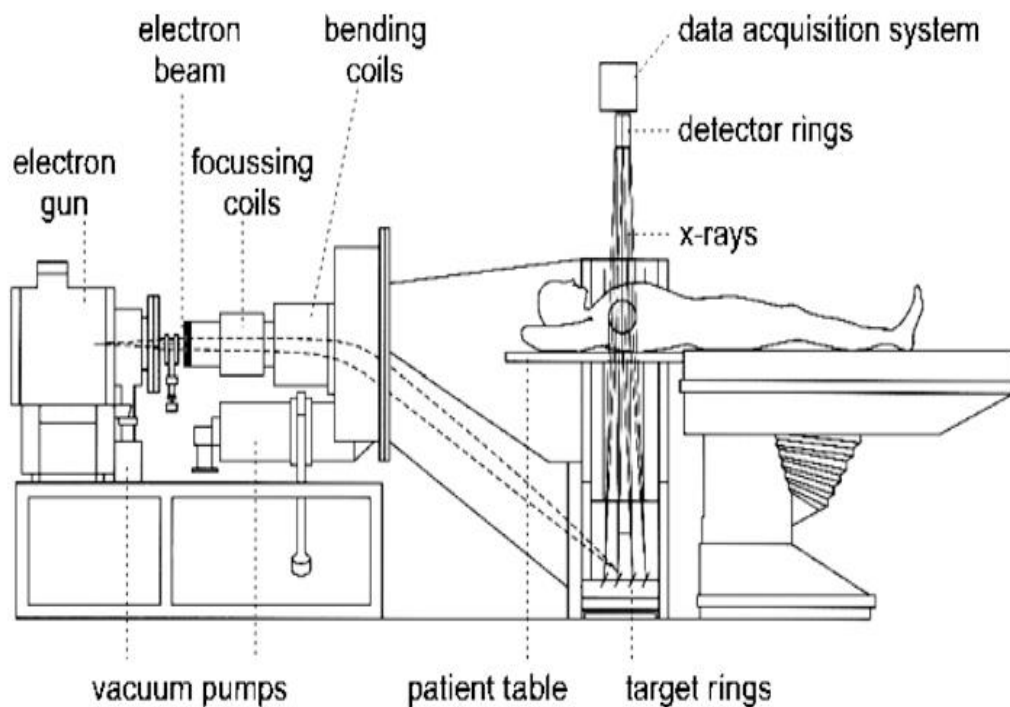
Στη γενιά αυτή των αξονικών τομογράφων το πλήθος των ανιχνευτών ήταν 800-1000 στη γωνία που ακτινοβολεί η λυχνία (fan angle) και το εύρος της δέσμης τύπου βεντάλιας ( fan beam) αυξήθηκε στις 40°, μειώνοντας το χρόνο σάρωσης σε 1sec-10sec. Αυτή η γεωμετρική κατασκευή λυχνίας κι ανιχνευτών έχει σταθερό σχήμα και περιφέρεται γύρω από τον ασθενή διαγράφοντας γωνία 360° ( σύστημα RR: rotate-rotate). Η γεωμετρική μεγένθυση επέτρεψε στη διάταξη λυχνίας- ανιχνευτών ενώ είναι σταθερή να αλλάξει η απόσταση της ακτινολογικής λυχνίας και του άξονα περιστροφής. Αυτό έκανε δυνατή την εξέταση οργάνων μικρής ή μεγάλης διαμέτρου αξιοποιώντας όλο το πλήθος των ανιχνευτών [11,12,13].

### **1.3.δ. 4<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ**

Σε αυτή τη γενιά Υ.Τ. η λυχνία κινείται περιστροφικά και οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι σε κυκλική αλλά σταθερή διάταξη γύρω από τον ασθενή (σύστημα RS: rotate-stationary) και το πλήθος τους φτάνει και τις 5000. Αυτή η κατασκευή βελτιώνει το χρόνο περιστροφής της λυχνίας με υψηλότερη ταχύτητα και κατά συνέπεια μειώνει το χρόνο σάρωσης σε 1sec-3sec, βελτιώνοντας ταυτόχρονα την ποιότητα της εικόνας και ελαχιστοποιώντας τη δόση ακτινοβολίας που προσλαμβάνει ο εξεταζόμενος [11,12,13].

### **1.3.ε. 5<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ**

Αυτή η γενιά των Υπολογιστικών τομογράφων στηρίζεται στην παραγωγή δέσμης ηλεκτρονίων (Electron Beam Computed Tomography - EBCT). Η δέσμη αυτή εστιάζεται, επιταχύνεται και οδηγείται μέσω των πηνίων στις “ανόδους” (target rings) με στόχο τη λήψη πολλαπλών τομών (εικ. 7). Με αυτού του είδους την τεχνολογία ο χρόνος σάρωσης είναι 50ms και επιτυγχάνεται λήψη 17 τομών ανά/sec . Αυτοί οι Υ.Τ. βελτιώνουν κατά πολύ τη διαγνωστική αξία όσον αφορά τη λειτουργία, την ανατομία και την ανάλυση της αιματικής ροής και χρησιμοποιήθηκε αποκλειστικά για την καρδιακή απεικόνιση[11,12,13].



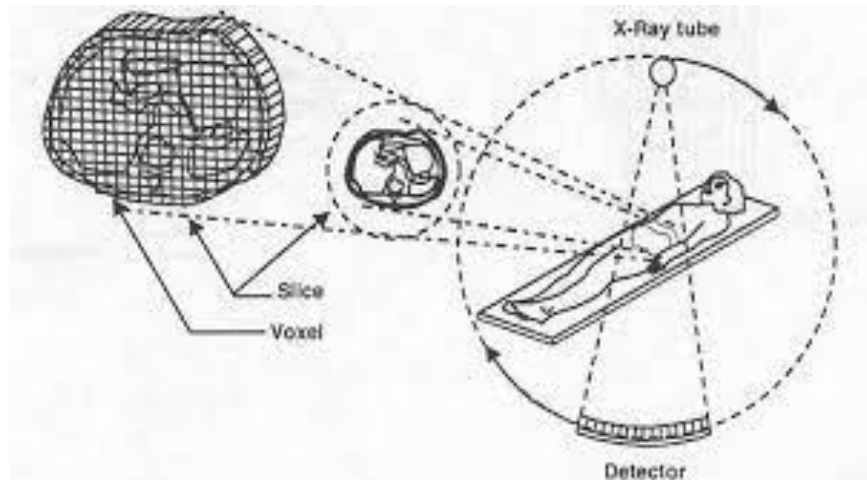
Εικόνα 7: Σχηματική αναπαράσταση Υπολογιστικού τομογράφου 5<sup>ης</sup> γενιάς  
 Πηγή: : W. Kalender, published 07/07/2006, Medicine, Physics in Medicine & Biology

### 1.3.στ. 6<sup>ης</sup> ΓΕΝΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ

Ο Υπολογιστικός τομογράφος με ελικοειδή σάρωση είναι ο αντιπρόσωπος αυτής της γενιάς μηχανημάτων ο οποίος καταφέρει ταυτόχρονη κίνηση εξεταστικής τράπεζας ( κατά τον άξονα z), ενώ η λυχνία κινείται γύρω από την περιοχή ενδιαφέροντος και συλλογή δεδομένων απεικόνισης. Με τον τρόπο αυτό βελτιώνεται η απόδοση σάρωσης (scanning efficiency) σε μεγαλύτερο τμήμα του σώματος του εξεταζόμενου και σε χρονικό διάστημα 0,5sec. Επειδή η συλλογή των δεδομένων είναι συνεχής δίνεται η δυνατότητα επεξεργασίας τους και η ανακατασκευή εικόνων σε οβελιαίο, σε στεφανιαίο επίπεδο αλλά και η ανασύνθεση αυτών για την τρισδιάστατη (3D) απεικόνιση της εξεταζόμενης περιοχής.

Από το 1989 κι έπειτα η ελικοειδής σάρωση οδήγησε στην Multi-Slice Computed Tomography- MSCT ( πολυτομικοί CT), στους Dual Source Computed Tomography – DSCT (διπλής πηγής CT) , στους Dual energy Single or Dual Source CT ( διπλής ενέργειας μονής ή διπλής πηγής), στον Wide Cone beam CT (ευρέος κώνου CT), στην PET/CT απεικόνιση (συνδυασμός δύο μεθόδων απεικόνισης) και θα ακολουθήσει ακόμη μεγαλύτερη εξέλιξη τα επόμενα χρόνια εφόσον η ζήτηση τέτοιου είδους εξετάσεων ολοένα αυξάνεται και πολύ σοβαρά ιατρικά προβλήματα μπορούν να επιλυθούν με αυτού του είδους την τεχνολογία [12,13].

#### 1.4.ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ- ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ



Εικόνα 8: Σχηματική αναπαράσταση λήψης αξονικής τομογραφίας  
Πηγή : <https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/MED926>

Η Αξονική τομογραφία βασίζεται στη λήψη εγκάρσιων τομών της υπό ακτινοβολία περιοχής του εξεταζόμενου σώματος. Οι εικόνες που καταγράφονται είναι αποτέλεσμα της εξασθένησης των ακτίνων-Χ στην περιοχή που διαπερνούν ενώ η λυχνία ακτίνων-Χ περιστρέφεται γύρω από την εξεταζόμενη περιοχή και η εξεταστική τράπεζα κινείται κατά τον επιμήκη άξονα z αυτού (εικ. 8)

Η δέσμη της ακτινοβολίας διαπερνά το εξεταζόμενο σώμα και εξέρχεται ασθενέστερη λόγω της ενέργειας που απορροφούν οι διάφοροι ιστοί του σώματος εξαιτίας του διαφορετικού συντελεστή εξασθένησης των ιστών αυτών. Η εξασθένηση αυτής της δέσμης καταγράφεται από τους ειδικούς ανιχνευτές ( detectors) και οι οποίοι είναι τοποθετημένοι αντιδιαμετρικά της ακτινολογικής λυχνίας και δίνεται από τον ακόλουθο τύπο:

$$I=I_0 e^{-(\mu_1+\mu_2+\dots+\mu_n)x}$$

όπου:  $I_0$  η ένταση της δέσμης που εισέρχεται στο voxel,

$I$  η ένταση της δέσμης που εξέρχεται,

$x$  το πάχος τομής

$\mu$  ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του ιστού για τη συγκεκριμένη ενέργεια των ακτίνων-Χ που βρίσκεται στον στοιχειώδη όγκο και είναι εξαρτώμενος από την ένταση της ενέργειας των ακτίνων-Χ και την πυκνότητα του εκάστοτε ιστού.

$\mu_1+\mu_2+\dots+\mu_n$  το άθροισμα των γραμμικών συντελεστών των ιστών

Στους ανιχνευτές γίνεται η μετατροπή των ακτίνων Χ σε ηλεκτρικά σήματα τα οποία μεταφέρονται μέσω ειδικών ηλεκτρονικών διατάξεων σε κωδικοποιημένη πλέον μορφή στον Η/Υ. Ο Η/Υ επεξεργάζεται τα δεδομένα αυτά και ανασυνθέτει τις εικόνες που παράγονται για την κλινική αξιολόγηση, οι οποίες απεικονίζονται σε μια οθόνη (monitor) και δεν επηρεάζονται από τις ιδιότητες όμορων περιοχών του εξεταζόμενου σώματος. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την απεικόνιση διαφορετικών βαθμών αντίθεσης ανά τομή με περιορισμό μόνο το πάχος αυτής.[11,12,13,14,17,18]

Η ανακατασκευή της εικόνας απαιτεί τον υπολογισμό όλων των συντελεστών εξασθένησης από τα στοιχειώδη στοιχεία (pixels) που περιλαμβάνονται σε κάθε τομή καθώς και τη μαθηματική επεξεργασία της κατανομής τους (αλγόριθμος). Η μήτρα ανακατασκευής της εικόνας (reconstruction matrix) ορίζεται από το σύνολο αυτών των εικονοστοιχείων που αποθηκεύονται στον Η/Υ. Η βασική μονάδα σύνθεσης ονομάζεται στοιχειώδης κυψέλη (volume element – voxel) και πολλές μαζί συνθέτουν την τομή (slice) στο επίπεδο του οργάνου που εξετάζεται.

Διάφορες μαθηματικές μέθοδοι χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της εικόνας, όπως η αλγεβρική μέθοδος, η μέθοδος οπισθοπροβολής, κ.λ.π. Τα σύγχρονα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας χρησιμοποιούν τη μέθοδο οπισθοπροβολής για τη δημιουργία της εικόνας και αρχικά δημιουργείται ένας πίνακας με τετράγωνα στη μνήμη του υπολογιστή. Το καθένα από αυτά τα τετράγωνα περιλαμβάνει το σύνολο των μετρήσεων που διασταυρώνονται σε αυτό και είναι ανάλογο στο άθροισμα των συντελεστών εξασθένησης ( $\mu$ ) της δέσμης που διαπερνά [15]. Τελικά προκύπτει ένας πίνακας που περιέχει τους όλους τους γραμμικούς συντελεστές  $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$  των αντίστοιχων voxels και αυτός ονομάζεται πίνακας ανακατασκευασμένης εικόνας. Από αυτές τις τιμές των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης  $\mu_i$ , υπολογίζεται ένας σχετικός συντελεστής που ονομάζεται αριθμός CT (CT number) ο οποίος δίνεται από τη σχέση:

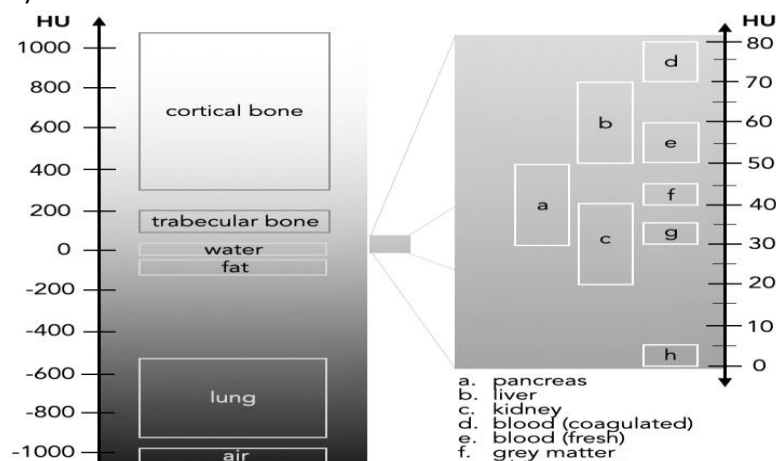
$$\text{αριθμός CT} = 1000 (\mu_i - \mu_w) / \mu_w$$

όπου:  $\mu_i$  είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης κάθε voxel

$\mu_w$  είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού

**αριθμοί CT** εκφράζονται σε Hounsfield Units (HU).

Η ακόλουθη κλίμακα των αριθμών CT είναι το σύνολο των αποτελεσμάτων αυτών των μετρήσεων (εικ. 9):

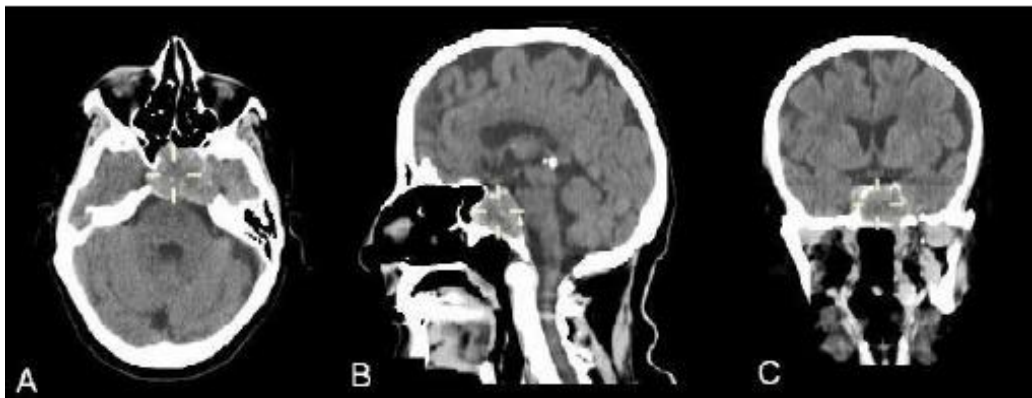


Εικόνα 9: Πίνακας Hounsfield Units

Πηγή : <https://litfl.com/abdominal-ct-attenuation/>

Σε κάθε στοιχείο (τετράγωνο) του πίνακα ανακατασκευής της εικόνας αντιστοιχεί μόνο ένας αριθμός CT (HU). Το σύνολο των αριθμών αυτών αποτελεί τη ζητούμενη εικόνα. Ο πίνακας όλων αυτών των αριθμών CT (HU) μετατρέπεται στην εικόνα που εμφανίζεται στο monitor,

το οποίο απαρτίζεται από τόσα στοιχειώδη τετράγωνα όσα έχει και ο πίνακας ανακατασκευής και είναι τα γνωστά μας pixels (picture elements). Το κάθε pixel έχει την τιμή HU του αντίστοιχου voxel και σε κάθε αριθμό CT (HU) αντιστοιχεί ένας συγκεκριμένος τόνος του γκρι. Επομένως ο πίνακας ανακατασκευής της εικόνας μετατρέπεται από μια σειρά αριθμών σε μια ποικιλία τόνων (αποχρώσεων) του γκρι και κατά συνέπεια σε μια ορατή ασπρόμαυρη εικόνα. Το +1.000 (οστά) αντιστοιχεί στο άσπρο και το -1.000 (αέρας) αντιστοιχεί στο μαύρο, επομένως στην οθόνη τα οστά θα φανούν λευκά λόγω υψηλής πυκνότητας και ο αέρας μαύρος. Οι αρχικές εικόνες που ανασυντίθενται από τα ακατέργαστα δεδομένα είναι εγκάρσιες (εικ.10 A) και με τη χρήση ειδικών αλγορίθμων μπορούν να ανασκευαστούν υπολογιστικά οβελιαίες (εικ.10 B) και στεφανιαίες τομές (εικ.10 C) και με τους πιο σύγχρονους αξονικούς τομογράφους οι δυνατότητες ανασύνθεσης εικόνων γίνεται πολύ πιο γρήγορα και με περισσότερες δυνατότητες επεξεργασίας (3D, αγγειογραφικά δέντρα, MIP, MPR,... [11,12,17,18, 19,21].

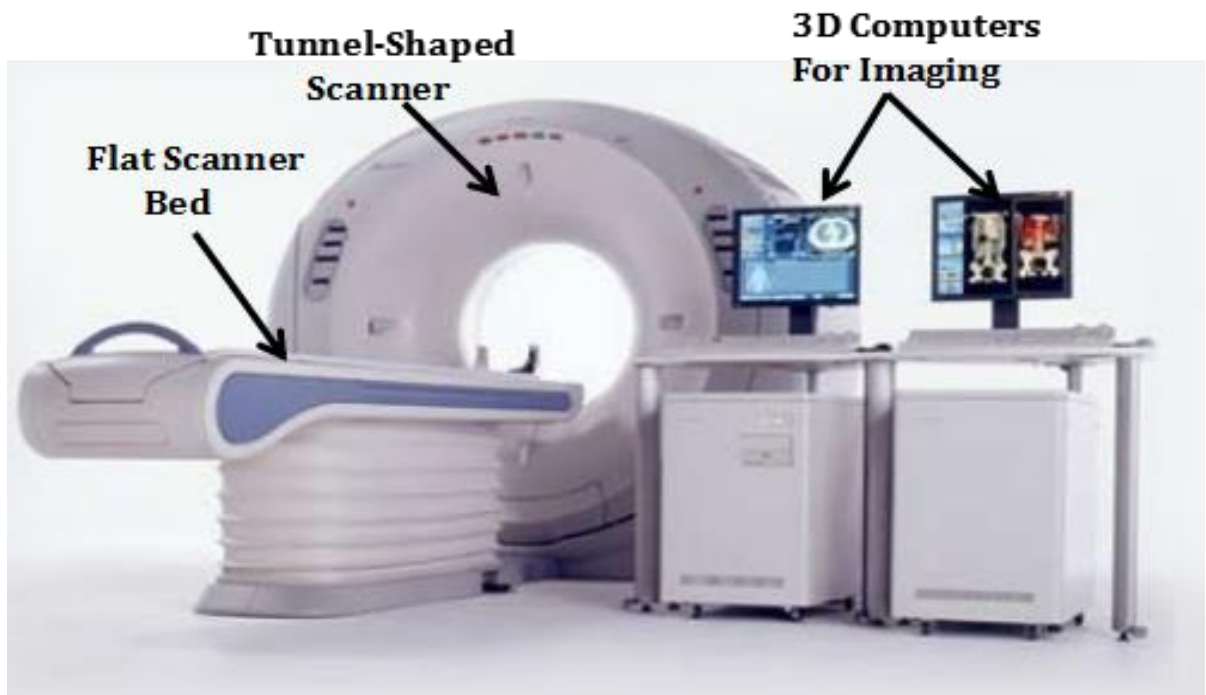


Εικόνα 10: A. εγκάρσια τομή εγκεφάλου, B. οβελιαία τομή εγκεφάλου, C. στεφανιαία τομή εγκεφάλου

Πηγή: <https://www.researchgate.net/figure>

Το εύρος των αριθμών CT (HU) ποικίλει και είναι ανάλογο του διαθέσιμου βάθους μνήμης (bits per pixel) του εκάστοτε υπολογιστικού συστήματος π.χ. από - 1024 ως 3071 HU για βάθος μνήμης 12 bits. Επίσης είναι γνωστό ότι το ανθρώπινο μάτι διακρίνει περιορισμένο αριθμό αποχρώσεων της κλίμακας του γκρι (περίπου 40 – 100 ανάλογα με τις συνθήκες παρατήρησης) κι επομένως δεν τίθεται θέμα πλήρους αντιστοίχισης όλων των αριθμών CT με το διαθέσιμο εύρος των αποχρώσεων του γκρι, γιατί δεν είναι δυνατή η διάκριση των αποχρώσεων μεταξύ ανατομικών δομών με πολύ μικρή διαφορά πυκνοτήτων. Έτσι απεικονίζεται μέρος της κλίμακας των πυκνοτήτων, το οποίο αποκαλείται «παράθυρο» (window) και το οποίο ορίζεται από το «εύρος» του (width), που αναφέρεται στην αντίθεση της εικόνας και από το «επίπεδό» του ή «κέντρο» (level, center), από το οποίο επηρεάζεται η φωτεινότητα της εικόνας ως προς το κέντρο της επιλεγμένης κλίμακας. Το παράθυρο καθορίζεται αυτόματα με την επιλογή του πρωτοκόλλου απεικόνισης και ο ακτινοτεχνολόγος μπορεί να το μεταβάλλει χειροκίνητα εφόσον χρειαστεί. [ 12,17,18,19, 20]

