



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ
ΕΙΚΟΝΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ**

ΑΚΡΙΒΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

Αριθμός Μητρώου: 48014006

Επιβλέπων Καθηγητής

**Καλύβας Νεκτάριος, Αναπληρωτής Καθηγητής
Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής**

ΑΘΗΝΑ 05/10/2022

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Ο επιβλέπων καθηγητής

Καλύβας Νεκτάριος

Αναπληρωτής Καθηγητής

Σκουρολιάκου Αικατερίνη

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Μιχαήλ Χρήστος

Επίκουρος Καθηγητής

ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ

Ο υπογράφων Ακρίβος Γεώργιος του Θωμά, με αριθμό μητρώου 48014006 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

05/10/2022

Ο Δηλών



Γεώργιος Ακρίβος

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής η οποία γίνεται στο πλαίσιο ολοκλήρωσης των σπουδών μου στο τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, είναι η μελέτη και η ανάλυση μερικών εμπορικών διαθέσιμων ομοιωμάτων για τον έλεγχο χαρακτηριστικών ποιότητας εικόνας στην αξονική τομογραφία. Η μελέτη και ανάλυση ως προς τα τεχνικά τους χαρακτηριστικά και τη δομή καθώς και τη διαφορετικότητα μεταξύ αυτών. Παρακάτω θα αναλυθούν οι έλεγχοι ποιότητας εικόνας οι οποίοι βοηθούν στο να παρέχεται η καλύτερη δυνατή ποιότητα εικόνας κατά την εξέταση ώστε να γίνεται ευκολότερη η διάγνωση. Εξηγείται η αρχή λειτουργίας των αξονικών τομογράφων και αναλύεται ο ρόλος των ομοιωμάτων στους ελέγχους ποιότητας. Καταγράφονται οι συνιστώσες που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας και οι παράμετροι που ελέγχονται κατά τους ελέγχους ποιότητας εικόνας. Η εργασία χωρίζεται σε επτά κύριες ενότητες καθώς και στις υπο-ενότητες αυτών και υπάρχουν εικόνες οι οποίες επεξηγούν και καθοδηγούν για την ευκολότερη κατανόηση του περιεχομένου.

Λέξεις Κλειδιά: Αξονική τομογραφία, ομοιώματα, εικόνα, έλεγχος ποιότητας, εξέταση, διάγνωση

ABSTRACT

The aim of the following thesis which is being carried out during my studies as a biomedical engineer is to study and analyse some commercial ct phantoms that are used for image quality assurance tests. Their analysis includes their technical specifications their structure as well as the differences between them. Furthermore, image quality tests are described below which help a medical image to have its best possible quality in order to help a patient have a better diagnosis for his examination. The working principle of the computed tomography is explained and the role of the image quality phantoms for a CT scanner is analysed. The factors that affect image quality and the parameters that are checked during image quality assurance tests are listed. The following thesis is divided in seven main sections that include many subsections. Images that explain and guide a reader for the easier understanding are mentioned.

Key Words: Computed Tomography, phantoms, image, quality assurance, examination, diagnosis

Ευχαριστίες:

Θέλω να ευχαριστήσω θερμά την οικογένειά μου η οποία μου παρείχε όλα τα εφόδια καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου ώστε να εκπληρωθούν με υπομονή και επιτυχία. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον κύριο Καλύβα Νεκτάριο για την πολύτιμη βοήθειά του στην επιλογή του θέματος αλλά και για την καθοριστική συμβολή του και στήριξη που μου έδωσε στην υλοποίηση της διπλωματικής μου εργασίας με τις πολύτιμες συμβουλές και καθοδηγήσεις του.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη.....	4
Abstract.....	5
Ευχαριστίες.....	6
Περιεχόμενα.....	7
1. Περιγραφή ακτίνων – Χ και αλληλεπίδραση με ανθρώπινο ιστό.....	8
2. Αξονική τομογραφία - Βασικές Αρχές.....	8
2.1 Αρχή λειτουργίας Αξονικού Τομογράφου.....	9
2.2 Απεικόνιση - Οπτικοποίηση.....	10
2.3 Μηχανικά Μέρη Αξονικού Τομογράφου.....	11
2.3.1 Gantry (κυρίως σώμα).....	11
2.3.2 Εξεταστική τράπεζα.....	12
2.3.3 Λυχνία παραγωγής ακτίνων - Χ.....	12
2.3.3.1 Τάση δέσμης λυχνίας (Tube voltage).....	12
2.3.3.2 Ρεύμα δέσμης λυχνίας (Milliamperage).....	13
2.3.4 Γεννήτρια παραγωγής υψηλής τάσης.....	13
2.3.5 Φίλτρα.....	13
2.3.6 Κατευθυντήρες (Collimators).....	13
2.3.7 Ανιχνευτικές διατάξεις στην υπολογιστική τομογραφία.....	14
2.3.8 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό.....	14
2.3.9 Σύστημα λήψης δεδομένων (Data Acquisition System).....	14
2.3.10 Υπολογιστικό σύστημα.....	14
2.4 Η εξέλιξη της αξονικής τομογραφίας.....	15
2.4.1 Τεχνικές σάρωσης.....	15
2.4.2 Αξονικοί τομογράφοι τελευταίας γενιάς - Καταγραφή των ομοιοτήτων και των διαφορών τους.....	17
2.5 Ανακατασκευή εικόνας - Εξέλιξη αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνας.....	21
2.6 Δικτυακή σύνδεση αξονικού τομογράφου με τον υπολογιστή χειριστή (HOST) και αποθήκευση εικόνων σε server μέσω PACS.....	24
3. Ποιότητα εικόνας στον αξονικό τομογράφο.....	25
3.1 Διασφάλιση ποιότητας εικόνας στην αξονική τομογραφία.....	25
3.2 Ομοιώματα αξονικής τομογραφίας (CT PHANTOMS).....	26
3.3 Έλεγχοι παραμέτρων ποιότητας εικόνας βασισμένοι σε ομοιώματα βαθμονομήσεων στην αξονική τομογραφία.....	28
4. Εμπορικά διαθέσιμα ομοιώματα.....	37
5. Εφαρμογή πρωτοκόλλων ελέγχου ποιότητας.....	43
6. Τα ομοιώματα της αξονικής τομογραφίας στην έρευνα.....	45
7. Συμπεράσματα.....	48
Αναφορές.....	49

1. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΚΤΙΝΩΝ – X & ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΜΕ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΙΣΤΟ

Οι ακτίνες-X είναι αόρατη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και αποτελούν ένα τμήμα του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και αντιστοιχούν σε περιοχή ενέργειας από 120 eV έως 20 MeV στη περίπτωση της ακτινοθεραπείας. Όπως γνωρίζουμε οι ακτίνες-X αποτελούν ιοντίζουσα ακτινοβολία, το οποίο σημαίνει ότι είναι ακτινοβολία που μεταφέρει ένα ικανό ποσό ενέργειας ώστε να εισχωρήσει στην ύλη, να ιονίσει άτομα, να διασπάσει τους χημικούς δεσμούς τους με αποτέλεσμα να προκαλέσει βιολογικές βλάβες μακροπρόθεσμα ή βραχυπρόθεσμα (ανάλογα με την έκθεση σε αυτή) στον οποιοδήποτε οργανισμό. Η παραγωγή ακτινών X είναι απαραίτητη προϋπόθεση για να υπάρξει και να τελεστεί μία ακτινοδιαγνωστική διαδικασία. Οι ακτίνες-X ανακαλύφθηκαν από τον Γερμανό φυσικό Wilhelm Roentgen το 1895 και προς τιμήν του αποκαλούνται συχνά και ακτίνες Roentgen. Όταν οι ακτίνες-X διαπερνούν οποιοδήποτε υλικό, τότε ένα μέρος της ακτινοβολίας απορροφάται από το υλικό. Η απορρόφηση της ακτινοβολίας εξαρτάται από την ενέργεια της δέσμης, τη φύση του υλικού, το πάχος του και την απόσταση λυχνίας – ανιχνευτή.

2. ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ – ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

Ο αξονικός τομογράφος εντάσσεται στα ακτινοδιαγνωστικά συστήματα τα οποία στηρίζονται στην παραγωγή ακτινών-X και στην αλληλεπίδραση τους με τον ανθρώπινο ιστό. Με τα συστήματα αξονικής τομογραφίας ο όγκος του υπό εξέταση ανθρώπου κόβεται σε τομές εγκάρσιες στον άξονα του σώματος. Αυτό είναι βασικό πλεονέκτημα έναντι της κλασσικής ακτινογραφίας κατά την οποία παράγεται μόνο μία εικόνα με μία ευρεία τομή. Μία ακόμη διαφορά είναι ότι στην αξονική τομογραφία το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτών βρίσκεται μέσα στην ίδια κατασκευή που λέγεται μεταλλικός σκελετός (gantry) και η ακτινοβολήση γίνεται κατά την περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών.

Η αξονική ή υπολογιστική τομογραφία όπως ενίοτε αποκαλείται, βασίζεται σε μία συγκεκριμένη διαδικασία που αποτελείται από διάφορα στάδια. Τα στάδια για να δημιουργηθεί μία εικόνα η οποία θα περιέχει μορφολογική και λειτουργική πληροφορία για τον εξεταζόμενο είναι αρχικά η παραγωγή των ακτινών-X από μία λυχνία ακτινών-X, η εκπομπή τους προς τον εξεταζόμενο, η καταγραφή της εξασθενημένης δέσμης των ακτινών X που εξήλθαν από το σώμα του εξεταζόμενου λόγω της απορρόφησης ενέργειας από τους διαφόρους ιστούς που παρεμβάλλονται στη διαδρομή της, η δημιουργία της εικόνας από ένα υπολογιστικό σύστημα απόκτησης και επεξεργασίας δεδομένων μέσω ενός αλγορίθμου ανακατασκευής εικόνας και τέλος έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή για τη παρουσίαση της εικόνας. Επίσης μπορεί να δημιουργηθεί τρισδιάστατη απεικόνιση από έναν αξονικό

τομογράφο, αφού παραχθούν οι δισδιάστατες τομές, με τη χρήση κατάλληλων αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας. Η αξονική τομογραφία συνήθως επιλέγεται ή συνίσταται από έναν γιατρό, ώστε να αξιολογήσει κάποιον τραυματισμό, ή να κάνει κάποια διάγνωση αλλά και μετά τη διάγνωση να επιλέξει ένα πλάνο θεραπείας αν αυτό είναι απαραίτητο. Επίσης μπορεί να κατευθύνει χειρουργικές επεμβάσεις και βιοψίες αφού απεικονίζονται με ακρίβεια μαλακοί ιστοί, οστά και αιμοφόρα αγγεία σε διάφορα σημεία του σώματος μας. Χρησιμοποιείται για τη μελέτη απεικόνισης του εγκεφάλου, της κοιλίας, της σπονδυλικής στήλης, της καρδιάς, του θώρακος, των ώμων, του γόνατος και της στοματικής κοιλότητας.

Η απεικόνιση των τομών στον τρισδιάστατο χώρο διακρίνονται με βάση το επίπεδο προβολής τους σε κατηγορίες τριών επιπέδων.

1. Προβολή στο στεφανιαίο επίπεδο (Coronal plane)
2. Προβολή στο οβελιαίο επίπεδο (Sagittal plane)
3. Προβολή στο εγκάρσιο επίπεδο (Horizontal / Axial / Transverse plane)

2.1 ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

Η βασική αρχή λειτουργίας των ακτινοδιαγνωστικών συστημάτων βασίζεται στην απορρόφηση των ακτίνων-Χ από το σώμα του εξεταζόμενου και περιγράφεται στον νόμο της εξασθένησης που δίνεται από τη μαθηματική σχέση:

$$I_d = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot l} \quad (1)$$

όπου ,

I_d είναι η ένταση της ακτινοβολίας που εξέρχεται από σώμα του εξεταζόμενου,

I_0 είναι η ένταση της ακτινοβολίας πριν αλληλεπιδράσει με το σώμα του εξεταζόμενου,

μ είναι οι διαφορετικοί γραμμικοί συντελεστές εξασθένησης της ακτινοβολίας των διαφορετικών ιστών του σώματος

και **L** είναι το πάχος του ιστού που ακτινοβολείται.

Ο αριθμός CT ο οποίος περιέχει τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησης μ , δίνει τον τόνο του γκρι που έχει η εικόνα και την απορρόφηση του κάθε ιστού του σώματος.

Ειδικότερα ο αριθμός CT ενός ιστού με γραμμικό συντελεστή εξασθένησης μ υπολογίζεται σε σχέση με τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησης στο νερού μ_w , ως:

$$CT\# = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (2)$$

Ο αξονικός τομογράφος δημιουργεί μία τρισδιάστατη εικόνα η οποία κατασκευάζεται από ένα σύνολο δισδιάστατων προβολών των τομών που λαμβάνονται από διαφορετικές γωνίες λήψης. Το σύστημα gantry ενός αξονικού τομογράφου που περιέχει την λυχνία ακτίνων-X και το ανιχνευτικό σύστημα κάνει ένα πλήρη κύκλο γύρω από τον εξεταζόμενο παίρνοντας εγκάρσιες τομές. Καθώς η λυχνία περιστρέφεται, το ίδιο περιστρέφεται το ανιχνευτικό σύστημα ώστε συνεχώς να βρίσκονται αντί-διαμετρικά και να λαμβάνει τις ακτίνες-X που εξασθένησαν και εξήλθαν από το σώμα του εξεταζόμενου. Η πληροφορία που καταγράφεται από τις ανιχνευτικές διατάξεις και τις ενισχυτικές διατάξεις που διαθέτει το σύστημα του αξονικού τομογράφου αντικατοπτρίζει ουσιαστικά τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης ακτίνων-X των διαφορετικών ιστών του εξεταζόμενου. Πιο απλά η κάθε μήτρα εικόνας (pixel) εμπεριέχει ένα τόνο του γκρι ο οποίος συμβολίζει τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησης του ιστού που ακτινοβολήθηκε από τη λυχνία. Έτσι η τομογραφική εικόνα που εμφανίζεται στην οθόνη του υπολογιστή έχει διαβαθμίσεις τόνων του γκρι που αντιστοιχούν στις διαφορετικές τιμές των συντελεστών εξασθένησης. Οι περιοχές που έχουν περισσότερο λευκό στην εικόνα έχουν υψηλότερο συντελεστή εξασθένησης και επομένως μεγαλύτερη απορρόφηση ακτινοβολίας στα συγκεκριμένα μέρη του σώματος, ενώ οι περιοχές που έχουν περισσότερο μαύρο στην εικόνα αντιστοιχούν σε χαμηλότερες τιμές συντελεστών εξασθένησης και παράλληλα μικρότερη απορρόφηση στα αντίστοιχα μέρη του σώματος.

2.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ - ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ

Η μαθηματική μήτρα που δημιουργείται από τους αριθμούς CT που υπολογίζονται από τον μαθηματικό τύπο που προαναφέρθηκε στην εξίσωση 2, παρουσιάζεται ως εικόνα στον υπολογιστή καθώς γίνεται αντιστοίχιση των αριθμών CT (που υπολογίζονται σε τιμές Hounsfield) σε τιμές κλίμακας του γκρι. Ανάλογα το πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται για την εξέταση συχνά επιλέγεται να απομονώνεται και να απεικονίζεται ένα τμήμα της κλίμακας των αριθμών CT, το οποίο αποκαλείται παράθυρο εικόνας. Η μεταβολή του παραθύρου (windowing) δίνει τη χαρτογράφηση της εικόνας στα μεγέθη των τόνων του γκρι κι επιπλέον μπορεί να διευρύνει ή και να ενισχύσει την αντίθεση της εικόνας. Αυτό γίνεται για να αλλάξει η μορφή της εικόνας και να αναδειχθούν συγκεκριμένες δομές της εικόνας. Το παράθυρο της εικόνας χαρακτηρίζεται από το **εύρος** (Window Width) του το οποίο καθορίζει το εύρος διακύμανσης των απεικονιζομένων αριθμών CT, και το **κέντρο** του (Window Level) το οποίο συμβολίζει το κέντρο της έκτασης των αριθμών CT και ρυθμίζει τη φωτεινότητα της εικόνας. Αριθμοί CT μεγαλύτεροι από το ανώτατο όριο απεικονίζονται με άσπρο, ενώ αριθμοί CT μικρότεροι από το κατώτατο όριο απεικονίζονται με μαύρο.

Τυπικές τιμές που έχουν συνήθως τα WL και WW ανάλογα τα πρωτόκολλα εξέτασης σε τιμές Hounsfield (HU).

- Για αξονικές τομογραφίες Κρανίου και Τραχήλου(Λαιμού)
 - Εγκέφαλος : WW:80 WL:40
 - Κροταφικά Οστά : WW:2800 WL:600
 - Μαλακοί Ιστοί : WW:350–400 WL:20–60
- Θώρακα
 - Πνεύμονες : WW:1500 WL:-600
- Κοιλίας
 - Μαλακοί Ιστοί : WW:400 WL:50
 - Συκώτι : WW:150 WL:30
- Σπονδυλικής Στήλης
 - Μαλακοί Ιστοί : WW:250 WL:50
 - Οστά : WW:1800 WL:400

2.3 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΜΕΡΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

2.3.1 Gantry (Κυρίως Σώμα):

Το κυρίως σώμα του αξονικού αποτελείται από ένα μεταλλικό σκελετό ο οποίος περιέχει όλα τα στοιχεία του συστήματος που χρησιμοποιούνται ώστε να παραχθεί η τομογραφική εικόνα. Στο σκελετό βρίσκεται η λυχνία παραγωγής ακτινών-Χ, η γεννήτρια, υψηλής τάσης, ένα σύστημα ψύξης της λυχνίας και των ανιχνευτών, τον κατευθυντήρα ή τους κατευθυντήρες (collimator), τα φίλτρα μορφοποίησης δέσμης, την ανιχνευτική διάταξη και το σύστημα απόκτησης δεδομένων. Όλα τα προηγούμενα στοιχεία πρέπει να έχουν κατασκευαστεί ώστε να αντέχουν σε δυνάμεις πολλών δεκάδων g που αναπτύσσονται λόγω της φυγόκεντρης δύναμης από τη περιστροφή. Χρησιμοποιούνται επίσης βάρη για την ζυγοστάθμιση και ισορροπημένη κίνηση του gantry. Ο gantry γυρίζει προς μία μόνο κατεύθυνση δεξιόστροφα.

2.3.2 Εξεταστική τράπεζα:

Η εξεταστική τράπεζα είναι κατασκευασμένη από υλικά που προκαλούν όσο το δυνατό χαμηλότερη εξασθένιση της ακτινοβολίας. Μπορεί να σηκώσει από 200 έως 300 κιλά μέγιστο βάρος ανάλογα τον αξονικό τομογράφο. Η κατάλληλη τοποθέτηση γίνεται με δέσμες φωτός λέιζερ με κατάλληλη στόχευση στο κέντρο και χρησιμοποιούνται και για τη ρύθμιση του πεδίου ακτινοβολίας στα διάφορα σημεία σώματος που επιλέγεται να απεικονιστούν ανάλογα το πρωτόκολλο εξέτασης. Η εξεταστική τράπεζα διαθέτει κινητήρες που περιστρέφουν άξονες για τη μετακίνηση της κατακόρυφα και οριζόντια, συνδεδεμένους με μικροελεγκτές οι οποίοι δίνουν τις εντολές στους κινητήρες να περιστραφούν. Επίσης ρυθμίζουν τα όρια κίνησής της για να κινείται σε ασφαλή επίπεδα ώστε να μην προκληθεί ατύχημα από την περιστροφή του gantry.

2.3.3 Λυχνία παραγωγής ακτίνων X

Η λυχνία ακτίνων X είναι η βασική συνιστώσα για τη παραγωγή των ακτίνων X και επομένως την λειτουργία όλων των ακτινοδιαγνωστικών συστημάτων. Αποτελείται από ένα μεταλλικό νήμα (κάθοδος) το οποίο όταν θερμαίνεται απελευθερώνει ηλεκτρόνια σε ένα χώρο υψηλού κενού. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται μέσω εφαρμογής υψηλής διαφοράς δυναμικού και μέσω μιας κοιλότητας εστίασης προσπίπτουν σε ένα περιστρεφόμενο μεταλλικό στόχο (άνοδος) και παράγονται οι ακτίνες-X με τυπικές τάσεις λειτουργίας από 80 έως 140 kVp. Η τιμή του φορτίου της λυχνίας μετριέται σε mA επί sec. Η λυχνία ακτίνων-X χρησιμοποιεί μια άνοδο συνήθως κατασκευασμένη από βολφράμιο, σχεδιασμένη να αντέχει και να απάγει μεγάλα ποσά θερμότητας.

