



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

«ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΜΟΝΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΔΙΠΛΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΣΤΗΝ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΙΑ»

«Comparison of Single-Energy and Dual- Energy Computed Tomography in Coronary Angiography»

υπό

ΠΑΡΑΣΚΕΥΑ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟ

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του
Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών
«Φυσικές Αρχές Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασία»

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

- 1) Τσούγκος Ιωάννης, Καθηγητής ΤΙ ΠΘ
- 2) Βλυχού Μαριάννα, Καθηγήτρια ΤΙ ΠΘ
- 3) Τσούγκος Ηλίας, Επ. Καθηγητής Ευρ. Παν. Κύπρου

Λάρισα, 2025

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	6
Abstract	8
Εισαγωγή	10
1. Η Καρδιά	12
1.1. Ανατομία της καρδιάς	13
1.2. Σύστημα καρδιακής αγωγιμότητας	16
1.3. Αθηροσκλήρωση και Στεφανιαία νόσος	17
2. Μέθοδοι απεικόνισης της καρδιάς.....	21
3. Αξονική τομογραφία	23
3.1. Ιστορική αναδρομή	23
3.2. Τα μαθηματικά πίσω από την αξονική τομογραφία	23
3.3. Η θεωρία του Fourier.....	26
3.4. Ανακατασκευή εικόνας	27
3.5. Κλίμακα Hounsfield	30
3.6. Ο Σαρωτής EMI	30
3.7. Παράγοντες σάρωσης.....	32
3.8. Ελικοειδής (Σπειροειδής) αξονική τομογραφία (Helical CT)	34
3.9. Ανασύνθεση της εικόνας	36
3.9.1. Αλγόριθμος παρεμβολής και κατανομής δέσμης.....	36
3.10. Παράμετροι σάρωσης.....	38
3.10.1. Πραγματικό πάχος τομής και βήμα έλικας.....	39
3.10.2. Από την Ελικοειδή στην Πολυτομική τομογραφία (Multi Detector Computer Tomograph. MDCT)	40
3.10.3. Το σύστημα του πολυτομικού τομογράφου	41
3.10.4. Λυχνία και γεννήτρια	42
3.10.5. Περιορισμός δέσμης και φιλτράρισμα	43
3.10.6. Ανιχνευτές.....	43
3.10.7. Ανακατασκευή εικόνας.....	44
3.11. Πολυτομική Γραμμική Παρεμβολή Π.Γ.Π (Linear Interpolation)	45

3.12.	Διαμήκης Παρεμβολή Διήθησης (Z-Filter Interpolation)	46
3.13.	Παρεμβολή Κωνικής Διάταξης Δέσμης	48
3.14.	3D οπισθοπροβολή (3D Back Projection)	48
3.14.1	Αλγόριθμοι ανακατασκευής και εξέλιξη	49
3.15.	Η εξέλιξη της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας.....	51
4.	Αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας.....	53
4.1.1.	Ιστορική αναδρομή	53
4.1.2.	Η φυσική και τα μαθηματικά πίσω από την διπλή ενεργείας αξονική τομογραφία.....	54
4.1.3.	Ανάλυση εικόνας	60
4.1.4.	Ανάλυση πρωτογενών δεδομένων	61
4.1.5.	Τεχνικές επεξεργασίας αξονικής διπλής ενέργειας.....	62
4.1.6.	Φασματική καμπύλη	63
4.1.7.	Αποσύνθεση υλικών	65
5.	Κυριότερες κλινικές εφαρμογές	66
5.1.	Τύποι σαρωτών διπλής ενέργειας	67
5.2.	Αξονικός τομογράφος διπλής ενέργειας δυο πηγών (DECT- Dual Sources).....	68
5.3.	Αξονική τομογραφία με διαδοχικές λήψεις.....	72
5.4.	Αξονική τομογραφία με” δίδυμοι δεσμοί” (Dual Energy)	73
5.5.	Αξονική τομογραφία με ανιχνευτή διπλού στρώματος (Dual - Layer Detector).....	75
5.6.	Αξονική τομογραφία γρήγορης εναλλαγής Kv _p (Fast kVp Switching)	78
6.	Η απεικόνιση της καρδιάς	81
6.1.	DSR (Dynamic Spatial Recontraction) της Mayo.....	81
6.2.	Αξονική δέσμης ηλεκτρονίων (EBCT)	82
7.	Αξονική στεφανιογραφία	84
7.1.	Αξονική τομογραφία πολλαπλών τομών (M.D.C.T)	84
7.2.	Από τα συστήματα 4 cm στα 16 cm.....	86
7.3.	Αξονική τομογραφία διπλής πηγής / ενεργείας (D.E.C.T).....	89
7.4.	Τεχνική της εξέτασης	91
7.5.	Φάρμακα στην αξονική τομογραφία	97

7.6.	Καρδιακός συντονισμός.....	98
7.7.	Αξονική τομογραφία με βελτιστοποιημένη χρονική ανάλυση	102
8.	Βασικές τεχνικές σαρώσεις για την καρδιακή αξονική τομογραφία.....	105
8.1.	Απόρριψη αρρυθμίας με αυτοματοποιημένου αλγόριθμου	112
8.2.	Μεταεπεξεργασία εικόνων	113
8.3.	Μεταεπεξεργασία εικόνων στην DECT.....	121
8.3.1	Εικονική μόνο ενεργειακή απεικόνιση VMI /VMI+(Virtual Monoenergetic Imaging).....	121
8.3.2	Εικονική αφαίρεση σκιαγραφικού VNC (Virtual Non-Contrast)....	124
8.4.	Χάρτες αιματώσεως ιωδίου (IPM -Iodine Perfusion Maps).....	125
8.5.	Απεικόνιση και ανάλυση πλάκας	126
8.6.	Εξωκυττάριος όγκος EVC (Extracellular Volume)	128
9.	Ακτινοβολία και αξονική τομογραφία.....	128
9.1.	Βασικές αρχές δοσιμετρίας	129
9.2.	Χαρακτηρισμός δόσης στην αξονική τομογραφία	132
9.3.	Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία.....	133
9.4.	Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας	134
9.5.	Περιορισμός δόσης.....	135
9.6.	Ρεύμα λυχνίας ενεργοποιημένο από Η.Κ.Γ (ECG-pulsing)	138
9.6.1	Προοπτική ενεργοποίηση ΗΚΓ (STEP and SHOOT)	139
9.7.	Αριθμός τομών	139
9.8.	Αλγόριθμοι επαναληπτικής ανακατασκευής.....	140
9.9.	Αξονική τομογραφία υψηλού βήματος.....	141
9.10.	Δόση ακτινοβολίας και διαφορετικές γενιές αξονικών τομογράφων	141
9.10.1	MDCT -DECT και ακτινοβολία.....	145
9.11.	Ποιότητα εικόνας.....	150
9.12.	Θόρυβος.....	151
9.12.1.	Δεδομένα προβολής και θόρυβος.....	152
9.13.	SNR (Signal to Noise Ration)	155
	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	161
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	163

Περίληψη

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας χαρακτηρίζεται από την ικανότητα της να επιτυγχάνει βελτιωμένη ανάλυση και διαφοροποίηση ιστών γεγονός που είναι κρίσιμο στην διάγνωση καρδιαγγειακών παθήσεων. Η ελαχιστοποίηση της δόσης ακτινοβολίας ενισχύει την ασφάλεια των εξεταζόμενων, ταυτόχρονα η σύγκριση μεταξύ των δυο τεχνικών μονής και διπλής ενέργειας αναδεικνύει πτυχές σημαντικές για την επιλογή της πλέον κατάλληλης μεθόδου για τον κάθε εξεταζόμενο . Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας προσφέρει πέρα από την απόκτηση ανατομικής εικόνας επιπλέον δυνατότητες όπως δημιουργία μονοενεργειακών εικόνων που ενισχύουν το σήμα του ιωδίου , αφαίρεση του σήματος ενός συγκεκριμένου υλικού δημιουργώντας εικόνα χωρίς την παρουσία ασβεστίου ή ιωδίου ή και αλλού υλικού .

Η παρούσα διπλωματική εργασία ασχολείται με την συγκρίνει της αξονική τομογραφία διπλής και μονής ενέργειας στην στεφανιογραφία, αναδεικνύοντας πτυχές που αφορούν την αποτελεσματικότητα και την ακρίβεια της μεθόδου . Από την ανάπτυξη της αξονικής τομογραφίας το 1989 και την επανάσταση με την εισαγωγή της τεχνολογίας dual slice, η πρόοδος στην αύξηση των τομών και την βελτιστοποίηση των συστημάτων (λυχνίας, ανιχνευτές , λογισμικό , αλγόριθμοι κτλ.) έχει οδηγήσει σε σημαντικές αλλαγές . Η εισαγωγή του πρώτου αξονικού τομογράφου διπλής πυγής το 2005 βασίστηκε σε ερευνά της δεκαετίας του 1970, όπου αναδείχθηκε η δυνατότητα διακρίσεις υλικών με βάση το ατομικό βάρος , χρησιμοποιώντας δυο διαφορετικές ενέργειες . Οι πρώτες μελέτες αξιολογήσεις της αποδόσεις της DECT αναφέρουν συστήματα με δυο πηγές και χρονική αναλύσω 80 ms, η τεχνική Z-flying spot πετυχαίνει χωρική ανάλυσή 0,4 mm, αποδεικνύοντας την αύξηση της απόδοσης σε εξεταζόμενους με υψηλό καρδιακό ρυθμό , ενώ η λειτουργία διπλής ενέργειας μπορεί να διαχωρίσει αυτόματα ιστό και ιωδιούχο αγγείο . Η DECT παρέχει δυνατότητες επιπλέον της παραδοσιακής απεικονίσεις της κλίμακας του γκρι συμπεριλαμβανομένου της διαφοροποιήσεις υλικών και την ποσοτικοποίηση τους. Η εργασία περιλαμβάνει βιβλιογραφική ανασκόπηση μέσω εγκύρων επιστημονικών πηγών , όπως το Pub Med, το Google Scholar, τα αρχεία Ελληνικής Ιατρικής κ.α με σκοπό την συλλογή δεδομένων σχετικά με την σύγκριση μονής και διπλής ενέργειας στην στεφανιογραφία .

Σκοπός της εργασίας είναι να αναδείξει τις διαφορές και να αξιολογήσει την αποτελεσματικότητα των δυο τεχνικών . Αναλύονται η ανατομία της καρδιάς ,η παθοφυσιολογία , η χρυσή της στεφανιογραφίας στις παθήσεις του κυκλοφορικού συστήματος ,και η συμβολή της αξονικής τομογραφίας ως διαγνωστικό εργαλείο. Επιπλέον, γίνεται ανάλυση των πλεονεκτημάτων και περιορισμών της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας έναντι μονής με στόχο την ανάδειξη της καλλίτερης μεθόδου διαγνώσεις .

Abstract

Dual-energy computed tomography (DECT) is characterized by its ability to achieve enhanced tissue differentiation and improved resolution, which is crucial for the diagnosis of cardiovascular diseases. The reduction of radiation dose enhances patient safety, while the comparison between single-energy and dual-energy techniques highlights critical aspects for selecting the most appropriate method for each patient. Beyond the acquisition of anatomical images, DECT offers additional capabilities, such as the creation of monoenergetic images that enhance iodine signals, and the removal of specific material signals, generating images without the presence of calcium, iodine, or other substances.

This thesis focuses on the comparison between dual-energy and single-energy computed tomography in coronary angiography, highlighting aspects related to the effectiveness and accuracy of the method. Since the development of computed tomography in 1989 and the technological revolution with the introduction of dual-slice technology, advancements in detector configurations, hardware (tube systems, detectors, software, algorithms, etc.), and optimization techniques have led to significant progress. The introduction of the first dual-source CT scanner in 2005 was based on research from the 1970s, where it was demonstrated that materials could be distinguished based on their atomic number by using two different energy levels.

Early studies evaluating the performance of DECT described systems with dual sources and a temporal resolution of 80 ms. The Z-flying spot technique achieved a spatial resolution of 0.4 mm, demonstrating increased performance in patients with high heart rates, while dual-energy functionality could automatically distinguish tissue from iodinated vessels. DECT offers capabilities beyond traditional grayscale imaging, including material differentiation and quantification.

This study includes a literature review through reputable scientific sources, such as PubMed, Google Scholar, and the archives of *Hellenic Medicine*, aiming to gather data on the comparison between single-energy and dual-energy coronary angiography.

The objective of this thesis is to highlight the differences between these techniques and assess their effectiveness. The study analyzes cardiac anatomy, pathophysiology, the role of coronary angiography in circulatory system diseases, and the contribution of computed tomography as a diagnostic tool. Additionally, it examines the advantages and limitations of DECT compared to single-energy CT, with the aim of identifying the most suitable diagnostic method.

Εισαγωγή

Η αξονική τομογραφία καρδιάς είναι μια μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης της καρδιακής ανατομίας και των αγγείων της, η οποία χρησιμοποιείται ευρέως στη διάγνωση καρδιολογικών παθήσεων. Η κύρια ένδειξή της αφορά την αξιολόγηση της ανατομίας των στεφανιαίων αγγείων και της βατότητάς τους. Τα τελευταία χρόνια, η χρήση της έχει αυξηθεί σημαντικά, ιδιαίτερα για τον αποκλεισμό στεφανιαίας νόσου σε εξεταζόμενους με χαμηλό έως μέτριο κίνδυνο, προσφέροντας μια αξιόπιστη εναλλακτική στις δοκιμασίες κόπωσης.

Η εισαγωγή της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας έφερε επανάσταση στην απεικόνιση, παρέχοντας βελτιωμένη ανάλυση και καλύτερη διαφοροποίηση ιστών, κάτι που είναι ζωτικής σημασίας στη διάγνωση καρδιαγγειακών παθήσεων. Παράλληλα, η μείωση της δόσης ακτινοβολίας συνέβαλε σημαντικά στην ασφάλεια των ασθενών, καθιστώντας την τεχνική πιο αποδεκτή.

Το 2021 το N.I.C.E (National Institute for Health and Clinical Excellence) του Ηνωμένου Βασιλείου αναθεωρώντας προηγούμενες κατευθυντήριες οδηγίες του πρότεινε τομογράφους διπλής ενέργειας για την εκτέλεση αξονικής στεφανιογραφίας όταν αυτό είναι εφικτό, συμπεραίνοντας πως η ποιότητα εικόνας είναι καλύτερη και η δόση ακτινοβολίας χαμηλότερη συγκριτικά με τομογράφους μονής ενέργειας. Το 2022 διερευνήθηκε η ποιότητα της εικόνας και η έκθεση ακτινοβολίας σε εξεταζόμενους που το πρωτόκολλο προσαρμόστηκε στον δείκτη μάζας σώματος από την ομάδα Yeliz Basar et al αποδεικνύοντας πως η τρίτης γενιάς αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας είναι αποτελεσματικότερη στην αξονική στεφανιογραφία και έχει χαμηλότερη δόση.

Η ανάπτυξη της αξονικής στεφανιογραφίας γνώρισε μεγάλη εξέλιξη μετά την εισαγωγή της τεχνολογίας “dual slice” το 1989, σηματοδοτώντας την αρχή του γνωστού «πολέμου των τομών» ("slice wars"). Ο ανταγωνισμός για τη δημιουργία τομογράφων με περισσότερες τομές οδήγησε σε σημαντικές βελτιώσεις στα συστήματα αξονικών τομογράφων, όπως στις λυχνίες, στους ανιχνευτές, στο λογισμικό και στους αλγόριθμους ανακατασκευής.

Η έρευνα της δεκαετίας του 1970 έδειξε ότι η χρήση δύο διαφορετικών ενεργειών κατά τη σάρωση μπορεί να διαχωρίσει υλικά με βάση τον ατομικό αριθμό τους. Αυτή η ιδέα έγινε πραγματικότητα το 2005, με την κυκλοφορία του πρώτου αξονικού τομογράφου διπλής πηγής, ξεπερνώντας τα τεχνικά εμπόδια του παρελθόντος. Η

πρόοδος αυτή επέτρεψε την αυτόματη διαφοροποίηση μεταξύ οστών και αγγείων που περιέχουν με ιώδιο, ανοίγοντας νέες διαγνωστικές δυνατότητες.

Σήμερα, η χρήση της αξονικής τομογραφίας μονής και διπλής ενέργειας στην καρδιολογία έχει προσφέρει σημαντικά διαγνωστικά εργαλεία. Αναδρομική μελέτη του 2020 από την ομάδα Ren-Feng Li et al που σύγκρινε δόση ακτινοβολίας και ποιότητα εικόνας μεταξύ τομογράφων 320 τόμων και τομογράφων δεύτερης γενιάς 128 τομών απέδειξε πως αξονική τομογραφία δεύτερης γενιάς διπλής πηγής προσφέρει σημαντικά χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας ιδίως σε ασθενείς με χαμηλούς καρδιακούς ρυθμούς, και οι 2 τεχνικές προσφέρουν καλή ποιότητα εικόνας.

Στην παρούσα εργασία, θα αναλυθούν οι δύο τεχνικές, θα συγκριθούν οι δυνατότητες και οι περιορισμοί τους και θα συζητηθεί η συμβολή τους στη διάγνωση καρδιαγγειακών παθήσεων.

1. Η Καρδιά

Η καρδιά αντλεί περίπου 5 L αίμα ανά λεπτό σε κατάσταση ηρεμίας, ενώ κατά τη διάρκεια έντονης άσκησης η παροχή μπορεί να φτάσει έως και τα 24 L. Οι απαιτήσεις της καρδιάς σε ενέργεια είναι εξαιρετικά υψηλές προκειμένου να παράγει το απαιτούμενο έργο και να ανταποκριθεί στις ανάγκες του οργανισμού. Για τον σκοπό αυτό, χρησιμοποιεί τη χημική ενέργεια που προέρχεται από την καύση κυρίως των λιπαρών οξέων και της γλυκόζης για τη συστολή των μυϊκών ινών. Το 70% της παραγωγής ATP προέρχεται από τη β-οξείδωση των λιπαρών οξέων, ενώ το υπόλοιπο 30% προέρχεται από την αερόβια διάσπαση της γλυκόζης. Η εξάρτηση της καρδιάς από την οξειδωτική παραγωγή ενέργειας αυξάνει σημαντικά την ανάγκη για οξυγόνο όταν η δραστηριότητά της αυξάνεται. (Westerhof et al., 2005)

Η ενέργεια που παράγεται κατανέμεται ως εξής: 65% για τη μηχανική δραστηριότητα, δηλαδή για τη συστολή της καρδιάς, 15% για τη χαλάρωση, 5% για την ηλεκτρική δραστηριότητα, ενώ το υπόλοιπο 15% καταναλώνεται για τον βασικό μεταβολισμό. Ο μεταβολισμός της καρδιάς σε κατάσταση ηρεμίας σχετίζεται αντιστρόφως με τον καρδιακό ρυθμό, γεγονός που αναδεικνύει την προγνωστική αξία του καρδιακού ρυθμού. (Fragasso et al., 2011)

Παράγοντες που επηρεάζουν και αυξάνουν τον κίνδυνο στεφανιαίας νόσου περιλαμβάνουν: την ηλικία, τους γενετικούς παράγοντες, την υπέρταση, το κάπνισμα, την υπερχοληστερολαιμία, τον σακχαρώδη διαβήτη, την παχυσαρκία και τον καθιστικό τρόπο ζωής. Οι παράγοντες αυτοί προκαλούν τραυματισμό του τοιχώματος των αγγείων και φλεγμονή, συμβάλλοντας στον σχηματισμό αθηρωματικών πλακών. (Kaneko et al., 2011)

Οι στεφανιαίες αρτηρίες αιματώνουν το μυοκάρδιο, προσφέροντας οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά. Η αιμάτωση του καρδιακού μυός πραγματοποιείται από τα επιφανειακά στεφανιαία αγγεία και μέσω ενδομυϊκών και υποενδοκαρδιακών αγγείων. Η κυκλοφορία του αίματος στα στεφανιαία αγγεία είναι ζωτικής σημασίας για τη διατήρηση της βιωσιμότητας του μυοκαρδίου, την επαρκή οξυγόνωση, τον μεταβολισμό και, κατά συνέπεια, τη συστολή και διαστολή της καρδιάς.

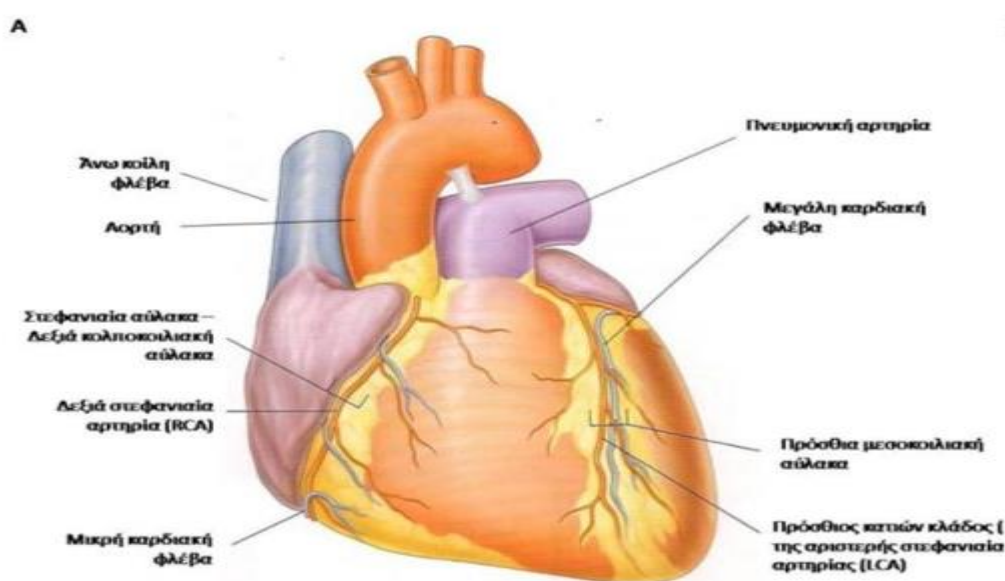
Σε περιπτώσεις υποξίας του καρδιακού μυός, η κατανάλωση του ATP οδηγεί σε παραγωγή ADP, το οποίο με τη σειρά του διασπάται σε AMP και αδενοσίνη. Η αδενοσίνη εισέρχεται στο διάμεσο υγρό και προκαλεί διαστολή των στεφανιαίων αγγείων, αυξάνοντας τη στεφανιαία ροή. Κατά τη διάρκεια ενός στεφανιαίου

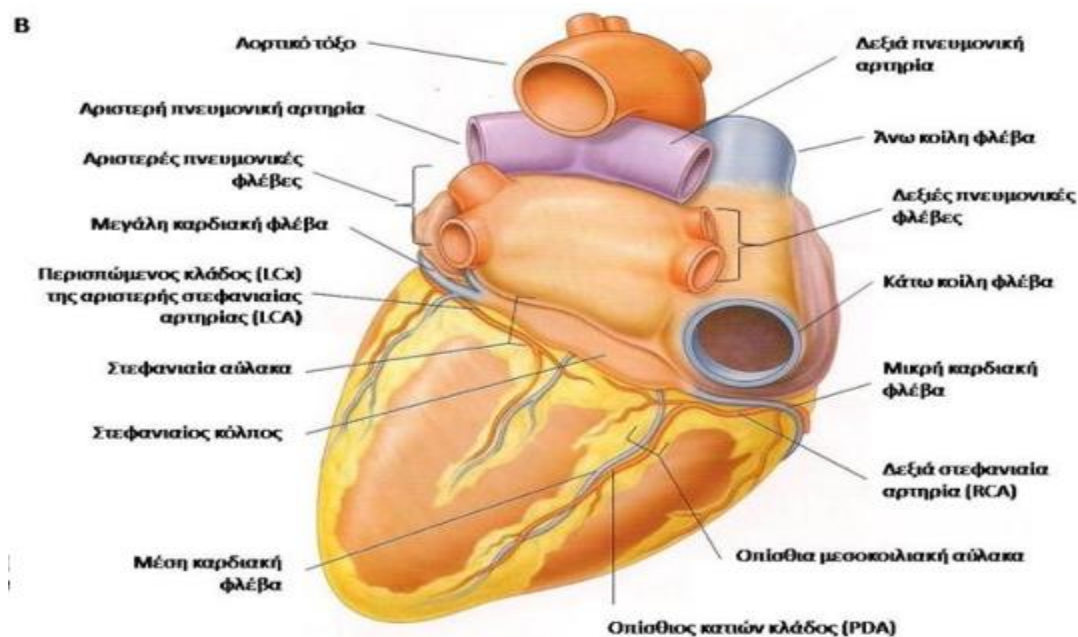
επεισοδίου διάρκειας μεγαλύτερης των 30 λεπτών, τα αποθέματα αδενοσίνης μειώνονται κάτω από το 50%. Η απώλειά της μπορεί να οδηγήσει σε κυτταρικό θάνατο, καθώς η παραγωγή της υπολογίζεται μόλις στο 2% ανά ώρα.(Dowe et al., 2013)

1.1. Ανατομία της καρδιάς

Η καρδιά βρίσκεται στην βάση της θωρακικής κοιλότητας, πάνω από το διάφραγμα και περιβάλλεται από το περικάρδιο. Τα μεγάλα αγγεία μαζί με την καρδιά δημιουργούν τον καρδιοαγγειακό σχηματισμό. Η καρδιά αποτελείται από τέσσερα διαμερίσματα που επικοινωνούν. Το πυραμοειδές σχήμα της έχει βάση οπίσθια και δεξιά και κορυφή πρόσθια και αριστερά. Οι θάλαμοι που την σχηματίζουν είναι ο δεξιός κόλπος (Right Artium- RA) και ο αριστερός (Left Artium -LA) καθώς και οι δυο κοιλίες, η δεξιά (Right Ventricle -RV) και η αριστερή (Left Ventricle -LV) . Ο διαχωρισμός των διαμερισμάτων γίνεται με μυϊκά διαφράγματα (μεσοκολπικό, μεσοκοιλιακό, κολποκυλιακό)

Οι θάλαμοι της καρδιάς διαχωρίζονται από τέσσερεις βαλβίδες που παρεμποδίζουν την παλινδρόμηση μεταξύ κόλπων και κοιλιών. Δυο κολποκοιλιακές, η τριγωνίνα δεξιά και η μητροειδής αριστερά, η μηνοειδής και η πνευμονική βαλβίδα. Η αορτική βαλβίδα (AoV) εντοπίζεται αριστερά της κοιλίας και της αορτής παρεμποδίζοντας την παλινδρόμηση του αίματος προς τις κοιλίες .(Drake et al., 2007)



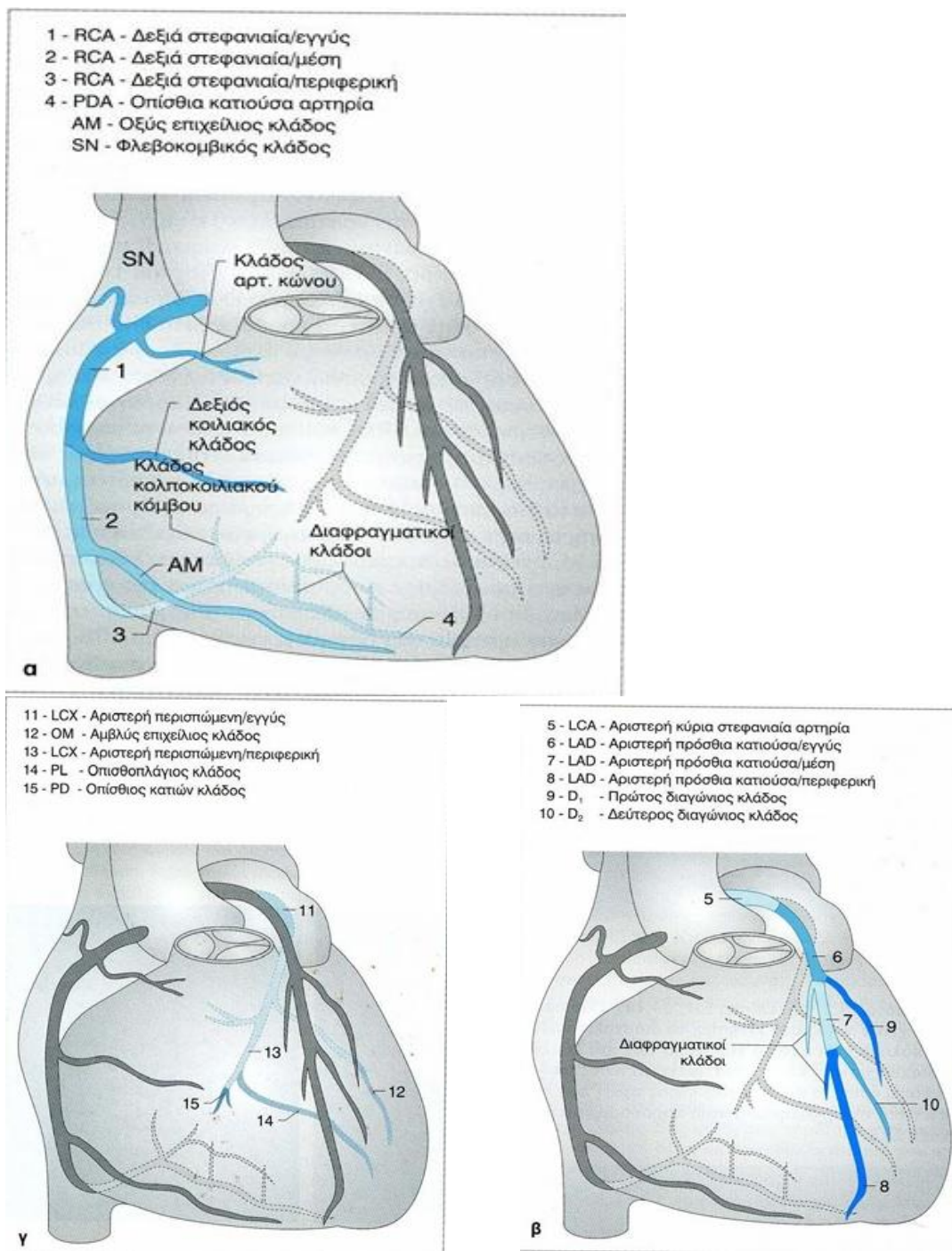


Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς . Α πρόσθια επιφάνεια Β Διαφραγματική επιφάνεια (Drake et al., 2007)

Σχετικά με την ανατομία των αγγείων της καρδιάς, η δεξιά στεφανιαία αρτηρία εκφύετε από την πρόσθια επιφάνεια της αορτής, ακριβώς πάνω από το επίπεδο της αορτικής βαλβίδας. Η αρχή της βρίσκεται στην κολποκοιλιακή αύλακα, μεταξύ της δεξιάς κοιλίας και του δεξιού κόλπου, αιματώνει επιχείλιους κλάδους που τροφοδοτούν το πρόσθιο τοίχωμα της δεξιάς κοιλίας. Το 80% καταλήγει στην οπίσθια κατιούσα αρτηρία κάτω από το διάφραγμα πορευμένη μπροστά. Οι μικρότεροι κλάδοι της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας τροφοδοτούν τον φλεβόκομβο και τον κολποκοιλιακό κλάδο.

Η αριστερή στεφανιαία αρτηρία βρίσκεται 1-2 cm μακρύτερα κεφαλικά του στομίου της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας, έχει οπισθοπλάγια έκφση από την αορτή. Διαχωρίζετε σε αριστερή πρόσθια κατιούσα και αριστερή περισπώμενη. Η αριστερή πρόσθια αρτηρία, αιματώνει με διαγώνιους κλάδους, τα περισσότερα τμήματα του τοιχώματος της αριστερής κοιλίας. Η αριστερή περισπώμενη αρτηρία πορεύεται αριστερά στην κολποκοιλιακή αύλακα και αιματώνει με επιχείλιους κλάδους το οπίσθιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας.

Οι στεφανιαίες αρτηρίες ταξινομούνται σύμφωνα με την καρδιολογική εταιρία της Αμερικής (1975) σε 15 τμήματα (Εικόνα 3 α, β, γ). Τα τμήματα αυτά χρησιμοποιούνται για την περιγραφή και εντοπισμό της στεφανιαίας νόσου.



Εικόνα 2: Ανατομία των στεφανιαίων αρτηριών και φλεβών (καρδιολογική εταιρία Αμερικής 1975)
 (Prokop et al., 2005)

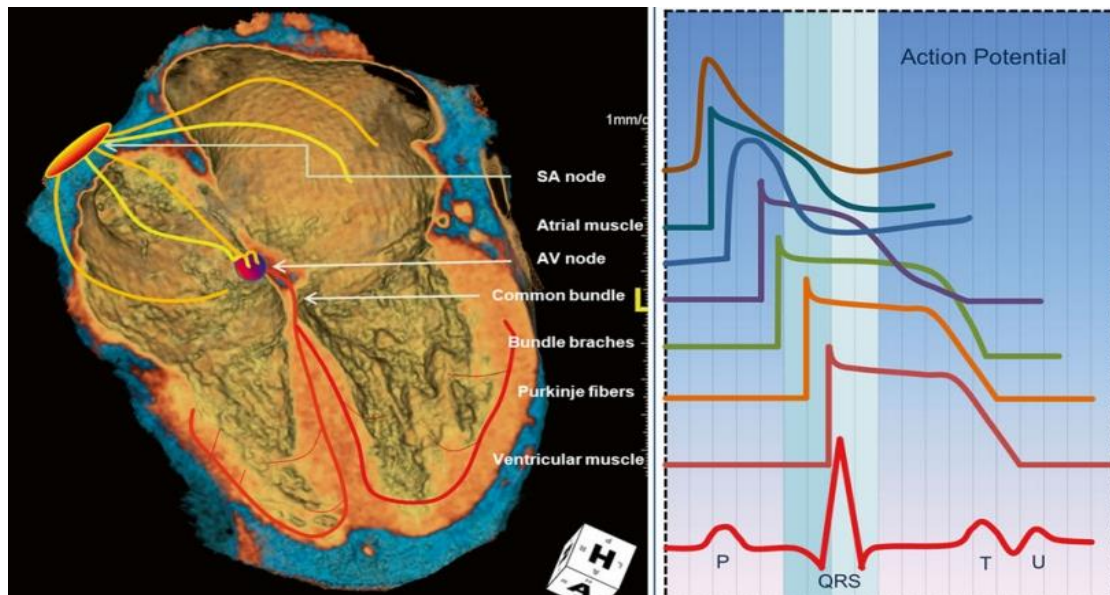
Υπάρχουν πολυάριθμες παραλλαγές, συνηθέστερη είναι παρουσία ενός μεγάλου κλάδου (ενδιάμεση στεφανιαία αρτηρία) η οποία πορεύεται από την περιοχή του διχασμού της αριστερής στεφανιαίας αρτηρίας σε αριστερό πρόσθιο κατιόντα κλάδο

και αριστερό περιαπτόμενο κλάδο. Οι στεφανιαίες φλέβες φέρονται παράλληλα με τις κυρίες στεφανιαίες αρτηρίες και καταλήγουν στον στεφανιαίο κόλπο, που εκβάλλει στην κάτω κοίλη φλέβα 2-3 cm πάνω από το διάφραγμα και έχει μια μικρή βαλβίδα

1.2. Σύστημα καρδιακής αγωγιμότητας

Το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς σχηματίζεται από τον φλεβόκομβο (sinoatrial node), τον κολποκοιλιακό κόμβο (node atrioventricular), το δεμάτιο του His και τους δεξιούς και αριστερούς κλάδους της, καθώς και το ενδοκάρδιο δίκτυο ινών Purkinje. (Lim et al., 2000) Ο φλεβόκομβος είναι ένα σύνολο εξειδικευμένων κυττάρων της καρδιάς που λειτουργούν σαν βηματοδότης βρίσκονται στο δεξιό κόλπο της καρδιάς κοντά στο σημείο όπου η άνω κοίλη ενώνεται με τον δεξιό κόλπο, παράγει κύματα ηλεκτρικής αποπόλωσης και δημιουργεί τη μηχανική συστολή. Δεν υπάρχουν εξειδικευμένα κύτταρα για τη διαδικασία και η ώθηση διαδίδεται από κύτταρο σε κύτταρο για να καλύψει ολοκλήρους τους κόλπους σε 0,08 sec. Η μηχανική συστολή χρειάζεται 0.01 sec περισσότερο από την εξάπλωση του ηλεκτρικού σήματος. Μια καθυστέρηση της μετάδοσης του παλμού συμβαίνει καθώς το σήμα εισέρχεται στο κολποκοιλιακό κόμβο κατά 0.01 sec προτού εισέλθει στις δεσμίδες του His στο κολποκοιλιακό διάφραγμα.

Ο φλεβόκομβος που εντοπίζεται στη συμβολή άνω κοίλης και δεξιού κόλπου, ξεκινά τον ηλεκτρικό παλμό στο σύστημα αγωγής της καρδιάς. Η διαπεραστική δέσμη διαπερνά το μονωτικό επίπεδο ιστού στη συμβολή του κολποκοιλιακού κόμβου αποτελώντας την μοναδική γέφυρα μυοκαρδίου των κόλπων και των κοιλιών. Ο κολποκοιλιακός κόμβος διασφαλίζει τη ρύθμιση της αγωγής μεταξύ των 2 τμημάτων. (Lim et al., 2000)

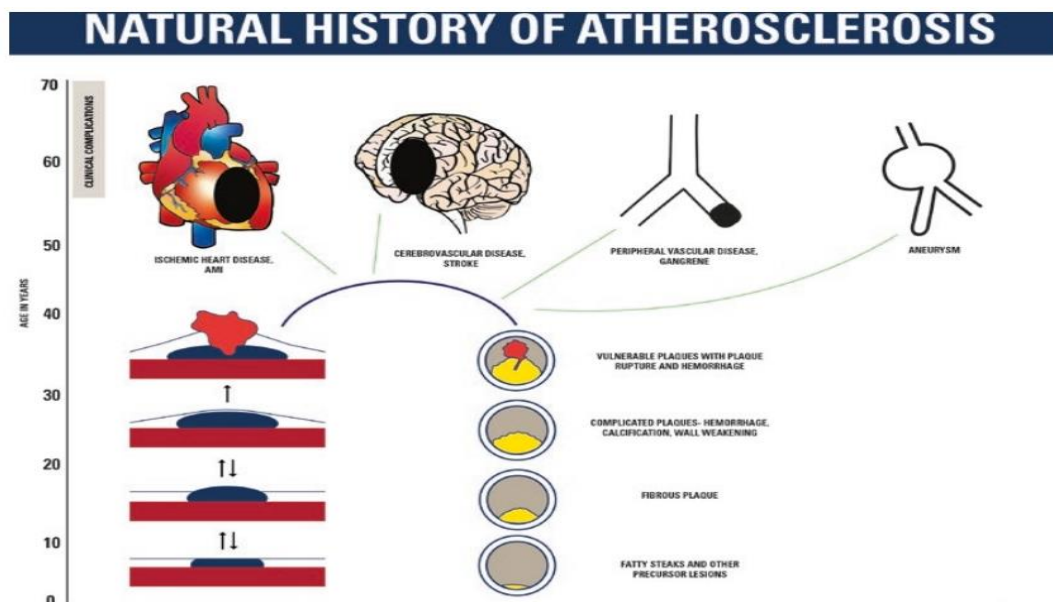


Εικόνα 3: Διάγραμμα καρδιακής αγωγιμότητας και του δυναμικού δράσης (Lim et al., 2000)

1.3. Αθηροσκλήρωση και Στεφανιαία νόσος

Η αθηροσκλήρωση είναι μια αγγειακή νόσος που παρουσιάζει ανυψωμένες πλάκες ινολιπιδιακού περιεχόμενου, εντοπίζεται σε αορτή και τις κύριες διακλαδώσεις αυτής, στις καρωτίδες, στα αγγεία του εγκεφάλου όπως και στις στεφανιαίες αρτηρίες. (Libby et al., 2019) Η βασική παθολογία της αθηρωμάτωσης και της στεφανιαίας νόσου (CAD) ή ισχαιμικής καρδιοπάθειας (IHD) προσδιορίστηκε κατά τη διάρκεια του εικοστού αιώνα. Η αθηροσκλήρωση προκύπτει από επαναλαμβανόμενους τραυματισμούς του αρτηριακού τοιχώματος πολυπαραγοντικής αιτιολογίας και ανοσολογικά καθοδηγούμενης απόκρισης δημιουργώντας φλεγμονές. (Buja et al., 2020)

Η συμπτωματολογία της αθηροσκλήρωσης περιλαμβάνει μια μακρά και σιωπηλή φάση, όπου συνήθως το πρώτο σύμπτωμα της νόσου είναι ένας ξαφνικός και έντονος θωρακικός πόνος. [137,138] Η προοδευτική ανάπτυξη πλακών αθηροσκλήρωσης και η δευτερογενής αλλαγή οδηγούν σε στένωση του αυλού του αγγείου, θρόμβωση, εμβολή και δημιουργία ανευρύσματος ή και ρήξη. Κλινικά μπορεί να εκδηλωθεί σαν εγκεφαλικό επεισόδιο και περιφερειακή αγγειακή νόσος. (Concistrè et al., 2013)

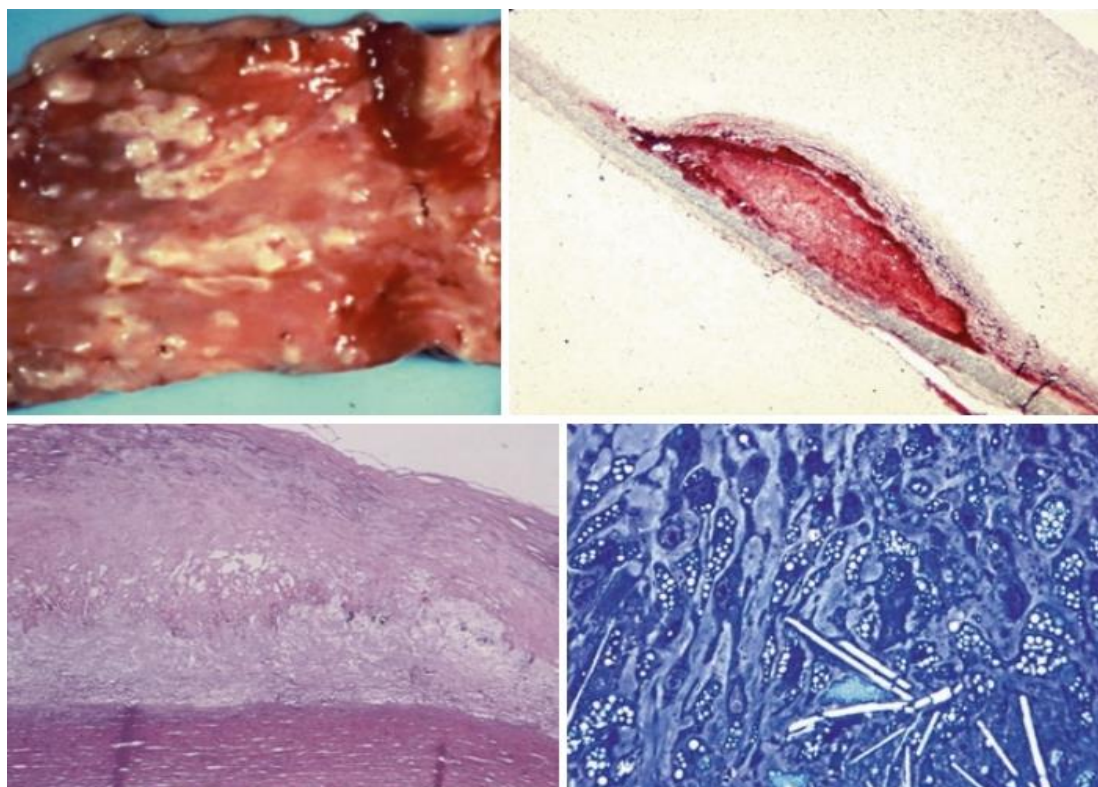


Εικόνα 4 : Διάγραμμα φυσικής εξέλιξης της αθηροσκλήρωσης (Buja et al., 2020)

Οι γενετικοί παράγοντες και εξωγενείς επιβαρυντικοί όπως υπερλιπιδαιμία, υπέρταση, κάπνισμα, ζαχαρώδης διαβήτης συμβάλλουν στην αθηροσκλήρωση, ενώ μεταβολικά σύνδρομα όπως αντίσταση στην ινσουλίνη και παχυσαρκία προδιαθέτουν στην ανάπτυξη της. Νεότερες μελέτες δείχνουν πως μη κλασικοί παράγοντες όπως CRP, παράγοντες πήξης, αυξημένη ομοκυστεΐνη, έκθεση σε ιούς (χλαμΐδια, ερπητοϊούς) επηρεάζουν την εξέλιξη της νόσου [139-145].

Οι αρτηρίες αποτελούνται από εξωτερικό στρώμα συνδετικού ιστού, ενδιάμεσο στρώμα λείων μυϊκών κυττάρων και εσωτερικό ενδοθήλιο, μια ελαστική δομή όπου με την πάροδο του χρόνου εμφανίζονται πρώιμες αγγειακές αλλοιώσεις. Αυτές σχηματίζουν λιπαρές ραβδώσεις που συγκεντρώνουν λιπίδια εντός του αγγείου. Θρόμβοι από αιμοπετάλια συμβάλλουν στον σχηματισμό εστιακής βλάβης, ενώ υπάρχει ομοιότητα στις βλάβες και την κατανομή τους στα πρώτα στάδια (Maleszewski et al., 2022). Οι εγκατεστημένες βλάβες είναι πλάκες με διάφορους συνδυασμούς λιπιδίων και συνδετικού ιστού. Στα αρχικά στάδια η πλάκα ονομάζεται αθήρωμα και διαφοροποιείται ως προς τη σύνθεση και δομή της. Οι «σκληρές πλάκες» περιέχουν νεκρωτικό πυρήνα πλούσιο σε λιπίδια, καλυπτόμενο από παχύ ινώδη ιστό, ενώ ο όρος «περιπεπλεγμένη πλάκα» αφορά δευτερογενείς αλλαγές όπως αιμορραγία ή ρήξη. Οι προχωρημένες βλάβες επηρεάζουν και τα τρία στρώματα των αγγειακών χιτώνων [151,152,153]. Στα στεφανιαία αγγεία, οι αθηρωματικές βλάβες σχετίζονται με θρόμβωση και είναι ασταθείς, με ευάλωτες πλάκες που έχουν λεπτό καπάκι συνδετικού

ιστού που υφίσταται σχισμή ή ρήξη, ενώ οι ασταθείς πλάκες έχουν παχύτερο καπάκι ινώδους ιστού που διαβρώνεται, οδηγώντας σε θρόμβωση [63,154].

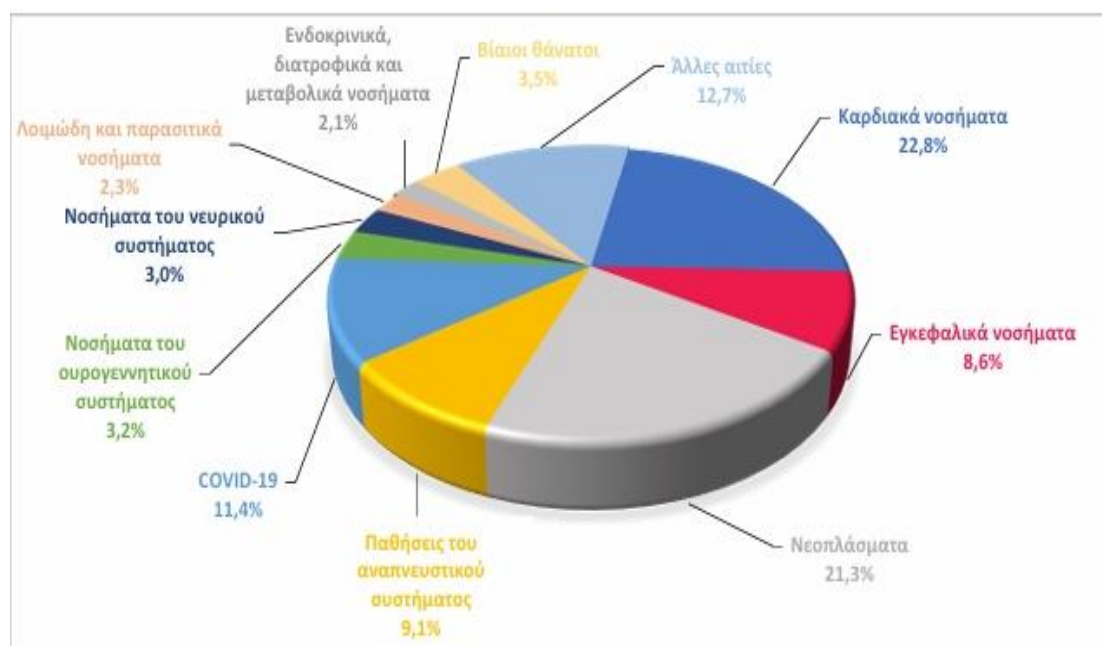


Εικόνα 5: Μακροσκοπικά και ιστολογικά χαρακτηριστικά αθηρωματικής πλάκας. Πάνω αριστερά οι αθηρωματικές πλάκες εμφανίζονται σαν κίτρινες υπερυψωμένες αλλοιώσεις στο αγγείο. Άνω δεξιά, φωτομικρογραφία χαμηλής μεγέθυνσης από τομή χρωματισμένη με κόκκινο λαδί αναδεικνύει τον λιπώδη πυρήνα και την ινώδη κάψα της πλάκας. Κάτω αριστερά φωτόμικρογραφία υψηλής μεγέθυνσης λεπτής τομής (χρώση με αιματοξυλίνη-ηωσίνη) αναδεικνύει την ινώδη κάψα του λιπώδη πυρήνα στην περιφέρεια της πλάκας. Κάτω δεξιά λεπτή τομή (χρώση τολουιδίνης) αναδεικνύονται αφρώδη κύτταρα με λίπος σταγονίδια πλούσια σε χοληστερίνηλεστέρες ενώ περιβάλλουν κρυστάλλους ελεύθερες χοληστερόλης.(Concistrè et al., 2013)

Η αθηροσκλήρωση των αγγείων δημιουργεί τις κατάλληλες συνθήκες για την δημιουργία της στεφανιαίας νόσου (C.A.P) καθώς και την συσσώρευση αθηρωματικών πλακών που περιορίζουν τη ροή εντός των αγγείων, η εξέλιξη αυτής της κατάστασης θα οδηγήσει στην ανάπτυξη ενός οξέος στεφανιαίου συνδρόμου (A.C.S). [155,156] Η στεφανιαία νόσος είναι εκείνη η συνθήκη όπου η αθηροσκλήρωση αφορά τα στεφανιαία αγγεία που παρέχουν θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο στο μυοκάρδιο. Η ελλιπής παροχή αίματος στο μυοκάρδιο από μερική ή πλήρη απόφραξη κάποιου

στεφανιαίου αγγείου, μπορεί να προκαλέσει στηθάγχη ή και καρδιακή ανακοπή στην περίπτωση της πλήρους απόφραξης. (Pothineni et al., 2017)

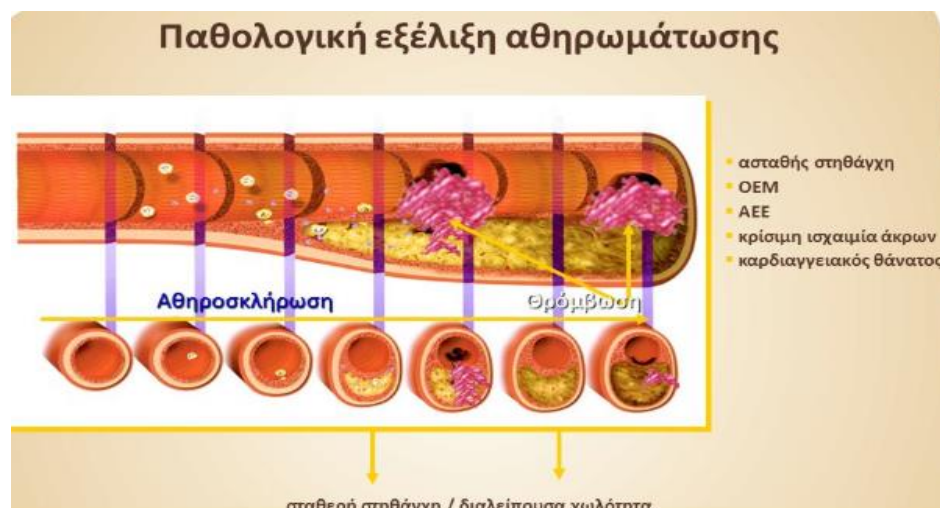
Η στεφανιαία νόσος αποτελεί τη συχνότερη αιτία αναπηρίας και θανάτου στον αναπτυσσόμενο κόσμο. Είναι η αιτία θανάτου του 1/3 των ατόμων άνω των 35 ετών. Στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής εκτιμάται ότι το 1/2 των ανδρών και το 1/3 των γυναικών ηλικίας άνω των 50 θα εκδηλώσουν κάποια νόσο των στεφανιαίων αρτηριών. [3,4] Στον ευρωπαϊκό χώρο τα καρδιαγγειακά νοσήματα θεωρούνται η πρώτη αιτία θανάτου. Το 50 % των θανάτων σχετίζεται με κάποιο νόσημα της καρδιάς, σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας. Στην Ευρώπη των 53 χώρων 19,2 εκατομμύρια θάνατοι καταγράφονται ετησίως από στεφανιαία νόσο το 2008. (Nichols et al., 2012) Στην Ελλάδα σύμφωνα με τα τελευταία στοιχεία που δημοσίευσε η ελληνική στατιστική υπηρεσία τον Φεβρουάριο του 2024 για το έτος 2021 η κύρια αιτία θανάτου ήταν νοσήματα του κυκλοφορικού συστήματος με τις καρδιακές νόσους να καταλαμβάνουν το 22,8 % , η επόμενη αιτία είναι νεοπλασίες.[6]



Εικόνα 6: Ποσοστιαία κατανομή θάνατον, κατά κυριότερες αιτίες θανάτου το 2021 [6]

Δυο είναι οι βασικοί μηχανισμοί που συμβάλουν στην ανάπτυξη και εξέλιξη της αθηροσκλήρωσης: η προς τα έσω αναδιαμόρφωση του αυλού του αρτηριακού τοιχώματος (φαινόμενο Glagou)(Glagou et al., 1987) και η ρήξη της αθηροματικής πλάκας με σχηματισμό θρόμβου στα τοιχώματα του αγγείου, προκαλώντας αιφνίδιο

θάνατο ή οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου.[158,159] Οι περισσότερες πλάκες που θα οδηγήσουν σε θρόμβο έχουν λεπτό ινώδες κάλυμμα που έχει διαβρωθεί ή έχει υποστεί ρήξη, άλλες διαθέτουν παχύ ινώδες κάλυμμα που έχει διαβρωθεί και δημιουργούν θρόμβο. [63, 160]



Εικόνα 7 : Εξέλιξη αθηρωματώσεις (www.chparisis.gr).[8]

Η διάγνωση της νόσου μπορεί να γίνει μέσω ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Η.Κ.Γ.), εκτίμησης αθηροσκλήρωσης από το ατομικό ιστορικό, κλινικής εξέτασης και βιοχημικών δεικτών, όπως η τροπονίνη για τον αποκλεισμό οξέος στεφανιαίου συνδρόμου (Ο.Σ.Σ.). Επιπλέον, λαμβάνονται υπόψη παράγοντες κινδύνου, ενώ η στεφανιογραφία και το ενδοαγγειακό υπερηχογράφημα (IVUS) προσφέρουν ακριβή απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων. Συμπληρωματικές διαγνωστικές μέθοδοι περιλαμβάνουν το σπινθηρογράφημα, τη δοκιμασία κόπωσης και την αξονική στεφανιογραφία (CTPA), που συμβάλλουν στην αξιολόγηση της αιμάτωσης του μυοκαρδίου και της λειτουργικότητας της καρδιάς.