## 2. ΒΑΣΙΚΑ ΜΕΡΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ



Εικόνα 11: Το hardware τμήμα ενός CT

Πηγή: <http://www.shreejiscan.in/products.aspx?id=2>

Ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας αποτελείται από διάφορα στοιχεία κι εξαρτήματα που σκοπό έχουν την καλύτερη δυνατή απεικόνιση με τη μικρότερη δυνατή επιβάρυνση για τον εξεταζόμενο. Όλοι όμως οι υπολογιστικοί τομογράφοι έχουν κοινά μέρη :

- ένα σκελετό σάρωσης (gantry)
- τη λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ
- τους κατευθυντήρες (collimators)
- τους ανιχνευτές (detectors)
- την εξεταστική τράπεζα
- το σύστημα απόκτησης κι επεξεργασίας δεδομένων (data acquisition system-DAS)
- τον Η/Υ με τις περιφερειακές του μονάδες [11]

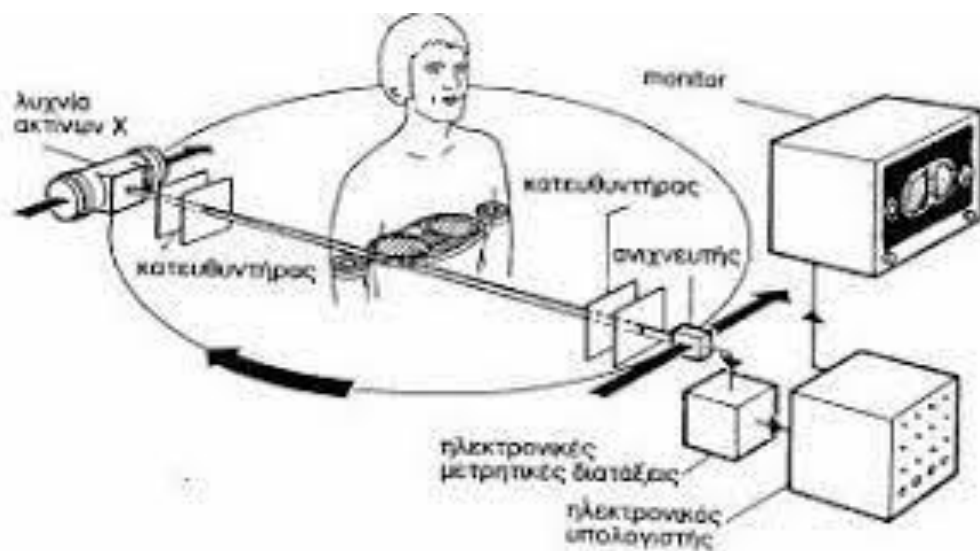
### 2.α. Ο ΣΚΕΛΕΤΟΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

Το **gantry** έχει σχήμα δακτυλίου και μέσα σε αυτό περιέχονται όλα τα εξαρτήματα που απαιτούνται για την παραγωγή κι ανίχνευση των ακτίνων-Χ. Λειτουργεί περιστροφικά και μπορεί να κλίνει μπροστά ή πίσω ώστε να προσαρμόζεται στις ανάγκες του κάθε εξεταζόμενου (εύρος κλίσης από  $-30^{\circ}$  έως  $+30^{\circ}$ ). Στο κέντρο του gantry υπάρχει μια οπή διαμέτρου 60cm-80cm (ανάλογα με το μοντέλο του CT ) μέσα από την οποία διέρχεται το

εξεταστικό τραπέζι κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Δεξιά κι αριστερά της οπής, στην πρόσθια επιφάνεια υπάρχει χειριστήριο για την τοποθέτηση του εξεταζόμενου. Στον εσωτερικό δακτύλιο είναι τοποθετημένα laser τα οποία χρησιμοποιούνται για την σωστή επικέντρωση του εξεταζόμενου και στα τρία επίπεδα (axial-sagittal-coronal) κι ένα μικρόφωνο που είναι ο τρόπος επικοινωνίας του εξεταζόμενου με τον χειριστή του μηχανήματος και το αντίθετο. Σε νεώτερα μοντέλα CT υπάρχει στο πάνω εσωτερικά τμήμα της οπής του gantry και κάμερα παρακολούθησης του εξεταζόμενου.

Μέσα στο gantry βρίσκεται μία γεννήτρια (μικρή σε όγκο για να χωράει) η οποία παράγει υψηλή τάση 60-160kV και τα συστήματα ψύξης, τα οποία βοηθούν στη ρύθμιση της θερμοκρασίας της λυχνίας ( συνήθως είναι αερόψυκτα).

Η λυχνία και οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι σε έναν αστάλινο δακτύλιο, ο οποίος περιστρέφεται και κινείται μέσα στο gantry (εικ.11) του αξονικού τομογράφου. Το gantry έχει στο κέντρο του μια μεγάλη οπή (διαμέτρου 60cm-80cm), μέσα από στην οποία κινείται η εξεταστική τράπεζα κι έχει τη δυνατότητα να κινείται και κατά τον οριζόντιο και κατά τον κάθετο άξονα. Με τον τρόπο αυτό ο ασθενής μετακινείται στο άνοιγμα και ακτινοβολείται κατά τη διάρκεια της εξέτασης, αλλά και διευκολύνεται η κάθοδός του από την τράπεζα μετά το πέρας της εξέτασης. Το gantry του υπολογιστικού τομογράφου μπορεί να λάβει κεκλιμένη θέση μόνο κατά τον επιμήκη άξονα του σώματος του ασθενή. Αυτό κάνει εφικτή εκτός από τη λήψη εγκάρσιων τομών και τη λήψη πλάγιων τομών ( $\pm 30^\circ$ ). Επίσης στην εικ.11 παρουσιάζεται και η κονσόλα χειρισμού και ελέγχου στην οποία βρίσκονται οι Η/Υ του συστήματος.[11,12,13,18,19]



Εικόνα 12: Σχηματική αναπαράσταση αξονικού τομογράφου

Πηγή: [https://biomig.ntua.gr/courses/biom\\_eng\\_med\\_signal\\_analysis](https://biomig.ntua.gr/courses/biom_eng_med_signal_analysis)

## **2.β. Η ΛΥΧΝΙΑ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ-Χ**

Οι λυχνίες παραγωγής ακτίνων-Χ στους σύγχρονους αξονικούς τομογράφους εκπέμπουν πολυενεργειακή δέσμη κατά την εκπομπή της οποίας παράγεται υψηλό θερμικό φορτίο, λόγω της λήψης πολλαπλών τομών σε πολύ μικρό χρόνο. Για το λόγο αυτό η άνοδος κάθε λυχνίας πρέπει να έχει μεγάλη θερμοχωρητικότητα ( η ενέργεια που χρειάζεται να θερμανθεί ή να ψυχθεί ένα σώμα)ώστε να αντέχει στην υψηλή θερμότητα που παράγεται. Τα σύγχρονα συστήματα αξονικής τομογραφίας έχουν θερμοχωρητικότητα από 3,5-7 MHU (Heat Units) και η άνοδός τους είναι κατασκευασμένη από κράμα βολφραμίου-ρηνίου για το σκοπό αυτό και για καλύτερη μηχανική αντοχή στις υψηλές θερμοκρασίες. Κατά τη λειτουργία της η άνοδος περιστρέφεται για να απάγει την παραγόμενη θερμότητα. Η ένταση της δέσμης ακτινοβολίας-Χ της λυχνίας πρέπει να είναι υψηλή και σταθερή στη διάρκεια διενέργειας της εξέτασης, για την αποφυγή σφαλμάτων στη διαδικασία των μαθηματικών υπολογισμών των γραμμικών συντελεστών εξασθένισης. Συνήθως η τάση κυμαίνεται σε 60-160 kVp. Οι παραγόμενες ακτίνες-Χ δεν έχουν όλες την ίδια ένταση και για το λόγω αυτό χρησιμοποιούνται φίλτρα (συνήθως δύο φίλτρα 2,5mm Al και 0,4mm Cu ) που είναι εγκατεστημένα στην έξοδο της δέσμης για την απορρόφηση των φωτονίων χαμηλής ενέργειας ,τα οποία απλώς αυξάνουν τη δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου και δε συμβάλλουν στο σχηματισμό της εικόνας. Οι λυχνίες ακτίνων-Χ συχνά αντικαθίστανται λόγω μεγάλης χρήσης και φθοράς των υλικών κατασκευής από την υπερθέρμανση.[11,12,13,18]

## **2.γ.ΟΙ ΚΑΤΕΥΘΥΝΤΗΡΕΣ**

Οι κατευθυντήρες (collimators) είναι ζεύγη μολύβδινων πλακών . Σε κάθε σύστημα αξονικού τομογράφου υπάρχουν συνήθως δύο κατευθυντήρες (εικ.12). Ο ένας είναι εγκατεστημένος στην έξοδο της λυχνίας και ρυθμίζει το σχήμα και το μέγεθος (σχήμα βεντάλιας) δέσμης ακτινοβολίας που εξέρχεται με στόχο τον περιορισμό της δόσης στον εξεταζόμενο και τη μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας μέσα στο σώμα του. Ο άλλος κατευθυντήρας τοποθετείται μπροστά από τους ανιχνευτές ελέγχοντας την ποιότητα της εικόνας CT καθώς περιορίζει τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία από την εξεταζόμενη ανατομική περιοχή και ορίζει το πάχος τομής για την απεικόνιση(πάχος voxel, από 0,35-10.0mm ) [21]. Ένας τρίτος κατευθυντήρας υπάρχει σε κάποιους σύγχρονους αξονικούς τομογράφους τοποθετημένος κάτω από τον εξεταζόμενο και πάνω από τον ανιχνευτή, γνωστός ως predetector collimator. Σκοπός αυτού του κατευθυντήρα είναι η ρύθμιση του πλάτους της δέσμης ακτινοβολίας που περνάει από το εξεταζόμενο σώμα, με βασικό στόχο την αποτροπή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας να καταγραφεί στον ανιχνευτή.[11,12,13,18,21]



## 2.δ. ΟΙ ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ

Οι σύγχρονοι αξονικοί τομογράφοι έχουν εγκατεστημένα δύο είδη ανιχνευτών:

- I. τους ανιχνευτές ιοντισμού με αέριο
- II. τους ανιχνευτές σπινθηρισμών ή ανιχνευτές στερεάς κατάστασης

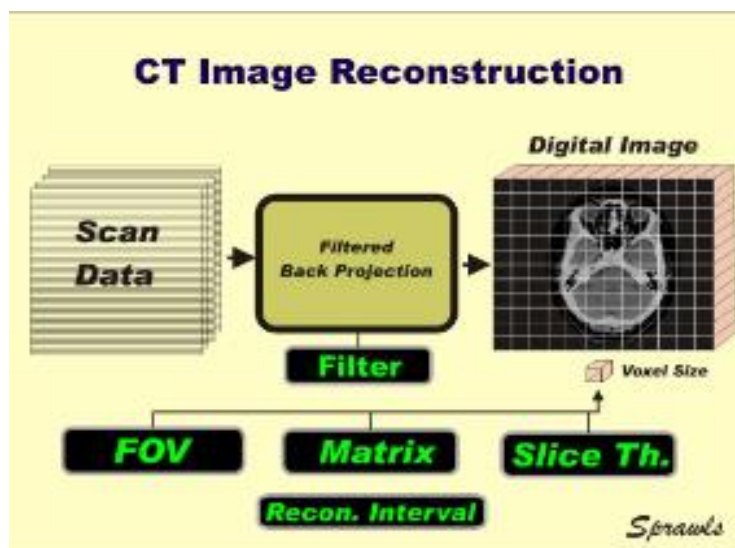
Οι ανιχνευτές ιοντισμού στηρίζονται στο φαινόμενο του ιοντισμού που προκαλούν οι ακτίνες-Χ σε αέριο, δηλαδή στην παραγωγή θετικών και αρνητικών ιόντων (παράγεται ηλεκτρικό ρεύμα=Raw Data). Έχουν χαμηλό κόστος τους, σταθερότητα στις μετρήσεις αλλά και η απόδοσή τους είναι χαμηλή. Κατασκευάζονται από Βολφράμιο (W) ενώ το αέριο που χρησιμοποιείται είναι το Ξένο (Xe) και οι πλάκες του βολφραμίου είναι τοποθετημένες η μία δίπλα στην άλλη για να απορροφούν τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία.

Οι ανιχνευτές σπινθηρισμών ή αλλιώς ανιχνευτές στερεάς κατάστασης (solid detectors) αποτελούνται από ένα σύνολο σπινθηριστών συνδεδεμένων με φωτοπολλαπλασιαστές ή με φωτοδιόδους και κατασκευάζονται από υλικά που εμφανίζουν φθορισμό (NaI-Ιωδιούχο Νάτριο, CsI- Ιωδιούχο Καίσιο, CaF<sub>2</sub>- Φθοριούχο Ασβέστιο, CdWO<sub>4</sub>-Βολφραμικό Κάδμιο, BGO-Οξείδιο του Γερμανικού Βισμούθιου,...) και κεραμικά υλικά που έχουν ως βάση οξείδια σπάνιων γαιών. Η παραγωγή κι εκπομπή φωτός του σπινθηριστή μετατρέπεται από τη φωτοδίοδο ( διάταξη ημιαγωγών) σε ηλεκτρικό ρεύμα, το οποίο ενισχύεται στους φωτοπολλαπλασιαστές και διοχετεύεται στο υπολογιστή για επεξεργασία.[21]

Το βασικό τους πλεονέκτημα είναι ότι κατασκευάζονται σε οποιοδήποτε σχήμα ή μέγεθος κι έχουν πολύ υψηλές αποδόσεις αλλά χρειάζονται συνεχώς ρύθμιση επειδή διαθέτουν περιορισμένη γραμμικότητα της απόκρισής τους [11,12,13,18].

## 2.ε. ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΠΟΚΤΗΣΗΣ ΚΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ( DATA ACQUISITION SYSTEM-DAS)

Το σύστημα απόκτησης δεδομένων (DAS) είναι η διάταξη ενίσχυσης των ηλεκτρικών σημάτων που μετρούν οι ανιχνευτές από την εξερχόμενη δέσμη και μετατρέπει το αναλογικό σήμα των ανιχνευτών σε ψηφιακό (εικ.13), δηλαδή σε δεδομένα προς επεξεργασία από τον υπολογιστή του συστήματος ώστε να γίνει η ανασύνθεση της διαγνωστικής εικόνας. Στην πραγματικότητα είναι μια ηλεκτρονική διάταξη ψηφιοποίησης των δεδομένων. Η ειδική ηλεκτρονική αυτή διάταξη (Analog to Digital Converters-ADC) μεταφράζει το αναλογικό σήμα σε αριθμούς στο δυαδικό σύστημα, δηλαδή σε ψηφία που παίρνουν μόνο τιμές του 0 και του 1 και τα ψηφία αυτά ονομάζονται bits. Το 1bit αποτελεί μονάδα χωρητικότητας ψηφιακής μνήμης (8bit=1byte). .[11,12,13,118]



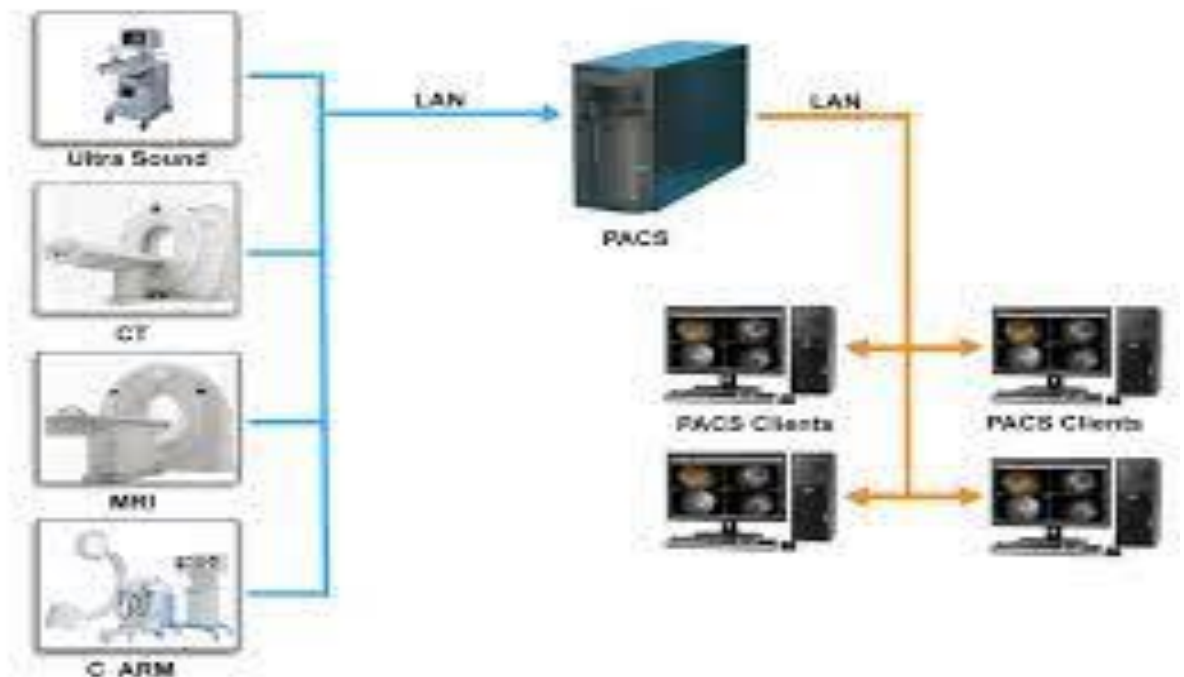
Εικόνα 13: Στάδια ανακατασκευής υπολογιστικής εικόνας  
 Πηγή: Sprawls educational foundation (sprawls.org)

## 2.στ. Ο Η/Υ ΚΑΙ ΟΙ ΠΕΡΙΦΕΡΕΙΑΚΕΣ ΜΟΝΑΔΕΣ ΤΟΥ

Ο Ηλεκτρονικός Υπολογιστής ελέγχει το σύνολο των διαδικασιών που εκτελεί ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας και σε αυτές συμπεριλαμβάνονται τόσο οι συνθήκες λειτουργίας της λυχνίας ακτίνων-Χ, όσο και ο τρόπος μετακίνησης του εξεταστικού τραπεζιού, το σύστημα απόκτησης των ακατέργαστων πληροφοριών, η ψηφιοποίηση των σημάτων των ανιχνευτών, καθώς και ο χώρος που αποθηκεύονται τα δεδομένα της εξέτασης. Με την επιλογή του πρωτοκόλλου κάθε εξέτασης από τον Η/Υ επιλέγονται συγκεκριμένα στοιχεία για κάθε σάρωση (kVp, mAs). Κατόπιν συλλέγει τα ψηφιακά σήματα και αφού γίνει αποθήκευση αυτών ακολουθεί η επεξεργασία με χρήση αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας. Διαθέσιμα είναι και διάφορα μαθηματικά φίλτρα που βελτιώνουν την εικόνα και κάποια άλλα που ελέγχουν την ποιότητα της εικόνας πραγματοποιώντας τις κατάλληλες ρυθμίσεις(εικ.14).

Η τράπεζα χειρισμού που αποτελείται από μία ή περισσότερες οθόνες, τον Η/Υ, το πληκτρολόγιο και ό,τι άλλο υπάρχει στο εκάστοτε μηχάνημα κι είναι αυτή από την οποία ρυθμίζονται όλες οι διαδικασίες (κίνηση τράπεζας, ρυθμίσεις πρωτοκόλλων και στοιχείων ακτινοβόλησης, λήψη κι επεξεργασία των δεδομένων) και οι εντολές σχετικά με την εξέταση.

Η λήψη των αναλογικών δεδομένων από τον κύριο υπολογιστή μεταφέρονται στο σύστημα επεξεργασίας στο οποίο μετατρέπονται σε ψηφιακό με τη βοήθεια των κατάλληλων αλγορίθμων και με αυτόν τον τρόπο η εικόνα αποθηκεύεται στη μνήμη του επεξεργαστή ως μια ψηφιακή εικόνα.



Εικόνα 14: Αναπαράσταση ενός συστήματος PACS που αναφέρεται σε όλα τα βασικά modalities ενός διαγνωστικού τμήματος  
 Πηγή:<http://www.apttsoft.com/pacs.html>

Ο χειριστής αυτών των δεδομένων έχει στη διάθεσή του τα δεδομένα (Data) να τα διαχειριστεί με ποικίλους τρόπους( ανάλογα με το μοντέλο του μηχανήματος) για να βελτιώσει την ποιότητα της εικόνας, να προβεί σε νέες ανασυνθέσεις που θα βοηθήσουν στην ορθότερη γνωμάτευση, κ.α. Στη συνέχεια μετατρέπεται η ψηφιακή αυτή εικόνα σε αναλογική και είναι πλέον διαθέσιμη η προβολή της σε οποιονδήποτε είναι συνδεδεμένος με το σύστημα Η/Υ του αξονικού τομογράφου και μπορεί να εκτυπωθεί με όποιο από τους γνωστούς τρόπους( CD, DVD, Video, film, σε χαρτί) διαθέτει το απεικονιστικό τμήμα.(εικ.14) [11,12,13,18]

### 3. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ (Artifacts)

Ως τεχνικό σφάλμα ή ψευδένδειξη ορίζεται οποιασδήποτε μορφής διαφοροποίηση της εικόνας από την ορθή απεικόνιση των ανατομικών δομών του ανθρώπινου σώματος και η οποία μπορεί να μιμηθεί παθολογία. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα είτε ψευδείς διαγνώσεις, είτε ανάγκη επανάληψης της εξέτασης, είτε χρήζει διενέργειας συμπληρωματικών εξετάσεων ή λήψεων.

Τόσο ο τεχνολόγος ακτινολόγος όσο κι ο ιατρός θα πρέπει να μπορούν να αναγνωρίζουν την απεικόνιση των φυσιολογικών δομών για να μπορούν να αναγνωρίζουν και την παθολογία. Το σίγουρο είναι πως τα τεχνικά σφάλματα (ψευδενδείξεις) υποβαθμίζουν και την ποιότητα της εικόνας και παραπλανούν τον ακτινοδιαγνώστη γιατρό όταν μιμούνται παθολογικές καταστάσεις.