Σε αυτό το σημείο θα αναλυθούν δύο έννοιες που συνδέονται με την λειτουργία της λυχνίας ακτίνων-X (X-ray tube) :

- Η τάση δέσμης της λυχνίας (Tube Voltage, το οποίο μετράται σε kV)
- και το φορτίο δέσμης της λυχνίας (mAs - milliamperesecond)

Οι δύο αυτές έννοιες είναι οι σημαντικότερες μεταβλητές που λαμβάνονται υπόψη σε ένα πρωτόκολλο εξέτασης ανάλογα τον εξεταζόμενο και την ανατομική περιοχή που θα ακτινοβοληθεί. Για όλα τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα που χρησιμοποιούν ιοντίζουσα ακτινοβολία και εκπέμπουν δόση ακτίνων-X σε εξεταζόμενους, οι δύο αυτές έννοιες είναι η βάση στην οποία θα χτιστεί το προφίλ εξεταζόμενου έτσι ώστε να επιτευχθεί το μέγιστο δυνατό και λιγότερο επιβλαβή αποτέλεσμα.

2.3.3.1 Τάση δέσμης λυχνίας - (Tube voltage)

Αποτελεί την τάση με την οποία επιταχύνουμε τα ηλεκτρόνια μέσα στον καθοδικό σωλήνα πριν πέσουν πάνω στον στόχο, προς παραγωγή φωτονίων, και άρα με βάση αυτήν καθορίζεται η διαπερατότητα της ακτινοβολίας-X. Στα διάφορα πρωτόκολλα εξετάσεων αξονικής τομογραφίας η τάση παραμένει συνήθως σταθερή.

2.3.3.2 Ρεύμα δέσμης λυχνίας - (milliamperage)

Ο παράγοντας milli-Ampere επί second κοινώς mAs είναι ένα μέτρο της ακτινοβολίας που παράγεται για κάποιο χρόνο μέσω της λυχνίας. Καθορίζει τη ποσότητα ακτίνων-X που παράγονται στη λυχνία, άρα και μεταφέρονται στον ανιχνευτή. Αυτή η τιμή επηρεάζει άμεσα την ανίχνευση χαμηλής αντίθεσης στην εικόνα δεδομένου ότι ο αριθμός των φωτονίων-X που πέφτουν στον ανιχνευτή επηρεάζει το θόρυβο της εικόνας.

2.3.4 Γεννήτρια παραγωγής υψηλής τάσης

Τα μεγέθη κατασκευής των γεννητριών παραγωγής υψηλής τάσης είναι μικρά έτσι ώστε να μπορούν να τοποθετούνται μέσα στο gantry των αξονικών τομογράφων. Οι γεννήτριες παράγουν υψηλή τάση, γενικότερα της τάξης των 80 kVp - 140 kVp και άνω και το μεταδίδουν στην λυχνία στην άνοδο και στην κάθοδό της έτσι ώστε να αυξήσουν την ένταση και τη διαπεραστικότητα της δέσμης με αποτέλεσμα να μειώσουν τη δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος.

2.3.5 Φίλτρα

Σε μια δέσμη ακτίνων-X που δεν έχει φιλτραριστεί πολλά φωτόνια έχουν ενέργειες μικρότερες από 30 keV. Αυτές οι ακτίνες-X δεν συμβάλλουν σε αξία στην εικόνα αλλά ανεβάζουν την δόση που απορροφάει ο εξεταζόμενος. Έτσι χρησιμοποιούνται φίλτρα τα οποία μειώνουν την δόση ακτινοβολίας που θα απορροφήσει ο εξεταζόμενος αποκόπτοντας τα φωτόνια χαμηλών ενεργειών. Σαν φίλτρο λειτουργεί και η θωράκιση της λυχνίας η οποία απορροφά ακτίνες-X που δεν έχουν την επιθυμητή κατεύθυνση. Τα φίλτρα χρησιμοποιούνται και για τις χαμηλές ενέργειες αλλά και για τις πολύ υψηλές ενέργειες. Φιλτράροντας τη δέσμη ακτίνων-X συμπερασματικά, μειώνεται η έκταση των ενεργειών που θα έχουν τα φωτόνια και ρυθμίζεται η κατεύθυνση, το μέγεθος και το σχήμα της δέσμης. Χρησιμοποιούνται διαφορετικά φίλτρα για τομογραφίες κρανίου και διαφορετικά για τομογραφίες σώματος.

2.3.6 Κατευθυντήρες (Collimators)

Χρησιμοποιούνται για να δώσουν σχήμα μέγεθος και κατεύθυνση στη δέσμη και σε κάθε σύστημα αξονικής τομογραφίας παρεμβάλλονται συνήθως δύο κατευθυντήρες οι οποίοι είναι κατασκευασμένοι από υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού ώστε να απορροφούν τις ακτίνες-X. Ο πρώτος τοποθετείται στην έξοδο ώστε να ρυθμίζει το σχήμα και το πάχος της δέσμης. Η δέσμη παίρνει ένα σχήμα βεντάλιας. Ο δεύτερος τοποθετείται μπροστά από την ανιχνευτική διάταξη ώστε να επιτρέπει τη διέλευση των ακτίνων-X που διαπέρασαν το σώμα του εξεταζόμενου και μόνο. Οι ακτίνες οι οποίες διέρχονται προς τον ανιχνευτή μετά από σκέδαση τους με το σώμα δεν περνάνε από τον δεύτερο κατευθυντήρα. Οι κατευθυντήρες ρυθμίζουν το πάχος της δέσμης με το άνοιγμα ή το κλείσιμο του πάχους του κάθε κατευθυντήρα. Επίσης καθορίζουν τις διαστάσεις της δέσμης που εξέρχεται από τη λυχνία, αλλά και αυτής που προσπίπτει στους ανιχνευτές για οποιαδήποτε απόσταση εστίας-εξεταζόμενου. Η κίνηση των διαφραγμάτων, γίνεται με τη χρήση κατάλληλου

βηματικού κινητήρα και γραναζιού. Υπάρχει επίσης ειδικός οπτικός αισθητήρας μέσω του οποίου διαπιστώνεται η ακριβής θέση των διαφραγμάτων.

2.3.7 Ανιχνευτικές διατάξεις στην υπολογιστική τομογραφία

Οι ανιχνευτές ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται στα συστήματα Υπολογιστικής Τομογραφίας, είναι έμμεσης ανίχνευσης, δηλαδή κεραμικοί σπινθηριστές σε επαφή με ημιαγώγιμα υλικά που μπορούν να μετατρέπουν το φως που παράγεται στους σπινθηριστές από την απορρόφηση των ακτινών-X σε ηλεκτρικό σήμα (πχ φωτοδιόδοι) Επειδή τα σήματα που εξέρχονται από τους ανιχνευτές είναι αναλογικά και όχι ψηφιακά, πρέπει να μετατραπούν έτσι ώστε να μπορεί να τα διαχειριστεί το υπολογιστικό σύστημα. Αυτή τη λειτουργία την επιτελεί μία ηλεκτρονική συσκευή που ονομάζεται αναλογοψηφιακός μετατροπέας (Analog to Digital Converter – ADC).

2.3.8 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Ο μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό χρησιμοποιείται έτσι ώστε να ψηφιοποιηθεί το σήμα που λαμβάνει ο ανιχνευτής από τα φωτόνια που καταγράφονται και μετατρέπονται σε ηλεκτρόνια και ηλεκτρικό ρεύμα από τις φωτοδιόδους έτσι ώστε να μεταβεί αργότερα στο σύστημα λήψης δεδομένων και έπειτα στο υπολογιστικό σύστημα.

2.3.9 Σύστημα λήψης δεδομένων

Το σύστημα λήψης δεδομένων (Data Acquisition System-DAS) είναι μία διάταξη μέσω της οποίας τα σήματα των ανιχνευτών μετατρέπονται σε δεδομένα για περαιτέρω επεξεργασία. Η κύρια διαδικασία που επιτελείται σε αυτό το σύστημα είναι η ψηφιοποίηση και η περαιτέρω ενίσχυση. Το είδος της ενισχυτικής βαθμίδας εξαρτάται και από το είδος των ανιχνευτών. Μετά τους ανιχνευτές συνήθως ακολουθεί μία διάταξη με ολοκληρωτές πολλών διαύλων, διαδοχικές βαθμίδες πολυπλεκτών, αναλογικο-ψηφιακοί μετατροπείς και ένας ψηφιακός πολυπλέκτης.

2.3.10 Υπολογιστικό σύστημα

Διακρίνεται στον υπολογιστή του χειριστή του αξονικού(Host), ο οποίος χειρίζεται το σύστημα κατά την εξέταση και βλέπει την εικόνα που λαμβάνεται και στον υπολογιστή που κάνει την ανακατασκευή της εικόνας (IRS) όπου πάνε τα RawData από τον αξονικό τομογράφο για ανακατασκευή, πριν εμφανιστεί η τελική εικόνα στον Host. Αποτελεί το τελευταίο μέρος της επικοινωνίας. Ο χειριστής του συστήματος επιλέγει όλες τις παραμέτρους της εξέτασης στον H/Y host, δηλαδή την εξέταση, τα kVp, τα mAs, το φίλτρο και τη μέθοδο ανακατασκευής της εικόνας καθώς και τα όρια της εξέτασης.

Όπως γίνεται αντιληπτό, με όλα αυτά τα στοιχεία να τοποθετούνται σε ένα μεταλλικό σκελετό, θα πρέπει η τοποθέτησή τους να γίνεται προσεκτικά και κατά τα ορθά πρότυπα, ώστε να είναι σωστά

ζυγοσταθμισμένο το βάρος και να μην περιστρέφεται ο σκελετός προς οποιαδήποτε κατεύθυνση. Για αυτόν το λόγο στον μεταλλικό σκελετό πολλές φορές τοποθετούνται βαρίδια σε διαφορετικές γωνίες για να ισορροπεί το βάρος του σε όλα τα σημεία περιστροφής του.

2.4 Η ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.4.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

Συμβατική ή απλή ή βηματική Σάρωση Υπολογιστικής Τομογραφίας (sequential CT, axial CT)

Η πρώτη μέθοδος σάρωσης που ανακαλύφθηκε και η μοναδική που υπήρξε για πολλά χρόνια. Σε αυτή τη μέθοδο εκτελείται μια περιστροφή του gantry, καταγράφονται τα δεδομένα, σταματά η ακτινοβολία, μετακινείται η τράπεζα στην επόμενη θέση ακτινοβολίας και επαναλαμβάνεται η διαδικασία μέχρι να καλυφθεί όλη η περιοχή εξέτασης. Είναι μια μέθοδος η οποία έχει μεγάλο χρόνο εξέτασης και δεν χρησιμοποιείται πια.

Ελικοειδής Σάρωση / μονοτομική ελικοειδής Υπολογιστική Τομογραφία (spiral CT, single-slice spiral CT)

Σε αυτή τη μέθοδο υπάρχει συνεχής περιστροφή του gantry με συνεχή εκτομή ακτινών X και ταυτόχρονη συνεχής μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας με σταθερή ταχύτητα. Το αποτέλεσμα της συνδυασμένης κίνησης είναι η ακτινοβολούμενη περιοχή να έχει σπειροειδή μορφή. Στην ελικοειδή σάρωση οι χρόνοι εξέτασης έχουν μειωθεί σε σημαντικό βαθμό.

Πολυτομική Ελικοειδής Υπολογιστική Τομογραφία (πολλαπλές σειρές ανιχνευτών, multislice/multidetector CT)

Η πολυτομική ελικοειδής σάρωση υποστήριξε την αύξηση των σειρών των συστοιχειών ανιχνευτών αντί μίας γραμμικής συστοιχίας ανιχνευτών όπως στην απλή ελικοειδή σάρωση. Πρακτικά μεγάλωσε το πλάτος των ανιχνευτών. Με αυτόν τον τρόπο λαμβάνονται πολλαπλές τομές ταυτόχρονα και μειώνεται σε μεγάλο βαθμό ο χρόνος δημιουργίας της εικόνας. Οι πολυτομικοί αξονικοί τομογράφοι επειδή ακριβώς μείωσαν τόσο τον χρόνο λήψης και δημιουργίας της εικόνας έλυσαν ένα μεγάλο πρόβλημα. Σε κάθε περιστροφή του συστήματος αντί για ένα βήμα ανά έλικα καταγράφονται από 2-320 βήματα, δίνοντας μεγαλύτερη γεωμετρική κάλυψη ανά περιστροφή, επιταχύνοντας σημαντικά το χρόνο εξέτασης αλλά και τη μείωση της δόσης ενώ ταυτόχρονα προσφέρει υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα.

Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Πηγής – Διπλής Ενέργειας (Dual Source CT Scan – Dual Energy CT Scan)

Αποτελεί υποκατηγορία της πολυενεργειακής υπολογιστικής τομογραφίας και διαφέρει από αυτή επειδή περιορίζεται σε δύο φάσματα ενεργειών (το ένα φάσμα είναι φάσμα χαμηλών ενεργειών κοντά στα 70kV και το άλλο υψηλών ενεργειών κοντά στα 120kV) με σκοπό την απορρόφηση τους από διαφορετικούς ιστούς για την διαφοροποίηση των μαλακών ιστών και των οστών σε μια εικόνα. Μία ακόμη μεγάλη διαφορά είναι ότι τα δύο φάσματα δημιουργούνται από τις δύο πηγές, είναι δηλαδή source based ενώ στη πολυενεργειακή βασίζονται στην διαφοροποίηση τους από την ανιχνευτική διάταξη είναι δηλαδή (detector based). Υπάρχει δυνατότητα προβολής μόνο της μιας ή μόνο της άλλης ομάδας ιστών σε μια εικόνα για την ευκολότερη ανάλυση και διάγνωση. Αυτή η μέθοδος σάρωσης χρησιμοποιεί δύο πηγές ακτινών-Χ καθώς και αντίστοιχα δύο ανιχνευτικές διατάξεις όλα αυτά στο ίδιο μεταλλικό σώμα (gantry), οι οποίες έχουν τη δυνατότητα να ακτινοβολούν τον εξεταζόμενο στο ίδιο ανατομικό πεδίο αλλά με διαφορετικές δέσμες ακτινών – Χ ως προς το ενεργειακό φάσμα τους.

Μπορούν δηλαδή να μεταβάλλουν ανεξάρτητα την τάση και την ένταση της ακτινοβολίας που εκπέμπουν έτσι ώστε να απεικονίζονται διαφορετικοί ιστοί σε μία εικόνα, με τη συγχώνευση των δύο εικόνων. Το χαρακτηριστικό της μεθόδου είναι ότι τοποθετούνται σε γωνία περίπου 90 μοιρών μεταξύ τους οι πηγές ακτινών-Χ καθώς και οι ανιχνευτικές διατάξεις. Το κύριο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου σάρωσης είναι η δημιουργία εικόνας εξαιρετικής αντίθεσης και διακριτικής ικανότητας σε δύο διαφορετικές ομάδες ιστών, όπως σε οστά και σε μαλακούς ιστούς παράλληλα. Αυτή η μέθοδος προσφέρει αρχικά μεγάλη μείωση στον χρόνο εξέτασης ώστε ο εξεταζόμενος να λάβει λιγότερη δόση ακτινοβολίας και ταιριάζει για εξεταζόμενους οι οποίοι είναι υπέρβαροι. Βρίσκει εφαρμογές και σε παιδιατρικές εξετάσεις λόγω του χρόνου εξέτασης. Επιπλέον προσέφερε μεγάλη ευκολία στις καρδιολογικές απεικονίσεις καθώς απεικονίζεται η μυοκαρδιακή αιμάτωση και διαπιστώνεται αν ο εξεταζόμενος πάσχει από στεφανιαία νόσο, αφού ο ακτινολόγος μπορεί να ανιχνεύσει τις αθηρωματικές πλάκες που την προκαλούν από την ανίχνευση του εναποθετημένου ασβεστίου στις στεφανιαίες αρτηρίες. Αυτό που όμως κάνει αυτή τη μέθοδο σημαντική είναι ότι αυτά γίνονται με λιγότερη δόση και σε λιγότερο χρόνο συγκριτικά με μια απλή πολυτομική σάρωση. Δημιουργούνται τέλος εικόνες στις οποίες διακρίνονται δομές και τα όριά τους με μεγάλη ευκρίνεια.

Πολυενεργειακή Υπολογιστική Τομογραφία με χρήση ανιχνευτών μέτρησης φωτονίων(Spectroscopic / Multi – Energy CT Scan using Photon Counting Detectors)

Η πολύ-ενεργειακή αξονική τομογραφία γνωστή και ως αξονική τομογραφία φάσματος είναι μια τεχνική που βασίζεται στο γεγονός ότι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από την ενέργεια των ακτινών-Χ και το υλικό ή τον ιστό που ακτινοβολείται, με αποτέλεσμα όταν σαρωθεί ένα αντικείμενο με δύο διαφορετικές ενέργειες μπορούμε να διαχωρίσουμε απεικονιστικά δύο υλικά τα οποία έχουν διαφορετικές ιδιότητες απορρόφησης σε διαφορετικά φάσματα ενεργειών .Πρακτικά, διαχωρίζονται ανατομικοί ιστοί ώστε να δημιουργηθεί μία εικόνα που δίνει έμφαση στην αντίθεση των ιστών με σκοπό την ανίχνευση και τη διάγνωση παθολογιών. Περαιτέρω, χρησιμοποιείται σε αξονικές αγγειογραφίας, ουρογραφίας σε αξονικές κοιλίας και θώρακος καθώς και σε νευρο-απεικονιστικές εφαρμογές όταν υπάρχουν αιμορραγίες. Για τον διαχωρισμό των ιστών χρειάζεται να διαφοροποιηθούν οι ενέργειες των φωτονίων που θα περάσουν από τον εξεταζόμενο και θα φτάσουν στην ανιχνευτική διάταξη.

Αυτό γίνεται με τους ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων στους οποίους υπάρχουν συγκεκριμένα όρια

ενεργειακού πλάτους για το εκάστοτε φωτόνιο που προσπίπτει στην ανιχνευτική διάταξη. Έτσι ανάλογα το ενεργειακό πλάτος, η ενέργεια αποθηκεύεται σε ένα χώρο ενεργειών συγκεκριμένου ενεργειακού φάσματος, με αποτέλεσμα να δημιουργούνται χώροι αποθήκευσης πολλών διαφορετικών ενεργειακών φασμάτων που θα χρησιμοποιηθούν για να δώσουν στην τελική εικόνα την απαραίτητη διαγνωστική πληροφορία. Οι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων διαφέρουν από τους συμβατικούς ανιχνευτές επειδή γίνεται άμεσα η μετατροπή των φωτονίων σε ηλεκτρόνια και όχι με την χρήση σπινθηριστών.

2.4.2 ΑΞΟΝΙΚΟΙ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΙ ΤΕΛΕΥΤΑΙΑΣ ΓΕΝΙΑΣ – ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΟΜΟΙΟΤΗΤΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΤΟΥΣ

Υπάρχουν κάποιοι βασικοί παράγοντες που λαμβάνονται υπόψιν κατά την αγορά ενός αξονικού τομογράφου ο οποίος θα στελεχώσει ένα ακτινολογικό τμήμα και συγκεκριμένα μια ακτινοδιαγνωστική μονάδα. Αν προσπεραστεί η σχέση κόστους-ωφέλειας, η οποία έρχεται συνήθως πρώτη όταν πρόκειται να παρθεί μια τέτοια απόφαση, ο επόμενος σημαντικός παράγοντας που λαμβάνεται υπόψιν είναι τα τεχνικά χαρακτηριστικά του κάθε αξονικού τομογράφου. Τέτοια είναι τα παρακάτω :

- Έκταση περιοχής κάλυψης του ανιχνευτή - Τομές ανά περιστροφή
- Ταχύτητα Περιστροφής του Gantry
- Δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος
- Χωρική Διακριτική Ικανότητα – Αντίθεση

Παρακάτω γίνεται ανάλυση των τεχνικών χαρακτηριστικών τεσσάρων αξονικών τομογράφων διαφορετικών εταιριών και παρουσιάζονται τα όμοια και τα διαφορετικά στοιχεία τους.