2. Μέθοδοι απεικόνισης της καρδιάς

Τα τελευταία χρόνια η τεχνολογική πρόοδος επέφερε μια πραγματική επανάσταση, καθιστώντας δυνατή τη μη επεμβατική μελέτη της καρδιακής λειτουργίας. Η συνεργασία μεταξύ της κλινικής ιατρικής και της εφαρμοσμένης μηχανικής στο δεύτερο μισό του 20ού αιώνα είχε σημαντικά αποτελέσματα, οδηγώντας σε διάφορες μεθόδους, όπως το υπερηχοκαρδιογράφημα, η μαγνητική τομογραφία (MRI), η

πυρηνική απεικόνιση αιμάτωσης του μυοκαρδίου και η αξονική τομογραφία (CT). Μέσω αυτών των εργαλείων, οι καρδιολόγοι έχουν πλέον τη δυνατότητα να εξετάζουν τον μυϊκό ιστό της καρδιάς, τις βαλβίδες, τις στεφανιαίες αρτηρίες, καθώς και τα μεγάλα αγγεία με μεγάλη ακρίβεια. Οι μέθοδοι αυτές αποτελούν πλέον αναπόσπαστο μέρος της κλινικής πρακτικής.

Η ηχοκαρδιογραφία χρησιμοποιεί υπερήχους υψηλής συχνότητας που εκπέμπονται από ειδικό μορφοτροπέα. Οι υπέρηχοι αυτοί διεισδύουν στους ιστούς της καρδιάς και των μεγάλων αγγείων, δημιουργώντας εικόνες σε πραγματικό χρόνο. Με δυνατότητα λήψης έως και 100 καρέ ανά δευτερόλεπτο, παρέχει στους γιατρούς συνεχή εικόνα των καρδιακών δομών και της ροής του αίματος. Αυτή η μέθοδος είναι απαραίτητη για τη μελέτη της καρδιακής ανατομίας και τη διάγνωση παθήσεων όπως μυοκαρδιοπάθειες, περικαρδιακές παθήσεις και συγγενείς ανωμαλίες. Παράλληλα, χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση βαλβιδικών διαταραχών και τη λήψη κρίσιμων μετρήσεων, όπως το κλάσμα εξώθησης και η καρδιακή παροχή, συμβάλλοντας στον εντοπισμό της στένωσης ή της παλινδρόμησης βαλβίδων, καθώς και στη διαχείριση της καρδιακής ανεπάρκειας (Panis & Donal, 2021).

Η μαγνητική τομογραφία (MRI) θεωρείται το «χρυσό πρότυπο» στην καρδιακή απεικόνιση, καθώς προσφέρει υψηλή ακρίβεια και αξιοπιστία. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για τη μη επεμβατική μελέτη της λειτουργίας και του όγκου των καρδιακών κοιλοτήτων, την αξιολόγηση του μυοκαρδίου, τη μελέτη της ροής του αίματος, καθώς και την ανίχνευση φλεγμονών ή αγγειακών απόφραξεων. Επιπλέον, επιτρέπει την εκτίμηση της σοβαρότητας των καρδιακών παθήσεων, τη διάγνωση στεφανιαίας νόσου και τη διερεύνηση όγκων της καρδιάς. Ειδικές τεχνικές, όπως η μαγνητική αγγειογραφία (MRA), η καρδιακή μαγνητική τομογραφία (CMR) και η περιφερική MRA, βοηθούν στην πλήρη χαρτογράφηση τόσο της καρδιάς όσο και των μεγάλων αγγείων.

Η καρδιακή μαγνητική τομογραφία (CMR) είναι ένα εργαλείο ζωτικής σημασίας για την ακριβή μέτρηση της μορφολογίας και της λειτουργίας της καρδιάς. Παρέχει πληροφορίες για το μέγεθος των κοιλοτήτων, τη μάζα της καρδιάς και τη συνολική απόδοσή της. Με εξειδικευμένες τεχνικές, ανιχνεύει μυοκαρδιακές βλάβες, φλεγμονές και διηθήσεις, καθιστώντας την πολύτιμη στη μελέτη ισχαιμικών και μη ισχαιμικών μυοκαρδιοπαθειών. Χρησιμοποιείται επίσης για τη διάγνωση καρδιακών ανωμαλιών

και βαλβιδοπαθειών, αλλά και για την ανίχνευση αγγειακών παθήσεων, όπως ανευρύσματα και αγγειακές ανωμαλίες.

Τέλος, η αξονική τομογραφία (CT) θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο.

3. Αξονική τομογραφία

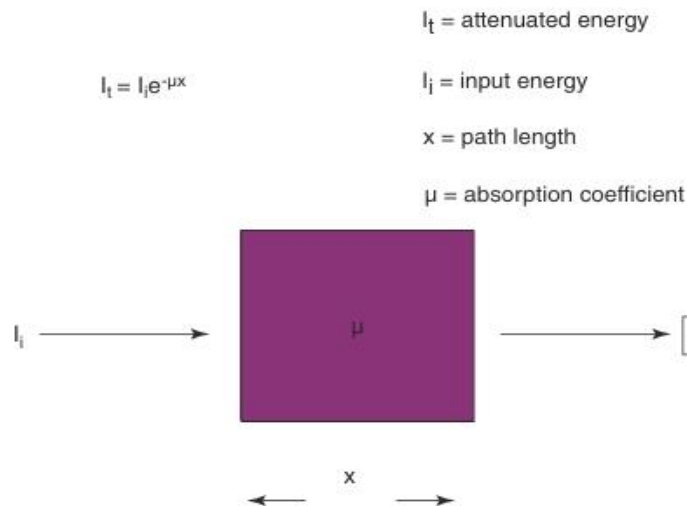
3.1. Ιστορική αναδρομή

Όπως είναι γνωστό, όλα ξεκίνησαν όταν ο Γερμανός Wilhelm Conrad Roentgen πραγματοποίησε πειράματα με ένα αεροκενό σωλήνα από γυαλί, με σκοπό την δημιουργία δέσμης ηλεκτρονίων εντός του σωλήνα. Για να αποτραπεί η προβολή της ηλεκτρονικής εκκένωσης που συνέβαινε τύλιξε το σωλήνα με ένα μαύρο χαρτί. Κατά την διάρκεια του πειράματος, παρατήρησε ότι το φωτογραφικό χαρτί που βρισκόταν κοντά στο σωλήνα άρχισε να φωτίζει και δοκίμασε να τοποθετήσει ένα χοντρό βιβλίο ανάμεσα στο σωλήνα και το χαρτί διαπίστωσε πως οι ακτίνες περνούσαν χωρίς πρόβλημα από το βιβλίο και έκαναν το φωτογραφικό χαρτί να λάμπει. Αυτή η ανακάλυψη έλαβε χώρα στις 8 Νοέμβριου 1895 ,σηματοδοτώντας την αρχή μιας νέας εποχής στις ιατρικές απεικονίσεις. Χρειαστήκαν 80 χρόνια από την ανακάλυψη του Roentgen για να αναπτυχθεί η κλινική αξονική τομογραφία. Η αξονική τομογραφία καρδιάς, δεν ήταν εφικτή από την αρχή, ένα όργανο που κινείται συνεχώς και ασταμάτητα προς τέσσερεις διαφορετικές κατευθύνσεις δεν μπορεί να απεικονιστεί εύκολα.(Schoepf, 2015)

3.2. Τα μαθηματικά πίσω από την αξονική τομογραφία

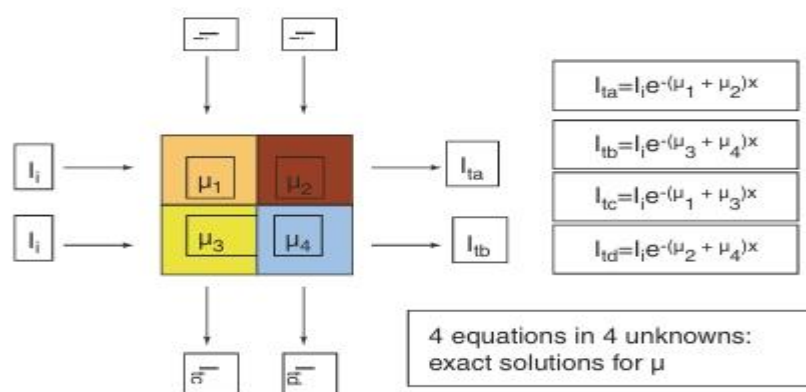
Ο αξονικός τομογράφος μπορεί να παρουσιάστηκε το 1972 αλλά πριν από αυτόν υπήρχαν τα μαθηματικά που επέτρεψαν την ανακατασκευή ενός <<αγνώστου>> αντικειμένου. Το 1729 ο Pierre Bouguer πίστευε ότι η απορρόφηση φωτός, γνωστής έντασης, μέσω ενός αντικειμένου είναι ευθέως ανάλογη με το πάχος του. Το 1852 ο August Beer παρατήρησε ότι η απορρόφηση του φωτός ήταν ανάλογη της εξασθένησης του αγνώστου αντικειμένου. Ο νόμος Lambert-Beer ενσωμάτωσε αυτές τις δυο παρατηρήσεις, συσχέτισε τις αλλαγές στην ένταση του φωτός με την συγκέντρωση του εξασθενημένου” αγνώστου” αντικειμένου με το πάχος του. Η θεωρία αυτή επεκτάθηκε και εφαρμόστηκε στις ακτίνες X με δεδομένο της ηλεκτρομαγνητική συμπεριφοράς της. Αν γνωρίζουμε την προσπίπτουσα ακτινοβολία (I_i) και την ακτινοβολία εξόδου (I_t)

μετά την διέλευση από ένα άγνωστο αντικείμενου πυκνότητάς (μ) καθώς και απόσταση μεταξύ (x) αυτών των μετρήσεων, ο νομός των Lambert-Beer δημιουργεί μια εξίσωση με μόνο ένα άγνωστο το “ μ ”. (Schoepf, 2015)



Εικόνα 8: Ο νόμος Lambert - Beer (Schoepf, 2015)

Αν όμως θέλουμε να προσδιορίσουμε 4 άγνωστα στοιχεία “ μ ” Θα χρησιμοποιήσουμε την ίδια σχέση με 4 αγνώστους ή ένα οπτικό πεδίο 2*2.



Εικόνα 9: Η ακριβής λύση του νόμου Lambert-Beer για τέσσερα άγνωστα αντικείμενα πυκνότητας μ (Schoepf, 2015)

Ένα άγνωστο αντικείμενο που αποτελείτε από n στοιχεία, με διάφορα υλικά χιάζετε n^2 ανεξάρτητες εξισώσεις. Δυο προβολές παρέχουν μόνο $2n$ εξισώσεις αν αυτό το οπτικό πεδίο ήταν μεγαλύτερο π.χ. 80×80 όπως στους πρώτους αξονικούς οι μαθηματικές εξισώσεις πως θα μπορούσαν να λυθούν; Η λύση είναι να πάρουμε περισσότερες προβολές του αντικειμένου από διαφορετικές γωνίες δημιουργώντας περισσότερες προβολές αρά και εξισώσεις. (Schoepf, 2015)

Η ανακατασκευή της εικόνας επιτεύχθηκε με την δημιουργία αλγορίθμου ανακατασκευής αυτών των προβολών. Χρησιμοποιήθηκε μελέτη του 1917 του Αυστριακού Radon που μελέτησε μια μορφή ολοκληρώματος μετασχηματισμού. Ο Hounsfield μετέτρεψε τα μαθηματικά σε ένα πρακτικό αλγόριθμο. (Mark, 2013)

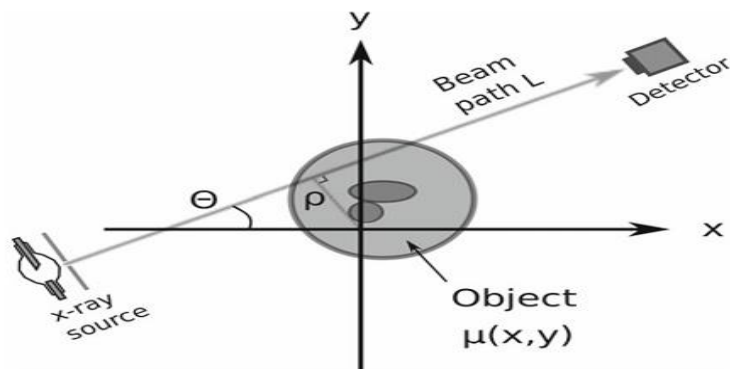
Αν ορίσουμε μια ευθεία γραμμή L ως σύνολο όλων των σημείων $s = (x, y)$.

$$x \cos \theta + y \sin \theta = \rho$$

Οπού θ είναι γνωστή γωνιά της γραμμής με τον άξονα x και ρ η απόσταση της γραμμής από την αρχή. Αν ορίσουμε το σαρωμένο αντικείμενο στο x - y επίπεδο ως $\mu(x, y) = \mu(s)$. Θεωρούμε τον νομό Lambert-Beer στην λογαριθμική του μορφή οπού η προβολή p είναι η απορρόφηση ακτινών X , κατά μήκος της διαδρομής της, δηλαδή $p = -\ln(N/N_0)$ οπού N_0 τα προσπίπτοντα φωτόνια και N τα μετρούμενα στην έξοδο. Η δέσμη ακολουθεί την γραμμή L με τις παραμέτρους ρ και θ , η προβολή $p(\rho, \theta)$ εκφράζεται :

$$p(\rho, \theta) = \int_L \mu(s) ds = \mathcal{R}(\rho, \theta) \{ \mu \}.$$

Μια πηγή ακτινών X εκπέμπει μια δέσμη φωτονίων, κάποια από τα φωτόνια απορροφούνται καθώς περνούν από το υλικό με απορρόφηση $\mu(x, y)$ όπου θα υπακούει στην εξίσωση. Ο ανιχνευτής μετρά την εξασθένιση της δέσμης στην έξοδο, η οποία ακολουθεί την ευθεία γραμμή L με γωνιά θ και απόσταση ρ . (Mark, 2013)

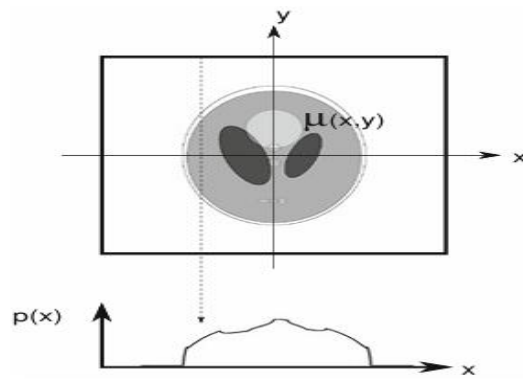


Εικόνα 10 : Μετασχηματισμός Radon (Mark, 2013)

Η αρχική συνάρτηση μ στον μετασχηματισμού Radon μπορεί να γίνει για άπειρο αριθμό προβολών ρ και Θ και πιθανών συνδυασμών. Δεδομένα προβολής ρ (ρ, Θ) θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό της άγνωστης διατομής $\mu(\chi, \Psi)$. Στην πράξη όμως δεν είναι εφικτό να γίνει αυτό και ο αντίστροφος μετασχηματισμός δεν είναι λειτουργικός, χρειάζεται μια αριθμητική μέθοδος που θα μπορεί να έχει διακριτά βήματα για την δέσμη και τον περιορισμένο αριθμό προβολών. Το πρόβλημα με τον μετασχηματισμό Radon λύθηκε με την χρήση μετασχηματισμού Fourier.

3.3. Η θεωρία του Fourier

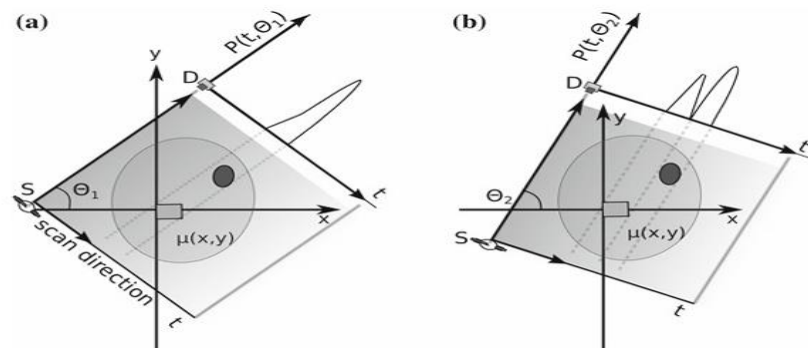
Ο μετασχηματισμός Fourier έχει μια άμεση σχέση μεταξύ του δισδιάστατου μετασχηματισμού Fourier του δείγματος $M(u,v)=F\{\mu(\chi,\psi)$, και τον μονοδιάστατο μετασχηματισμό Fourier των προβολών. Η θεωρία αυτή είναι γνωστή ως 'Fourier slice theorem'. Ο μετασχηματισμός Fourier μιας παράλληλης προβολής μιας εικόνας $\mu(x, y)$ λαμβανόμενης υπό γωνία θ , δίνει μία μονοδιάστατη φέτα του δισδιάστατου μετασχηματισμού Fourier $M(u, v)$ κατά μήκος μιας γραμμής που περνά από την αρχή όπου $u=0$ και $v=0$ και σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα u . Η θεωρία Fourier μπορεί με απλό τρόπο να διατυπωθεί για οποιαδήποτε προβολή παράλληλη προς έναν άξονα. Η προβολή της εικόνας $\mu(\chi,\psi)$ παράλλια με τον άξονα y δημιουργεί μια προβολή $p(x)$. Κάθε σημείου του $p(x)$ είναι το γραμμικό ολοκλήρωμα κατά μήκος μιας κατακόρυφης γραμμής μέσα από την $\mu(\chi,\psi)$ βέλος (εικόνα 11). (Mark, 2013)



Εικόνα 11(Mark, 2013)

3.4. Ανακατασκευή εικόνας

Ο σχηματισμός και η ανακατασκευή της εικόνας μπορούν ευκολά να περιγράψουν σε έναν τομογράφο πρώτης γενιάς. Μια λυχνία ακτινών X βρίσκεται τοποθετημένη ακριβώς απέναντι από έναν ανιχνευτή. Το σύστημα μπορεί να κινηθεί κάθετα προς την πορεία της δέσμης έτσι ώστε να μπορεί να καλύψει όλο το δείγμα, ενώ ο μηχανισμός κινείται με μια συγκεκριμένη γωνιά $\Delta\theta$ σε σχέση με το δείγμα.



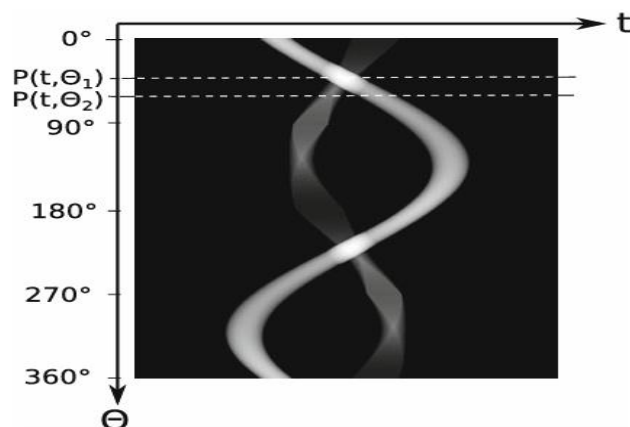
Εικόνα 12.(Mark, 2013)

Η διαδικασία γεωμετρικής σάρωσης όπως απεικονίζεται και στην εικόνα 12, δείχνει μια πηγή S που εκπέμπει ακτινοβολία X και ένα ανιχνευτή D που μετρά την εξασθένιση της. Μια προβολή $p(t, \theta_1)$ καταγράφεται καθώς μετακινείται το σύστημα κατά μήκος του άξονα t κάθετο προς την δέσμη. Το σύστημα μετακινείται κατά γωνιά $\Delta\theta$ (θ_2 γωνιά). Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να γίνει μια πλήρης περιστροφή. Μια σάρωση δημιουργεί ένα προφίλ έντασης I_{mn} , που απαρτίζεται από ξεχωριστά δείγματα έντασης, που λαμβάνονται σε συγκεκριμένο χρόνο $t = m \cdot \Delta t$ κατά μήκος του άξονα t όπου είναι

κάθετος προς την δέσμη. Οι σαρώσεις γίνονται με γωνιά $\Theta = n \cdot \Delta\theta$ και οι τιμές έντασης μετατρέπονται σε τιμές απορρόφησης. Οι άκρες του I_{mn} αριστερά και δεξιά δίνουν την ένταση της μη απορροφούμενης δέσμης I_0 , και οι διακριτές τιμές της προβολής υπολογίζονται ως:

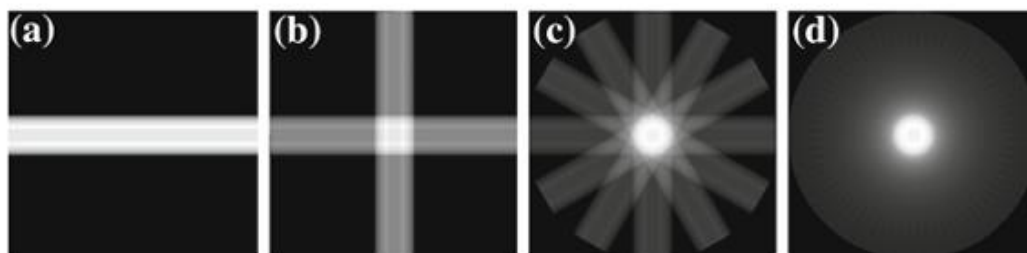
$$p_{m,n} = -\ln \frac{I_{m,n}}{I_0}.$$

Το $p_{m,n}$ είναι η διακριτή αναπαράσταση των προβολών $p(t, \theta)$. Οι τιμές που μετρήθηκαν μπορούν να τοποθετηθούν σε μια δισδιάστατη μήτρα και η τιμή p να εμφανίζεται σαν αναλογική ένταση. Αυτή η αναπαράσταση αναφέρετε ως σινόγραμμα (sinogram) εξαιτίας των ανομοιογενών στην δέσμη δημιουργούν ημιτονοειδή ίχνη (εικόνα 13).



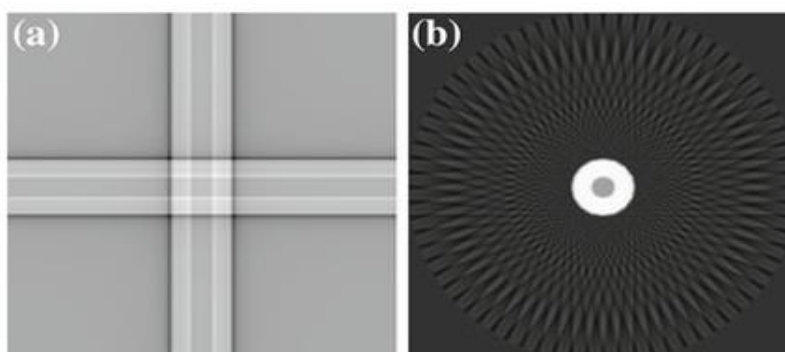
Εικόνα 13: sinogram .(Mark, 2013)

Το πρόβλημα αυτού του τρόπου ανακατασκευής είναι πως έχουμε διαθέσιμες πολλές πληροφορίες για το κέντρο του μετασχηματισμού Fourier2D, ενώ τα άκρα υπολείπονται. Αυτές οι άκρες έχουν τα στοιχεία των λεπτομερειών των εικόνων δηλαδή τις υψηλές συχνότητες. Η λύση δόθηκε με την οπισθοπροβολή η οποία δεν χρησιμοποιεί καθόλου το πεδίο των συχνοτήτων. Για την οπισθοπροβολή το προφίλ προβάλλεται στο αρχικό επίπεδο κατά μήκος της γωνίας προβολής.



Εικόνα 14: Διαδοχική προσθήκη προβολών για το σχηματισμό της εικόνας κυλινδρικού αντικειμένου (Mark, 2013)

Η οπισθοπροβολή από μόνη της παράγει εικόνες με θολερότητα υποβαθμίζοντας την ποιότητα ανακατασκευή. Η προσθήκη φίλτρου δημιουργήσε την φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP Filtered Back Projection.) Στην φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή από το γραμμικό χώρο το σήμα μετατρέπεται σε άθροισμα ημιτόνων φιλτράρεται και με αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier αποδίδεται στο γραμμικό χώρο χωρίς προβλήματα θολερότητας. Ο μετασχηματισμός Fourier έχει μια άμεση σχέση με τον 2D Fourier του δείγματος $M(u,v)=F\{\mu(\chi,\psi)\}$ και τον μονοδιάστατο μετασχηματισμό Fourier των προβολών. (Mark, 2013)



Εικόνα 15 : Διαδικασία ανασυγκροτήσεως με φίλτρο οπισθοπροβολής οι εικόνες αντιστοιχούν στα 2 και 4 της εικόνας 14 η θολερότητα εξαφανίστηκε (Mark, 2013)

Η εικόνα της υπολογιστικής τομογραφίας είναι μια μήτρα (matrix). Κάθε στοιχείο αυτής της εικόνας αναπαριστά ένα στοιχειώδες όγκο ή voxel (volume element). Το μέγεθος αυτού του όγκου εξαρτάται από το μέγεθος της μήτρας, το οπτικό πεδίο (Filter of view, FOV) και το πάχος τομής. Οι τομογράφοι μέχρι και την εποχή της ελικοειδούς σάρωσης δεν είχαν ομοιόμορφο voxel. Στις περισσότερες περιπτώσεις το voxel ήταν επιμηκυμένο παραλληλεπίπεδο σαν ένα σπιρτόκουτο. Το μέγεθος του pixel που

υπολογίζετε στο επίπεδο τομής (επίπεδο χ, ψ) είναι 10-20 φορές μικρότερο από το πάχος στον άξονα Z. Ο πρώτος τομογράφος είχε μια μήτρα 80*80. (Prokop et al., 2005)

3.5. Κλίμακα Hounsfield

Μια άλλη πρόκληση για την αξονική τομογραφία είναι η ακριβής ανακατασκευή του χάρτη εξασθένησης μ (χ, ψ). Η πολύχρωματικότητα του φάσματος των ακτίνων χ είναι συνάρτηση της ενέργειας των φωτονίων. Οι συμβατικές προσεγγίσεις της εξασθένησης της δέσμης κατά μήκος υπέθεταν μια αντιπροσωπευτική τιμή μ για τον μετασχηματισμό. Η αντιπροσωπευτική τιμή όμως διέφερε ανά σαρωτή αν χρησιμοποιείται με διαφορετικές ρυθμίσεις και μεταξύ διαφορετικών μοντέλων αξονικού.

Ένας εύκολος τρόπος να παρουσιαστεί ο χάρτης εξασθένησης μ (χ, ψ) είναι να τον συγκρίνουμε με το νερό και τον αέρα. Η πρόταση έγινε από τον Hounsfield η οποία καθιερώθηκε και πήρε το όνομά του ως μονάδα μέτρησης Hounsfield Units (HU). Εξ' ορισμού το νερό έχει μονάδα μέτρησης $HU=0(\mu=0)$ και ο αέρας -1000 HU. Εύκολα μπορεί να δημιουργηθεί μια εξίσωση που θα μετατρέπει τις τιμές εξασθένησης μ (χ, ψ) σε μονάδες Hounsfield. (Mark, 2013)

$$HU(x, y) = 1000 \cdot \frac{\mu(x, y) - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}}.$$

3.6. Ο Σαρωτής EMI

Ο Sr. Godfrey Hounsfield ενώ εργαζόταν για την Electronic and Musical Industries (E.M.I) ανέπτυξε την αρχική ιδέα της σύγχρονης αξονικής τομογραφίας, το 1969-70 χρησιμοποιώντας ένα σωλήνα ακτίνων X για να αναπτυχθεί περαιτέρω η ιδέα το 1971 στο νοσοκομείο Atkinson Morley του Λονδίνου όπου εγκαταστάθηκε η πρώτη κλινική εφαρμογή του αξονικού τομογράφου. Το 1973 έγινε η πρώτη παρουσίαση των αποτελεσμάτων αυτού του σαρωτή με δυνατότητα εφαρμογής μόνο στον εγκέφαλο (εικόνα 16).

Στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής ο πρώτος κλινικός αξονικός τομογράφος εγκαταστάθηκε το 1973 στην κλινική Mayo της Μινεσότα, μετά από μια εβδομάδα χρήσης, αφού είχαν γίνει περισσότερες αξονικές εγκεφάλου από ότι είχαν γίνει τα 2 προηγούμενα χρόνια στην Αγγλία, η εκτίμηση της αναγκαιότητας σαρωτών για πώληση που είχε εκτιμηθεί στα 100 μοντέλα αναθεωρήθηκε προς τα πάνω. Το 1975 ο σαρωτής EMI δεύτερης γενιάς “σώματος” τύπου proto, με χρόνο απόκτησης τομής 20 δευτερόλεπτα, και καθιερωμένη την οπισθοπροβολή ως τεχνική ανακατασκευής παρουσιάστηκε στην αγορά. Σύντομα δημιουργήθηκαν και άλλα μοντέλα από άλλες εταιρείες όπως η Piker , Simens , GE. Το 1979 ο Hounsfield και ο Cormorc κατέκτησαν το Νόμπελ φυσιολογίας και ιατρικής για την ανάπτυξη της αξονικής τομογραφίας. (Schoepf, 2015)

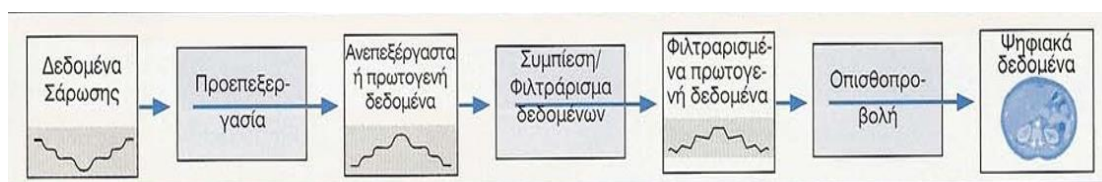


Εικόνα 16: Ο πρώτος EMI

Στα τέλη της δεκαετίας του 1970, η πρώτη και δεύτερη γενιά αξονικής τομογραφίας υπέστησαν αλλαγές. Τα ηλεκτρικά σήματα που καταγράφονται από τους ανιχνευτές, καθώς και η υπάρχουσα ανομοιομορφία του συστήματος και τεχνικά σφάλματα, διορθώνονται. Μετά την επεξεργασία και τη μετατροπή της έντασης του σήματος σε εξασθένιση της δέσμης X, τα δεδομένα αυτά ονομάζονται πρωτογενή δεδομένα (raw data) (Prokop et al., 2005).

Η ανασύνθεση της εικόνας ξεκινά από την επιλογή του πεδίου απεικόνισης, όπου κάθε τιμή που καταγράφεται εντός του πεδίου συμβάλλει στον σχηματισμό της εικόνας. Ο συντελεστής εξασθένησης προκύπτει ως ο μέσος όρος των τιμών εξασθένησης για όλες τις ακτίνες της δέσμης που καταγράφονται εντός του πεδίου απεικόνισης. Ακολουθεί η διαδικασία της όπισθοπροβολής, η οποία αρχικά δεν έχει φιλτραριστεί, δημιουργώντας μια δυσδιάκριτη εικόνα. Η διόρθωση πραγματοποιείται μέσω ενός μαθηματικού αλγόριθμου συμπίεσης δεδομένων (convention kernel), ο οποίος βελτιώνει την οριακή διακριτική ικανότητα. Μετά από αυτή τη διαδικασία, η προβολή αποδίδει μια καθαρή και ευκρινή απεικόνιση.

Ο αλγόριθμος συμπίεσης καθορίζει τόσο τη χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution) όσο και τον θόρυβο της εικόνας (image noise) (εικόνα 16) (Prokop et al., 2005).



Εικόνα 17 : Διαδικασία ανασυνθέσεις εικόνας(Prokop et al., 2005)

3.7. Παράγοντες σάρωσης

Υπάρχουν ποικίλοι παράγοντες που επιδρούν στη σάρωση. Το πάχος δέσμης καθορίζεται από την ρύθμιση της κατεύθυνσης, ώστε να είναι δυνατόν να εξαφανιστεί η αποκλίνουσα δέσμη και να αποκτηθούν σαφή όρια (beam collimation setting). Η κωνοειδής δέσμη που παράγεται περιορίζεται από κατευθυντήρες γραμμές (collimation) τοποθετημένες πίσω ακριβώς από την λυχνία. Η όποια προσπάθεια παραγωγής τέλειων τομών δεν μπορεί να είναι εφικτή καθώς ένα τμήμα παρακείμενου εξεταζόμενου θέματος θα ακτινοβοληθεί λόγω γεωμετρίας δέσμης, συνυπολογίζοντας και τη δημιουργία μιας περιοχής εκτός πρωτογενούς δέσμης οφειλόμενη στο εστιακό σημείο της λυχνίας που ακτινοβολείται με χαμηλότερη ενέργειας δέσμη. Αυτή η περιοχή ονομάζεται παρασκία (Penumbra) (εικόνα 18α). (Prokop et al., 2005)

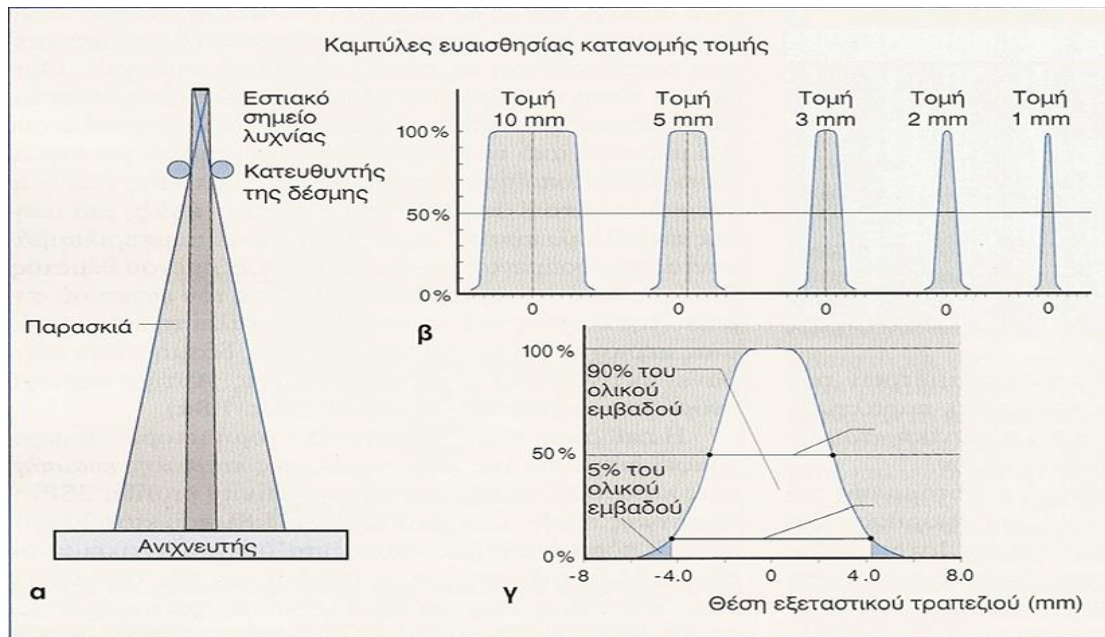
Το ιδανικό σχήμα για την τομή θα ήταν ένα ορθογώνιο, όπου το πλάτος ισούται με το πάχος της τομής που θέλουμε να δημιουργήσουμε. Η τομή που αποκτάται περιγράφεται από την καμπύλη ευαισθησίας κατανομής δέσμης (section sensitivity profile S.S.P), η οποία εκφράζει σε ποιο βαθμό ένα σημείο του αντικειμένου που

εξετάζεται συμμετέχει στην εικόνα, συναρτήσει της απόστασής του από το κέντρο της τομής. Στην πραγματικότητα, η τομή δεν είναι απολύτως ορθογώνια, καθώς γειτονικές περιοχές συμβάλλουν σε μικρό ποσοστό στη δημιουργία της εικόνας. Η καμπύλη ευαισθησίας κατανομής τομής ποσοτικοποιεί το εύρος της κορυφής της καμπύλης στο μισό του ύψους της (Full Width at Half Maximum - FWHM), που αποκαλείται ενεργό πάχος τομής (section width S.W) και ισούται με το πάχος της διατομής της δέσμης ή το ονομαστικό πάχος (εικόνα 18.γ).

Το ενεργό πάχος τομής αποτελεί την πιο κοινή μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας (spatial resolution) κατά μήκος του Z-άξονα. Μια εναλλακτική μέτρηση πλάτους τομής είναι το πλάτος που αντιστοιχεί στο 90% του εμβαδού κάτω από την κορυφή της καμπύλης, υποδηλώνοντας ότι το 10% των στοιχείων που συμμετέχουν στην καταγραφή των πυκνοτήτων προέρχονται από περιοχές εκτός της τομής (εικόνα 18.β). Μια άλλη μέθοδος μέτρησης είναι ο δείκτης ποιοτικής κατανομής τομής (slice profile quality index S.P.Q.I), ο οποίος περιγράφει το ιδανικό ορθογώνιο κάτω από την καμπύλη ευαισθησίας και το εμβαδό του, εκφρασμένο ως ποσοστό της συνολικής καμπύλης για το ίδιο πλάτος (Prokop et al., 2005).

Ένας άλλος παράγοντας είναι ο αλγόριθμος ανασύνθεσης (convolution vernal) καθώς ο θόρυβος της εικόνας και η χωρική διακριτική ικανότητα καθορίζονται από αυτόν. Ο θόρυβος επιβαρύνει την διακριτική ικανότητα αντίθεσης (contrast resolution) και περιορίζει την διάκριση μεταξύ ιστών με μικρή εξασθένηση ακτινοβολίας με το περιβάλλον. Η υψηλή διακριτική ικανότητα (high contrast resolution) μαζί με την υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα (high spatial resolution) είναι απαραίτητες συνθήκες για την ποιοτική εξέταση.

Ο πρώτος αλγόριθμος ανασύνθεσης είχε εξισορροπήσει μια κατάσταση με καλή χωρική ικανότητα και θόρυβο σχεδιαζόμενο για το ανθρώπινο σώμα.(Prokop et al., 2005)



Εικόνα 18 : α) παρασκιά β) ενεργό πάχος τομής γ) εύρος της κορυφής της καμπύλης στο μισό του ύψους της.(Full width at half maximum) (Prokop et al., 2005)

3.8. Ελικοειδής (Σπειροειδής) αξονική τομογραφία (Helical CT)

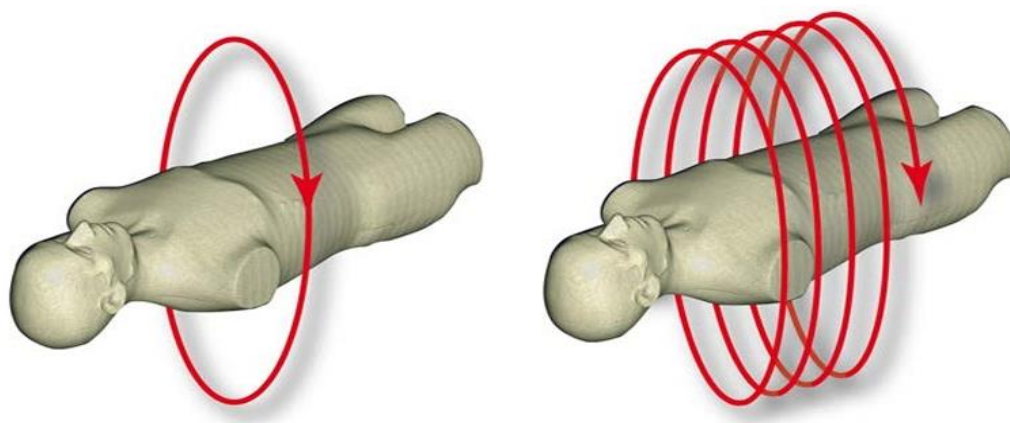
Το 1989 παρουσιάστηκε η ελικοειδής αξονική τομογραφία απελευθερώνοντας την κίνηση της λυχνίας. Οι περιστρεφόμενοι λυχνία ακτίνων Χ συνδυάστηκε με το κινούμενο τραπέζι (εικόνα 19). Η ελικοειδής σάρωση προϋποθέτει λυχνία ακτίνων Χ με μεγάλη θερμοχωρητικότητα για να μπορεί να λειτουργεί συνεχώς κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Ο εξεταζόμενος δεν σαρώνεται τομή προς τομή αλλά μετατοπίζεται δια μέσω του επιπέδου σάρωσης με μια σταθερή ταχύτητα μετακίνησης της εξεταστικής τράπεζας και την απόκτηση των πρωτογενών δεδομένων.\

Μια εικόνα είναι δυνατόν να ανασυντεθεί από οποιοδήποτε τμήμα του όγκου που σαρώθηκε και το “βήμα” της μετακίνησης δεν συνδέεται με την εντόπιση της ανασύνθεσης. Μπορούν να δημιουργηθούν εικόνες σε αυθαίρετα επιλεγμένα επίπεδα και να επί προβάλλονται. Το πάχος διατομής και το “βήμα” μπορούν να είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους. “Βήμα” ορίζεται ως ο λόγος του βήματος τραπεζιού (μετακίνηση τραπεζιού) ανά περιστροφή της λυχνίας, προς το πάχος διατομής της δέσμης. Όσο υψηλότερο είναι το βήμα (Pitch) τόσο μικρότερη η δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου.

Πλεονεκτήματα της μεθόδου είναι η απεικόνιση μικρών δομών αφού μπορούν να αποκτηθούν δεδομένα χωρίς κενά. Είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν λεπτές τομές για να γίνει δισδιάστατη ανακατασκευή σε ελεύθερο επίπεδο τομείς. Επιτυγχάνονται εξετάσεις με ένα κράτημα αναπνοής, επίσης μειώνεται ο όγκος σκιαστικού μέσου.

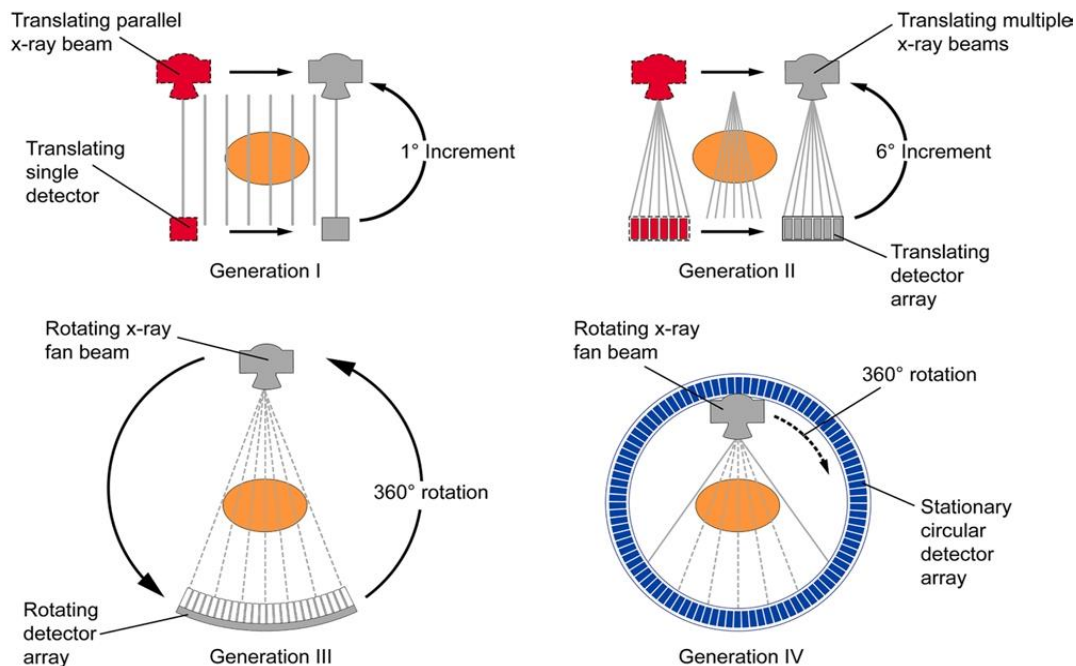
Στα μειονεκτήματα κατατάσσεται ο μεγαλύτερος θόρυβος εικόνας λόγω της μείωσης της ακτινοβολίας ανά περιστροφή, μεγαλύτερος όγκος δεδομένων. Η ελικοειδής σάρωση είναι αναγκασμένη να κάνει συμβιβασμό μεταξύ του μεγάλου όγκου σάρωσης και την χωρική διακριτική ικανότητα, μικροί όγκοι σάρωσης μπορούν να καλυφθούν με λεπτές τομές, μεγαλύτεροι όγκοι π. χ. θώρακας πρέπει να σαρωθούν με παχύτερες τομές.(ΙΑΕΑ, 2014)

Η ελικοειδής σάρωση κατάφερε να αναδείξει αντιθέσεις των αγγείων με τη χρήση σκιαστικού. Τα ογκομετρικά δεδομένα, ο σύντομος σχετικά χρόνος σάρωσης, μπορούν να αναδείξουν αρτηριακή ενίσχυση, βάζοντας έτσι τις βάσεις για την αξονική αγγειογραφία (CTA).(Prokop et al., 2005)



Εικόνα 19: Από την Axial στην Helical αξονική τομογραφία(ΙΑΕΑ, 2014)

Υπάρχουν 4 γενιές αξονικών τομογράφων. Η πρώτη και δεύτερη γενιά αναφέρεται ως κίνηση εμπρός/περιστροφή, λόγω του τρόπου σάρωσης, πρώτα μετακινείται ο σωλήνας ακτίνων X σε ευθεία πάνω από τον ασθενή και μετά γίνεται η περιστροφή της λυχνίας. Η τρίτη γενιά ονομάστηκε περιστροφική λόγω της ταυτόχρονης κίνησης του εξεταζόμενου και της λυχνίας ακτίνων X. Η τέταρτη γενιά ονομάστηκε περιστροφική σταθερού δακτυλίου, η τρίτη γενιά επικράτησε στην αγορά σαν τεχνολογία και χρησιμοποιείται ακόμα και σήμερα (εικόνα 20). (McCollough et al., 2023)



Εικόνα 20: Εξέλιξη αξονικής τομογραφίας (McCollough et al., 2023)

3.9. Ανασύνθεση της εικόνας

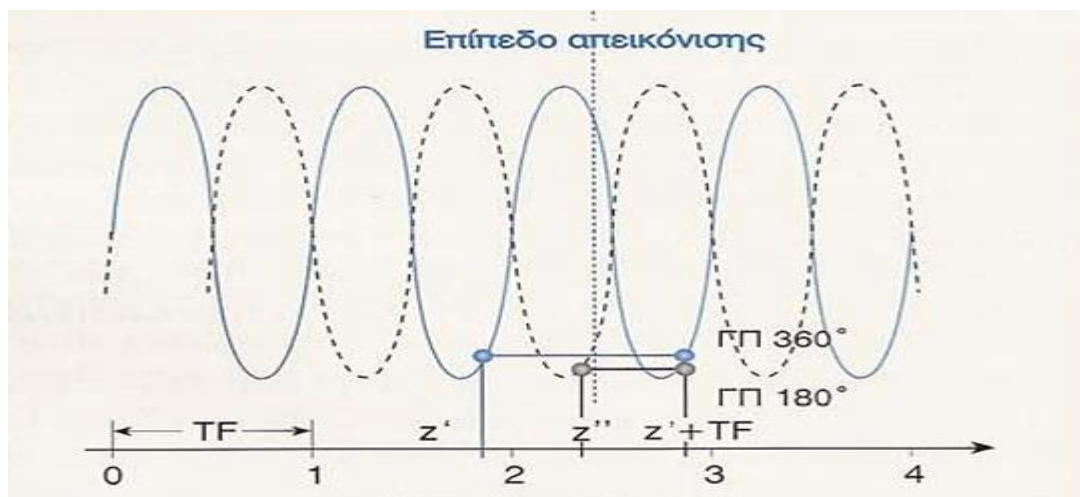
3.9.1. Αλγόριθμος παρεμβολής και κατανομής δέσμης

Τα πρωτογενή δεδομένα 360° που αποκτώνται κατά τη σάρωση με ελικοειδή τεχνική μπορεί να εμφανίσουν ψευδοεικόνες κίνησης (motion artifacts), καθώς η πρώτη και η τελευταία τομή σε μια σάρωση 360° αντιπροσωπεύουν διαφορετικά δεδομένα δειγματοληψίας. Για την αποφυγή αυτών των τεχνουργημάτων απαιτείται παρεμβολή στα πρωτογενή δεδομένα (interpolation) με στόχο τη διαμόρφωση των προβολών κατά μήκος του Z-άξονα του σαρωμένου όγκου (Prokop et al., 2005).