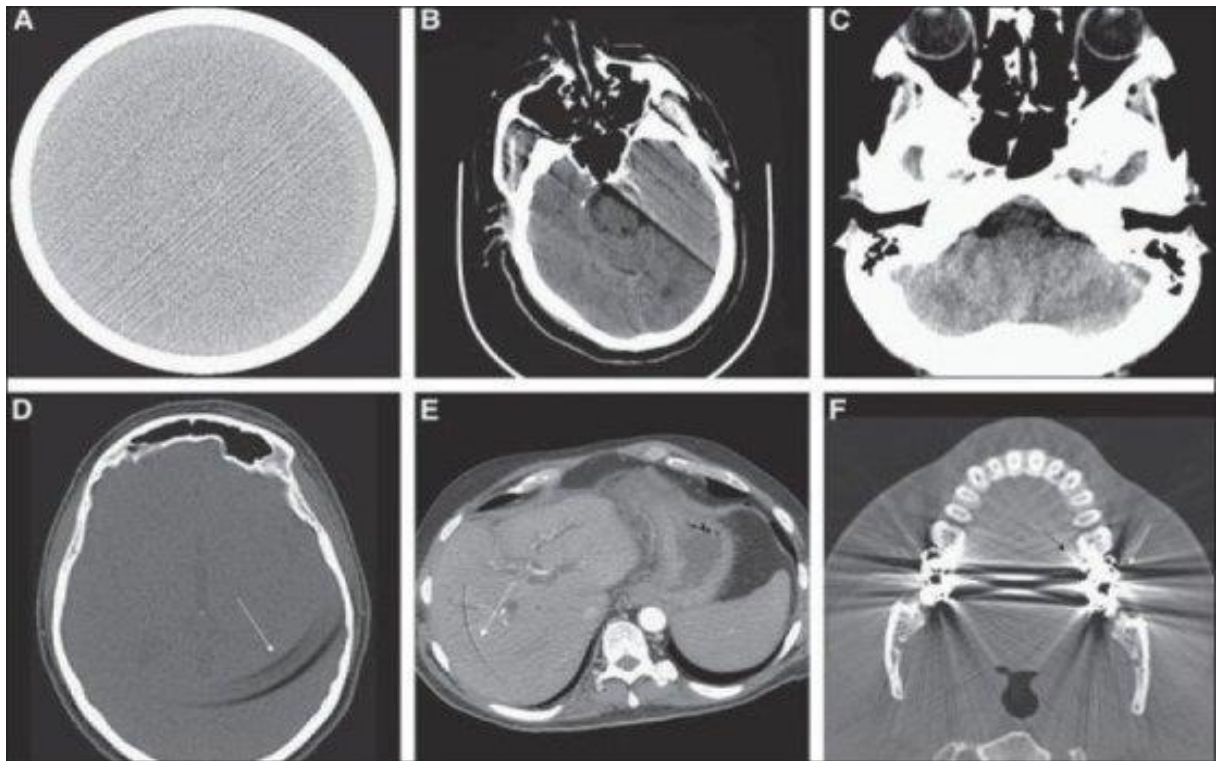
Οι ψευδενδείξεις διακρίνονται στις παρακάτω κατηγορίες:

1. Ψευδενδείξεις οφειλόμενες στον Υπολογιστικό Τομογράφο (Υ.Τ.) και αυτά είναι:
  - α. τα σφάλματα οφειλόμενα στα διάφορα συστήματα του Υ.Τ. (λυχνία, ανιχνευτές,...)
  - β. αδυναμία καταγραφής (ανεπαρκής δειγματοληψία, εσφαλμένο air calibration)
  - γ. λανθασμένη επιλογή παραγόντων έκθεσης
  - δ. λόγω εσφαλμένου παραθύρου
  - ε. σφάλματα και αλγόριθμοι ανακατασκευής (edge effect)
  
2. Τεχνικά σφάλματα που οφειλόμενα στον εξεταζόμενο και την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη και αυτά είναι:
  - α. κίνηση εκούσια ή ακούσια του εξεταζόμενου
  - β. φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης
  - γ. φαινόμενο μερικού όγκου
  - δ. φαινόμενο εισροής
  - ε. σφάλμα όταν οι ιστοί βρίσκονται στα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης.[13,19,20]

#### 3.1. ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΟΝ Υ.Τ.

**3.1.α. Τα σφάλματα που οφείλονται στα υποσυστήματα του Υ.Τ.** εξαιτίας της κακής λειτουργικότητας της λυχνίας παραγωγής ακτίνων Χ και των ανιχνευτών προσδίδουν στην εικόνα **ακτινοσκοιερές γραμμές ( line artifacts)** (εικ.15 Α) ή **ομόκεντρους κύκλους ( ring artifacts)**(εικ.15 Β). Αυτές οι ψευδενδείξεις είτε είναι αποτέλεσμα διακοπής της τροφοδοσίας της λυχνίας εξαιτίας παραγωγής σπινθήρα, είτε κακής λειτουργίας της ευθυγράμμισης του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών, είτε λόγω φθοράς του εξοπλισμού από μεγάλη χρήση(εικ15. D-E). [13,20,22,23]

Ο τρόπος αντιμετώπισης είναι συνήθως η αντικατάσταση των υποσυστημάτων.



Εικόνα 15 :A. Streak, B. Motion, C. Beam-hardening, D-E. Ring. F. Bloom  
 Πηγή: Journal of Medical Physics 35(1):3-14, April 2010

**3.1.β. Η αδυναμία καταγραφής κι αποθήκευσης δεδομένων** οφείλεται στην ανεπαρκή δειγματοληψία και το λανθασμένο air calibration. Έχει ήδη αναφερθεί ότι τα δεδομένα που λαμβάνονται προς επεξεργασία είναι οι συντελεστές εξασθένησης όλων των ιστών της περιοχής που ακτινοβολείται. Όταν οι συντελεστές εξασθένησης όμορων ιστών έχουν μεγάλη αριθμητική διαφορά μεταξύ τους το υπολογιστικό σύστημα αδυνατεί να αποτυπώσει με ακρίβεια τις δομές αυτές. Έτσι στα όρια αυτών των δομών ανάλογα με τους ιστούς που βρίσκονται εκεί απεικονίζονται ακτινοσκοιερές ή ακτινοδιαυγείς παρυφές. Το φαινόμενο αυτό λέγεται «**φαινόμενο παρυφής**» (**edge effect**)(εικ.16) και μειώνεται αλλμε την επιλογή διαφορετικού αλγόριθμου ανακατασκευής.

Η ίδια εικόνα μπορεί να παρουσιαστεί κι αν αποθηκευτούν ανεπεξέργαστες πληροφορίες (raw data) ενώ είναι ελαττωματικές οι περιοχές αποθήκευσης του υπολογιστικού συστήματος ή με την ετεροχρονισμένη εξεργασία των δεδομένων. Και σε αυτές τις περιπτώσεις οι ιστοί δεν αντιστοιχούν στις σωστές τοπογραφικές συντεταγμένες. Μία ακόμη αιτία που κάνει πιο έντονα αυτές τις ψευδενδείξεις είναι όταν η μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας έχει μεγάλο βήμα με αποτέλεσμα στα όρια των ιστών να αποτυπώνονται αποχρώσεις του γκρι που δεν ανταποκρίνονται στους ιστούς αυτούς. Ακόμη στη χρήση πρωτοκόλλων υψηλής διακριτικής ευκρίνειας που το πάχος τομής είναι λεπτό επηρεάζεται τη αντίθεση των απεικονιζόμενων δομών και παρουσιάζεται ψευδένδειξη από **ακτινοσκοιερές ή ακτινοδιαυγείς παράλληλες γραμμές (streak artifacts)**.

Σημαντικό είναι όταν πραγματοποιείται air calibration να μην παρεμβάλλεται κάτι ανάμεσα στη δέσμη ακτινοβολίας και τους ανιχνευτές. Στην περίπτωση που παρεμβάλλεται ένα υλικό ακόμη και με πολύ μικρό συντελεστή εξασθένησης (π.χ. χαρτί) απορρυθμίζονται οι ανιχνευτές και αποτυπώνονται οι ιστοί εσφαλμένα. [13, 20, 24]



Εικόνα 16: Edge effects

Πηγή:Rad Tech On Duty-CT Scan Artifacts-12, March 2017

**3.1.γ. Η λανθασμένη επιλογή παραγόντων έκθεσης** συμβαίνει κυρίως σε εύσωμους ασθενείς όταν χρησιμοποιούνται πρωτόκολλα χαμηλής δόσης. Η εικόνα που λαμβάνεται έχει αυξημένο θόρυβο και είναι κοκκώδης με υπόπυκνες και υπέρπυκνες γραμμές (εικ.17) . Στην περίπτωση αυτή για να βελτιωθεί η εικόνα χρειάζεται να αυξηθεί η διεισδυτικότητα της δέσμης ( αύξηση των mAs).[13,19,20,21,23]



Εικόνα 17: Ring artifact on low dose CT

Πηγή: Radiopeadia.org

**3.1.δ. Σφάλμα λόγω λανθασμένου παραθύρου.** Η επιλογή του κατάλληλου παραθύρου απεικόνισης για την ανάδειξη της παθολογίας που διερευνάται αυξάνει την ακρίβεια των μετρήσεων από τα δεδομένα και βελτιώνει την εικόνα. Όταν επιλέγεται ένα στενό παράθυρο αυξάνεται και η αντίθεση και ο θόρυβος στην εικόνα και το αντίθετο. [13,20,22]

**3.1.ε. Τα σφάλματα και αλγόριθμοι ανακατασκευής** οφείλονται κυρίως στην εφαρμογή αλγορίθμων υψηλής ευκρίνειας και το αποτέλεσμα στη εικόνα είναι το **φαινόμενο παρυφής ( edge effect )** , δηλαδή εικόνα αυξημένης πυκνότητας στα όρια γειτονικών ανατομικών δομών με μεγάλη διαφορά πυκνότητας (π.χ. οστό-ιστός)(εικ.18). Για την αντιμετώπισή του εφαρμόζονται αλγόριθμοι ανακατασκευής υψηλής ευκρίνειας (edge algorithm).[13,20,22,26]

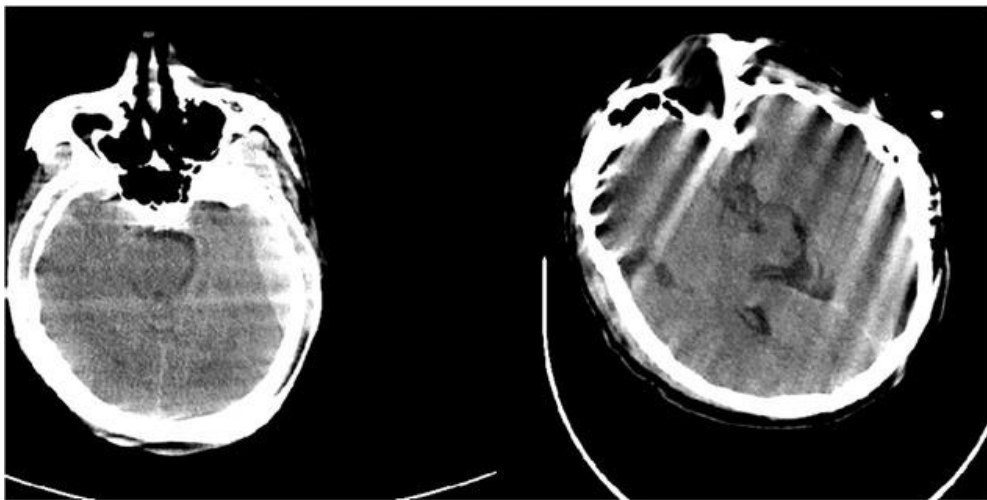


Εικόνα 18: Edge effect artifact

Πηγή: BIR, Dentomaxillofacial Radiology Volume 40, Issue 5Jul 2011

### 3.2.ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΟΦΕΙΛΟΜΕΝΑ ΣΤΟΝ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟ ΚΑΙ ΤΗΝ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΜΕ ΤΗΝ ΥΛΗ

**3.2.α. Η εκούσια ή ακούσια κίνηση του εξεταζόμενου** δυσχεραίνει στην σωστή απεικόνιση της εξεταζόμενης περιοχής γιατί η εικόνα που ανασυντίθεται έχει υπόπυκνες ή υπέρπυκνες γραμμές (**streak artifacts**), όταν η κίνηση είναι μικρή και στη μεγάλη κίνηση είναι τόσο υποβαθμισμένη ώστε δεν είναι διαγνωστική (εικ. 19). Η αντιμετώπιση της εκούσιας κίνησης του εξεταζόμενου αντιμετωπίζεται με οδηγίες προς αυτόν πριν την εξέταση ή με ακινητοποίησή του, ενώ η ακούσια κίνηση που οφείλεται στην κίνηση των οργάνων του αντιμετωπίζεται με χρήση μικρών χρόνων σάρωσης.[13,20,22,27]



Εικόνα 19 :Κίνηση ασθενούς

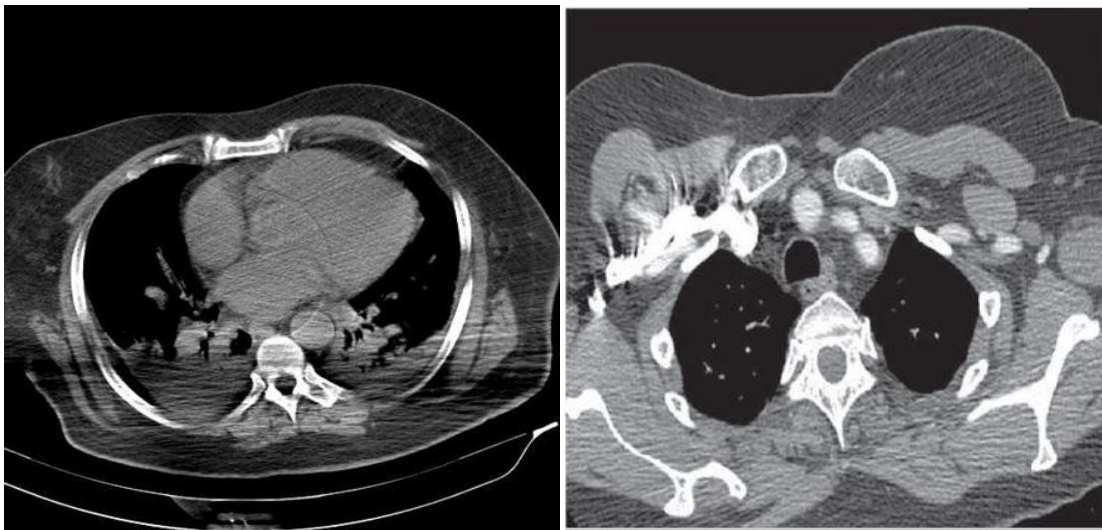
Πηγή: Medical Physics, Received: 8 July 2021 Revised: 28 October 2021 Accepted: 2 November 2021 DOI: 10.1002/mp.15354 RESEARCH ARTICLE

**3.2.β. Το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης (beam hardening artifact)** παρουσιάζεται όταν υπάρχουν μεταλλικά αντικείμενα πάνω στο εξεταζόμενο σώμα ή μέσα σε αυτό ( μεταλλικά εμφυτεύματα)(εικ.15 F και εικ.21 A-B), στη χορήγηση ενδοφλέβιας (εικ.20 B)ή πόσιμης σκιαγραφικής ουσίας και τέλος όταν το πεδίο απεικόνισης είναι μεγάλο(εικ20 A). Επειδή η δέσμη της ακτινοβολίας είναι πολυενεργειακή είναι αναμενόμενο τα φωτόνια που έχουν χαμηλή ενέργεια να απορροφώνται κατά πολύ περισσότερο από την εξεταζόμενη περιοχή. Κατά συνέπεια η δέσμη που εξέρχεται από αυτό είναι πιο ομοιογενής σε υψηλής ενέργειας φωτόνια με αποτέλεσμα σε δύο voxels που έχουν ακριβώς τους ίδιους τύπους και ποσότητα ιστών θα αντιστοιχούν διαφορετικοί συντελεστές εξασθένησης εάν αυτά βρίσκονται σε διαφορετικές θέσεις κατά μήκος της διεύθυνσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Το φαινόμενο αυτό λέγεται σκλήρυνση της δέσμης(εικ.15 C). [13,20,22]



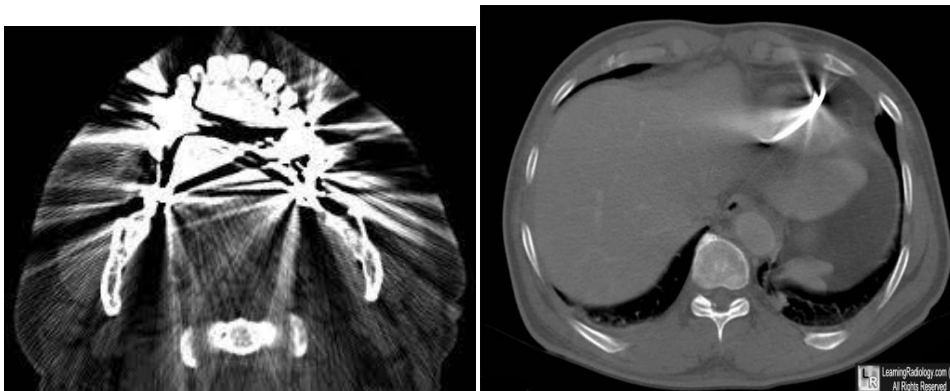
Το φαινόμενο είναι έντονα αντιληπτό όταν η δέσμη ακτινοβολίας διέλθει πρώτα από ανατομική περιοχή που έχει υψηλό ατομικό αριθμό (οστό, περιοχή με μεταλλικό εμφύτευμα ή ύπαρξη σκιαγραφικής ουσίας) και σε συνδυασμό με το φαινόμενο της παρυφής που συμβαίνει σε αυτές τις περιπτώσεις παρατηρούνται στην εικόνα εμφάνιση ραβδώσεων πολύ χαμηλής πυκνότητας ( ταινίες Hounsfield).

Η αντιμετώπιση του περιλαμβάνει το φιλτράρισμα της δέσμης που εξέρχεται από τη λυχνία του Υ.Τ. τη μείωση του πάχους τομής κι αύξηση των mAs και τη χρήση ειδικών αλγορίθμων ανακατασκευής της εικόνας που παρέχει το εκάστοτε απεικονιστικό σύστημα. [13, 20, 28, 29]



Εικόνα 20: Σκλήρυνση της δέσμης Α. μεγάλο πεδίο απεικόνισης, Β. έγχυση σκιαγραφικής ουσίας

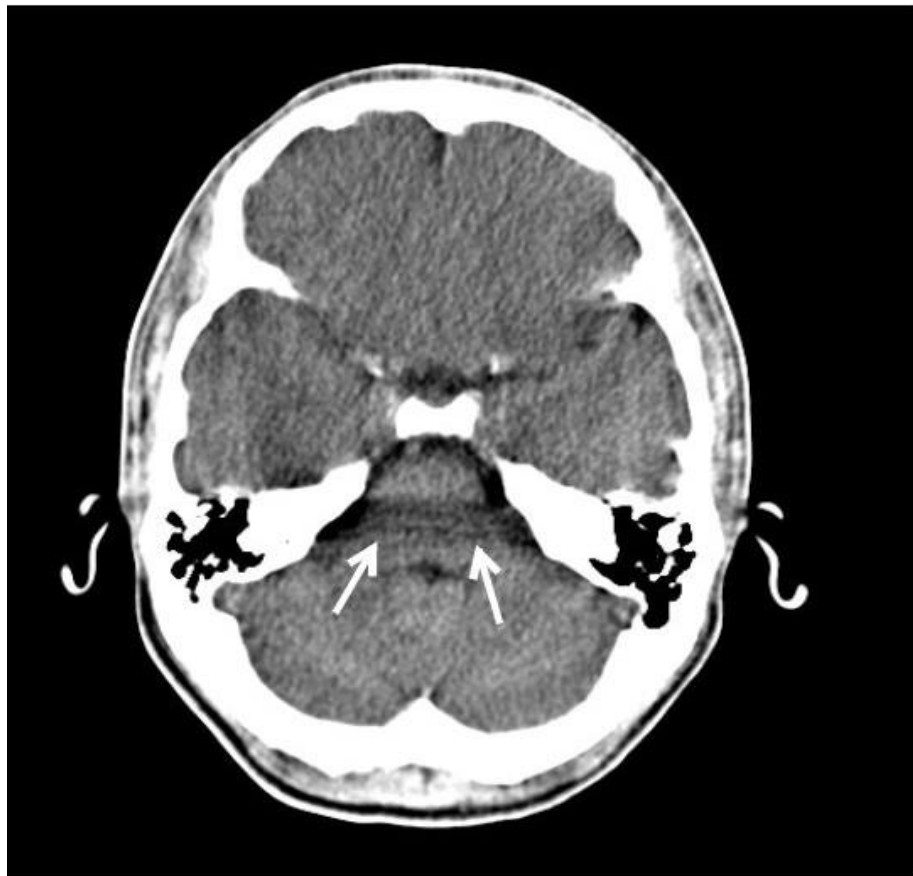
Πηγή: Radiology Cafe / FRCR physics notes / CT imaging / CT artifacts



Εικόνα 21: Σκλήρυνση της δέσμης Γ-Δ. μεταλλικά εμφυτεύματα

Πηγή: Radiology Cafe / FRCR physics notes / CT imaging / CT artifacts

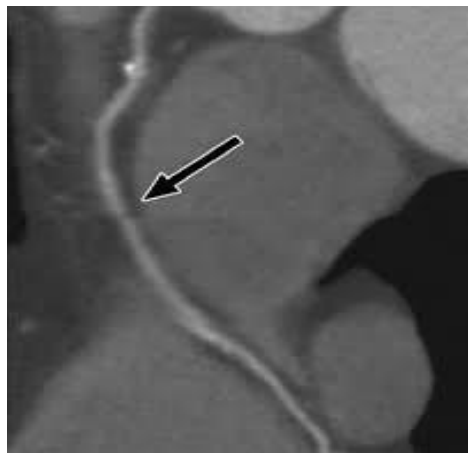
**3.2.γ. Το φαινόμενο μερικού όγκου (partial volume effect)** εμφανίζεται σε ένα τμήμα του voxel όταν υπάρχουν ιστοί με υψηλή πυκνότητα(π.χ. οστό) και στο υπόλοιπο ιστοί με χαμηλή πυκνότητα (π.χ. φαιά ουσία)λόγω το διαφορετικών συντελεστών εξασθένησης της ακτινοβολίας . Στο voxel αυτό θα μετρηθεί επομένως μια ενδιάμεση τιμή του συντελεστή εξασθένησης και η απόχρωση του γκρι στο αντίστοιχο pixel δε θα εκφράζει στην πραγματικότητα καμία από τις ανατομικές δομές που απεικονίζονται σε αυτό (εικ.22). Η αντιμετώπιση αυτού του φαινομένου είναι στη μείωση του πάχους τομής εφόσον είναι δυνατό, ώστε να περιλαμβάνονται το voxel ιστοί ίδιας πυκνότητας. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται κυρίως σε ανατομικές δομές που βρίσκονται σε επίπεδο παράλληλο με αυτό της ακτινοβολήσης, σε αντίθεση με αυτές που είναι κάθετες προς αυτό, διότι ο άξονας z (που είναι το επίπεδο σάρωσης) έχει μεγαλύτερη διάσταση σε σχέση με τους άξονες x,y τις διαστάσεις του voxel.[13, 20, 22]