SIEMENS SOMATOM- X.cite



ΕΙΚΟΝΑ 1 : Αξονικός τομογράφος SIEMENS SOMATOM [1]

Ο αξονικός τομογράφος της φωτογραφίας είναι ο Somatom-X.cite ο οποίος είναι κατασκευασμένος από τη Siemens και παρουσιάστηκε τον Νοέμβριο του 2020. Είναι ένας αξονικός τομογράφος που μπορεί να παράγει 128 τομές ανά περιστροφή με διάρκεια περιστροφής του gantry 0,3 δευτερόλεπτα σε μέγιστη ταχύτητα. Έχει σχεδιαστεί ώστε να λειτουργεί με εφαρμογές τεχνητής νοημοσύνης όπως για παράδειγμα δέντρα αποφάσεων (decision trees). Διαθέτει ένα νέο περιβάλλον διεπαφής με τον χρήστη το οποίο καθοδηγεί τον χρήστη να προσαρμόσει την εξέταση ανάλογα τα στοιχεία του εξεταζόμενου σύμφωνα με κάποιες ερωτήσεις ώστε να δημιουργηθεί ένα ψηφιακό προφίλ του. Το gantry του έχει διαμέτρημα 82 cm, που σημαίνει ότι είναι κατάλληλο για εξεταζόμενους με μεγάλο βάρος οι οποίοι καλύπτουν μεγάλο πλάτος κατά την εξέτασή τους μέσα στο gantry. Μέσα στο gantry υπάρχει μία κάμερα παρατήρησης του ασθενή η οποία βοηθά τον ακτινολόγο να επιβλέπει τη κίνηση του ασθενή για να μην υπάρξουν ψευδενδείξεις στην εικόνα από τη κίνηση του σώματος ή λάθος τοποθέτησή του. Το gantry είναι και υγρόψυκτο (η ψύξη του γίνεται με έγχυση νερού) και αερόψυκτο και η τράπεζα έχει μέγιστο βάρος ανύψωσης 307 kg. Τέλος, αριστερά και δεξιά του gantry υπάρχουν οθόνες αφής οι οποίες ρυθμίζουν το πρωτόκολλο εξέτασης και έχουν όλες τις πληροφορίες του εξεταζόμενου.

Philips Incisive CT



ΕΙΚΟΝΑ 2 : Αξονικός τομογράφος Philips Incisive [2]

Ο Philips Incisive CT κατασκευάστηκε από τη Philips Medical Systems και παρουσιάστηκε για πρώτη φορά στο Ευρωπαϊκό Συνέδριο Ακτινολογίας (ECR) το 2019. Είναι ένας αξονικός τομογράφος ο οποίος παράγει 128 τομές ανά περιστροφή του gantry με μέγιστη ταχύτητα μίας περιστροφής τα 0.35 δευτερόλεπτα. Το διαμέτρημα στο εσωτερικό του gantry είναι 72 cm ενώ η ανιχνευτική διάταξη καλύπτει μία περιοχή 40 cm. Ο Incisive CT έχει πολύ καλή διακριτική ικανότητα αφού μπορεί να διακρίνει 16 lp/cm ακόμα και σε εξετάσεις οι οποίες γίνονται με χαμηλή δόση και σε χαμηλές ενέργειες λόγω του iDose, ενός σύγχρονου και γρήγορου επαναληπτικού αλγορίθμου. Ο Incisive CT έχει μέγιστο πεδίο ακτινοβολήσης 50 cm και έχει μέγιστο βάρος ανύψωσης περίπου τα 200 kg. Τέλος, αριστερά και δεξιά του gantry υπάρχουν οθόνες αφής οι οποίες ρυθμίζουν το πρωτόκολλο εξέτασης και έχουν όλες τις πληροφορίες του εξεταζόμενου.

Toshiba Aquilion Precision - Ένας Ultra High Resolution CT Scanner



ΕΙΚΟΝΑ 3 : Αξονικός τομογράφος Toshiba Aquilion Precision [3]

Ο Toshiba Aquilion Precision είναι ο πρώτος αξονικός τομογράφος που κατασκευάστηκε ο οποίος παράγει εικόνες υπερ-υψηλής διακριτικής ικανότητας (UHR-CT). Είναι ικανός να παράξει εικόνες στις οποίες διακρίνονται δομές της τάξης των μικρόμετρων. Είναι ένας αξονικός τομογράφος ο οποίος παράγει 320 τομές ανά περιστροφή. Παρουσιάστηκε στο RSNA το 2017 και η τεχνολογία του αποτέλεσε σημείο αναφοράς για μεταγενέστερους αξονικούς τομογράφους καθώς πολλές εταιρίες ιατροτεχνολογικού εξοπλισμού πήραν έναυσμα από τον συγκεκριμένο αξονικό τομογράφο και ανέπτυξαν με τη σειρά τους συστήματα παραγωγής εικόνων υπερ-υψηλής διακριτικής ικανότητας. Το εσωτερικό στο κυρίως σώμα του έχει διαμέτρημα 78 εκατοστά και ταχύτητα περιστροφής έως και 0,35 δευτερόλεπτα. Η δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος είναι μεγαλύτερη για τη παραγωγή των εικόνων αλλά είναι αποτελεσματική αφού διακρίνονται ανατομικά στοιχεία της τάξης των μικρόμετρων. Η τράπεζα έχει μέγιστο βάρος ανύψωσης 300 κιλά. Για την ανακατασκευή των εικόνων χρησιμοποιείται ένας αλγόριθμος μηχανικής μάθησης και πιο συγκεκριμένα ένας Deep Learning Neural Network αλγόριθμος που ονομάζεται AiCE.

Revolution Maxima – Ένας αξονικός τομογράφος της GE τελευταίας γενιάς



ΕΙΚΟΝΑ 4 : Αξονικός τομογράφος GE Revolution Maxima [4]

Ο Revolution Maxima είναι ένας αξονικός τομογράφος ο οποίος παράγει 128 τομές ανά περιστροφή, σχεδιασμένος και κατασκευασμένος από την General Electric σε συνεργασία με την Edison. Το βασικό χαρακτηριστικό του που τον ξεχωρίζει από πολλούς αξονικούς τομογράφους είναι η λειτουργία του που έχει βασιστεί στην τεχνητή νοημοσύνη. Είναι κοινώς γνωστό ότι όλοι οι εξεταζόμενοι που τοποθετούνται στην τράπεζα των ακτινοδιαγνωστικών μηχανημάτων διατρέχουν κίνδυνο να βρίσκονται σε λάθος θέση κατά την εξέτασή τους και επομένως κατά την ακτινοβολή τους. Όταν κάποιος δεν βρίσκεται στη σωστή θέση που πρέπει κατά την εξέτασή του μπορεί να λάβει λανθασμένα αυξημένη δόση ακτινοβολίας έως και 38% καθώς επίσης μπορεί να οδηγήσει και σε αύξηση του θορύβου στην εικόνα έως και 22%. Ο Revolution Maxima λύνει το πρόβλημα της ενδεχόμενης λανθασμένης θέσης του εξεταζόμενου στη τράπεζα με τη χρήση της νέας τεχνολογίας που εφαρμόζεται στην λεγόμενη Xtream κάμερα η οποία είναι τοποθετημένη στο πάνω μέρος του δωματίου της εξέτασης ώστε να μπορεί να παρακολουθεί όλο το σώμα του εξεταζόμενου.

Η Xtream κάμερα βασίζεται σε ένα αλγόριθμο τεχνητής νοημοσύνης κατά τον οποίο δημιουργείται ένα τρισδιάστατο μοντέλο του σώματος του εξεταζόμενου. Η κάμερα αντιλαμβάνεται το πραγματικό βάθος του σώματος και έπειτα επισημαίνει στον υπολογιστή του χειριστή το κέντρο της περιοχής που θα ακτινοβοληθεί. Έπειτα ευθυγραμμίζει το κέντρο αυτής της περιοχής με το κέντρο της λυχνίας που θα ακτινοβολήσει και έτσι επιτυγχάνεται η αυτόματη τοποθέτηση στη εξεταστική τράπεζα. Το εσωτερικό του gantry έχει 70 cm διαμέτρημα με μέγιστο πεδίο ακτινοβολήσης 50 cm και η ανιχνευτική διάταξη καλύπτει επιφάνεια 40mm. Μπορεί να κάνει μία πλήρη περιστροφή από 0.35 έως 2 δευτερόλεπτα. Χρησιμοποιεί τους ASiR, ASiR-V, αλγορίθμους ανακατασκευής εικόνας οι οποίοι βοηθούν στη μείωση της δόσης.

2.5 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ – ΕΞΕΛΙΞΗ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Ο όρος «ανακατασκευή εικόνας» εκφράζει τη μαθηματική διαδικασία μέσω της οποίας σχηματίζεται η εικόνα ενός αντικειμένου όταν είναι γνωστές μόνο οι προβολές του, δηλαδή οι τιμές της έντασης της εξασθενημένης ακτινοβολίας που εξέρχεται από το προς απεικόνιση αντικείμενο.

Ο ρόλος των RawData στην ανακατασκευή εικόνας:

Τα RawData όπως αποκαλούνται είναι τα πρώτα ψηφιοποιημένα δεδομένα των αναλογικών σημάτων που λαμβάνουν οι ανιχνευτές έπειτα από την ακτινοβολήση. Είναι δεδομένα που δεν έχουν επεξεργαστεί ώστε να παράγουν την απαραίτητη πληροφορία στην εικόνα. Τα RawData χρησιμοποιούνται στους μαθηματικούς αλγορίθμους ανακατασκευής εικόνων και στα φίλτρα συνέλιξης για να παραχθεί μία εικόνα διαγνωστικής αξίας. Τα RawData φιλτράρονται στο πεδίο των συχνοτήτων με ειδικά φίλτρα για να γίνει εξομάλυνση(smoothen) ή ενίσχυση της αντίθεσης των σημείων της εικόνας(edge enhancing - sharpening) ανάλογα το επιθυμητό αποτέλεσμα. Υπάρχει μία διαρκής προσπάθεια της επιστημονικής κοινότητας για τη κατασκευή αλγορίθμων ανακατασκευής εικόνων για αξονικούς τομογράφους ώστε να βρεθεί ο αλγόριθμος που θα δίνει τη καλύτερη δυνατή ποιότητα στην εικόνα με όσο το δυνατόν λιγότερη δόση για τον εξεταζόμενο. Πολλοί αλγόριθμοι που έχουν κατασκευαστεί δεν μπόρεσαν να ανταποκριθούν σε όλες τις στοχεύσεις τους, παρόλα αυτά βελτίωναν την εικόνα σε σημαντικά κομμάτια όπως η μείωση θορύβου και η ταχεία δημιουργία εικόνων. Παρακάτω γίνεται αναφορά στους διαφορετικούς αλγορίθμους καθώς και στην εξέλιξη αυτών και στη χρήση νέων ανεπτυγμένων μεθόδων με βάση την τεχνητή νοημοσύνη.

Αρχικά, για την ανακατασκευή των εικόνων χρησιμοποιήθηκε μια επαναληπτική μέθοδος ανακατασκευής που ονομάζεται αλγεβρική μέθοδος ανακατασκευής. Αυτή αντικαταστάθηκε από μια πιο απλή μέθοδο λόγω του μεγάλου όγκου των υπολογισμών. Η μέθοδος που την αντικατέστησε ήταν η μέθοδος φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής. Σε αυτή τη μέθοδο εφαρμόζεται ένα υψιπερατό φίλτρο και ακολουθείται μια διαδικασία ανακατασκευής. Αυτή η μέθοδος ήταν για πολλά χρόνια η πιο συχνή μέθοδος ανακατασκευής εικόνων αξονικής τομογραφίας καθότι δημιουργούσε μία εικόνα με υψηλή διαγνωστική αξία σε μικρό χρόνο, αλλά παρείχε μεγάλη δόση στον εξεταζόμενο. Λόγω της αυξανόμενης έκθεσης νεότερων ατόμων σε μεγάλες δόσεις, δημιουργήθηκε η ανάγκη για ανακάλυψη νέων μεθόδων ανακατασκευής.

Αυτή την ανάγκη κάλυψαν οι σύγχρονοι επαναληπτικοί αλγόριθμοι οι οποίοι αντιπαραβάλλουν μια εικόνα που υποθέτουν ότι θα δημιουργηθεί, με τα πραγματικά δεδομένα της εικόνας που δημιουργείται και κάνουν αλλαγές μέχρι οι δύο εικόνες να γίνουν ίδιες. Εξέλιξη αυτών αποτελούν οι υβριδικοί επαναληπτικοί αλγόριθμοι οι οποίοι φιλτράρουν κατ' επανάληψη τις πρωτογενείς πληροφορίες για να μειώσουν τις ψευδενδείξεις και αφού γίνει η διαδικασία της οπισθοπροβολής της εικόνας φιλτράρονται κατ' επανάληψη τα δεδομένα της εικόνας ώστε να μειωθεί ο θόρυβος. Κάποιες μελέτες σύγκριναν τις διαφορετικές προσεγγίσεις πολλών εταιριών στους αλγορίθμους ανακατασκευής εικόνων για την αξονική τομογραφία και κατέληξαν ότι σε γενικές γραμμές η ακτινοβολούμενη δόση μειώνεται περισσότερο με τους επαναληπτικούς αλγορίθμους οι οποίοι βασίζονται σε μοντέλα από τους υβριδικούς επαναληπτικούς και τους αλγορίθμους φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής. Ωστόσο, σε περιοχές με χαμηλή αντίθεση όπως είναι η κοιλιακή χώρα, η μείωση της δόσης και η ανακατασκευή εικόνων με επαναληπτικές μεθόδους δεν έδωσε τα επιθυμητά αποτελέσματα καθώς η ποιότητα εικόνων δεν ήταν μεγάλης διαγνωστικής αξίας.

Τέλος, μια ραγδαίως αναπτυσσόμενη τεχνική ανακατασκευής εικόνων είναι αυτή της βαθιάς εκμάθησης (Deep Learning). Είναι μια μέθοδος τεχνητής νοημοσύνης και βασίζεται στα μοντέλα αποφάσεων που δημιουργούνται μέσω των τεχνητών νευρωνικών δικτύων. Η μέθοδος αυτή αποτελεί μία εξέλιξη της μηχανικής μάθησης. Το βασικό πλεονέκτημα της βαθιάς εκμάθησης είναι ότι το σύστημα εκπαιδεύεται μόνο του με την εισαγωγή εικόνων υψηλής ποιότητας για την εξαγωγή πληροφοριών, ενίοτε εισάγονται εικόνες που δημιουργήθηκαν με άλλες τεχνικές ανακατασκευής και μέσω των τεχνητών νευρωνικών δικτύων συνέλιξης και των πραγματικών δεδομένων που λαμβάνονται κατά την εξέταση δημιουργεί μια εικόνα υψηλής ποιότητας. Με αυτή τη μέθοδο παράγονται εικόνες με πολύ καλό σηματο-θορυβικό λόγο (SNR) καθώς και με χαμηλή δόση και μειωμένο θόρυβο. Επίσης τα συνελκτικά τεχνητά νευρωνικά δίκτυα μπορούν να αυξήσουν τη ταχύτητα ανακατασκευής της εικόνας με αποτέλεσμα να αποτελεί και μία γρήγορη μέθοδο.

- Σύγχρονοι Επαναληπτικοί Στατιστικοί Αλγόριθμοι (Adaptive Statistical Iterative Algorithms) οι οποίοι χρησιμοποιούν μαθηματικά μοντέλα για να διορθώσουν την εικόνα αλλάζοντας τα δεδομένα που δημιουργήθηκαν από την απορρόφηση των ακτίνων-X. Οι τιμές Hounsfield των pixel στην εικόνα αλλάζουν ώστε να πάρουν τη σωστή τιμή. Συνήθως χρησιμοποιείται και η μέθοδος φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής σε συνδυασμό με την ASiR για καλύτερα αποτελέσματα στην εικόνα.

Τέτοιοι Αλγόριθμοι είναι οι : ASiR (General Electric), iDose (Philips), IRIS (Siemens) και AIDR 3D (Toshiba).

- Αλγόριθμοι φιλτραρισμένης Οπισθοπροβολής (Filtered Back Projection-FBP Algorithms)
 - Χρησιμοποιείται πρώτα ένα φίλτρο συνέλιξης για να μειωθεί η θολούρα στην εικόνα και έπειτα γίνεται η ανακατασκευή με τη μέθοδο οπισθοπροβολής.
 - Είναι γρήγορη μέθοδος, ωστόσο έχει κάποια μειονεκτήματα όσον αφορά τον θόρυβο και τη δημιουργία ψευδενδείξεων.
- Επαναληπτικοί Αλγόριθμοι βασισμένοι σε μοντέλα – Model Based Iterative Algorithms
 - Χρησιμοποιούνται μοντέλα δεδομένων τα οποία λαμβάνουν υπόψιν τα χαρακτηριστικά του αξονικού τομογράφου όπως το πάχος τομής, τις διαστάσεις του ανιχνευτή και το πεδίο ακτινοβόλησης. Το σύστημα παράγει μία εκτιμώμενη εικόνα και έπειτα συγκρίνεται με την πραγματική εικόνα που θα δημιουργηθεί. Η εκτιμώμενη εικόνα διορθώνεται κατ' επανάληψη ώσπου οι διαφορές των δύο εικόνων να είναι ελάχιστες. Έτσι δημιουργείται η τελική εικόνα. Δεν αποτελεί μία γρήγορη μέθοδο αφού χρειάζονται 30 έως 40 λεπτά για να ανακατασκευαστεί μία εικόνα.
 - Είναι μια υποσχόμενη μέθοδος ανακατασκευής εικόνων η οποία μπορεί να βελτιώσει την ποιότητας εικόνας που λαμβάνεται από έναν αξονικό τομογράφο με ταυτόχρονη μείωση του δείκτη δόσης (CTDI).
 - Επιπλέον μειώνεται ο θόρυβος συγκριτικά με άλλες μεθόδους ανακατασκευής όπως η FBP ή η ASiR και αυξάνεται σημαντικά ο σηματοθορυβικός λόγος.

Τέτοιοι Αλγόριθμοι είναι οι : First(Canon Medical), Veo (General Electric), IMR (Philips), SAFIRE (Siemens), AIDR 3D (Toshiba)

- Υβριδικοί Επαναληπτικοί Αλγόριθμοι ανακατασκευής
 - Χρησιμοποιούνται δύο ή περισσότεροι Αλγόριθμοι Ανακατασκευής
 - Χρησιμοποιούνται στις αγγειογραφικές αξονικές τομογραφίες
 - Μεγάλη μείωση δόσης σε σύγκριση με Αλγορίθμους Οπισθοπροβολής με φίλτρο
 - Μεγάλη μείωση θορύβου και μείωση ψευδεδείξεων στις εικόνες

- Αλγόριθμοι ανακατασκευής με τη χρήση του Deep Learning(DLR method)
 - Είναι ένα σύστημα μηχανικής μάθησης για βαθύτερη εξαγωγή σημαντικών χαρακτηριστικών της εικόνας
 - Χρησιμοποιούνται κυρίως τεχνητά νευρωνικά δίκτυα συνέλιξης
 - Μείωση του θορύβου στην εικόνα και παράλληλα μείωση της δόσης που λαμβάνει ο εξεταζόμενος
 - Δημιουργεί εικόνα υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας και ποιότητας

2.6 ΔΙΚΤΥΑΚΗ ΣΥΝΔΕΣΗ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ ΜΕ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ ΧΕΙΡΙΣΤΗ (HOST) ΚΑΙ ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΕΙΚΟΝΩΝ ΣΕ SERVER ΜΕΣΩ PACS

Έπειτα από την δημιουργία της εικόνας από το σύστημα ανακατασκευής εικόνας, η εικόνα αποστέλλεται στον κεντρικό υπολογιστή του χειριστή από τον υπολογιστή ανακατασκευής, για να την διαβάσει οπτικά ώστε να την απορρίψει ή να την εγκρίνει και αν την εγκρίνει, να την δώσει έπειτα στον ιατρό που θα κάνει τη διάγνωση. Η εικόνα αποθηκεύεται και στον σκληρό δίσκο αποθήκευσης του υπολογιστή του χειριστή(host) αλλά και μέσω του συστήματος αποθήκευσης εικόνων, το λεγόμενο PACS, σε μια βάση δεδομένων. Το PACS – Picture Archiving and Communication System (Σύστημα αρχειοθέτησης και αποστολής εικόνων) είναι ένα σύστημα δικτυακής σύνδεσης για τη μεταφορά ιατρικών αρχείων και αποθήκευσης εικόνων. Η εικόνα από τον υπολογιστή του χειριστή στέλνεται σε έναν data server (βάση δεδομένων) για αποθήκευση και συνδέονται μεταξύ τους μέσω ενός τοπικού δικτύου. Ο client(host) και ο server πρέπει αρχικά να βρίσκονται στο ίδιο τοπικό δίκτυο και να έχουν την ίδια μάσκα. Έπειτα δηλώνεται στον client η IP διεύθυνση του server και η IP του server στον client, για την αμφίδρομη αποστολή δεδομένων μεταξύ των δύο. Η διαφορά ενός τοπικού δικτύου και ενός τοπικού δικτύου DICOM είναι ότι σε ένα δίκτυο DICOM δηλώνονται οι AE Title και τα Port μαζί με τις IP, σε server και client. Το Application Entity Title (AE Title) είναι ο τίτλος του συστήματος που θα στείλει ή θα λάβει δεδομένα όπως για παράδειγμα ο υπολογιστής του χειριστή που στέλνει στον server, ή ο server που θα αποθηκεύσει. Το κάθε AE Title είναι διαφορετικό για κάθε σύστημα για να ξεχωρίζει από τα άλλα, για ευκολία στην επικοινωνία. Το Port είναι ο αριθμός εισόδου-εξόδου για κάθε σύστημα όταν το καλείς δικτυακά. Ο αριθμός για την έξοδο και την είσοδο σε ένα σύστημα μπορεί διαφορετικός για ένα σύστημα όπως ο server, δηλαδή όταν λαμβάνει και όταν στέλνει δεδομένα αρκεί να μην χρησιμοποιείται από κάποιο σύστημα στο δίκτυο. Μπορεί όμως ένα τοπικό δίκτυο που συνδέει πολλά συστήματα με ένα server να χρησιμοποιεί σε όλα τα συστήματα το ίδιο port για είσοδο και έξοδο αρκεί να μην χρησιμοποιείται από κάποιο άλλο σύστημα.

3. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΟΝ ΑΞΟΝΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ

3.1 ΔΙΑΣΦΑΛΙΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Όταν αναφερόμαστε στον όρο ποιότητα εικόνας, εννοούμε όλους τους παράγοντες που επηρεάζουν την εικόνα που δημιουργείται και αποτυπώνεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, είτε θετικά είτε αρνητικά. Η ποιότητα εικόνας και η εικόνα γενικότερα που εξάγεται από έναν αξονικό τομογράφο περνάει από διάφορα επίπεδα ώστε να διαμορφωθεί τελικά και να τη διαβάσουν οι γιατροί και οι τεχνολόγοι που χειρίζονται το σύστημα στο αναγνωστικό δωμάτιο. Αν η ποιότητα της εικόνας που θα λάβουν δεν έχει ικανοποιητική διαγνωστική αξία και δεν διακρίνονται οι λεπτομέρειές της, τότε ο εξεταζόμενος θα λάβει στο σώμα του ένα σημαντικό ποσό δόσης το οποίο δεν θα έχει κανένα αντίκρυσμα. Για αυτό το λόγο πριν εκτελεστεί οποιαδήποτε εξέταση ελέγχονται όλες οι παράμετροι που επηρεάζουν αρνητικά τη ποιότητα της εικόνας. Η ποιότητα εικόνας στον αξονικό τομογράφο καθορίζεται από το αν οι εικόνες που παράγονται είναι μια ακριβής καταγραφή και αποτύπωση των αναμενόμενων αποτελεσμάτων σε εικόνα, που ορίζονται. Η διατήρηση των παραμέτρων σε ευνοϊκά επίπεδα διατηρεί σε ποιότητα τις εικόνες του αξονικού τομογράφου. Όλοι οι έλεγχοι για τη διασφάλιση της σωστής ποιότητας ενός ιατρικού εξοπλισμού γίνονται με τα σωστά εργαλεία τα οποία συνήθως παρέχονται από την αρμόδια αντιπροσωπεία που θα αναλάβει να παραδώσει τον ιατρικό εξοπλισμό, στη συγκεκριμένη περίπτωση τον αξονικό τομογράφο. Η προσπάθεια για συνεχή βελτίωση της ποιότητας της εικόνας όχι μόνο στον αξονικό τομογράφο αλλά σε όλα τα συστήματα βιοϊατρικής τεχνολογίας δεν σταματάει ποτέ και πάντα θα προσπαθούν οι αρμόδιοι να αναπτύξουν καταλληλότερες εφαρμογές που να εξελίσσουν τη ποιότητα των προϊόντων τους, ώστε να βοηθήσουν το ιατρικό προσωπικό να έχει περισσότερα εφόδια για τη σωστή διάγνωση και τις αποφάσεις που θα πάρει. Οποιοδήποτε ακτινοδιαγνωστικό μηχάνημα πριν γίνει μία προγραμματισμένη εξέταση πρέπει να περνάει μία σειρά από ελέγχους διασφάλισης ποιότητας για την διασφάλιση της καλύτερης δυνατής ποιότητας της τελικής εικόνας που λαμβάνεται στη λιγότερη δυνατή δόση για τον εξεταζόμενο. Σε αυτό το μοντέλο υπολογισμών και σύγκρισης υπάρχουν βασικοί παράμετροι που παίζουν ρόλο κατά τη δημιουργία της εικόνας από τις συνιστώσες της εκάστοτε διάταξης αξονικής τομογραφίας. Αλλά για να αναλυθούν αυτοί οι παράμετροι ελέγχου σε γενικό πλαίσιο, έστω ότι λαμβάνουμε υπόψιν ότι ελέγχεται ένας συμβατικός αξονικός τομογράφος. Με βάση αυτές τις παραμέτρους ελέγχων μπορούν να αναλυθούν οι παραγόμενες εικόνες ακολουθώντας τα πρότυπα τα οποία ορίζονται από τον κατασκευαστή και τα επιτρεπτά όρια που υπάρχουν στον Ελλαδικό χώρο. Για παράδειγμα σε έναν αξονικό τομογράφο για την διασφάλιση και τον έλεγχο της σωστής ποιότητας χρησιμοποιούνται κατάλληλα ομοιώματα (phantoms). Κάποιες βαθμονομήσεις γίνονται σε καθημερινή βάση με την εκκίνηση (warm up) του μηχανήματος, άλλες σε εβδομαδιαία, σε μηνιαία και άλλες σε ετήσια βάση. Τα phantoms έχουν συγκεκριμένες διαστάσεις και συγκεκριμένη δομή ώστε να παρομοιάζουν την εξέταση που θα γίνει, για τη σωστή βαθμονόμηση (calibration) και τον έλεγχο ορθής λειτουργίας.

3.2 ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ (CT PHANTOMS)

Τα ομοιώματα δηλαδή έπρεπε να παρομοιάζουν σε δομή και μοριακά χαρακτηριστικά ανθρώπινο ιστό, αφού η βάση πάνω στην οποία χτίζονται και αναπτύσσονται τα ιατρικά μηχανήματα είναι ο άνθρωπος. Υπάρχουν πολλά και διαφορετικά είδη ομοιωμάτων αξονικής τομογραφίας που εμπλέκονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες. Υπάρχουν τα ανθρωπομορφικά ομοιώματα, τα οποία ομοιάζουν σε ανθρώπινα σώματα και μέλη ή όργανα, και τα ομοιώματα βιομηχανικού τύπου ή όπως είναι ευρέως γνωστά τα calibration phantoms. Στις δύο αυτές μεγάλες κατηγορίες εντάσσονται πολλά και διαφορετικά ομοιώματα για συγκεκριμένες λειτουργίες το καθένα.

Ανθρωπομορφικά Ομοιώματα

Τα ανθρωπομορφικά ομοιώματα είναι δομές οι οποίες ομοιάζουν ανθρώπινα μέλη, σχεδιασμένα με υλικά που έχουν παρόμοιες ιδιότητες ιστών και βιολογικών χαρακτηριστικών ανθρώπινων σωμάτων. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν ανάλογα το μέγεθος και τη δομή τους για την δημιουργία ενός προφίλ δόσης σε σώματα ή τους εγκεφάλους ενηλίκων ή παιδιών, για την ανάπτυξη νέων εφαρμογών στην έρευνα και ανάπτυξη ακτινοδιαγνωστικών συστημάτων καθώς και για τη μελέτη και ανάπτυξη νέων τεχνικών ανακατασκευής εικόνων ώστε να μετρηθεί η δόση που λαμβάνεται κατά το εκάστοτε πρωτόκολλο εξέτασης. Με την ανάπτυξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης αντικειμένων(3d printing), έχει αυξηθεί η παραγωγή και χρήση τους καθώς παρομοιάζει καλύτερα τα βιολογικά πρότυπα των ασθενών οι οποίοι πρόκειται να εξεταστούν.

Ομοιώματα βιομηχανικού τύπου ή ομοιώματα βαθμονομήσεων

Είναι τα ομοιώματα τα οποία χρησιμοποιούνται περισσότερο στους διάφορους ελέγχους ποιότητας και αυτά τα οποία είναι πιο διαδεδομένα στο ευρύ κοινό. Ξεχωρίζουν από τη δομή τους η οποία διαφέρει από τα ανθρωπομορφικά ομοιώματα και παραπέμπουν σε κυλίνδρους, ή πλάκες με διαφορετικές πυκνότητες για τα υλικά που εμπεριέχουν. Χρησιμοποιούνται συνήθως για τον έλεγχο και τη διασφάλιση ποιότητας για να διασφαλιστεί ότι το σύστημα αξονικής τομογραφίας λειτουργεί κατά τα πρότυπα που ορίζει ο κατασκευαστής. Οποιαδήποτε απόκλιση στη τελική εικόνα που λαμβάνει ο εξεταστής πέρα από τα γνωστά όρια που έχουν τα υλικά που απεικονίζονται δημιουργούν την ανάγκη για επιδιορθωτικές ενέργειες.

Τα ομοιώματα όπως αναλύθηκε είναι κατασκευασμένα για έναν ή περισσότερους ελέγχους ποιότητας οι οποίοι όλοι μαζί αντικατοπτρίζουν τη καλή ή κακή λειτουργία των αξονικών τομογράφων. Τα ομοιώματα όπως είναι γνωστό, ανάλογα με τον έλεγχο που πρόκειται να γίνει ώστε να διαπιστωθεί ή ορθή λειτουργία ενός αξονικού τομογράφου, διαθέτουν δομές με διαφορετικά υλικά, τα οποία αντικατοπτρίζουν τα όργανα και τους ιστούς ενός ανθρώπινου σώματος. Όπως γίνεται αντιληπτό, οι συγκεκριμένες δομές θα πρέπει να έχουν ίδια απορροφητικότητα και πυκνότητα, με σκοπό να συμπεριφέρονται όπως θα συμπεριφέρονταν οι αντίστοιχοι ιστοί κατά την ακτινοβολήση ώστε πριν ακτινοβοληθεί κάποιος ασθενής να διαπιστωθούν οι αναμενόμενες ορθές τιμές ορίων των εικόνων για να μην λάβει ο ασθενής μία υπολογίσιμη δόση ακτινοβολίας χωρίς να παραχθεί μία εικόνα χωρίς διαγνωστική αξία. Για αυτόν τον λόγο είναι αναγκαία η ύπαρξη των ομοιωμάτων στα απεικονιστικά ιατρικά μηχανήματα που χρησιμοποιούν ιοντίζουσες ακτινοβολίες, έτσι ώστε να

αποφεύγεται η περιττή δόση σε ανθρώπινο ιστό.

3.3 ΈΛΕΓΧΟΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΩΝ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΛΕΓΧΟΣ ΧΩΡΙΚΗΣ ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑΣ (SPATIAL CROSS-FIELD UNIFORMITY TEST) ΜΕ ΟΜΟΙΟΓΕΝΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Στον έλεγχο χωρικής ομοιογένειας εκφράζεται η ικανότητα του αξονικού τομογράφου να απεικονίζει ένα ομοιογενές αντικείμενο σε εικόνα όπως ακριβώς αυτό είναι, δηλαδή να απεικονίζεται μία εικόνα η οποία διαθέτει ίδιους αριθμούς CT σε όλο το μήκος και πλάτος αυτής. Η μονάδα μέτρησης νερού στη κλίμακα Hounsfield δεν πρέπει να παίρνει διαφορετική τιμή με το πέρασμα του χρόνου. Κατά τον έλεγχο, η διαδικασία υλοποιείται ως εξής: Γνωρίζοντας πως το υλικό που θα ακτινοβοληθεί έχει ήδη γνωστό αριθμό CT, το μηδέν για νερό, λαμβάνουμε 5 ίδιες περιοχές ενδιαφέροντος (5 ROI) μία στο κέντρο της εικόνας και 4 σταυρωτά κοντά στις άκρες της και μετράμε τις μέσες τιμές και τις τυπικές αποκλίσεις αυτών. Αυτό γίνεται για να διακριβωθεί ότι οι τιμές HU στα ROI είναι ίδιες στο κέντρο αλλά και στη περιφέρεια του ομοιώματος. Οι μέσες τιμές πρέπει να έχουν σχεδόν την ίδια τιμή δηλαδή πολύ κοντά στο 0, καθώς το ομοίωμα είναι ομοιογενές και οι τυπικές αποκλίσεις να μην έχουν μεγάλες τιμές σε όλη τη περιοχή του ομοιώματος. Το αποδεκτό εύρος που πρέπει να έχουν οι μετρήσεις κατά τον έλεγχο της ομοιογένειας της μέσης τιμής των αριθμών CT στο ομοίωμα του νερού είναι από 0 έως 4 HU είτε στη θετική είτε στην αρνητική κλίμακα, κατά τα ελληνικά πρότυπα. Ο έλεγχος διακρίβωσης ομοιογένειας γίνεται με οποιοδήποτε ομοιογενές αντικείμενο με γνωστές τιμές HU και όρια ή με ένα ομοίωμα νερού στο οποίο γνωρίζουμε τη τιμή HU. Παρακάτω δίνεται ένα παράδειγμα ελέγχου ομοιογένειας και το αναμενόμενο αποτέλεσμα μετά την ακτινοβολήση του ομοιώματος σε ένα κυλινδρικό ομοίωμα νερού.

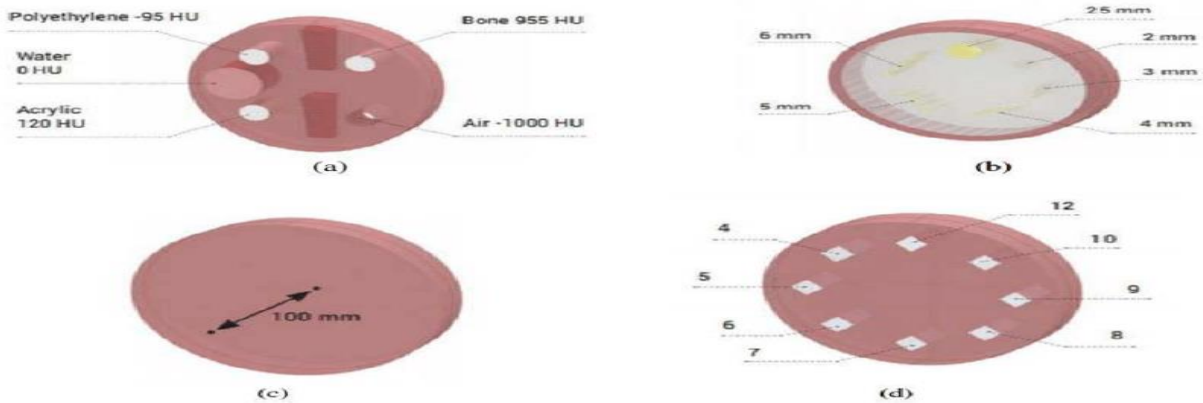
ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑΣ Ή ΜΕΤΡΗΣΗ ΕΥΑΙΣΘΗΣΙΑΣ ΑΡΙΘΜΩΝ CT (CT UNITS SENSITOMETRY OR LINEARITY TEST)

Γραμμικότητα ή ευαισθησία αριθμών CT ονομάζουμε την σχέση μεταξύ:

- Των μέσων τιμών των υπολογισμένων αριθμών CT διαφόρων υλικών που λαμβάνονται από το ακτινοβολούμενο αντικείμενο συγκριτικά με
- Τις μέσες τιμές των πραγματικών και αναμενόμενων τιμών
- Το αποτέλεσμα αυτών των δύο δίνει μία γραμμική παράσταση, η οποία πρέπει να μην μετατοπίζεται σημαντικά, με το πέρασμα του χρόνου, διότι σε μια τέτοια περίπτωση πιθανώς υπάρχει βλάβη στο σύστημα. Σε περίπτωση που δεν υπάρχει γραμμικότητα πιθανώς υπάρχει βλάβη είτε στο σύστημα είτε στο ομοίωμα.

Στη περίπτωση του αξονικού τομογράφου, οι διαφορετικοί γραμμικοί συντελεστές εξασθένησης των ιστών στο σώμα αντανακλώνονται στις αντίστοιχες τιμές αριθμών CT στην εικόνα. Στον έλεγχο γραμμικότητας εξετάζουμε την απόκριση των συστημάτων αξονικής τομογραφίας, όταν ακτινοβολούνται διαφορετικοί ιστοί και δομές, συγκρίνοντας τις λαμβανόμενες τιμές που εμφανίζονται στην εικόνα με αυτές που περιμένουμε να έχουν. Έτσι, σε περίπτωση που το σύστημα λειτουργεί ορθώς, καταλαβαίνουμε ότι το σύστημα μπορεί και μεταφράζει σωστά ή λάθος τις τιμές HU που λαμβάνονται κατά τη πραγματοποίηση μιας εξέτασης, με αποτέλεσμα να μπορέσουν όσοι δουν την εικόνα να αντιληφθούν τη σύσταση των δομών που ακτινοβολήθηκαν και να

κατηγοριοποιηθούν τυχόν ασθένειες. Το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της γραμμικότητας του συστήματος είναι κατασκευασμένο από ενσωματωμένα στο εσωτερικό του υλικά τα οποία έχουν διαφορετική δομή και διαφορετικές ιδιότητες που σημαίνει ότι έχουν και διαφορετικούς γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης αλλά με γνωστούς αριθμούς CT, έτσι ώστε να εξακριβωθεί η γραμμική σχέση τους. Τα αποτελέσματα του ελέγχου δεν πρέπει να παρεκκλίνουν πάνω ή κάτω από τα ορισμένα όρια των γνωστών αριθμών CT των στοιχείων στο ομοίωμα ώστε να περνάει τον έλεγχο το σύστημα. Αν τα αποτελέσματα δεν βρίσκονται στο αποδεκτό εύρος, χρειάζεται να γίνουν ενέργειες για να διορθωθεί το πρόβλημα. Συνήθως χρησιμοποιείται κατάλληλο ομοίωμα με τρεις τουλάχιστον περιοχές διαφορετικής πυκνότητας, επιπρόσθετα του νερού και του αέρα.



ΕΙΚΟΝΑ 5 : Απεικονίζονται μέρη του ACR-464, ενός ομοιώματος πολυμορφικού για πολλούς διαφορετικούς ελέγχους μεταξύ των οποίων και για έλεγχο γραμμικότητας αριθμών CT με δομές διαφορετικής πυκνότητας(Πρώτη εικόνα πάνω αριστερά) [5]

ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΑΡΙΘΜΩΝ CT (CT UNITS ACCURACY) ΜΕ ΟΜΟΙΟΓΕΝΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Στον έλεγχο ακρίβειας αριθμών CT στον οποίο γίνεται εβδομαδιαίως ελέγχεται η αξιοπιστία του συστήματος στο να εμφανίζει με ακρίβεια τιμές HU ακτινοβολώντας ένα ομοίωμα νερού ή ένα ομοίωμα με γνωστούς αριθμούς CT. Ο έλεγχος ακρίβειας είναι ένας απλός έλεγχος μέτρησης τιμών HU ο οποίος γίνεται για να εποπτεύσει ο χειριστής ότι το σύστημα λειτουργεί ορθά χωρίς να πρέπει να ακτινοβοληθεί κάποιο ομοίωμα. Ο έλεγχος αυτός μπορεί να γίνει και με την εκκίνηση του συστήματος τις πρωινές ώρες για να γνωρίζει εάν το σύστημα είναι σε θέση να πραγματοποιήσει εξετάσεις ή όχι. Λαμβάνεται μία περιοχή ενδιαφέροντος στο κέντρο του ακτινοβολούμενου ομοιώματος και μετριέται η μέση τιμή αριθμών CT καθώς και η τυπική απόκλιση. Για το νερό οι τιμές μέτρησης που ορίζονται ως φυσιολογικές υπολογίζονται έως 4 τιμές HU πάνω ή κάτω από το 0. Σε περίπτωση μεγάλης απόκλισης των ορίων σε ομοιώματα με γνωστές τιμές πρέπει να γίνουν ενέργειες για τη διόρθωση του προβλήματος.