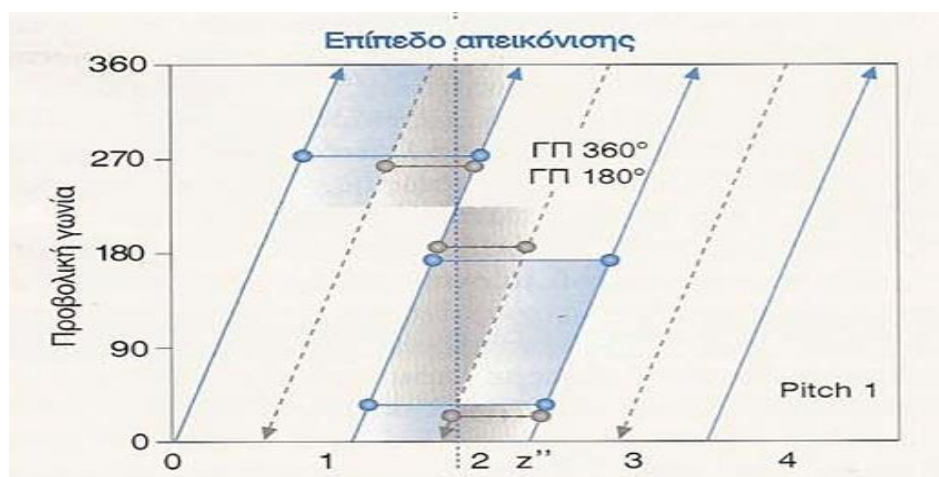
Η απλούστερη μέθοδος παρεμβολής είναι η Γραμμική Παρεμβολή (Γ.Π), όπου για κάθε γωνιακή θέση 360° ο αλγόριθμος παρεμβάλλει μεταξύ δύο προβολών του συνόλου των ελικοειδών δεδομένων που βρίσκονται πλησιέστερα στη θέση του επιλεγμένου Z-άξονα. Αυτή η μέθοδος επιτρέπει την πλήρη διαμόρφωση των προβολών για την επιλεγμένη θέση στον Z-άξονα. Η Γ.Π 360° έχει το χαμηλότερο θόρυβο εικόνας, αλλά διευρύνει την καμπύλη κατανομής της τομής. Ο αλγόριθμος Γ.Π 180° αποτελεί εξέλιξη του Γ.Π 360° και δημιουργεί μια εικονική σπείρα για την εκτίμηση των τιμών

εξασθένησης (σύζυγα δεδομένα/conjugate data) κατά μήκος της ακτίνας στην αντίθετη κατεύθυνση, παρεμβάλλοντας τις αντίστοιχες γωνίες μεταξύ της πραγματικής και της εικονικής έλικας. Η κατανομή της τομής είναι στενότερη, καθώς οι αποστάσεις μεταξύ πραγματικών και εικονικών σπειρών είναι μικρότερες από αυτές της πραγματικής προβολής της έλικας.

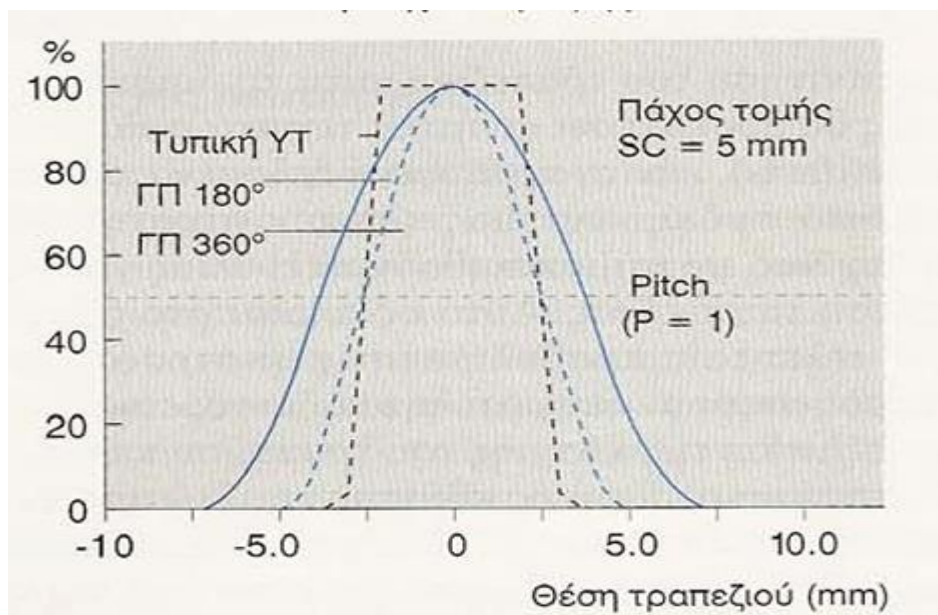
Οι διαφορές μεταξύ Γ.Π 360° και Γ.Π 180° αφορούν τη δημιουργία πολυεπίπεδης εικόνας. Η χρήση του Γ.Π 180° αυξάνει τον θόρυβο, ωστόσο στην πράξη, ο θόρυβος με Γ.Π 180° είναι ίσος με αυτόν του Γ.Π 360° , αλλά με τη μισή έκθεση σε ακτινοβολία. Ο αλγόριθμος Γ.Π 180° παράγει ένα πλάτος τομής κατά 28% μεγαλύτερο, μειώνοντας τη χωρική διακριτική ικανότητα κατά μήκος του Z-άξονα (Prokop et al., 2005).



Εικόνα 21:Γραμμική παρεμβολή 180° και 360° [2]



Εικόνα 22 : Διάγραμμα προβολικών γωνιών (Prokop et al., 2005)



Εικόνα 23 : Κατανομή τομής (Prokop et al., 2005)

3.10. Παράμετροι σάρωσης

Στους τομογράφους ελικοειδείς μορφής υπάρχουν τρεις παράγοντες βασικοί για την ελικοειδή σάρωση και αυτοί που συνήθως αλλάζουν κατά περίπτωση.

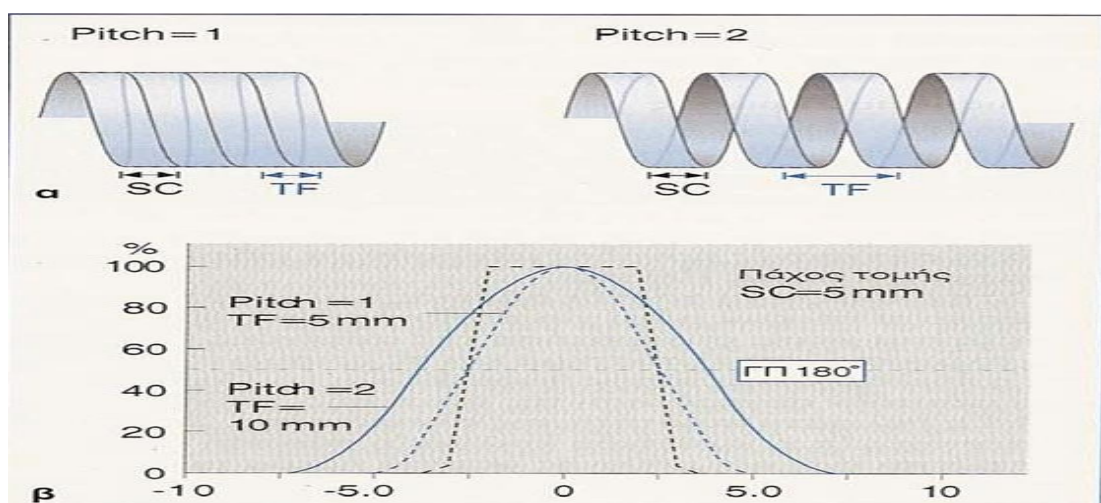
- Πάχος διατομής δέσμης (Section Collimation . SC)
- Μετακίνηση του τραπέζιου ανά περιστροφή (Table Feet .TF or Pitch .P)
- Μεσοδιάστημα ανακατασκευής (Interval Recontraction IR)

Πάχος διατομής ορίζεται η χωρική διακριτική ικανότητα που επιτυγχάνεται κατά τον άξονα – Z . Συνήθως υπάρχουν συγκεκριμένες τιμές από τον κατασκευαστή 10 mm έως 0,5 mm αν ανάλογα την κλινική απαίτηση.

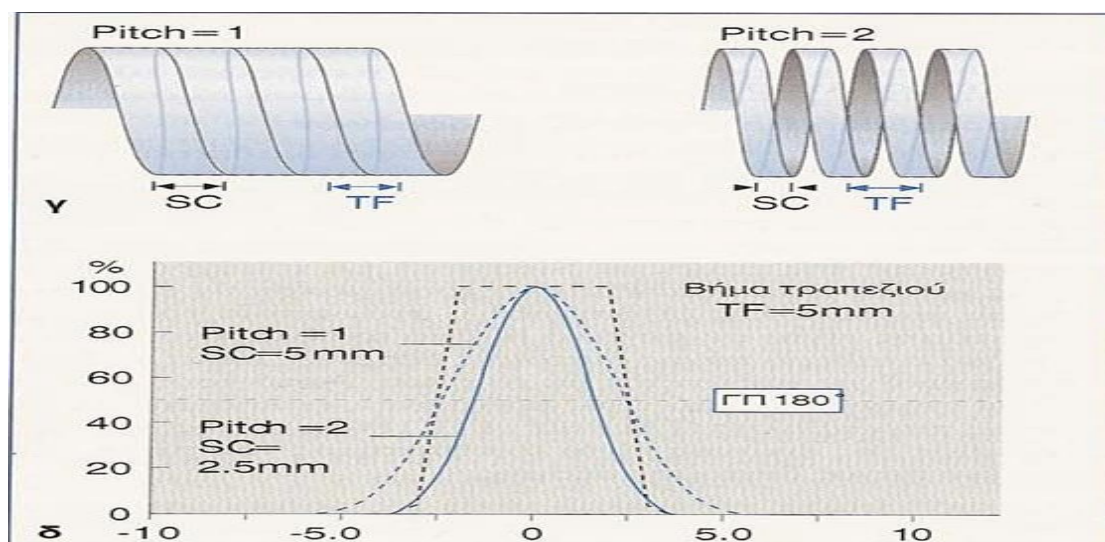
Βήμα τράπεζας(TF) ή βήμα έλικας (P) είναι ο λόγος μετακίνησης της τράπεζας ανά περιστροφή. Ένα Pitch κάτω από το 1 αλληλεπικαλύπτει τις εικόνες αλλά αυξάνει την ακτινική επιβάρυνση, αν το Pitch είναι μεγαλύτερο του 2 η περιοχή σάρωσης θα υποδειγματολήπτηθεί και θα δημιουργηθούν τεχνικά σφάλματα. (Prokop et al., 2005)

3.10.1. Πραγματικό πάχος τομής και βήμα έλικας

Η γραμμική παρεμβολή 180° δεν αυξάνει το πλάτος τομής περισσότερο από το πάχος διατομής όταν έχουμε $\text{Pitch} = 1$. Αύξηση του $\text{Pitch} = 2$ ελαττώνει την έκθεση στο μισό. Η κατανομή Γ.Π 180° με $\text{Pitch} = 2$ είναι η ίδια με Γ.Π 360° και $\text{Pitch} = 1$. Η αύξηση του Pitch μπορεί να προκαλέσει ελάττωση του πλάτους τομής. Αν το πάχος διατομής δέσμης μείνει σταθερό και το Pitch αυξηθεί, το πλάτος τομής αυξάνει (εικόνα 24.α,β) με την αντιστροφή διαδικασία το πλάτος τομής μειώνετε (εικόνα 25 γ, δ) .



Εικόνα 24 : Πάχος τομής και βήμα (Prokop et al., 2005)



Εικόνα 25 : Πάχος τομής και βήμα (Prokop et al., 2005)

3.10.2. Από την Ελικοειδή στην Πολυτομική τομογραφία (Multi Detector Computer Tomograph. MDCT)

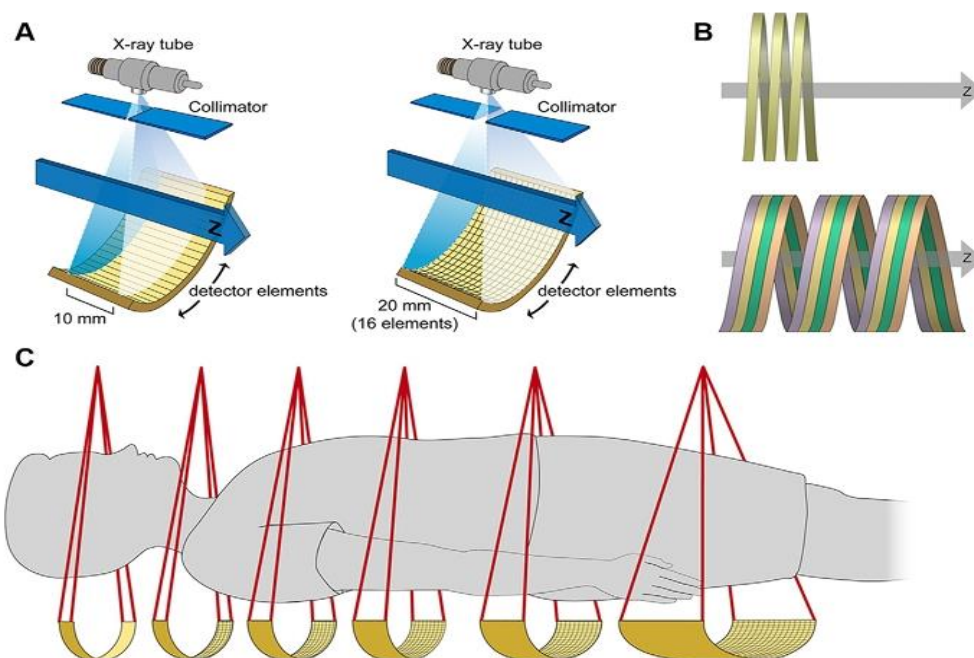
Η συμβατική αξονική τομογραφία της δεκαετίας του 1980 είχε ένα μειονέκτημα για την απεικόνιση της καρδιάς, η μετακίνηση της λυχνίας σε κάθε θέση σάρωσης είχε μια χρονική ανάλυση 1000 msec και χωρική ανάλυση 5-6 cm . Επίσης ήταν απαραίτητη η σταθερή ηλεκτρονική σύνδεση που λάμβανε τα δεδομένα, αυτό σήμαινε πως για μια περιστροφή 230° μοιρών για κάθε τομή θα έπρεπε να επιστρέψει στην αρχική θέση 0 για την επόμενη τομή.

Οι τεχνολογικές εξελίξεις έδωσαν τη δυνατότητα το 1989 να εισαχθεί η τεχνική split-ring. Αυτό σήμαινε την απελευθέρωση του συστήματος δεδομένων (Data Acquisition System. DAS) από το σκελετό της λυχνίας των ακτινών X. Έγινε δυνατή η συνεχής σάρωση με συγχρονισμένη κίνηση του τραπεζιού, και έτσι ο αξονικός τομογράφος μπορούσε να παράγει μια σπειροειδή ή ελικοειδή απεικόνιση. Είναι δυνατόν πλέον να δημιουργηθούν τομές για οποιαδήποτε θέση Z-άξονα και σε όποιο άλλο αυθαίρετο επίπεδο επιλογής, καθώς και η ταχύτητα σάρωσης βελτιώθηκε.(Schoepf, 2015)

Το 1998 μερικά από τα ονόματα που δόθηκαν στην πολυτομική υπολογιστική τομογραφία (MDCT) είναι η πολυτομική αξονική τομογραφία ή υπολογιστική τομογραφία πολλαπλών σειρών ανιχνευτών ή υπολογιστική τομογραφία όγκου. Σε αντίθεση με τα πρότυπα συστήματα που χρησιμοποιούσαν μονό τόξο ή δακτύλιο ανιχνευτών η πολυτομική τομογραφία χρησιμοποιεί δυο ή περισσότερες παράλληλες διατάξεις ανιχνευτών με ταυτόχρονη περιστροφή της λυχνίας όπως συμβαίνει στους τομογράφους τρίτης γενιάς. Η απόδοση λειτουργίας βελτιώνεται με την ταχύτερη περιστροφή της λυχνίας. Ένας τομογράφος με 4 σειρές ανιχνευτών και χρόνο περιστροφής 0,5sec είναι 8 φορές γρηγορότερος από ένα μονατομικό με χρόνο περιστροφής 1 sec.(Prokop et al., 2005)

Με την χρήση τεσσάρων τομών έγινε δυνατή η κάλυψη μεγάλο όγκου σε μικρό χρονικό διάστημα βελτιώνοντας την χωρική ανάλυση. Οι χρόνοι εξέτασης μειώθηκαν δραματικά επιτρέποντας την αύξηση του εύρους σάρωσης. Ένας δεδομένος ανατομικός όγκος μπορεί να σαρωθεί σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα με λεπτές τομές. Το ιστροπικό εικονοστοιχείο (voxel) αρχίζει να είναι μια εφικτή πραγματικότητα. Η πολυτομική αξονική τομογραφία αποκτά ρολό σε περιοχές του σώματος που πριν δεν είχε θέση. Η καρδιακή απεικόνιση με αξονική τομογραφία ξεκινά να παίζει κάποιο

ρολό, με χρόνο περιστροφής λυχνίας – ανιχνευτή 0,5 sec και ταυτόχρονη δυνατότητα ηλεκτροκαρδιογραφικής (Η.Κ.Γ) παρακολούθησης της σάρωσης.(Reiser et al., 2009)



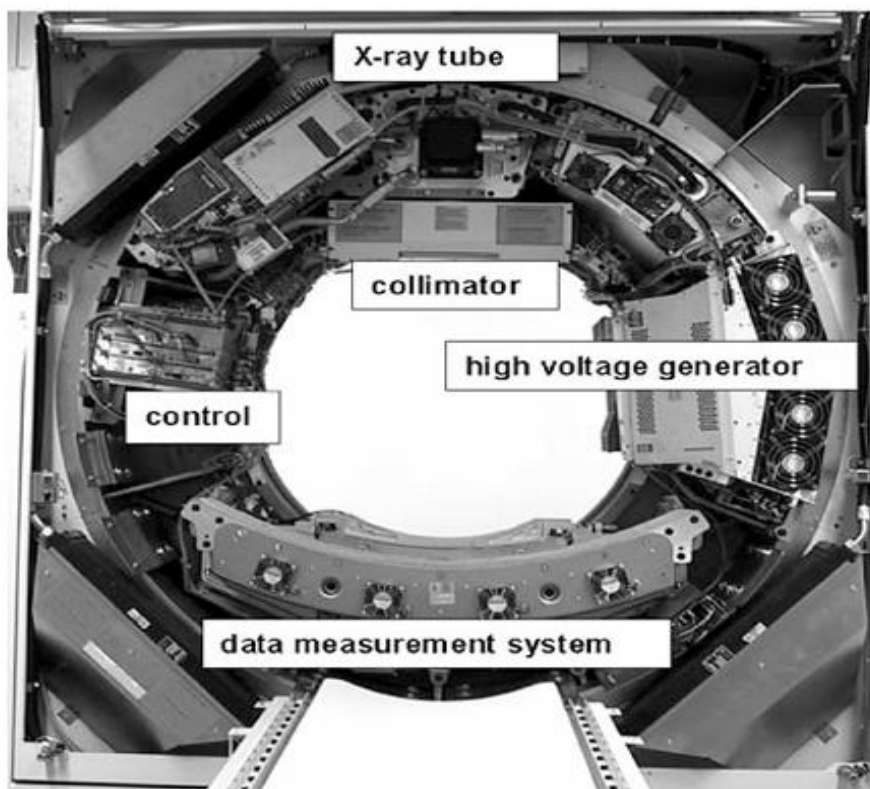
Εικόνα 26 : Α.Β) μονή έναντι πολλαπλών σιρών ανιχνευτών . C) η κάλυψή του άξονα Z αυξάνετε.
(McCollough et al., 2023)

3.10.3. Το σύστημα του πολυτομικού τομογράφου

Ο σκελετός του Gantry περιλαμβάνει όλα τα απαραίτητα στοιχεία του συστήματος, όπως τη λυχνία ακτίνων X, τη γεννήτρια υψηλής τάσης, το σύστημα ψύξης, καθώς και τους κατευθυντήρες και τα φίλτρα διαμόρφωσης της δέσμης, όλα τοποθετημένα στο εσωτερικό του. Η μηχανική αυτών των συστημάτων είναι περίπλοκη, καθώς απαιτείται περιστροφή με μεγάλη ταχύτητα, γεγονός που δημιουργεί ισχυρές φυγόκεντρες δυνάμεις. Η μεταφορά της ηλεκτρικής ισχύος στον περιστρεφόμενο σκελετό πραγματοποιείται μέσω δακτυλίων ολίσθησης.

Σε ένα σύστημα MDCT, ο ανιχνευτής αποτελείται από πολλαπλές σειρές ανιχνευτών και καλύπτει ένα οπτικό πεδίο σάρωσης (S.FOV) 50 cm. Όλες οι τιμές μέτρησης στην ίδια γωνιακή θέση σχηματίζουν μια προβολή, και κατά τη διάρκεια μιας πλήρους περιστροφής 360° καταγράφονται 1000 προβολές. Η σταθερότητα του σκελετού αποτελεί κρίσιμο παράγοντα τόσο για το εστιακό σημείο όσο και για τη θέση

του ανιχνευτή κατά την περιστροφή. Σε περιστροφή 0,30 sec, αναπτύσσονται φυγόκεντρες δυνάμεις περίπου 33G. (Reiser et al., 2009)



Εικόνα 27: Βασικά στοιχεία του συστήματος

3.10.4. Λυχνία και γεννήτρια

Η σύγχρονη λυχνία ακτίνων X παρέχει μέγιστη ισχύ 60-100 KW οι τάσεις που μπορούν να επιλεγθούν από τον χρήστη είναι 80-100-120-140 KV ανάλογα τον κατασκευαστή και τις ανάγκες της κλινικής εφαρμογής. Μια τυπική λυχνία έχει μια πλάκα ανόδου 160-220 mm διαμέτρου που περιστρέφεται σε κενό, η πλάκα ανόδου είναι τμήμα εξωτερικού τοιχώματος του περιστρεφόμενου σωλήνα που βρίσκεται σε επαφή με ψυκτικό λάδι που μέσω αγωγιμότητας απομακρύνει γρήγορα τη θερμότητα.. Όσο μεγαλύτερη η θερμοχωρητικότητα της λυχνίας τόσο μεγαλύτερος ο χρόνος σάρωσης που μπορεί να επιτευχθεί.

3.10.5. Περιορισμός δέσμης και φιλτράρισμα

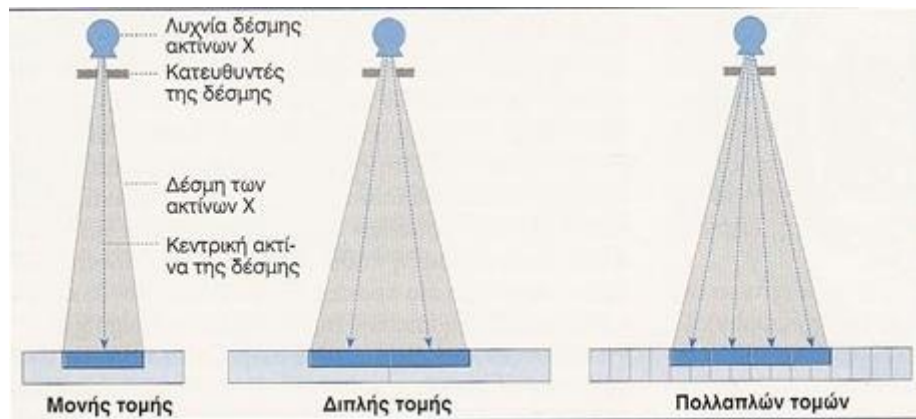
Η δέσμη έχει σχήμα βεντάλιας στο κάθετο επίπεδο χ - ψ (αξονικό επίπεδο). Η δέσμη διαμορφώνεται με τέτοιο τρόπο ώστε να καλύπτει το εύρος του ανιχνευτή, τα φίλτρα διαμόρφωσης δέσμης (bowite) χρησιμοποιούνται για να δημιουργήσουν το κατάλληλο άνοιγμα για το σχηματισμό της δέσμης. Φίλτρα διήθησης απορροφούν τις μικρές και μη απαραίτητες ενέργειες των ακτινών X. (IAEA, 2014)

3.10.6. Ανιχνευτές

Η αρχή σάρωσης στην πολυτομική υπολογιστική τομογραφία παραμένει η ίδια σε σχέση με την ελικοειδή σάρωση, το πλεονέκτημα της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας είναι πως η κίνηση του τραπεζιού ανά περιστροφή μπορεί να αυξηθεί ανάλογα με το αυξημένο πλάτος του ανιχνευτή. Παρουσιάζονται δυο νέοι τύποι ανιχνευτών, ο ισοτροπικός ανιχνευτής και ο προσαρμοστικός ανιχνευτής, και οι δυο τύποι είναι λειτουργικοί και μπορούν να επεκταθούν σε περισσότερες φέτες με συνέπεια ο χρήστης να μην καταλαβαίνει κάποια σημαντική διαφορά.

Οι ισοτροπικοί και μητρικοί ανιχνευτές (Matrix Detector) αποτελούνται από πολλαπλές σειρές ανιχνευτών με πανομοιότυπο πλάτος. Το πλάτος τομής που αναφέρεται δεν αντιστοιχεί στο πραγματικό μέγεθος κάθε στοιχείου της σειράς, αλλά στο πλάτος ανίχνευσης. Το πραγματικό πλάτος είναι περίπου διπλάσιο και εξαρτάται από τη γεωμετρία του τομογράφου καθώς και από την απόσταση των ενεργών ανιχνευτών από το κέντρο του εξεταστικού πεδίου. Οι προσαρμοστικές διατάξεις ανιχνευτών δημιουργούνται από σειρές ανιχνευτών με διαστάσεις που αυξάνονται από το κέντρο της τομής προς την περιφέρεια (Prokop et al., 2005). Κάθε στοιχείο του ανιχνευτή αποτελείται από στερεάς κατάστασης υλικά, όπως βολφραμικό κάδμιο, οξείδιο του ολινίου ή οξοσουλφίδιο του γαδολινίου, με κατάλληλη ενίσχυση της απόδοσης. Η ανίχνευση πραγματοποιείται μέσω φωτοδιόδου, και η ένταση του σήματος καταγράφεται ως ψηφιακό δεδομένο.

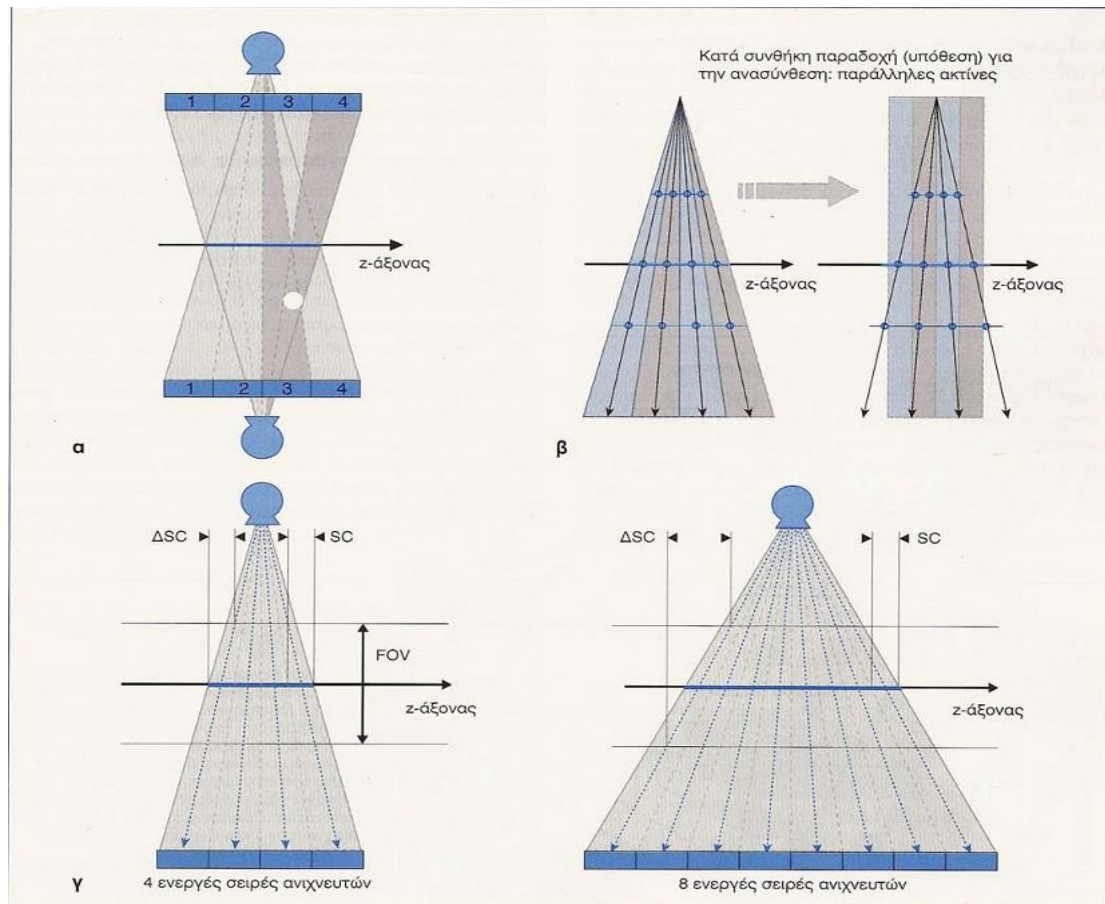
Βασικό χαρακτηριστικό των ανιχνευτών είναι η αποτελεσματική ανίχνευση, η οποία εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό του υλικού, καθώς και ο σύντομος χρόνος επιστροφής στην ηρεμία για την επόμενη σύλληψη φωτονίων, ιδιότητα απαραίτητη για την καρδιακή απεικόνιση με χρήση Η.Κ.Γ. (Prokop et al., 2005).



Εικόνα 28 : Σύστημα μονής , διπλής, πολλαπλής τομής (Prokop et al., 2005)

3.10.7. Ανακατασκευή εικόνας

Όπως έχει ήδη συζητηθεί, για την ανακατασκευή της εικόνας λαμβάνονται πολυάριθμες προβολές, οι οποίες καταγράφονται, συμπιέζονται και στη συνέχεια υφίστανται επεξεργασία μέσω οπισθοπροβολής. Οι απλοί αλγόριθμοι υποθέτουν ότι όλες οι δέσμες ακτίνων X είναι παράλληλες. Ωστόσο, οι περιφερικές δομές ανιχνεύονται από διαφορετικές σειρές ανιχνευτών κατά την περιστροφή του συστήματος. Η απόσταση που διανύουν οι εξωτερικές ακτίνες εντός του οπτικού πεδίου (Field of View - FOV), γνωστή ως απόσταση ανίχνευσης της δέσμης (ΔSC), είναι μεγαλύτερη από το πάχος τομής (SC). Αυτό οδηγεί σε σφάλματα ανασύνθεσης της εικόνας. Οι συγκεκριμένοι αλγόριθμοι αδυνατούν να ανακατασκευάσουν με ακρίβεια περισσότερες από τέσσερις τομές, καθώς το πρόβλημα της κωνικής δέσμης γίνεται πιο έντονο, επηρεάζοντας την ποιότητα της εικόνας.

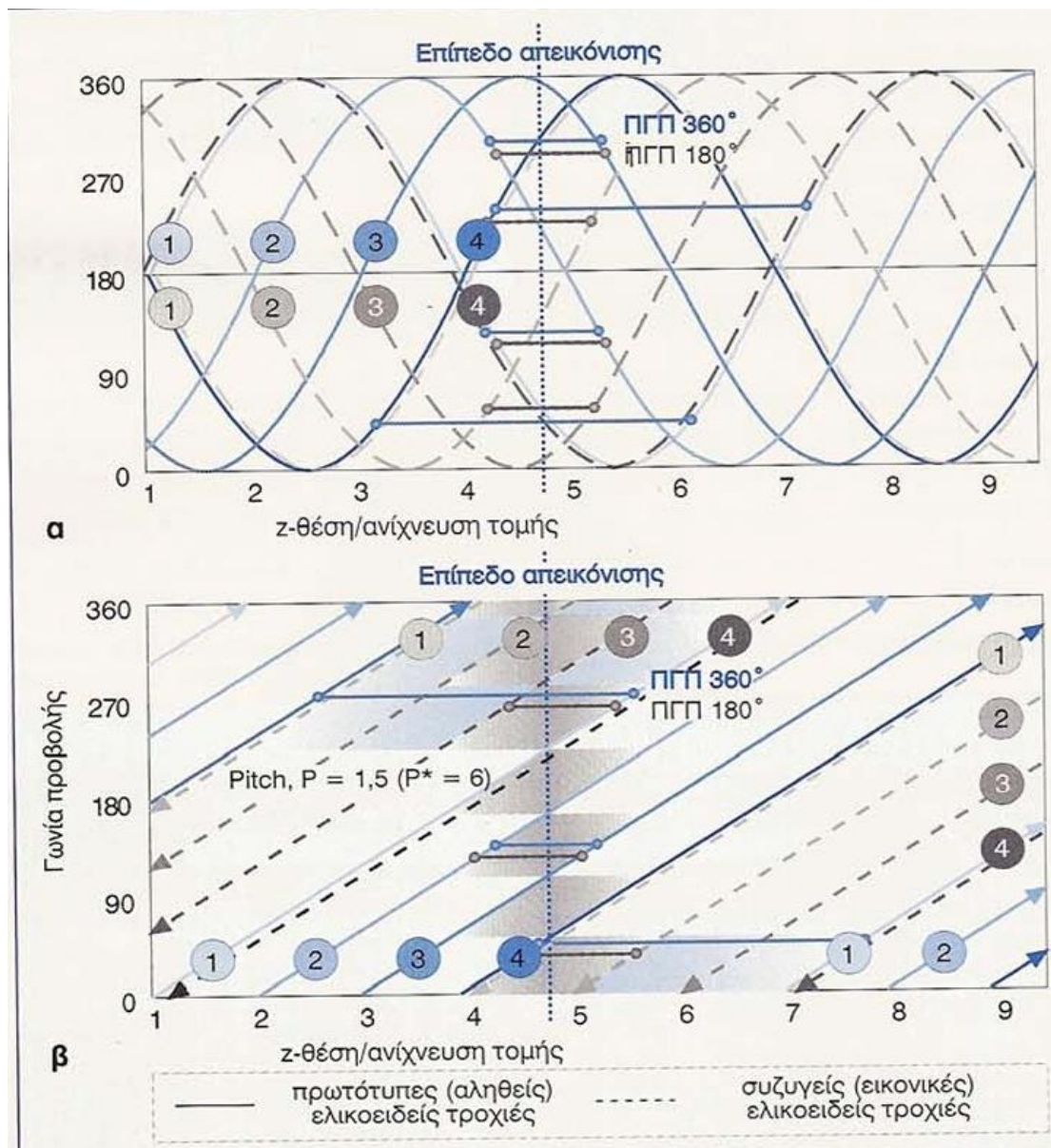


(ΔSC)=Απόσταση ανίχνευσης δέσμης (FOV)=Οπτικό παιδιού (SC)=Πάχος τομής

Εικόνα 29: Γεωμετρία της κωνικής διατάξεις της δέσμης(Prokop et al., 2005)

3.11. Πολυτομική Γραμμική Παρεμβολή Π.Γ.Π (Linear Interpolation)

Η πολυτομική γραμμική παρεμβολή, η οποία είναι ανάλογη με τους αλγόριθμους Γ.Π 180° και Γ.Π 360° στην ελικοειδή σάρωση, ονομάζεται αλγόριθμος Π.Γ.Π 180° και Π.Γ.Π 360° (Πολυτομική Γραμμική Παρεμβολή – Multi-Slice Linear Interpolation). Για κάθε προβολική γωνία, τα δεδομένα από δύο πλησιέστερες τομές σε σχέση με το εξεταζόμενο επίπεδο ανίχνευσης χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της εικόνας. Στους αλγόριθμους Π.Γ.Π 360° υπολογίζονται μόνο οι πραγματικές τροχιές, ενώ στους αλγόριθμους Π.Γ.Π 180° συμμετέχουν τόσο οι πραγματικές όσο και οι εικονικές τροχιές στη διαδικασία της ανακατασκευής.^{2]}

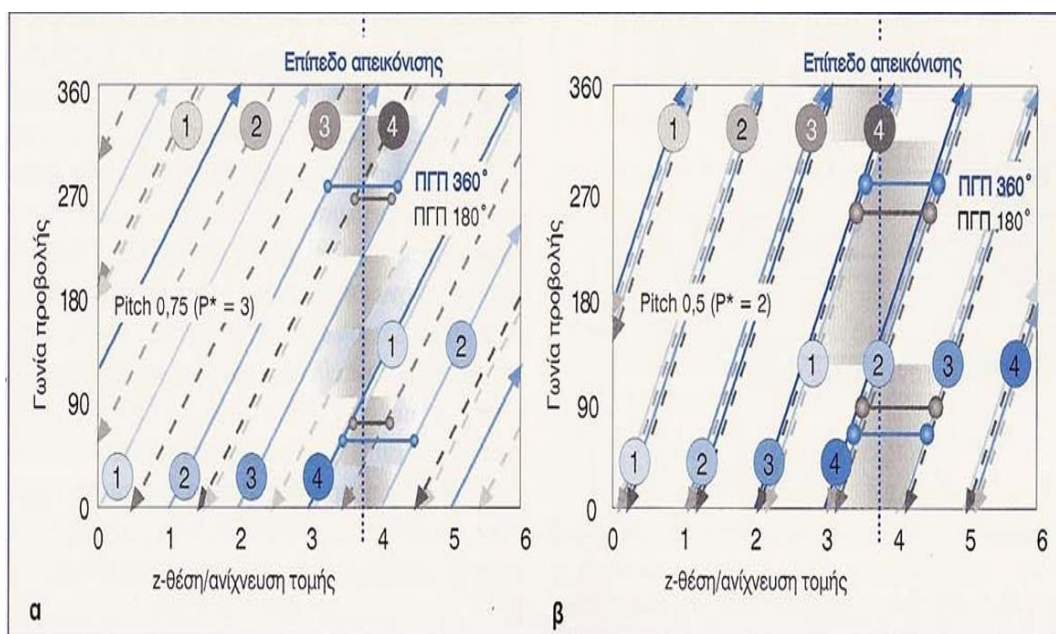


Εικόνα 30 : Πολυτονική Γραμμική Παρεμβολή α) συμβατική αναπαράσταση β)
Ισοδύναμη με καλύτερη επισκόπηση (Prokor et al., 2005)

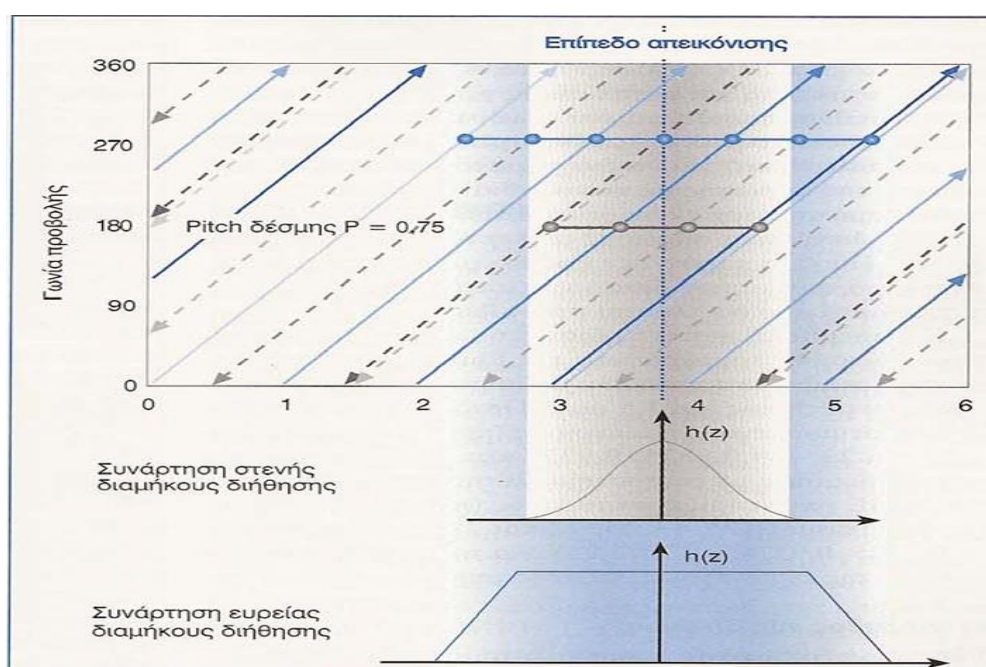
3.12. Διαμήκης Παρεμβολή Διήθησης (Z-Filter Interpolation)

Η Z-διήθηση χρησιμοποιεί δεδομένα όχι μόνο από τις δύο πλησιέστερες προβολές αλλά και από παρακείμενες, σταθμίζοντάς τες βάσει της απόστασής τους από το επίπεδο τομής. Με αυτόν τον τρόπο, ενισχύονται οι παρυφές της εικόνας κατά μήκος του άξονα Z, διασφαλίζοντας ότι το πάχος της δέσμης αντιστοιχεί στο πλάτος της

τομής. Η Ζ-διήθηση ρυθμίζει το πλάτος της καμπύλης κατανομής τομής και, ανάλογα με τον κατασκευαστή, υπάρχουν διαφορετικοί συνδυασμοί πάχους τομής και ανασυντιθέμενου πλάτους τομής.



Εικόνα 31: Η αλληλοεπικάλυψη δεδομένων συμβαίνει όταν η τροχιά ανιχνεύσει μιας σειράς υπερκαλύπτετε από κάποια άλλη (Prokop et al., 2005)



Εικόνα 31: Στάθμιση προβολικών δεδομένων σύμφωνα με την απόστασή τους από το ανασυντιθέμενο επίπεδο απεικονίσεως.(Prokop et al., 2005)

3.13. Παρεμβολή Κωνικής Διάταξης Δέσμης

Οι δύο προηγούμενοι αλγόριθμοι (Z-Filter / M.L.L.) υποθέτουν ότι όλες οι ακτίνες της δέσμης είναι παράλληλες. Ωστόσο, η ακριβής διόρθωση της κωνικής δέσμης είναι υπολογιστικά απαιτητική. Παραλλαγές της τρισδιάστατης οπισθοπροβολής θεωρητικά εξαλείφουν τα τεχνικά σφάλματα. Η προσαρμοστική πολυεπίπεδη ανακατασκευή μετατοπίζει την παρεμβολή από το εγκάρσιο επίπεδο σε μια λοξή θέση, δημιουργώντας ένα σύνολο από λοξές εικόνες (booklets), οι οποίες μπορούν να περιστραφούν κατά τον άξονα Z, επιτρέποντας τη δημιουργία αυθαίρετων επιπέδων. (Prokorp et al., 2005)

Αυτά τα πλεονεκτήματα αντιμετωπίζουν ένα σημαντικό πρόβλημα της ελικοειδούς σάρωσης, δηλαδή τον συμβιβασμό μεταξύ μεγάλου όγκου σάρωσης και χωρικής διακριτικής ικανότητας, καθώς οι δύο αυτές παράμετροι σχετίζονται αντιστρόφως. Ο μικρότερος χρόνος σάρωσης μειώνει τα κινητικά τεχνουργήματα, ενώ η ταχύτερη εξέταση επιτρέπει την ακριβέστερη απεικόνιση οργάνων που απαιτούν σαφή αποτύπωση της αρτηριακής φάσης. Επιπλέον, η αυξημένη εμβέλεια σάρωσης ενισχύει την απόδοση των αγγειογραφιών υπό αξονική τομογραφία (CTA), επιτρέποντας ακόμη και την πλήρη απεικόνιση της αορτής με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα. (Prokorp et al., 2005)2]

3.14. 3D οπισθοπροβολή (3D Back Projection)

Η 3D φιλτραρισμένη ανακατασκευή χρησιμοποιεί την τεχνική προβολής σε ένα 3D όγκο κατά μήκος των γραμμών μέτρησης, λαμβάνοντας υπόψη τη γεωμετρία τις δέσμης. Μια άλλη προσέγγιση των κατασκευαστών είναι ο χωρισμός της διαδικασίας ανακατασκευής 3D σε δύο επιμέρους συμβατικές 2D, με ενδιάμεσα πεδία σε κλίση. Η 3D BP (Back Projection) βελτιώνει την ευκρίνεια της εικόνας και την χωρική διακριτική ικανότητα. Η πολυτομική αξονική τομογραφία απαιτεί περίπλοκους αλγόριθμους ανακατασκευής, καθώς οι τροχιές των αλληλεπικαλυπτόμενων τομών μπορεί να υπερδιπλασιάζουν περιοχές, ανάλογα με το βήμα (pitch), ενώ περιοχές εκτός του κέντρου του τομογράφου ενδέχεται να δημιουργούν ψευδοεικόνες λόγω γεωμετρικής στρέβλωσης της δέσμης. Για τον λόγο αυτό, εφαρμόζεται παρεμβολή στα

πρωτογενή δεδομένα μέσω αλγορίθμων, προκειμένου να διορθωθούν τα σφάλματα και να βελτιωθεί η ποιότητα της απεικόνισης.

3.14.1 Αλγόριθμοι ανακατασκευής και εξέλιξη

Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής (IR, Iterative Reconstruction) ήταν διαθέσιμοι για χρήση από τη δεκαετία του 1970, η απαιτούμενη υπολογιστική ισχύς τους δεν ήταν αρκετή για να είναι αποτελεσματική στην πράξη. Το 2009 άρχισαν να είναι εμπορικά διαθέσιμοι οι πρώτοι επαναληπτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής και τα επόμενα χρόνια όλοι οι μεγάλοι κατασκευαστές καθιέρωσαν στην κλινική ρουτίνα την επαναληπτική ανακατασκευή (Willeminck et al., 2018)

Οι έρευνες που έγιναν για τους αλγόριθμους ανακατασκευής (IR) με στόχο να αποδώσουν υψηλή ποιότητα εικόνας και χαμηλή δόση ακτινοβολίας οδήγησαν στην ανάπτυξη τριών κατηγοριών επαναληπτικών αλγορίθμων:

- Βασισμένη σε σινόγραμμα
- Βασισμένη σε τομείς εικόνας
- Πλήρως επαναληπτικοί αλγόριθμοι

Συνδυασμοί αυτών των τριών κατηγοριών οδήγησαν στην ανάπτυξη υβριδικών αλγορίθμων από τους μεγάλους κατασκευαστές της ιατρικής εικόνας. (Willeminck et al., 2018)

Ο πρώτος αλγόριθμος ανακατασκευής παρουσιάστηκε το 2009 από την Siemens, ο I.R.I.S (Iterative Recontraction in Imagin Space), μέθοδος παρόμοια με την οπισθοπροβολή (F.B.P) που εφαρμόζει ένα βήμα προβολής προς τα πίσω για να δημιουργήσει μια εικόνα διατομής. Το 2011 τέσσερεις νέοι αλγόριθμοι εγκρίθηκαν προς χρήση από τον F.D.E:

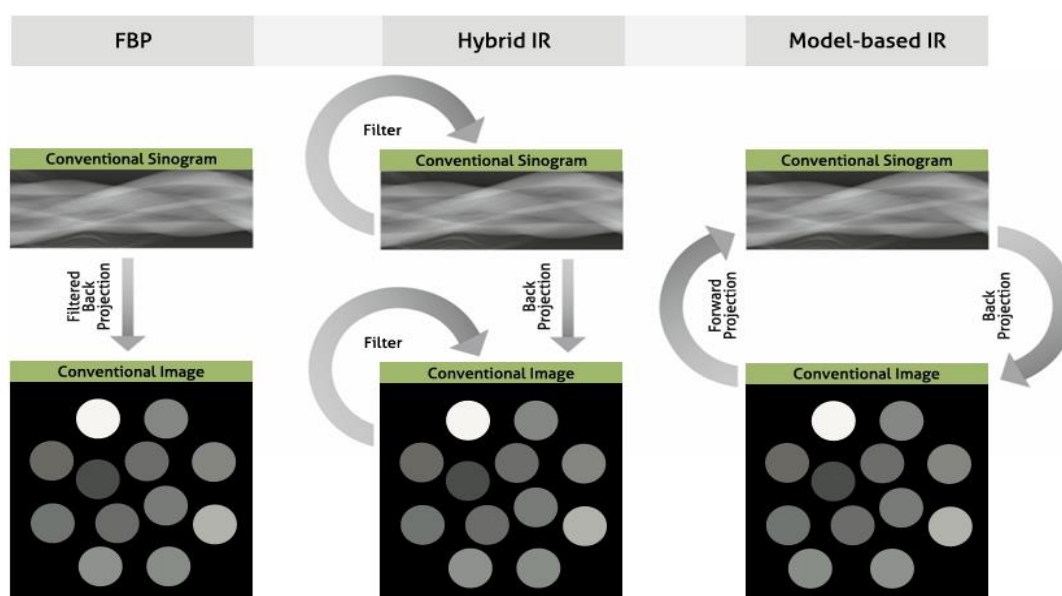
- A.S.I.R (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) GE
- S. AF.RE (Sinogram – Affirmed Iterative Reconstruction) Siemens
- iDosc 4 Phillips
- VEO GE

Οι τρεις πρώτοι είναι υβριδικοί αλγόριθμοι I.R παρόμοιοι με τον F.B.P και I.R.I.S αλλά με μεγαλύτερο φιλτράρισμα των ακατέργαστων δεδομένων για τη μείωση των ψευδών εικόνων (Willemink et al., 2018)

Ο VEO είναι ο πρώτος πλήρους επαναληψιμότητας αλγόριθμος. Τα δεδομένα προβάλλονται στο χώρο διατομής και στη συνέχεια στο χώρο τις εικόνας για τον υπολογισμό τεχνητά τα ακατέργαστων δεδομένων. Τα βήματα προβολής μπροστά επιτρέπουν τη σωστή διαμόρφωση, με φυσικό τρόπο διαδικασίας απόκτησης δεδομένων, συνυπολογίζοντας την γεωμετρία του συστήματος και τον ηλεκτρονικό θόρυβο. Τα τεχνητά δεδομένα συγκρίνονται με τα φυσικά και ενημερώνονται συνεχώς, ο θόρυβος αφαιρείται με βήματα κανονικοποίησης. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να εξαφανιστεί η διαφορά φυσικού και τεχνητού μοντέλου. Ο αλγόριθμος VEO είναι ένας από τους πιο απαιτητικούς υπολογιστικά αλγόριθμους, η χρονική καθυστέρηση που παρουσιάζει οδήγησε στην ανάπτυξη του A.S.I.R- V το 2014.

Ακολούθησε η ανάπτυξη πολλών και διαφορετικών αλγορίθμων:

- AiDR3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D) Canon
- A.D.M.I.R.E (Advans Modeled Iterative Reconstruction) Simens
- I.M.R (Iterative Model Reconstruction) Philips
- FIPST (Forward Production Model -Desed Iterative Reconstruction) Canon (Willemink et al., 2018)



Εικόνα 32: Φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP),υβριδική επαναληπτική ανακατασκευή (Hybrid IR), επαναληπτική ανακατασκευή βασισμένη σε μοντέλο (Model-based IR)(Willemink et al., 2018)

3.15. Η εξέλιξη της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας

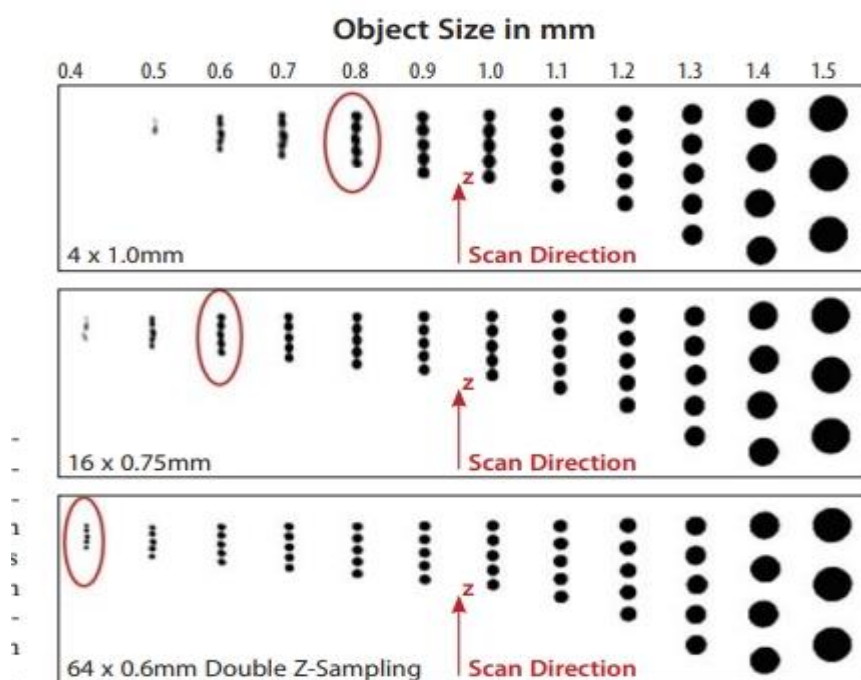
Η πολυτομική αξονική τομογραφία σημείωσε σημαντική πρόοδο από την αρχική της παρουσίαση, με αύξηση του αριθμού των τομών, ταχύτερη σάρωση και μεγαλύτερη κάλυψη πεδίου. Οι βελτιωμένοι αλγόριθμοι ανακατασκευής έχουν προσφέρει εκπληκτικές δυνατότητες. Το 1998, η τομογραφία 4 τομών ανά περιστροφή με χρόνο περιστροφής 0,8 δευτερόλεπτα έγινε διαθέσιμη, αυξάνοντας την ταχύτητα σάρωσης και δίνοντας τη δυνατότητα, σε συνδυασμό με την ηλεκτροκαρδιογραφική καταγραφή, να πραγματοποιηθεί η σάρωση της καρδιάς για την ανάδειξη των στεφανιαίων αγγείων. Η ανακατασκευή της εγκάρσιας ανατομίας επιτυγχάνεται σε χρόνους μικρότερους από τον χρόνο περιστροφής της λυχνίας, με βελτιωμένους αλγόριθμους να καθιστούν εφικτή την απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων (Achenbach et al., 2000).