Εικόνα 22: Φαινόμενο μερικού όγκου  
Πηγή: Radiopaedia

**3.2.δ. Το φαινόμενο εισροής** εμφανίζεται κυρίως όταν επιχειρείται η λήψη πρόωρων εικόνων κατά την έγχυση ενδοφλέβιας σκιαγραφικής ουσίας. Δίνει εσφαλμένη εικόνα

ύπαρξης θρόμβου ( **ψευδοθρόμβος**) μέσα στο αγγείο επειδή δεν έχει γίνει πλήρωση των αγγείων με την σκιαγραφική ουσία(εικ. 23). Μπορεί όμως να παρατηρηθεί και όταν η συγκέντρωση της σκιαγραφικής ουσίας είναι πολύ μεγάλη με αποτέλεσμα να καλυφτούν τα υποκείμενα σήματα και να δώσουν εικόνα ψευδούς διαχωρισμού. Η αντιμετώπιση του φαινομένου συνιστά τήρηση των χρόνων λήψης της αρτηριακής φάσης εκτός κι αν ακολουθούν κι επόμενες σαρώσεις. [13,20,22,30]

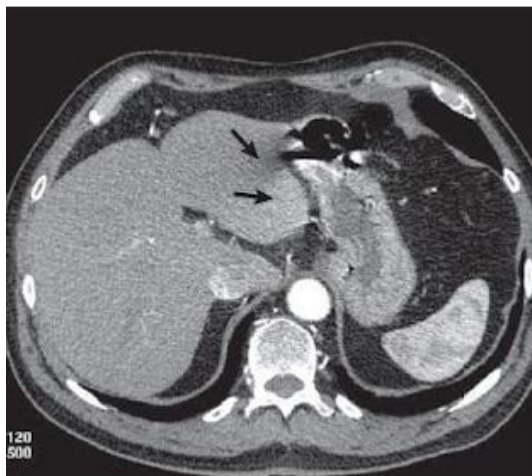


Εικόνα 23: Ψευδής θρόμβος

Πηγή: ajorline.org. Received December 11, 2006; accepted after revision March 8, 2007. 1 All authors: Department of Radiology, C2S, Leiden University Medical Center, Albinusdreef 2, 2333 ZA, Leiden, The Netherlands. Address correspondence to L. J. M. Kroft

### **3.2.ε. Όταν οι ιστοί βρίσκονται στα όρια του πεδίου ακτινοβολίας (edge effect)**

παρατηρούνται περιοχές με υπέρπυκνες γραμμές οι οποίες καθορίζουν το πεδίο ακτινοβολίας κι έχει ως αποτέλεσμα να μην απεικονίζονται ορθά οι περιφερειακοί ιστοί (εικ.24). Το φαινόμενο αυτό συμβαίνει κυρίως σε παχύσαρκους εξεταζόμενους και η αντιμετώπισή του συνιστά το μεγαλύτερο δυνατό πεδίο σάρωσης.[13, 22]



Εικόνα24: Στην περιοχή που υποδεικνύουν τα βέλη ο αρ. λοβός του ήπατος απεικονίζεται με σκίαση

Πηγή : <https://www.radtechonduty.com/2017/03/ct-scan-artifacts.html>

## 4.ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει αναφορά των χαρακτηριστικών αξιολόγησης και των παραμέτρων ενός Υπολογιστικού συστήματος που επιδρούν στην ποιότητα της παραγόμενης εικόνας στην αξονική τομογραφία.

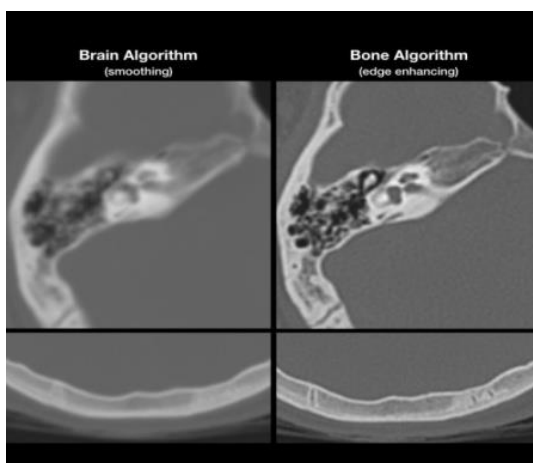
### 4.1. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Τα στοιχεία που χαρακτηρίζουν την ποιότητα της υπολογιστικής εικόνας είναι:

- α. η Χωρική Διακριτική Ικανότητα (spatial resolution),
- β. ο Θόρυβος (noise),
- γ. η Ασάφεια του συστήματος ( blurring) και
- δ. η Διακριτική Ικανότητα Χαμηλής Αντίθεσης (low contrast resolution). [11,20,22,31]

**4.1.α. Η Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution)** είναι η ικανότητα του συστήματος Υ.Τ. να διακρίνει και να αναδεικνύει ανατομικές δομές, πολύ μικρών διαστάσεων και οι οποίες γειτνιάζουν. Το όριο της διακριτικής ικανότητας είναι η πιο μικρή απόσταση που πρέπει να έχουν δύο ανατομικές δομές ώστε να είναι διακριτές μεταξύ τους (εικ.25).[15, 22,22]

Η Χ.Δ.Ι. της εικόνας επηρεάζεται κυρίως από επιλεγμένο πάχος τομής. Η μείωση του πάχους τομής αυξάνει τη Χ.Δ.Ι. Ένας ακόμη παράγοντας που επιδρά στη Χ.Δ.Ι. είναι το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής. Αν αυξηθεί τα pixels τα οποία εμπεριέχονται στον σχηματισμό της εικόνας πολλαπλασιάζονται και αυξάνεται με τον τρόπο αυτό και η Χ.Δ.Ι. και το αντίθετο. Το οπτικό πεδίο απεικόνισης (FOV) επίσης όσο αυτό αυξάνεται μειώνεται το μέγεθος του pixel κι ελαττώνεται η Χ.Δ.Ι. Ακόμη και οι παράγοντες ακτινοβολίας όπως το kVp( διεισδυτικότητα των ακτίνων Χ), το mAs(αριθμός φωτονίων που μετέχουν στην απόκτηση της εικόνας)επηρεάζουν ανάλογα κι αν αυξηθούν βελτιώνουν την Χ.Δ.Ι. Μαθηματικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής και παρεμβολής καθώς και παράγοντες ανασύνθεσης και το pitch επηρεάζουν τη Χ.Δ.Ι. στους πολυτομικούς τομογράφους, τα οποία θα αναφερθούν παρακάτω.[11,15,20,22].



Εικόνα 25: Χωρική διακριτική ικανότητα  
Πηγή: Radiopedia.org- Last revised  
by [Mateusz Wilczek](#) on 8 Dec 2023

**4.1.β. Ο Θόρυβος (noise)** είναι το σύνολο των δεδομένων (πληροφοριών) εκείνων που εμπεριέχονται σε μια υπολογιστική εικόνα τα οποία υποβαθμίζουν την ποιότητά της κρύβοντας πολύτιμα, για τη διάγνωση, στοιχεία (σήμα = χρήσιμη πληροφορία).[15] Επομένως σε μια εικόνα με ασθενές σήμα ο θόρυβος είναι πολύ ενοχλητικός. Για να αξιολογηθεί η ποιότητα της εικόνας χρησιμοποιείται ο «λόγος σήματος προς θόρυβο», παράμετρος γνωστή ως signal to noise ratio (SNR) . Αυξημένο σήμα ή μειωμένος θόρυβος παράγουν εικόνες υψηλής ποιότητας και το αντίθετο. Η επίδραση του θορύβου σε κάθε εικονοστοιχείο δεν μπορεί να μελετηθεί, στατιστικά όμως μπορεί να γίνει η συνολική εκτίμησή του λαμβάνοντας υπόψη την σταθερή απόκλιση (standard deviation). Επειδή ο θόρυβος δεν εξαλείφεται πρέπει όσο το δυνατόν να μειωθεί. Αυτό επιτυγχάνεται με την αύξηση του παράγοντα mAs γιατί περισσότερα φωτόνια πληροφορίας λαμβάνουν μέρος στην απεικόνιση. Όσο πιο διεισδυτική είναι μια δέσμη ακτινοβολίας τόσο μειώνεται ο θόρυβος στο κέντρο της εικόνας, εκεί που σχεδόν πάντα είναι αρκετός(εικ.26β). Το λεπτό πάχος τομής αυξάνει το θόρυβο επειδή οι ανιχνευτές καταγράφουν ασθενέστερο σήμα. Επίσης ο θόρυβος στην εικόνα μπορεί να επηρεαστεί και από τους αλγόριθμους ανασύνθεσης, το είδος των ανιχνευτών και των ηλεκτρονικών συστημάτων του υπολογιστικού τομογράφου. Εμφανίζεται ως εικόνα με διακριτά κοκκώδη στοιχεία και είναι ιδιαίτερα αισθητά σε ένα παράθυρο απεικόνισης με μικρά όρια(εικ.26α).[11, 15, 22]



26.α



26.β

Εικόνα 26: Θόρυβος α. εικόνα πυκνότητας νερού β. Εικόνα πυκνότητας νερού με μειωμένο θόρυβο χρησιμοποιώντας αλγόριθμο ανασύνθεσης

Πηγή: Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International Volume 2013, Article ID 417278

**4.1.γ. Η Ασάφεια (blurring)** εξαρτάται κυρίως από την κρουστική απόκριση του εκάστοτε συστήματος απεικόνισης και είναι αυτή που υποβαθμίζει τις λεπτομέρειες που υπάρχουν στην εικόνα (εικ.27) δηλαδή οφείλεται :

- 1) στο μέγεθος της εστίας της λυχνίας (μεγάλη εστία μεγάλη παρασκιά)
- 2) στην κίνηση της εξεταζόμενης περιοχής (εξεταζόμενος ή όργανο)
- 3) στο πάχος τομής
- 4) στο σωματότυπο του εξεταζόμενου και στο πεδίο απεικόνισης
- 5) στη μήτρα επεξεργασίας του απεικονιστικού συστήματος
- 6) στους αλγόριθμους ανακατασκευής και ανασύνθεσης και όλο το hardware του Η/Υ.

Η καλή χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας μειώνει την ασάφεια. Ακόμη δίνοντας αναπνευστικές εντολές στον εξεταζόμενο περιορίζεται η κίνηση των οργάνων. Ένα άλλο μέσο περιορισμού της ασάφειας είναι η χρήση φίλτρων όξυνσης (sharp) τα οποία επεμβαίνουν στην εικόνα βελτιώνουν την ποιότητα αυτής.[22,32]

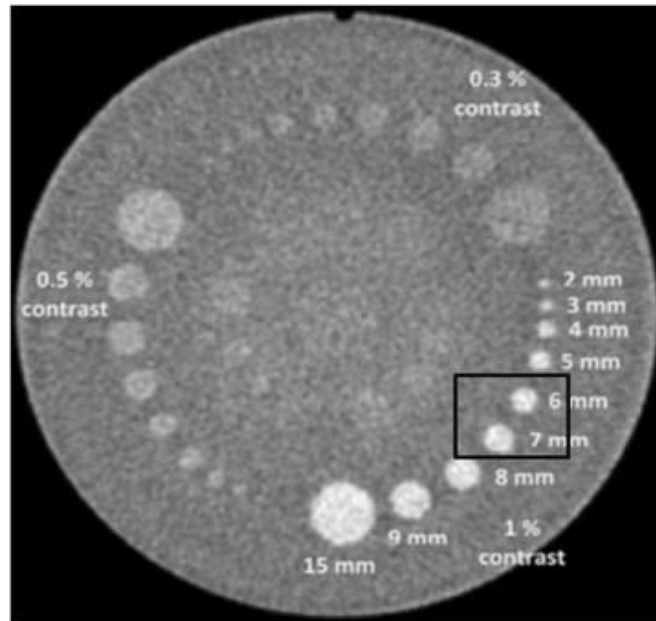
Εικόνα 27: Ασάφεια λόγω αλγόριθμου ανακατασκευής  
Πηγή: Hindawi Computational and Mathematical  
Methods in Medicine Volume 2020, Article ID 9324689



**4.1.δ. Η Διακριτική Ικανότητα Χαμηλής Αντίθεσης (Low contrast resolution)** αναφέρεται στην ικανότητα ενός συστήματος Υ.Τ. να απεικονίσει τις μικρές διαφορές που υπάρχουν στην ένταση του σήματος , δηλαδή να μπορεί να διακρίνει ανατομικές δομές οι πυκνότητες των οποίων έχουν διαφορά μικρότερη του 0,5% σε σχέση με τον περιβάλλοντα ιστό (εικ.28).

Οι όροι διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή αντιθετική διακριτική ικανότητα ή αντιθετική ευκρίνεια αναφέρονται στην αντίθεση της εικόνας που ορίζεται ως τη μικρότερη διαφορά έντασης που μπορεί να διακριθεί μεταξύ μίας μικρής περιοχής της εικόνας και του περιβάλλοντος ιστού. Η μεγάλη αντιθετική ευκρίνεια του συστήματος δηλώνει ότι απεικονίζονται μικρές διαφορές στην ένταση του σήματος .[11,15,22]

Ο θόρυβος υποβαθμίζει την αντίθεση στην εικόνα και για να βελτιωθεί η Δ.Ι.Χ.Α. πρέπει να ελαττωθεί ο θόρυβος και όπως αναφέρθηκε παραπάνω η αύξηση των mAs μειώνει το θόρυβο ενώ ταυτόχρονα αυξάνει τη δόση στον εξεταζόμενο. Συμπληρωματικά η μείωση του θορύβου επιτυγχάνεται με όλους τους προαναφερόμενους τρόπους στην αντίστοιχη ενότητα.[11,13,33]



Εικόνα 28: Ομοίωμα Catphan μέτρησης Δ.Ι.Χ.Α.  
Πηγή: Bellesi et al. European Radiology Experimental (2017)

#### 4.2. ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

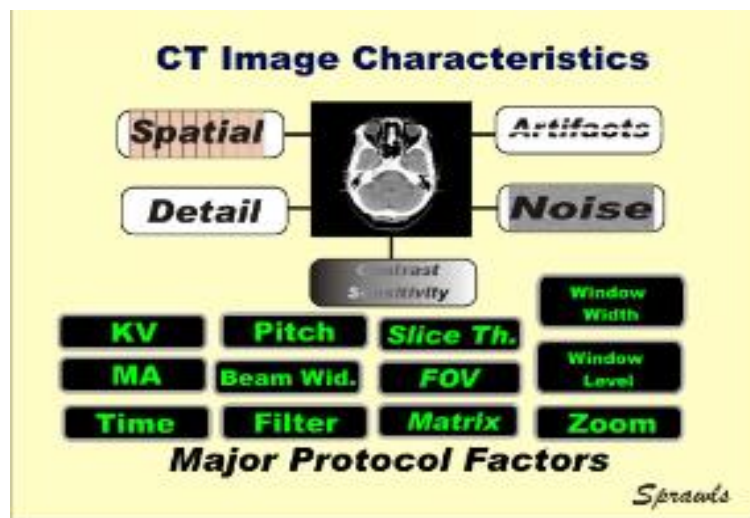
Τα υπολογιστικά συστήματα (Υ.Τ.) διαφέρουν μεταξύ τους σε όλα όμως οι παράμετροι που επιδρούν στην ποιότητα μιας εικόνας είναι ίδιοι. Κάποιοι από αυτούς μπορούν να μεταβληθούν και κάποιοι είναι μη μεταβαλλόμενοι.

Οι μη μεταβαλλόμενοι παράγοντες είναι αυτοί που καθορίζονται από την κατασκευή του υπολογιστικού συστήματος και αφορούν το είδος και τον αριθμό των ανιχνευτών, τον μετατροπέα του σήματος (από αναλογικό σε ψηφιακό), τους τόνους του γκρι της οθόνης, το σύστημα λήψης δεδομένων, κ.α., δηλαδή όλοι εκείνοι οι παράγοντες που αποτελούν το λεγόμενο hardware του Υ.Τ. Αυτοί συνολικά αναφέρονται ως **κρουστική απόκριση** [22] του υπολογιστικού συστήματος και η ιδιότητα αυτή υπολογίζεται από τη σχέση :

$$y(n) = x(n) * h(n)$$

όπου  $y(n)$  είναι το σήμα εξόδου,  $x(n)$  είναι το σήμα εισόδου, το σύμβολο  $*$  είναι η αριθμητική πράξη της συνέλιξης,  $h(n)$  είναι η κρουστική απόκριση. Ως γνωστό η ποιότητα της εικόνας ενός Υ.Τ. ορίζεται από τα χαρακτηριστικά που προαναφέρθηκαν (Χ.Δ.Ι., θόρυβος, ασάφεια, Δ.Ι.Χ.Α.) σε προηγούμενη ενότητα κι επηρεάζεται από τις (εικ.29):

- α. παραμέτρους σάρωσης της εξεταζόμενης περιοχής και
- β. παραμέτρους ανακατασκευής των δεδομένων λήψης.[



Εικόνα 29: Χαρακτηριστικά υπολογιστικής εικόνας  
 Πηγή: Sprawls educational foundation (sprawls.org)

**4.2.α.** Οι **παραμέτροι σάρωσης** στην Υ.Τ. χαρακτηρίζουν το πρωτόκολλο και είναι οι ακόλουθοι:

-**Μέγεθος μήτρας (ανακατασκευής και παρουσίας ) , οπτικό πεδίο απεικόνισης (FOV-field of view )**.Είναι γνωστό πως κάθε ψηφιακή εικόνα αποτελείται από τα εικονοστοιχεία γνωστά ως pixels. Το καθένα από αυτά είναι τετράγωνο και υπάρχει η δυνατότητα να έχει διαφορετική τιμή (αριθμός CT) κι επομένως θα έχει και άλλη απόχρωση του γκρι. Το pixel απεικονίζει μια μικρή μάζα υλικού που έχει τρεις διαστάσεις και η μάζα αυτή αντιστοιχεί σε ένα voxel . Το μέγεθος της μήτρας καθορίζεται από το σύνολο των εικονοστοιχείων που περιλαμβάνονται στο σχηματισμό της εικόνας. Οι σύγχρονοι Υ.Τ. έχουν μήτρες 256 X 256 , 320 X 320 ,512 X 512 , 1024 X 1024 pixels .

Όλα τα υπολογιστικά συστήματα διαθέτουν δύο μήτρες :

I)τη **μήτρα ανακατασκευής** (reconstruction matrix ) στην οποία καταγράφονται όλοι οι συντελεστές εξασθένησης κάθε voxel και

II) τη **μήτρα παρουσίας** (display matrix ) η οποία είναι μεγαλύτερη ή ίση της μήτρας ανακατασκευής και αναφέρεται στον τρόπο παρουσίας της εικόνας.