*ΕΛΕΓΧΟΣ ΚΒΑΝΤΙΚΟΥ Ή/ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΥ ΘΟΡΥΒΟΥ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ
(IMAGE BACKGROUND NOISE TEST) ΜΕ ΟΜΟΙΟΓΕΝΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ*

Ο κβαντικός ή/και ηλεκτρονικός θόρυβος στην αξονική τομογραφία και γενικά στα ακτινοδιαγνωστικά συστήματα είναι μία μη-επιθυμητή αλλαγή των τόνων του γκρι στα pixel μιας εικόνας που προβάλλεται. Σε πιο απλά λόγια είναι το αποτέλεσμα που έχουμε αν ακτινοβοληθεί ένα ομοιογενές αντικείμενο και παραχθεί μία μη-ομοιογενής εικόνα. Όταν μιλάμε για θόρυβο σε μια εικόνα, εννοούμε το σύνολο των πληροφοριών που περιέχονται οι οποίες δεν έχουν διαγνωστική αξία και κρύβουν τις χρήσιμες πληροφορίες. Ένα έμπειρο μάτι μπορεί να διακρίνει τον θόρυβο από την κοκκώδη ή αγνώδη μορφή της εικόνας. Ο θόρυβος είναι πιο ενοχλητικός σε εικόνες με χαμηλή αντίθεση και εμποδίζει να ξεχωρίσουμε διαφορετικές δομές. Μετά την λήψη των φωτονίων από την ανιχνευτική διάταξη και τη μετατροπή τους σε αναλογικό σήμα, υπάρχουν φίλτρα συχνοτήτων τα οποία χρησιμοποιούνται για να αποκοπεί όσο το δυνατόν περισσότερος κβαντικός θόρυβος από την εικόνα. Παρόλα αυτά λόγω της φύσης των φωτονίων, η τυχαία σκέδαση και απορρόφησή τους είναι εφικτή και μπορεί να επηρεάσει το σήμα που θα αποθηκευτεί στα pixel της εικόνας και να αλλοιώσει τα χαρακτηριστικά της εικόνας σε μία περιοχή. Για τη ποσοτικοποίηση του θορύβου, λαμβάνεται ως περιοχή ενδιαφέροντος μία μεγάλη περιοχή του ομοιώματος, δηλαδή ένα ποσοστό από 40% και πάνω της εικόνας. Έπειτα βλέπουμε την τυπική απόκλιση των τόνων του γκρι στη περιοχή ενδιαφέροντος, η οποία δεν πρέπει να ε. Επειδή ξέρουμε ότι το ομοίωμα είναι ομοιογενές με γνωστές τιμές HU, γνωρίζουμε και τις ακριβείς τιμές HU σε όλη τη περιοχή του. Άρα, όποια απόκλιση μετρείται στην εικόνα από τις γνωστές και αναμενόμενες τιμές, τόσο περισσότερο θόρυβο λαμβάνουμε στην εικόνα. Όσο μεγαλύτερη η απόκλιση, τόσο μεγαλύτερος ο θόρυβος στην εικόνα. Επιπλέον, όσο μεγαλύτερο το δείγμα της περιοχής ενδιαφέροντος στην εικόνα, τόσο πιο ακριβής η μέτρηση του θορύβου στην εικόνα.

*ΑΣΑΦΕΙΑ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ (Image Blurring) ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ -
ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ (Spatial- High Contrast Resolution)
ΚΑΙ ΤΗΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗ (Low Contrast Resolution)*

Με τον όρο ασάφεια στην ψηφιακή εικόνα εννοούμε την υποβάθμιση της λεπτομέρειας της εικόνας η οποία οδηγεί στο πρόβλημα να κατηγοριοποιηθεί μία δομή ως διακριτή και να ταυτοποιηθεί. Είναι η ικανότητα του συστήματος απεικόνισης να αποτυπώνει με σαφήνεια τις ακμές της εικόνας, δηλαδή διαφοροποιήσεις τόνων του γκρι στις παρυφές γειτονικών αντικειμένων. Αποτελεί συνέπεια από την αλληλεξάρτηση με τη χωρική διακριτική ικανότητα και την αντίθεση του απεικονιστικού συστήματος. Η ασάφεια είναι το αντίθετο της οξύτητας. Η οξύτητα της εικόνας, αναφέρεται στην δυνατότητα να διακριθεί η λεπτομέρεια. Μία εικόνα μεγάλης οξύτητας είναι εικόνα υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας και αντίθεσης. Τα μη γραμμικά φίλτρα όξυνσης (sharp) τα οποία επεμβαίνουν στην εικόνα (όχι στα raw data) βελτιώνουν την ποιότητα της εικόνας (αυξάνεται η οξύτητα). Η ασάφεια κατά κύριο λόγο οφείλεται στους παρακάτω παράγοντες :

- στην κίνηση του εξεταζόμενου
- στο πάχος τομής
- στο πάχος του ασθενή
- στο οπτικό πεδίο απεικόνισης και στη μήτρα επεξεργασίας της εικόνας
- στα ηλεκτρονικά του συστήματος και στους αλγόριθμους ανακατασκευής και ανασύνθεσης

Τυχόν ψευδενδείξεις στην εικόνα, ίσως σχετίζονται με την κίνηση του ασθενή, με παρεμβολή μεταξύ δέσμης – σώματος – ανιχνευτή, με βλάβη στο σύστημα ή και λανθασμένα επιλεγμένο πρωτόκολλο ακτινοβολήσης κατά την εξέταση.

ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ ΠΑΧΟΥΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΟΜΕΝΗΣ ΤΟΜΗΣ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ – CT IMAGED SLICE THICKNESS ACCURACY

Ο έλεγχος του πάχους τομής ακτινοβολήσης είναι ένας από τους πιο σημαντικούς ελέγχους που γίνονται για τη διασφάλιση ποιότητας εικόνας στην αξονική τομογραφία. Γενικά το πάχος τομής επηρεάζει πάρα πολλές παραμέτρους στη δημιουργία της εικόνας, όπως τη διακριτική ικανότητα, τον θόρυβο και την αντίθεση, καθώς και το ποσό δόσης που λαμβάνει ο εξεταζόμενος κατά την ακτινοβολήση. Το πάχος τομής επηρεάζεται από τους κατευθυντήρες της δέσμης (collimators) που υπάρχουν πριν και μετά τον εξεταζόμενο στο σύστημα σε κατακόρυφη διάταξη αλλά ρυθμίζεται στη πραγματικότητα μέσω της ανιχνευτικής διάταξης. Η μορφή της ανιχνευτικής διάταξης και πιο συγκεκριμένα η μορφή των μεμονωμένων μερών των ανιχνευτών και η διάταξή τους, είναι αυτή η οποία ρυθμίζει το μικρότερο δυνατό πάχος τομής που μπορεί να επιλεγεί και να μεταφέρει την αποθηκευμένη πληροφορία στην εικόνα μέσω των ανιχνευτικών διατάξεων ενώ συμβάλλει παράλληλα στη διαδικασία απεικόνισης, η μήτρα ανακατασκευής εικόνων και η τεχνική ανακατασκευής. Τα συστήματα αξονικής τομογραφίας έχουν μία ελάχιστη τιμή πάχους τομής που μπορεί να ρυθμιστεί μέσω του υπολογιστή του χειριστή και διαφέρει ανάλογα το εκάστοτε σύστημα. Μεγαλώνοντας το πάχος τομής λαμβάνονται τομές με μεγαλύτερο πάχος άρα και λιγότερη πληροφορία ανά voxel, άρα και λιγότερη διακριτική ικανότητα και αντίθεση. Αντίθετα, με μικρό πάχος τομής έχεις καλύτερη διακριτική ικανότητα αλλά μεγαλύτερο θόρυβο. Τέλος για την ελικοειδή σάρωση, το πάχος τομής και το διάστημα επαναφοράς σάρωσης πρέπει να έχουν ίδιες τιμές ώστε να μην χάνεται πληροφορία ή να ξανά-σαρώνεται η ίδια περιοχή (slice thickness – slice increment ίδιων τιμών). Για τον έλεγχο πάχους τομής, υπάρχουν δύο διαφορετικές τεχνικές που στηρίζονται στις διαφορές των δομών ανάμεσα στα ομοιώματα. Η πρώτη μέθοδος προσδιορισμού, βασίζεται σε ομοιώματα που διαθέτουν στο εσωτερικό τους κεκλιμένες πλάκες (ramps) είτε μία είτε περισσότερες οι οποίες αναπαριστούν περιοχή τομής ακτινοβολήσης. Έπειτα από την ακτινοβολήση στην παραγόμενη εικόνα, λαμβάνεται το μήκος της περιοχής της κεκλιμένης πλάκας που ακτινοβολήθηκε και εμφανίστηκε στην εικόνα. Ο υπολογισμός του πάχους τομής γίνεται με την σχέση : $ST = FWHM (\tan \theta)$, όπου θ , η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ της κεκλιμένης πλάκας και του οριζόντιου άξονα και $FWHM$, το εύρος που αντιστοιχεί σε πλάτος μεγαλύτερο του μισού του συνολικού πλάτους του σήματος, δηλαδή είναι η «διορθωμένη» απόσταση της περιοχής που ακτινοβολήθηκε λαμβάνοντας υπ' όψιν τις αποκρίσεις με ένταση μεγαλύτερη του μισού του μεγίστου πλάτους. Αυτός ο κανόνας, χρησιμοποιείται επειδή οι τομές δεν έχουν ακριβώς γραμμικό σχήμα με αποτέλεσμα να εμφανίζονται στην εικόνα κάποιες ψευδενδείξεις. Άρα το πραγματικό slice thickness δίνεται με το συγκεκριμένο έλεγχο από την παραπάνω μαθηματική σχέση.

Στην προηγούμενη εικόνα που παράχθηκε από την ακτινοβολήση ενός ομοιώματος ελέγχου προσδιορισμού πάχους τομής, πάρθηκαν πέντε εικόνες οι οποίες αναπαριστούν απεικονίσεις έπειτα από ακτινοβολήση με πάχος τομής από 1 έως 5 mm. Χρησιμοποιείται κατάλληλο ειδικό ομοίωμα με δομές μετρημένου διαστήματος. Πρακτικά, όταν σαρωθεί το ομοίωμα με γνωστό πάχος τομής λαμβάνεται μία εικόνα με μία περιοχή δομών είτε σφαιρικών είτε γραμμικών γνωστού μήκος και διαστάσεων. Αν η περιοχή του ομοιώματος έχει ίδιο μήκος με αυτή του πάχους τομής ή βρίσκεται εντός ορίων του κατασκευαστή, αυτό σημαίνει ότι το σύστημα λειτουργεί κατά τα ορθά πρότυπα.

ΕΛΕΓΧΟΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ Ή ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ

ΕΛΕΓΧΟΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΜΕ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΖΕΥΓΟΥΣ ΓΡΑΜΜΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

Η χωρική διακριτική ικανότητα ή διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης είναι ένας κοινός παράγοντας που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση απεικονιστικών συστημάτων. Εκφράζει την ικανότητα του συστήματος να ξεχωρίζει δύο γειτονικές δομές υψηλής αντίθεσης οι οποίες βρίσκονται σε μικρή απόσταση ως διαφορετικές. Πρακτικά, όσο πιο κοντά βρίσκεται η μία δομή στην άλλη και η εικόνα τις δείχνει ως διαφορετικά αντικείμενα, τόσο πιο μεγάλη η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος απεικόνισης. Η χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης εξαρτάται από:

- Το πάχος τομής ή ενεργό άνοιγμα των διαφραγμάτων (όσο μειώνεται, αυξάνεται η Χ.Δ.Ι.)
- Το οπτικό πεδίο απεικόνισης - FOV (όσο μειώνεται, αυξάνεται η Χ.Δ.Ι.)
- Αύξηση των kVp και mAs (ταυτόχρονη αύξηση διεισδυτικότητας και παραγωγής ακτίνων – X) αυξάνει την Χ.Δ.Ι. Όμως η μεγάλη αύξηση της διεισδυτικότητας συνδυάζεται με λιγότερη καταγραφή πληροφορίας και εμφάνιση δομών μαλακών ιστών.
- Τεχνική ανακατασκευής εικόνας και το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής

Οι μετρήσεις γίνονται με ομοιώματα που εμπεριέχουν δομές με αντίθεση 12% και άνω συγκριτικά με το υπόβαθρο της εικόνας. Συνήθως χρησιμοποιούνται δομές από αλουμίνιο ή άλλου είδους μέταλλο τα οποία καλύπτουν αυτήν τη προϋπόθεση. Η μέτρηση γίνεται με μοτίβα δομών ελέγχου διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης στα οποία υπάρχουν πολλά ζεύγη γραμμικών δομών, τα οποία διαφέρουν μεταξύ τους σε εύρος χωρικής συχνότητας. Για παράδειγμα το ομοίωμα ελέγχου μπορεί να διαθέτει ζεύγη γραμμικών μοτίβων με απόσταση 1 ζεύγος ανά εκατοστό (1 line pair per cm – 1lp/cm) , έως 21 ζεύγη γραμμικών μοτίβων ανά εκατοστό (21 line pair per cm – 21lp/cm). Τα όρια διακριτικής ικανότητας για το εκάστοτε σύστημα ορίζονται από τον κατασκευαστή. Ωστόσο, λόγω των αξονικών τομογράφων που έχουν κατασκευαστεί τα τελευταία χρόνια, οι οποίοι μπορούν να παράξουν εικόνες με πολύ καλή διακριτική ικανότητα ακόμα και της τάξης των μικρόμετρων, η συγκεκριμένη μέθοδος δεν είναι ικανή να αποτυπώσει με ακρίβεια τον υπολογισμό της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Ένας άλλος τρόπος υπολογισμού της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης είναι με τη μέτρηση του δείκτη MTF. Παρακάτω αναλύεται ο τρόπος υπολογισμού του δείκτη MTF με την χρήση κατάλληλων ομοιωμάτων.

ΈΛΕΓΧΟΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΔΕΙΚΤΗ MTF (MODULATION TRANSFER FUNCTION)

Οι ιδιότητες διακριτικής ικανότητας ενός απεικονιστικού συστήματος περιγράφονται από την συνάρτηση μεταφοράς-διαμόρφωσης (MTF). Η MTF περιγράφει το ποσοστό αντίθεσης ενός αντικειμένου που καταγράφεται από το απεικονιστικό σύστημα συναρτήσει του πραγματικού μεγέθους του (χωρική συχνότητα). Δηλαδή πρακτικά το μέτρο σύγκρισης για την χωρική διακριτική ικανότητα είναι η MTF. Όλο και μικρότερες δομές περιγράφονται από τις υψηλές συχνότητες, ενώ οι μεγάλες δομές περιγράφονται από τις χαμηλές συχνότητες. Η χωρική διακριτική ικανότητα πρέπει να ελέγχεται τακτικά για τον αξονικό τομογράφο. Για την εξαγωγή του συγκεκριμένου δείκτη λαμβάνεται ως περιοχή αναφοράς μία περιοχή με μεγάλη αντίθεση στην εικόνα ή όπως είναι πιο γνωστό μία περιοχή ακμής ή μία κουκκίδα. Από τη κουκκίδα υπολογίζεται η διασπορά φωτεινότητας στην εικόνα άρα και ο υπολογισμός της όσο το δυνατόν μεγαλύτερης αντίθεσης στην εικόνα. Από αυτή τη μέθοδο λαμβάνεται ο δείκτης PSF. Από τον PSF μπορούμε να βγάλουμε τον δείκτη LSF ολοκληρώνοντας σε μία διάσταση. Από τον δείκτη LSF μπορούμε να υπολογίσουμε τον δείκτη MTF με τον μετασχηματισμό Fourier του δείκτη LSF.

Λόγω των σύνθετων μαθηματικών υπολογισμών για την εξαγωγή του MTF χρησιμοποιείται ειδικό λογισμικό για τον ευκολότερο υπολογισμό του δείκτη. Ο χρήστης επιλέγει μόνο την περιοχή μεγάλης αντίθεσης στην εικόνα η οποία για τη περίπτωση της αξονικής τομογραφίας είναι μία σημειακή δομή. Όσο μεγαλύτερη η χωρική συχνότητα διαδοχικών δομών και ταυτόχρονα μεγαλύτερος δείκτης MTF, τόσο καλύτερη η χωρική διακριτική ικανότητα. Έστω ότι σε δύο μόνο δομές μεγάλης αντίθεσης ο δείκτης MTF ισούται με 1, όσο αυξάνεται η χωρική συχνότητα δομών υψηλής αντίθεσης, τόσο μειώνεται ο δείκτης MTF. Για τη σύγκριση δύο απεικονιστικών συστημάτων, συγκρίνονται οι δείκτες MTF στο 50% και στο 10%. Όσο περισσότερες δομές μεγάλης αντίθεσης σε μεγάλες χωρικές συχνότητες μπορούν να παρατηρηθούν, τόσο μεγαλύτερη η διακριτική ικανότητα μεγάλης αντίθεσης στο απεικονιστικό σύστημα. Αυτό σημαίνει ότι μπορούν να παρατηρηθούν περισσότερες μικρότερες δομές μεγάλης αντίθεσης στην εικόνα. Τα ομοιώματα περιέχουν δομές όπως σφαίρες μικρού διαμετρήματος οι οποίες δημιουργούν ένα ερέθισμα για να υπολογιστεί ο δείκτης. Οι σφαιρικές δομές πρέπει να είναι μικρότερης ή περίπου ίσης διαμέτρου σε μήκος με το εύρος διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης που πρόκειται να ελεγχθεί. Για όλα τα ομοιώματα ελέγχου MTF, πρέπει να υπάρχει ειδικό λογισμικό που βοηθά στον υπολογισμό και την εκτίμηση του δείκτη κατά τον έλεγχο. Συχνά, οι κατασκευαστικές εταιρίες αξονικών τομογράφων οι οποίες εκτιμούν την χωρική διακριτική ικανότητα των εικόνων που παράγουν τα συστήματα αξονικών τομογράφων που προωθούν στην αγορά, ορίζουν την χωρική διακριτική ικανότητα στο 5% (ή και πιο χαμηλά) της καμπύλης MTF.

ΈΛΕΓΧΟΣ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Για την εκτίμηση της αντίθεσης της εικόνας χρησιμοποιείται ο όρος διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης. Αυτή ορίζεται ως η μικρότερη διακριτή διαφορά σήματος μεταξύ μίας δομής μικρής επιφάνειας της εικόνας και του περιβάλλοντος παρόμοιου ιστού. Η μεγαλύτερη πηγή υποβάθμισης της αντίθεσης εικόνας είναι ο θόρυβος. Ο θόρυβος μειώνεται είτε με αύξηση των mAs, που οδηγεί σε αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο, είτε με τη χρήση φίλτρου.

Ένα εργαλείο μέτρησης θορύβου στην αντίθεση είναι το CNR(Contrast – Noise Ratio). Για τον υπολογισμό του CNR συγκρίνονται οι μέσες τιμές αριθμών CT μιας περιοχής ενδιαφέροντος και μιας περιοχής στο υπόβαθρο, ως προς τη τυπική απόκλιση στη περιοχή του υποβάθρου. Όσο μεγαλύτερη η τιμή αυτή, τόσο λιγότερος θόρυβος και μεγαλύτερη αντίθεση στην εικόνα. Το CNR πρέπει να είναι ίσο ή μεγαλύτερο του 1(≥ 1), για να υπάρχει χαμηλός θόρυβος στην μέτρηση, ενώ για κάθε σύστημα τα όρια κατά τον έλεγχο ορίζονται από τον κατασκευαστή.