Το 2001, η τομογραφία 16 τομών έγινε διαθέσιμη στην κλινική πράξη, προσφέροντας βελτιωμένη διακριτική ικανότητα και ταχύτητα σάρωσης, καλύπτοντας μεγαλύτερους όγκους, ενώ ταυτόχρονα ήταν δυνατή η απόκτηση λεπτότερων τομών. Ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας φτάνει τα 0,5 δευτερόλεπτα, και το πάχος τομής μπορεί να φτάσει κάτω από 1 cm. Νέοι αλγόριθμοι (A.C.V.) αγγίζουν χρονική ανάλυση 210 msec, βοηθώντας στην απεικόνιση των στεφανιαίων αρτηριών, αν και η εικόνα μπορεί να επηρεάζεται από τα αγγειώματα και τις σοβαρές ασβεστοποιήσεις (Flohr et al., 2003).

Το 2004, οι τομές αυξάνονται σε 64, και η πρόοδος είναι τεράστια. Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι εξαιρετική, με τον χρόνο περιστροφής της λυχνίας να μειώνεται σε 0,35-0,4 δευτερόλεπτα και την χρονική ανάλυση να φτάνει τα 165 msec. Το πάχος τομής είναι 0,6 cm. Επίσης, γίνεται χρήση διπλής δειγματοληψίας (Z-Flying Focal Spot), μια περιοδική κίνηση του σημείου εστίασης της λυχνίας που διπλασιάζει τις δειγματοληψίες κατά Z. Για παράδειγμα, ένα σύστημα με ανιχνευτές 32 τομών 0,6 mm θα δημιουργήσει 64 επικαλυπτόμενες τομές των 0,6 mm, με τη δυνατότητα

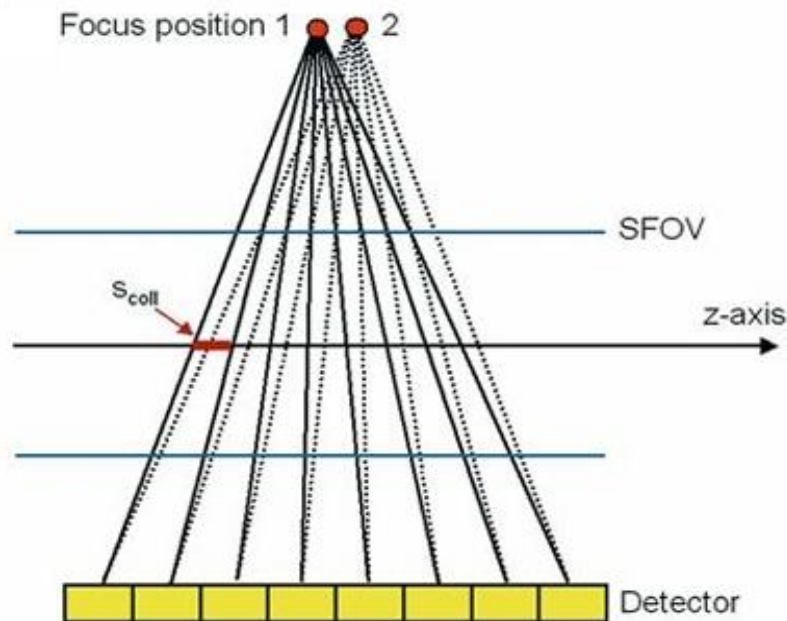
απόδοσης αντικειμένων 0,4 mm. Η κάλυψη φτάνει τα 28,8 mm στον Z άξονα, επιτρέποντας την εξέταση ασθενών με υψηλότερο καρδιακό ρυθμό και μικρότερο χρόνο σάρωσης (λιγότερο από 8 δευτερόλεπτα) (Nikolaou et al., 2004).

Η πρόοδος από τις 4 τομές στις 64 μπορεί να κατανοηθεί καλύτερα μέσω ομοιωμάτων ανάλυσης κατά τον Z άξονα. Για παράδειγμα, ένα ειδικό ομοίωμα Lucita, που διαθέτει κυλινδρικές οπές γεμάτες αέρα, επιτρέπει την ανίχνευση 0,6 mm από 16 τομές και έως 0,4 mm από 64 τομές με τεχνική Z-Flying Focal Spot.



Εικόνα 33 : Διακριτική ικανότητα 4,16,64 τομών . Ομοίωμα Lucita

Ο ανταγωνισμός στον τομέα των τομών συνεχίζεται και το 2006, με την εμφάνιση αξονικού τομογράφου 128 τομών, που προσφέρει ταχύτερη σάρωση και χρόνο περιστροφής λυχνίας 0,27 δευτερόλεπτα. Οι αλγόριθμοι επαναληπτικής ανακατασκευής ενισχύουν ακόμα περισσότερο την ποιότητα της εικόνας (Johnson et al., 2007). Το 2007, με την τεχνολογία του τομογράφου 256 τομών, επιτυγχάνεται πλήρης κάλυψη της καρδιάς με μια μόνο περιστροφή (Madaj et al., 2022). Το 2009, τομογράφος με 320 σειρές ανιχνευτών προσφέρει κάλυψη 16 cm (320 τομές * 0,5 cm), με χρόνο περιστροφής 0,275 δευτερόλεπτα, επιτρέποντας την πλήρη κάλυψη όλης της καρδιάς σε μια μόνο περιστροφή (James et al., 2009).



Εικόνα 34 : Σχηματική αναπαράσταση διπλής δειγματοληψίας
(Z-Flying focal spot)(Nikolaou et al., 2004)

4. Αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας

4.1.1. Ιστορική αναδρομή

Όπως έχει αναφερθεί στα τέλη της δεκαετίας του 1960 ο Sir. Hausfeld και Allan Cormack εφεύραν την αξονική τομογραφία η εξέλιξη της οποίας από μια απλή τομή προχώρησε γρήγορα σε συστήματα ανιχνεύσεις πολλαπλών τομών, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (D.E.C.T) είναι η νεότερη σημαντική εξέλιξη. Οι Alvarez και Macovski ήταν μεταξύ των πρωτοπόρων που περιέγραψαν εφαρμογές που θα μπορούσαν να χρησιμοποιούν με αξονικό διπλής ενέργειας. (Alvarez et al., 1976)

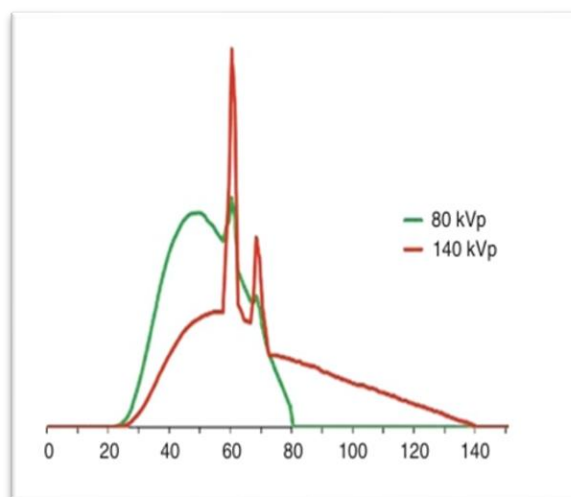
Οι πρώτες προσπάθειες αξιοποίησης του φάσματος των ακτίνων X ανάγονται στα τέλη της δεκαετίας του 70. [24,25] Έγιναν δυο διαφορετικές σαρώσεις που υποβλήθηκαν σε επεξεργασία. Η έλλειψη υπολογιστικής ισχύς και η δυσκολία επεξεργασίας, η περιορισμένη χρονική ανάλυση που δημιουργούσε ψευδό εικόνες λόγω κίνησης του εξεταζόμενου, ήταν οι βασικοί λόγοι της αποτυχίας καθιέρωσης της μεθόδου.

Το 1987 η Siemens παρουσίασε έναν αξονικό τομογράφο διπλής ενέργειας με ταχεία μεταγωγή Kv. (Kalender et al., 1986) Χρησιμοποιήθηκε στον προσδιορισμό της οστικής πυκνότητας με σημαντική βελτίωση του ποσοτικού προσδιορισμού και εξάλειψη του φαινομένου φάσματος λίπους (fat error). Οι τεχνικοί περιορισμοί υποβάθμισαν την ποιότητα της εικόνας λόγω αυξημένης ακτινοβολίας, αφού η διαμόρφωση ρεύματος λυχνίας μεταξύ των διακοπών των Kv δεν ήταν τεχνικά εφικτή ακόμα, περιόρισαν την χρυσή μέχρι την εγκατάλειψη της μεθόδου για μελλοντική χρήση. (Alkadhi et al., 2022)

908 (Flohr et al., 2006) Σήμερα υπάρχουν διάφορες προσεγγίσεις ανά κατασκευαστή για τη δημιουργία διπλής ενέργειας αξονικής τομογραφίας.

4.1.2. Η φυσική και τα μαθηματικά πίσω από την διπλή ενεργείας αξονική τομογραφία

Η αντίδραση ενός υλικού στις ακτίνες X διαφέρει ανάλογα με την ενέργεια των ακτινών που το πλήττουν. Τα φωτόνια των ακτίνων X αλληλεπιδρούν με τους ιστούς μέσω των φαινομένων της σκέδασης Compton και του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, με τη διαδικασία να εξαρτάται τόσο από την ενέργεια των φωτονίων όσο και από τον τύπο του ιστού που ακτινοβολείται. Στην περίπτωση της σκέδασης Compton, ένα φωτόνιο αλληλοεπιδρά με ένα εξωτερικό ηλεκτρόνιο, προκαλώντας τη σκέδαση του φωτονίου και τη μείωση της ενέργειάς του. Η πιθανότητα να συμβεί η σκέδαση Compton είναι μεγαλύτερη όταν η ενέργεια του φωτονίου είναι υψηλή. Αντίθετα, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο συμβαίνει όταν το προσπίπτον φωτόνιο μεταδίδει όλη του την ενέργεια σε ένα εσωτερικό ηλεκτρόνιο, αποσπώντας το από την τροχιά του. Το κενό που δημιουργείται καλύπτεται από ένα ηλεκτρόνιο από ανώτερη στιβάδα, ενώ εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας μπορεί να παραχθεί. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι πιο έντονο όταν φωτόνια με χαμηλότερη ενέργεια αλληλοεπιδρούν με υλικά υψηλού ατομικού αριθμού, όπως το ιώδιο ή ο άνθρακας. Οι ιστούς του ανθρώπινου σώματος, που αποτελούνται κυρίως από αίμα, λίπος και άλλα συστατικά, περιλαμβάνουν ατομικά στοιχεία όπως το οξυγόνο, το υδρογόνο και τον άνθρακα, οι οποίοι έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά, κάνοντας τη διαφοροποίησή τους δύσκολη όταν χρησιμοποιούνται ακτίνες X με ευρύ φάσμα ενέργειας.



Εικόνα 35 : Σχηματική αναπαράσταση του φωτοηλεκτρικού και Compton φαινομένου και φάσμα ενεργειών 80-140 KVp(Agostini et al., 2019)

Η χρήση δύο ενεργειών, συνήθως 140 KVp και 80 KVp, επιτρέπει τη διαφοροποίηση των υλικών. Στην πραγματικότητα, η προσπίπτουσα δέσμη είναι πολυενεργειακή, περιλαμβάνοντας φωτόνια με ενέργεια μικρότερη από τα KVp, ενώ η δέσμη των 140 KVp επικαλύπτει ενέργειες που παράγονται από χαμηλότερα KVp. (Jane et al., 2012) Όταν μετράμε τη συμπεριφορά ενός υλικού σε δύο διαφορετικές ενεργειακές στάθμες, μπορούμε κατά προσέγγιση να υπολογίσουμε τον ατομικό του αριθμό δημιουργώντας δύο εικόνες και αφαιρώντας τη μία από την άλλη. Με αυτή τη μέθοδο, περιοχές με υψηλό ατομικό αριθμό θα αναδειχθούν. Δοκιμές έχουν αποδείξει ότι το ιώδιο ($Z=53$) μπορεί να διαχωριστεί εύκολα από το ασβέστιο ($Z=20$), και γενικά, στοιχεία με διαφορετικό ατομικό αριθμό μπορούν να διαχωριστούν με αυτή την προσέγγιση. (Agostini et al., 2019)

Όπως αναφέρθηκε, τα δύο κύρια φαινόμενα που επηρεάζουν τη συμπεριφορά των υλικών στην ακτινοβολία X είναι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η σκέδαση Compton. Η πιθανότητα εμφάνισης του φωτοηλεκτρικού φαινομένου ως συνάρτηση της γραμμικής εξασθένισης ακολουθεί έναν συγκεκριμένο κανόνα.

$$\mu_{\tau} = k \frac{\rho Z^4}{A(h\nu)^3} \propto Z^4 E^{-3}$$

Οπού k σταθερά ανάλογη της τροχιάς του ηλεκτρονίου , ρ = πυκνότητα , Z = ατομικός αριθμός του στοιχείου , A = ατομικό βάρος , h = η σταθερά Planck , v = η ταχύτητα του φωτός και E = ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου .

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αυξάνετε όσο αυξάνετε το Z του στόχου. Όταν η ενέργεια του φωτονίου φτάνει στην ενέργεια συνδέσεις του ηλεκτρονίου παράγετε μια χαρακτηριστική αιχμή (συνήθως K στιβάδας). (Agostini et al., 2019)

Η σκέδαση Compton (c) επηρεάζει τα ηλεκτρόνια της εξωτερικής στιβάδας των ατόμων. Η πιθανότητα εμφάνισης του φαινομένου Compton σχετίζεται με την πυκνότητα των ηλεκτρονίων (n_e), η οποία παραμένει σταθερή ανά μόριο γενικά. Στους βιολογικούς ιστούς, η ηλεκτρονική πυκνότητα συνδέεται με την φυσική πυκνότητα (ρ) του υλικού. Η πιθανότητα να συμβεί το φαινόμενο της σκέδασης Compton εκφράζεται μέσω του συντελεστή γραμμικής εξασθένησης (μ_c), ο οποίος προσεγγίζεται ως αναλογία της πυκνότητας των ηλεκτρονίων και είναι αντίστροφα ανάλογος με την ενέργεια των φωτονίων των ακτίνων X .

(Agostini et al., 2019)

$$\mu_C \propto n_e E^{-1}$$

Όταν δέσμη αντιών X με συγκεκριμένη ενεργεία E και ένταση I_0 εξασθενεί από ένα ομοιογενές υλικό πάχους X η εξερχόμενη ένταση I_x ακολουθεί τους νομούς του Labert-Beer:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\mu(\rho, Z, E)x}$$

Οπού e η σταθερά Euler's ή Napier's και ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης μ είναι συνάρτηση της ενέργειας της δέσμης ακτίνων X (E) του ατομικού αριθμού (Z) και της φυσικής πυκνότητας (ρ) του υλικού . Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης κάθε σαρωμένου voxel μπορεί να προκύψει από τον αριθμό CT# στην εξίσωση του Hounsfield:

$$CT\# = \frac{\mu(r) - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης συσχετίζεται με την φυσικά πυκνωτικά (ρ) και την εφαρμογή του στην εξασθένηση των ιστών . Κάθε νοητός όγκος ιστού αποτελείται

από διαφορετικά μόρια που συγκεντρώνονται σε μεταβαλλόμενες σχετικές ποσότητες. Η πυκνότητα ρ επηρεάζεται από την κατάσταση της ύλης. Οι ενέργειες που αλληλεπιδρούν μεταξύ τους ηλεκτρόνιο και φωτόνιο, είναι πολύ μεγαλύτερες από τις ενέργειες συνδέσεις των μορίων. Αποτέλεσμα είναι πως ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης μ μπορεί να υπολογιστεί περίπου με την φυσική πυκνότητα ρ .

Και η σχέση:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\mu(\rho, Z, E)x}$$

Να γραφεί:

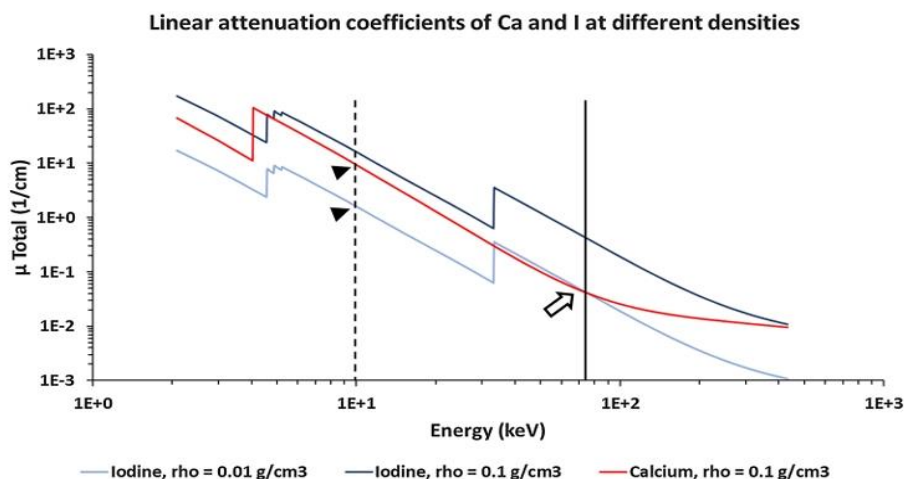
$$I_x = I_0 e^{-\left[\frac{\mu(Z, E)}{\rho}\right] \rho x}$$

Οπού μ/ρ είναι ο συντελεστής εξασθένισης μάζας. Όταν έχουμε βιολογικά υλικά, μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα των συντελεστών εξασθένισης της μάζας κάθε υλικού:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i w_i \frac{\mu_i}{\rho_i}$$

Οπού W_i είναι το κλάσμα βάρους κάθε υλικού, αυτή η μαθηματική έκφραση έχει δυο αγνώστους W_1, W_2 και μια λύση μ ή ct number. (Jane et al., 2012)

Είναι γνωστό πως ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης αναφέρετε στο σύνολο των υλικών, αποτελείται από διάφορες ενέργειες άγνωστης πυκνότητας, αλλά γνωστής καμπύλης εξασθένησης. Ένα υλικό που αποτελείται από δυο στοιχεία όπως π.χ. ασβέστιο και ιώδιο, έχει διαφορετικές καμπύλες εξασθένησης και αν σαρωθούν με δυο διαφορετικές ενέργειες, μια χαμηλή και μια υψηλή, μπορούν να διαφοροποιηθούν.



Εικόνα 36 : Γραφική παράσταση των γραμμικών συντελεστών εξασθένισης Ιωδίου και Ασβεστίου σε διαφορετικές πυκνότητες ως ενεργείς του προσπίπτοντος φωτονίου .

Ο συντελεστής εξασθένισης μάζας ενός συγκεκριμένου υλικού μπορεί να αποδοθεί σαν άθροισμα των διατομών κάθε φαινόμενου εξασθένισης ή το άθροισμα των σχετικών συντελεστών εξασθένισης μάζας κάθε φαινομένου, που είναι πιο σχετικές με το φαινόμενο Compton ή φωτοηλεκτρικό .

Η σχέση:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i w_i \frac{\mu_i}{\rho_i}$$

να γραφεί;

$$\frac{\mu}{\rho}(E) = \frac{\mu_C}{\rho}(E) + \frac{\mu_{\tau}}{\rho}(E) + \frac{\mu_R}{\rho}(E) \approx \frac{\mu_C}{\rho}(E) + \frac{\mu_{\tau}}{\rho}(E)$$

Αυτή η απόδοση του συντελεστή εξασθένισης είναι η βάση του πρώτου αλγορίθμου αποσυνθέσεις δυο ηλικιών που αναπτυχθήκαν από τους Alvares και Makowski. (Jane et al., 2012)

$$\frac{\mu_{\text{eff}}(E)}{\rho_{\text{eff}}} \approx \frac{\mu_C(E)}{\rho} + \frac{\mu_{\tau}(E)}{\rho} \Rightarrow \mu_{\text{eff}}(E) \approx \rho_{\text{eff}} \left(\frac{\mu_C(E)}{\rho} + \frac{\mu_{\tau}(E)}{\rho} \right)$$

$$\Rightarrow \mu_{\text{eff}} = \rho_{\text{eff}} \left[\alpha \left(\frac{Z_{\text{eff}}^d}{E^g} \right) + \beta f_{KN}(E) \right]$$

Η απόδοση αυτή υποδηλώνει ότι, όταν χρησιμοποιούμε δύο διαφορετικές δέσμες ακτινών X με διαφορετικές ενέργειες, ο ενεργός συντελεστής εξασθένισης μπορεί να υπολογιστεί από τη συμμετοχή των δύο φαινομένων (Compton και φωτοηλεκτρικό), τα οποία αλληλοεπιδρούν με βάση την πυκνότητα (ρ_{eff}) και τον ατομικό αριθμό (Z_{eff}) (Jane et al., 2012).

Όπου α και β είναι οι σταθερές, $d \approx 3 - 4$, $g \approx 3 - 3.5$ και $f_{KN}(E)$ (Klein–Nishina συνάρτηση). Το τρίτο μέρος της παραπάνω συνάρτησης είναι ο γραμμικός συνδυασμός των φαινομένων φωτοηλεκτρικού και Compton. Μετά από τη λήψη δύο ενεργειών για ένα υλικό, το οποίο αποδίδει δύο διαφορετικές εξασθενίσεις γραμμικού συντελεστή, οποιοδήποτε υλικό μπορεί να αποδοθεί ως ρ_{eff} ή Z_{eff} . Το έργο των Alvaz-Macovski έθεσε τις βάσεις για τη δημιουργία του αλγορίθμου αποσύνθεσης υλικών στο πεδίο των προβολών (raw Data) (Jane et al., 2012). Ξεκινώντας από τον Alvaz-Macovski, ο συντελεστής εξασθένισης μάζας ενός συγκεκριμένου υλικού ως συνάρτηση της ενέργειας, προκύπτει από τον γραμμικό συνδυασμό των συντελεστών εξασθένισης δύο υποτιθέμενων γνωστών υλικών (1 και 2) που έχουν διαφορετικές πυκνωτικές μάζας συγκεντρώσεις στη θέση r .

$$\mu(r, E) = \rho_1(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_1(E) + \rho_2(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_2(E)$$

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης σε μια δεδομένη θέση $\mu(r, E)$ είναι το σύνολο δυο γνωστών υλικών με γνωστό συντελεστή εξασθενίσεις μάζας $[(\mu/\rho)_{1,2}]$ που βρίσκετε σε άγνωστη πυκνότητα μάζας ενός voxel (άγνωστος ρ_1 και 2).

Η εξίσωση δεν μπορεί να λυθεί αν υπάρχει μόνο ένα φάσμα ακτινών X. Η χρήση υψηλής και χαμηλής ενέργειας ακτινών X, δίνει την δυνατότητα η πιο πάνω εξίσωση

να λυθεί σαν ένα σύστημα δυο εξισώσεων με δυο αγνώστους και δυο λύσεις. Εφαρμόζοντας το γραφικό ολοκλήρωμα στον γραμμικό συντελεστή εξασθένισης για κάθε προβολή ακτινών X και καθορίζοντας την πυκνότητα εμβαδού ($\delta_{1,2}$) οι οποίοι υπολογίζονται από τον άγνωστο $\rho_{1,2}$:

$$\begin{cases} \mu(r, E)_H = \rho_1(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1(E) + \rho_2(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2(E) \\ \mu(r, E)_I = \rho_1(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1(E) + \rho_2(r) \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2(E) \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} I_H = \int I_{0,H}(E) \cdot e^{\left[-\delta_1 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1(E) - \delta_2 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2(E)\right]} dE \\ I_I = \int I_{0,I}(E) \cdot e^{\left[-\delta_1 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1(E) - \delta_2 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2(E)\right]} dE \end{cases}$$

Μαζί με:

$$\delta_i = \int \rho_i(r) dx.$$

Η δημιουργία αυτού του αλγορίθμου επέτρεψε την δημιουργία εικόνων διαφορετικών υλικών (πχ ασβέστιού-ιώδιού) ποσοτικοποιώντας, αναπαράγοντας ή αφαιρώντας υλικό. Χαρακτηριστική συμπεριφορά απορρόφησης ακτινών X διαφορετικών ηλικιών ως συνάρτηση της ενέργειας δυο διαφορετικών ενεργειών.

Δυο προϋποθέσεις είναι απαραίτητες:

1. Τα υλικά να έχουν εν γενεί διαφορετική συμπεριφορά απορρόφησης ακτινών X.
2. Ο φασματικός διαχωρισμός πρέπει να είναι επαρκείς μεταξύ των δεδομένων δυο ενεργειών. (Sodickson et al., 2020)

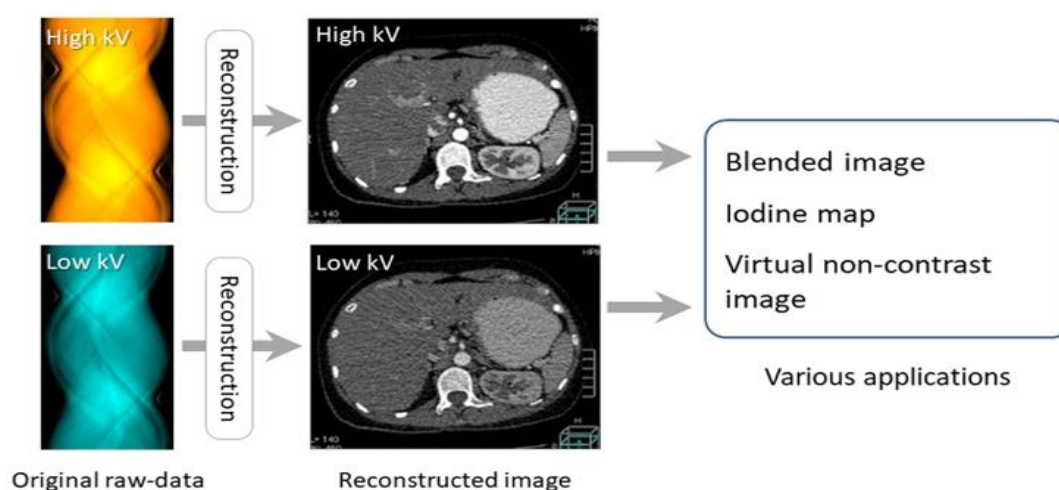
4.1.3. Ανάλυση εικόνας

Οι τρόποι ανάλυσης της εικόνας κατηγοριοποιούνται με βάση τον τρόπο ανάλυσης σε:

- Ανάλυση με βάση τα δεδομένα εικόνας
- Ανάλυση με βάση τα πρωτόγεννοι δεδομένα (raw data)

Η ανάλυση βάση εικόνας για τις υψηλές και χαμηλές ενέργειες δεν απαιτεί την τέλεια ταύτιση, είναι αρκετό οι δυο εικόνες να είναι χωρικά ευθυγραμμισμένες. Τα δεδομένα επεξεργάζονται μετά την αποσύνθεση των εικόνων υψηλής και χαμηλής ενέργειας. Οι

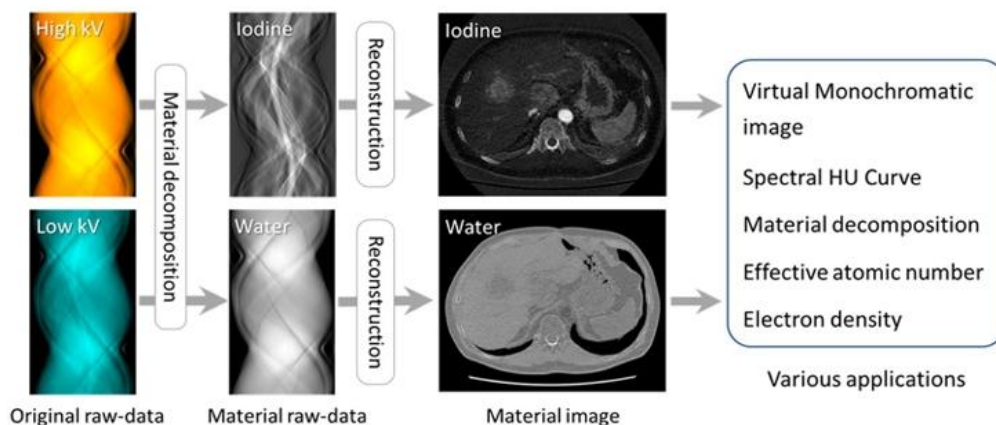
σταθμισμένες εικόνες σε διαφορετικές τάσεις λυχνίας μπορούν να δημιουργήσουν συνδυασμένες εικόνες χαμηλής - υψηλής ενέργειας. Οι χάρτες ιωδίου, εικόνες χωρίς αντίθεση αφαιρώντας το ιώδιο (V.N.C) είναι κάποιες από της εφαρμογές που χρησιμοποιούν ανάλυση βάση εικόνας. Η επεξεργασία αυτή είναι λιγότερο ακριβής γιατί δημιουργεί διάφορες ανωμαλίες -ατέλειες όπως, σκλήρυνση δέσμης, κίνηση, και ατέλειες οφειλόμενες στην σπειροειδή κίνηση της λυχνίας. (Tatsugami et al., 2022)



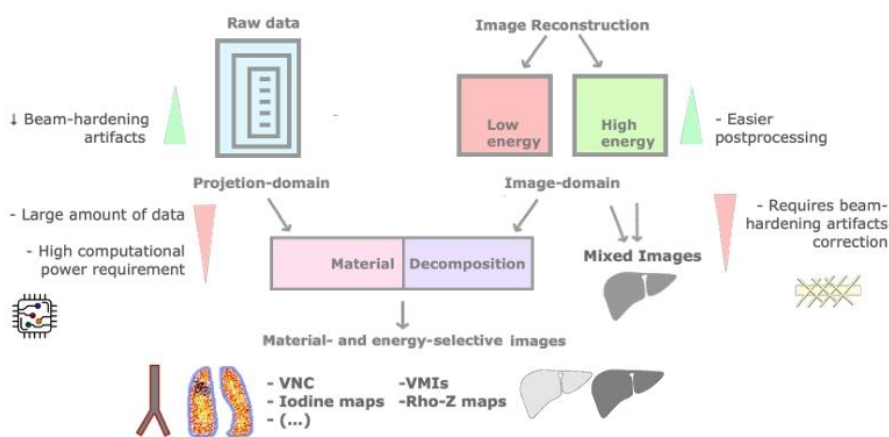
Εικόνα 37 : Ανάλυση διπλής ενέργειας βασισμένη στην εικόνα (Tatsugami et al., 2022)

4.1.4. Ανάλυση πρωτογενών δεδομένων

Για την ανάλυση που βασίζεται σε πρωτογενή δεδομένα οι διαδρομές των ακτινών Χ πρέπει να ταυτίζονται απόλυτα. Μετά την επεξεργασία των πρωτογενών δεδομένων υλικά όπως, ιώδιο, νερό, ασβέστιο, μέσω της αποσύνθεσης δημιουργούν την ανασύσταση της εικόνας. Θεωρούμε ότι το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από 2 υλικά, συνήθως ιώδιο και νερό, και η περιεκτικότητα του υπολογίζεται από τα πρωτογενή δεδομένα. Η επεξεργασία βασισμένη στα πρωτογενή δεδομένα παρέχει μεγαλύτερη ποικιλία εφαρμογών σε σύγκριση με την ανάλυση βασισμένη σε εικόνα. Οι μόνο ενεργειακές εικόνες (V.M.I), η ηλεκτρονική πυκνότητα και ο ατομικός αριθμός χρησιμοποιούν τα πρωτογενή δεδομένα για να υπολογιστούν.(Tatsugami et al., 2022)



Εικόνα 38 : Ανάλυση βασισμένη στα πρωτογενή δεδομένα(Tatsugami et al., 2022)



Εικόνα 39: Μετεπεξεργασία στην απεικόνιση DECT(Agostini et al., 2019)

4.1.5. Τεχνικές επεξεργασίας αξονικής διπλής ενέργειας

Εικονική μονοχρωματικής/μόνο ενεργειακής απεικόνισης (Virtual Mono-Energetic Imaging- V.M.E).

Στις μόνο ενεργειακές εικόνες η μετρούμενη εξασθένηση από την χαμηλή και υψηλή ενέργεια συνδυάζονται σαν ένα ζεύγος βάσεις και παρουσιάζονται σαν ο εξεταζόμενος να έχει ακτινοβοληθεί με μια. Ο συντελεστής γραμμικής εξασθενίσεις (μ) ενός voxel μπορεί να αποδοθεί με τον τύπο:

$$\mu(E)=\mu_1(E)c_1+\mu_2(E)c_2$$

Όπου πυκνότητα μάζας των δυο βασικών υλικών (c_1, c_2) υπολογίζετε από την αποσύνθεση του υλικού και είναι γνωστοί οι γραμμικοί συντελεστές εξασθένησης των δυο βασικών υλικών, $[\mu_1(E), \mu_2(E)]$ ενώ ο αριθμός ct number σε ένα οριζόμενο ενεργειακό επίπεδο ορίζετε από τον τύπο:

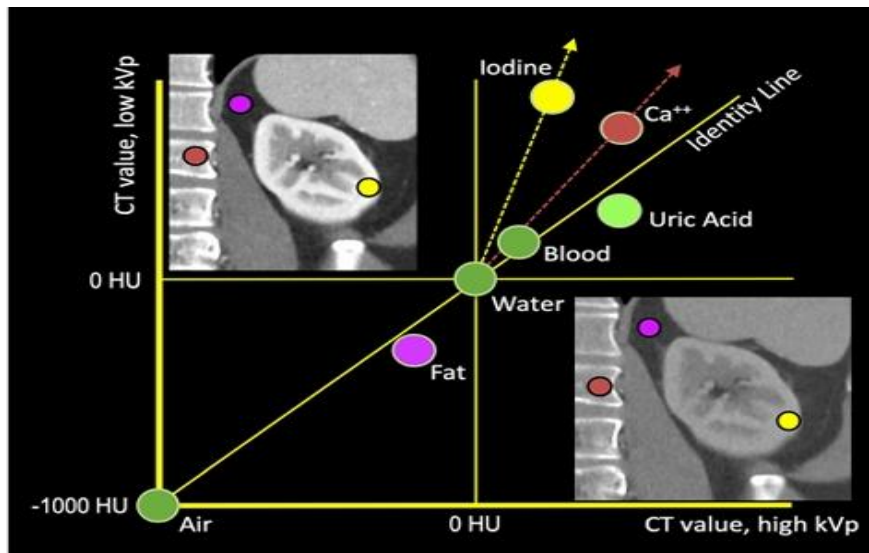
$$ct_{number}(E) = 1000[\mu(E) - \mu_{water}(E) / \mu_{water}(E)]$$

Όπου μ_{water} ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού, χρησιμοποιώντας τους δυο προαναφερόμενους τύπους μπορούμε να παρουσιάσουμε εικόνα σε οποιαδήποτε μονοενεργιακή τιμή επιθυμούμε. Τα 65-70 KeV είναι ισοδύναμο μονοενεργιακής δέσμης 120 KV. Οι εικόνες V.M.E ανασυντίθεται συχνά σε αυτό το ενεργειακό επίπεδο ως ποιο οικίες στους διαγνώστες. (Tatsugami et al., 2022)

Οι προσομοιώσεις χαμηλής ενέργειας, ενισχύουν την εξασθένηση του ιωδίου στις ακτίνες X, μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην οπτικοποίηση του ιωδίου και της αντίθεσης του στην εικόνα σε σχέση με τους παρακείμενους ιστούς. Εικόνες χαμηλής ενέργειας αυξάνουν την αγγειακή ενίσχυση, αντίθετα οι εικόνες υψηλής ενέργειας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία εικόνων χωρίς ιώδιο, επίσης μπορούν να εξαλείψουν ψευδό εικόνες (artifact), οφειλόμενα σε σκλήρυνση ή δέσμης από μεταλλικά αντικείμενα, αν και αυτή η δυνατότητα είναι υπό συζήτηση. (Sodickson et al., 2020)

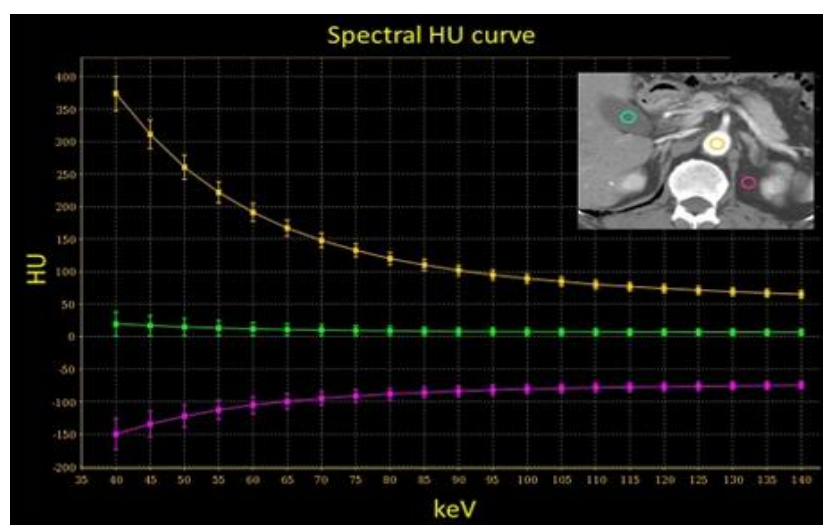
4.1.6. Φασματική καμπύλη

Οι εικόνες V.M.I μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη δημιουργία φασματικών καμπυλών HU, ορίζοντας μια περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) σε ένα ιστό και καταγράφοντας το μέσο όρο αριθμού ct number εντός της περιοχής για κάθε μονοχρωματική (πχ 40-140 Kev) της V.M.I δημιουργούνται φασματικές καμπύλες HU. Δεδομένο ότι το σχήμα της καμπύλης αλλάζει ανάλογα με τα χαρακτηριστικά εξασθένησης του ιστού στην περιοχή ενδιαφέροντος, διευκολύνεται ο χαρακτηρισμός συγκεκριμένου τύπου ιστών. (Tatsugami et al., 2022)



Εικόνα 40: Χαρακτηριστική συμπεριφορά απορροφήσεις ακτίνων X διαφορετικών υλικών ως συνάρτηση ενέργειας δυο διαφορετικών επιπέδων που απεικονίζονται ως μονάδες Hounsfield. Το νερό εξ ορισμού είναι 0 HU ο αέρας -1000 HU σε όλα τα KVp .(Sodickson et al., 2020)

Στην εικόνα 40, το ιώδιο (κίτρινο) και το ασβέστιο (κόκκινο) εμφανίζουν αυξημένες τιμές HU σε χαμηλές ενέργειες, με την εξασθένισή τους να αυξάνεται ανάλογα με τη συγκέντρωσή τους. Τα δύο αυτά υλικά σχηματίζουν μια χαρακτηριστική κλίση λόγω της ανάλυσης διπλής ενέργειας (dual energy ratio). Αντίθετα, το λίπος (μωβ) και το ουρικό οξύ (ανοιχτό πράσινο) βρίσκονται κάτω από τη γραμμή ταυτότητας (identity line), καθώς παρουσιάζουν χαμηλή εξασθένιση στις χαμηλές ενεργειακές στάθμες. Τα υλικά που αποκλίνουν σημαντικά από τη γραμμή ταυτότητας θεωρούνται οι πλέον κατάλληλοι στόχοι για τον χαρακτηρισμό υλικών μέσω της τεχνικής DECT.



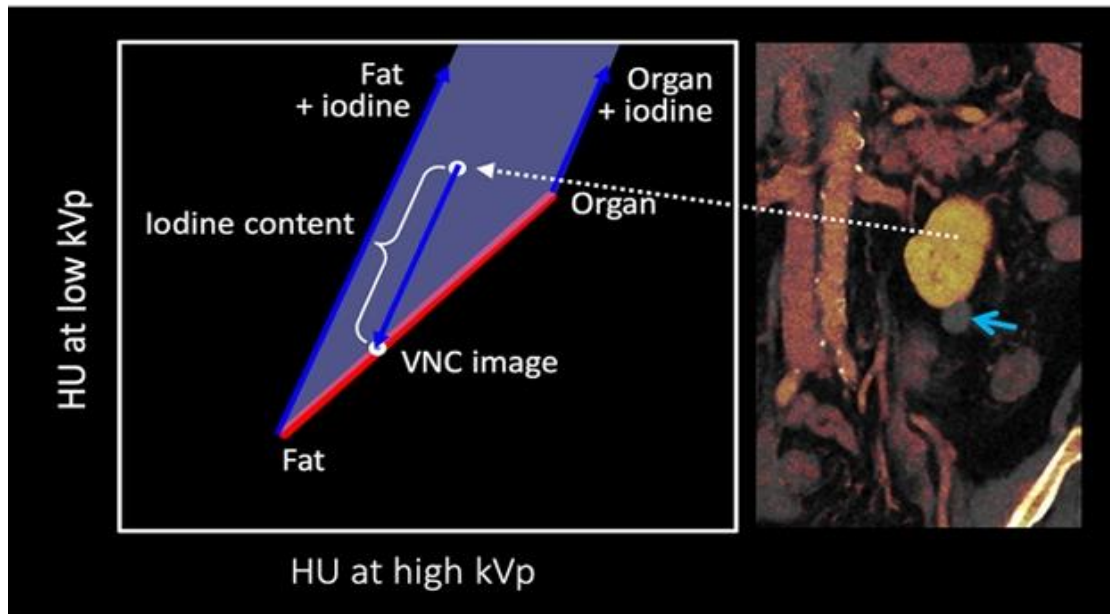
Εικόνα 41 : Φασματική καμπύλη HU . Ορίζοντας μια περιοχή ενδιαφέροντος στον ιστό και χαρακτηρίζοντας τον μέσο αριθμό ct number σε κάθε μονοχρωματική εικόνα.(Tatsugami et al., 2022)

4.1.7. Αποσύνθεση υλικών

Τα πάντα μέσα στην εικόνα αποτελούνται από δυο διαφορετικά υλικά, αυτή είναι η υπόθεση που κάνουν οι αλγόριθμοι αποσύνθεσης. Οι θεμελιώδεις διαφορές ενέργειας των δυο υλικών εξαρτώνται από την ενέργεια των ακτινών X και την συμπεριφορά τους στην απορρόφηση. Τα πιο κοινά χρησιμοποιούμενα ζεύγη υλικών είναι το ιώδιο και το νερό. Οι δυο αλγόριθμοι υπολογίζουν σχετική συνεισφορά καθενός από αυτά τα συστατικά, οι εικόνες που προκύπτουν είναι δυνατόν να παρουσιαστούν ως εικόνες ιωδίου χωρίς νερό ή το αντίστροφο. Άλλα υλικά εκτός του ιωδίου και του νερού εξακολουθούν να υπάρχουν σε αυτά τα δυο ζεύγη, για παράδειγμα η εξασθένηση του ασβεστίου κατανέμεται στο μισό μεταξύ νερού και ιωδίου.(Sodickson et al., 2020)

Οι εικόνες αποσυνθέσεις υλικών δίνουν ποιοτικές και ποσοτικές πληροφορίες σχετικά με την σύσταση των ιστών. Διάφοροι αλγόριθμοι είναι διαθέσιμοι για αποσύνθεση δυο ή και περισσότερων υλικών για αξονικούς διπλής ενέργειας. Στην κλινική πράξη συνήθως παρουσιάζουμε εικόνες V.N.C ή e.i .iodine δηλαδή εικονική αφαίρεση σκιαγραφικού και εικόνες ιωδίου. (Tatsugami et al., 2022)

Κατά την αποσύνθεση τριών υλικών οι γνωστές ιδιότητες απορρόφησης των ακτινών X χρησιμοποιούνται και εδώ για την δημιουργία τριών αποσυνθέσεων υλικών, όπου είναι δυνατόν να ποσοτικοποιηθεί η συμβολή του καθενός υλικού που θα αντιπροσωπεύει την παρατηρούμενη απορρόφηση ακτινών X μεταξύ δυο ενεργειών. Στις εικόνες ιωδίου για παράδειγμα στις οποίες χρωματίζουμε το ιώδιο που εκφράζει την περιεκτικότητά του, επικαλύπτοντας εικόνες που έχουμε δημιουργήσει από εικονική αφαίρεση ιωδίου (V.M.C – Virtual Non Contrast) κλίμακας του γκρι.



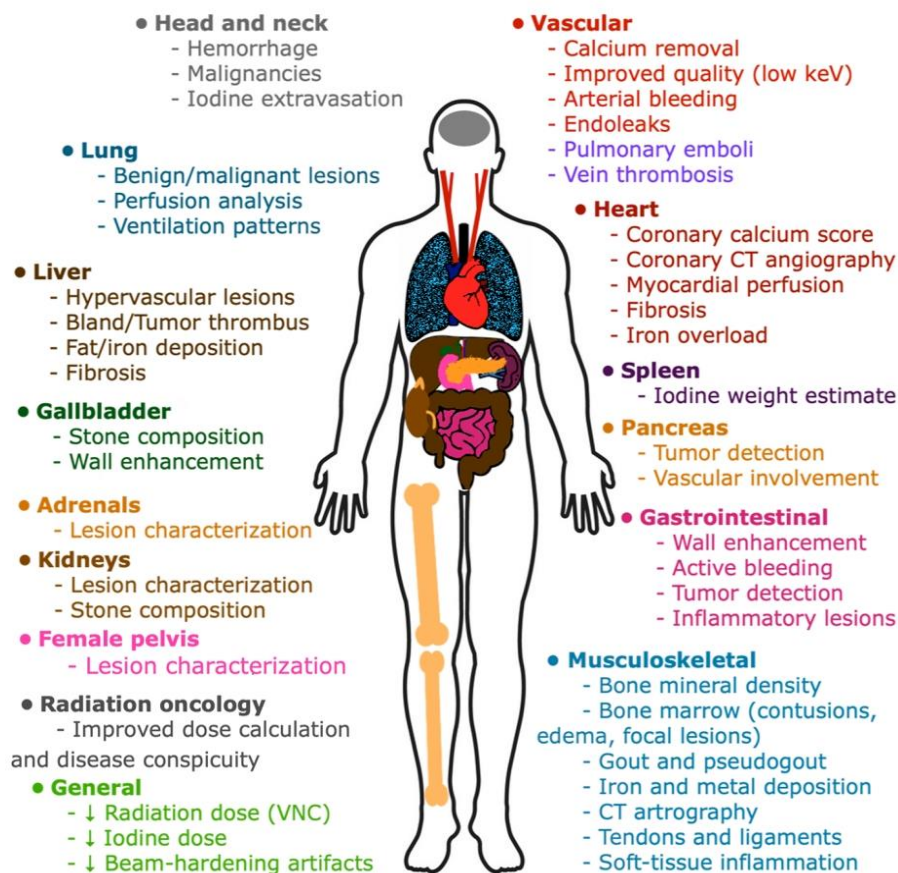
Εικόνα 42: Αποσύνθεση τριών υλικών(Sodickson et al., 2020)

Μια γραμμή βασικού υλικού (κόκκινο) αντιπροσωπεύει τη χαρακτηριστική εξασθένιση του λίπους και του υπό εξέταση οργάνου σε χαμηλές και υψηλές ενεργειακές στάθμες. Η προσθήκη ιωδίου προκαλεί αύξηση της εξασθένισης κατά μήκος μιας διακριτής κλίσης (μπλε), έτσι ώστε ό,τι κατανέμεται στην μπλε περιοχή να αποδίδεται στην παρουσία ιωδίου. Η εξασθένιση κάθε voxel (διακεκομμένη γραμμή) αναλύεται ως προς την περιεκτικότητά του σε ιώδιο και τη συνεισφορά του στη V.M.C., προβάλλοντας το αποτέλεσμα πίσω στη γραμμή βασικού υλικού. Ο αλγόριθμος επιτρέπει την ποσοτικοποίηση σε μονάδες Hounsfield ή σε συγκέντρωση ιωδίου. Το ιώδιο εμφανίζεται χρωματισμένο πάνω στην εικόνα V.N.C και έτσι δημιουργείται ένας χάρτης ιωδίου. Το μπλε βέλος στην εικόνα 42 δείχνει την απουσία κωδικοποιημένου χρώματος ιωδίου στην κύστη του νεφρού.

5. Κυριότερες κλινικές εφαρμογές

Οι κυριότερες εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας δίνουν αρκετές λύσεις στην κλινική πράξη, όπως η καλύτερη απεικόνιση και ο χαρακτηρισμός βλαβών, μείωση της δόσης ακτινοβολίας, διάκριση μεταξύ αιμορραγίας και ασβεστίου καθώς και μείωση της σκληρής δέσμης από μεταλλικά υλικά, τα οφέλη της είναι

γνωστά και στην ακτινοθεραπεία με τη βελτίωση στην ακρίβεια υπολογισμού της δόσης και άλλα πλεονεκτήματα.(Agostini et al., 2019)



Εικόνα 43 : Κυρίες κλινικές εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας διπλής ενεργείας .(Agostini et al., 2019)

5.1. Τύποι σαρωτών διπλής ενέργειας

Η εξέλιξη των συστημάτων αξονικής διπλής ενέργειας συνδυάζει διάφορες τεχνολογίες για την απόκτηση του επιθυμητού φάσματος, τεχνικές όπως η χρήση δυο πηγών ακτίνων X, εναλλαγή τάσης (Kvp switching) και την φασματική ανάλυση. Υπάρχουν δυο βασικοί τύποι σάρωσης διπλής ενέργειας, οι σαρωτές διπλής πηγής όπως ο Somaton Definition της Siemens που χρησιμοποιεί δυο ξεχωριστές πηγές ακτίνων X και δυο ανιχνευτές. Οι σαρωτές μονής πηγής, οι οποίοι παρέχουν δυο φάσματα με τεχνικές όπως η εναλλαγή τάσεις ή διακοπή δέσμης (Twin Beam). Εμπορικά διαθέσιμοι

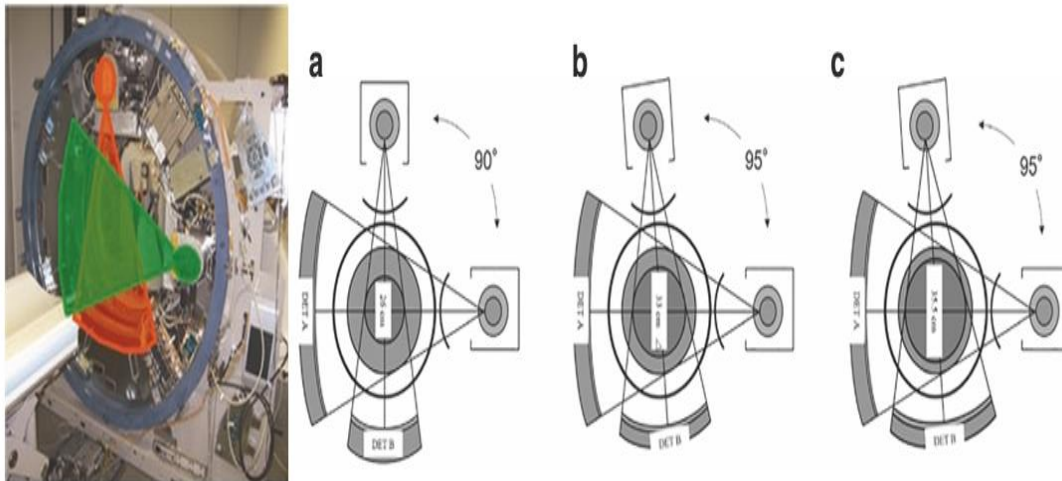
είναι πέντε τύποι αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας, οι τέσσερις από αυτούς χρησιμοποιούν μια πηγή και μόνο ένας από αυτούς έχει δυο διαφορετικές πηγές.

Παρακάτω θα αναπτυχθούν αναλυτικά αυτές τεχνολογίες, εξετάζοντας την τεχνολογία που βρίσκετε πίσω από κάθε τεχνική.