Όταν αυξηθεί το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής ταυτόχρονα αυξάνεται και το σύνολο των pixels που μετέχουν στο σχηματισμό της εικόνας γιατί μικραίνουν οι δύο διαστάσεις του pixel ( μικραίνει το εμβαδόν του pixel ). Με τον τρόπο αυτό βελτιώνεται η Χ.Δ.Ι. κι επόμενο είναι η τομή που αναπαρίσταται να είναι βελτιωμένη. Η μήτρα παρουσίας συνήθως είναι μεγαλύτερη από την μήτρα ανακατασκευής ( αν η πρώτη είναι 512 X 512 η δεύτερη είναι 1024 X 1024 ) και είναι σαφές ότι η χωρική διακριτική ικανότητα, για μία συγκεκριμένη εικόνα, δεν μπορεί να είναι καλύτερη από αυτό που προκαθορίζει το μέγεθος



του pixel της μήτρας παρουσίασης. Η διάκριση δύο όμορων σημειακών περιοχών είναι εφικτή εφόσον παρεμβάλλεται ανάμεσα στις δύο αυτές περιοχές απεικόνισης τους ( στη μήτρα παρουσίασης ) έστω κι ένα pixel, διαφορετικά οι δύο αυτές περιοχές θα απεικονίζονται ενωμένες στην εικόνα που προβάλλεται. Από βγαίνει το συμπέρασμα πως η μήτρα ανακατασκευής χρειάζεται να έχει περισσότερα pixels από τη μήτρα παρουσίασης διαφορετικά η χωρική διακριτική ικανότητα θα είναι χαμηλή.[22,34,35]

Είναι γνωστό πως η τριγωνική δέσμη των ακτίνων Χ ακτινοβολεί πάντα πεδίο μεγαλύτερης διαμέτρου από την εγκάρσια τομή της περιοχής ενδιαφέροντος. Επομένως δεν είναι απαραίτητο να χρησιμοποιούνται όλες οι ακατέργαστες πληροφορίες (raw data) που λαμβάνονται από την ακτινοβολημένη περιοχή του σώματος( FOV).[13,22,35]

Από τα **raw data(ακατέργαστα δεδομένα)** μπορεί να γίνει επιλογή της περιοχής που ενδιαφέρει να απεικονιστεί και το **πεδίο απεικόνισης (FOV)** και το μέγεθος του υπολογίζεται σε χιλιοστά (mm ). Ανάλογα τον Υ.Τ. μπορεί να είναι τετράγωνο ή κυκλικό. Για να υπάρχει υψηλή Χ.Δ.Ι. θα πρέπει το οπτικό πεδίο ανασύνθεσης (RFOV) να είναι μικρότερο από το οπτικό πεδίο ακτινοβολήσης γιατί τότε ελαττώνεται το μέγεθος του pixel κι επομένως η σχηματισμένη εικόνα θα απαρτίζεται από περισσότερα pixel. Αυτό δίνεται από την παρακάτω αναγραφόμενη σχέση:

$$\text{Μέγεθος pixel} = \text{RFOV} / \text{αριθμός pixel της μήτρας}$$

Η χρήση μεγάλου πεδίου απεικόνισης (FOV) είναι απαραίτητη σε εύσωμους εξεταζόμενους και η μεγάλη μήτρα με μικρό FOV για την ανάδειξη πολύ μικρών δομών όπως το έσω ους, τα επινεφρίδια, κ.λ.π. Η χρήση μεγάλης μήτρας απεικόνισης και ανακατασκευής αυξάνει το θόρυβο στην εικόνα και για το λόγο αυτό απαιτείται ρύθμιση του πρωτοκόλλου με αυξημένα στοιχεία ακτινοβολήσης (mAs, kVp). Στις απεικονίσεις εκείνες που χρειάζεται αυξημένη αντίθεση στην εικόνα (π.χ. εγκέφαλο) χρησιμοποιείται μικρή μήτρα για να επιτευχθεί η μείωση του θορύβου. [13,22,34,35]

**-Πάχος τομής (Slice thickness), -κατανομή τομής (Section profile).** Ως γνωστό το μέγεθος της μήτρας και το οπτικό πεδίο ανασύνθεσης είναι οι δύο παράμετροι που επηρεάζουν το μέγεθος του pixel το οποίο είναι δυσδιάστατο ( $\chi, \psi$ ). Ένα εικονοστοιχείο όμως (pixel) αναπαριστά ένα voxel το οποίο είναι τρισδιάστατο ( $\chi, \psi, \zeta$ ). Οι δύο πρώτες διαστάσεις ( $\chi, \psi$ ) είναι ίσες και στα δύο αλλά η τρίτη διάσταση( $\zeta$ ) στα συστήματα συμβατικής ή ελικοειδούς σάρωσης είναι δεκαπλάσια έως και εικοσαπλάσια σε σχέση με τις άλλες δύο. Επομένως το voxel έχει σχήμα ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο κι όχι κύβου όπως το pixel . Αν μειωθεί το πάχος τομής (το μήκος του άξονα  $\zeta$ ) τότε μειώνεται αυτή η ανισορροπία και αυτό εξαρτάται στην συμβατική Υ.Τ. από το άνοιγμα των διαφραγμάτων. Η μείωση του πάχους τομής δεν συνεπάγεται και υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας, αλλά αντίθετα βελτιώνει την χωρική διακριτική ικανότητα και περιορίζει το φαινόμενο «μερικού όγκου» (ενότητα 3.2.γ.) όμως αυξάνει το θόρυβο ιδιαίτερα σε Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης. [13,22,34,35,36] κι εξαρτάται άμεσα και από τον παράγοντα mAs [35,37]. Το

γεγονός αυτό συμβαίνει γιατί όταν μειώνεται το πάχος διαφραγμάτων (SC) με έναν παράγοντα π.χ.4, για να αντισταθμιστεί ο θόρυβος χρειάζεται να αυξηθούν και τα mAs τετραπλασιαστούν. Επίσης οι κατασκευαστές προσπαθούν να επιτύχουν ότι οι ανιχνευτές θα δέχονται την ίδια δόση ακτινοβολίας.[22]

**-Πραγματικό πάχος τομής (Effective Slice thickness)** Η δέσμη των ακτίνων Χ είναι αποκλίνουσα και με συγκεκριμένο πάχος που καθορίζεται από τους κατευθυντήρες και τους ανιχνευτές του μηχανήματος. Αυτό έχει αποτέλεσμα τη ασάφεια και μεγέθυνση ενός σημείου απεικόνισης κι επομένως κατά την κατανομή της έντασης της ακτινοβολίας εμπεριέχεται ένα ποσοστό σφάλματος. Επόμενο είναι ότι στο κέντρο της τομής η κατανομή της έντασης της ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε σχέση με την περιφέρεια. Το **προφίλ ευαισθησίας τομής (Section Sensitivity Profile-SSP)** εκφράζει τη συνάρτηση διασποράς ενός Υ.Τ. η οποία καθορίζεται από τις διαστάσεις του collimator και περιγράφει τη διακριτική ικανότητα του συστήματος στον άξονα που είναι παράλληλος με τον άξονα κίνησης της εξεταστικής τράπεζας και διέρχεται από το κέντρο του επιπέδου τομής που σαρώνεται κάθε φορά. Το εύρος της κατανομής ευαισθησίας τομής (SSP) είναι συνήθως ποσοτικοποιημένο με το μισό (50%) του εύρους της καμπύλης της μέγιστης τιμής και αναφέρεται ως **«ολικό πλάτος στο μισό του μεγίστου» (Full Width at Half Maximum – FWHM)** και είναι γνωστό ως το **πραγματικό εύρος τομής (Effective Slice thickness)**. Στην συμβατική Υ.Τ. το Effective Slice thickness ισούται με το άνοιγμα των διαφραγμάτων ενώ στην ελικοειδή και την πολλαπλών τομών σάρωση όχι γιατί επηρεάζεται από άλλες παραμέτρους.[22,35]

**- Φαινόμενο μερικού όγκου (partial volume effect)** συμβαίνει όταν στο ίδιο voxel εμπεριέχονται ιστοί που η διαφορά στους συντελεστές εξασθένησής τους είναι μεγάλη. Σε ένα pixel ο συντελεστής εξασθένησης των ακτίνων Χ είναι αυτός που καθορίζει τον αριθμό CT στο αντίστοιχο voxel. Όταν σε αυτό το voxel υπάρχουν διαφορετικοί ιστοί, αυτοί θα έχουν και διαφορετικό συντελεστή εξασθένησης ( π.χ. αγγεία και πνευμονικός ιστός σε εγκάρσια τομή στον θώρακα). Ο τελικός αριθμός CT που θα αντιστοιχεί σε αυτό θα ισούται με τον μέσο όρο των συντελεστών εξασθένησης των διαφορετικών ιστών που πιθανόν να υπάρχουν στο ίδιο voxel και δίνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$CT = v_1 X CT_1 + v_2 X CT_2 + \dots,$$

όπου  $v_i$  είναι το ποσοστό συμμετοχής των όγκων των διαφορετικών ιστών μέσα στο ίδιο pixel και το συνολικό τους άθροισμα ισούται με 1.

Η απόχρωση του γκρίζου που θα έχει το συγκεκριμένο pixel δε θα ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα σε κανέναν από τους απεικονιζόμενους ιστούς αλλά το μέσο όρο αυτών και αυτό ονομάζεται **φαινόμενο μερικού όγκου**. Η ζ διάσταση του voxel όπως προαναφέρθηκε είναι μεγαλύτερη από τις  $\chi$  και  $\psi$  διαστάσεις κι εξαιτίας αυτού η συμμετοχή της στο φαινόμενο αυτό είναι μεγαλύτερη.

Επομένως το εκάστοτε επιλεγόμενο πάχος τομής σε μία εξέταση εξαρτάται κυρίως από το μήκος της εξεταζόμενης περιοχής και από την ευκρίνεια που απαιτείται κατά τον άξονα ζ.[13,22,38]

**-Το πάχος τομής (slice thickness)** στην υπολογιστική τομογραφία είναι αυτό που καθορίζει τη διάσταση ζ ενός voxel. Ένας μεγάλος αριθμός από ανατομικές δομές βρίσκονται παράλληλα στον κατά μήκος άξονα της εξεταζόμενης περιοχής και συνήθως γίνεται λήψη εικόνων σε εγκάρσιο επίπεδο που σημαίνει ότι η κατεύθυνση της δέσμης των ακτινών X είναι κάθετη προς αυτά τα οποία έχουν διαγνωστικό ενδιαφέρον. Όσο πιο κάθετη είναι η κλίση της δέσμης τόσο ελαττώνεται το φαινόμενο μερικού όγκου. Το φαινόμενο μερικού όγκου έχει μεγαλύτερη συχνότητα όταν η σάρωση γίνεται σε λοξό παράλληλο επίπεδο με την περιοχή ενδιαφέροντος και όταν απεικονίζονται μικρά σε μέγεθος όργανα (επινεφρίδια, μικρά αγγεία κ.λ.π.). Στη συμβατική Υ.Τ. Το κατάλληλο εύρος διαφραγμάτων στις περιπτώσεις αυτές είναι 3-5 mm ενώ λεπτότερο πάχος τομής (1-2 mm) χρησιμοποιείται συνήθως στους πνεύμονες για να απεικονιστούν κυρίως βλάβες διάμεσου πνευμονικού παρεγχύματος. Σε πολυτομικούς τομογράφους το λεπτό εύρος διαφραγμάτων είναι καθιερωμένο και στις περισσότερες των περιπτώσεων και οι τρεις διαστάσεις του voxel είναι περίπου ίδιες, παράμετρος που βελτιώνει κατά πολύ την ποιότητα της εικόνας. Στην ελικοειδή σάρωση το εύρος των διαφραγμάτων είναι διαφορετικό από το πάχος τομής επειδή η κατανομή της τομής επηρεάζεται και από έναν άλλο παράγοντα, το pitch.[13,22,35]

**-Παράγοντες έκθεσης.** Για τη λειτουργία μιας λυχνίας ακτινών X χρειάζεται ηλεκτρική ενέργεια η οποία καταναλώνεται για την θέρμανση του νήματος και κατά συνέπεια για την απελευθέρωση ηλεκτρονίων (θερμιονική εκπομπή) και την παραγωγή ηλεκτρικού ρεύματος υψηλής τάσης που τα επιταχύνει. Η αυξομείωση της διαφοράς δυναμικού μεταξύ ανόδου και καθόδου της ακτινολογικής λυχνίας(**KVp**) μεταβάλλει και τη διεισδυτικότητα της δέσμης των ακτινών X και φυσικά την ενέργεια της ακτινοβολίας[15,22]. Στην περίπτωση που μειωθεί ο παράγοντας KVp τότε το μεγαλύτερο μέρος των παραγόμενων φωτονίων θα έχει χαμηλή ενέργεια και θα απορροφηθεί στο εξωτερικό στρώμα του υπό ακτινοβολία ιστού και η απορροφούμενη δόση στον ασθενή θα είναι μικρότερη[22]. Ο θόρυβος στην εικόνα σε μια τέτοια περίπτωση θα αυξηθεί καθώς και ο συντελεστής εξασθένησης σε όργανα με υψηλό ατομικό αριθμό, όπως οστά, ιωδιούχο σκιαγραφικό [25,26,35]. Στις ακτινολογικές λυχνίες το κύκλωμα που θερμαίνει το νήμα, για την θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων, μπορεί να μεταβληθεί με την αυξομείωση του παράγοντα **mAs** ο οποίος παράγοντας mAs είναι το γινόμενο του ρεύματος της λυχνίας (mA) επί το χρόνο (s) ακτινοβολίας της λυχνίας (scan time). Αύξηση του παράγοντα mA συνεπάγεται την πρόσπτωση περισσότερων ηλεκτρονίων στην κάθοδο και αυτό έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή περισσότερων φωτονίων τη μείωση του κβαντικού θορύβου και την αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο. Η αύξηση του παράγοντα mAs συνεπάγεται εκτός της ακτινικής

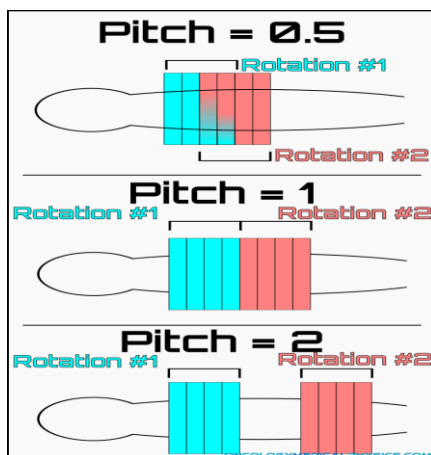
επιβάρυνσης στον εξεταζόμενο και υπερθέρμανση της ακτινολογικής λυχνίας που συνεπάγεται μείωση της διάρκειας ζωής της. [13,22,38].

Κατά τον ίδιο τρόπο επηρεάζει και ο χρόνος ακτινοβολήσης. Μεγάλος χρόνος ακτινοβολήσης είναι απαραίτητος για την παραγωγή μεγαλύτερου αριθμού φωτονίων όταν επιζητείται υψηλής ποιότητας εικόνα. Ταυτόχρονα επηρεάζει και τον αριθμό των λήψεων που συμμετέχει στον σχηματισμό της εικόνας γιατί το τόξο ακτινοβολήσης της λυχνίας είναι μικρότερο από 360° όταν ο χρόνος είναι μικρός ενώ σε μεγαλύτερους χρόνους είναι μεγαλύτερο των 360°. Η χρήση μεγάλου χρόνου εξέτασης σε ανατομικές περιοχές με κινούμενα όργανα όπως η καρδιά, μεγάλα αγγεία, διάφραγμα, έντερο και άλλα είναι απαγορευτική γιατί επηρεάζονται τα δεδομένα από την κίνηση των οργάνων αυτών και το ίδιο ισχύει και σε εξετάσεις όπου γίνεται ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου. Στις περιπτώσεις αυτές πρέπει να σαρωθεί γρήγορα και σε συγκεκριμένους χρόνους η περιοχή ενδιαφέροντος. Με τη χρήση μικρού χρόνου ακτινοβολήσης αποφεύγονται πολλά τεχνικά σφάλματα [39]. Αυτά τα τεχνικά σφάλματα ή αλλιώς ψευδενδείξεις αναφέρονται ως streak artifacts. Στους πολυτομικούς Υ.Τ. ο θόρυβος στην εικόνα επηρεάζεται από τον παράγοντα **pitch** όταν το mAs είναι σταθερό και η δόση στον εξεταζόμενο είναι ανάλογη προς το ενεργό δόση (effective mAs). Η μείωση της δόσης στον εξεταζόμενο συνδυάζεται συνήθως με ελάττωση της ενεργούς δόσης (effective mAs). Είναι γνωστό όμως πως όταν το mAs μειώνεται τόσο αυξάνει ο θόρυβος της εικόνας με αποτέλεσμα τη μείωση της αντιθετικής διακριτικής ικανότητας της εικόνας, αλλά δεν επηρεάζεται η χωρική διακριτική ικανότητα αυτής. Μεγάλη μείωση του παράγοντα mAs (ειδικότερα σε παχύσαρκους εξεταζόμενους) σε συνδυασμό με λεπτό εύρος διαφραγμάτων, έχει ως αποτέλεσμα τη μειωμένη δόση στους ανιχνευτές, οπότε ο ηλεκτρονικός θόρυβος επικρατεί και η λαμβανόμενη εικόνα είναι υποβαθμισμένη. Σημαντική μείωση του θορύβου επιτυγχάνεται με μεγαλύτερο πάχος τομής της ανασυνθεμένης εικόνας και με τη χρήση ενός smooth αλγόριθμου ανακατασκευής. Οι προαναφερόμενες αλλαγές όμως ελαττώνουν και την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας, γι' αυτό η μείωση του παράγοντα mAs πρέπει να γίνεται σε ειδικές περιπτώσεις, (πρωτόκολλα χαμηλής δόσης) κι εφόσον το επιτρέπει το πρωτόκολλο της εξέτασης [22,40].

**-Βήμα τράπεζας, (Table feed) Παράγοντας (δείκτης) μετακίνησης τράπεζας (Table Index).** Στην συμβατική Υ.Τ. η εξεταζόμενη περιοχή ακτινοβολείται τομή-τομή κι αυτό είναι εφικτό με το να μετακινείται η εξεταστική τράπεζα αμέσως μετά την ακτινοβολή της κάθε τομής. Με τον τρόπο αυτό σαρώνεται όλη η περιοχή ενδιαφέροντος ενώ η λυχνία δεν ακτινοβολεί το εξεταζόμενο θέμα τη στιγμή που μετακινείται η τράπεζα. Στην ελικοειδή σάρωση, ο παράγοντας **pitch** συμβάλλει στην μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας σε κάθε περιστροφή της λυχνίας (table feed per rotation), ο οποίος ορίζεται από την αναλογία του βήματος της εξεταστικής τράπεζας ανά περιστροφή προς την τομή των διαφραγμάτων, όπως αναγράφεται στον ακόλουθο τύπο:

$$\text{Pitch} = \text{TF} / \text{N SC}$$

όπου TF το βήμα της τράπεζας, N ο αριθμός περιστροφών της λυχνίας και SC το εύρος των διαφραγμάτων [22]. Αν επιλεγεί παράγοντας pitch μικρότερος από 1, τότε η σάρωση της περιοχής ενδιαφέροντος είναι επικαλυπτόμενη (λήψη πολλών δεδομένων) (εικ.27) και το ίδιο ισχύει για τις λαμβανόμενες εικόνες. Αυτού του είδους η σάρωση μπορεί να αυξάνει αρκετά τη δόση στον εξεταζόμενο όμως με την εφαρμογή των επικαλυπτόμενων δομών βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας και ειδικά όταν πρέπει να παραχθούν τρισδιάστατες εικόνες δίχως όμως να υπάρχουν ενδείξεις ότι ο θόρυβος της εικόνας μειώνεται. Η επιλογή παράγοντα pitch μεγαλύτερου του 2 (εικ.30) επιφέρει σφάλματα λόγω ανεπαρκούς δειγματοληψίας (δεν υπάρχει επικάλυψη τομών > λιγότερα δεδομένα)[22,42]. Το τεχνικό αυτό σφάλμα είναι πιο έντονο όταν όμορες περιοχές έχουν συντελεστές εξασθένησης με μεγάλη αριθμητική διαφορά κι παρουσιάζεται στο διάστημα ανάμεσα στους δύο διαφορετικούς ιστούς. Ο θόρυβος της εικόνας επομένως καθορίζεται από το εύρος της τομής όπως ακριβώς και από το πάχος των διαφραγμάτων κι εξαρτάται άμεσα από το πάχος αυτών και το pitch σε συμβατικούς κι ελικοειδούς σάρωσης Υ.Τ., όμως αυτή η παράμετρος διαφοροποιείται σε τομογράφους πολλαπλών τομών [13,22,42].



Εικόνα 30: Αναπαράσταση διαφόρων pitch  
Πηγή:Oncology Medical Physics.org

Στους πολυτομικούς τομογράφους οι παράμετροι σάρωσης είναι συνήθως επιλεγμένοι λόγω του συστήματος AEC(automatic exposure control) που διαθέτουν. Όμως για να υπάρχει υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα στον άξονα z χρησιμοποιείται ιστροπικό voxel, με στενό εύρος διαφραγμάτων και μικρό παράγοντα pitch. Επόμενο είναι ο θόρυβος στην εικόνα να αυξηθεί, λόγω του μικρού πάχους των διαφραγμάτων [13,22]. Η επιλογή όμως περισσότερων mAs μπορεί να αντισταθμίσει την αύξηση του θορύβου, αυτό επιφέρει ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο. Η ευκρίνεια στον άξονα z από την άλλη πλευρά μπορεί να βελτιωθεί χωρίς την αύξηση της έκθεσης (CTDIvol), μειώνοντας το εύρος των διαφραγμάτων και διατηρώντας το πραγματικό ενεργό mAs σταθερό. Με αυτές τις επιλογές ο θόρυβος της εικόνας διατηρείται σταθερός.

Οι τομογράφοι πολλαπλών τομών μπορούν από τα ίδια ακατέργαστα δεδομένα (raw data) να ανακατασκευάζουν εικόνες με υψηλή ευκρίνεια επιλέγοντας για την ανακατασκευή τους

μεγαλύτερο πάχος τομής (από τα ίδια δεδομένα) χρησιμοποιώντας το MPR δηλαδή την τεχνική των πολυεπίπεδων ανασυνθέσεων και οι εικόνες που προκύπτουν έχουν λιγότερο θόρυβο. Η ανασύνθεση αυτών των παχύτερων τομών από τα raw data, είναι καλύτερη όταν τα δευτερογενή δεδομένα δηλαδή οι ληφθείσες εγκάρσιες τομές, έχουν αποκτηθεί με επικάλυψη 50% του εύρους τομής. Η αναπαραγωγή εικόνων MPR σε στεφανιαίο επίπεδο έχουν μειωμένο θόρυβο και μπορεί να γίνει με λεπτότερο πάχος τομής σε σχέση με ανασυνθέσεις στα άλλα δύο επίπεδα, δηλαδή στο εγκάρσιο ή το οβελιαίο. [22,43]

**-Χρόνος περιστροφής (Rotation time).** Ο χρόνος που περιστρέφεται μια ακτινολογική λυχνία (η διάρκεια μίας περιστροφής) μπορεί να είναι 0.3-2 seconds ανάλογα από το είδος του Υ.Τ. [45]. Ακόμη και σε σύντομο χρόνο περιστροφής, μπορεί να καλυφθεί μεγάλο εύρος στον άξονα z της εξεταζόμενης περιοχής για έναν συγκεκριμένο χρόνο σάρωσης. Για να σαρωθεί το ίδιο μήκος με έναν πιο «αργό» Υ.Τ. είναι απαραίτητο να αυξηθεί ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας κι αυτό μπορεί να εφαρμοστεί σωστά μόνο όταν η περιοχή που εξετάζεται δεν επηρεάζεται από αναπνευστικές ή άλλου είδους κινήσεις [22]. Σε όλες τις άλλες περιπτώσεις πρέπει να αυξηθεί το εύρος των διαφραγμάτων. Στα ταχύτερα συστήματα Υ.Τ. που ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας είναι σύντομος εκτελούνται εξετάσεις με μικρότερο εύρος διαφραγμάτων. Όταν όμως ο αριθμός των διαθέσιμων προβολών που συμμετέχουν στο σχηματισμό της εικόνας είναι μικρός επειδή χρησιμοποιείται ελάχιστος χρόνος περιστροφής υποβαθμίζεται η ποιότητα της εικόνας. Μικροί χρόνοι σάρωσης σε συνδυασμό με καρδιακό σκανδαλισμό χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση αγγείων για να αναδείξουν την καρδιά και τα στεφανιαία αγγεία [25,30] αντί της κλασικής στεφανιογραφίας. Μεγάλος χρόνος εξέτασης δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν εξετάζονται κινούμενα όργανα (καρδιά, μεγάλα αγγεία, διάφραγμα, έντερο) τα οποία επηρεάζονται από τις κινήσεις αυτών και σε εξετάσεις με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού γιατί πρέπει να απεικονιστεί η εξεταζόμενη περιοχή με την κατάλληλη σκιαγράφιση. Με μικρό χρόνο ακτινοβολήσης ελαττώνεται η ασάφεια και ταυτόχρονα αποφεύγονται και τεχνικά σφάλματα [45] τα γνωστά έως streak artifacts και που είναι πολύ συχνά σε εξετάσεις θώρακος με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού κυρίως λόγω της κίνησης του καρδιακού μυ και της πυκνότητας του σκιαγραφικού μέσου στην άνω κοίλη φλέβα[22].