Κατά τον έλεγχο με ομοίωμα, η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης μετριέται με τη χρήση αντικειμένων που έχουν μικρή αντίθεση σε σχέση με το υπόβαθρο. Τα ομοιώματα ελέγχου χαμηλής αντίθεσης περιέχουν κυλινδρικές δομές διαφορετικών μεγεθών και πυκνότητας, τοποθετημένες σε ένα ομοιογενές πλαίσιο υποβάθρου. Δεν έχουν μεγάλες διαφορές στην αντίθεση μεταξύ τους αλλά ούτε και με το υπόβαθρο, έτσι ώστε να επιτυγχάνεται η συνθήκη χαμηλής αντίθεσης υποβάθρου-δομών. Χρησιμοποιούνται δομές αντίθεσης που έχουν διαφορά 4 έως 10 μονάδες HU σε σχέση με τους αριθμούς HU που υπάρχουν στο υπόβαθρο. Οι κυλινδρικές δομές είναι συνήθως διαμέτρων από 2 έως 15 mm, με επίπεδα αντίθεσης 0.3 σε μια περιοχή, 0.5 σε μια άλλη, και 1% στην τελευταία περιοχή κυκλικών δομών. Κατά τη παρατήρηση των κυκλικών δομών, θεωρείται επιτυχής ο έλεγχος όταν όλες οι δομές που παρατηρούνται, μπορούν να διακριθούν με ανθρώπινο μάτι ελάχιστα έως τελείως. Θεωρούμε ότι έχουμε συνθήκες χαμηλής αντίθεσης, όταν οι δομές οι οποίες εξετάζονται, έχουν διαφορές μεταξύ αντίθεσης-θορύβου μικρότερες του 0,5% και είναι διακριτές.

ΕΛΕΓΧΟΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ – CT DOSIMETRY

ΓΕΝΙΚΑ – ΔΕΙΚΤΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Ο έλεγχος μέτρησης δοσιμετρίας γίνεται για να ελεγχθεί η αξιοπιστία και να γίνει εκτίμηση κατά την εξέταση αναφορικά με τη δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος σε συγκεκριμένες προδιαγραφές ακτινοβολήσης που ορίζονται ανάλογα το επιλεγμένο πρωτόκολλο. Ο έλεγχος γίνεται με τον υπολογισμό του δείκτη δόσης για την αξονική τομογραφία (CTDI). Ο δείκτης δόσης δείχνει τη μέση δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος κατά την ακτινοβολήση σε ένα ορισμένο σημείο (x,y) στον υπό ακτινοβολήση στόχο. Κάποιοι ιστοί μπορεί να απορροφήσουν μεγαλύτερη δόση, ενώ κάποιοι άλλοι λιγότερη ανάλογα την πυκνότητα, το πάχος των ιστών και την ενέργεια που εκπέμπεται κατά την ακτινοβολήση. Έπειτα από μία ακτινοβολήση, υπολογίζεται πάντα σύμφωνα με το πρωτόκολλο που επιλέχθηκε και τα στοιχεία του εξεταζόμενου και εμφανίζεται στην οθόνη του χειριστή μία ένδειξη σχετικά με τον δείκτη δόσης και τη παραγόμενη δόση κατά μήκος, για την συγκεκριμένη ακτινοβολήση.

Ο έλεγχος γίνεται με συγκεκριμένη μέθοδο κατά την οποία οι συνιστώσες διαμόρφωσης της δέσμης επιλέγονται κατά τα πρότυπα που ορίζει ο κατασκευαστής. Χρησιμοποιείται ένα ομοίωμα κεφαλής διαμέτρου 16cm και ένα ομοίωμα σώματος διαμέτρου 32 cm, τα οποία έχουν 5 οπές στο εσωτερικό τους, τέσσερις περιφερικά σταυρωτά και μία στο κέντρο, συνήθως κατασκευασμένα από πολυμεθακρυλικό μεθυλεστέρα (PMMA) το οποίο είναι ένα υλικό που ομοιάζει στο νερό. Ευθυγραμμίζονται και κεντράρονται στο ισόκεντρο του συστήματος, ενώ εισάγεται ο θάλαμος ιονισμού στην κεντρική οπή του ομοιώματος και μετά στις περιφερειακές οπές. Στις οπές που δεν εισάγεται ο θάλαμος ιονισμού, τοποθετούνται πώματα ίδιου υλικού για να καλυφθούν οι οπές. Γίνονται διαδοχικές μετρήσεις στο κέντρο και περιφερικά για να εξακριβωθεί η επαναληψιμότητα της μέτρησης δόσης σε μικρότερο και μεγαλύτερο βάθος. Στις οπές τοποθετείται κάθε φορά ένας θάλαμος ιονισμού τύπου pencil μήκους ίσου ή μεγαλύτερου των 10 cm, συνδεδεμένος με ένα βαθμονομημένο ηλεκτρόμετρο και ακτινοβολούνται τα ομοιώματα με τον θάλαμο ιονισμού μία φορά για κάθε οπή σε κάθε έλεγχο ομοιώματος.

Υπολογίζεται αρχικά ο δείκτης δόσης $CTDI_{100}$ σε ένα θάλαμο ιονισμού μήκους 10cm (100mm), ώστε να υπάρχει μία μέτρηση συσχέτισης με την υπό εξέταση υπολογισμένη δόση που προβάλλεται από το σύστημα. Ο θάλαμος μετρά την έκθεση και τη μετατρέπει σε δόση ακτινοβολίας και διορθώνει τη τιμή για το μήκος του θαλάμου (L) και το πάχος της τομής (T). Ο υπολογισμός του $CTDI_{100}$ δίνεται από τον παρακάτω μαθηματικό τύπο:

$$CTDI_{100} = (1/NT) \times \int_{-5cm}^{5cm} D(z) dz = (F \times C \times E \times L) / (N \times T), \quad (3)$$

Όπου:

F = παράγοντας μετατροπής της έκθεσης σε δόση στον αέρα (τυπικά 0.87 rad/R)

C = παράγοντας βαθμονόμησης για το ηλεκτρόμετρο (τυπικά 1.0, 2.0 για κάποια άλλα)
E = υπολογισμένη τιμή της έκθεσης σε R, χωρίς χρήση ομοιώματος(στον αέρα)-Air Kerma
L = ενεργό μήκος θαλάμου ιονισμού (10cm)
N = πλήθος τομών για μία ακτινοβολήση
T = πάχος τομής ακτινοβολήσης

Έπειτα υπολογίζεται το CTDI(weighted), ο σταθμισμένος μέσος όρος του δείκτη δόσης, ο οποίος προκύπτει λαμβάνοντας υπ' όψιν τον δείκτη δόσης στη κεντρική και τη περιφερική οπή σε ένα ομοίωμα. Υπολογίζεται ο σταθμισμένος μέσος όρος σύμφωνα με τον παρακάτω μαθηματικό τύπο:

$$CTDI_w = (1/3) CTDI_{100\text{κέντρο}} + (2/3) CTDI_{100\text{περιφερικά}} \quad (4)$$

Στη περίπτωση της ελικοειδούς σάρωσης λαμβάνεται υπ' όψιν το ογκομετρικό CTDI. Το οποίο υπολογίζεται από το σταθμισμένο CTDI διαιρούμενο από το βήμα(pitch). Το βήμα στην ελικοειδή σάρωση ορίζεται ως η απόσταση μετακίνησης της εξεταστικής τράπεζας για μια περιστροφή του μεταλλικού σκελετού(gantry). Δίνεται από τον παρακάτω μαθηματικό τύπο:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch} \quad , \quad (5)$$

Τέλος, υπολογίζεται η παραγόμενη δόση κατά μήκος, από την οποία εκτιμάται η συνολική μέση δόση στην ελικοειδή σάρωση ανάλογα το μήκος (έκταση) της σάρωσης. Υπολογίζεται σύμφωνα με τον παρακάτω τύπο:

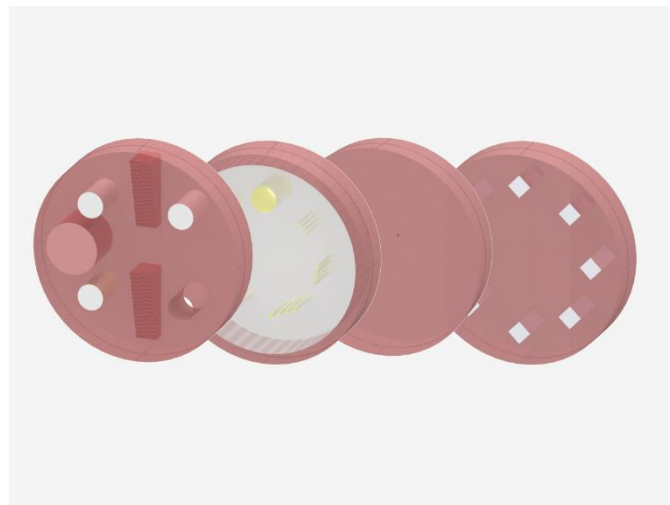
$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (6),$$

Γίνεται σύγκριση των υπολογιζόμενων από τις μετρήσεις τιμών CTDI (CTDI_w ή CTDI_{vol}, DLP) με τις αντίστοιχες τιμές που προκύπτουν από τις ενδείξεις στην κονσόλα χειρισμού. Όταν οι δόσεις CTDI είναι σημαντικά υψηλότερες του αναμενόμενου, γίνεται διερεύνηση της ακρίβειας των kV και της επάρκειας των φίλτρων.

4. ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΜΠΟΡΙΚΩΝ ΔΙΑΘΕΣΙΜΩΝ ΟΜΟΙΩΜΑΤΩΝ

Ενδεικτικά, θα αναφερθούν αναλυτικά μερικά εμπορικά διαθέσιμα ομοιώματα ελέγχου ποιότητας στην αξονική τομογραφία όπως αυτά αναλύονται από τους εμπορικούς οδηγούς χρήσης (manuals), ώστε να αναλυθούν ο τρόπος κατασκευής αυτών αλλά και τα υλικά που χρησιμοποιούνται καθώς και οι δομές ελέγχων που επιλέγονται να τοποθετηθούν στο εσωτερικό κάθε ομοιώματος.

ACR CT Accreditation Phantom Gammex 464



ΕΙΚΟΝΑ 6 : Το ομοίωμα της ACR Gammex 464 [5]

Το πολυμορφικό ομοίωμα ACR Gammex 464 κατασκευάστηκε από το αμερικανικό κολλέγιο ακτινολογίας (American College of Radiology) με σκοπό τον έλεγχο και τη διασφάλιση ποιότητας των αξονικών τομογράφων. Είναι σχήματος κυλινδρικού, βάρους 5,3 κιλών και είναι κατασκευασμένο από ένα ακρυλικό υλικό το οποίο ομοιάζει με το νερό (Solid Water Formulation). Το υλικό αυτό περιβάλλει τις δομές που υπάρχουν σε κάθε μέρος του ομοιώματος. Χωρίζεται σε τέσσερα κομμάτια (four modules) ενώ κάθε κομμάτι έχει μήκος 4cm και διάμετρο 20cm. Στην επιφάνειά του υπάρχουν σημάδια διαγράμμισης λευκού χρώματος τα οποία αντικατοπτρίζουν τα λέιζερ ευθυγράμμισης και βοηθούν στην σωστή χωροθέτηση του ομοιώματος βάσει των λέιζερ. Υπάρχουν επίσης σημάδια τα οποία αντικατοπτρίζουν το κεφάλι, τα πόδια και το επάνω μέρος του ομοιώματος. Χρησιμοποιείται για τους ελέγχους:

- Σωστής χωροθέτησης – Ευθυγράμμισης
- Ακρίβειας – Γραμμικότητας αριθμών CT
- Διακριτικής ικανότητας υψηλής και χαμηλής αντίθεσης
- Χωρικής ομοιογένειας αριθμών CT
- Θορύβου
- Προσδιορισμός πάχους τομής στην εικόνα

Το πρώτο κομμάτι (module 1) χρησιμοποιείται για να ελεγχθεί η χωροθέτηση και η ευθυγράμμιση, η ακρίβεια και γραμμικότητα των αριθμών CT και το πάχος τομής στην εικόνα. Για τον έλεγχο χωροθέτησης υπάρχουν τέσσερις ατσάλινες σημειακές δομές, σταυρωτά κοντά στην εξωτερική επιφάνεια. Το υλικό στο υπόβαθρο είναι όμοιο του νερού ενώ για τον έλεγχο ακρίβειας – γραμμικότητας υπάρχουν πέντε κύλινδροι διαφορετικών υλικών

- υλικό που ομοιάζει οστό (+955 HU)
- πολυαιθυλένιο (-95 HU)
- ακρυλικό (+120 HU)
- αέρας (-1000 HU)
- νερό (0 HU)

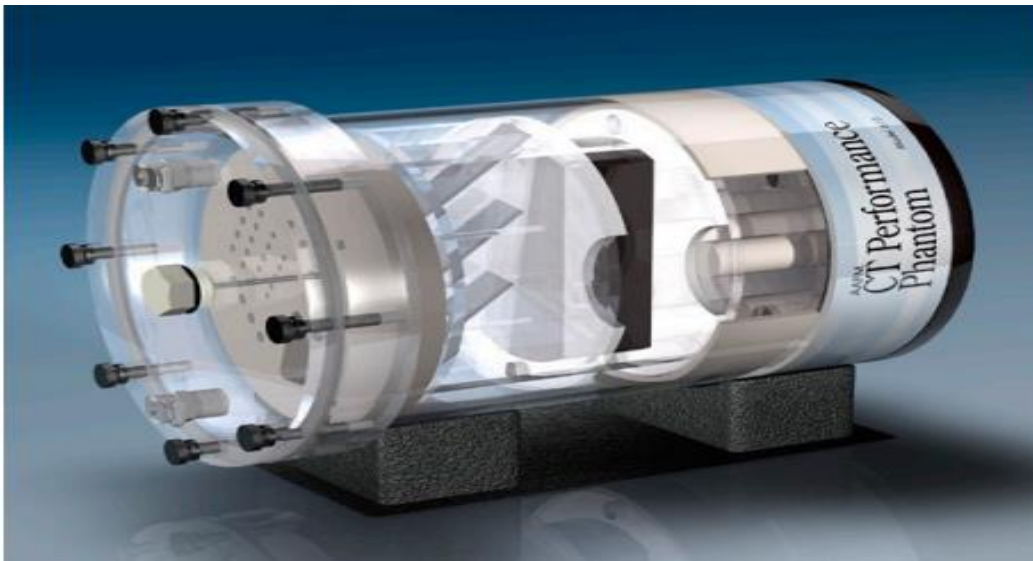
Κάθε κύλινδρος εκτός του κυλίνδρου του νερού είναι διαμέτρου 25mm και βάθους 4cm. Ο κύλινδρος του νερού έχει διάμετρο 50mm και βάθος 4cm. Για το πάχος τομής στην εικόνα χρησιμοποιούνται δύο ράμπες με σειρές από γραμμικές δομές (σύρματα) με απόσταση μεταξύ του 0,5mm.

Το δεύτερο κομμάτι (module 2) χρησιμοποιείται για τον έλεγχο διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης. Αποτελείται από σειρές κυλινδρικών δομών διαφορετικών διαμέτρων οι οποίες έχουν όλες τουλάχιστον 0,6% διαφορά αντίθεσης με το υποβάθρο. Το υποβάθρο έχει μέση τιμή αριθμών CT 90HU. Η διαφορά αντίθεσης κυλίνδρων – υποβάθρου είναι ανεξάρτητη της ενέργειας κατά την ακτινοβολήση. Υπάρχουν τέσσερις κύλινδροι για κάθε σειρά διαφορετικών διαμέτρων. Οι διαφορετικοί διάμετροι είναι από 2 mm έως 6 mm. Τέλος υπάρχει ένας μεγαλύτερος κύλινδρος διαμέτρου 25mm για την διακρίβωση της διαφοράς αντίθεσης μεταξύ κυλίνδρου – υποβάθρου και την εξαγωγή του δείκτη CNR.

Το τρίτο κομμάτι (module 3) χρησιμοποιείται για τον έλεγχο χωρικής ομοιογένειας. Στο εσωτερικό του περιέχει ένα ομοιογενές υλικό, ενώ υπάρχουν δύο χάντρες διαμέτρου 0,28 mm σε απόσταση 100mm που χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο ακρίβειας απόστασης.

Το τέταρτο κομμάτι (module 4) χρησιμοποιείται για τον έλεγχο διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης. Στο εσωτερικό του διαθέτει 8 μοτίβα γραμμικών δομών των 4,5,6,7,8,9,10 και 12 lp/cm τα οποία εμπεριέχονται σε τετραγωνικές δομές των 15 mm x 15 mm και βάθος 3,8cm. Τα μοτίβα γραμμικών δομών είναι κατασκευασμένα από αλουμίνιο το οποίο παρέχει μεγάλη αντίθεση μεταξύ αντικειμένου και υποβάθρου. Τέλος διαθέτει τέσσερις ατσάλινες χάντρες σταυρωτά κοντά στην εξωτερική επιφάνεια τα οποία χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο χωροθέτησης.

AAPM CT Performance Phantom Model 610



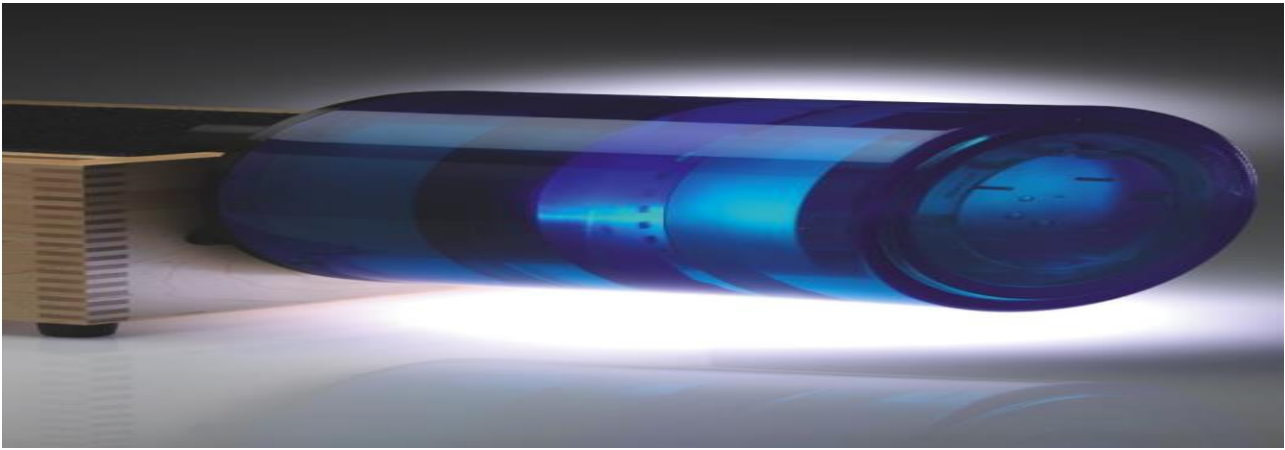
ΕΙΚΟΝΑ 7 : Το ομοίωμα της AAPM Model 610 [6]

Το πολυμορφικό ομοίωμα AAPM CT Performance Phantom Model 610-05 είναι κατασκευασμένο από την AAPM (Αμερικανική Ένωση Ιατρικής Φυσικής) και αναπτύχθηκε για να χρησιμοποιείται κατά τους ελέγχους ποιότητας αξονικών τομογράφων. Είναι κατασκευασμένο από ακρυλικό υλικό και έχει διαστάσεις 8,5 “OD x 15,5” L και καθαρό βάρος 17,25 lb (8,278 κιλά). Με το συγκεκριμένο ομοίωμα μπορούν να πραγματοποιηθούν οι παρακάτω διαφορετικοί έλεγχοι ποιότητας εικόνας:

- Έλεγχος ευθυγράμμισης λυχνιών δέσμης λέιζερ (με κυλινδρική στήλη αλουμινίου τοποθετημένη στο κέντρο του module)
- Έλεγχος προσδιορισμού πάχους τομής εικόνας (με κεκλιμένες ράμπες από αλουμίνιο)
- Έλεγχος θορύβου και χωρικής ομοιογένειας (με περιοχή νερού)
- Έλεγχος μέτρησης γραμμικότητας ή ευαισθησίας αριθμών CT (με κυλινδρικές δομές από πολυαιθυλένιο – 0.95g/cc , pmma – 1.19g/cc , nylon – 1.1g/cc , polystyrene – 1.05g/cc polycarbonate – 1.2 g/cc)
- Έλεγχος μέτρησης διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης (με μοτίβα γραμμικών δομών διαφορετικών διαστάσεων αλλά και μεταλλική σημειακή δομή για μέτρηση MTF)
- Έλεγχος μέτρησης διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης (με μοτίβα κυλινδρικών δομών διαφορετικών διαμέτρων)
- Έλεγχος μέτρησης δοσιμετρίας (υπάρχει διαθέσιμο module το οποίο προστίθεται στο ομοίωμα)

Όλες οι συνιστώσες (modules) βρίσκονται σε διαφανή δοχείο το οποίο γεμίζεται με νερό ενώ δύνανται να αποσπώνται ξεχωριστά από το δοχείο. Το δοχείο είναι κατασκευασμένο από PMMA (ακρυλικό υλικό) το οποίο είναι διαφανή και άκαμπτο υψηλής αντοχής θερμοπλαστικό. Έχει μεγάλη ανθεκτικότητα στο χρόνο και εξαιρετική φωτεινή διαπερατότητα.