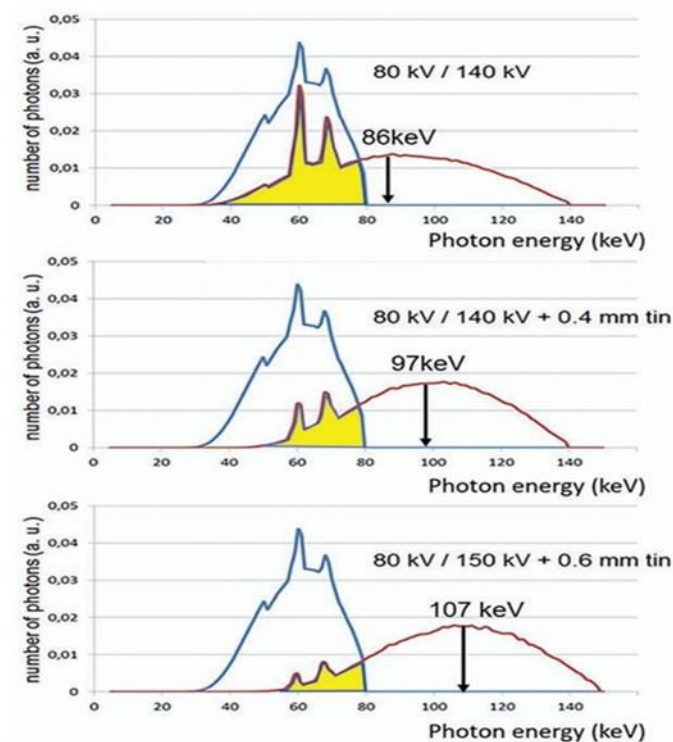
5.2. Αξονικός τομογράφος διπλής ενέργειας δυο πηγών (DECT- Dual Sources)

Ο πρώτος τομογράφος διπλής πηγής παρουσιάστηκε από την Siemens το 2006, το σύστημα διαθέτει δυο διαφορετικές λυχνίες και δυο διαφορετικούς ανιχνευτές απέναντι από κάθε μία λυχνία και τα δυο συστήματα λαμβάνουν δεδομένα ταυτόχρονα από το ίδιο ανατομικό επίπεδο (ίδια θέση Z). Τα δυο συστήματα είναι τοποθετημένα σε γωνία 90^0 μοιρών μεταξύ τους, ο ένας ανιχνευτής (A) καλύπτει ένα τυπικό Sfon 50 cm, ο δεύτερος ανιχνευτής (B) περιορίζεται στα 26 cm. Ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας φτάνει στα 0,33 s οι ταυτόχρονες λήψεις δεδομένων γίνονται μεταξύ 80-140 Kv, οι παράμετροι σάρωσης μπορούν να ρυθμιστούν μεμονωμένα και για τις 2 λυχνίες (ρεύμα σωλήνα, Kv, κτλ.) με σκοπό ισόποση κατανομή δόσης μεταξύ υψηλής και χαμηλής ενέργειας. Οι επόμενες γενιές μείωσαν το χρόνο περιστροφής λυχνίας σε 0,28 s (2009) και 0.25 (2014). Όπως και το Fov του δεύτερου ανιχνευτή (B) από 26cm στην πρώτη γενιά ανέβηκε στα 33 cm στην δεύτερη και 35.6 cm στην τρίτη.

Και οι δυο ανιχνευτές αποκτούν ταυτόχρονα 64 τομές με 0.6 mm επικαλυπτόμενο πάχος τομής χρησιμοποιώντας Z-Flying spot. Η δεύτερη γενιά μπορεί να αποκτήσει 128 τομές με πάχος 0.6 cm και η τρίτη 196 τομές με πάχος 0.6 cm. Σε συνδυασμό με ρύθμιση ρεύματος σωλήνα σε πραγματικό χρόνο (CARE Dose 4D). Η δόση ακτινοβολίας διαμορφώνεται ανάλογα με τον σωματότυπο του εξεταζόμενου. (Carrascosa et al., 2020)



Εικόνα 44: Πρώτη γενιά (a) δεύτερη(b)Τρίτη (c) γενιά δυο πηγών της Siemens
(Alkadhi et al., 2022)



Εικόνα 45 : Τυπικό φάσμα 80-140 Kv μετά από εξασθένιση 20 cm νερού και την προσθήκη του φίλτρου Κασσίτερου(Sn) 0.4 και 0,6 cm (Alkadhi et al., 2022)

Ο φασματικός διαχωρισμός των δύο ενεργειών διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο στην ποιότητα της εξέτασης. Η φασματική επικάλυψη και ο ανεπαρκής ενεργειακός διαχωρισμός οδηγούν σε αυξημένο θόρυβο και δημιουργούν προκλήσεις στην αποσύνθεση βασικού υλικού, η οποία απαιτεί σαφή αντίθεση. Στη δεύτερη γενιά διπλής πηγής προστέθηκε φίλτρο κασσίτερου (Sn) πάχους 0,4 mm στην υψηλή 140 kVp, ώστε να αφαιρεθούν χαμηλότερες ενέργειες από το φάσμα και να βελτιωθεί ο φασματικός διαχωρισμός. Στην τρίτη γενιά, το πάχος του φίλτρου αυξήθηκε στα 0,6 mm και η τάση στα 150 kVp. Αυτή η προσθήκη συνέβαλε στη μείωση της δόσης και στη μείωση των ψευδοεικόνων που σχετίζονται με τη σκλήρυνση της δέσμης (Alkadhi et al., 2022).

Η δυνατότητα λήψης φάσματος 100 kVp/Sn150 kVp, σε συνδυασμό με λυχνία που φτάνει έως και 1300 mA στα 70-80-90 kVp χαμηλής ενέργειας, αυξάνει την ικανότητα φασματικού διαχωρισμού, ιδιαίτερα για εξετάσεις σε μεγάλωσους ασθενείς (Carrascosa et al., 2020). Σύμφωνα με τους Primak et al., η χρήση του φίλτρου κασσίτερου βελτιώνει την αντίθεση μεταξύ ιωδίου και ασβεστίου (Primak et al., 2010).

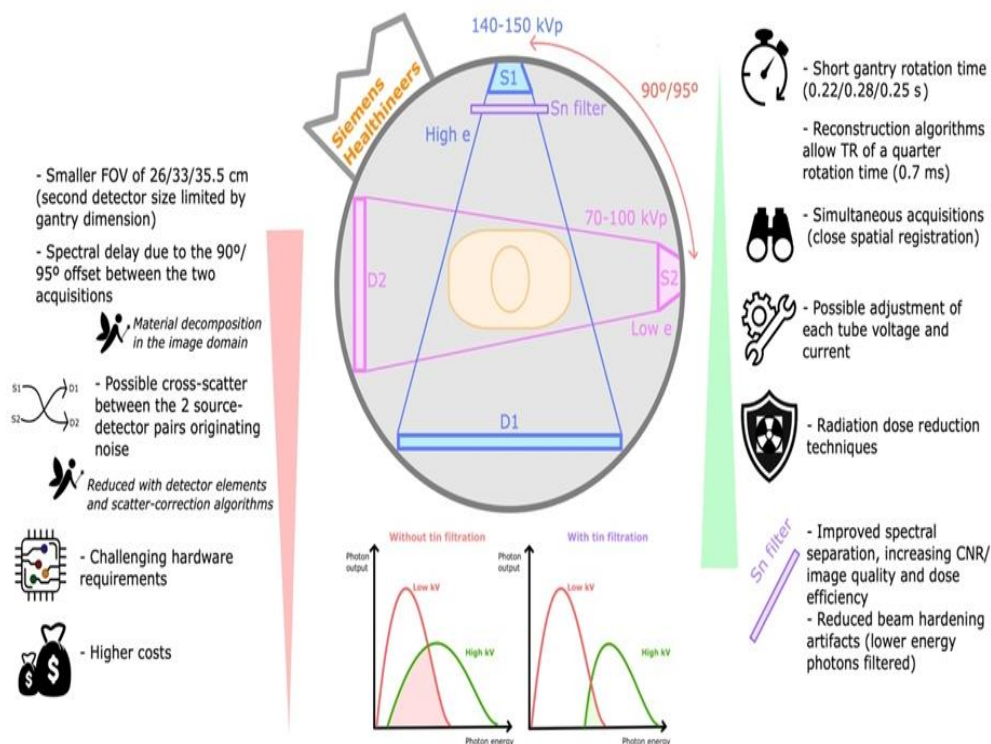
Για την εκτίμηση της ικανότητας φασματικού διαχωρισμού μιας τεχνικής, χρησιμοποιείται ο λόγος DE ενός υλικού, ο οποίος ορίζεται ως ο αριθμός CT-number σε μονάδες Hounsfield (HU) σε χαμηλή kVp προς τον αντίστοιχο αριθμό σε υψηλή kVp. Ο μαλακός ιστός εμφανίζει αναλογία DE κοντά στο 1, το λίπος <1, ενώ το ασβέστιο και το ιώδιο >1. Για την αξιολόγηση του φασματικού διαχωρισμού, συνήθως επιλέγεται το ιώδιο, δεδομένου ότι αποτελεί ένα από τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα υλικά στην κλινική πράξη. Οι φασματικές πληροφορίες του αξιοποιούνται για την απεικόνιση διαφόρων ιστών καθώς και για τον σχηματισμό VNC (Virtual Non-Contrast) εικόνων. Η αναλογία DE του ιωδίου είναι ανεξάρτητη από το mAs και άλλες παραμέτρους, εξαρτώμενη κυρίως από τη συγκέντρωσή του στους ιστούς. Ο θόρυβος της εικόνας στους χάρτες ιωδίου επηρεάζεται από τον δείκτη DE, με αποτέλεσμα όσο υψηλότερος είναι ο δείκτης, τόσο καλύτερη να είναι η ποιότητα της εικόνας και η ποσοτικοποίηση του ιωδίου ακριβέστερη.

Τα συστήματα διπλής λυχνίας βελτιώνουν σημαντικά τη χρονική ανάλυση για την καρδιακή απεικόνιση. Ο μειωμένος χρόνος απόκτησης δεδομένων αντιστοιχεί στο 1/4 της περιστροφής της λυχνίας, ενώ ένα συνογράμμα μισής σάρωσης (180° περιστροφή) επαρκεί για την ανακατασκευή της εικόνας. Η ύπαρξη δύο λυχνιών επιτρέπει τον διαχωρισμό του συνογράμματος σε δύο τμήματα λόγω της γωνίας 90° μεταξύ τους και της ταυτόχρονης σάρωσης από τα δύο συστήματα.

Η πρώτη γενιά με χρόνο περιστροφής 0,33 s είχε χρονική διακριτική ικανότητα 83 ms, δηλαδή 4 φορές μικρότερη από τον χρόνο περιστροφής. Στη δεύτερη γενιά, η χρονική διακριτική ικανότητα έφτασε τα 75 ms, λίγο περισσότερο από το 1/4 της περιστροφής, λόγω της αύξησης της γωνίας λυχνίας στις 95°. Η τρίτη γενιά πέτυχε χρονική ανάλυση 66 ms, καθιστώντας την ανακατασκευή ανεξάρτητη από τον καρδιακό ρυθμό του εξεταζόμενου και τον χρόνο περιστροφής της λυχνίας.

Τα πλεονεκτήματα της αξονικής τομογραφίας διπλής λυχνίας περιλαμβάνουν το ότι είναι ο μόνος εμπορικά διαθέσιμος τομογράφος που χρησιμοποιεί φίλτρο κασσίτερου (Sn) και επιτυγχάνει αποτελεσματικό φασματικό διαχωρισμό, ξεπερνώντας την κλασική διαμόρφωση 80/140 kVp. Παρέχει επίσης βελτιωμένη διαμόρφωση ρεύματος σε πραγματικό χρόνο, ευρύτερο οπτικό πεδίο για κάλυψη μεγαλύτερου όγκου, χρόνο περιστροφής λυχνίας 0,28 s και χρονική διακριτική ικανότητα 75 ms σε λειτουργία «καρδιάς», καθιστώντας τον ιδανικό για αξονική στεφανιογραφία (Carrascosa et al., 2020).

Ωστόσο, υπάρχουν ορισμένα μειονεκτήματα. Ο δεύτερος ανιχνευτής έχει περιορισμένο οπτικό πεδίο (26, 33 ή 35,5 cm) για την αποφυγή διασταυρούμενης διασποράς φωτονίων μεταξύ των δύο ενεργειών. Η γωνία της λυχνίας δημιουργεί μια καθυστέρηση περίπου 70 ms μεταξύ υψηλής και χαμηλής ενέργειας, περιορίζοντας τη χρήση στην αποσύνθεση υλικού με βάση την προβολή. Επιπλέον, το υψηλό κόστος λόγω του διπλού εξοπλισμού και η τεχνολογική πολυπλοκότητα αποτελούν σημαντικές προκλήσεις (Agostini et al., 2019).



Εικόνα 46: Αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας δυο πηγών (DECT- Dual Sources) (Agostini et al., 2019)

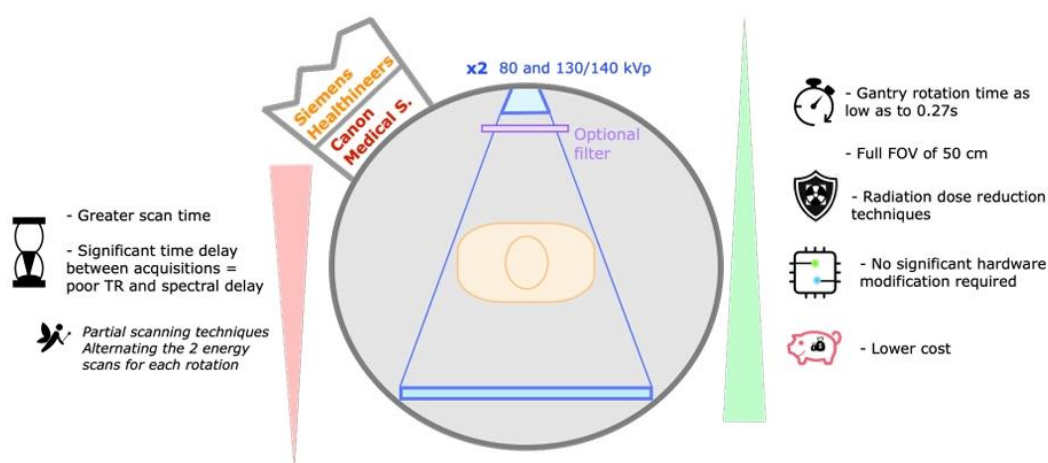
5.3. Αξονική τομογραφία με διαδοχικές λήψεις

Ο απλούστερος σχεδιασμός για ένα σύστημα μονής πηγής που να επιτρέπει τη λήψη διπλής ενέργειας είναι η πραγματοποίηση δύο ξεχωριστών σαρώσεων του ανατομικού θέματος—μία με χαμηλή ενέργεια (80 kVp) και μία δεύτερη με υψηλότερη τάση σωλήνα (130-140 kVp), είτε με φιλτράρισμα δέσμης είτε χωρίς. Ο φασματικός διαχωρισμός που επιτυγχάνεται είναι αρκετά αποτελεσματικός, ενώ η τεχνική αυτή μπορεί να εφαρμοστεί εύκολα σε οποιοδήποτε τυποποιημένο σύστημα με οπτικό πεδίο SFOV 50 cm. Ωστόσο, η χρονική καθυστέρηση μεταξύ των δύο σαρώσεων δεν επιτρέπει την αξιόπιστη αξιολόγηση ταχέως κινούμενων οργάνων. Επιπλέον, η απεικόνιση της σκιαγραφικής ουσίας, ιδίως στις πρώιμες αρτηριακές φάσεις όπου η συγκέντρωση ιωδίου μεταβάλλεται ταχύτατα, δεν μπορεί να καταγραφεί ταυτόχρονα.

Όπως ισχύει για όλες τις απεικονιστικές εξετάσεις, η δόση ακτινοβολίας μπορεί να προσαρμοστεί μέσω διαμόρφωσης που λαμβάνει υπόψη την ανατομία του εξεταζόμενου. Παράλληλα, η χρήση επαναληπτικών αλγορίθμων ανακατασκευής είναι

εφικτή. Η συγκεκριμένη τεχνική είναι κατάλληλη για εξετάσεις που δεν απαιτούν υψηλή χρονική ακρίβεια, ενώ είναι απαγορευτική για δυναμικές εξετάσεις λόγω της χρονικής καθυστέρησης των σαρώσεων. Χρησιμοποιείται κυρίως για εφαρμογές όπως ο χαρακτηρισμός λίθων στα νεφρά, η μελέτη της ουρικής αρθρίτιδας ή η δημιουργία ψευδο-εικόνων για τη μείωση των μεταλλικών τεχνουργημάτων (Alkadhi et al., 2022).

Τα πλεονεκτήματα αυτής της τεχνικής περιλαμβάνουν τον γρήγορο χρόνο περιστροφής της λυχνίας (0,27 s) και το πλήρες οπτικό πεδίο 50 cm. Από πλευράς δόσης, υπάρχει η δυνατότητα διαχείρισης μεταξύ των δύο σαρώσεων για τη μείωσή της. Στα μειονεκτήματα συγκαταλέγεται η χρονική καθυστέρηση μεταξύ των δύο σαρώσεων, γεγονός που την καθιστά ακατάλληλη για δυναμικές απεικονιστικές εξετάσεις..(Agostini et al., 2019)



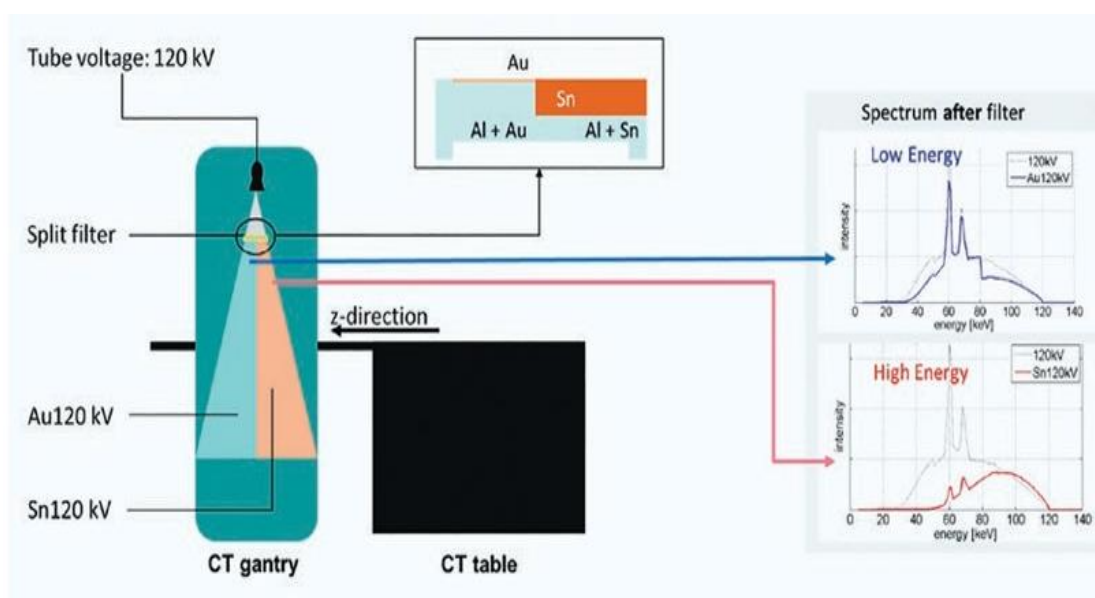
Εικόνα 47 Αξονική τομογραφία με διαδοχικές λήψεις (Agostini et al., 2019)

5.4. Αξονική τομογραφία με “δίδυμοι δεσμοί” (Dual Energy)

Η αξονική τομογραφία δίδυμης δέσμης (Twin Beam) αφορά ένα σύστημα με μία λυχνία, όπου δύο διαφορετικά φίλτρα στην έξοδο της χρησιμοποιούνται για να διαχωρίσουν τη δέσμη σε δύο διαφορετικά ενεργειακά φάσματα κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Η λυχνία λειτουργεί σταθερά στα 120 kVp. Το μισό της δέσμης, που αντιστοιχεί στο μισό του ανιχνευτή, φιλτράρεται μέσω φίλτρου κασσίτερου (Sn) πάχους 0,6 mm, αυξάνοντας τη μέση ενέργεια του φάσματος. Το υπόλοιπο μισό της

δέσμης φιλτράρεται από ένα λεπτό στρώμα χρυσού (Au), το οποίο εκπέμπει την K-αίχμη του χρυσού στα 80,7 keV, δημιουργώντας έτσι ένα διπλό ενεργειακό φάσμα.

Το σύστημα λειτουργεί με σπειροειδή σάρωση, διαθέτοντας χρόνο περιστροφής της λυχνίας 0,28 s και μέγιστο βήμα (pitch) 0,5. Το διαθέσιμο οπτικό πεδίο (FOV) είναι 50 cm. Σε νεότερα μοντέλα που χρησιμοποιούν την ίδια τεχνική, υπάρχει δυνατότητα αύξησης της τάσης στα 140 kVp όταν αυτό απαιτείται. Η ρύθμιση του ρεύματος της λυχνίας γίνεται αυτόματα μέσω ανατομικής διαμόρφωσης ρεύματος. Κάθε μισό του ανιχνευτή συλλέγει ένα πλήρες σύνολο δεδομένων σπείρας. Λόγω του χαμηλού βήματος (pitch), επιτυγχάνεται η ανακατασκευή τόσο για τις υψηλές όσο και για τις χαμηλές ενέργειες σε οποιαδήποτε θέση Z του ανιχνευτή.

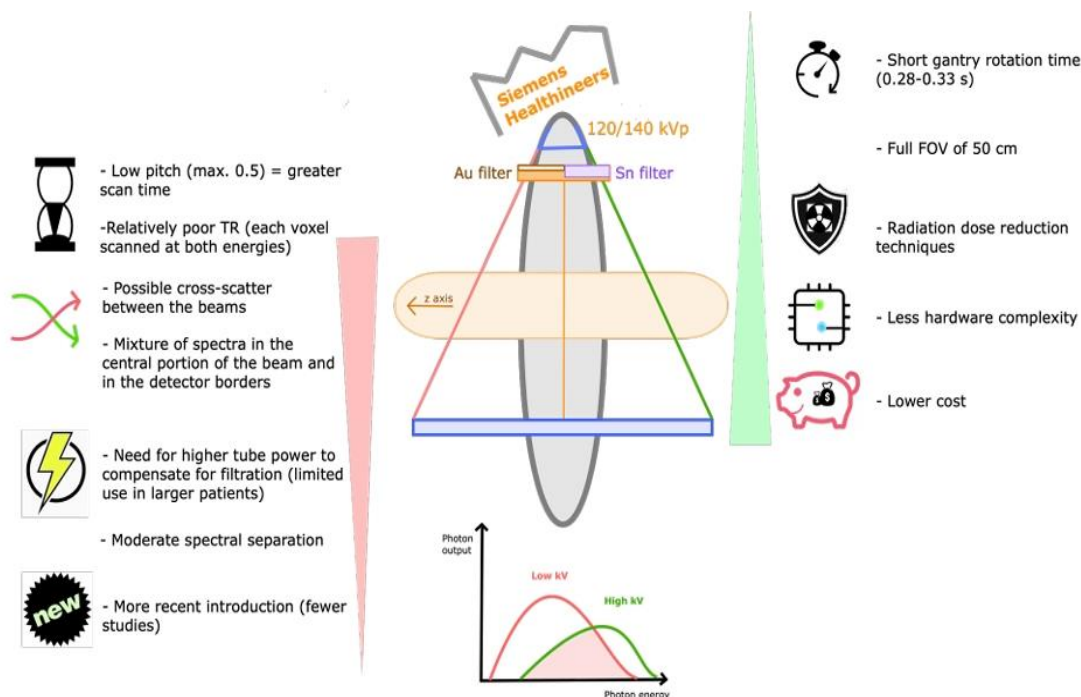


Εικόνα 48 : Τεχνική διαχωρισμού φίλτρου Twin Beem (αριστερά)

Φάσμα μετά το φιλτράρισμα κασσίτερου (Sn) Χρυσού (Au) (δεξιά)(Alkadhi et al., 2022)

Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής είναι η ταχύτητα περιστροφής λυχνίας στα 0,28-0,33 sec που επιτρέπει τις δυναμικές εξετάσεις όπως και το πλήρες Fov 50 cm. Η αυτόματη ρύθμιση ρεύματος του σωλήνα μπορεί να μειώσει τη δόση ακτινοβολίας, στα πλεονεκτήματα κατατάσσεται και το χαμηλό κόστος και δυνατότητα αναβάθμισης προϋπάρχουν εξοπλισμού. Τα μειονεκτήματα αυτής της τεχνικής είναι ο χαμηλός φασματικός διαχωρισμός οι υψηλές απαιτήσεις ισχύς για τη λυχνία καθώς ο φασματικός διαχωρισμός με φίλτρο απορροφά σημαντικό μέρος των παραγόμενων

φωτονίων δημιουργώντας πρόβλημα σε εξεταζόμενους με μεγάλο δείκτη μάζας σώματος, το χαμηλό βήμα 0.5 (Pitch) περιορίζει την κάλυψη όγκου .[33,28]



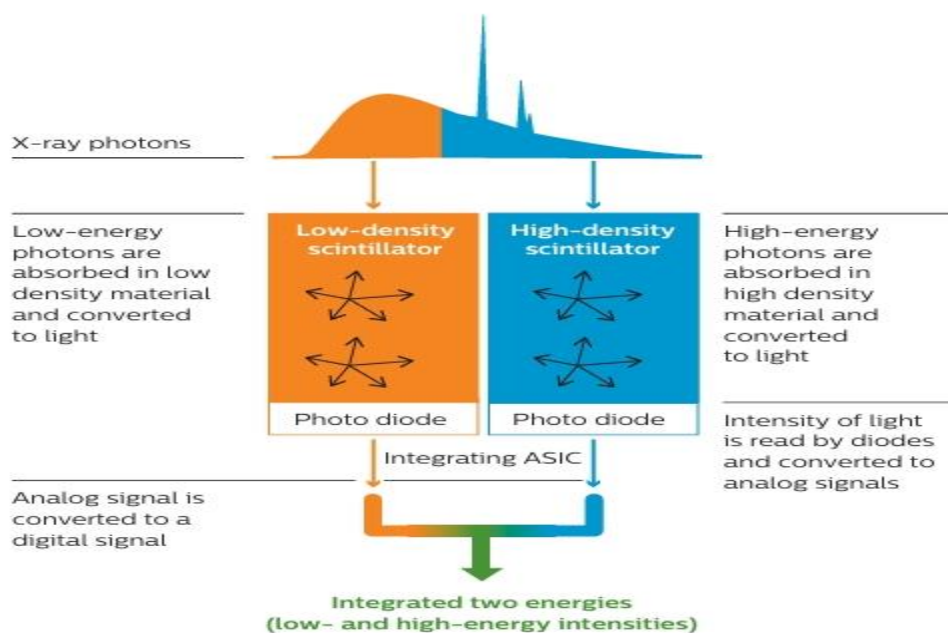
Εικόνα 49: Αξονική τομογραφία διαιρουμένου φίλτρου (Agostini et al., 2019)

5.5. Αξονική τομογραφία με ανιχνευτή διπλού στρώματος (Dual - Layer Detector)

Όπως έχει αναφερθεί η αποσύνθεση υλικού στην αξονική προτάθηκε το 1976 από τους Alvaz & Mocovski (Alvarez et al., 1976). Το 1978 οι Brooks & Chiro. (Brooks et al., 1978) πρότειναν έναν ανιχνευτή διπλού στρώματος κατασκευασμένο από ένα σπινθηριστή φθοριούχου ασβεστίου (CaF_2) σε λεπτή επίστρωση σε συνδυασμό με ένα παχύ στρώμα ιωδιούχου νατρίου (NaI). Ο κρύσταλλος φθοριούχου ασβεστίου ανταποκρίνεται περισσότερο στα φωτόνια χαμηλής ενέργειας λαμβάνοντας έτσι ένα ταυτόχρονο φάσμα χαμηλής και υψηλής ενέργειας μεταξύ 100-140 Kν με μια σάρωση. (Brooks et al., 1978)

Το 2005 η Philips έθεσε σε λειτουργία ένα φασματικό ανιχνευτή μιας πηγής με ένα ανιχνευτή οπτικά διαχωρισμένο που μπορούσε να παρέχει ξεχωριστές πληροφορίες από μια πλευρική ακμή πυριτίου αποκτώντας γεωμετρική απόδοση ίδια με ένα συμβατικό ανιχνευτή. Ο ανιχνευτής δυο στρώσεων αποτελούταν από μια στρώση

υττρίουχου γαρνήτη (Yttrium Garnet) για την απόδοση της χαμηλής ενέργειας, για την υψηλή ένα στρώμα οξυσουλφιδίου του γαδολινίου (Gos). Ένα πλέγμα αντί σκέδασης υπάρχει μεταξύ των δυο ανιχνευτών όπου από κάτω του περνάει η φωτοδίοδος όπου καταλήγει σε ειδικό επεξεργαστή μετατρέποντας το αναλογικό σε ψηφιακό σήμα. Ο πρώτος ανιχνευτής είχε 4 cm κάλυψη με χωρική ικανότητα 0.625 mm, χρονική διακριτική ικανότητα 165-200 ms, και χρόνο περιστροφής λυχνίας 0.27 s.

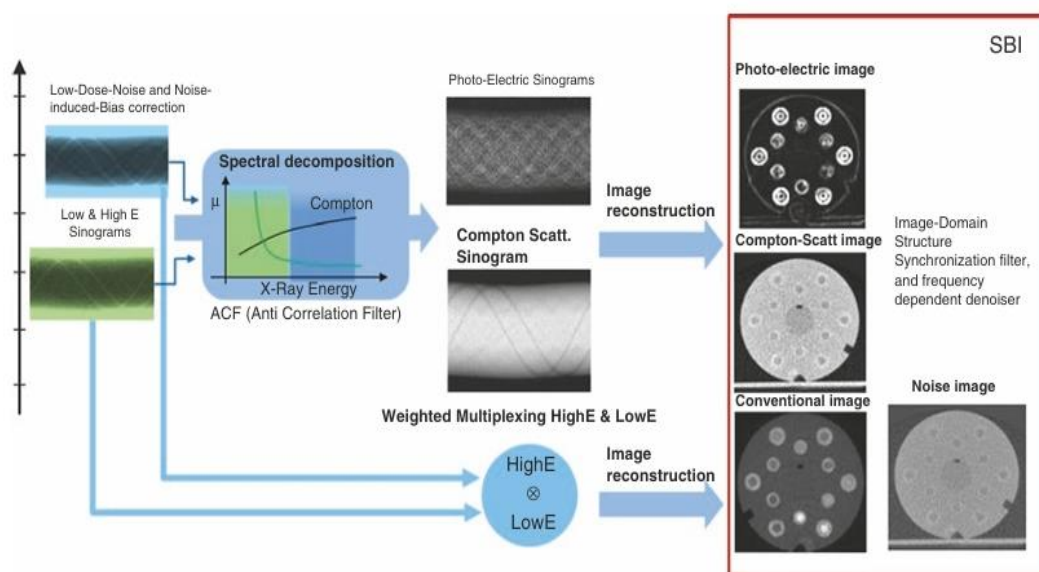


Εικόνα 50: Φασματική ανίχνευση διπλής στρώσης (Romman et al., 2014)

Το 2015 νεότερο μοντέλο αύξησε το μήκος σάρωσης στα 8 cm, το πάχος τομής έγινε 0.5 mm και η χρονική διακριτική ικανότητα 140 ms. Ο ανιχνευτής υψηλής ενέργειας αντικαταστάθηκε από την τεχνολογία NanoParel Prisma αυξάνοντας τον φασματικό διαχωρισμό, την ανιχνευτική ικανότητα, και την χρονική ανάλυση σε σχέση με την τεχνολογία του 2005. Η ανακατασκευή της εικόνας γίνεται βασισόμενη στα πρωτογενή δεδομένα. Η φασματική αποσύνθεση βασίζεται στο χώρο των προβολών και στη δημιουργία ενός ακριβές μοντέλου σαν είσοδο. Περιλαμβάνεται το φάσμα της λυχνίας των ακτίνων X και το φιλτράρισμα, τις παραλλαγές της δέσμης προς όλες τις κατευθύνσεις των πίζελ καθώς και το φάσμα αέρα σε κάθε ανιχνευτικό πίζελ κάνοντας απλούστερη την προσέγγιση συγκριτικά με τη μέθοδο Alvaz & Mocovski. (Alvarez et al., 1976)

Τα δεδομένα υψηλής και χαμηλής ενέργειας που έχουν αναλυθεί για το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και Compton μαζί με τον θόρυβο αποθηκεύονται σε ένα

ειδικό φάκελο S.B.I (Spectral Based Imagin). Αυτό το αρχείο μπορεί να αποθηκευτεί και να χρησιμοποιηθεί μελλοντικά για αναπαραγωγή φασμάτων με διαφορετικούς αλγόριθμους προσφέροντας ευελιξία στην ακρίβεια της διάγνωσης(Alkadhi et al., 2022)



Εικόνα 51 Αποσύνθεση και ανακατασκευή εικόνας με ανιχνευτή διπλής στρώσεις (Alkadhi et al., 2022)

Τα θετικά αυτής της τεχνικής προσέγγισης είναι η απουσία της χρονικής καθυστέρησης μεταξύ των δυο φασμάτων, η απορρόφηση των φωτονίων με χαμηλή ενέργεια από τον πρώτο ανιχνευτή σκληραίνει το φάσμα υψηλής ενέργειας. Η ευθυγράμμιση των δεδομένων, που επιτρέπει τη χρήση επαναληπτικών αλγορίθμων ανακατασκευής, κάνοντας εφικτή τη μείωση της δόσης, το πλήρες Fov 50 cm. Η λειτουργία διπλής ενέργειας είναι πάντα διαθέσιμη δεν χρειάζεται προεπιλογή, επιβαρύνοντάς σχετικά τον χρόνο ανακατασκευής. (Agostini et al., 2019)

Στα μειονεκτήματα είναι η επικάλυψη του φάσματος δημιουργώντας μια ασαφή διάκριση ενεργειών. Υλικά υψηλής απορρόφησης μειώνουν τη συνεισφορά του φάσματος χαμηλής ενέργειας. Τα φάσματα χαμηλής και υψηλής ενέργειας δεν μπορούν να εξισορροπηθούν στην πηγή. Η χρήση πλέγματος μεταξύ των στρωμάτων για τον περιορισμό της διασταυρούμενης σκέδασης επιβαρύνει την οπτική ευαισθησία. Το

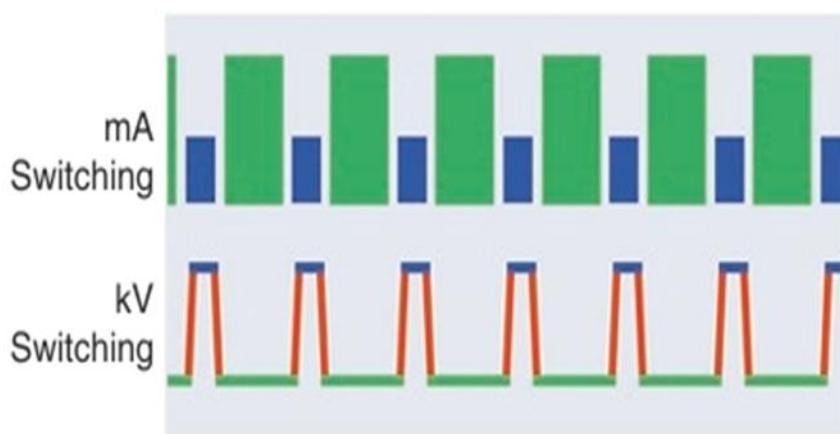
υψηλό κόστος και η υψηλή εξειδίκευση που απαιτεί από άποψη εξοπλισμού. Ένας επιπλέον αρνητικός παράγοντας είναι η έλλειψη μελετών για την απόδειξη αποτελεσματικότητας της μεθόδου λόγω της σχετικά νέας τεχνολογίας. (Agostini et al., 2019)

5.6. Αξονική τομογραφία γρήγορης εναλλαγής Kv (Fast kVp Switching)

Η προσέγγιση παρουσιάστηκε το 2010 από την GE σαν G.S.I (Gemstone Spectral Imagine) ή φασματική ανάλυση πολύτιμων λίθων. Η θεμελιώδης αρχή που στηρίζεται η γρήγορη εναλλαγή Kv είναι η απόκτηση Kvps εναλλάξ ανά προβολή για ενέργειες χαμηλών και υψηλών Kv σε μία μόνο περιστροφή. Η γεννήτρια της λυχνίας είναι ικανή να κάνει αξιόπιστες και ταχείες μεταβολές μεταξύ των 80 και 140 Kv σε χρονικό διάστημα μικρό δευτερολέπτων για να είναι εφικτή μια περιστροφή της λυχνίας σε 0.5 s. Η ικανότητα αυτή της γεννήτριας περιλαμβάνει μια υψηλής συχνότητας γεννήτρια με πακεταρισμένη σύνθεση λυχνία με νεότερα υλικά, λογισμικό ελέγχου του εστιακού σημείου και θέση της λυχνίας της τάξης των μικρό δευτερολέπτων. Αυτή η αποκτηθείσα τεχνολογία δίνει τη δυνατότητα της ταχείας εναλλαγής kv, τα δεδομένα υψηλής και χαμηλής ενέργειας λαμβάνονται για ένα F.O.V 50 cm με ελικοειδή σάρωση ταυτόχρονα. (Alkadhi et al., 2022)

Ο ανιχνευτής G.S.I έχει σημαντικό ρόλο στην επίτευξη της μεθόδου, είναι εξοπλισμένος με ένα πολύ γρήγορο σύστημα μεταγωγής των δεδομένων (D.A.S). Τα υλικά που συνθέτουν τον ανιχνευτή που αναφέρεται σαν Gamstone είναι ένα σύνθετο οξείδιο με βάση τις σπάνιες γαίες, το οποίο έχει μια αναπαραγόμενη κρυσταλλική δομή με χημικό τρόπο του γαρνίτη, δίνοντας τη δυνατότητα υψηλής παραγωγής φωτός, υψηλή ταχύτητα απόκρισης, εξαιρετικά χαμηλή μεταφωταύγεια (after glow) και σχεδόν μηδενική φθορά από την ακτινοβολία. Ο χρόνος απόκρισης του G.S.I είναι της τάξης των 30 ns κάνοντας τον 100 φορές ταχύτερο από τον G.O.S ($Gd_2O_2S_2$) ενώ η μεταφωταύγεια του είναι κατά 25% χαμηλότερη από τον ανιχνευτή G.O.S αναδεικνύοντας τον Gamston ιδανικό για γρήγορη δειγματοληψία σε συνδυασμό με ένα ταχύ σύστημα D.A.S με αποτέλεσμα να γίνει ταυτόχρονη μέτρηση των χαμηλών και υψηλών ενεργειών για την δημιουργία συνογράμματος στις συνθήκες ταχείας περιστροφής. (Alkadhi et al., 2022)

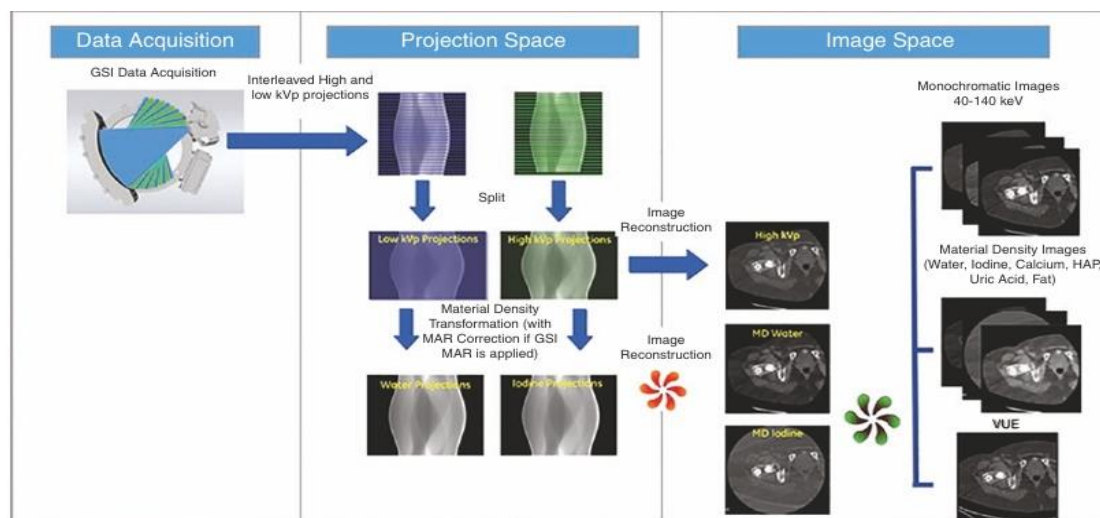
Η εξισορρόπηση της ταχείας αλλαγής των Kvρ προκειμένου να αντιμετωπιστούν θέματα ροής ακτίνων X, γίνεται μέσω της προόδου του συστήματος D.A.S και της γεννήτριας. Δυο είναι οι μέθοδοι, δυναμική αλλαγή στους χρόνους ενσωμάτωσης προβολών και σχεδόν ταυτόχρονη ρύθμιση Kvρ και mA. Η δυναμική ενσωμάτωση προβολών δίνει περισσότερο χρόνο έκθεσης στις χαμηλές ενέργειες μειώνοντας τον κίνδυνο μειωμένης λήψης φωτονίων (photon starvation). Συνδυαστικά με την ταχύτητα περιστροφής επιτυγχάνεται μια ασφαλή ροή φωτονίων μεταξύ των δυο σαρώσεων. Η άμεση εναλλαγή Kvρ και mA επιτρέπει τον γρήγορο έλεγχο των δυο αυτών παραμέτρων χρησιμοποιώντας προηγμένες τεχνολογίες για τον έλεγχο της καθόδου. (Alkadhi et al., 2022)



Εικόνα 53 : Ταυτόχρονη εναλλαγή Kvρ και mA . Στο παράδειγμα της εικόνας η τιμή mA που χρησιμοποιείται στις προβολές υψηλού Kvρ είναι χαμηλότερη από τις προβολές χαμηλού Kvρ (Alkadhi et al., 2022)

Τα δεδομένα που έχουν συλλεχθεί από την γρήγορη εναλλαγή Kvρ είναι απαραίτητο να βαθμονομηθούν φασματικά. Η διαδικασία αυτή είναι περίπλοκη λόγω της μη ιδανικής αυξομείωσης των Kvρ, πράγμα που κάνει δύσκολο τον προσδιορισμό ενός σταθερού Kvρ. Για τον λόγο αυτό το φάσμα προσδιορίζεται ως γραμμικός συνδυασμός φασμάτων από μονοχρωματικά Kvρ , το σύνολο φάσματος διασπάται σε μια υπέρθεση αρκετών φασμάτων Kvρ , μέσω της μέτρησης της απόκρισης του ανιχνευτή στην ακτίνα που έχει μειωθεί από το φίλτρο τύπου βεντάλιας. Αφού γίνουν οι διορθώσεις βαθμονόμησης του φάσματος για το σύνολο των υψηλών και χαμηλών Kvρ ευθυγραμμίζονται στο χώρο προβολής σχηματίζοντας προβολικά ζεύγη υλικού βάσης

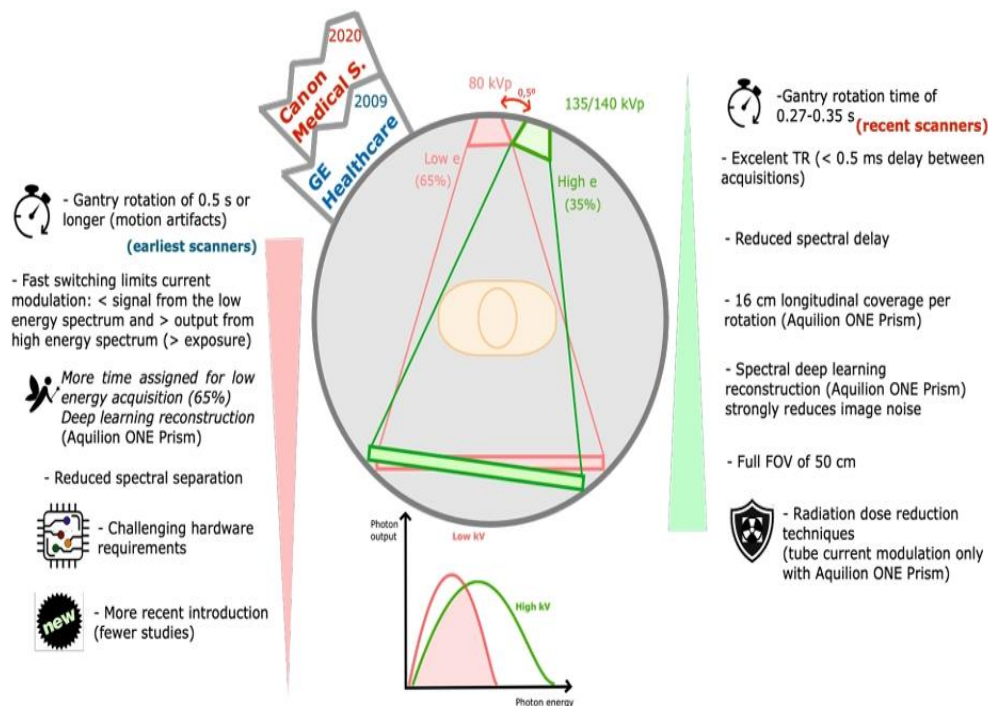
(π.χ νερό και ιώδιο) ακολουθεί η ανακατασκευή. Οι εικόνες αυτές χρησιμοποιούνται για να δημιουργηθεί οποιαδήποτε μόνο ενεργειακή εικόνα μετά. (Alkadhi et al., 2022)



Εικόνα 54 : Διαδικασία αποσύνθεσης και ανακατασκευής υλικού G.S.I

Τα πλεονεκτήματα αυτής της τεχνικής προσέγγισης αφορούν την σχεδόν ταυτόχρονη χρονικά λήψη των δυο ενεργειών, δίνοντας εξαιρετική χρονική ανάλυση με ένα Fon 50 cm, η αποσύνθεση του υλικού πραγματοποιείται στο χώρο των προβολών. Τα νεότερα μοντέλα 320 σειρών ανιχνευτών προσφέρουν 16 cm κάλυψης κατά μήκος επιτρέποντας σαρώσεις πλήρους όγκου με μία μόνο περιστροφή. Εργαλεία Αι υποβοηθούν τον φασματικό διαχωρισμό για την μείωση του θορύβου της εικόνας. (Agostini et al., 2019)

Τα μειονεκτήματα αφορούν τον περιορισμό στη διαμόρφωση ρεύματος δημιουργώντας προβλήματα στις χαμηλές ενέργειες με χαμηλό σήμα αντισταθμιζόμενα εν μέρει με την αύξηση του χρόνου έκθεσης στις χαμηλές ενέργειες, μειονέκτημα αποτελεί και ο χρόνος περιστροφής λυχνίας 0.55 s με νεότερα μοντέλα να μειώνουν το χρόνο αυτό σε 0.35-0.27 s, το υψηλό κόστος που απαιτείται λόγω ειδικού εξοπλισμού είναι επίσης ακόμα ένα μειονέκτημα. (Agostini et al., 2019)



Εικόνα 55: Αξονική τομογραφία αλαλαγής KVp (Fast kVp Switching)

6. Η απεικόνιση της καρδιάς

6.1. DSR (Dynamic Spatial Recontraction) της Mayo

Οι προσπάθειες μελέτης της καρδιάς ανάγονται στις αρχές της δεκαετίας του 1980 προσπαθώντας να μελετηθεί η βατότητα μοσχευμάτων αορτοστεφανιαίας παράκαμψης. Η ιδέα προϋπήρχε από την εποχή του πρώτου τομογράφου EMI αλλά χρονική και χορική δυνατότητα δεν ήταν επαρκής. Πίσω στον χρόνο το 1975 ένα σύστημα με 28 ζεύγη λυχνιών και ανιχνευτών αντίστοιχα σε απεικόνιση άμεσης γραμμής και χρονική ανάλυση 16 msec/εικόνα, χωρική ανάλυση κάτω του 1 mm εγκαταστάθηκε στη κλινική Mayo φέροντας το όνομα D.A.S (Dunamic Spatial Recontraction). Η ανακατασκευή της εικόνας μπορούσε να διαρκέσει και εβδομάδες και μόνο 14 συστήματα αυτού του τεράστιου συστήματος που καταλάμβανε σχεδόν δυο ορόφους εγκατασταθήκαν λόγω τεχνικών δυσκολιών και μεγάλου κόστους. (Schoepf, 2015)

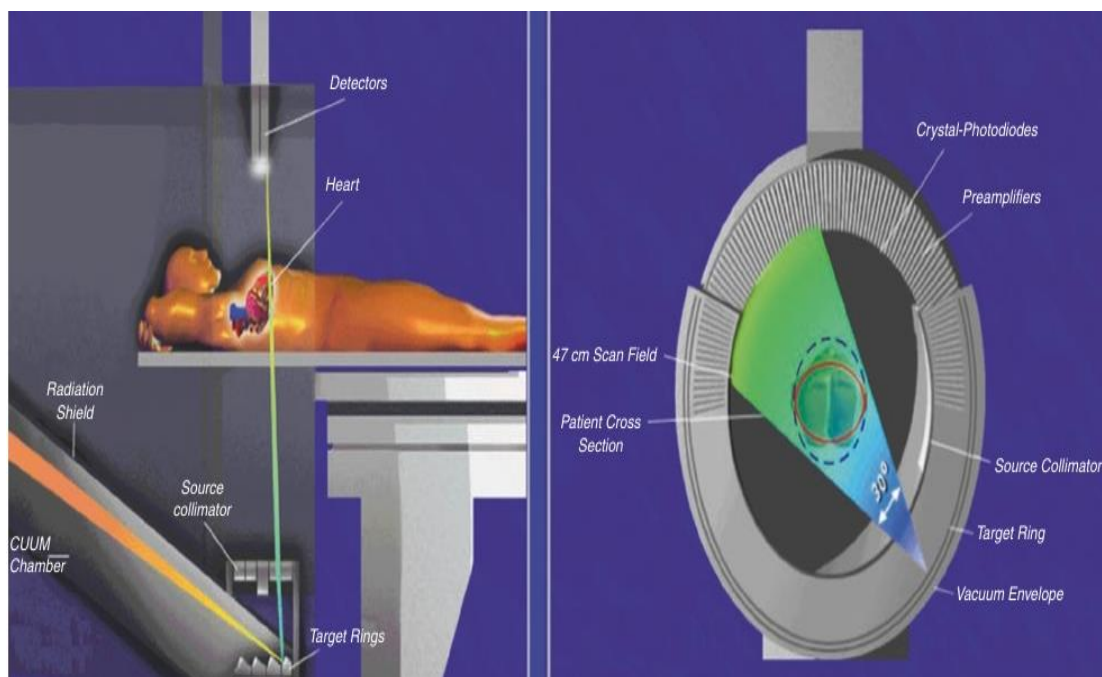


Εικόνα 56: DSR της Mayo (Schoepf, 2015)

6.2. Αξονική δέσμης ηλεκτρονίων (EBCT)

Το 1984 ο Boyd και οι συνεργάτες του ανέπτυξαν ένα σαρωτή δέσμης ηλεκτρονίων, βασισμένη σε προηγούμενες μελέτες από τους Iinuma et al (Iinuma et al., 1977) και στην JEOL μια ιαπωνική εταιρία κατασκευής ηλεκτρονικών μικροσκοπίων σε συνδυασμό με μελέτη του Haimson (Haimson et al., 2009) και Dr. Douglas Boyd (Boyd et al., 1979) έχοντας την αρχική ονομασία Ultrafast CT. Μια δέσμη ηλεκτρονίων εστιάζεται στην άνοδο σε μικρό σημείο και εκτρέπεται με ισχυρό ηλεκτρομαγνητικό πεδίο, προσπίπτει σε μια μικρή εστία βολφραμίου. Η σάρωση δέσμης είναι 180^0 μοίρες επιπλέον 30^0 μοίρες, όπου είναι το πλάτος της δέσμης βεντάλιας. Η τεχνική αυτή ήταν εξαιρετικά γρήγορη καλύπτοντας 8 cm της καρδιάς κατά μήκος του άξονα Z και δημιουργούσε 8 τομές, αυτό γινόταν με τη βοήθεια 4 ανόδων και 2 σύστοιχων ανιχνευτών. Δεδομένο ότι την εποχή εκείνη δεν μπορούσαν τεχνολογικά να υπάρξουν κινούμενα μέρη, οι περιορισμοί στα mA της λυχνίας (650mA) απαιτούσαν χαμηλή ταχύτητα για αποδεκτή εικόνα και ποιότητα. Με χρονική διακριτική ικανότητα 50-100 msec ήταν 10-20 φορές ταχύτερη από όλα τα υπάρχοντα συστήματα. Το 1999 η GE παρουσίασε ένα τελευταίο μοντέλο το "e- speed" EBCT με χωρική ανάλυση 1,5 mm και κόστος 1,5 εκατομμύρια δολάρια, αλλά δεν ήταν αρκετό και εγκαταλείφθηκε.