**-Χρόνος ακτινοβολήσης.** Σε κάθε σύστημα Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης ο μέγιστος χρόνος σάρωσης εξαρτάται από την θερμοχωρητικότητα της εκάστοτε λυχνίας ακτινών Χ. Τα σύγχρονα συστήματα Υ.Τ. διαθέτουν μέγιστο χρόνο έκθεσης μεγαλύτερο από 100sec ενώ στα παλαιότερα ο χρόνος αυτός δεν ξεπερνούσε τα 24 sec. Χρόνος έκθεσης δηλαδή χρόνος ακτινοβολήσης πάνω από 35 sec μπορεί να εφαρμοστεί μόνο σε ανατομικές περιοχές που δεν επηρεάζονται από αναπνευστικές κινήσεις όπως είναι ο εγκέφαλος, ο τράχηλος, τα άκρα κ.α. Στην εξέταση του θώρακα και της κοιλιακής χώρας είναι αναγκαία η συγκράτηση της αναπνοής για την εξασφάλιση εικόνας υψηλής ποιότητας (προτεινόμενος συνολικός χρόνος εξέτασης 35 sec) [22,46].

**4.2.β.** Οι **παράμετροι ανακατασκευής- ανασύνθεσης της εικόνας** μπορούν να την επηρεάσουν είτε άμεσα, κατά τη λήψη των ακατέργαστων δεδομένων, είτε έμμεσα μετά την περαίωση της εξέτασης, κατά την επεξεργασία των δεδομένων που έχουν αποθηκευτεί στο σύστημα ενός Υ.Τ.

-Ο **αλγόριθμος ανασύνθεσης** χρησιμοποιείται για την παραγωγή μιας εικόνας από τα ακατέργαστα δεδομένα (raw data) αυτής, καθορίζει και την χωρική διακριτική ικανότητα και τον θόρυβο της εικόνας. Όπως προαναφέρθηκε, ο αυξημένος θόρυβος περιορίζει την αναγνώριση μικρών ανατομικών και παθολογικών δομών που έχουν συντελεστές εξασθένησης με πολύ μικρή διαφορά από το περιβάλλον τους γιατί ελαττώνεται η αντιθετική διακριτική ικανότητα της εικόνας [13,22]. Η υψηλή αντιθετική διακριτική ικανότητα (contrast resolution) επιτρέπει στον ακτινοδιαγνώστη ιατρό την εντόπιση και τη διάκριση παθολογικών περιοχών στα παρεγχυματικά όργανα (ήπαρ, πάγκρεας κ.λ.π.) και σε όλους τους υπόλοιπους μαλακούς ιστούς (μύες, λίπος). Η υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution) βοηθάει στην εντόπιση πολύ μικρών βλαβών ή μορφολογικών αλλαγών στους πνεύμονες και στα οστά κυρίως. Με τη χρήση ενός αλγόριθμου υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας (**HR kernel, sharp kernel**) βελτιώνεται πολύ η Χ.Δ.Ι. διακριτική ικανότητα της εικόνας αλλά ταυτόχρονα αυξάνεται ο θόρυβος κι ως επακόλουθο είναι η μείωση της αντιθετικής διακριτικής ικανότητας [22,47]. Επομένως ανάλογα με το διαγνωστικό ενδιαφέρον που έχει η εξεταζόμενη περιοχή που θα πρέπει να εφαρμόζεται και ο κατάλληλος αλγόριθμος ενώ όταν δεν υπάρχουν ειδικές κλινικές ενδείξεις η εφαρμογή ενός γενικού αλγόριθμου είναι ικανοποιητική.

Τα raw data αποθηκεύονται στο σύστημα Υ.Τ. (εφόσον είναι εφικτό) και είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν οποιαδήποτε στιγμή για την ανακατασκευή νέων εικόνων με διαφορετικούς αλγορίθμους. Οι τιμές HU αλλάζουν όταν χρησιμοποιούνται αυτοί οι αλγόριθμοι και προσεγγίζουν περισσότερο την πραγματική τιμή και ιδιαίτερα αν έχει γίνει χρήση αλγόριθμου ρουτίνας [48],

Η εικόνα που ανακατασκευάζεται με αλγόριθμους υψηλής ευκρίνειας επειδή χρησιμοποιούν μεγάλο τμήμα των δεδομένων κι επειδή συνδυάζονται συνήθως με μικρό πάχος τομής προσθέτουν θόρυβο σε αυτή και δημιουργούν και τεχνικά σφάλματα.

-**Αλγόριθμοι παρεμβολής (Interpolation algorithm) και κατανομή της τομής (Section profile)**. Είναι γνωστό ότι για την ανακατασκευή της εικόνας στην Υ.Τ. χρησιμοποιείται η μέθοδος της οπισθοπροβολής η οποία είναι η εφαρμογή αλγορίθμων και μαθηματικών διεργασιών για την επεξεργασία όλων των μετρήσεων των τιμών εξασθένησης της ακτινοβολίας (raw data) που προκύπτουν από διάφορες κατευθύνσεις. Όμως η κίνηση της εξεταστικής τράπεζας θα προκαλούσε σφάλματα γιατί θα λαμβάνονταν τομές ανομοιόμορφου πάχους και διαφορετικού προσανατολισμού. Αυτό συμβαίνει γιατί η μέθοδος της οπισθοπροβολής δεν λαμβάνει υπόψη της το γεγονός ότι κατά την διάρκεια

της ακτινοβολήσης η εξεταστική τράπεζα κινείται.[13,21,22] Για να μη συμβαίνει αυτό το σφάλμα οι πιο πολλοί κατασκευαστές εφαρμόζουν **αλγόριθμους γραμμικής παρεμβολής (linear interpolation - LI)** στις ακατέργαστες πληροφορίες πριν ολοκληρωθεί η ανακατασκευή των εικόνων. Με την εφαρμογή αυτών των αλγορίθμων ο υπολογισμός της τιμής εξασθένισης ενός σημείου γίνεται χρησιμοποιώντας πληροφορίες από δύο γειτονικά σημεία τα οποία βρίσκονται εκατέρωθεν αυτού και κατά μήκος του επιμήκη άξονα και για αυτό ονομάστηκε **γραμμική παρεμβολή 360° (360° LI)** που όμως εγκαταλείφτηκε σύντομα γιατί δεν επέτρεπε την εκτέλεση σάρωσης με τη χρήση ταχύτητας τράπεζας μεγαλύτερης από το πάχος της δέσμης.[13,22]

Στα σύγχρονα συστήματα Υ.Τ. χρησιμοποιείται πλέον ο αλγόριθμος που ονομάζεται **γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 180° (180° LI)** με τον οποίο ο υπολογισμός των δεδομένων για την ανακατασκευή της εικόνας μιας τομής έχουν διαφορά φάσης 180°. με αυτόν τον τρόπο μειώνεται κατά πολύ το εύρος του προφίλ ευαισθησίας τομής (SSP) κι επομένως δίνεται η δυνατότητα σάρωσης ακόμη και με ταχύτητα τράπεζας διπλάσια του πάχους τομής. Ο αλγόριθμος αυτός χρησιμοποιεί το 50% των δεδομένων σε σύγκριση με τον αλγόριθμο παρεμβολής 360° με αποτέλεσμα οι εικόνες να έχουν περισσότερο θόρυβο όμως ο ασθενής επιβαρύνεται με το ήμισυ της ακτινοβολίας και ελαττώνει τυχόν σφάλματα κίνησης στις εξετάσεις θώρακος και κοιλίας.[13,22]

Ένας άλλος πιο σύγχρονος αλγόριθμος είναι ο **Z- Filter**, οποίος λειτουργεί καθορίζοντας το πόσο κάθε προβολή θα συμμετέχει στην τελική εικόνα και είναι ιδανικός για να αποκτηθεί μία ορθογώνια κατανομή της τομής με αυξημένο θόρυβο ή να μειώσει το θόρυβο (και την απαιτούμενη δόση) αποκτώντας στενότερη κατανομή. Με άλλα λόγια μπορεί να αποδώσει εικόνες υψηλής ευκρίνειας, αντίθεσης και αρκετά καλής απόδοσης σε χρήση μεγάλων τιμών του Pitch[22].

Οι πολυτομικοί Υ.Τ. εφαρμόζουν το Z- Filter παρεμβολής επειδή μειώνει το θόρυβο ην εικόνα.

**-Διάστημα ανακατασκευής (Reconstruction Interval-RI)** Το βασικό πλεονέκτημα της ελικοειδούς σάρωσης είναι η συνεχής λήψη πληροφοριών που έχει ως αποτέλεσμα η συλλογή των ακατέργαστων αυτών πληροφοριών να αφορά όλες τις ανατομικές δομές της περιοχής που ακτινοβολείται κι εξαρτάται από το επιλεγόμενο FOV[49] . Επομένως δίνεται η δυνατότητα ανακατασκευής εικόνων και σε άλλα επίπεδα, διαφορετικά από το επίπεδο σάρωσης. Ο **RI** είναι ο παράγοντας που ορίζει το διάστημα των ανακατασκευαζόμενων εικόνων και είναι ανεξάρτητος από το εύρος τομής και στην πραγματικότητα εκφράζει το βαθμό επικάλυψης των παραγόμενων εικόνων. Καλό είναι η επιλογή του διαστήματος ανακατασκευής να είναι τέτοιο ώστε οι εικόνες να επικαλύπτονται τουλάχιστον κατά 30% και ιδιαίτερα όταν αφορά την ανίχνευση μικρών δομών (π.χ. πνευμονικούς όζους). Στις περιπτώσεις που το ζητούμενο είναι ένα πολύ καλό MPR (multi planar reconstruction) ή τρισδιάστατες ανασυνθέσεις (3D) το διάστημα ανακατασκευής θα πρέπει να είναι μικρότερο ή ίσο του μισού του εύρους τομής.[13,22]



Συμπερασματικά ένα μεγάλο πλεονέκτημα στην Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης είναι η επικαλυπτόμενη ανακατασκευή των εικόνων. Αυτό μπορεί να εφαρμόζεται ανεπιφύλακτα επειδή περιορίζεται το φαινόμενο μερικού όγκου και απεικονίζονται με υψηλότερη ευκρίνεια μικρές δομές καθώς παράγονται ιδανικές ανασυνθέσεις (MPR, 3D) με μειωμένα τεχνικά σφάλματα.

-Τα **παράθυρα (windows)** απεικόνισης στην Υ.Τ. είναι δυνατό εύκολα να μεταβληθούν και να αναδεικνύονται σε αυτά οι ιστοί και οι ανατομικές δομές ενδιαφέροντος δίνοντάς τους όλο το φάσμα του γκριζου.

Στην κλίμακα πυκνοτήτων του Hounsfield αντιπροσωπεύονται περίπου 3000 διαφορετικές πυκνότητες (τόνοι του γκρι) αλλά είναι γνωστό ότι το ανθρώπινο μάτι μπορεί να αντιληφθεί πολύ λιγότερες (διακρίνει 40-100 αποχρώσεις του γκρι σύμφωνα με πρόσφατες έρευνες) [22,50]. Οι οθόνες επίσης διαθέτουν, για οικονομικούς λόγους κατασκευής μόνο 16 έως και 24 τόνους γκρι (από άσπρο έως και μαύρο). Κάθε προσπάθεια να απεικονισθεί όλο το εύρος των αριθμών CT με όλους τους διαθέσιμους τόνους του γκρι θα κατέστρεφε την αντίθεση ώστε να μην μπορούν να διακριθούν ανατομικές δομές ή παθολογικές περιοχές που έχουν μικρές διαφορές στους αριθμούς CT. Σήμερα είναι διαθέσιμα τυποποιημένα παράθυρα για την ανίχνευση παθολογιών [22].

Με τις λεγόμενες **τεχνικές παραθύρου** δίνεται η δυνατότητα να αυξηθεί η αντίθεση της εικόνας. Το παράθυρο καθορίζεται από δύο τιμές:

- α. **το εύρος παραθύρου (width window- WW)**, το οποίο επηρεάζει την αντίθεση και
- β. **το κέντρο παραθύρου (window level -WL)**, το οποίο καθορίζει την φωτεινότητα της εικόνας.

Με την τεχνική των παραθύρων μόνο ένα μέρος του εύρους των αριθμών CT απεικονίζεται κάθε φορά σύμφωνα με τη διαθέσιμη κλίμακα. Αν μειωθεί το εύρος του παραθύρου αυξάνεται η αντίθεση της εικόνας (εικ.31), ελαττώνοντας το εύρος του παραθύρου η εικόνα γίνεται πιο φωτεινή (εικ.32) ενώ με την αύξηση του εύρους η εικόνα γίνεται πιο σκοτεινή (εικ.33).

Σε ειδικές εξετάσεις (π.χ. απεικόνιση πνευμονικών αγγείων) για την επίτευξη της βέλτιστης αντίθεσης θα πρέπει να υπολογίζονται οι τιμές HU των αγγείων και να ορίζεται εύρος ελαφρώς μεγαλύτερο από την τιμή του ιστού που πρόκειται να απεικονιστεί και κέντρο περίπου στο ήμισυ [40]. Πολύ σημαντικός παράγοντας είναι η αναγνώριση και απεικόνιση των τεχνικών σφαλμάτων. Για τα ακτινοδιαυγή τεχνικά σφάλματα χρησιμοποιούμε μεγάλο εύρος και χαμηλό κέντρο, ενώ για τα ακτινοσκοιρά μεγάλο εύρος και κέντρο. Ιδιαίτερα υψηλό κέντρο (= με την πυκνότητα του αγγείου) απαιτείται στα γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts) και στις εξετάσεις θώρακος με έγχυση σκιαγραφικού μέσου.[13,22]



Εικόνα 31: Abdomen window (W:400 L:40)

Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing, stepwards.com



Εικόνα 32: Lung Window (W:1500 L:-500)

Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing, stepwards.com



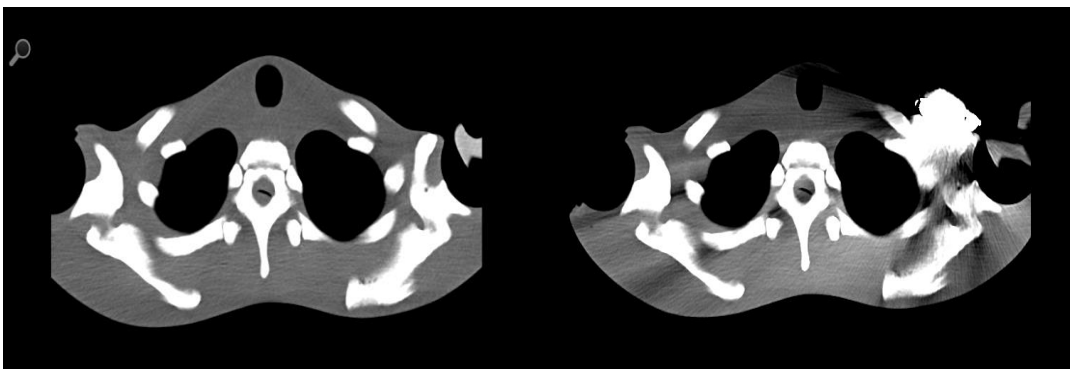
Εικόνα 33: Bone window (W:2000-3000 L:500-1000)

Πηγή: Fundamentals Of Computed Tomography Studies: Windowing, stepwards.com

## ΜΕΡΟΣ 2<sup>ο</sup>

### 5.1. Ο ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ METAL ARTIFACT REDUCTION (MAR)

Ο αλγόριθμος MAR αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο-βοηθό στην Υπολογιστική Τομογραφία για την αντιμετώπιση των τεχνικών σφαλμάτων που παρουσιάζονται στη ληφθείσα εικόνα και τα οποία προκαλούνται από την παρουσία μεταλλικών αντικειμένων (υψηλό ατομικό αριθμό Z) στην περιοχή ενδιαφέροντος (ανατομική περιοχή σάρωσης).[51,52,53] Όπως προαναφέρθηκε τα σφάλματα αυτά (streaks artifacts) προβάλλονται στην εικόνα ως ραβδώσεις και απεικονίζονται ως σκοτεινές ή φωτεινές περιοχές που αποκρύπτουν τη συγκεκριμένη ανατομική περιοχή κι επηρεάζουν τις όμορες (εικ.34.β και εικ.35).



α)

β)

Εικόνα 34: CT Θώρακος σε phantom, τομή σε axial επίπεδο, α)χωρίς την παρουσία μεταλλικού αντικειμένου, β) με εναπόθεση βηματοδότη εξωτερικά του phantom.

Πηγή: Προσωπικό αρχείο-λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers

Εικόνα 35: CT άνω και κάτω κοιλίας σε coronal επίπεδο σε ενήλικα εξεταζόμενο, με οστεοσυνθέσεις και στα δύο ισχία  
Πηγή: Courtesy of Kantonsspital, Luzern, Switzerland



Στις παραπάνω εικόνες είναι προφανής η ελλιπής λήψη δεδομένων και η δυσκολία αναγνώρισης όλων των ανατομικών δομών στην περιοχή των μεταλλικών εμφυτευμάτων. (Ιδιαίτερα στην εικ.35 σχεδόν το 1/4 της πυέλου δεν απεικονίζεται). Τα streaks artifacts

δημιουργούνται λόγω του φαινομένου σκλήρυνσης της δέσμης, όπως αναφέρθηκε στο κεφ. 3.2.β.

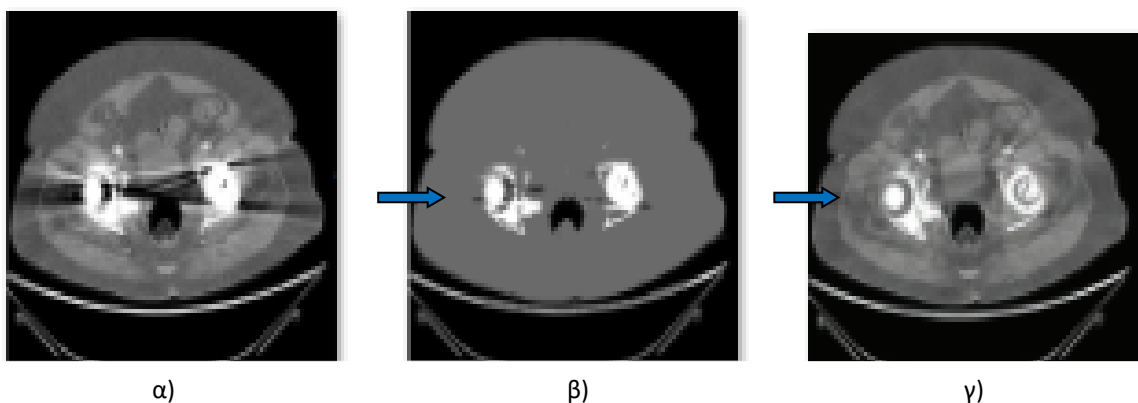
Η δέσμη των ακτίνων Χ όταν διαπερνά το μέταλλο έχει υψηλή εξασθένιση κι επομένως τα φωτόνια που προσπίπτουν στους ανιχνευτές θα είναι πολύ λιγότερα. Η χαμηλή ροή φωτονίων σημαίνει τη μη παραγωγή σήματος που στη συνέχεια επιφέρει λανθασμένους υπολογισμούς κατά την επεξεργασία κι ανακατασκευή των raw data με το αποτέλεσμα είναι η απόκρυψη πληροφοριών από την ανατομική δομή ενδιαφέροντος.

## 5.2.ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ METAL ARTIFACT REDUCTION (MAR)

Ο αλγόριθμος αυτός μειώνει τα streaks artifacts. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ταυτόχρονα με τη σάρωση αλλά και ετεροχρονισμένα στην ανακατασκευή της εικόνας μετά τη ολοκλήρωση της εξέτασης. Ο εξεταζόμενος χάρις αυτού γλιτώνει από την επανάληψη μιας ακόμη έκθεσης στην ακτινοβολία που συνεπάγεται επιπλέον ακτινική επιβάρυνση για τον ίδιο, επιπλέον ο ακτινοτεχνολόγος κερδίζει χρόνο στην εργασία του κι ο ακτινοδιαγνώστης ιατρός λαμβάνει τη σωστή πληροφορία που χρειάζεται για τη γνωμάτευση.

Η εφαρμογή του αλγόριθμου αυτού είναι απλή. Λαμβάνεται η αρχική εικόνα με τα τεχνικά σφάλματα (εικ.36.α) και δίνεται στη συνέχεια η εντολή να ανακατασκευαστεί μια εικόνα στην οποία τα pixels που έχουν κατηγοριοποιηθεί πως περιέχουν μεταλλικά αντικείμενα να πάρουν την τιμή 1, ενώ όλα τα υπόλοιπα που περιέχουν πυκνότητες ιστών την τιμή 0 (εικ.36.β). Η νέα αυτή ανακατασκευασμένη εικόνα ονομάζεται **μάσκα** και αυτή αφαιρείται από την αρχικά λαμβανόμενη (εικ.36.α). Η διαδικασία αυτή μπορεί να επαναληφθεί όσες φορές θεωρηθεί απαραίτητο. Το τελικό αποτέλεσμα είναι μια νέα πιο smooth εικόνα (εικ.36.γ) στην οποία πλέον διακρίνονται και οι περισσότερες ανατομικές δομές που καλύπτονταν πριν από τα streaks artifacts.[52,53]

Εάν δεν υπάρχουν μεγάλου όγκου ή υψηλής πυκνότητας μεταλλικά αντικείμενα τότε ο αλγόριθμος MAR δεν επηρεάζει την εικόνα και δεν πραγματοποιείται αυτή η επεξεργασία δεδομένων (σε περιπτώσεις stents, ή κάποιο άλλο μικρό μεταλλικό αντικείμενο).