CATPHAN 500 – Phantom Laboratory



ΕΙΚΟΝΑ 8 : Το ομοίωμα Catphan 500 [7]

Το πολυμορφικό ομοίωμα CATPHAN 500 όπως όλα τα ομώνυμα ομοιώματα κατασκευάζονται από την εταιρία Phantom Laboratory με σκοπό τον έλεγχο και τη διασφάλιση ποιότητας των αξονικών τομογράφων. Τα πιο γνωστά ομοιώματα της εταιρίας είναι το catphan 500 , το catphan 600 και το catphan 700. Μαζί με τα ομοιώματα παρέχεται και το αντίστοιχο λογισμικό ανάλυσης εικόνων για την ευκολία του χρήστη. Το catphan 500 συγκεκριμένα, αποτελείται από 4 διαφορετικά κομμάτια (modules).

- **CTP401:** *Slice Geometry and Sensitometry Module*

Το συγκεκριμένο module αποτελείται από τέσσερις κεκλιμένες ράμπες για τον έλεγχο του πάχους τομής στην εικόνα οι οποίες είναι τοποθετημένες σταυρωτά η μία απέναντι στην άλλη στο κέντρο του ομοιώματος. Κοντά στην εξωτερική επιφάνεια υπάρχουν τέσσερις διαφορετικές δομές για τον έλεγχο γραμμικότητας αριθμών CT με υλικά από αέρα, ακρυλικό, τeflόν και low density polyethylene. Στο κέντρο του ομοιώματος υπάρχουν πέντε ακρυλικές σφαιρικές δομές με διαστάσεις από 2-10 mm για τον, ενώ κοντά στις κεκλιμένες ράμπες υπάρχουν τέσσερις σφαιρικές δομές απόστασης 50mm η μία από την άλλη για τον έλεγχο μέτρησης διαστάσεων στην εικόνα.

- **CTP528:** *High Contrast Resolution Module*

Το συγκεκριμένο module έχει 21 μοτίβα γραμμικών δομών υψηλής αντίθεσης ξεκινώντας από 0.024 cm διάστημα ανά γραμμική δομή έως 0.5 cm ανά γραμμική δομή και δύο σφαιρικές δομές (point source) για την εξαγωγή του PSF και έπειτα του MTF.

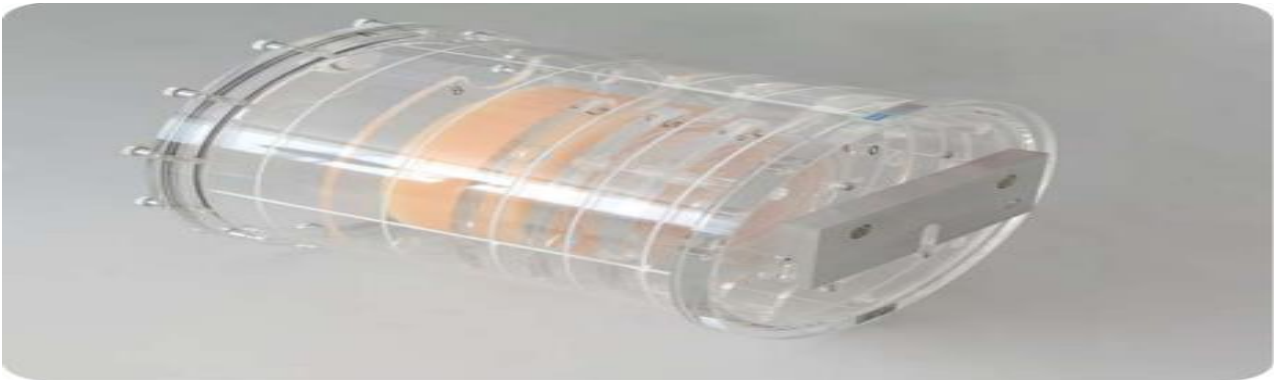
- **CTP515:** *Low Contrast Resolution Module*

Το συγκεκριμένο module έχει 3 μοτίβα των 9 σφαιρικών δομών από 2έως 15mm με αντίθεση ως προς το υπόβαθρο από 0.3% έως 1% και άλλα 3 μοτίβα των 4 σφαιρικών δομών από 3 έως 9mm για την απεικόνιση εξαιρετικά μικρών δομών και την ανίχνευση αυτών ανάλογα την αντίθεση τους από τον αξονικό τομογράφο.

- **CTP486:** *Uniformity Module*

Το συγκεκριμένο module είναι ένα ομοίωμα νερού για τον έλεγχο ομοιογένειας, ακρίβειας αριθμών CT και μέτρησης θορύβου στην εικόνα.

ΚΥΟΤΟ ΚΑΓΑΚΥ CT QA PHANTOM



ΕΙΚΟΝΑ 9 : Το ομοίωμα της Kyoto Kagaku CT QA Phantom [8]

Το πολυμορφικό ομοίωμα της εικόνας που προηγήθηκε είναι της εταιρίας Kyoto Kagaku και χρησιμοποιείται για τον έλεγχο και τη διασφάλιση ποιότητας εικόνας στην αξονική τομογραφία. Αποτελείται από ένα κυλινδρικό δοχείο ακρυλικού υλικού και διαθέτει κομμάτια διαφορετικών δομών για διαφορετικούς ελέγχους, όπως:

- Έλεγχος ομοιογένειας, ακρίβειας αριθμών CT και θορύβου από ομοίωμα νερού (πρακτικά χρησιμοποιείται το δοχείο από το οποίο αφαιρούνται όλες οι δομές και γεμίζεται με νερό)
- Έλεγχος προσδιορισμού πάχους τομής εικόνας με τέσσερις κεκλιμένες ατσάλινες ράμπες
- Έλεγχος διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης με δύο διαφορετικά module (ένα module για εξαγωγή MTF με ένα κάθετο ατσάλινο σύρμα το οποίο αναπαριστά μία κουκίδα όταν ακτινοβοληθεί , και ένα module με μοτίβα γραμμικών δομών διαφορετικών διαμέτρων των 0.3 , 0.4 , 0.5 , 0.7 , 1.0 , 1.5 , 2.5 mm)
- Έλεγχος διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης με κυλινδρικές δομές διαφορετικών διαμέτρων των 2, 3, 4, 5 και 10 mm με υπόβαθρο κατασκευασμένο από πολυουρεθάνη



ΕΙΚΟΝΕΣ 10, 11, 12, 13, 14: Μέρη του ομοιώματος [8]

QUART CTDI PHANTOM



ΕΙΚΟΝΕΣ 15, 16 : Το ομοίωμα ελέγχου δείκτη δόσης της QUART [9]

Το ομοίωμα ελέγχου δείκτη δόσης της QUART είναι ένα ομοίωμα κατασκευασμένο από υλικό PMMA (ακρυλικό), το οποίο χωρίζεται σε τρία μέρη για τρεις διαφορετικούς ελέγχους δεικτών δόσης. Μαζί με το ομοίωμα διατίθεται θάλαμος ιονισμού (τύπου pencil) μήκους 100mm και ηλεκτρόμετρο για την καταγραφή και ανάγνωση των δεικτών δόσης. Το ομοίωμα τοποθετείται όπως απεικονίζεται μέσα στο gantry και σε μία οπή τοποθετείται ο θάλαμος ιονισμού που συνδέεται με το ηλεκτρόμετρο. Όταν τοποθετείται σε μία οπή ο θάλαμος ιονισμού όλες οι υπόλοιπες καλύπτονται με ειδικές τάπες ιδίου υλικού με το ομοίωμα. Χωρίζεται σε τρία διαφορετικά μέρη τα οποία είναι:

- Το πρώτο τμήμα χρησιμοποιείται για τον έλεγχο δείκτη δόσης σε σώμα ενήλικα ανθρώπου και ουσιαστικά αποτελείται από ολόκληρο το ομοίωμα. Είναι διαμέτρου 320 mm και μήκους 150mm και διαθέτει πέντε οπές για τοποθέτηση του θαλάμου ιονισμού διαμέτρου 13.1 mm μία στο κέντρο και τέσσερις περιφερικά σταυρωτά κοντά στην εξωτερική επιφάνεια.
- Το δεύτερο τμήμα χρησιμοποιείται για τον έλεγχο δείκτη δόσης σε κεφάλι ενήλικα ή σε σώμα παιδιού και αποτελείται από τα δύο μικρότερα μέρη του ομοιώματος. Είναι διαμέτρου 160 mm και μήκους 150 mm και διαθέτει πέντε οπές για τοποθέτηση του θαλάμου ιονισμού διαμέτρου 13.1 mm μία στο κέντρο και τέσσερις περιφερικά σταυρωτά κοντά στην εξωτερική επιφάνεια.
- Το τρίτο και τελευταίο τμήμα χρησιμοποιείται για τον έλεγχο δείκτη δόσης σε κεφάλι παιδιού και αποτελείται μόνο από το μικρότερο μέρος του ομοιώματος. Είναι διαμέτρου 100mm και μήκους 150mm και διαθέτει πέντε οπές για τοποθέτηση του θαλάμου ιονισμού διαμέτρου 13.1 mm μία στο κέντρο και τέσσερις περιφερικά σταυρωτά κοντά στην εξωτερική επιφάνεια.

5.ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ ΠΕΡΙΟΔΙΚΩΝ ΕΛΕΓΧΩΝ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

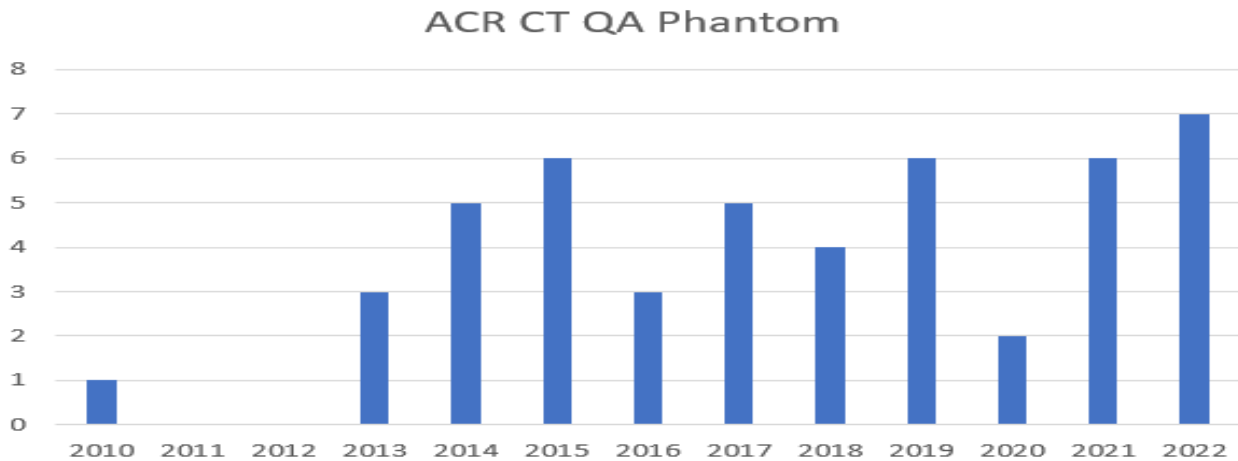
Στην Ελλάδα αρμόδια αρχή για την αδειοδότηση πρακτικών που περιέχουν αξονικό τομογράφο είναι η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε.). Στα πλαίσια των αρμοδιοτήτων της εγκρίνει κατευθυντήριες οδηγίες για τις διαδικασίες ελέγχων ποιότητας. Αναφορικά με την αξονική τομογραφία ένα μέρος των κατευθυντηρίων οδηγιών που έχει εκδώσει καταγράφονται στο παρακάτω πίνακα. Για περισσότερες πληροφορίες μπορείτε να ανατρέξετε στην ιστοσελίδα της Ε.Ε.Α.Ε.

ΕΛΕΓΧΟΣ (ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ)	ΟΡΓΑΝΑ ΕΛΕΓΧΟΥ	ΑΠΟΔΕΚΤΑ ΟΡΙΑ
ΑΚΡΙΒΕΙΑ ΑΡΙΘΜΩΝ CT (CT#w) & ΘΟΡΥΒΟΥ (SDw) ΣΤΟ ΝΕΡΟ	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΕ ΟΜΟΙΟΓΕΝΗ ΠΕΡΙΟΧΗ ΝΕΡΟΥ	CT#w : 0 ± 5 HU SD: $\leq \pm 25$ % ΤΩΝ ΤΙΜΩΝ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (baseline values) Η ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ
ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ CT#w	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΕ ΟΜΟΙΟΓΕΝΗ ΠΕΡΙΟΧΗ ΝΕΡΟΥ	ΔΙΑΦΟΡΑ ΤΩΝ CT#w ΚΑΘΕ ΠΕΡΙΜΕΤΡΙΚΟΥ ΡΟΙ ΑΠΟ ΤΟ ΚΕΝΤΡΙΚΟ: $\leq \pm 5$ HU Ή ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ
ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ CT# ΔΙΑΦΟΡΩΝ ΥΛΙΚΩΝ	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΔΟΜΕΣ ΓΝΩΣΤΩΝ CT#	ΑΚΡΙΒΕΙΑ CT# : ΕΝΤΟΣ ΟΡΙΩΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΥΛΙΚΟ & ΕΛΕΓΧΟΜΕΝΗ ΤΑΣΗ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΓΡΑΜΜΙΚΗΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ $r \sim 1 (\pm 0.01)$
ΕΛΕΓΧΟΣ (ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ)	ΟΡΓΑΝΑ ΕΛΕΓΧΟΥ	ΑΠΟΔΕΚΤΑ ΟΡΙΑ
ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΩΝ (ΨΕΥΔΟΕΙΚΟΝΩΝ)	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΟ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΝΕΡΟΥ Ή ΑΛΛΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΜΕΓΑΛΗΣ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΑ ΣΑΡΩΣΗ ΧΩΡΙΣ ΟΜΟΙΩΜΑ	ΝΑΙ / ΟΧΙ
ΠΑΧΟΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΟΜΕΝΗΣ ΤΟΜΗΣ	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΠΟΥ ΠΕΡΙΕΧΕΙ ΔΥΟ ΛΕΠΤΑ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΚΕΚΛΙΜΕΝΑ ΕΠΙΠΕΔΑ (ΡΑΜΠΑ ΜΕ ΔΙΑΚΡΙΤΟΥΣ ΔΙΣΚΟΥΣ Η ΣΥΡΜΑΤΑ) ΓΝΩΣΤΗΣ ΓΩΝΙΑΣ Θ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ST ≤ 1 mm: ΜΕΤΡΟΥΜΕΝΟ ΠΑΧΟΣ \leq ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ΠΑΧΟΣ + 0.5mm 1<ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ST ≤ 2 mm: ΜΕΤΡΟΥΜΕΝΟ ΠΑΧΟΣ \leq ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ± 50 % ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ST > 2mm : ΜΕΤΡΟΥΜΕΝΟ ΠΑΧΟΣ \leq ΟΝΟΜΑΣΤΙΚΟ ± 1 mm

ΠΑΧΟΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΟΥΜΕΝΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ		ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ
ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΠΟΥ ΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΕΙ ΔΟΜΕΣ ΧΑΜΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ	ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ ΓΙΑ ΤΟ CNR
ΕΛΕΓΧΟΣ (ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ)	ΟΡΓΑΝΑ ΕΛΕΓΧΟΥ	ΑΠΟΔΕΚΤΑ ΟΡΙΑ
ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	ΚΑΤΑΛΛΗΛΟ ΟΜΟΙΩΜΑ ΠΟΥ ΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΕΙ ΔΟΜΕΣ ΥΨΗΛΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΙΣ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ	ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ ΓΙΑ ΤΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΕΚΦΡΑΣΜΕΝΗ ΣΕ LP/MM (ΚΑΤΑ ΕΛΑΧΙΣΤΟ 0,5) Ή ΓΙΑ ΤΙΣ ΤΙΜΕΣ ΤΟΥ ΜΤΦ ΕΦΟΣΟΝ ΥΠΑΡΧΕΙ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΓΙΑ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΤΟΥ
ΕΛΕΓΧΟΣ ΕΝΔΕΙΞΕΩΝ ΔΟΣΗΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ (CTDI)	ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΜΕΝΟ ΗΛΕΚΤΡΟΜΕΤΡΟ ΚΑΙ ΘΑΛΛΑΜΟΣ ΙΟΝΙΣΜΟΥ (ΤΥΠΟΥ PENCIL BEAM) ΜΕ ΜΗΚΟΣ ΑΝΩ ΤΩΝ CM (ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΑ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΕΙ ΔΟΣΙΜΕΤΡΟ ΜΕ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ ΣΤΕΡΕΑΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ) ΟΜΟΙΩΜΑ ΚΕΦΑΛΗΣ ΑΠΟ ΡΜΜΑ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ 16 CM ΟΜΟΙΩΜΑ ΣΩΜΑΤΟΣ ΑΠΟ ΡΜΜΑ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ 32 CM	ΑΠΟΚΛΙΣΕΙΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΜΕΤΡΟΥΜΕΝΩΝ ΤΙΜΩΝ CTDI ΚΑΙ ΤΩΝ ΑΝΑΓΡΑΦΟΜΕΝΩΝ ΣΤΗΝ ΚΟΝΣΟΛΑ ΧΕΙΡΙΣΜΟΥ Ή ΤΑ ΟΡΙΑ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ: $\leq \pm 20 \%$
ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ CTDI ΣΤΟΝ ΑΕΡΑ(CTD _{air})		ΑΠΟΚΛΙΣΗ ΑΠΟ ΤΙΣ ΤΙΜΕΣ ΤΟΥ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗ $\leq \pm 20 \%$

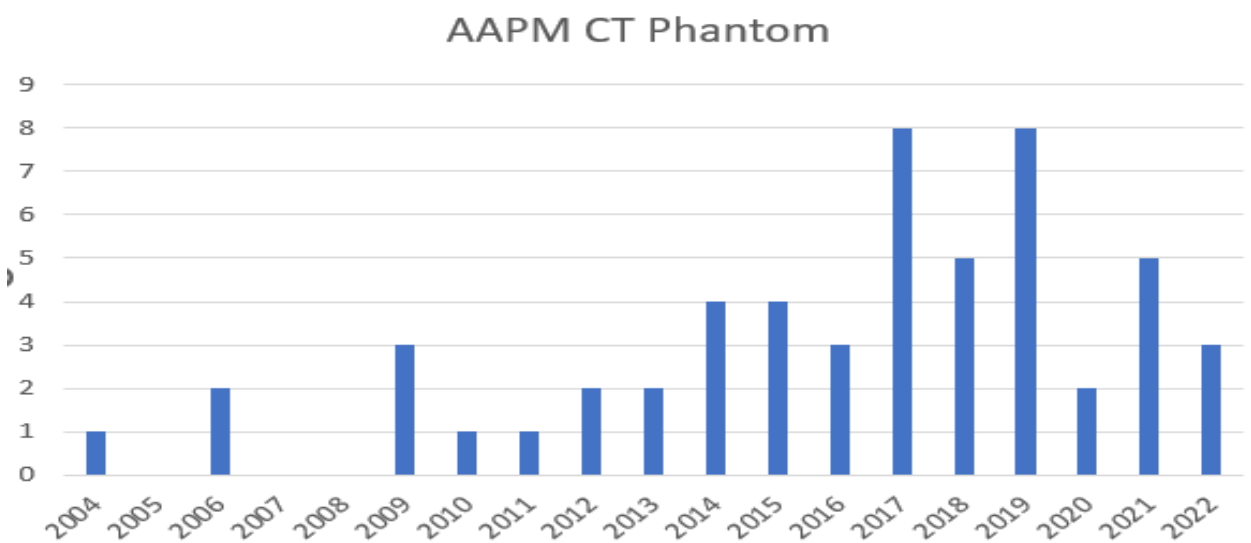
6.ΤΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ

Παρακάτω θα παρουσιαστούν κάποιες γραφικές παραστάσεις οι οποίες απεικονίζουν τα αποτελέσματα των αναζητήσεων σε ερευνητικά άρθρα για τα ομοιώματα που προαναφέρθηκαν, σύμφωνα με την ιστοσελίδα: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/> και χρησιμοποιώντας ως λέξεις κλειδιά στην αναζήτηση το όνομα του ομοιώματος. [10]



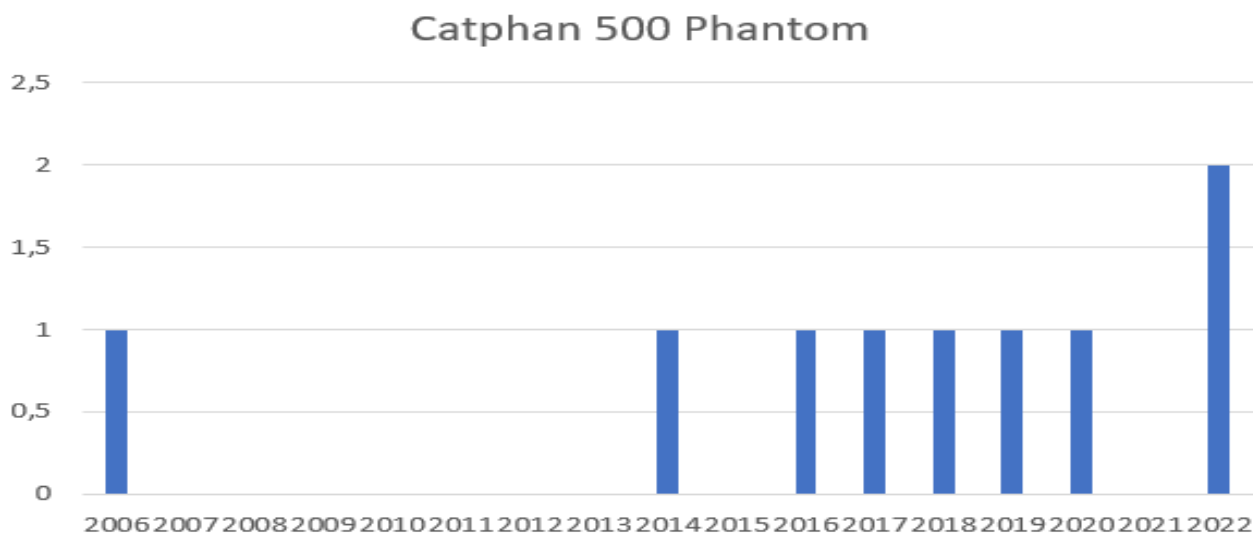
ΕΙΚΟΝΑ 17 : Γραφική παράσταση αποτελεσμάτων αναζήτησης ομοιώματος ACR CT QA Phantom.