Βρισκόμαστε ακόμα στην εποχή όπου ο μονός τρόπος αξιολόγησης της καρδιάς ήταν η επεμβατική αγγειογραφία. (Schoepf, 2015)



Εικόνα 57 : Σαρωτής δέσμης ηλεκτρονίων (EBCT).(Schoepf, 2015)

Το 1998 παρουσιάστηκε ένα σύστημα διπλής τομής που είχε δυνατότητα να αποκτήσει δυο τομές ανά περιστροφή κατεβάζοντας τον χρόνο σάρωσης στο μισό από τους συνήθεις χρόνους της εποχής. Η εταιρία Elscint με έδρα το Ισραήλ ήταν η κατασκευάστρια εταιρία, και αργότερα εξαγοράστηκε από την Picer. Ακολουθήσαν η Siemens και GE με τομογράφους 4 και 8 τομών. Η πολυτομική τομογραφία που αναπτύσσετε παραγκώνισε την E.B.CT αλλά ακόμα δεν έχει κατορθώσει να φτάσει την χρονική ανάλυση της E.B.CT.

Το 2002 η Siemens παρουσίασε ένα τομογράφο 16 τομών και την εφαρμογή του στην μη επεμβατική αξονική στεφανιογραφία αναφέροντας τα κλινικά και οικονομικά οφέλη της μεθόδου. (Rumberger et al., 2002) Με χρόνο περιστροφής λυχνίας 0,4-0,5 sec και πάχος τομής 1 mm πρότεινε για την μελέτη εξεταζόμενων για την διερεύνηση στεφανιαίων αγγείων με καρδιακό ρυθμό 65 παλμών και κάτω με ταυτόχρονη καρδιακή καταγραφή. Το σύστημα 64 τόμων παρουσιάστηκε το 2004 έχοντας την ικανότητα να δώσει ολοκληρωμένες πληροφορίες για την καρδιακή μορφολογία συμπεριλαμβανομένων και των στεφανιαίων αγγείων. Η χρονική ανάλυση κάτω των 200 ms έγινε εφικτή όταν ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας έφτασε ως και 0.35 s

αυξάνοντας την εφαρμογή τεχνικών με περιφραγμένο Η.Κ.Γ σε μεγαλύτερους καρδιακούς παλμούς. Η αξονική τομογραφία 64 τομών έγινε μέθοδος εκλογής για την απεικόνιση της καρδιάς σε ασθενείς με οξύ θωρακικό πόνο σε επείγουσα βάση.

Παρά τις τεχνολογικές εξελίξεις οι υψηλοί καρδιακοί παλμοί παραμένουν πρόβλημα στην απεικόνιση με αξονική τομογραφία της καρδιάς και των στεφανιαίων, οι ακανόνιστοι άρρυθμοί καρδιακοί παλμοί παραμένουν πρόκληση για τη δημιουργία εικόνας χωρίς κινητικά σφάλματα από πολλαπλούς καρδιακούς κύκλους, ενώ το υψηλό φορτίο ασβεστίου δημιουργεί προβλήματα κατά την απεικόνιση. Οι 64 τομές έγιναν διαθέσιμες από όλους τους κατασκευαστές ο ανταγωνισμός των πολιτών και η συνεχής εξέλιξη στην μηχανική των συστημάτων έκαναν την καρδιακή απεικόνιση κινητήριο δύναμη για εξέλιξη, προσπαθώντας να αποδώσουν λειτουργικά αλλά και μορφολογικά την καρδιά.

Το 2005 ένα σύστημα διπλής πηγής με δυο λυχνίες και δυο ανιχνευτές σε γωνία 90° μοιρών πρόσφερε χρονική ανάλυση 83 ms όταν η μονοτομική αξονική τομογραφία έχει 165-190 ms χρονική ανάλυση. Η αξονική τομογραφία με διπλής ενέργειας κατάφερε να χαρακτηρίσει ιστούς και να προσφέρει λειτουργικές και απεικονιστικές πληροφορίες. Η δεύτερη και η τρίτη γενιά (2009 και 2013) κατάφεραν να καλύψουν ολόκληρη την καρδιά σε ένα μόνο καρδιακό κύκλο με τη λειτουργία υψηλού βήματος που διαθέτουν, ο συνδυασμός του υψηλού βήματος με Η.Κ.Γ απεικονίζει τα στεφανιαία αγγεία με εξαιρετικό τρόπο.

Η παρουσίαση συστημάτων με 320 τομές και πάχος τομής 0,5 mm με χρόνο περιστροφής λυχνίας 0.285 ή 256 τομές με πάχος τομής 0,625 και χρόνο περιστροφής λυχνίας 0,280 που είναι διαθέσιμες μπορούν να απεικονίσουν δυναμικά δεδομένα όγκου με επαναλαμβανόμενες σαρώσεις και απεικόνιση ολόκληρης της καρδιάς με μία ενιαία σάρωση χωρίς κενά. (Schoepf, 2015)

7. Αξονική στεφανιογραφία

7.1. Αξονική τομογραφία πολλαπλών τομών (M.D.C.T)

Ο βασικός σχεδιασμός ενός πολυτομικού αξονικού για όλους τους κατασκευαστές ακολουθεί την φιλοσοφία την τρίτης γενιάς περιστροφής λυχνίας-ανιχνευτή. Οι

διαθέσιμοι ανιχνευτές που εκτείνονται κατά τον άξονα z έχουν φτάσει τους 360 αποτελούμενοι από 650-1000 στοιχεία. Οι δεσμοί βεντάλια έχει ευρεία κάλυψη 45° - 55° μοιρών για να καλύψει ένα οπτικό πεδίο 50 cm. Μια σύγχρονη λυχνία ακτινών X μπορεί να έχει ισχύ από 60-120 kw δίνοντας δυνατότητα επιλογής μεταξύ 70-150 Kv. Οι ανιχνευτές είναι από υλικά στερεάς κατάστασης κρυστάλλων ή κεραμικοί. Εισαγωγή 64 τόμων ή και περισσότερων ελαχιστοποίησαν το πάχος τομής σε 0,625 mm με ισοτροπικό voxel, ποικιλία διαμόρφωσης ανιχνευτών είναι διαθέσιμοι 96*0.6 mm με πλάτος 6 cm κατά τον Z άξονα ή 256*0.625 mm και άλλες.

Η ανακατασκευή εικόνων σε διάφορα πάχη τομής από τα πρωτογενή δεδομένα ανάλογα τις ανάγκες της εξέτασης είναι διαθέσιμα μέχρι πάχους τομής 1 mm για επεξεργασία. Η απόκτηση των δεδομένων μαζί με την καταγραφή του καρδιακού κύκλου από Η.Κ.Γ είναι δεδομένη, καταγράφοντας τον καρδιακό κύκλο μπορούμε να επεξεργαστούμε τα αποκτηθέντα δεδομένα σε κάποιο συγκεκριμένο χρονικό σημείο του καρδιακού κύκλου. Στην περίπτωση όπου ανιχνευτής δεν είναι ικανός να καλύψει όλη την καρδιά απαιτούνται περισσότεροι του ενός καρδιακοί κύκλοι και συρραφή των δεδομένων σε συγκεκριμένο χρονικό σημείο του καρδιακού κύκλου για να γίνει ανακατασκευή σε ένα σύνολο δεδομένων.

Δυο είναι οι συνηθέστερες τεχνικές απόκτησης δεδομένων για τομογράφους 64 τόμων ή περισσότερων, ελικοειδής περιφραγμένη με Η.Κ.Γ (E.C.G.gate spiral) και προοπτική απόκτηση με Η.Κ.Γ (Prospective ECG triggering sequence acquisition). Η αναδρομική ελικοειδής σάρωση (Retrospectively ECG gated spiral) ήταν η επικρατέστερη τεχνική των πρώτων ετών, μια συνεχής σάρωση με χαμηλό βήμα (Pitch 0.2) με Η.Κ.Γ καταγραφή το οποίο χρησίμευε για την επιλογή του χρονικού σημείου του καρδιακού κύκλου που επιλέγαμε για ανακατασκευή δίνοντας ευελιξία στο χρονικό παράθυρο επιλογής της αναδρομικής επεξεργασίας διαφορετικού σημείου καρδιακού κύκλου. Η τεχνική μειονεκτεί από άποψη δόσης ακτινοβολίας καθώς η σάρωση είναι πλήρης και συνεχής κατά τη διάρκεια όλου του καρδιακού κύκλου.

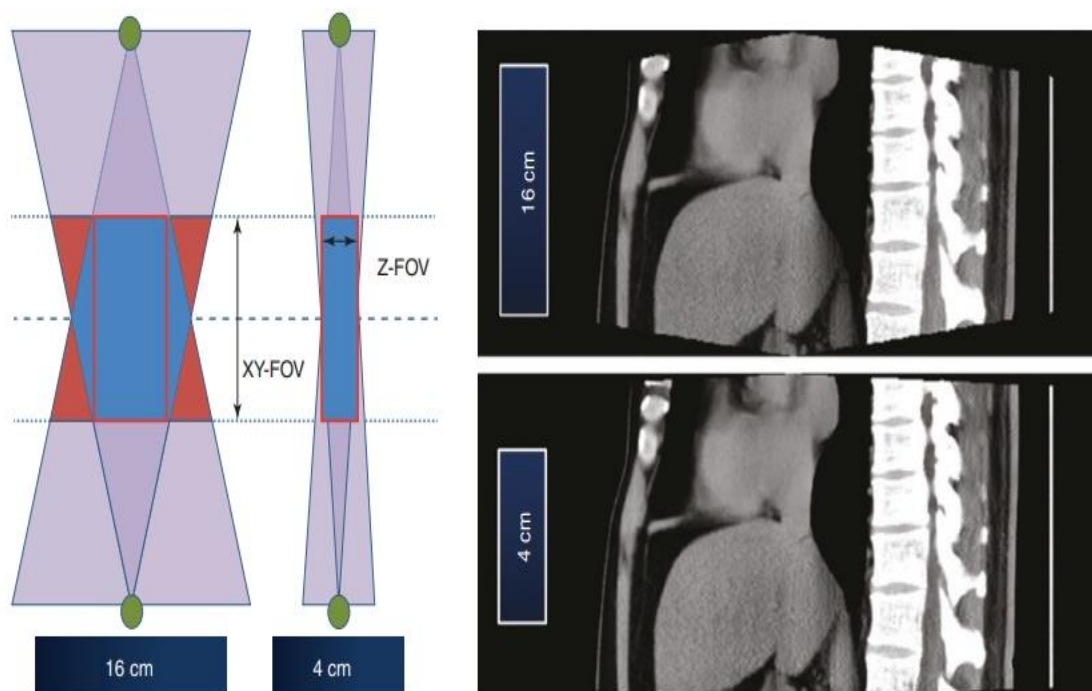
Η εναλλακτική απόκτηση δεδομένων με τεχνική της προοπτικής ενεργοποίησης διαδοχικής σάρωσης με Η.Κ.Γ (ECG triggered sequential step end shout) με βήματα σάρωσης χρησιμοποιείται στις νεότερες γενιές τομογράφων. Η ακτινοβολία ενεργοποιείται σε ένα προκαθορισμένο σημείο του καρδιακού κύκλου, έτσι μόλις ανιχνευθεί το χρονικό σημείο ενεργοποιείται η λυχνία και γίνεται η λήψη των δεδομένων, αμέσως μετά τη λήξη του χρονικού σημείου η ακτινοβολία σταματά και η

εξεταστική τράπεζα μετακινείται στην επόμενη θέση περιμένοντας την ανίχνευση του επόμενου σημείου που θα ενεργοποιήσει την ακτινοβολία. Το σύνολο της καρδιάς καλύπτεται σε βήματα, όσο μεγαλύτερο το μήκος του ανιχνευτή κατά Z τόσο λιγότερα απαιτούμενα βήματα για την κάλυψη. Η τεχνική αυτή χρειάζεται ένα μικρό χρονικό διάστημα καρδιακού κύκλου για τη δημιουργία της εικόνας σε προκαθορισμένο διάστημα από το χρήστη ενώ η αναδρομική ανακατασκευή δεν είναι εφικτή.(Schoepf, 2015)

7.2. Από τα συστήματα 4 cm στα 16 cm

Για απόκτηση δεδομένων που γίνεται με συστήματα μικρού σχετικά ανιχνευτή που καλύπτουν 4 cm ανατομίας απαιτούν 3-4 πακέτα δεδομένων για το σχηματισμό του συνόλου της καρδιάς σε χρονικό διάστημα παραπάνω του ενός καρδιακού κύκλου, η χρονική αυτή καθυστέρηση μπορεί να δημιουργήσει διακυμάνσεις μεταξύ των καρδιακών κύκλων και εικόνα εμφάνιση σκαλοπάτια που οφείλονται στις διακυμάνσεις του καρδιακού κύκλου και του πακέτου που σαρώθηκε δημιουργώντας πρόβλημα εγγραφής των δεδομένων.

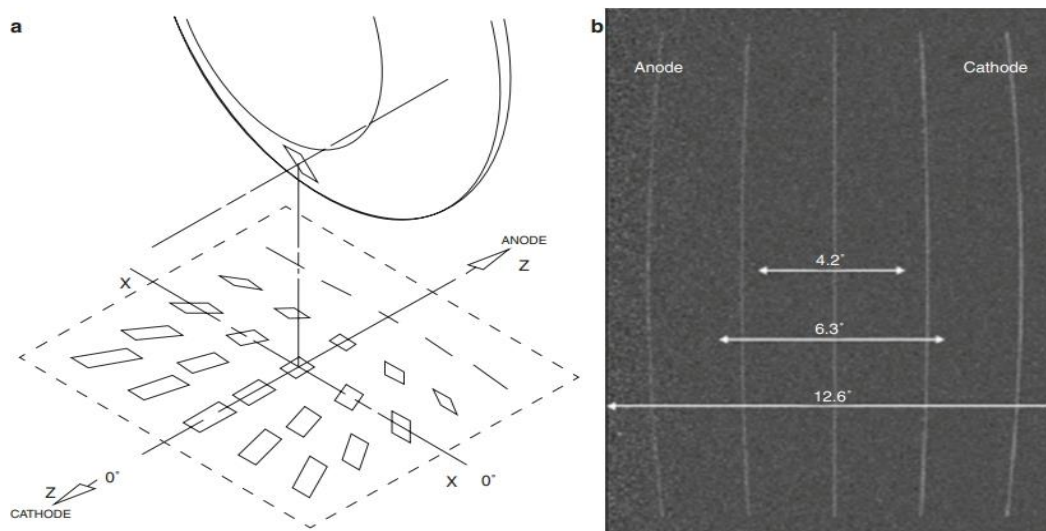
Εμπορικά διαθέσιμα συστήματα με 128-256 τομές με κάλυψη κατά Z άξονα 80 mm έχουν τη δυνατότητα κάλυψης 16 cm στον άξονα Z ικανοποιώντας την απαίτηση κάλυψης όλης της καρδιάς σε ένα παλμό χωρίς πρόβλημα εγγραφής δεδομένων. Ένα πιθανό πρόβλημα των ανιχνευτών με μεγάλη κάλυψη και της δέσμης βεντάλιας με μεγάλη γωνία συγκρινόμενο με τους μικρότερους ανιχνευτές είναι ο περιορισμός του οπτικού πεδίου.



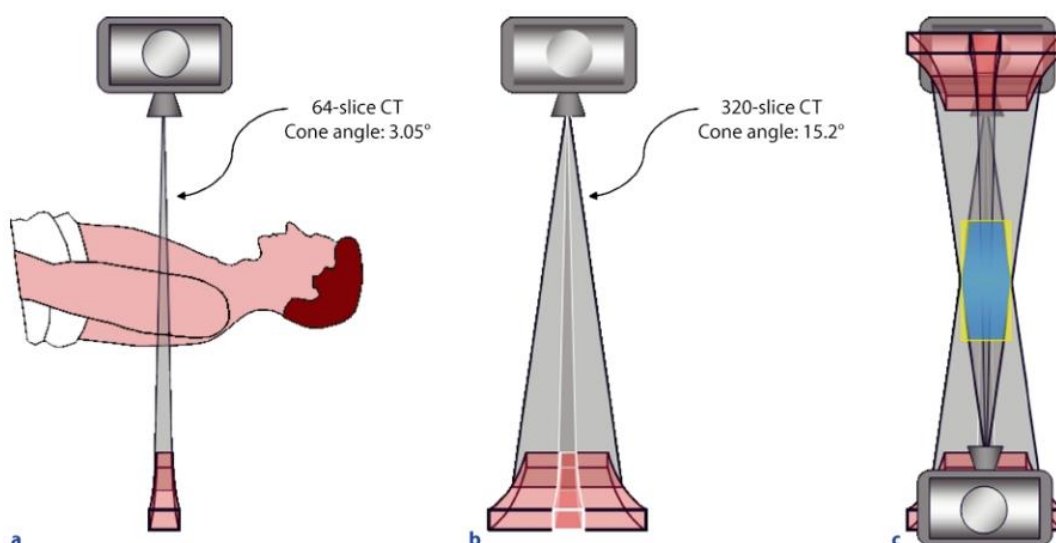
Εικόνα 58 : Σύγκριση συστημάτων 4 και 16 cm . Η περιοχή πλήρους FOV μειώνεται.

Στην αριστερή εικόνα, η προβολή από το πλάι δείχνει πως η περιοχή πλήρους πεδίου (FOV) μειώνεται σημαντικά στα συστήματα με ευρύ ανιχνευτή. Αν και περιοχές εκτίθενται (με κόκκινο χρώμα), δεν μπορούν να ανακατασκευαστούν με παραδοσιακές τεχνικές. Ως αποτέλεσμα, τα παραμορφωμένα τμήματα συχνά αποκόπονται από τις ανακατασκευασμένες εικόνες (δεξιά εικόνα). (Schoepf, 2015)

Το φαινόμενο πτέρνας που παρατηρείται πρέπει να αντιμετωπιστεί ανασχεδιάζοντας τη λυχνία για να επιτευχθεί ομοιογενής ένταση σε όλο το μήκος του ανιχνευτή αυτό γίνεται καταργώντας τη γωνίωση που υπάρχει στην άνοδο της λυχνίας, ένα σύστημα 16 cm έχει λυχνία 600-750 mA ενώ τα υπόλοιπα διαθέτουν λυχνία 1000-1300 mA, με κόστος μειωμένη ισχύ η οποία γίνεται φανερή όταν το σύστημα πρέπει να δουλέψει στα όριά του.



Εικόνα 59 : Το φαινόμενο πτέρνας και η παραμόρφωση της δέσμης (Schoepf, 2015)



Εικόνα 60 : α)τυπική δέσμη 64 τομών β)16 cm κατά Z άξονα δημιουργούν γωνιά 16 ° γ)Το ρομβοειδές σχήμα της εικόνας περιορίζει το F.O.V(Reiser et al., 2009)

Τα συστήματα με ευρύ ανιχνευτή 16 cm έχουν βρει εφαρμογή σε εξεταζόμενους με κολπική μαρμαρυγή, όπως επίσης μπορούν να πραγματοποιήσουν αξονική στεφανιογραφία σε συνδυασμό με αιμάτωση μυοκαρδίου. Στα πλεονεκτήματα των συστημάτων αυτών είναι οι δυναμικές απεικονίσεις πλήρους όγκου χωρίς κίνηση της εξεταστικής τράπεζας. Προσπάθειες επίλυσης των προβλημάτων των συστημάτων με ευρύ ανιχνευτή έχουν γίνει προτείνοντας την εφαρμογή 2 λυχνιών κατά άξονα Z για να

λυθούν τα θέματα γεωμετρίας με μια γρήγορη εναλλαγή μεταξύ τους. Το 2016 ένα σύστημα με οπτικό πεδίο 250 mm και 192 τομές κάλυψη 140 mm κατά μήκος του άξονα Z και χρόνο περιστροφής λυχνίας 0,245 που φέρει το όνομα Spotlight CT από την Arineta Ltd έγινε εμπορικά διαθέσιμο για εξατομικευμένη καρδιακή τομογραφία. (Schoepf, 2015)

7.3. Αξονική τομογραφία διπλής πηγής / ενεργείας (D.E.C.T)

Ένα σύστημα διπλής πηγής παρέχει 2 ενέργειες κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Τα συστήματα διπλής πηγής έχουν 2 λυχνίες υπό γωνία 90 μοιρών και 2 ανιχνευτές, αποκτώντας ταυτόχρονα δεδομένα στο ίδιο ανατομικό σημείο κατά τον Z άξονα. Η πρώτη γενιά διέθετε 2 ανιχνευτές 64 τόμων με εστιασμένο σημείο Z-Flying focal spot και κάλυψη σχεδόν 20 mm ο χρόνος περιστροφής της λυχνίας ήταν 0.35 s το 2006 δεύτερη αναβαθμισμένη γενιά με 2*128 τομές κατάφερε να καλύψει 34.8 mm με χρόνο περιστροφής 0.28 s το 2014 τομές έγιναν 2*192 η κάλυψη 57.6mm και ο χρόνος περιστροφής 0.25 s .

Ο χρόνος που απαιτείται για την απόκτηση μιας εικόνας είναι το 1/4 του χρόνου περιστροφής της λυχνίας. Η γωνία 90⁰ μοιρών μεταξύ των λυχνιών ενώνοντας τα δεδομένα προκειμένου να σχηματιστεί το απαραίτητο τόξο 180 μοιρών στο κέντρο, η τεχνική αυτή επέτρεψε τη χρονική ανάλυση των 83 ms ,75 ms και 66 ms ανά γενιά αντίστοιχα. Η χρονική ανάλυση βελτιώθηκε σε τέτοιο βαθμό έτσι ώστε ο καρδιακός ρυθμός να μην είναι κοινός παράγοντας για τη διαδικασία της εξέτασης καθώς μπορούν να αποκτηθούν δεδομένα μέσα σε ένα καρδιακό κύκλο.(Schoepf, 2015)

Η αξιοπιστία του συστήματος διπλής πηγής για την αξονική τομογραφία καρδιάς σε εξεταζόμενους με ακανόνιστο ή υψηλό καρδιακό ρυθμό έχει δοκιμαστεί σε κλινικές μελέτες. Μελέτη του 2010 με αξονικό τομογράφο διπλής πηγής 2*64 με χρήση Z-Flying focal spot πάχος τομής 0.6 mm εξέτασε 103 υποψήφιος με υποψία στεφανιαίας νόσου. Οι εξεταζόμενοι υποβλήθηκαν σε στεφανιογραφία με προοπτική σάρωση (ECG Triggered) και σε κλασσική στεφανιογραφία, η ομαδοποίηση σε σχέση με το ρυθμό των καρδιακών παλμών που έκαναν την αξονική τομογραφία έγινε σε χαμηλούς καρδιακούς παλμούς (60<), μεσαίους παλμούς (60-70) και υψηλούς (>70).

Συμπέρασμα της μελέτης ήταν πως και οι 3 διαφορετικές ομάδες κατάφεραν να έχουν εξίσου ακριβείς εικόνες ανεξαρτήτως των καρδιακών παλμών. (Sun et al., 2011)

Το 2012 μια δεύτερη αναδρομική μελέτη με 90 εξεταζόμενους με αρρυθμία που υποβλήθηκαν σε αξονική τομογραφία με διπλή πηγή 128 τομών με προοπτική τεχνική (ECG Triggered axial DSCT) και περιφραγμένη αναδρομική τεχνική (ECG Gated helical DSCT) συμπέραναν πως και οι 2 τεχνικές μπορούν να απεικονίσουν την καρδιά με ποιότητα ανεξαρτήτως του καρδιακού ρυθμού. (Lee et al., 2012)

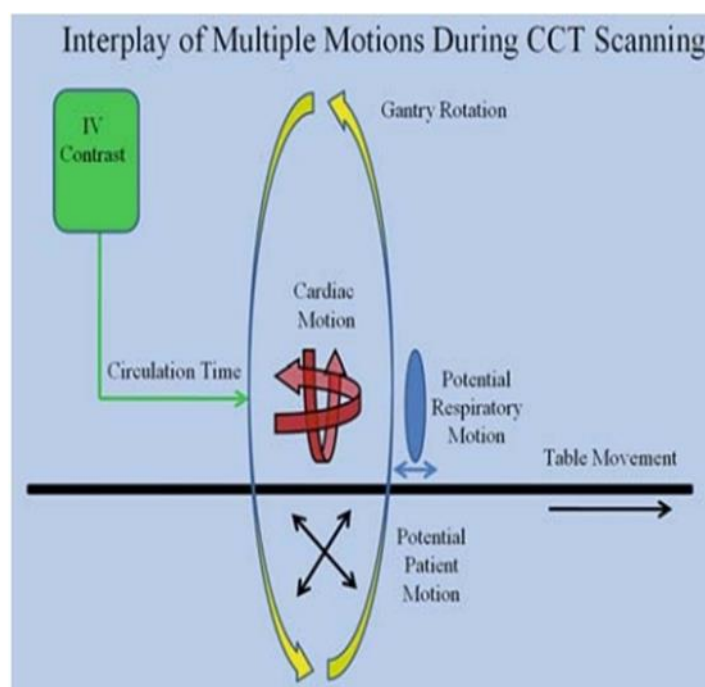
Η υψηλή χρονική ανάλυση είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για τη μείωση των σφαλμάτων κίνησης. Η επίδραση της χρονικής ανάλυσης στα σφάλματα κίνησης της καρδιάς μελετήθηκε το 2016 σε 90 εξεταζόμενους. Δυο τιμές χρονικής ανάλυσης επιλέχθηκαν 75 ms και 140 ms που είναι ένας τυπικός χρόνος. Αποδείχθηκε πως χρονική ανάλυση 75 ms μπορεί να απεικονίσει χωρίς κινητικά φαινόμενα από την καρδιά. (Hutt et al., 2016)

Ένα πολυτομικό σύστημα μόνης πηγής μπορεί να αποκτήσει βήμα μέχρι 1.5 (pitch) για να πραγματοποιηθεί η σάρωση χωρίς κενά δειγματοληψίας. Ένα σύστημα διπλής ενέργειας μπορεί να έχει βήμα διπλάσιο χρησιμοποιώντας αλληλοσυμπλήρωση για τα κενά που μπορεί να δημιουργηθούν μεταξύ πρώτης και δεύτερης σάρωσης για ένα περιορισμένο SFOV. Το βήμα μπορεί να φτάσει μέχρι και 3.2 σε μια περιστροφή. Στην ταχύτητα αυτή δεν λαμβάνονται περιττά δεδομένα καθώς χρησιμοποιείται το 1/4 της περιστροφής για την απόκτηση δεδομένων που θα ανακατασκευαστούν φτάνοντας τη χρονική ανάλυση στο 1/4 της περιστροφής. Για ένα βήμα 2 (pitch) η χρονική ανάλυση θα είναι περίπου 100 ms σε ένα σύστημα DSCT , η χρονική ανάλυση μειώνεται λόγω της γωνίας των λυχνιών.

Η λειτουργία υψηλού βήματος μπορεί να αποκτήσει 450 mm/s σε DSCT δεύτερης γενιάς και 737 mm/s στην τρίτη γενιά, χρήσιμο για την κάλυψη μεγάλων όγκων και κατά τη διάρκεια μη συνεργάσιμων ασθενών. Η λειτουργία υψηλού βήματος συνδυασμένη με Η.Κ.Γ του εξεταζόμενου που ενεργοποιεί την κίνηση του τραπεζιού με ταυτόχρονη λήψη των δεδομένων είναι πολύ βοηθητική στις εξετάσεις καρδιάς σε ένα καρδιακό κύκλο με χαμηλή δόση ακτινοβολίας σε εξεταζόμενους με χαμηλούς καρδιακούς ρυθμούς(62-70). (Schoepf, 2015)

7.4. Τεχνική της εξέτασης

Η αξονική τομογραφία καρδιάς απαιτεί σχολαστική προσοχή και μεθοδολογία για τη λήψη και ανακατασκευή εικόνων που είναι απαραίτητες για τη μελέτη των στεφανιαίων αγγείων. Για να διασφαλιστεί η ποιότητα της εικόνας η καρδιά πρέπει να σαρωθεί στην πιο ήρεμη φάση της κίνησης των στεφανιαίων αγγείων, μειώνοντας την έκθεση σε ακτινοβολία αλλά και την ποσότητα σκιαγραφικού. Η κατανόηση της χρονικής επίδρασης πολλών κινήσεων που συμβαίνουν από άποψης συστήματος συμπεριλαμβανομένων των πολύπλοκων κινήσεων της καρδιακής συστολής, την πιθανή αναπνευστική κίνηση και την κίνηση τραπεζιού και λυχνίας αλλά και την κίνηση του σκιαστικού. Όλοι αυτοί οι παράγοντες πρέπει να έχουν τον τέλειο συγχρονισμό έτσι ώστε να αποδώσουν την απαιτούμενη ποιότητα εικόνας. (Budoff et al., 2008)



Εικόνα 61: Οι κινήσεις κατά την διάρκεια της αξονικής τομογραφίας. Με κόκκινο απεικονίζεται η καρδιακή κίνηση, κίτρινο περιστροφή συστήματος λυχνίας ανιχνευτή, μαύρο η κίνηση εξεταστικής τράπεζας, μπλε η πιθανή αναπνευστική κίνηση, πράσινο ο χρόνος που απαιτείται για την επιθυμητή πυκνότητα εντός των αγγείων. (Budoff et al., 2008)

Η κάλυψη όγκου ανά περιστροφή και ο βαθμός της επικάλυψης καθορίζονται από την κίνηση της εξεταστικής τράπεζας, την ταχύτητα περιστροφής της λυχνίας, και την επικάλυψη των τομών. Η έννοια του βήματος (Pitch) ποσοτικοποιεί αυτή τη σχέση, το

πλάτος της δέσμης και την κίνηση σχετίζονται με την κάλυψη των ατομικού θέματος κατά τη διάρκεια της περιστροφής και καθορίζουν την επικάλυψη των δεδομένων που θα αποκτηθούν. Ο ορισμός του βήματος έχει εξελιχθεί παρασυρόμενος από την εξέλιξη στην πολυτομική αξονική τομογραφία. Το πάχος τομής στα νεότερα συστήματα έχει μικρύνει όπως και το βήμα δημιουργώντας περισσότερες λεπτομέρειες που επιτρέπουν την ανακατασκευή των στεφανιαίων αγγείων. (Budoff et al., 2008)

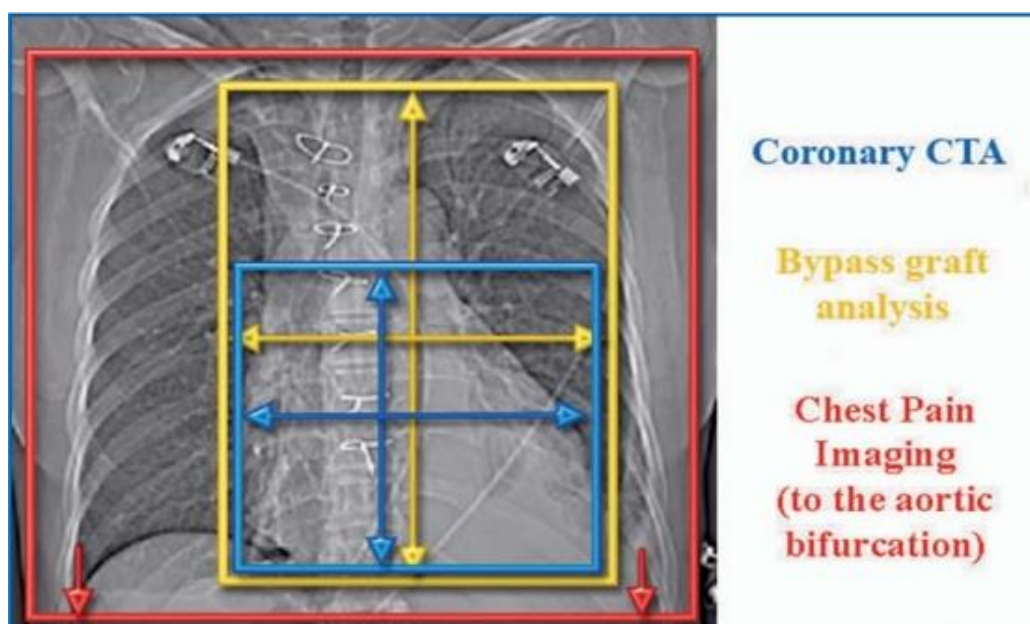
Η αξονική τομογραφία εκτελείται υπό ηλεκτροκαρδιογραφική (Η.Κ.Γ) καταγραφή για την ελαχιστοποίηση των κινήσεων της καρδιάς κατά την λήψη των εικόνων. Οι κινήσεις κατά τους άξονες X,Ψ,Z περικλείουν την καρδιά και τα στεφανιαία αγγεία κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου, ταυτόχρονα με την λήψη των εικόνων καταγράφεται και το Η.Κ.Γ στο σύνολο των πρωτογενών δεδομένων, της πολύπλοκης κίνησης των στεφανιαίων αγγείων. Ανάλογα την αρτηρία ή το τμήμα αυτής ο βέλτιστος χρόνος μπορεί να διαφέρει.

Η συγκράτηση της αναπνοής είναι απαραίτητη κατά τη διάρκεια της εξέτασης για τη μείωση των πιθανών κινήσεων του θώρακα. Ο απαιτούμενος χρόνος συγκράτησης δεν ξεπερνά τα 5-10 δευτερόλεπτα για το σύνολο της εξέτασης. Η εκπαίδευση του εξεταζόμενου στη διαχείριση της αναπνοής του είναι σημαντική, καθώς πρέπει να τη συγκρατεί με τον ίδιο τρόπο κάθε φορά. Διαφορετικό βάθος αναπνοής μπορεί να μετακινήσει τη θέση των οργάνων, αυξάνοντας τον κίνδυνο λανθασμένης απεικόνισης. (Budoff et al., 2008)

Η εξέταση πραγματοποιείται σε συγκεκριμένα στάδια. Ο εξεταζόμενος τοποθετείται ανάσκελα με τα χέρια πάνω από το κεφάλι σε άνετη θέση. Η ιχνηλάτηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (Η.Κ.Γ.) είναι ζωτικής σημασίας για τη διαδικασία, με τρεις ηλεκτρόδια συνδεδεμένα ώστε να καταγράφεται ένα σαφές σύμπλεγμα QRS. Η προετοιμασία του δέρματος με ξύρισμα στα σημεία επαφής και η χρήση τζελ μπορούν να βελτιώσουν την ποιότητα του σήματος.

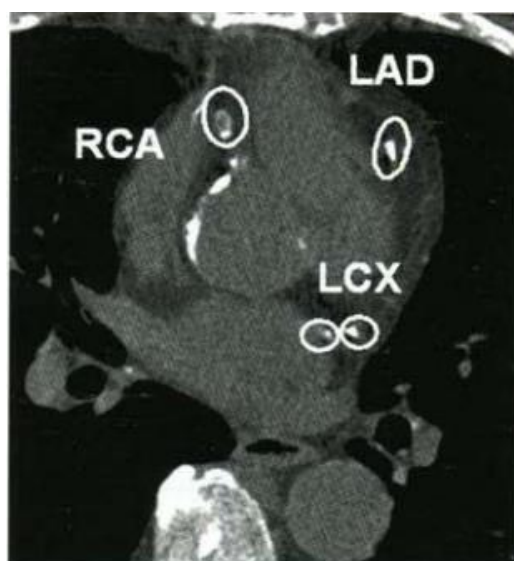
Αρχικά, πραγματοποιείται ένα τοπόγραμμα σε πρόσθια και πλάγια θέση, ακολουθώντας τις ίδιες αναπνευστικές εντολές που θα χρησιμοποιηθούν κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Στο τοπόγραμμα ορίζεται το πεδίο σάρωσης, το οποίο επικεντρώνεται στο ενδιαφερόμενο ανατομικό σημείο, με τη βοήθεια ανατομικών ορόσημων. Συνήθως, η αριστερή κολπική απόφυση αποτελεί την πιο κρανιακή δομή της καρδιάς, ενώ η κοιλιακή κορυφή αριστερά είναι η πιο ουραία δομή. Η καρίνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως σημείο αναφοράς για τον καθορισμό της κρανιακής

όψης. Η απόσταση μεταξύ της αριστερής και της κύριας στεφανιαίας αρτηρίας είναι μεταβαλλόμενη, γι' αυτό η απεικόνιση της στεφανιαίας αρτηρίας περιλαμβάνει σάρωση 10 mm κρανιακά προς την αριστερή στεφανιαία αρτηρία και 10 mm κορυφαία. Σε εξεταζόμενους με αορτοστεφανιαία παράκαμψη, το ανώτερο όριο της εξέτασης μετακινείται στην κορυφή του αορτικού τόξου ή 10 mm πάνω από τα χειρουργικά κλιπ. (Budoff et al., 2008)



Εικόνα 62 : Τοπογράμμα. Τα χεριά είναι τοποθετημένα πάνω από το κεφάλι. Το πεδίο σαρώσεις έχει οριοθετηθεί. (Rubin et al., 2008)

Αφού οριστεί το πεδίο απεικόνισης πραγματοποιείται μια σάρωση χωρίς σκιαστικό, για τον προσδιορισμό του φορτίου ασβεστίου των στεφανιαίων αγγείων, γνωστό σαν Calcium Scoring (C.S). Είναι μια υψηλής ανάλυσης σάρωση που προσφέρει πληροφορίες για την συγκέντρωση ασβεστίου και τον προγνωστικό κίνδυνο μελλοντικά.(Budoff et al., 2008) Η αξιολόγηση του C.S γίνεται με δυο τεχνικές , μέτρηση ολικής μάζας ασβεστίου των στεφανιαίων αγγείων και κλίμακα Agatston. Η προσέγγιση Agatston είναι η κλασική προσέγγιση όπου χρησιμοποιείται ένα κατώφλι 130 HU για τον προσδιορισμό των τμημάτων των στεφανιαίων αγγείων που έχουν αποτιτανώσεις. Η ολική μάζα μετريέται με την ολική έκταση, κάθε περιοχής με αποτιτάνωση μεγαλύτερη από 1 mm^3 ή 3 εικονοστιχεία, σταθμίζετε με ένα συντελεστή πολλαπλασιασμού εξαρτώμενο από την μέγιστη πυκνότητα της περιοχής που υπολογίζετε, αθροίζετε και προκύπτει μια τιμή η οποία αντιπροσωπεύει το ολικό ποσό ασβεστίου των στεφανιαίων αγγείων. (Prokop et al., 2005)



Βαθμολογία Agatston:

$$Ag = \sum_{ROI_i} \text{Εμβαδόν}_i \times C_i$$

Συντελεστές C_i :

$C_i = 0$ εάν $CT_{i \text{ μεγ}} < 130$ HU

$C_i = 1$ εάν $CT_{i \text{ μεγ}} = 130 \dots 199$ HU

$C_i = 2$ εάν $CT_{i \text{ μεγ}} = 200 \dots 299$ HU

$C_i = 3$ εάν $CT_{i \text{ μεγ}} = 300 \dots 399$ HU

$C_i = 4$ εάν $CT_{i \text{ μεγ}} \geq 400$ HU

Εικόνα 63: Βαθμολογία Agatston, κάθε επασβασβεστοση περικλείεται από μια περιοχή ενδιαφέροντος (ROI). Η βαθμολογία κάθε πλάκας υπολογίζεται από το εμβαδό όλων των εικονοστιχειων πάνω από 130 HU, πολλαπλασιαζόμενη με ένα συντελεστή σταθμίσεις, εξαρτώμενη από την μέγιστη πυκνότητα της πλάκας. Η βαθμολογία Agatston είναι άθροισμα όλων των μετρήσεων. (RCA δεξιά στεφανιαία αρτηρία, LAP πρόσθιος κατιον κλάδος, LCX περισπωμένος κλάδος). (Prokop et al., 2005)

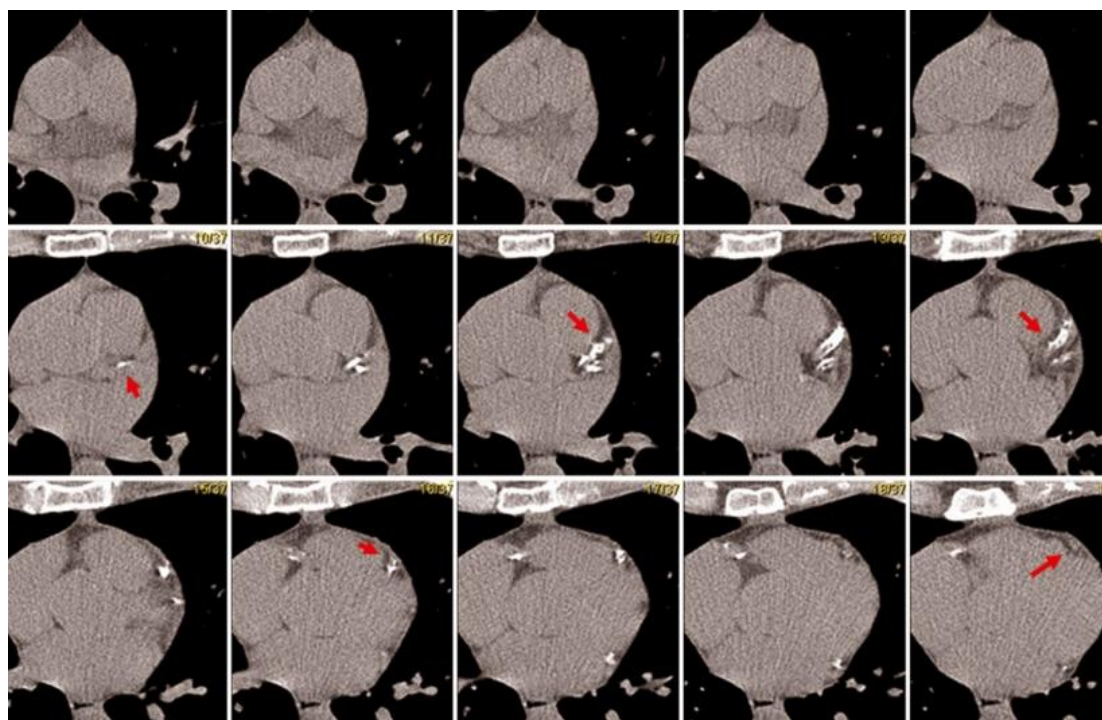
Βαθμός Ca	Φορτίο πλάκας	Πιθανότητα CAD	CV κίνδυνος	Σύσταση
0	όχι πλάκες	πολύ χαμηλή	πολύ χαμηλός	καθησύχαση ασθενούς
1-10	ελάχιστη πλάκα	πολύ μικρή	χαμηλός	συζήτηση οδηγιών για πρωτογενή πρόληψη CAD
11-100	ήπια πλάκα	πιθανή ήπια ή ελάχιστη στένωση	μέτριος	σύσκεψη τροποποίησης παραγόντων κινδύνου
101-400	μέτρια πλάκα	πολύ πιθανή η CAD	μέτρια υψηλός	επιβολή τροποποίησης παραγόντων κινδύνου δοκιμασία κόπωσης
> 400	εκτεταμένη πλάκα	μεγάλη πιθανότητα σημαντικής στένωσης	υψηλός	επιθετική τροποποίηση παραγόντων κινδύνου δοκιμασία κόπωσης ή φαρμακολογική δοκιμασία stress

CAD = στεφανιαία νόσος CV = καρδιαγγειακός. Ολική μάζα ασβεστίου στεφανιαίων $\approx$ τιμή Ca $\times$ 0,83

Εικόνα 64: Ερμηνεία (Rumbergen 1989) (Prokop et al., 2005)

Νεότερες τεχνικές περιλαμβάνουν υπολογισμό του συνολικού όγκου αποτιτανωμένων πλακών ή ολικής μάζας ασβεστίου, υπολογιζόμενη με χρήση ομοιώματος υδροξιαπατιτου. Στην κλινική πράξη υπάρχουν διαφορά λογισμικά επεξεργασίας και υπολογισμού. Γενικά το κατώφλι των 130 HU είναι κοινά αποδεκτό και εφαρμόζεται στην κλινική πράξη.

Ένα τυποποιημένο σύστημα CAC- RADS για την βαθμονόμηση ασβεστίου έχει αναπτυχθεί από SCCT (Society Cardiovascular Computer Tomography) και STR (Society of Thoracic Radiology) των Η.Π.Α. (Hecht et al., 2016)



Εικόνα 65: Τομές πάχους 3 mm για την μελέτη ασβεστίου (C.S) απεικονίζετε η πορεία αριστερής πρόσθιας κατιούσας αρτηρίας (L.A.D). Το λευκό ασβεστοποιημένο σημείο (κόκκινο βέλος) αναγνωρίζετε ευκολά.(Budoff et al., 2008)

Η βαθμολογία του ασβεστίου καθώς και η κατανομή του καθορίζουν αν θα πραγματοποιηθεί η εξέταση. Εκτεταμένη εναπόθεση ασβεστίου μπορεί να είναι απαγορευτική για την διενέργεια της εξέτασης. Ακριβή όρια δεν είναι καθορισμένα, οπότε η βαθμολογία Agatston 500 ή 1000 σε άλλα κέντρα είναι απαγορευτική για την εξέταση. Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε τον σκοπό της μελέτης, ανάλογα το ερώτημα που θα τεθεί και την θέση των πλακών μπορεί να είναι εφικτή η πραγματοποίηση της εξετάσεις.

Το τρίτο στάδιο της εξέτασης είναι η σάρωση με σκιαγραφικό μέσο ιωδίου, για την ενίσχυση των αγγείων. Η εκτίμηση του χρόνου άφιξης του σκιαγραφικού στο σημείο ενδιαφέροντος, συνήθως είναι η ριζά της αορτής, είναι μεγάλης σημασίας για την ποιότητα της εικόνας.

Δυο είναι οι προσεγγίσεις υπολογισμού του χρόνου καθυστέρησης. Ο πρώτος αφορά την διενέργεια ενός test πριν την εξέταση χρησιμοποιούνται 10 ml σκιαστικό +10 ml

CINa με ταχύτητα ιδιά με την εξέταση 5-6 ml/sec μετρώντας ανά δευτερόλεπτο με μια τομή χαμηλών mA υπολογίζουμε την βέλτιστη συγκέντρωση, ο χρόνος που θα μετρηθεί είναι ο χρόνος καθυστέρησης μέχρι την έναρξη της σάρωσης.