Εικόνα 36: Αξιαλ τομή πυέλου με μεταλλικά εμφυτεύματα ισχίων άμφω, α. αρχική ληφθείσα εικόνα, β)μάσκα, γ) τελική εικόνα μετά τη χρήση του MAR

Πηγή: <https://www.philips.co.uk> Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR)

### 5.3.α. ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΙΣΜΟΣ - ΣΤΟΧΟΣ

Στις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας ένα από τα σημαντικότερα προβλήματα που καλείται να επιλύσει τόσο ο ακτινοτεχνολόγος όσο και ο ακτινοδιαγνώστης ιατρός είναι τα τεχνικά σφάλματα (artifacts) που παρουσιάζονται κατά τη σάρωση μίας περιοχής ενδιαφέροντος.

Όπως προαναφέρθηκε τα artifacts είναι δυνατό να παρουσιαστούν λόγω διαφόρων παραμέτρων και δυσχεραίνουν την αναγνώριση της ορθής ανατομίας και παθολογίας στην περιοχή ενδιαφέροντος. Η επίδραση αυτών στην εικόνα είναι ποικίλη και ο τρόπος για να ξεπεραστεί το καθένα από αυτά διαφορετικός.

Ένα πολύ συχνό και σημαντικό τεχνικό σφάλμα, όπως προαναφέρθηκε, είναι αυτό που παρουσιάζεται λόγω της ύπαρξης μεταλλικών αντικειμένων τα οποία είτε βρίσκονται έξω είτε μέσα στην εξεταζόμενη περιοχή. Τέτοια αντικείμενα μπορεί να είναι μηχανήματα μηχανικής στήριξης του εξεταζόμενου (οξύμετρο, Η.Κ.Γ., συσκευή οξυγόνου, τραχειοσωλήνας, monitor παρακολούθησης ζωτικών σημείων, κ.α.), εμφυτεύματα διαφόρων μορφών (βηματοδότης, απινιδωτής, διαφράγματα, οδοντιατρικά εμφυτεύματα, ηλώσεις, βίδες, βαλβίδες, κ.α.) ακόμη και προσωπικά του αντικείμενα που φέρει μαζί του (πορτοφόλι, χρήματα, κοσμήματα, κάρτες, κ.α.), σκιαγραφικές ουσίες που περιέχουν μεταλλικά στοιχεία κ.α. Ο ενδεδειγμένος έλεγχος του εξεταζόμενου και η λήψη ενός ολοκληρωμένου ιστορικού μετάλλων προκειμένου να ενημερωθούν ο ακτινοτεχνολόγος και ο ακτινοδιαγνώστης είναι απαραίτητα για την αποφυγή των τεχνικών αυτών σφαλμάτων τα γνωστά **streaks artifacts** (λόγω σκλήρυνσης της δέσμης).

Πολλές φορές όμως τα streaks artifacts δεν είναι εφικτό να αποφευχθούν και δυσχεραίνουν στη διάγνωση της παθολογίας της εξεταζόμενης περιοχής. Για το λόγο αυτό οι κατασκευαστές Υπολογιστικών τομογράφων όλων των εταιρειών έχουν δημιουργήσει έναν νέο αλγόριθμο, τον **MAR (Metal Artifact Reduction)**, που όπως αναφέρεται και στην ονομασία του ο ρόλος του είναι η μείωση των τεχνικών σφαλμάτων που προέρχονται από μέταλλα.

Στόχος του πειράματος που περιγράφεται στη συνέχεια της διπλωματικής αυτής εργασίας είναι η παρουσίαση της λειτουργίας αυτού του αλγόριθμου ανακατασκευής και η απόδειξη της χρησιμότητάς του ως ένα πολύτιμο «εργαλείο» για τον ακτινοδιαγνώστη ιατρό. Για την πραγματοποίηση γίνανε μετρήσεις σε phantom με συνθήκες και πρωτόκολλο ίδιο με αυτό που επιλέγεται για ενήλικα άνθρωπο με κανονικό σωματότυπο.

### 5.3.β. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Ο Υπολογιστικός τομογράφος, που χρησιμοποιήθηκε, είναι της εταιρείας Siemens Healthineers ο Somatom go.Top 128 τομών (s.m. 11061640) και στη συνέχεια παρατίθενται μερικά από τα χαρακτηριστικά του σχετικά με τη λήψη της εικόνας (πίν.1), την ανασύνθεσή της (πίν.2), τις δυνατότητες της λυχνίας και της γεννήτριας ρεύματος (πίν.3) και τους ανιχνευτές (πίν.4) διότι θεωρούνται απαραίτητα να αναφερθούν.

Λήψη εικόνας Somatom go.Top			
Χρόνος περιστροφής συστήματος	0.33 s	0.5 s	1.0 s
Ανοχή χρόνου περιστροφής	±1%		
Μέγιστος αριθμός τομών που λαμβάνονται	64		
Χρόνος καθυστέρησης σάρωσης	3-600 s		
Μέγιστος αριθμός σάρωσης σε μια αυτόματη ζώνη	15		
Μήκος κλινικής απεικόνισης (mm)	1600 mm	2000 mm	

Πίνακας 1

Ανασύνθεση εικόνας Somatom go.Top	
Μέγιστος αριθμός ανασυντεθειμένων τομών	128
Εύρος ανασυντεθειμένης τομής	0,6 – 10 mm
Προσαύξηση τομής (mm)	0,1 - 10
Πεδίο προβολής (FoV) μέγιστο	50 cm
HD FoV (FoV υψηλής ανάλυσης) μέγιστο	70 cm
Εύρος FoV	50 - 700 mm
Μέγιστη ταχύτητα ανασύνθεσης (εικόνες/s)	23 (IRSi-1c)
Βασική μήτρα απεικόνισης (εικονοστοιχεία)	512 x 512
Κλίμακα HU	-8192 έως +57343 HU

Πίνακας 2

Η σάρωση στον αναφερόμενο Υ.Τ. γίνεται με τη λήψη τοπογράμματος και την επιλογή πρωτοκόλλου εξέτασης είτε Sequence (Ακολουθία) είτε Spiral (Ελικοειδής).

Λυχνία ATHLON και γεννήτρια Somatom go.Top							
Τάση λυχνίας (KV)	70	80	90	100	110	120	130
	140						
Μέγιστο ρεύμα (mA) για kV από 70 έως 140	825	825	800	750	681	625	576
	535						
Ρεύμα λυχνίας (mA)	13 - 825						
Ρεύμα λυχνίας, τιμή ανοχής	±20%						
Μέγιστη ισχύς γεννήτριας (KW)	75						
Εστιακό σημείο/ γωνία ανόδου ως προς τον άξονα αναφοράς <sup>4</sup> )	0,8 x 0,8 / 7°				1,0 x 1,2 / 7°		

Πίνακας 3

	<b>Ανιχνευτής Somatom go.Top</b>
<b>Αριθμός σειρών ανιχνευτή</b>	64
<b>Εύρος τομής που λαμβάνεται (mm)</b>	0,6
<b>Αριθμός καναλιών ανιχνευτή</b>	840
<b>Αριθμός στοιχείων</b>	53760
<b>Αριθμός μονάδων</b>	42

Πίνακας 4

Το phantom που χρησιμοποιήθηκε είναι κατασκευασμένο από πλαστικά υλικά διαφόρων πυκνοτήτων και ατομικών αριθμών ώστε να μιμούνται βασικά ζωτικά όργανα όπως πνεύμονες, ήπαρ, καρδιά, οστά κ.α. Ο σωματότυπος του αντιπροσωπεύει ενήλικα κανονικής διάπλασης και σωματικού βάρους 70 Kgr.

Το μεταλλικό αντικείμενο που εναποτέθηκε στο phantom με σκοπό τα streaks artifacts ήταν ένας βηματοδότης που έχει αντικατασταθεί σε ασθενή παρόμοιου σωματότυπου.

Το πρωτόκολλο που επιλέχθηκε είναι μία απλή CT θώρακος, ελικοειδούς σάρωσης, λόγω του μεταλλικού αντικειμένου που χρησιμοποιήθηκε.

### **5.3.γ. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ - ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗ**

Είχε προηγηθεί ποιοτικός έλεγχος του Υ.Τ. ώστε να μην υπάρξουν δυσκολίες κατά την διενέργεια του πειράματος και τη σωστή λειτουργία του μηχανήματος.

Το phantom τοποθετήθηκε σε ύπτια, κεφαλουραία (HFS) θέση στην εξεταστική τράπεζα. Έγινε επικέντρωση από τον ακτινοτεχνολόγο σε εγκάρσιο επίπεδο λίγο πιο πάνω από τις κορυφές των πνευμόνων, σε στεφανιαίο επίπεδο στη μέση μασχαλιαία γραμμή και στο οβελιαίο στη μέση γραμμή του σώματος που περνά από το κέντρο του στέρνου.

Τα στοιχεία που δόθηκαν, ορίστηκαν ως στοιχεία εξεταζόμενου ενήλικα 55 ετών και μετρίου σωματότυπου. Αξίζει να σημειωθεί πως ο συγκεκριμένος Υ.Τ. περιλαμβάνει το σύστημα CARE DOSE 4D (λογισμικό πρόγραμμα που ρυθμίζει την ένταση της ακτινοβολίας σύμφωνα με το πάχος και την πυκνότητα των ιστών της ακτινοβολούμενης περιοχής). Επιλέχθηκε πρωτόκολλο απλής CT θώρακος με ανασύνθεση εικόνων με πάχος τομής 5.0 mm και 1.5 mm σε παράθυρο μεσοθωρακίου και πνευμονικό, όπως συστήνεται διεθνώς, με τα ακόλουθα στοιχεία:

Scan mode: routine spiral  
Patient type: adult  
Scan direction: head to feet  
Table direction: in  
Injector coupling: off  
Acquisition (mm): 64×0.6  
Organ characteristics: thorax  
Target region: chest  
Tilt: 0°  
Topogram (mm): 512 (coronal)  
CARE Dose 4d & CARE KV: full  
CARE KV quality ref. mAs@120KV: 55  
KV: 120  
Pitch: 0.8  
Sharped Filter: standard  
Rotation time (s): 0.33  
Exam time (s): 4.88  
Patient instruction: inspiration:  
Absolute start delay (s): 6.0  
Topogram (mm): 512  
Check & go image type: MPR  
Check & GO orientation: coronal

Η αρχική σάρωση έγινε χωρίς την εναπόθεση του βηματοδότη με λήψη τοπογράμματος σε στεφανιαίο επίπεδο και σάρωση περιοχής θώρακος μήκους 40 cm. Στη συνέχεια τοποθετήθηκε ο βηματοδότης εξωτερικά και δεξιά του phantom στο ύψος της κορυφής του πνεύμονα και σε θέση που συνήθως τοποθετείται με χειρουργική επέμβαση εσωτερικά του ανθρώπινου σώματος, ώστε να μιμηθεί το δυνατόν την πραγματική θέση αυτού του αντικειμένου. Ακολούθησε και δεύτερη σάρωση της ίδιας περιοχής ενδιαφέροντος χωρίς και με τη χρήση του αλγόριθμου MAR.

Στη συνέχεια έγιναν οι ανασυνθέσεις των λήψεων σε τομές πάχους 1.5mm και 5.0mm, καθώς και ανασύνθεση εικόνων αλλάζοντας το είδος του μεταλλικού αντικειμένου, διότι είχε τη σύσταση ορθοπεδικού μεταλλικού εμφυτεύματος, με σκοπό να διαπιστωθεί η λειτουργία του αλγόριθμου αλλάζοντας την συγκεκριμένη παράμετρο και στην κατηγορία αυτών.

Τα στοιχεία ακτινοβολήσης κρατήθηκαν σταθερά και στις δύο λήψεις για να υπάρχει αντικειμενική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων.

Η επιλογή των προβολών που μελετήθηκαν έγιναν με τη σύμφωνη γνώμη δύο ακτινοτεχνολόγων και ενός ακτινοδιαγνώστη ιατρού. Αποφασίστηκε η μελέτη να γίνει στις εικόνες που ανασυντέθηκαν με πάχος τομής 5.0mm διότι αυτές με πάχος τομής 1.5mm είχαν περισσότερο θόρυβο και δυσκόλευε την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Παρακάτω παραθέτονται οι ανασυνθεμένες εικόνες στις οποίες έγινε η μελέτη (εικ.37 & 38).



Η εικ. 37 (σελ. 49) παρουσιάζει την επιλεγμένη τομή στη οποία βασίστηκε το πείραμα. Είναι εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο που απεικονίζεται το ίδιο σημείο ενδιαφέροντος σε παράθυρο μεσοθωρακίου ( εικ.37: α, γ, ε, ζ) και σε παράθυρο πνευμονικό (εικ.37: β, δ, στ, η).

Στον ακόλουθο πίνακα (πίν.5) παρουσιάζονται τα στοιχεία που έχουν διαφοροποιηθεί κατά τη λήψη και την ανασύνθεση των εικόνων αυτών:

EIKONA	ΣΤΟΙΧΕΙΑ-ΔΕΔΟΜΕΝΑ
<b>37α &amp; 37β</b>	απλή σάρωση χωρίς εναπόθεση μεταλλικού αντικειμένου
<b>37γ &amp; 37δ</b>	σάρωση με τοποθέτηση εξωτερικά βηματοδότη χωρίς χρήση του MAR
<b>37ε &amp; 37στ</b>	ανασύνθεση εικόνας με εξωτερικό βηματοδότη με χρήση του MAR
<b>37ζ &amp; 37η</b>	ανασύνθεση εικόνας με επιλογή ορθοπεδικού εμφυτεύματος και χρήση MAR

Πίνακας 5

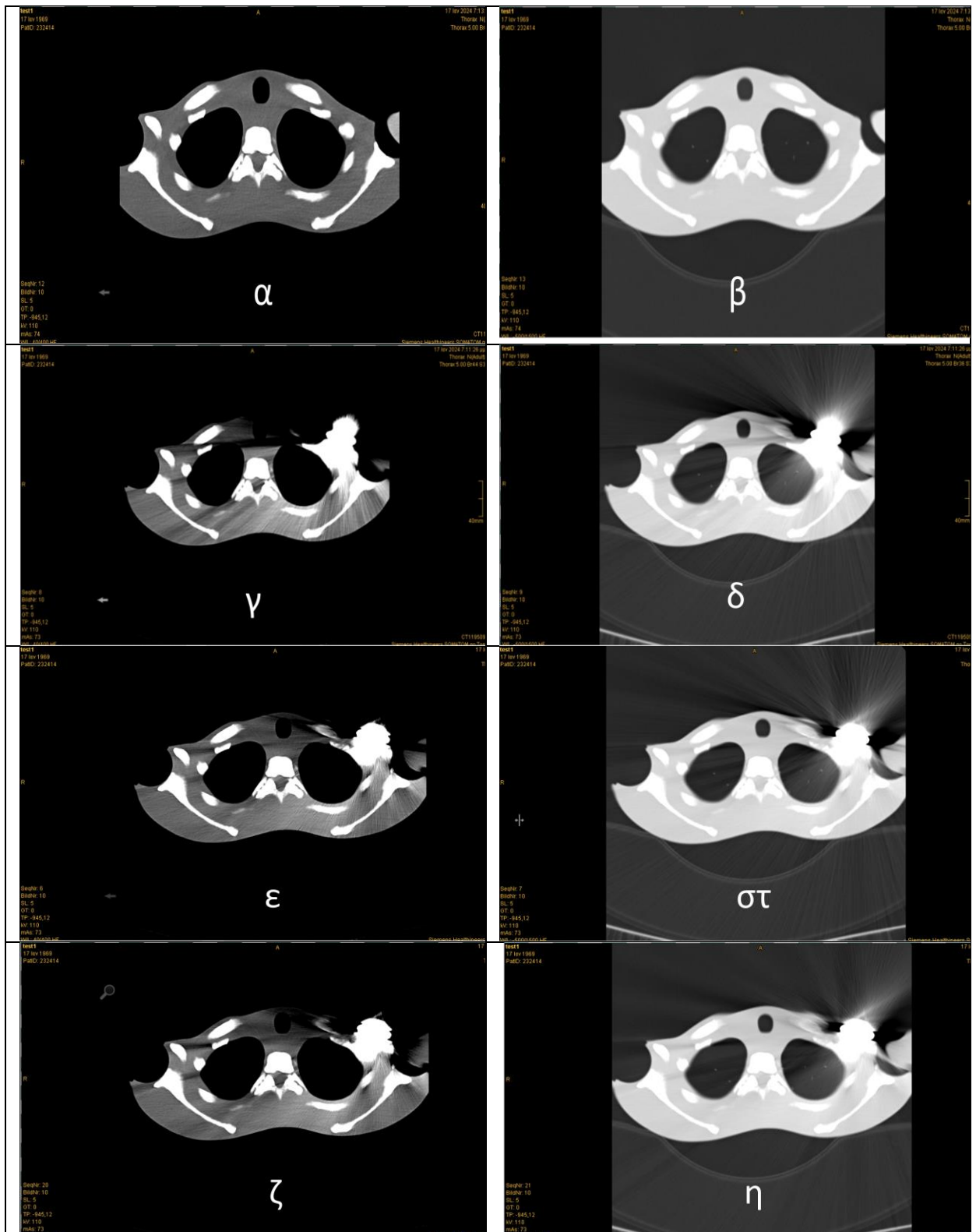
Κατά την οπτική παρατήρηση των τομών αυτών διαπιστώνεται ότι στην απλή σάρωση το θωρακικό κήτος απεικονίζεται εξ ολοκλήρου (εικ.37α,β) ενώ στη σάρωση με το βηματοδότη η ανατομία της περιοχής που έχει τοποθετηθεί το αντικείμενο στο παράθυρο του μεσοθωρακίου δεν απεικονίζεται σωστά έως καθόλου εξαιτίας των streaks artifacts, που προκαλούνται από το φαινόμενο της σκλήρυνσης της δέσμης (ει.37γ,δ). Στο πνευμονικό παράθυρο η ανατομική δομή που ενδιαφέρει είναι το πνευμονικό παρέγχυμα το οποίο απεικονίζεται αλλά με αρκετό θόρυβο και ασάφεια.

Οι εικόνες 37ε&στ είναι ανασύνθεση των μη διαγνωστικών εικόνων χρησιμοποιώντας τα ακατέργαστα δεδομένα της σάρωσης με χρήση του αλγόριθμου MAR (Metal Artifact Reduction). Το οπτικό αποτέλεσμα είναι ικανοποιητικό καθώς αναδεικνύεται μεγάλο μέρος της ανατομίας που είχε χαθεί κυρίως στο παράθυρο του μεσοθωρακίου (περιοχή δεξιάς κλείδας...) ενώ στο πνευμονικό το παρέγχυμα απεικονίζεται με λιγότερο θόρυβο και περισσότερη λεπτομέρεια.

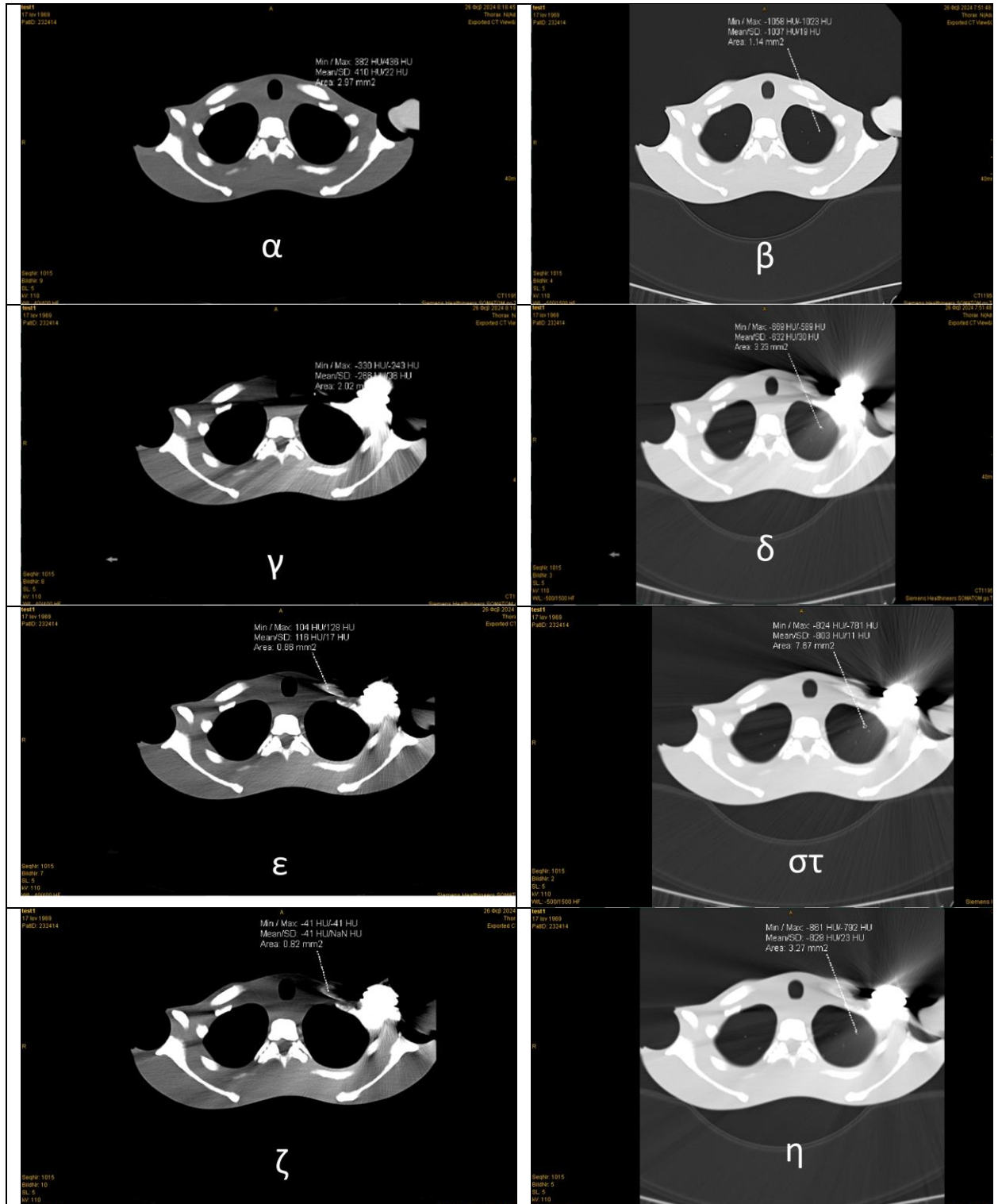
Στις εικόνες 37ζ&η έχει τροποποιηθεί η πληροφορία για το μεταλλικό αντικείμενο και έγινε ανασύνθεση των εικόνων με χρήση του αλγόριθμου αυτού επιλέγοντας αντί για αναγνώριση pacemaker (βηματοδότη), metal implant (μεταλλικό εμφύτευμα). Αυτό έγινε επειδή η σύσταση του συγκεκριμένου βηματοδότη πλησιάζει κατά πολύ αυτή των μεταλλικών ορθοπεδικών εμφυτευμάτων. Παρόλο που η δοθείσα πληροφορία είναι λανθασμένη διαπιστώνεται πως λειτούργησε ικανοποιητικά γιατί απεικονίστηκε μέρος της ανατομικής περιοχής που πριν δε αναγνωριζόταν στο παράθυρο του μεσοθωρακίου ενώ στο πνευμονικό το παρέγχυμα απεικονίζεται με λίγο περισσότερη ασάφεια.