Από την εικόνα 17 φαίνεται ότι οι ερευνητικές δημοσιεύσεις ξεκίνησαν το 2010 και συνεχίζονται έως σήμερα. Το συγκεκριμένο ομοίωμα φαίνεται να χρησιμοποιείται αρκετά στον τομέα της έρευνας, ενώ τα τελευταία χρόνια υπάρχει αυξητική τάση. Το μέγιστο είναι 6 δημοσιεύσεις το χρόνο στα έτη 2015, 2021 και 2022.



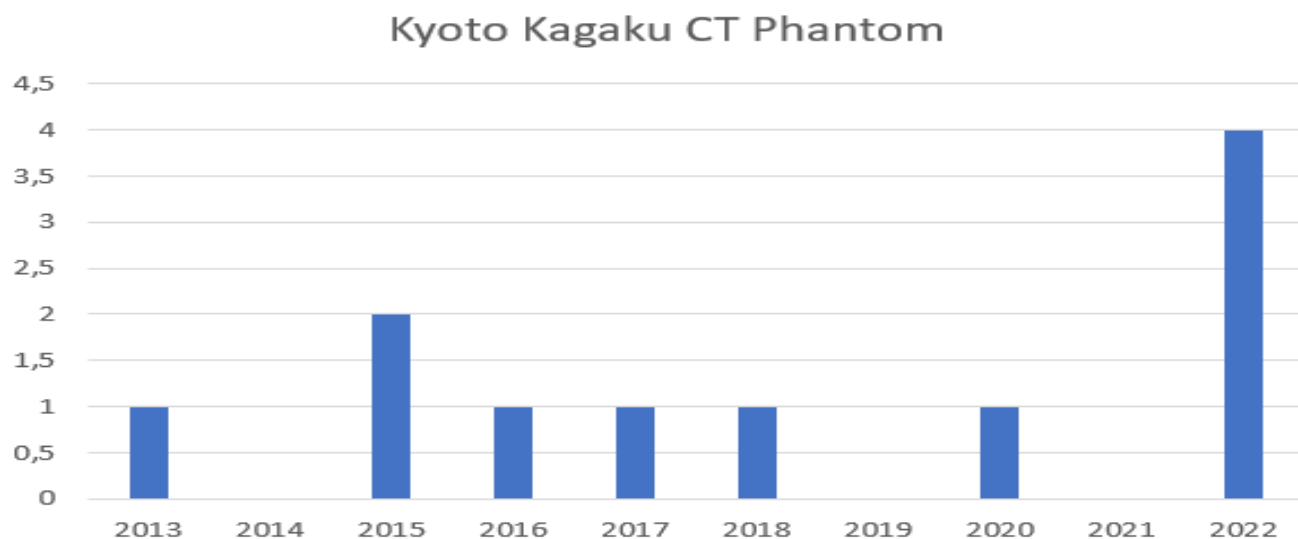
ΕΙΚΟΝΑ 18: Γραφική παράσταση αποτελεσμάτων αναζήτησης ομοιώματος AAPM CT Phantom

Από την εικόνα φαίνεται ότι οι ερευνητικές δημοσιεύσεις ξεκίνησαν το 2004 και συνεχίζονται έως σήμερα. Το συγκεκριμένο ομοίωμα φαίνεται να χρησιμοποιείται αρκετά στον τομέα της έρευνας από το 2006.



ΕΙΚΟΝΑ 19: Γραφική παράσταση αποτελεσμάτων αναζήτησης ομοιώματος CATPHAN 500 Phantom

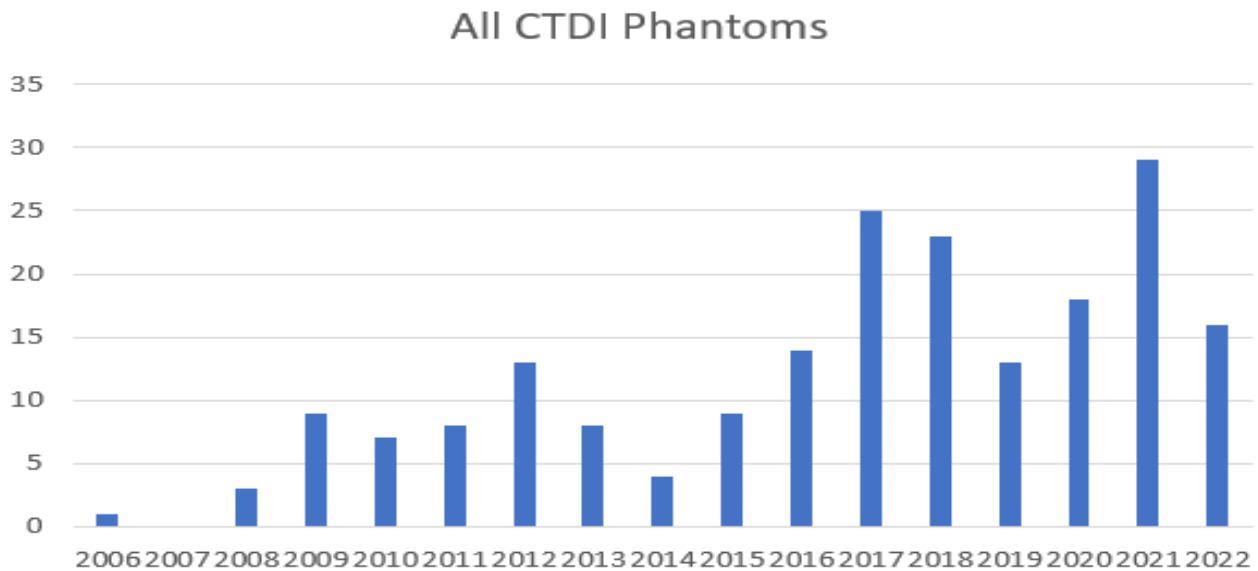
Από την εικόνα 19 φαίνεται ότι οι ερευνητικές δημοσιεύσεις ξεκίνησαν το 2006 και συνεχίζονται έως σήμερα.



ΕΙΚΟΝΑ 20: Γραφική παράσταση αποτελεσμάτων αναζήτησης ομοιώματος Kyoto Kagaku CT phantom.

Από την εικόνα 20 προκύπτει ότι το ομοίωμα Kyoto Kagaku είναι σχετικά σύγχρονο. Το συγκεκριμένο ομοίωμα φαίνεται να μη χρησιμοποιείται πολύ στον τομέα της έρευνας, με τις

δημοσιεύσεις να ξεκινούν από το 2013 ενώ τον τελευταίο χρόνο δημοσιεύτηκαν τα περισσότερα κείμενα με βάση το συγκεκριμένο ομοίωμα.



ΕΙΚΟΝΑ 21: Γραφική παράσταση αποτελεσμάτων αναζήτησης ομοιωμάτων δοσιμετρίας CTDI.

Από την εικόνα 21 φαίνεται ότι ο έλεγχος της δόσης χρησιμοποιείται αρκετά στην έρευνα. Η πρώτη δημοσίευση που βρέθηκε ήταν το 2006 ενώ το 2021 οι δημοσιεύσεις φτάσανε περίπου τις 30.

7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα ομοιώματα που αναφέρθηκαν αποτελούν ένα μικρό τμήμα των ομοιωμάτων που είναι εμπορικά διαθέσιμα για τον έλεγχο ποιότητας εικόνας στην αξονική τομογραφία. Παρόλα αυτά αναλύθηκαν λεπτομερώς κάποιες συχνές δομές που χρησιμοποιούνται στους ελέγχους ποιότητας. Όπως συμπεραίνεται, είναι πολύ σημαντικός παράγοντας η ποιότητα των παραγόμενων εικόνων στις αξονικές τομογραφίες καθώς είναι καθοριστικός ο ρόλος τους για τη σωστή διάγνωση και γνωμάτευση μιας εξέτασης. Τον κύριο ρόλο στον έλεγχο εικόνων έχουν τα ομοιώματα τα οποία πρέπει να καλύπτουν τις ανάγκες του συστήματος κατά τον έλεγχο ποιότητας εικόνας. Αυτό σημαίνει ότι η δομή των ομοιωμάτων πρέπει να είναι τέτοια έτσι ώστε η εικόνα που παράγεται να παρουσιάζει την απαραίτητη πληροφορία που περιμένει να δει ο υπεύθυνος κατά τον έλεγχο. Στις μέρες μας η ανάγκη για βελτίωση των συστημάτων αξονικής τομογραφίας έχει οδηγήσει σε ανάπτυξη νέων αξονικών τομογράφων από τις εταιρίες, οι οποίες λαμβάνουν υπόψιν και την παραγόμενη δόση για τη δημιουργία της εικόνας. Ο στόχος είναι η όσο το δυνατόν καλύτερη ποιότητα παραγόμενων εικόνων με ταυτόχρονη μείωση στην απορροφούμενη δόση.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Κανδαράκης Ι. , Επιστήμη της Εικόνας - Ιατρική Απεικόνιση με Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες (ΜΕΡΟΣ Α΄), 2017, ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗΣ, ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ (ΑΚΤΥΒΑ)
- [2] Paolo De Marco, Daniela Origgi et al (2018): “New adaptive statistical iterative reconstruction ASiR-V: Assessment of noise performance in comparison to ASiR”, Journal of applied clinical medical physics, 19(2):275-286.
- [3] “Revolution Maxima CT Scanner” , GE Healthcare , website available at:
<https://www.gehealthcare.com/products/computed-tomography/revolution-maxima>
- [4] “What to consider when buying a new Ct scanner” , Dave Fornell , Imaging Technology News , November 2016
<https://www.itnonline.com/article/what-consider-when-buying-new-ct-scanner>
- [5] “Generations of reconstruction techniques” , Philips Healthcare
<http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577249/586938/587315/iDo se4 - Whitepaper - Technical -Low Res.pdf%3fnodeid%3d8432599%26vernum%3d-2>
- [6] Martin J. Willemink, Peter B. Noel et al (2019): “The evolution of image reconstruction for CT – From Filtered Back Projection to Artificial Intelligence” , European Radiology, 29, 2185-2195.
<https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-018-5810-7>
- [7] “Iterative Reconstruction in CT: What Does It Do? How Can I Use It?”, William P. Shuman, 2016
<https://www.imagewisely.org/Imaging-Modalities/Computed-Tomography/Iterative-Reconstruction-in-CT>
- [8] “Κατευθυντήριες οδηγίες για τα πρωτόκολλα περιοδικών ελέγχων ποιότητας υπολογιστικών τομογράφων (CT)” ,Νοέμβριος 2019, ΕΕΑΕ
<KA-EEAE-KO-112019-02.pdf>
- [9] ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ, “Ιατρική Απεικόνιση με Ακτίνες Χ: Προβολική απεικόνιση, υπολογιστική τομογραφία και ποιότητα ιατρικής εικόνας” , Κωσταρίδου Ελένη, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής ,Παναγιωτάκης Γεώργιος, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Πάτρα 2011
[Ποιότητα και Περιεχόμενο Ιατρικής Εικόνας \(upatras.gr\)](Ποιότητα και Περιεχόμενο Ιατρικής Εικόνας (upatras.gr))
- [10] Hu Chen, Yi Zhang, Weihua Zhang, Peixi Liao, Ke Li1, Jiliu Zhou, Ge Wang et al (2016): “Low-Dose CT via Deep Neural Network”, published on arXiv.org, 1609, 1609.08508
<https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1609/1609.08508.pdf>
- [11] “Image quality improvement using model-based iterative reconstruction in low dose chest CT for children with necrotizing pneumonia”, Jihang Sun, Tong Yu, Jinrong Liu, Xiaomin Duan, Di Hu, Yong Liu, Yun Peng, BMC Medical Imaging 17, Article number:24, (2017)
<https://bmcmedimaging.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12880-017-0177-9>
- [12] “Signal-to-noise ratio”, (2021) , Wikipedia
https://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio

[13] “CT Image Detail and Noise AAPM Tutorial”, Perry Sprawls PhD, Radiographics. RSNA, Volume 12, Number 5, pp: 1041-1046 , (1992)

<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.12.5.1529128>

[14] Spyropoulos, V. (2015). *Ακτινοπροστασία* [Chapter]. In Spyropoulos, V. 2015. *Το σύγχρονο νοσοκομείο* [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. chapter 19

https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/3054/2/02_chapter_19.pdf

[15] “Λειτουργία αξονικού τομογράφου διπλής πηγής - διπλής ενέργειας και κλινικές εφαρμογές”, Ακτινολογικά Χρονικά ,Στεφανία Χαντζή , Δανάη Χουρμούζη , Ελισάβετ Μολυβδά-Αθανασοπούλου Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή ΑΠΘ , Ακτινολογικό Εργαστήριο, Διαβαλκανικό Ιατρικό Κέντρο

http://www.symvoli.gr/conference/aebe/uploads/periodiko_nov_2012/06_MOLYVDA.pdf

[16] “Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications”, IAEA Human Health Series No.19 (2012)

<https://www.iaea.org/publications/8751/quality-assurance-programme-for-computed-tomography-diagnostic-and-therapy-applications>

[17] “Determining the Spatial Resolution in Computed Tomography – Comparison of MTF and Line-Pair Structures”. Andreas STAUDE, Jürgen GOEBBELS, International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography - Tu.4.1, (2011)

<https://d-nb.info/1162339098/34>

[18] “Phantom Overview : CT(Revised)”, Accreditation Support, ACR, (2022)

<https://accreditationsupport.acr.org/support/solutions/articles/11000053945-overview-of-the-ct-phantom>

[19] “Tradeoffs in CT Image Quality and Dose”, Michael F. McNitt-Gray, PhD, DABR Associate Professor Depart of Radiology, David Geffen School of Medicine at UCLA

[CT Image Quality vs \(aapm.org\)](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_39.pdf)

[20] “Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners”, AAPM Report No.39, Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, (1993)

https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_39.pdf

[21] “Assesing Radiation Dose: How to Do it right”, AAPM Summit on CT Dose, Michael McNitt-Gray, PhD, DABR, FAAPM Professor, Department of Radiology Director, UCLA Biomedical Physics Graduate Program David Geffen School of Medicine at UCLA, (2011)

<https://www.aapm.org/meetings/2011CTS/documents/McNitt-GrayAssessingRadiationdoseFINAL.pdf>

[22] Gareth R. Iball, Alexis C. Moore, Elizabeth J. Crawford et al (2016) :“A routine quality assurance test for CT automatic exposure control systems”, Journal of Applied Clinical Medical Physics/Volume 17, Issue 4/ pp:291-306, AAPM.

[A routine quality assurance test for CT automatic exposure control systems - Iball - 2016 - Journal of Applied Clinical Medical Physics - Wiley Online Library](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_39.pdf)

[23] “AAPM CT PERFORMANCE PHANTOM” , Phantom manual, SunNuclear website available at:

[CT - AAPM CT Performance Phantom Model CIRS 610 \(supertechx-ray.com\)](http://www.supertechx-ray.com)

[24] “CT ACR 464 Phantom” , Phantom manual, SunNuclear website available at:

[Quality Control Phantoms ACR CT Accreditation Phantom GAMMEX 464 \(supertechx-ray.com\)](http://www.supertechx-ray.com)

[25] “Catphan 500 phantom” , Phantom manual, phantomlab website available at:

<https://www.phantomlab.com/catphan-500>

[26] “CT QA Phantom JCT II” , Phantom manual, Kyoto Kagaku website available at:

[ph54_manual.pdf \(kyotokagaku.com\)](http://www.kyotokagaku.com)

[27] “QUART Nested CTDI Phantom” , Phantom manual, Quart website available at:

https://quart.de/sites/default/files/2019-02/QUART_CTDI_eng_11_18.pdf

[28] “SOMATOM X.cite with myExam Companion” , CT Overview, website available at:

<https://www.siemens-healthineers.com/en-us/computed-tomography/single-source-ct-scanner/somatom-xcite>

[29] “Incisive CT” CT Overview, website available at:

<https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC728143/incisive-ct-ct-scanner>

[30] “Aquillion Precision ULTRA High Resolution CT” CT Overview, website available at:

<https://us.medical.canon/products/computed-tomography/aquillion-precision/>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΕΙΚΟΝΩΝ - ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] “SOMATOM X.cite with myExam Companion” , CT Overview, website available at:
<https://www.siemens-healthineers.com/en-us/computed-tomography/single-source-ct-scanner/somatom-xcite>
- [2] “Incisive CT” CT Overview, website available at:
<https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC728143/incisive-ct-ct-scanner>
- [3] “Aquillion Precision ULTRA High Resolution CT” CT Overview, website available at:
<https://us.medical.canon/products/computed-tomography/aquillion-precision/>
- [4] “Revolution Maxima CT Scanner” , GE Healthcare , website available at:
<https://www.gehealthcare.com/products/computed-tomography/revolution-maxima>
- [5] “CT ACR 464 Phantom” , Phantom manual, SunNuclear website available at:
<https://www.sunnuclear.com/products/ct-acr-464-phantom>
- [6] “AAPM CT PERFORMANCE PHANTOM” , Phantom manual, SunNuclear website available at:
<http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/12/610-UG-072220.pdf>
- [7] “Catphan 500 phantom” , Phantom manual, phantomlab website available at:
<https://www.phantomlab.com/catphan-500>
- [8] “CT QA Phantom JCT II” , Phantom manual, Kyoto Kagaku website available at:
[ph54_manual.pdf \(kyotokagaku.com\)](http://ph54_manual.pdf(kyotokagaku.com))
- [9] “QUART Nested CTDI Phantom”, Phantom manual, Quart website available at:
https://quart.de/sites/default/files/2019-02/QUART_CTDI_eng_11_18.pdf
- [10] “National Library of Medicine” , Biomedical literature, website available at:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>