Εικόνα 37: Αξιακή τομή από CT θώρακος. α, γ, ε, στ παράθυρο μεσοθωρακίου (W/L: 400/40), β, δ, στ, η πνευμονικό παράθυρο (W/L: 1500/-500)

Πηγή: Προσωπικό αρχείο-λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers



Εικόνα 38: Αξιαλ τομή από CT θώρακος. α, γ, ε, στ παράθυρο μεσοθωρακίου (W/L: 400/40), β, δ, στ, η πνευμονικό παράθυρο (W/L: 1500/-500) με μετρήσεις πυκνότητας  
 Πηγή: Προσωπικό αρχείο- λήψη σε Somatom go.Top 128, Siemens Healthineers



Στην εικ.38α,β,γ,δ,ε,στ,ζ&η που είναι ακριβώς τα ίδια ζεύγη εικόνων με αυτά στην εικ.37, έγιναν μετρήσεις πυκνοτήτων, με όσο είναι εφικτό και στις τέσσερις εικόνες του κάθε παραθύρου να γίνει στην ίδια ανατομική περιοχή και με τις ίδιες παραμέτρους. Αναφέρονται στη μέγιστη και την ελάχιστη τιμή των πυκνοτήτων που περιλαμβάνονται στην περιοχή μέτρησης καθώς και στη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση που προκύπτουν από τις τιμές αυτές. Επειδή το πλήθος των μετρήσεων είναι περιορισμένο δεν μπορεί να γίνει στατιστική ανάλυση αυτών αλλά μόνο μεταξύ τους σύγκριση.[58] Τα αποτελέσματα των μετρήσεων αυτών αναγράφονται στη συνέχεια ( πιν.6):

EIKONA	Min/Max (HU)	Mean/SD (HU)
<b>38α</b>	382HU/436	410HU/22HU
<b>38β</b>	-1058HU/-1023HU	-1037HU/19HU
<b>38γ</b>	-330HU/-243HU	-266HU/36HU
<b>38δ</b>	-669HU/-589HU	-632HU/-30HU
<b>38ε</b>	104HU/128HU	116HU/17HU
<b>38στ</b>	-824HU/-781HU	-803HU/11HU
<b>38ζ</b>	-41HU/-41HU	-41HU/NAN HU
<b>38η</b>	-861HU/-792HU	-829HU/23HU

Πίνακας 6

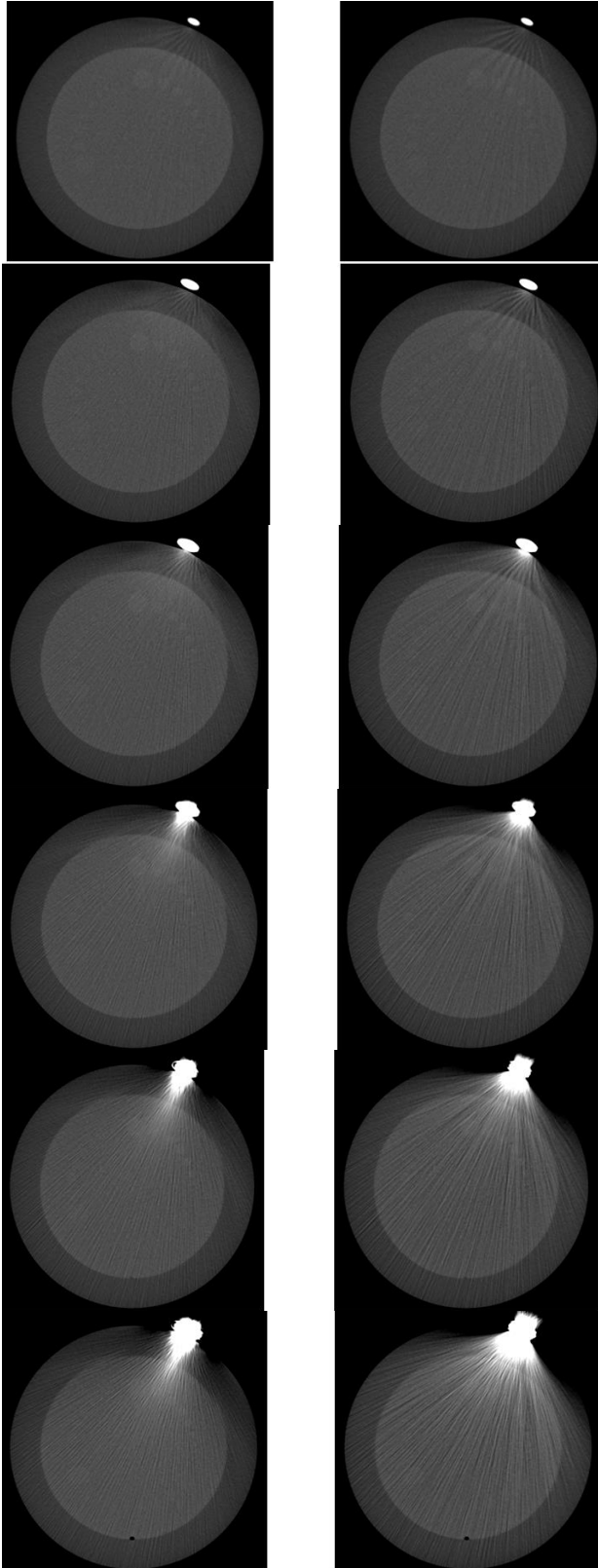
Μελετώντας τον πίνακα 6 εύκολα βγαίνει το συμπέρασμα ότι οι πυκνότητες που ελήφθησαν από την ανασύνθεση των δεδομένων με τη χρήση του αλγόριθμου MAR (38ε&ζ) καθώς και η τυπική απόκλιση 9 η οποία είναι πραγματικός αριθμός) [58]πλησιάζουν τις τιμές της συγκεκριμένης περιοχής στην απλή σάρωση (38α) σε αντίθεση με την εικ.38γ στην οποία δεν έχει χρησιμοποιηθεί ο MAR, της οποίας οι τιμές διαφέρουν κατά πολύ περισσότερο. Η ίδια παρατήρηση ισχύει όπως αποτυπώνεται στο παραπάνω πίνακα και στις εικόνες του πνευμονικού παρεγχύματος.

Το συμπέρασμα από αυτήν την παρατήρηση είναι πως χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο MAR βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας καθώς τα streaks artifacts απαλείφονται αισθητά, αναγνωρίζεται ανατομία και παθολογία που πριν δεν ήταν διακριτή, υπάρχει υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα και λιγότερος θόρυβος.

Στη συνέχεια παρατίθεται μια ακολουθία από εικόνες που αφορούν ένα ομοίωμα Catphan που χρησιμοποιείται στην ΑΚΘ και πάνω στο οποίο έχει τοποθετηθεί ένα μεταλλικό αντικείμενο. Εδώ βλέπουμε ένα ομοίωμα Catphan που χρησιμοποιείται στην ΑΚΘ . Η λήψη είναι μία και δεξιά είναι οι εικόνες χωρίς τη χρήση του αλγόριθμου ενώ αριστερά με τη χρήση του. Επιβεβαιώνεται και πάλι η μείωση του φαινομένου beam hardening (εικ.39) που οφείλεται στα streaks artifacts .

**ΜΕ ΜΑR**

**ΧΩΡΙΣ ΜΑR**



Εικόνα 39: CATPHAN PHANTOM. Τομές εγκάρσιες που πραγματοποιήθηκαν σε Υ.Τ. Siemens Somatom Go Top (64 slices). Δεξιά ακολουθία εικόνων χωρίς τη χρήση του ΜΑR και αριστερή ακολουθία εικόνων με χρήση του ΜΑR

Πηγή: Ακτινολογικό Εργαστήριο, Κλινική "Άγιος Λουκάς", Θεσσαλονίκη

Παρατήρηση: Επιβεβαιώνεται οπτικά η βελτιωμένη ανασύνθεση των εικόνων αριστερά.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η εξέλιξη της τεχνολογίας και η χρήση της τεχνητής νοημοσύνης (Artificial Intelligence- AI) σε όλα τα επιστημονικά πεδία προχωρά με γρήγορο ρυθμό με συνέπεια τη ενσωμάτωσή της στους περισσότερους κλάδους των επιστημών. Προσφέρει έτσι απλόχερα τα εφόδια που είναι απαραίτητα και στον Ακτινοπικονιστικό τομέα για τη βελτίωση της ποιότητας του έργου του.

Ο αλγόριθμος ανακατασκευής υπολογιστικής εικόνας MAR (Metal Artifact Reduction) είναι σημαντικό «εργαλείο» για τον ακτινοτεχνολόγο και τον ακτινοδιαγνώστη ιατρό. Βελτιώνει την ποιότητα της υπολογιστικής τομογραφικής εικόνας μειώνοντας τα streaks artifacts, τα οποία παρουσιάζονται στην περιοχή της σάρωσης λόγω του φαινομένου σκλήρυνσης της δέσμης και που προκαλούνται από την παρουσία μεταλλικών αντικειμένων, αναδεικνύοντας την υποκρύπτουσα ανατομία.

Επηρεάζει αισθητά την περιοχή του μεταλλικού αντικειμένου αλλά όχι τους περιφερικούς ιστούς και η επίδραση αυτή είναι σχετική τόσο με το είδος των ιστών που βρίσκονται στην περιοχή του και γύρω από αυτό όσο και από την πυκνότητα του μετάλλου από το οποίο αποτελείται.

Η εγκατάστασή του σε ολοένα και περισσότερους Υ.Τ. θα επιφέρει βελτίωση στην προσφερόμενη εικόνα, λιγότερη ακτινική επιβάρυνση γιατί δε χρειάζεται επανάληψη της «κακής ποιότητας» σάρωσης για να αναδειχτεί η ανατομία κι η παθολογία της περιοχής που αποκρύπτεται.

Επομένως χρήση του MAR όπου χρειάζεται συνεπάγεται βελτίωση της ποιότητας της προσφερόμενης απεικόνισης (λιγότερα διαγνωστικά σφάλματα) και των συνθηκών εργασίας τόσο του ακτινοτεχνολόγου όσο και του ακτινοδιαγνώστη.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Prokop M., Θεμελιώδεις αρχές συμβατικής ΥΤ, Ελικοειδούς ΥΤ και Πολυτομικής ΥΤ. Στο: Prokop M., Galanski M. Ελικοειδής και Πολυτομική Υπολογιστική Τομογραφία του Σώματος. Αθήνα, Ιατρικές Εκδόσεις Χρ.Βασιλειάδης 2005; 1: 2-44
- [2] Mrittika Sen , Santosh G Honavar, Wilhelm Conrad Röntgen: Finding X Indian J Ophthalmol. 2021 Oct; 69 (10):2570-2572
- [3] J C\_Mazziotta , R C Collins William H. Oldendorf, M.D. (1925-1992) J Comput Assist Tomogr 1993 Mar-Apr; 17(2):169-71
- [4] S Webb , Historical experiments predating commercially available computed tomography Br J Radiol 1992 Sep; 65(777):835-7.
- [5] E C Beckmann CT scanning the early days Br J Radiol 2006 Jan; 79(937):5-8
- [6] Dean F Sittig , Joan S Ash, Robert S Ledley The story behind the development of the first whole-body computerized tomography scanner as told by Robert S. Ledley J Am Med Inform Assoc 2006 Sep-Oct; 13(5):465-9.
- [7] Raymond A Schulz , Jay A Stein , Norbert J Pelc How CT happened: the early development of medical computed tomography J Med Imaging (Bellingham) 2021 Sep; 8(5):052110,
- [8] Mark Nicholls, Sir Godfrey Newbold Hounsfield and Allan M. Cormack *European Heart Journal*, Volume 40, Issue 26, 7 July 2019, Pages 2101–2103
- [9] Willi A. Kalender, X-ray computed tomography, Phys. Med. Biol. 51 (2006) R29–R43
- [10] David Townsend, Thomas Beyer and Johannes Czernin 20 Years of PET/CT: A Conversation with David Townsend and Thomas Beyer Journal of Nuclear Medicine November 2020, 61 (11) 1541-1543
- [11] Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας ΜΑΘΗΜΑΤΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΓΙΑ ΧΕΙΡΙΣΤΕΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ Συγγραφή: Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΝΙΟΣ 2011
- [12] Willi A. Kalender, X-ray computed tomography, Phys. Med. Biol. 51 (2006) R29–R43
- [13] Δημ. Αλειφερόπουλος, Σταύρος Καλλιβωκάς, Αξονική Τομογραφία, ιατρικές εκδόσεις Λίτσας
- [14] Lee W Goldman, Principles of CT and CT technology, Journal of Nuclear Medicine Technology September 2007, 35 (3) 115-128
- [15] Walter Huda, Richard M. Slone, Review of Radiologic Physics, Εκδόσεις Williams & Wilkins
- [16] Π. Καραϊσκος, Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές ακτινοβολιών , εργαστήριο ιατρικής φυσικής Εθνικών και Καποδιστριακών Πανεπιστήμιο Αθηνών <https://telekra.uoa.gr/personalrec.php?lang=el&rid=8383>
- [17] Κοντάρης Νικόλαος, Σχεδιασμός και Ανάλυση Αλγορίθμων Τομογραφικής Ανακατασκευής σε Ιατρικές Εφαρμογές, Διπλωματική εργασία/ΑΠΘ/Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, 2012
- [18] ΜΑΤΤΙΑΣ ΗΟΦΕΡ, ΔΙΔΑΚΤΙΚΟ ΕΓΧΕΙΡΙΔΙΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ, Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιανού Α.Ε.

- [19] Ε. Καραύσης, Ανάλυση στοιχείων τομογραφίας και μοντελοποίηση ανθρώπινου σώματος, Διδακτορική Διατριβή/ΑΠΘ/Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, 2018
- [20] Σμαρδά Μαγδαληνή, Χρήση επαναληπτικού αλγόριθμου ανακατασκευής εικόνας σε αξονικές τομογραφίες θώρακος σε παιδιά. Διερεύνηση της ποιότητας της εικόνας σε σχέση με τη δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο, Διδακτορική Διατριβή-2018
- [21] Thomas S. Curry, James E. Dowdey, Robert C. Murry, Christensen's, Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology, Lea & Febiger 20-Philadelphia
- [22] Ε. Λαβδάς, Τεχνικά σφάλματα σε πρωτόκολλα Υπολογιστικής Τομογραφίας ελικοειδούς σάρωσης. Η σημασία της τμηματικής ανασύνθεσης, Διδακτορική Διατριβή, ΠΑ.ΘΕ. Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, 2007.
- [23] Ashish Kumar Jha, Nilendu C Purandare, Sneha Shah, Archi Agrawal, Ameya D Puranik, Venkatesh Rangarajan, Identification of a unique cause of ring artifact seen in computed tomography trans-axial images Indian J Nucl Med 2013 Oct
- [24] P M Joseph, R D Spital, The exponential edge-gradient effect in x-ray computed tomography, Phys Med Biol 1981 May; 26(3):473-87
- [25] Alexander R Podgorsak, S V Setlur Nagesh, Daniel Bednarek, Stephen Rudin, Ciprian N Ionita, Use of a CMOS-based micro-CT system to validate a ring artifact correction algorithm on low-dose image data Proc SPIE Int Soc Opt Eng, 2018 Feb:10573:105733
- [26] White SK, Castellano E, Gartland N, Patel T, Padley SP, Rubens MB, Nicol ED, Quality assurance in cardiovascular CT: a practical guide. Clin Radiol, 2016 Aug; 71(8):729-38
- [27] Emily L Marshall, Daniel T Ginat, Steffen Sammet Computed Tomography Imaging Artifacts in the Head and Neck Region: Pitfalls and Solutions Neuroimaging Clin N Am 2022 May; 32(2):271-277
- [28] Joost M Verburg, Joao Seco, CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections, Phys Med Biol 2012 May 7; 57(9):2803-18
- [29] Kunz AS, Patzer TS, Grunz JP, Luetkens KS, Hartung V, Hendel R, Fieber T, Genest F, Ergün S, Bley TA, Huflage H Metal artifact reduction in ultra-high-resolution cone-beam CT imaging with a twin robotic X-ray system, Sci Rep 2022 Sep 16; 12(1):15549
- [30] L J M Kroft, A de Roos, J Geleijns, Artifacts in ECG-synchronized MDCT coronary angiography, AJR Am J Roentgenol 2007 Sep; 189(3):581-91
- [31] Παντελής Καραϊσκος, Αξονική Τομογραφία, e-mail: pkaraisk@med.uoa.gr ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ –Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές ακτινοβολιών : Κεφάλαιο 11
- [32] Zhang Jing, Guo Qiang, Han Fang, Li Zhan-Li, Li Hong-An, Sun Yu A Novel 3D Reconstruction Algorithm of Motion-Blurred CT Image Comput Math Methods Med 2020 Jun 1:2020:9324689
- [33] Luca Bellesi<sup>1\*</sup>, Rolf Wyttenbach, Diego Gaudino, Paolo Colleoni, Francesco Pupillo, Mauro Carrara, Antonio Bragheti, Carla Puligheddu and Stefano Presilla, A simple method for low-contrast detectability, image quality and dose optimization with CT iterative reconstruction algorithms and model observers, European Radiology Experimental (2017) 1:18



- [34] Goldman L., Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. J Nucl Med Technol.2007; 35:213-225.
- [35] European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 EN, Brussels, EC, 1999.
- [36] C H Mc Collough , F E Zink, Performance evaluation of a multi-slice CT system, Med Phys 1999 Nov;26(11):2223-30
- [37] Rehani MM, Bongartz G, Kalender W, et al. Managing X- ray dose in computed tomography: ICRP special task force report, Ann ICRP 2000; 30: 7<sup>^</sup>45.
- [38]Mathias Prokop, Michael Gala, Spiral and Multislice Computer Tomography of the body, Galanski 2003, Thieme.
- [39] Posniak H.V, Olson M.C, and Demos T.C. Aortic Motion Artifact Simulating Dissection on CT Scans: Elimination with Reconstructive Segmented Images. AJR 1993, 161:557-558
- [40]Takeshi Kubo, Yoshiharu Ohno, Mizuki Nishino, Pei-Jan Lin, Shiva Gautam, Hans-Ulrich Kauczor, Hiroto Hatabu, Low dose chest CT protocol (50 mAs) as a routine protocol for comprehensive assessment of intrathoracic abnormality, Eur J Radiol Open. 2016; 3: 86–94
- [41] Frank N Ranallo, Timothy Szczykutowicz, The correct selection of pitch for optimal CT scanning: avoiding common misconceptions, J Am Coll Radiol 2015 Apr; 12(4):423-4
- [42] <https://oncologymedicalphysics.com/ct-design-and-operation/>
- [43]Stefan Ulrich Reske, Rainer Braunschweig ,Andreas Wolfgang Reske ,Reinhard Loose, Michael Wucherer, Whole-Body CT in Multiple Trauma Patients: Clinically Adapted Usage of Differently Weighted CT Protocols, Rofo2018 Dec;190(12):1141-1151
- [44] Honda O, Johkoh T, Yamamoto S, Koyama M, Tomiyama N, Kozuka T, Hamada S, Mihara N, Nakamura H, Muller NL. Comparison of quality of multiplanar reconstructions and direct coronal multidetector CT scans of the lung. AJR Am J Roentgenol. 2002 Oct; 179(4):875-9
- [45] Luboldt W, Weber R, Seemann M, et al. Influence of helical ct Parameters on spatial Resolution in ct angiography performed with a subsecond scanner. Invest Radiol 1999; 34:421-426.
- [46]Rankin SC, Spiral CT: vascular applications, Eur J Radiol, 1998 Aug; 28(1):18-29
- [47] Yang Yang et all Optimization of Kernel Type and Sharpness Level Improves Objective and Subjective Image Quality for High-Pitch Photon Counting Coronary CT Angiography Diagnostics (Basel) 2023 Jun 1; 13(11):1937
- [48] Groll R, Rienmuller G, et al. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. Comput Med Imaging Graph 2000; 24: 53-58
- [49] W A Kalender , W Seissler, E Klotz, P Vock, Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation, Radiology 1990 Jul;176(1):181-3
- [50] Ιωάννης Κανδαράκης, Φυσικές αρχές & τεχνολογικές αρχές ακτινοδιαγνωστικής, 1994 Εκδόσεις «Έλλην».

- [51]<https://www.siemens-healthineers.com/gr/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications/imar>
- [52]<https://www.philips.gr/healthcare/education-resources/publications/hotspot/omar-metal-artifact-reduction>
- [53]<https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/gehc/us/files/others/revolution-ct-es-for-radiation-oncology/ge-healthcare-smart-metal-artifact-reduction-mar.pdf?rev=-1>
- [54]Shim E, Kang Y, Ahn JM, Lee E, Lee JW, Oh JH, Kang HS, Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR): Usefulness in CT Evaluation of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *AJR Am J Roentgenol* 2017 Oct;209(4):860-866
- [55]Hossein Arabi and Habib Zaidi, Deep learning–based metal artefact reduction in PET/CT imaging, *Eur Radiol.* 2021; 31(8): 6384–6396
- [56] Morsbach, Fabian, Wurnig, Moritz Kunz, Daniel M , Krauss Andreas ,Schmidt Bernhard, Kollias Spyros S , Alkadhi Hatem, Metal artefact reduction from dental hardware in carotid CT angiography using iterative reconstructions, *Eur Radiol* 2013 Oct;23(10):2687-94
- [57] Matteo Busi , Christian Kehl, Jeppe R. Frisvad and Ulrik L. Olsen, Metal Artifact Reduction in Spectral X-ray CT Using Spectral Deep Learning , *J of Imaging* 2022 Mar ;8(3) 77
- [58]Βασίλης Γιαμαλάς, Στατιστικές Τεχνικές και Εφαρμογές στις Επιστήμες της Αγωγής, Εκδόσεις Πατάκη