Ο δεύτερος τρόπος είναι η χρήση ενός Bolus Tracing διαθέσιμο σε όλα τα συστήματα. Αυτόματoί μέτρηση της πυκνότητας εντός του ROI που έχει επιλεγεί και μια τιμή κατώφλι, συνήθως 150 HU, ξεκινούν την σάρωση. Η διαδικασία της έγχυσης γίνεται με πολυφασικό εγχυτήρα για την σταθερή χορήγηση του σκιαστικού μέσου και την ενίσχυση των αγγείων κατά την διάρκεια της εξέτασης, από περιφερική κεντρική φλέβα του χεριού, συνήθως τη μεσοβασιλική φλέβα στην άρθρωση του αγκώνα, χωρίς να είναι απόλυτο, που έχει καθετηριαστεί με φλεβοκαθετήρα 18 G. (Budoff et al., 2008) Οι βασικές λειτουργίες σάρωσης είναι η αξονική λειτουργία step end shout με μετακίνηση του τραπέζιου, η αξονική κίνηση χωρίς μετακίνηση του τραπέζιου και η ελικοειδής. Η ελικοειδής σάρωση είναι η επικρατούσα τεχνική και σε ελάχιστες περιπτώσεις χρησιμοποιείται η τεχνική step end shout όπως στη σάρωση της καρδιάς υπό ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Η σάρωση χωρίς κίνηση χρησιμοποιείται για την λειτουργία bolus tracking. (Ohnesorge et al., 2015)

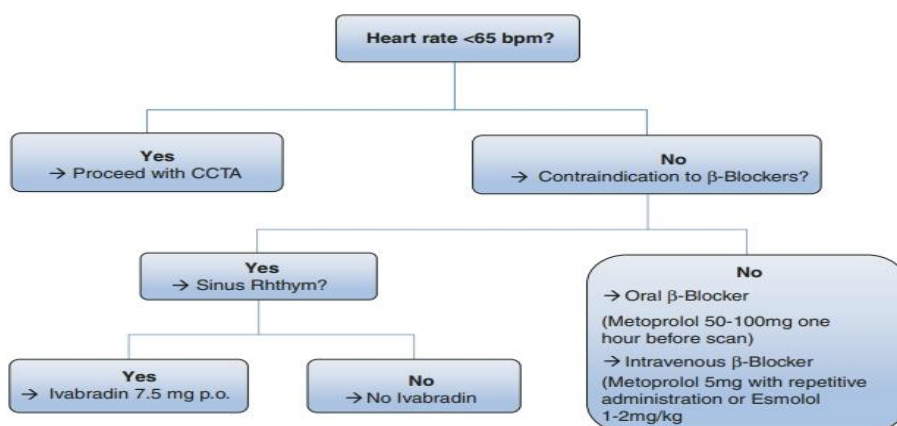
Η σωστή χρήση του σκιαγραφικού μέσου είναι ένας σημαντικός παράγοντας για τη διαγνωστική αξία της εξέτασης, ο συνολικός όγκος ιωδίου ο αριθμός και η διάρκεια της εγγύησης είναι σημαντικοί παράγοντες για την επίτευξη της εξέτασης. Η ποσότητα του σκιαγραφικού που θα χρησιμοποιηθεί εξαρτάται από το βάρος του εξεταζόμενου μια αναλογία 2-2.5 ml/Kg είναι ικανή να παράγει ικανοποιητικά αποτελέσματα στην ενδοαρτηριακή ενίσχυση. (Yamashita et al., 2000) Οι μικρότεροι χρόνοι απόκρισης δεδομένων μειώνουν τον όγκο του σκιαστικού που θα χρησιμοποιηθεί. Ο όγκος του σκιαστικού δεν είναι σταθερός για όλους τους εξεταζόμενους εξαρτάται από τότε σωματότυπο και την ταχύτητα του συστήματος 50-100 ml είναι ικανά να αποδώσουν κατά περίπτωση την επιθυμητή συγκέντρωση. (Schoepf, 2015)

Ο γρήγορος ρυθμός χορήγησης της τάξης των 5-6ml/sec ή και περισσότερο εξασφαλίζουν μια σταθερή συγκέντρωση εντός των αρτηριών. (Kim et al., 1998) Ο υψηλός ρυθμός ροής σκιαστικού αυξάνει απότομα και συντομότερα την κορυφή ενίσχυσης εντός του αγγείου οδηγώντας σε μικρότερο χρονικό παράθυρο για την απόκτηση της επιθυμητής συγκέντρωσης. (Schoepf, 2015) Η χρήση ιωδιούχων σκιαστικών υψηλής συγκέντρωσης 320-400mg/ml προσφέρει καλύτερα αποτελέσματα συγκεντρώσεις του ιωδίου εντός των αρτηριών. (Awai et al., 2002) Η επιθυμητή τιμή

HU είναι τουλάχιστον 325 HU για την πραγματοποίηση της εξέτασης, τιμές μικρότερες των 500 HU μπορεί να υπό εκτιμήσουν το βαθμό στένωσης των μικρότερων στεφανιαίων αγγείων.[53.54.55] Η χρήση φυσιολογικού ορού αμέσως μετά την έγχυση του απαιτούμενου όγκου θα διατηρήσει τη συγκέντρωση του σκιαστικού καθώς ξεπλένει το σκιαστικό του βραχίονα και την άνω κοίλη φλέβα. Ένας όγκος 20-30 ml με τον ίδιο ρυθμό δόσης του σκιαστικού είναι ικανοποιητικός.(Schoepf, 2015) Η προθέρμανση του σκιαστικού ειδικά όταν αυτό είναι με πυκνότητες 320-400mg/ml θα βοηθήσει στη σχέση εξάρτησης του ιζώδες και συγκέντρωσης την αύξηση της αντίστασης στην τριβή πράγμα που απαιτεί μεγαλύτερη πίεση για την επίτευξη της ροής. Η θέρμανση του ουσιαστικού πρέπει να είναι στη ρουτίνα της διαδικασίας.(Schoepf, 2015)

7.5. Φάρμακα στην αξονική τομογραφία

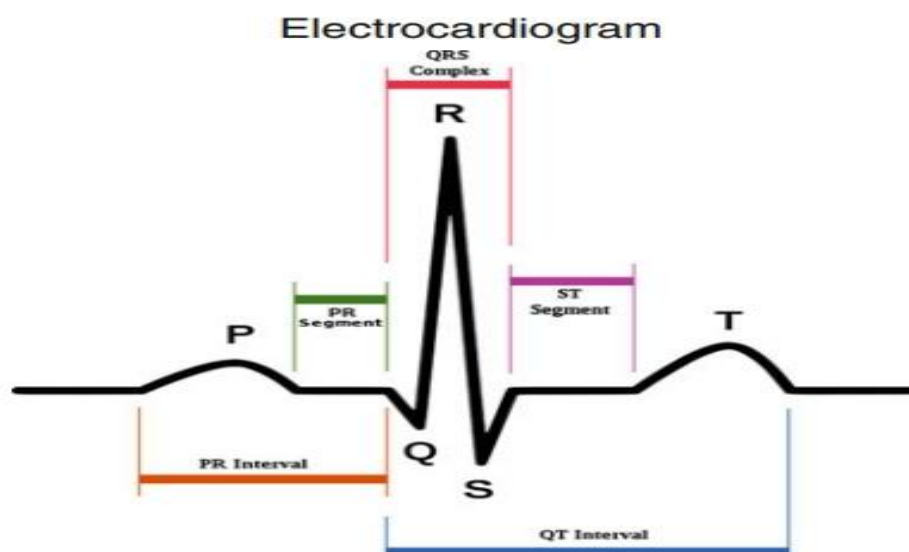
Ο λόγος που γίνεται φαρμακευτική παρεμβολή στην αξονική στεφανιογραφία παρά τις τεχνολογικές εξελίξεις που βελτίωσαν την ποιότητα εικόνας είναι η μείωση του καρδιακού ρυθμού(H.R) και η αγγειοδιαστολή των στεφανιαίων αγγείων για να επιτευχθεί η μέγιστη στεφανιαία ροή. Η καρδιολογική εταιρεία αξονικής τομογραφίας των ΗΠΑ (S.C.C.T) πρότεινε στις κατευθυντήριες γραμμές που εξέδωσε το 2010 μέγιστο καρδιακό παλμό πριν την απεικόνιση <65 .(Iinuma et al., 1977) Κοινή πρακτική είναι η χορήγηση β-αναστολέων ενδοφλεβίως για την καταστολή του καρδιακού παλμού, η διυδροπυριδίνη και οι αναστολείς διάλυτων ασβεστίου. Ωστόσο, δεν υπάρχει καθορισμένο πρωτόκολλο για την χρήση φαρμάκων. (Schoepf, 2015)



Πίνακας 66: Καρδιακός έλεγχος στην αξονική τομογραφία (Schoepf, 2015)

7.6. Καρδιακός συντονισμός

Η απεικόνιση της καρδιάς απαιτεί σύντομη σάρωση για την απόκτηση των προβολών και αντίστοιχα ειδικές τεχνικές σάρωσης και ανακατασκευής για να παγώσει η καρδιά. Η σάρωση και η ανίχνευση είναι απαραίτητο να είναι συντονισμένη με την κίνηση της καρδιάς χρησιμοποιώντας το ηλεκτροκαρδιογράφημα (Η.Κ.Γ) του εξεταζόμενου παράλληλα με την απόκτηση δεδομένων. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (Η.Κ.Γ) καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, σχηματίζεται από ένα κύμα P ένα σύμπλεγμα Q.R.S και ένα κύμα T. Το κύμα P ξεκινά από την κολπική συστολή το σύμπλεγμα Q.R.S λειτουργεί με τον ίδιο τρόπο καταγράφοντας την αποπόλωση, το κύμα T προσδιορίζει μια ηλεκτρική επαναφορά των κοιλιών για τον επόμενο καρδιακό κύκλο με την επαναπόλωση. Κατά τη διάρκεια της διαστολής η καρδιά είναι ηλεκτρικά σιωπηλή. (Marzullo et al., 2013)

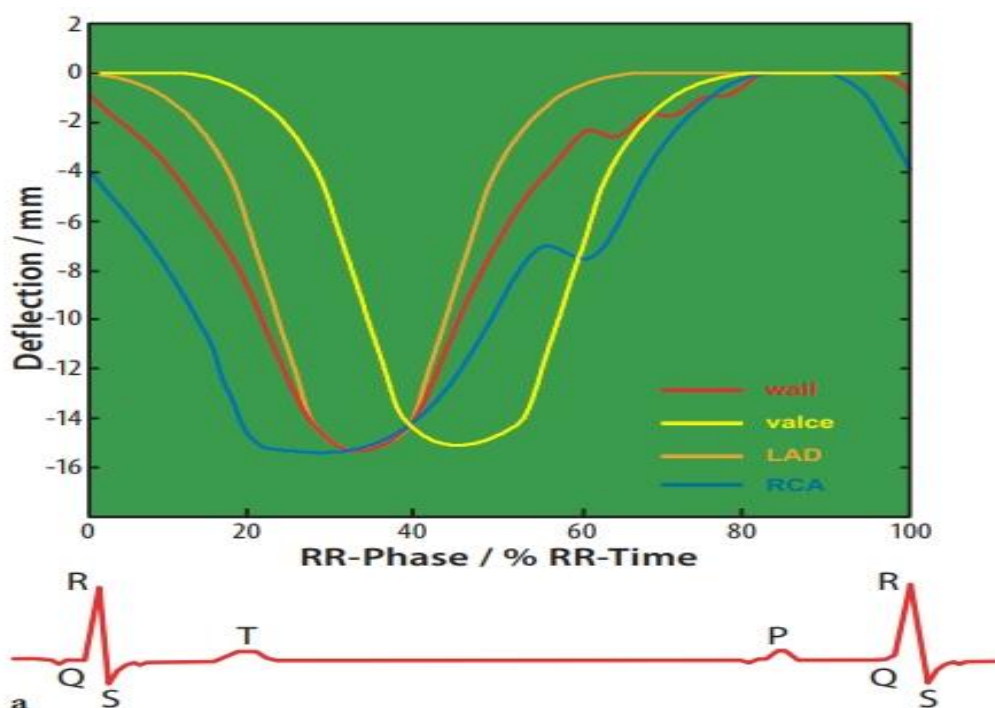


Εικόνα 67: Ηλεκτροκαρδιογράφημα κι απεικόνιση του κύματος P το σύμπλεγμα Q.R.S και το κύμα T (Marzullo et al., 2013)

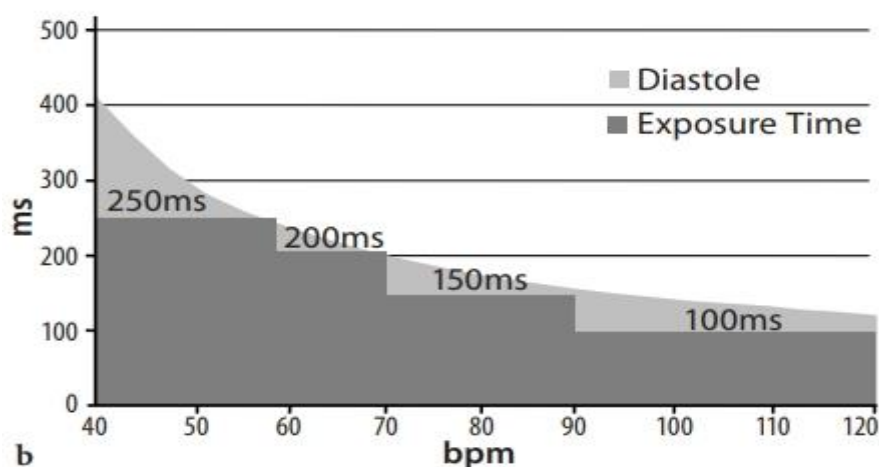
Για να απεικονιστεί η καρδιά " ακίνητη" και να εξαλειφθούν σφάλματα οφειλόμενα στην κίνηση απαιτούνται πολύ σύντομοι χρόνοι έκθεσης για την απόκτηση των δεδομένων. Η απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων που βρίσκονται πολύ κοντά στον

καρδιακό μυ απαιτούν χρονική ανάλυση σε υψηλό βαθμό για την σωστή απεικόνιση τους. Η πολύπλοκη κίνηση της καρδιάς, η ένταση της κίνησης και η ταχύτητά της ανά τμήμα στεφανιαίων αγγείων ποικίλλει. Η μεγαλύτερη κίνηση συμβαίνει κατά τη συστολή των κόλπων και των κοιλιών, η σύντομη τελική συστολική φάση ανάπαυσης ακολουθείται από μια φάση πλήρωσης των κόλπων κατά τη διάρκεια της διαστολής που επιβραδύνεται προς την μέση της τελικής διαστολής. Αυτό το μοντέλο κίνησης μπορεί να μετρηθεί, οι φάσεις ανάπαυσης του τοιχώματος του μυοκαρδίου και των στεφανιαίων αγγείων παρατείνονται κατά τη διάρκεια της διαστολής και κατά τη διάρκεια της τελικής συστολικής φάσης.

Ο καρδιακός ρυθμός καθορίζει την διάρκεια της καρδιακής κίνησης κατά την φάση της διαστολικής ανάπαυσης. Για ένα καρδιακό ρυθμό 90 bpm χρειάζεται χρονική ανάλυση 150 ms για να απεικονιστεί χωρίς κίνηση στη φάση της διαστολής η καρδιά, 100 ms ανάλυση χρειάζονται για έναν καρδιακό ρυθμό 100 bpm. Η πιο “ακίνητη” στιγμή της καρδιάς και των στεφανιαίων αγγείων, επομένως και η μικρότερη κίνηση, βρίσκεται στην τελική συστολική και στην μέση έως τελική διαστολική φάση της καρδιάς. Η τελική συστολική φάση (100-150ms) αυξάνεται ή μειώνεται με τον καρδιακό ρυθμό (διάστημα R-R) για ένα χαμηλό καρδιακό παλμό η τελική συστολική φάση είναι μικρότερη από τη διαστολική φάση η διαφορά μειώνεται με την αύξηση του καρδιακού παλμού. (Ohnesorge et al., 2015)



Εικόνα 68 : Καρδιακή κίνηση κατά την διάρκεια των φάσεων του καρδιακού κύκλου R-R (Ohnesorge et al., 2015)



Εικόνα 69: Η διάρκεια των φάσεων του καρδιακού κύκλου εξαρτάται από τον καρδιακό παλμό(Ohnesorge et al., 2015)

Θεωρείται δεδομένο πως η καρδιακή απεικόνιση γίνεται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου που υπάρχει μικρότερη κίνηση, για την αποφυγή της θολής εικόνας. Η ταχύτητα περιστροφής των σύγχρονων συστημάτων είναι κάτω του 0.5 s, η απεικόνιση της καρδιάς μπορεί να γίνει κατά τη φάση της διαστολικής ανάπαυσης του καρδιακού κύκλου, όπως και στην τελική συστολική φάση με τα πολύ γρήγορα συστήματα μπορεί να πραγματοποιηθεί. Ένας καρδιακός ρυθμός 60 bpm απαιτεί μια χρονική ανάλυση 200 ms ένας ρυθμός 70 bpm χρειάζεται 150 ms χρονικής ανάλυσης, ενώ ένας ρυθμός 90 bpm απαιτεί 100 ms χρονική ανάλυση. Απεικόνιση χωρίς κίνηση σε διαφορετικές φάσεις του καρδιακού κύκλου απαιτούν χρονική ανάλυση της τάξεως των 50 ms που δεν είναι τεχνικά εφικτές με τη σημερινή τεχνολογία.

Η μορφολογία της καρδιακής ανατομίας και ειδικά των στεφανιαίων αγγείων που είναι πολύ μικρές δομές και πολύπλοκες, απαιτούν ισोटροπική ανάλυση κάτω του χιλιοστού. Τα εγγύτερα τμήματα της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας (RCA) κατευθύνονται παράλληλα με το επίπεδο της εικόνας, τα μεσαία τμήματα της κάθετα ως προς το επίπεδο της εικόνας. Η διάμετρος του αυλού των στεφανιαίων αρτηριών είναι κοντά στα 4 mm στους κύριους κλάδους ενώ στα περιφερικά τμήματα 1mm. Το σύστημα της αξονικής τομογραφίας θα πρέπει να μπορεί να αναγνωρίσει μια στένωση που μεταβάλλεται κατά 20% της διατομής του αγγείου. Για να γίνει αυτό η χωρική

διακριτική ικανότητα πρέπει να είναι 0.5 mm για την απεικόνιση των κύριων κλάδων και των διακλαδώσεων τους.

Η γεωμετρία της δέσμης έχει συζητηθεί στα εισαγωγικά κεφάλαια, καθιερωμένη σχεδόν ολοκληρωτικά είναι η γεωμετρική διάταξη της τρίτης γενιάς. Τα πιο σύγχρονα συστήματα διαθέτουν 16 cm για ανιχνευτές στο κέντρο τους με χρόνο περιστροφής 0.25 s. Αύξηση της ισχύς της γεννήτριας έχει αυξηθεί για τους μεγάλους εξεταζόμενους. Υψηλή χωρική και η ισοτροπική ανάλυση μπορεί να αποκτηθεί από το πολύ μικρό pixel του ανιχνευτή 0.25 -0.6 mm συνδυαστικά με το μικρό μέγεθος εστίας 0.3-0.5 mm. Ο αριθμός των τομών που χρησιμοποιείται αντιστοιχεί στο μέγεθος που θα ανιχνευτεί. Σε ένα σύστημα 64 τομών 4 cm είναι η ανατομική περιοχή καλύπτει απαιτώντας 4-5 κύκλους σαρώσεις για να καλυφθεί ολόκληρη η καρδιά. Αν χρησιμοποιηθούν 128 τομές ο αριθμός των περιστροφών πέφτει στο μισό για να καλυφθεί ο όγκος ενδιαφέροντος. (Dowe et al., 2013)

Οι περισσότεροι κατασκευαστές χρησιμοποιούν ανιχνευτές 2 έως 8 cm οι οποίοι δεν μπορούν να καλύψουν όλη την καρδιά αλλά και άλλα όργανα. Για να γίνει δυναμική μελέτη και να καλυφθεί όλη η περιοχή ενδιαφέροντος εκτελείτε μια δυναμική σάρωση που έχει εισαχθεί αποκαλούμενη ως “shuttle” η λειτουργία αυτή μπορεί με ελικοειδή η αξονική σάρωση να μετακινεί μέσα έξω το τραπέζι μεταξύ 2 σημείο ώστε η κάλυψη όγκου να μπορεί να διπλασιαστεί με ομαλή κίνηση εντός του gantry.

Στην αγορά υπάρχουν συστήματα που διαθέτουν μεγάλους ανιχνευτές έως και 16 cm με πλεονέκτημα την πλήρη σάρωση οργάνων όπως η καρδιά με μια περιστροφή ομοιόμορφα χρονικά δίνοντας δυνατότητα καταγραφής με μία μόνο περιστροφή όπως και δυναμικές πληροφορίες κατά τη διάρκεια της σάρωσης. (Samei et al., 2000) Η επαρκής αναλογία αντίθεσης προς το θόρυβο είναι σημαντική για την απεικόνιση των μικρών δομών μικρής και χαμηλής αντίθεσης όπως οι πλάκες ασβεστίου των στεφανιαίων αγγείων. Η καρδιακή απεικόνιση είναι μια ιδιαίτερη εφαρμογή με απαιτήσεις δεδομένα όπως χρονική, χωρική ανάλυση, χρόνος σάρωσης και σκιαγραφική ανάλυση, πρέπει να έχουν βέλτιστο συνδυασμό, η βελτίωση ενός μόνο θεμελιώδους παράγοντα δεν είναι σίγουρο πως θα οδηγήσει σε κλινικά χρήσιμο αποτέλεσμα. (Ohnesorge et al., 2015)

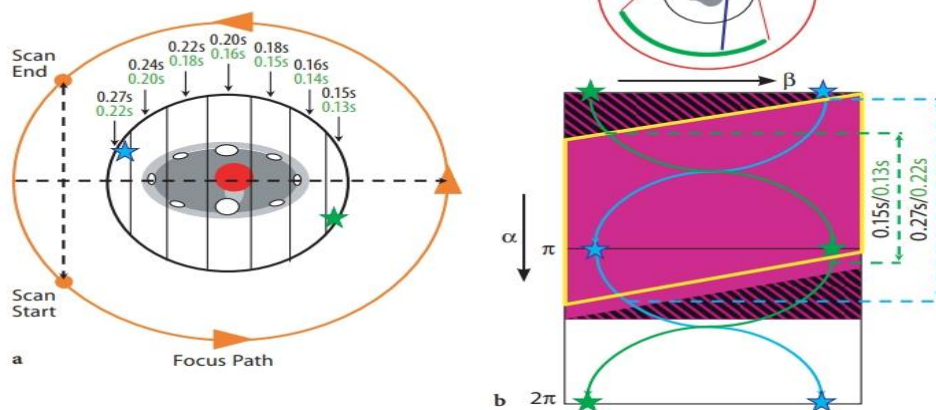
7.7. Αξονική τομογραφία με βελτιστοποιημένη χρονική ανάλυση

Όπως έχει αναφερθεί η καρδιακή απεικόνιση επιβάλλεται να γίνει χωρίς κίνηση τα δεδομένα πρέπει να ληφθούν κατά τη φάση μικρής κίνησης της καρδιάς με όσο καλύτερη χρονική ανάλυση η χρονική ανάλυση του συστήματος καθορίζεται από το χρονικό διάστημα που απαιτείται για να συλλέξει τόσο δεδομένα όσα απαιτούνται για την ανακατασκευή μίας τομής. Οι τεχνικές σάρωσης και οι αλγόριθμοι ανακατασκευής χρειάζεται να έχουν υψηλή ποιότητα εικόνας από ελάχιστα δεδομένα σάρωσης.(Ohnesorge et al., 2015).

Τα συστήματα τρίτης γενιάς που είναι καθιερωμένα σαν τεχνική με γεωμετρία δέσμης βεντάλιας απαιτούν την τεχνική μερικής σάρωσης.(Parker et al., 1982) Η γεωμετρία και οι διαστάσεις του συστήματος καθορίζουν το εύρος της γωνίας προβολής για ένα μέρος δεδομένων δέσμης βεντάλιας κατά την περιστροφή. Αυτό το εύρος (α_p) πρέπει να καλύπτει τουλάχιστον 180° μοίρες συν το εύρος της βεντάλιας ακτινών X (β_f) επομένως ισχύει $\alpha_p = \pi + \beta_f$. Το εύρος της δέσμης X εξαρτάται από την διάμετρο του πεδίου σάρωσης, συνήθως 50 cm, και την απόσταση της εστιακής θέσης του ανιχνευτή από το κέντρο του πεδίου σάρωσης. Η μερική περιστροφή καλύπτει σχεδόν τα 2/3 μιας πλήρους περιστροφής (240° μοίρες) η χρονική ανάλυση εξαρτάται από τον χρόνο απόκτησης των δεδομένων. Η τεχνική της μισής περιστροφής βελτιώνει τη χρονική ανάλυση, η μισή ανακατασκευή είναι ευαίσθητη στα τεχνουργήματα της κίνησης λόγω προβολικής αποκλίσεις, η χρήση ελαφρώς μεγαλύτερο εύρος περιστροφής επιτρέπει την ομαλή μετάβαση μεταξύ προβολών. Η χρονική ανάλυση του σημείου του πεδίου σάρωσης εξαρτάται από το χρονικό παράθυρο των δεδομένων που συνεισφέρουν στην ανακατασκευή του συγκεκριμένου σημείου. Για μια χρονική ανάλυση 500 ms η χρονική ανάλυση στο κέντρο του τμήματος είναι ≈ 250 ms τα άκρα έχουν πάντα μεγαλύτερη χρονική ανάλυση.

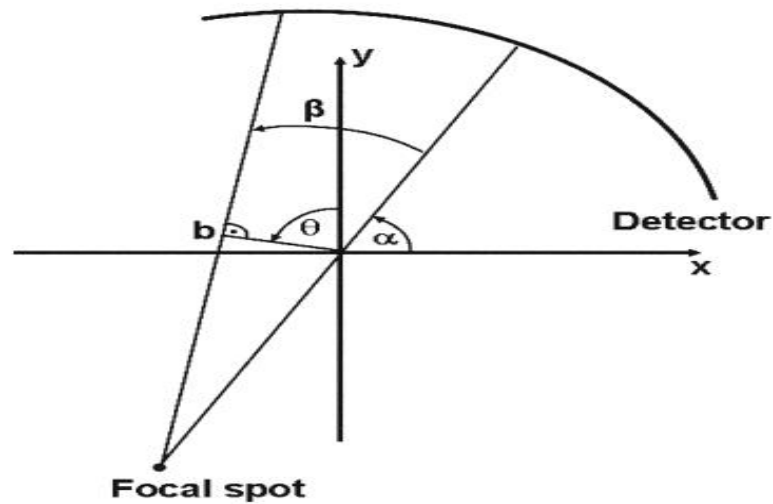
Τα σύγχρονα συστήματα χρησιμοποιούν τη μισή ανακατασκευή σαν βασικό τρόπο απόκτησης δεδομένων, καθώς η καρδιά θα πρέπει να βρίσκεται στο κέντρο του πεδίου για την εξασφάλιση της καλύτερης χρονικής διακριτικής ικανότητας. (Ohnesorge et al., 2015)

0.15s–0.27s: based on 0.40s rotation time
 0.13s–0.22s: based on 0.33s rotation time



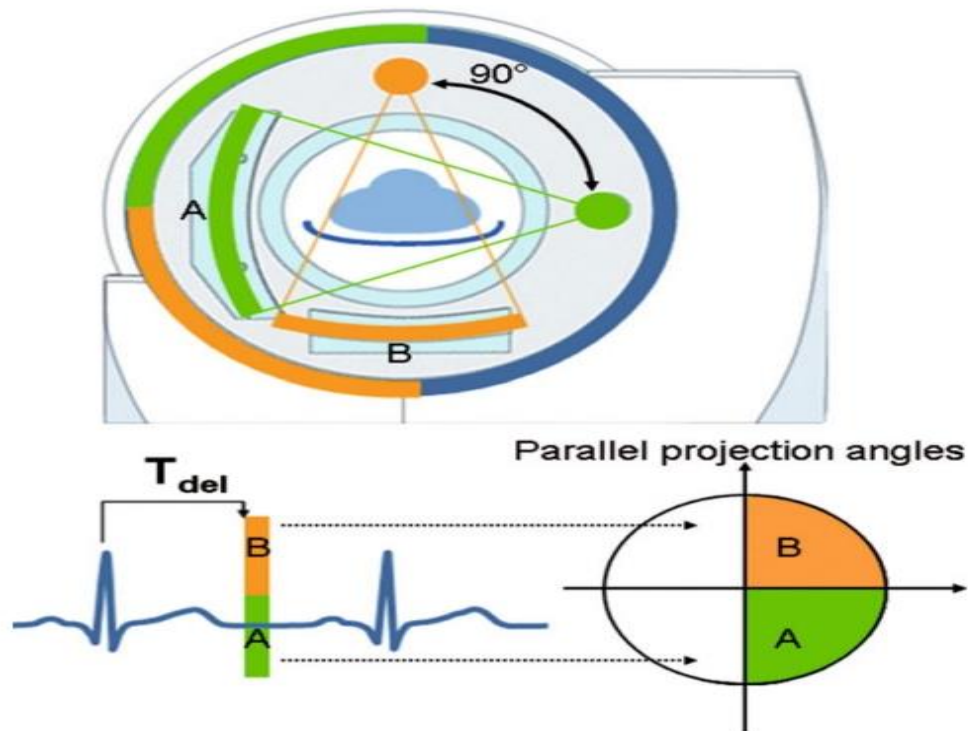
Εικόνα 70: Απεικόνιση μεταβολής χρονικής ανάλυσης με ανακατασκευή μισή σάρωσης εντός του πεδίου
 α) η χρονική ανάλυση αυξάνεται μεταξύ κέντρο και άκρων με ένα μέτρο που είναι κάθετο προς την γραμμή έναρξης και λήξης β) χρονικό παράθυρο δεδομένων δέσμης βεντάλιας και η συμβολή του σε σημεία εικόνας σε διαφορετικές θέσεις κατά την ανακατασκευή (Ohnesorge et al., 2015)

Στη γεωμετρία της δέσμης βεντάλιας τα δεδομένα χαρακτηρίζονται από τη γωνία προβολής (α) και τη γωνία δέσμης (β) για μιας προβολής. Οι γωνίες αυτές καθορίζουν την πορεία κάθε ακτίνας-προβολείς στο σύστημα για την ανασύνθεση της εικόνας. Η μετατροπή σε παράλληλη γεωμετρία απαιτεί κάθε προβολή να έχει τις συντεταγμένες της θ και b , όπου b είναι η απόσταση της ακτίνας από το έσω κέντρο του συστήματος. Η παράλληλη γεωμετρία απλοποιεί τον αλγόριθμο ανακατασκευής επιτρέποντας τον υπολογισμό της πορείας των προβολών σε ευθεία σε σχέση με την κεντρική προβολή, διευκολύνοντας τη δημιουργία καθαρό και με ακρίβεια εικόνα (Rémy-Jardin et al., 2010).



Εικόνα71 : Γεωμετρία αποκτήσεις δεδομένων (Rémy-Jardin et al., 2010)

Τα συστήματα διπλής πηγής (DSCT) τα απαραίτητα τμήματα μπορούν να χωριστούν σε δυο υπό τμήματα 90° μοίρες καταφέροντας να δημιουργήσουν εικόνες εξαιρετικής χρονικής ανάλυσης έως και 83 ms για συγκεκριμένο τμήμα της καρδιάς. Τα δεδομένα θα υποστούν διεργασία ανακατασκευής με αντιστροφή και προβολή σε τρισδιάστατου ογκό (3D back projection) δημιουργώντας ένα σύνολο εικόνων που μπορούν να μελετηθούν σε αυθαίρετες θέσεις κατά τον άξονα z.



Εικόνα 72: Σχηματική απεικόνιση διπλής πηγής. Το τμήμα σάρωσης 180° σε παράλληλη γεωμετρία που χρειάζεται για την ανακατασκευή των εικόνων (Rémy-Jardin et al., 2010)

8. Βασικές τεχνικές σάρωσης για την καρδιακή αξονική τομογραφία

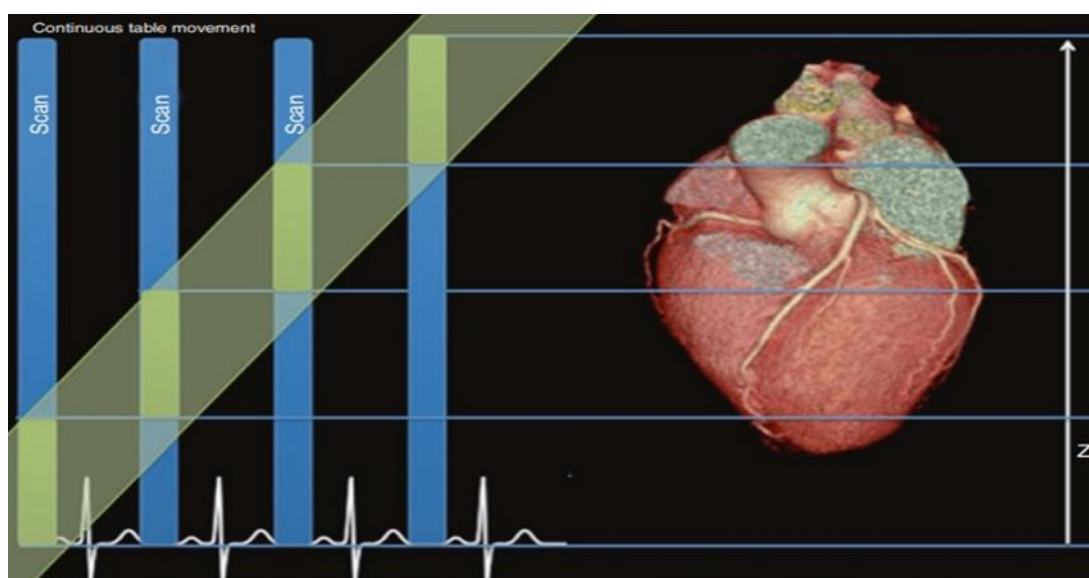
(A) Αναδρομική ελικοειδή σάρωση με Η.Κ.Γ (Retrospectively ECG-gated helical scan).

Μια συνεχή σάρωση κατά τη διάρκεια όλου του καρδιακού κύκλου πραγματοποιείται ενώ η ελικοειδή κίνηση της λυχνίας έχει ένα αργό βήμα ($0,5-0,3$ Pitch) για να διασφαλιστεί πως δεν θα υπάρξει κενό στη σάρωση. Η ανακατασκευή μπορεί να γίνει σε όποιο τμήμα του καρδιακού κύκλου θέλουμε. Η έκθεση σε αυτή την τεχνική είναι υψηλότερη από μια κοινή ελικοειδή σάρωση. (Samei et al., 2000)

Η τεχνική αυτή χρησιμοποιήθηκε από τα πρώτα συστήματα μίας τομής μέχρι τα συστήματα 16 τομών ή και περισσότερο. Διάφοροι αλγόριθμοι ανακατασκευής προτάθηκαν για τις 16 τομές, η χρήση 2D προβολής ήταν επαρκής για την ανακατασκευή. Στα συστήματα 64 τόμων χρειάζεται 3D προβολή με αντιστροφή για να παραχθούν πλήρη τρισδιάστατη όγκοι. Η τεχνική αυτή δίνει τη δυνατότητα ακριβή ελέγχου της ευκρίνειας της εικόνας μειώνοντας τον θόρυβο και δημιουργώντας εικόνες

σε αξονική ή αυθαίρετο επίπεδο μέσω της αναδιαμόρφωσης του Z άξονα από το 3D σύνολο των εικόνων.

Η πολυτομική αξονική τομογραφία (MDCT) για να βελτιώσει τη χρονική ανάλυση, υποδιαιρεί τη μισή σάρωση 180^ο σε μικρότερα τμήματα (multi-segment reconstruction) τα οποία θα συλλεχθούν σε διαφορετικούς καρδιακούς κύκλους. Ο συνδυασμός καρδιακού ρυθμού και περιστροφής της λυχνίας είναι απαραίτητος αφού η χρονική ανάλυση εξαρτάται από αυτόν τον συγχρονισμό. Καθορισμένα χρονικά σημεία του καρδιακού κύκλου είναι αυτά που θα έχουν την καλύτερη χρονική ανάλυση, τα υπόλοιπα χρονικά σημεία περιορίζονται στο μισό του χρόνου περιστροφής. Η ακτινοβολία στη συγκεκριμένη τεχνική απασχόλησε καθώς ήταν αυξημένη. Η ανάπτυξη της τεχνικής ECG -Pulsing μείωσε την έκθεση κατά τις μη σημαντικές φάσεις του καρδιακού κύκλου καταφέροντας να περιορίσει την έκθεση. (Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 73: Αναδρομική ελικοειδή σάρωση με Η.Κ.Γ (Retrospectively ECG-gated helical scan) (Schoepf, 2015)

(B) Προοπτική σάρωση ενεργοποίησης Η.Κ.Γ (Prospectively ECG-triggered step-and-shoot axial scan.)

Ο σαρωτής παρακολουθεί το σήμα Η.Κ.Γ του εξεταζόμενου μένοντας σε θέση αναμονής για την σωστή χρονική φάση για να ενεργοποιήσει τη δέσμη ακτίνων X και

να πραγματοποιηθεί η σάρωση. Μετά από κάθε σάρωση το εξεταστικό τραπέζι μετακινείται στην επόμενη θέση περιμένοντας το επόμενο χρονικό σημείο ενεργοποίησης της λυχνίας, αυτό θα γίνει μέχρι να καλυφθεί ολόκληρη η καρδιά. Η ακτινοβολία με αυτή την τεχνική είναι μικρότερη δεδομένο πως ενεργοποιείται σε μικρότερα χρονικά διαστήματα. (Samei et al., 2000)

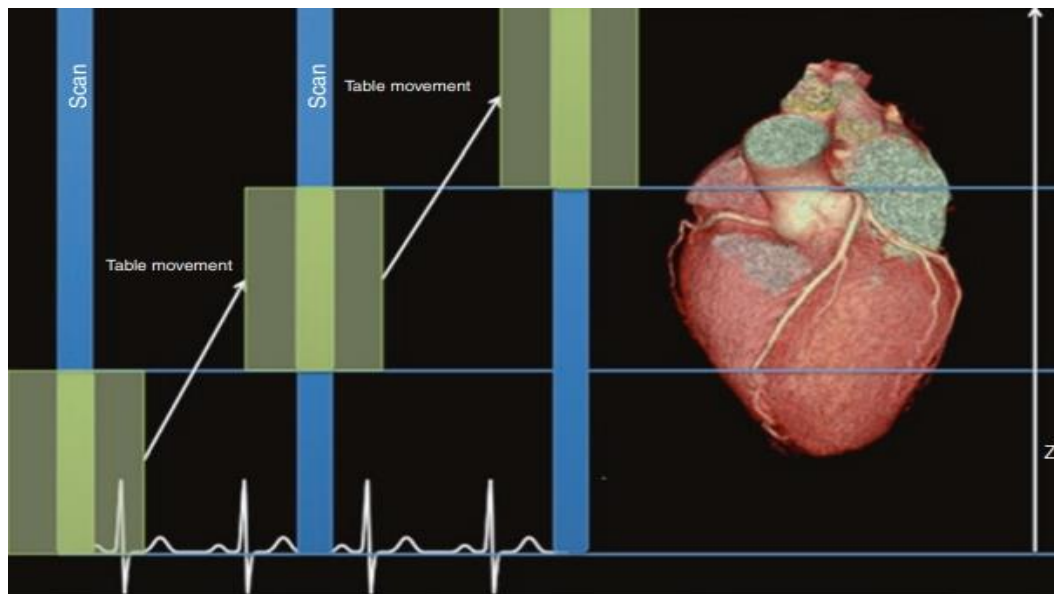
Πλεονέκτημα της μεθόδου είναι ότι όλος ο χρόνος έκθεσης χρησιμοποιείται για τη δημιουργία της εικόνας όπως και η ακτινοβολία είναι 4 φορές λιγότερη από την αναδρομική σάρωση. Μπορούν να ανιχνευθούν έκτακτες συστολές και να μην ενεργοποιηθεί η σάρωση παρά μόνο όταν ανιχνευθεί φυσιολογικό κύμα QRS.

Μειονέκτημα αποτελεί η αυστηρή επιλογή εξεταζόμενων με χαμηλούς παλμούς συνήθως κάτω των 65 bpm και σταθερό ρυθμό. Εάν ο ρυθμός είναι απαγορευτικός μπορεί να αυξηθεί το διάστημα του καρδιακού κύκλου που θα χρησιμοποιηθεί για να βελτιωθεί η διαγνωστική αξία. Έχει προταθεί μια κλιμάκωση αναπλήρωσης όπου 0 αντιστοιχεί σε ένα χρονικό παράθυρο 100 ms σε μια μόνο διαστολή τελικής φάσης δηλαδή R-R 75% σε εξεταζόμενους με σταθερό ρυθμό. Αναπλήρωση με 100 αντιστοιχεί σε χρονικό παράθυρο 200 ms σε 2 διακριτές τελικές διαστολικές φάσεις δηλαδή R-R 70-80% σε εξεταζόμενους με μεταβαλλόμενο αριθμό HR < 2 bpm . Μια αναπλήρωση 200 αυξάνει το χρόνο σε 400 ms σε 4 διακριτούς κύκλους δηλαδή R-R 80% με μεταβλητό αριθμό > 2 bpm.

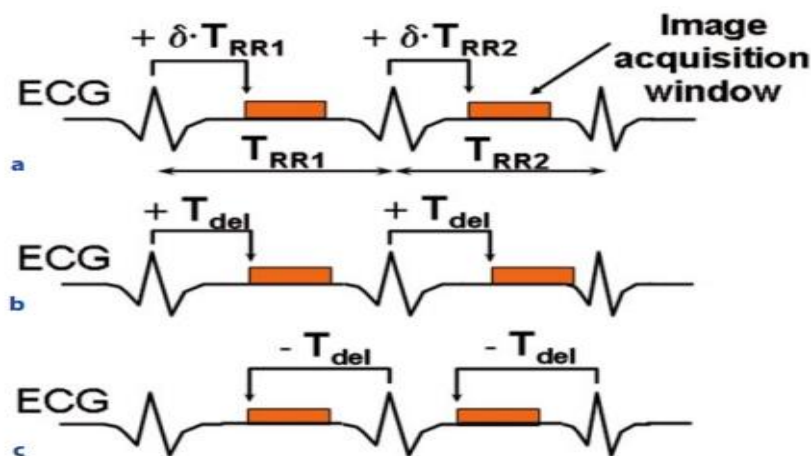
Η σχετική χρονική μετατόπιση μπορεί να οριστεί σαν ένα συγκεκριμένο ποσοστό του διαστήματος R-R ,TRR είτε απόλυτα σε ms , μετατοπιζόμενο χρονικά εμπρός ή πίσω. Για απόκτηση δεδομένων ξεκινάει από το κύμα R που ανιχνεύεται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. (εικόνα 80)

- a) Σχετική καθυστέρηση μετά το κύμα R . Η έναρξη του διαστήματος ορίζεται ως συγκεκριμένο ποσοστό του συνολικού χρόνου του διαστήματος R-R (δT_{RR}). Ευέλικτη μέθοδος ρυθμιζόμενη ανάλογα τον καρδιακό κύκλο.
- b) Απόλυτη καθυστέρηση προς τα εμπρός. Σταθερός χρόνος καθυστέρησης (T_{del} σε ms) μετά το κύμα R. Τεχνική κατάλληλη για ανακατασκευή στη φάση της τέλο-συστολικής αφού το κύμα T ακολουθεί με σχετικά σταθερό ρυθμό καθυστέρησης μετά το R .
- c) Απόλυτη καθυστέρηση προς τα πίσω. Η έναρξη του διαστήματος δεδομένων ορίζεται σε σταθερό χρόνο πριν το κύμα R (T_{del} σε ms) διευκολύνοντας την συνεπή

απεικόνιση στη φάση τελοδιαστολικής που η κίνηση της καρδιάς περιορίζεται (εικόνα 80).(Rémy-Jardin et al., 2010) Όσο αυξάνεται η αναπλήρωση τόσο αυξάνεται και η ακτινοβολήση. Ένας ακόμα περιορισμός είναι η κλίμακα μετάβασης που μπορεί να δημιουργηθεί μεταξύ των λήψεων ή και μικρές ατομικές μετακινήσεις. (Marzullo et al., 2013)



Εικόνα 74 : Προοπτική σάρωση ενεργοποίησης Η.Κ.Γ (Prospectively ECG-triggered step-and-shoot axial scan.)(Schoepf, 2015)



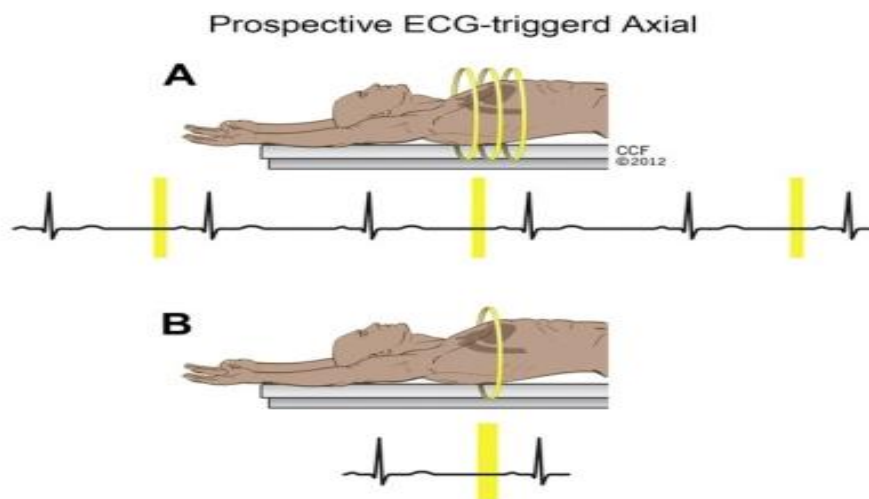
Εικόνα 75 : Διαφορετικές στρατηγικές αποκτήσεις του χρονικού παραθύρου σαρώσεις (Rémy-Jardin et al., 2010)

(C) Προοπτική ενεργοποίηση Η.Κ.Γ με ευρύ ανιχνευτή (Prospectively triggered axial scan with a wide detector.)

Η τεχνική αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σε συστήματα που διαθέτουν ανιχνευτές ικανούς να καλύψουν ολόκληρη την καρδιά (π.χ. 16 cm) σε ένα καρδιακό κύκλο. Η προσέγγιση αυτή λύνει ένα σημαντικό ζήτημα των δυο προαναφερόμενων τεχνικών τώρα κενών παραμορφώσεις από ασυνέχεια χρονισμού διαφορετικών κύκλων γειτονικών όγκων. Η τεχνική αυτή μπορεί να αποκτήσει δεδομένα για πολλές φάσεις του καρδιακού κύκλου διαμορφώνοντας το ρεύμα της λυχνίας στο χρονικό σημείο που επιθυμούμε να αποκτήσουμε τα ποιοτικότερα δεδομένα.(Samei et al., 2000)

Η απόκτηση ενός καρδιακού παλμού για αξιολόγηση των στεφανιαίων αγγείων εφαρμόζεται σε εξεταζόμενους με χαμηλό καρδιακό παλμό (65-70 παλμούς). Εξεταζόμενοι με υψηλότερους καρδιακούς παλμούς σε ένα σύστημα ευρείας ανίχνευσης θα γίνει με πολλαπλές προοπτικές απόκτησης των δεδομένων ενεργοποιημένων από Η.Κ.Γ, καλύπτοντας όλη την καρδιά κατά τη διάρκεια διαφορετικών καρδιακών παλμών και κάνοντας συνδυασμούς δεδομένων με αλγόριθμος ανακατασκευής βελτιώνοντας την χρονική ανάλυση. Η συμπύκνωση των προβολών μπορεί να γίνει με σαρώσεις 64,80,100 και 160 τομών .Το ελικοειδές βήμα είναι ταχύτερο από την αναδρομική σάρωση.

Η βελτίωση της χρονικής ανάλυσης σε αυτές τις περιπτώσεις επιβαρύνεται με επιπλέον ακτινοβολία, ανάλογα τον καρδιακό ρυθμό και το παράθυρο έκθεσης που θα επιλεγεί. Για εξεταζόμενους με υψηλότερους καρδιακούς παλμούς η Δ.Μ.Σ υψηλό. θα πρέπει να γίνουν τυπική προοπτική σάρωση ή αναδρομική ή αναδρομική σπειροειδή με Η.Κ.Γ συντονισμό. (Halliburton et al., 2012)



Εικόνα 76 : Προοπτική απόκτηση δεδομένων. Α) Πολλαπλοί καρδιακοί παλμοί με προώθηση της εξεταστικής τράπεζας. Β) Σε χρονικό διάστημα ενός καρδιακού παλμού σε σαρωτές ευρείας καλύψεως. (Halliburton et al., 2012)

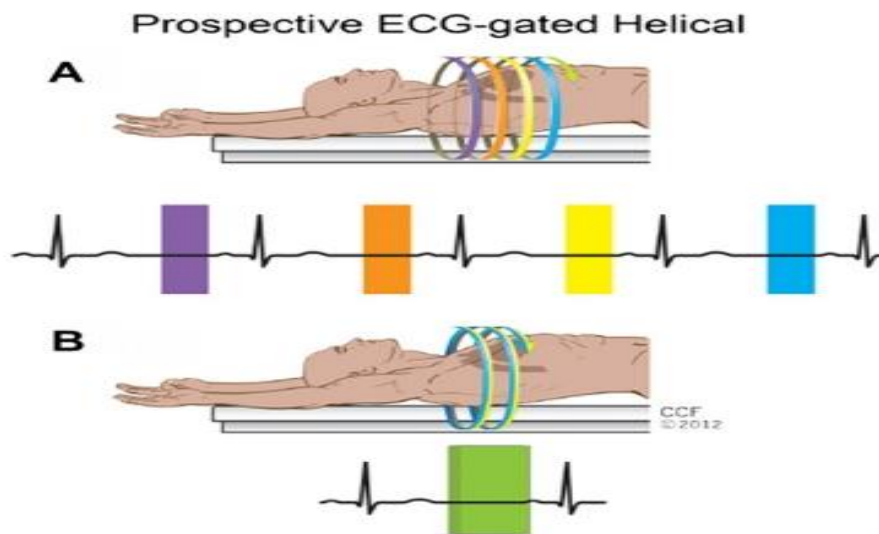
(D) Προοπτική ενεργοποίησης Η.Κ.Γ ελικοειδούς σάρωσης με γρήγορο βήμα (Prospectively triggered helical scan with a fast pitch mode)

Η προσέγγιση αυτή απαιτεί μια πολύ γρήγορη ελικοειδή σάρωση που θα γίνει σε ένα προκαθορισμένο σημείο του καρδιακού κύκλου για να καλυφθεί ολόκληρη η καρδιά σε ένα κύκλο. Η τεχνική αυτή είναι διαθέσιμη για συστήματα διπλής πηγής. Ο σαρωτής διπλής πηγής της Siemens Flash (2009) έχει ανιχνευτεί 3,8 cm και βήμα(Pitch) 3,4 η καρδιά μπορεί να σαρωθεί σε 250 ms . Το μοντέλο της ίδιας εταιρείας Force (2014) χρειάζεται 170 ms για να κάλυψη ολόκληρη την καρδιά. Απαίτηση για αυτές τις ταχύτητες σάρωσης είναι ένας καρδιακός ρυθμός σταθερός και χαμηλός. (Samei et al., 2000)

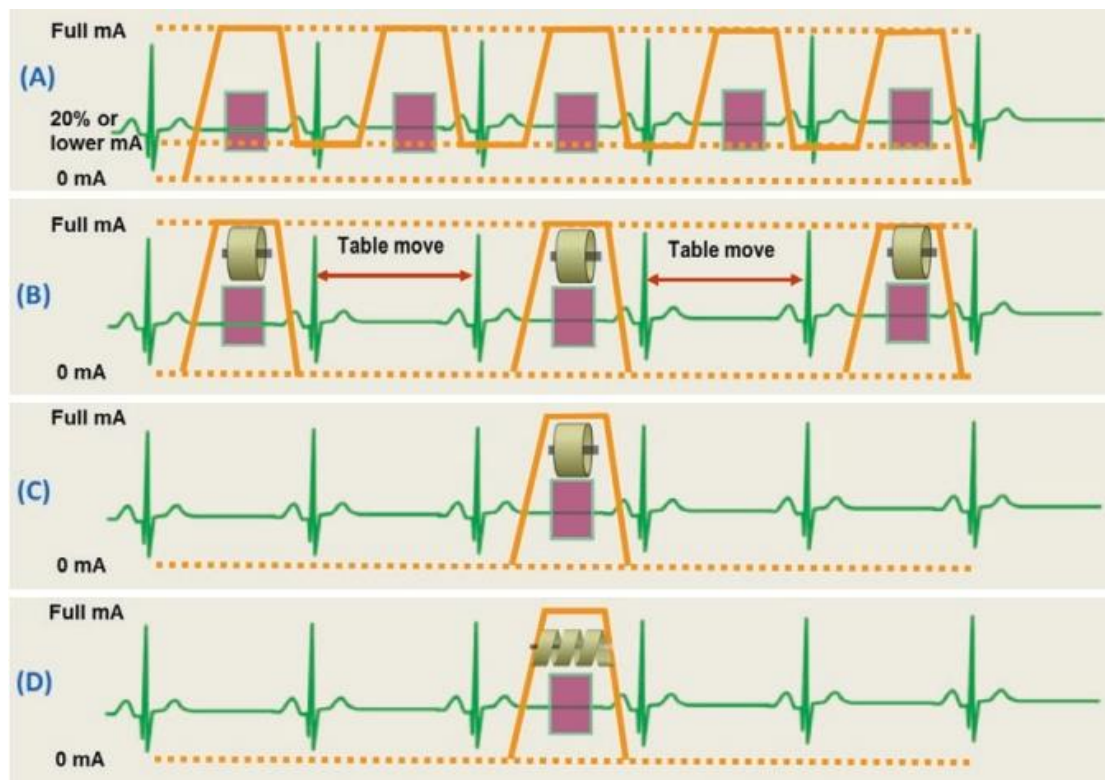
Στα συστήματα διπλής πηγής τα απαραίτητα τμήματα μισής σάρωσης συντίθενται από τα τεταρτημόρια που συλλέγονται ταυτόχρονα από τους 2 ανιχνευτές κατά την φάση του καρδιακού κύκλου. Μια 3D αντίστροφη προβολή εξασφαλίζει χρονική ανάλυση 0.83 ms και σταθερή ποιότητα εικόνας ανεξάρτητα του καρδιακού ρυθμού.(Rémy-Jardin et al., 2010)

Όπως και στην προοπτική τεχνική ενεργοποίησης από Η.Κ.Γ ένας σταθερός και χαμηλής καρδιακός παλμός (60 παλμοί/λεπτό) είναι απαραίτητος για την επιτυχή απόκτηση δεδομένων χωρίς κίνηση . Επιπρόσθετα απαιτείτε χαμηλός Δ.Μ.Σ λόγω

περιορισμού του οπτικού παιδιού. Εξεταζόμενοι με υψηλούς καρδιακούς παλμούς και Δ.Μ.Σ θα πρέπει να γίνουν τυπική προοπτική σάρωση ή αναδρομική ή αναδρομική σπειροειδή με Η.Κ.Γ συντονισμό. [70 Όταν πρόκειται για σύστημα διπλής πηγής τα δεδομένα αποκτιούνται με χρονική καθυστέρηση περίπου 70 ms λόγω της γωνίας των λυχνιών. Η χρήση συστημάτων διπλής ενέργειας όπως γρηγορεί εναλλαγή Κν η χρονική διαφορά μεταξύ λήψεων των ενεργειών είναι των 0.3-0.5 ms , η σάρωση μπορεί να γίνει με σπειροειδή (spiral) τεχνική ή αξονική (axial). (Halliburton et al., 2012)



Εικόνα 77: Διάγραμμα λήψης ελικοειδής σαρώσεις. Α) πολλαπλοί καρδιακοί παλμοί . Β) κατά την διάρκεια ενός κύκλου με διπλής πηγής σαρωτή επιτυγχάνοντας υψηλό τόνο . (Halliburton et al., 2012)



Εικόνα 78 : 4 διαφορετικές τεχνικές ανακατασκευής για την αξονική τομογραφία καρδιάς. (Samei et al., 2000)

8.1. Απόρριψη αρρυθμίας με αυτοματοποιημένου αλγόριθμου

Όπως έχει γίνει σαφές η καρδιά πρέπει να απεικονιστεί στο δυνατόν λιγότερο κινούμενο χρονικό σημείο, το Η.Κ.Γ είναι αυτό που μας δίνει την πληροφορία για τον καρδιακό συγχρονισμό. Στις περιπτώσεις που ο καρδιακός κύκλος δεν είναι σταθερό ρυθμού δεν μπορεί να γίνει συγχρονισμός καθώς υπάρχει περίπτωση εκτάκτων συστολών που θα έχει αποτέλεσμα σάρωση εκτός επιθυμητού χρονικού σημείου. Οι κατασκευαστές προσπαθώντας να αντιμετωπίσουν την αρρυθμία και τα κινητικά σφάλματα που μπορεί να δημιουργήσει κατασκεύασα αυτοματοποιημένου αλγόριθμος απόρριψης αρρυθμιών που αναβάλλουν την απόκτηση δεδομένων μέχρι την εντόπιση σταθερού καρδιακού ρυθμού.

Μειονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι η μείωση της σκιαγραφικής αντίθεσης εντός των αγγείων σε περίπτωση μεγάλης καθυστέρησης σάρωσης. Οι τιμές κατώφλι καρδιακών παλμών διαφέρουν ανά κατασκευαστή και μοντέλο εμποδίζοντας την καθιέρωση ειδικής τιμής κατωφλίου για την απόρριψη των αρρυθμιών. (Halliburton et al., 2012)

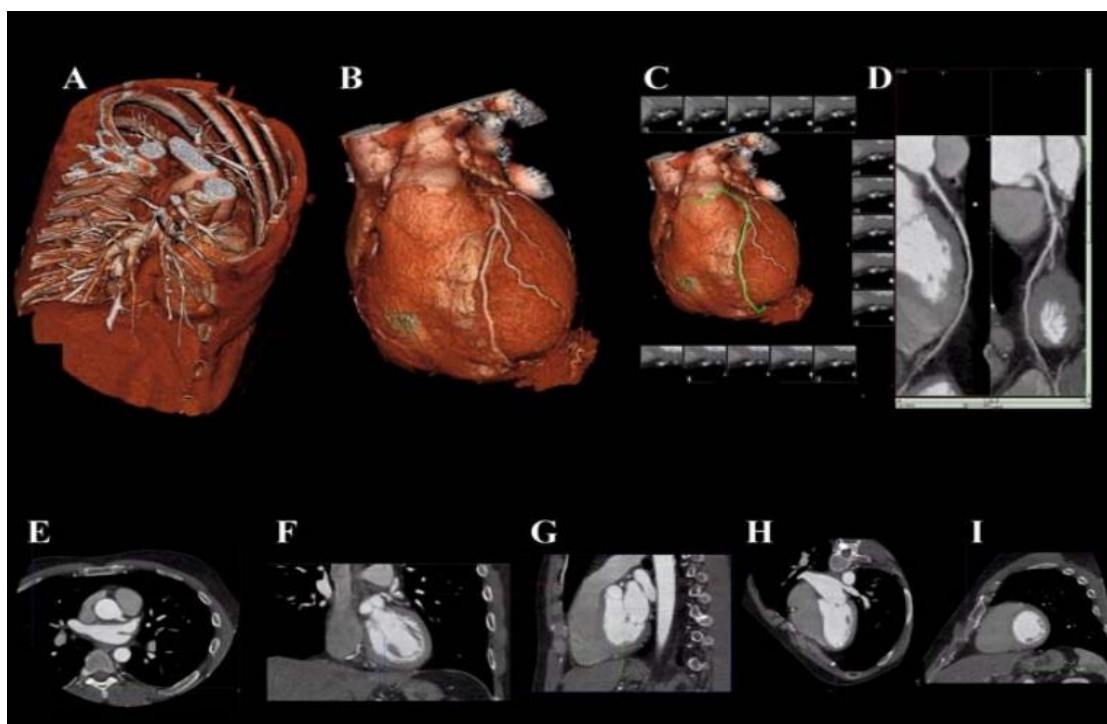
8.2. Μεταεπεξεργασία εικόνων

Η διαδικασία της επεξεργασίας των εικόνων μετά την συλλογή και τον σχηματισμό τους ,αφορά είτε την εξαγωγή προσθέτων πληροφοριών από τις αρχικές εικόνες , είτε την αφαίρεση-αποκρύψει ανεπιθύμητων πληροφοριών που θα δυσκολέψουν ή θα αποκρύψουν πληροφορίες και θα εμποδίσουν την διάγνωση. Η βασική δομή για την μετεπεξεργασία είναι το σύνολο του τρισδιάστατου όγκου εικόνων , αποτελούμενες από μια σειρά μεμονωμένων τομών. Η χωρική και ιστροπική ανάλυση σε επίπεδο voxel είναι προαπαιτούμενο, δηλαδή κάθε voxel να έχει ίσες διαστάσεις και στους τρεις άξονες X,Ψ,Z. Ανάλυση κάτω του χιλιοστού με ιστροπικό voxel είναι απαραίτητη για την δημιουργία αυθαίρετα προσανατολισμένων τομών και όλων των εξελεγμένων τεχνικών μεταεπεξεργασίας. (Rémy-Jardin et al., 2010)

Η ανακατασκευή του συνόλου των εικόνων σε 3-D χάρτη καταφέρνει να απεικονίσει μεγάλα και μικρά αγγεία στο χώρο. Οι εικόνες 2-D ανακατασκευάζονται σε 3-D χρησιμοποιώντας λογισμικό επεξεργασίας και ανάλυσης. Η μελέτη της αξονικής στεφανιογραφίας απαιτεί την ανάλυση πολλαπλών 2-D και 3-D εικόνων με τέτοιο τρόπο ώστε τα ευρήματα και η ανατομία τους να μπορούν να επιβεβαιωθούν σε παραπάνω από ένα ανατομικό επίπεδο. Σταθμοί εργασίας εξειδικευμένοι για την αξονική τομογραφία έχουν μειώσει τον χρόνο που απαιτείται για την επεξεργασία και μελέτη των δεδομένων, διευκολύνοντας τη διαδικασία.

Η επεξεργασία - ανακατασκευή και ανάλυση των 3-D δεδομένων δίνει πληροφορίες κρίσιμες για τον χαρακτηρισμό των σχέσεων μεταξύ δομών που είναι σημαντικές για την κλινική διάγνωση. Αυτές οι επεξεργασίες περιλαμβάνουν:

- Την απεικόνιση θωρακικών δομών συγκριτικά με σκελετικές δομές(πχ η θέση του στέρνου σε εξεταζόμενο με αορτοστεφανιαία παράκαμψη)
- Η σχέση των μεγάλων αγγείων και δομών(ανατομικές ανωμαλίες, χειρουργική προσέγγιση ,κ.τ.λ.)
- Ανατομία των στεφανιαίων αγγείων
- Γενικώς και περιφερικός προσδιορισμός ποσοτικής καρδιακής λειτουργίας

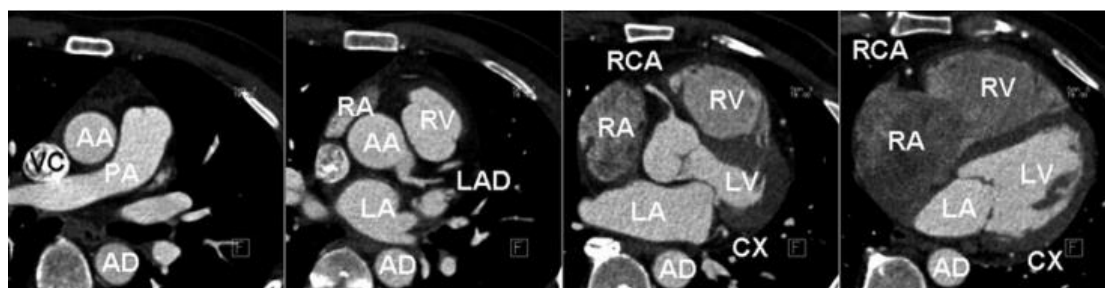


Εικόνα 79: Επεξεργασία αξονικής στεφανιογραφίας. Α) 3-D απεικόνιση θώρακα. Β) 3-D άποψη της καρδιάς Γ) Ιχνηλατήσει στεφανιαίων αγγείων. Δ) Αναδιαμόρφωση προβολής. Ε) Αξονική προβολή. F) 2-D στεφανιαία προβολή. Γ) 2-D οβελιαία προβολή. Η) Άποψη κόλπων – κοιλιών Ι) 2-D μείζονες άξονες. (Budoff et al., 2008)

Κατά τη διάρκεια της ανακατασκευής σε 3-D και 2-D αποδεικνύεται στην πράξη η επιτυχής ή όχι απόκτηση των πρωτογενών δεδομένων. Η ανακατασκευή σε 2-D προηγείται της 3-D για να διασφαλιστεί ότι όλες οι δομές ενδιαφέροντος είναι ομοιόμορφα σαρωμένες στο σύνολό τους και ότι η αντίθεση είναι βέλτιστη όπως επιβάλλεται. Τα στεφανιαία αγγεία πρέπει να αναλυθούν σε 2-D σε όλο το μήκος τους για να αναδειχθεί η ομοιομορφία σκιαστικού εντός τους, η ελλιπής πλήρωση περιφερικών τμημάτων μπορεί να μιμηθεί στένωση. Η ομοιόμορφη ενίσχυση της θωρακικής αρτηρίας εξασφαλίζει την ποιότητα της περιφερικής σκιαγράφησης.

Η αξιολόγηση των τμημάτων των στεφανιαίων αρτηριών απαιτεί την ανάλογη φάση του καρδιακού κύκλου. Οι αναδρομικά περιφραγμένες μελέτες έχουν ευελιξία ανακατασκευής σε διαφορετικές φάσεις διαστολής της καρδιάς, η βέλτιστη φάση μπορεί να είναι διαφορετική για κάθε στεφανιαίο αγγείο ή τμήμα του. Αφού επιλεγεί η φάση ή οι φάσεις που αναδεικνύουν την ανατομία οι εικόνες 2-D μπορούν να αποδοθούν σε αξονικό, οβελιαίο και στεφανιαίο επίπεδο. Οι αξονικές εικόνες έχουν όλες τις πληροφορίες που έχουν συλλεχθεί κατά τις σαρώσεις. Η τυπική ανάλυση είναι

512*512 , ως μέσος όρος τρισδιάστατου όγκου εικόνων, θεωρείται επίπεδό του voxel 512*512 εντός αυτού του όγκου. Το μέγεθος του voxel σε επίπεδο εικόνας καθορίζεται από το πεδίο απεικόνισης. Στην Z κατεύθυνση το μέγεθος του voxel ορίζεται από το πάχος ανακατασκευαζόμενης τομής για την αξονική τομογραφία καρδιάς ένα FOV 150-180 mm είναι ικανά να καλύψουν την ανατομία της περιοχής και αντίστοιχα να μειώσουν το μέγεθος του εικονοστοιχείου σε 0.29-0.35 mm, χωρίς αυτό να σημαίνει ότι σε επίπεδο εικόνας θα υπάρχει αυτή η ανάλυση, καθώς οι τεχνικές ανακατασκευής αντιστοιχούν σε μια ανάλυση 0.4-0.6 mm μπορούν να είναι διακριτές. (Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 80: Αξονικό επίπεδο (Axial) διαφορετικών Ανατομικών δομών της καρδιάς. AA = ανιούσα αορτή, PA = πνευμονική αρτηρία, AD = κατιούσα αορτή, VC = κοίλη φλέβα, RA = δεξιός κόλπος, RV = δεξιά κοιλία, LA = αριστερός κόλπος, LV = αριστερή κοιλία, LAD = αριστερή ανερχόμενη στεφανιαία αρτηρία, RCA = δεξιά στεφανιαία αρτηρία, CX = περιφερική αρτηρία (Rémy-Jardin et al., 2010)

Οι 3-D εικόνες αν και εντυπωσιακές στην όψη τους φαινομενικά διευκολύνουν την ερμηνεία της εικόνας, ωστόσο αυτό δεν συμβαίνει στην πράξη, η ανακατασκευή σε 3-D επίπεδο χρησιμοποιεί ένα μικρό μέρος των διαθέσιμων δεδομένων για να δημιουργήσει την εικόνα, είναι πιθανό να αποκρυφθούν πληροφορίες. Η ανακατασκευή σε 2-D εικόνες με διαφορετικές τεχνικές πρέπει πάντα να επιβεβαιώνουν ένα εύρημα 3-D για να πιστοποιήσει την ύπαρξη της παθολογίας.

Λογισμικά αυτόματης απόδοσης και επεξεργασίας επιτρέπουν 3-D απεικόνιση και γρήγορη αφαίρεση μη επιθυμητών τμημάτων της εικόνας για να αναδειχθούν αλλά καλύτερα. Συνήθως οι αυτοματοποιημένη διαδικασία απαλειφθεί pixel πάνω ή κάτω από ένα όριο (π.χ. 80-100 HU). Η απαλοιφή δομών όπως η κολπική απόφυση και ο στεφανιαίος κόλπος δίνουν πρόσβαση στην καλύτερη απεικόνιση της περιφερικής στεφανιαίας αρτηρίας, η αφαίρεση του πνευμονικού κορμού αποκαλύπτει την αριστερή κύρια στεφανιαία αρτηρία.

Είναι πιθανό αν υπάρξει υπερβολική επεξεργασία των δεδομένων να χαθούν δεδομένα ή να γίνει αποκοπή ανατομικών τμημάτων των στεφανιαίων αγγείων είτε με αυτοματοποιημένες τεχνικές ή χειροκίνητες. Η ανακατασκευή σε 2-D μπορεί να αναδείξει κινητικά σφάλματα μεταξύ των πακέτων απόκτησης δεδομένων δημιουργώντας ασυνέχεια στα τμήματα των αρτηριών που έχουν συμπέσει, αν αυτές οι εικόνες ανακατασκευαστούν μόνο μέσα σε 3-D διάφορες κινήσεις μπορεί να δημιουργήσουν τέτοια σφάλματα, αρρυθμίες, αναπνευστικές κινήσεις, ασυνέχεια λήψεις είναι πιθανά να δημιουργήσουν εικόνες ψευδούς απόφραξης. Η έλλειψη ομοιομορφίας στην σκιαγραφική αντίθεση οδηγεί στη δημιουργία εικόνων στένωσης που είναι ψευδείς.

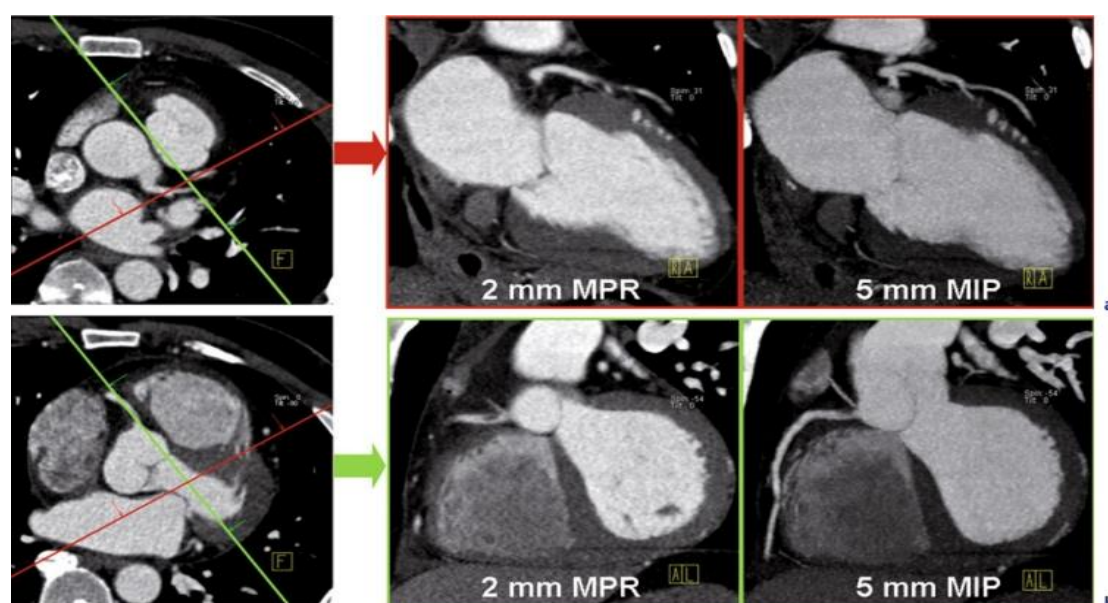
Το πάχος τομής είναι συνήθως 0.5-0.6 mm η χωρική ανάλυση κατά Z μπορεί να είναι πραγματικά ιστροπική με ανάλυση 0.4 mm FOV 200 mm και μήτρα 512*512. Κατά την ανακατασκευή είναι πιθανό να προκύψει το φαινόμενο μερικού όγκου δημιουργώντας ένα μέσο όρο όγκου δεδομένων που να μην είναι αληθής, δυσκολεύοντας την ανάπτυξη του τοιχώματος των αγγείων και την αξιολόγησή τους. (Budoff et al., 2008) Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι απεικόνισης που ολοκληρώνουν την εξέταση, όπως M.P.R (Mytili Planar Reconstruction), M.I.P (Maximum Intensity Projections), V.R.T (Volume rendering Techniques).

Η πολυεπίπεδη ανασύνθεση είναι μια τεχνική καθορισμού ενός επιπέδου στον τρισδιάστατο όγκο (MPR), όλα τα εικονοστοιχεία απεικονίζονται σε μια επίπεδη εικόνα σε αυτόν τον όγκο. Χρήση λοξής πορείας είναι πιο χρήσιμη για την αξιολόγηση και ανάδειξη της πορείας των στεφανιαίων αγγείων και την πολυπλοκότητά τους. Τομές παράλληλες με τη γραμμή της πρόσθιας κατιούσας αρτηρίας (LAD) και τη γραμμή που συνδέει την δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA) με την περισπωμένη (CX). MPR καμπύλη πορεία επιτρέπει την παρακολούθηση ενός αγγείου με ποικίλη πορεία κατά όλο το μήκος του χρησιμοποιώντας μια χειροκίνητη διαδικασία και ένα αυτόματο αλγόριθμο που ορίζει την κεντρική γραμμή του αγγείου. Η ανακατασκευή MPR κράτα όλες τις πληροφορίες μαζί με την πυκνότητα παρουσιάζει όμως ευαισθησία στο χειρισμό καθώς είναι πιθανό μια λανθασμένη σχεδίαση να αποδώσει ψευδώς θετικά ή αρνητικά ευρήματα. Η ιχνηλάτηση σε όλα τα επίπεδα για την επιβεβαίωση ευρημάτων θεωρείται δεδομένη.

Η ανάλυση MPR δεσμεύεται από την ανάλυση των τομών σε επίπεδο εικόνας και την κατεύθυνση στον Z άξονα. Η ανακατασκευή επικαλυπτόμενων εικόνων με

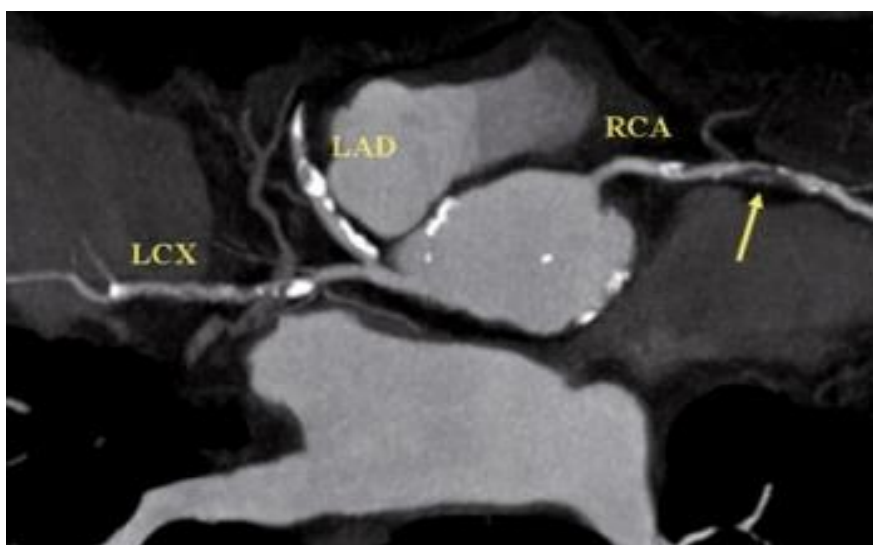
διάστημα 0.5-0.7 mm πάχους τομής μπορεί να αποδώσει διακριτό αντικείμενο με μέγεθος έως και 0.7-0.9 mm.

Προβολές μέγιστης έντασης (M.I.P) αναδεικνύουν το μέγιστο σημείο εξασθένησης σε κάθε σημείο 3-D όγκου. Πλεονέκτημα της τεχνικής είναι η διάκριση μεταξύ σκιαγραφούμενου αγγείου και επασβεστώσεις στα τοιχώματα των αγγείων, καθώς διαμορφώνεται με βάση τις διαφορές εξασθένησης της ακτινοβολίας. Μικρά αγγεία μέχρι και 1mm μπορούν να απεικονιστούν με την προϋπόθεση της υψηλότερης πυκνότητας σε σχέση με το περιβάλλον τους εντός του όγκου ενδιαφέροντος (Prokop et al., 2005). Μη επεξεργασμένες τομές M.I.P θα επικαλύπτονται, μπορεί να γίνει τροποποίηση έτσι ώστε να ενισχυθούν περιοχές ενδιαφέροντος, δηλαδή πολυεπίπεδη διαμόρφωση με καμπύλη επιφανειακής αναμόρφωσης επιτρέποντας την ανάλυση συγκεκριμένων σημείων. Τα αγγεία μπορούν να αναλυθούν περιστροφικά 360⁰ μοίρες εκτιμώντας την θέση της πλάκας, η στενή παρακολούθηση της πορείας του αγγείου και ο προσδιορισμός του κέντρου που είναι κρίσιμης σημασίας για την τεχνική. Τα τυπικά πάχη ανακατασκευής για τα στεφανιαία αγγεία είναι από 0,3-10mm. Είναι προτεινόμενη η τυποποίηση τους για την προσέγγιση MIP μιας εικόνας με αύξηση μικρότερη από το πάχος της πλάκας (π.χ για πλάκα 3mm αύξηση 1mm). Για την καρδιακή απεικόνιση 2 επίπεδα αναφοράς όπως και για την τεχνική MPR είναι απαραίτητα για την επιβεβαίωση του κάθε ευρήματος.(Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 81: πολυεπίπεδης ανακατασκευή (MPR και MIP) οι πράσινες και κόκκινες γραμμές στην εικόνα υποδηλώνουν τον προσανατολισμό του MPR . Κόκκινο επίπεδο κατά μήκος της αριστερής

πρόσθιας κατιούσας αρτηρίας (LAD). Πράσινο επίπεδο κατά μήκος της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας (RCA)(Rémy-Jardin et al., 2010)

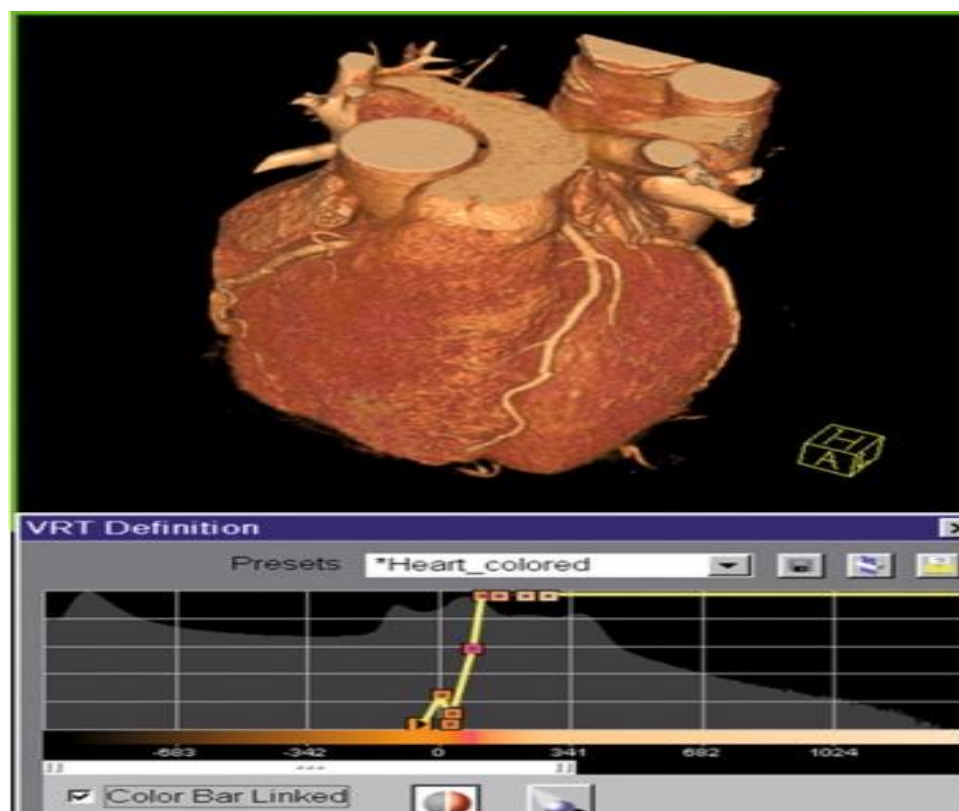


Εικόνα 82: Καμπύλη ανακατασκευής MPR λεπτού πάχους. Η καμπύλη μπορεί να περιλαμβάνει πολλά αγγεία σε μια εικόνα. Για απεικονίζονται τα κύρια τμήματα των στεφανιαίων αρτηριών. Οι μη επανδρωμένοι στένωση (βέλος) εύκολα αναδεικνύεται.(Rémy-Jardin et al., 2010)

Η τεχνική άμεσης απόδοσης όγκου (VRT, Volume Rendering Technique) είναι η εξέλιξη της δισδιάστατης επεξεργασίας. Οι τεχνικοί VRT χρησιμοποιεί όλα τα δεδομένα της εικόνας όγκου χρησιμοποιώντας ιστόγραμμα που βασίζεται στις τιμές Hausfeld δίνοντας διαφορετικό χρώμα σε κάθε τιμή φωτίζοντας και δημιουργώντας αδιαφάνειες στα voxel. Η εικόνα VRT αντίθετα με την τεχνική MIP χρησιμοποιεί κάθε voxel για να σχηματίσει την εικόνα. Μια συνάρτηση μεταφοράς (transfer function) καθορίζει την αδιαφάνεια για κάθε voxel βάσει της κλίμακας HU, προσθέτοντας χρώμα συνήθως κόκκινο -καφέ για τους μαλακούς ιστούς και πιο φωτεινά χρώματα για τα αγγεία. Οι ρυθμίσεις παρουσίασης VRT προσφέρουν διάφορες δια δραστικές λεπτομέρειες απαιτούν όμως ειδικές ρυθμίσεις από το χρήστη για τον διαχωρισμό δομών που επικαλύπτονται. Είναι χρήσιμη τεχνική για δομές όπως μοσχεύματα bypass και ανωμαλίες των αγγείων.(Rémy-Jardin et al., 2010)



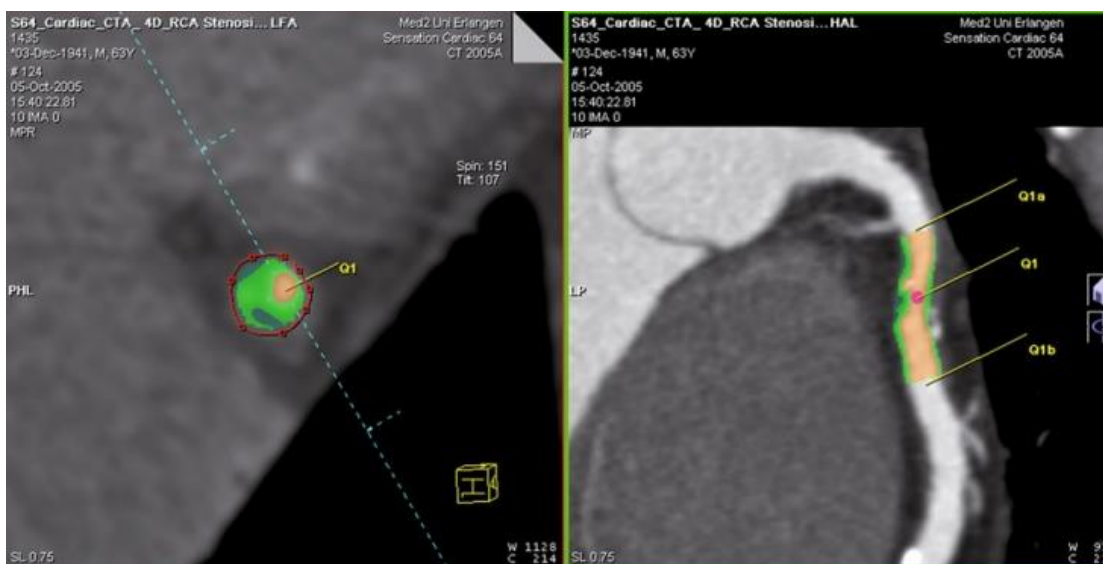
Εικόνα 83 : εικόνα VRT και η επίδραση της αδιαφάνειας. Αριστερά χαμηλή αδιαφάνεια, μεγάλο βάθος 3D χωρίς αντίθεση , LAB και CX δύσκολα αναγνωρίζονται. Κέντρο μεσαία διαφάνεια το βάθος 3D μειώνεται η αντίθεση αυξάνεται. Δεξιά υψηλή αδιαφάνεια η επιφάνεια της καρδιάς είναι ορατή μαζί με τα στεφανιαία αγγεία(Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 84 : εικόνα VRT αντί για οι τιμές HU αποδίδονται με καφέ κόκκινο χρώμα(Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 85 : επεξεργασίες στεφανιαίων αγγείων ναι ειδικό πρόγραμμα που αναδεικνύει τα στεφανιαία αγγεία επισημαίνοντας τα σημεία στένωσης. Κάτω δεξιά ο δείκτης υποδεικνύει στενώσεις πάνω δεξιά MPR επεξεργασία κατά μήκος RCA ακολουθώντας την κεντρική γραμμή πάνω αριστερά.(Rémy-Jardin et al., 2010)



Εικόνα 86 : εργαλεία αξιολόγησης πλάκας. Κάθε χρώμα αντιπροσωπεύει ένα εύρος HU. Σκούρο πράσινο (-25 50) πιθανά πλάκες λιπιδίων. Ανοιχτό πράσινο (50-100) πορτοκαλί (150-500) ροζ για voxel άνω των 500 HU που χρωματίζουν την απασβέστωση(Rémy-Jardin et al., 2010)

8.3. Μετεπεξεργασία εικόνων στην DECT

Η σάρωση DECT αξιοποιεί την αλληλεπίδραση των φωτονίων με τους ιστούς και την διαφοροποίηση που προκαλείται, εξαρτώμενη από την χημική σύσταση, επιτρέποντας την αντιστοίχιση αγνώστων ιστών με γνωστά χαρακτηριστικά. Η αποσύνθεση υλικών στηρίζεται στον υπολογισμό της ειδικής πληροφορίας για κάθε υλικό βασιζόμενο στην στάθμιση των συντελεστών εξασθένησης. Η σύγκριση με γνωστά υλικά αναφοράς δίνουν τη δυνατότητα της διαφοροποίησης των ιστών με τη βοήθεια των δυο ενεργειών. Οι DECT ενσωμάτωσε τεχνικές όπως ταχεία εναλλαγή $K\alpha$, διπλή πηγή, διάσπαση με φίλτρα, διπλή στρώση ανιχνευτών, για να δημιουργήσει τις δυο απαιτούμενες ενέργειες. Οι τεχνικές αυτές βασίζονται σε μεθόδους με αλγορίθμους αποσύνθεσης δυο ή και τριών υλικών ανάλογα τα διαθέσιμα δεδομένα και χαρακτηριστικά των υλικών. Στην κλινική πράξη εφαρμόζεται η αναγνώριση λίπους ή μαλακών ιστών και γίνεται ανάλυση σκιαγραφικού υλικού βοηθώντας στην ακριβή και στοχευμένη διάγνωση.

Η υπολογιστική τομογραφία διπλής ενέργειας είναι το επόμενο βήμα στην αξονική τομογραφία. Μία από τις κύριες εφαρμογές της DECT είναι η απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων που έχει αποδειχθεί η αξία της στην απεικόνιση της αθηροσκλήρωσης και τις επιβαρύνσεις που προκαλεί. Έχουν αξιολογηθεί αρκετές εφαρμογές που αφορούν την καρδιά όπως η εικόνα ανακατασκευής χωρίς αντίθεση VNC (Virtual Non-Contrast), μόνο ενεργειακές εικόνες VMI (Virtual Monoenergetic Imaging) χάρτες ιωδίου (Iodine-/Perfusion Maps/MPI), εικονική αφαίρεση ασβεστίου VNCA (Virtual Non-Calcium), είναι οι κύριες τεχνικές που υπάρχουν στην πράξη, ωστόσο διερευνώνται και άλλες.

8.3.1 Εικονική μόνο ενεργειακή απεικόνιση VMI /VMI+(Virtual Monoenergetic Imaging)

Η απόκτηση δεδομένων σε δύο διαφορετικά ενεργειακά επίπεδα επιτρέπει την ανακατασκευή εικόνων σε οποιαδήποτε επιθυμητή ενεργειακή στάθμη. Στην περίπτωση της καρδιάς, αυτή η τεχνική μπορεί να βελτιώσει την αντίθεση των αγγείων, ιδιαίτερα σε χαμηλές ενέργειες κοντά στην αιχμή K του ιωδίου (33.2 keV). Ωστόσο,

ενώ η μείωση της ενέργειας ενισχύει την αντίθεση, παράλληλα αυξάνει τον θόρυβο της εικόνας, γεγονός που καθιστά απαραίτητη τη χρήση τουλάχιστον 70 keV για τη διαγνωστική αξιοπιστία των εικόνων.\

Για την αντιμετώπιση του θορύβου σε χαμηλές ενέργειες, έχουν αναπτυχθεί αλγόριθμοι που συνδυάζουν το ισχυρό σήμα χαμηλών ενεργειών με τις ανώτερες ιδιότητες θορύβου σε μέσες ενέργειες. Αυτή η τεχνική, γνωστή ως VMI+, έχει επιτρέψει την αξιόπιστη ανακατασκευή εικόνων ακόμη και στα 40 keV. Η χρήση χαμηλών τιμών keV αυξάνει την αντίθεση του σκιαγραφικού μέσου, ενώ οι υψηλότερες τιμές μειώνουν το θόρυβο και το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης. Παράλληλα, η παρουσία μεταλλικών αντικειμένων, όπως stents, μπορεί να δημιουργήσει τεχνουργήματα λόγω της απορρόφησης φωτονίων. Οι υψηλές ενεργειακές ανακατασκευές μπορούν να μειώσουν αυτά τα προβλήματα, χωρίς όμως να τα εξαλείφουν πλήρως (Dell'Aversana et al., 2022).

Η τεχνική VMI μπορεί να αξιοποιηθεί για την προβολή συγκεκριμένων υλικών με μειωμένη έκθεση στην ακτινοβολία, βασιζόμενη στον ειδικό συντελεστή εξασθένησής τους. Έρευνα του Albrecht et al. (2009) έδειξε ότι ενέργεια 60 keV επιτρέπει την ιδανική απεικόνιση του ιωδίου στα αγγεία, μειώνοντας ταυτόχρονα τη δόση σκιαγραφικού και την έκθεση σε ακτινοβολία (van Assen et al., 2021).

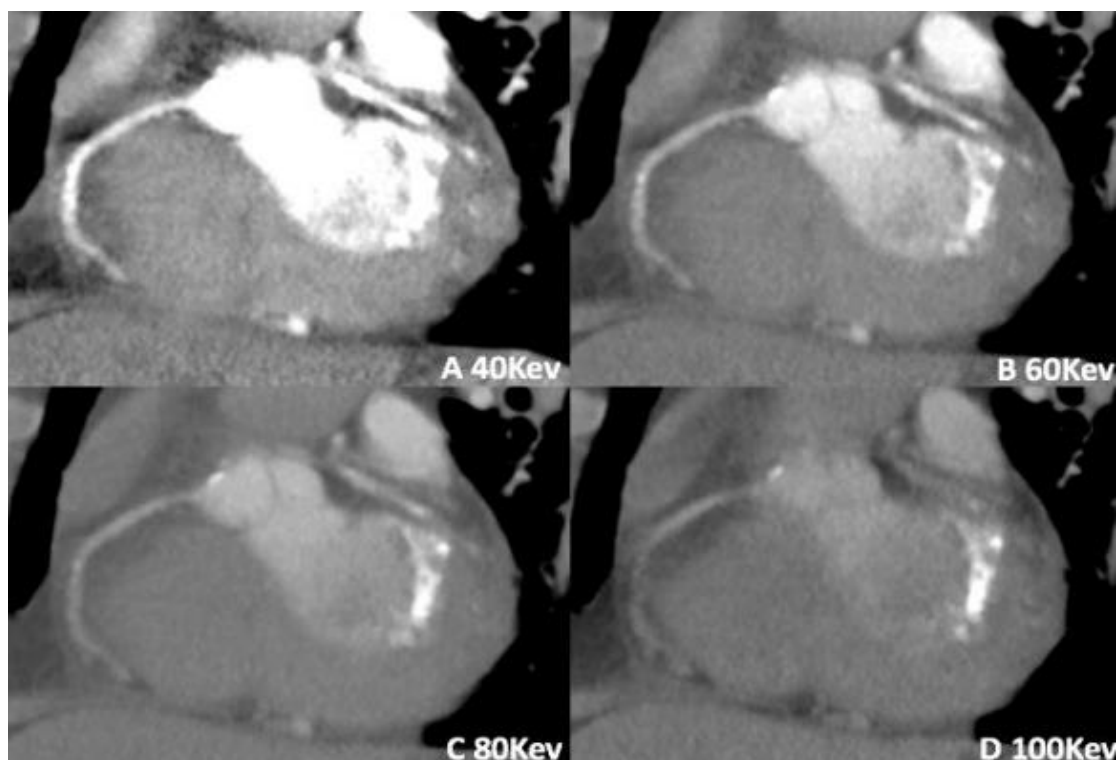
Γενικά, η ανακατασκευή στα 70 keV θεωρείται η πλέον οικεία, καθώς αντιστοιχεί στη μέση ενεργειακή στάθμη αξονικής τομογραφίας στα 120 kVp. Ωστόσο, χαμηλότερες τιμές, όπως 40 ή 50 keV, χρησιμοποιούνται όταν υπάρχει ανεπαρκής αγγείωση (Albrecht et al., 2016). Νεότερες μελέτες έδειξαν ότι VMI στα 50 keV μπορεί να μειώσει τη δόση σκιαγραφικού κατά 50%, χωρίς να υποβαθμίσει την ποιότητα απεικόνισης των στεφανιαίων αγγείων, ακόμη και σε ασθενείς με νεφρική ανεπάρκεια (Oda et al., 2019). Επιπλέον, η χρήση VMI για την αξιολόγηση των stents επιτρέπει τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας κατά 49%, συγκριτικά με μια συμβατική μονοενεργειακή αξονική τομογραφία στα 120 kVp (Mangold et al., 2016).

Η ερευνητική ομάδα του Rotziger et al. απέδειξε ότι οι χαμηλές ενέργειες βελτιώνουν την κατάκτηση των αγγείων, μειώνουν τη δόση ιωδίου κατά 40% και διατηρούν την διαγνωστική ποιότητα μεταξύ αυλού, λίπους και μυϊκού ιστού (Rotzinger et al., 2021). Πρόσθετες μελέτες έδειξαν ότι VMI στα 50 keV, σε σύγκριση με την πολυχρωματική απεικόνιση, προσφέρει ισοδύναμη ή ακόμα και βελτιωμένη

ποιότητα εικόνων στεφανιαίων αγγείων, ενώ απαιτεί 50% λιγότερο σκιαγραφικό μέσο [76,77].

Η σκλήρυνση της δέσμης μειώνει την ποιότητα της εικόνας, ενώ η υψηλή συγκέντρωση ασβεστίου μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση στενώσεων ή ακόμα και σε μη διαγνωστικές εξετάσεις. Το ίδιο πρόβλημα παρατηρείται σε ασθενείς με stents. Η ανακατασκευή σε υψηλές ενέργειες (105-120 keV) βοηθά στην αντιμετώπιση αυτών των ζητημάτων (Bamberg et al., 2011). Η VMI δίνει τη δυνατότητα ανακατασκευής σε αυτές τις ενεργειακές στάθμες, βελτιώνοντας τη διάγνωση και την ποιότητα της εικόνας. Ωστόσο, η αύξηση των keV μειώνει την αντίθεση, γι' αυτό και απαιτούνται ανακατασκευές σε διαφορετικές ενεργειακές στάθμες για βέλτιστα αποτελέσματα.

Σύμφωνα με μελέτες, τα 70 keV προσφέρουν τη βέλτιστη αναλογία αντίθεσης-θορύβου για την αξιολόγηση ασβεστοποιημένων και μη ασβεστοποιημένων πλακών, καθώς και για τη διάκριση μεταξύ αυλού και λίπους. Οι ανακατασκευές στα 70 keV και 120 keV είναι οι πλέον κατάλληλες για τη μελέτη μη ασβεστοποιημένων πλακών σε σύγκριση με το λίπος (Ohta et al., 2017).



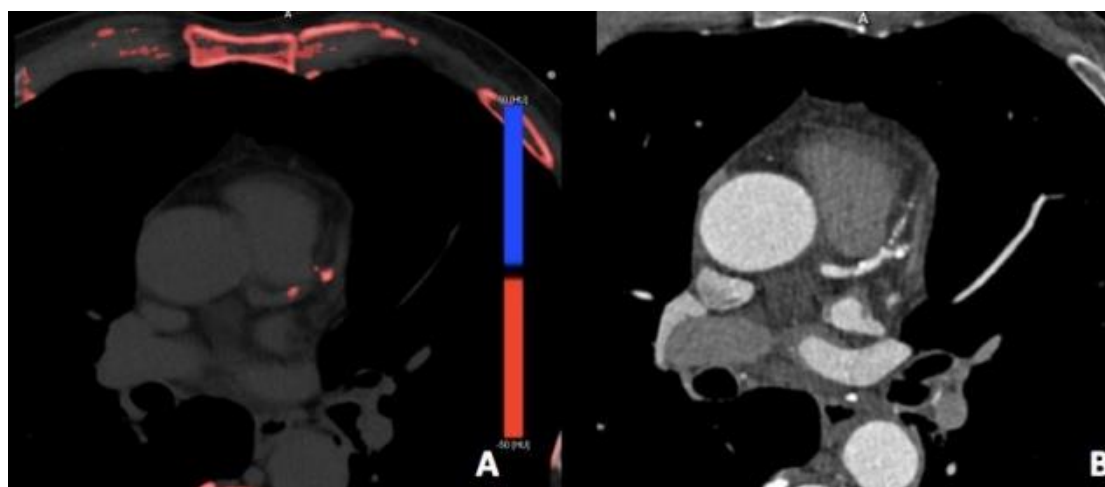
Εικόνα 87 Αναδρομική ανακατασκευή VMI . Η σκιαγραφική αντίθεση αστόχησε σε ποσότητα . Η ανακατασκευή σε χαμηλότερες ενεργείες βελτίωσε την αναλογία σήματος προς θόρυβο [71]

8.3.2 Εικονική αφαίρεση σκιαγραφικού VNC (Virtual Non-Contrast)

Η συνήθης διαδικασία της απεικόνισης είναι η σάρωση της καρδιάς χωρίς χρήση σκιαστικού για να εκτιμηθεί η βαθμολογία Agaston και να αξιολογηθεί η αθηρωματική πλάκα. Η χρήση αλγορίθμων αποσύνθεσης μπορεί να αφαιρέσει συγκεκριμένα υλικά ή να αναδειχθούν άλλα. Για τα στεφανιαία αγγεία το συνηθέστερο υλικό είναι ιώδιο-ασβέστιο και ασβέστιο-ιώδιο, στη μεν πρώτη περίπτωση αφαιρείται το ασβέστιο ενώ στην δεύτερη το ιώδιο.

Η τεχνική δυνατότητα που δίνει η σάρωση με διπλή ενέργεια είναι η παραγωγή εικόνας χωρίς αντίθεση από εικόνα με αντίθεση Virtual Non-Contrast Imaging. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η έκθεση στην ακτινοβολία αφού είναι δυνατόν να παρακαμφθεί μια σάρωση, παράγοντας εικόνες με ακρίβεια ανεξαρτήτως της δόσης ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκε, κάποιои περιορισμοί αφορούν το μέγεθος του ασθενούς και την ποσότητα ιωδίου που χρησιμοποιείται δημιουργώντας μικρές διαφορές.(Holz et al., 2020)

Η αφαίρεση ενός υλικού όπως το ασβέστιο δημιουργεί εικόνες VNCa (Virtual Calcium Subtraction) αποτέλεσμα αυτής της τεχνικής είναι η αφαίρεση των πλακών ασβεστίου από τα στεφανιαία αγγεία βελτιστοποιώντας την μέτρηση υπολειμματικού αυλού των αγγείων με μια αυτοματοποιημένη διαδικασία όπου καταφέρνει να μειώσει και το χρόνο επεξεργασίας.(van Assen et al., 2021)



Εικόνα 88:Βαθμολογία ασβεστίου (SC) από αγγειογραφία διπλής πηγής . Εικόνα χωρίς αντίθεση (A) η ίδια εικόνα με αντίθεση (B)(Dell'Aversana et al., 2022)

8.4. Χάρτες αιματώσεως ιωδίου (IPM -Iodine Perfusion Maps)

Εκτός από την αξιολόγηση των στεφανιαίων αγγείων και της βατότητας τους η DECT μπορεί να αξιολογήσει πρόσθετες πληροφορίες σχετικά με την αιμάτωση του μυοκαρδίου (MPI) άρα και την λειτουργικότητα του αυξάνοντας την προγνωστική αξία. Οι πληροφορίες αυτές θα αποκτηθούν από εικόνες ή χάρτες ιωδίου οι οποίες μπορούν να υποκαταστήσουν την αιμάτωση, απεικονίζοντας την ποσότητα ιωδίου, μεταξύ των δυο ενεργειών μέσω της αποσύνθεσης υλικών.

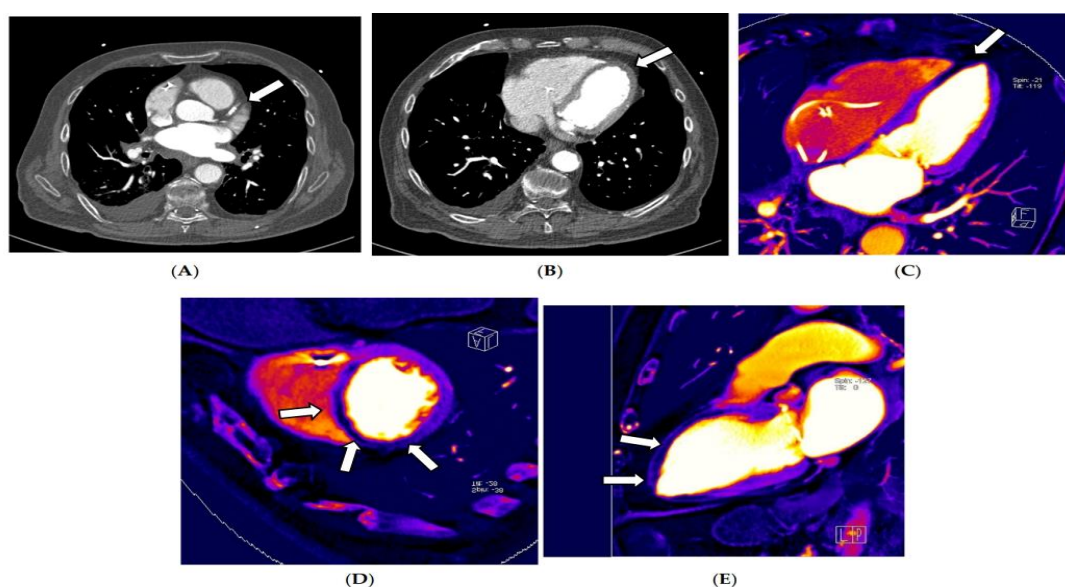
Οι χάρτες αιματώσεως ιωδίου είναι μια από τις πιο ενδιαφέρουσες εφαρμογές της DECT και δημιουργούνται από την επιλεκτική ανακατασκευή ιωδίου πάνω στην τυπική αναπαραγωγή της εικόνας εντοπίζοντας χειροκίνητα τα σημεία ιωδίου που μας ενδιαφέρουν στον σταθμό εργασίας. Η ανάλυση αυτή βασίζεται στην ικανότητα του ιωδίου όπως και του γαδολινίου να διαρρηγνύει την κυτταρική μεμβράνη και να εισέρχεται εντός της όταν υπάρχει νέκρωση του μυοκαρδίου. (Alizadeh et al., 2023)

Η CT-MPI είναι ικανή να αναδείξει αν στα σημεία που αναγνωρίζεται μια στένωση υπάρχει σταθερή ή όχι αιμάτωση του μυοκαρδίου δείχνοντας επομένως υπό αιμάτωση του μυοκαρδίου ή όχι.(Jin et al., 2016). Η αιμάτωση του μυοκαρδίου αξιολογεί τον όγκο του αίματος σε μια μόνο χρονική στιγμή αντί δυναμικής επαναληπτικής σάρωσης που δείχνει πληροφορίες ροής σε σχέση με το χρόνο. Η τεχνική μπορούμε να πούμε ότι οπτικοποιεί το πρώτο πέρασμα του αίματος. Η δυναμική μελέτη αν και εφικτή δεν είναι επιλέξιμη προς το παρόν λόγω της υψηλής δόσης ακτινοβολίας.(Varga-Szemes et al., 2015)

Η MPI έχει δείξει αύξηση στην διαγνωστική ακρίβεια των αξονικών καρδιάς έχοντας την ικανότητα να διακρίνει την ισχαιμία από το έμφραγμα αξιοποιώντας την ποσοτικοποίηση της πρόσληψης του ιωδίου στο ενδομυοκάρδιο και την αξιολόγηση του εξωκυττάριου χώρου του μυοκαρδίου δίνοντας ανατομικές και λειτουργικές πληροφορίες ταυτόχρονα.(De Cecco et al., 2014)

Η MPI επηρεάζεται άμεσα από την ικανότητα φασματικής διαχώρισης των δυο ενεργειών και τον θόρυβο της εικόνας που παράγεται. Όσο καλύτερος είναι ο φασματικός διαχωρισμός τόσο οι εικόνες θα είναι ποιοτικότερες. Τα ψευδώς θετικά αποτελέσματα απασχολούν την επιστημονική κοινότητα προς το παρόν η ικανότητα

φασματικού διαχωρισμού η ποσότητα ιωδίου που θα χρησιμοποιηθεί η θέση του εξεταζόμενου στο κέντρο του σαρωτή είναι κάποιοι από τους παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν την ποιότητα τις εξετάσεις. Η κλινική συσχέτιση των αποτελεσμάτων και των συμπτωμάτων του εξεταζόμενου θεωρείται δεδομένα.(Dell'Aversana et al., 2022)



Εικόνα 89: εξεταζόμενος με θωρακικό πόνο και συμπτώματα οξείας σιθαναχίς με τροπονίνη και ανάσπαση CK-MB. Οι CTDE με συστήματα τρίτης γενιάς (120/80 Kev) αναδεικνύει απόφραξη μεσοκοιλιακής αρτηρίας(RINA)(A) Στις εικόνες ανακατασκευής το μέσο κυκλικό διάφραγμα και το μυοκάρδιο της αριστερής κοιλίας δείχνουν ήπια υπο πυκνότητα(B) οι χάρτες ιωδίου για την αιμάτωση του μυοκαρδίου αποκάλυψαν έλλειμμα πλήρωσης ιωδίου του πρόσθιου τοιχώματος και τμήματα του πρόσθιου διαφράγματος(C,E) αναδείχθηκε το σημείο που ισχαιμεί και έχει αναδειχθεί στο Η.Κ.Γ και σχετίζεται άμεσα με την κλινική εικόνα και τα ευρήματά της CCTA και MPI .(Dell'Aversana et al., 2022)

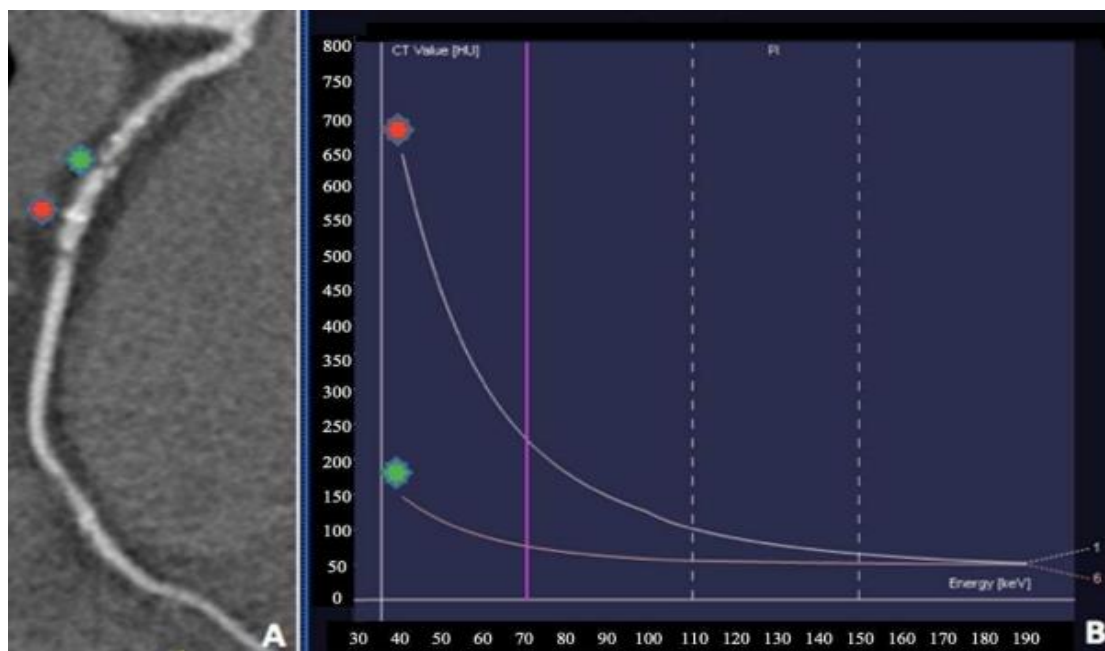
8.5. Απεικόνιση και ανάλυση πλάκας

Η ευάλωτη πλάκα των στεφανιαίων αγγείων μπορεί να οδηγήσει σε ρήξη ή θρόμβωση, προκαλώντας απόφραξη των αγγείων. Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (DECT) έχει τη δυνατότητα να εντοπίσει χαρακτηριστικά που σχετίζονται με αυτού του είδους τις πλάκες, όπως χαμηλή εξασθένηση, θετική αναδιαμόρφωση, κηλίδες ασβεστοποίησης και το χαρακτηριστικό "napkin-ring sign". Ο ινώδης και ο νεκρωτικός ιστός εμφανίζουν διαφορετική συμπεριφορά στην ακτινοβολία, γεγονός

που θεωρητικά επιτρέπει τη διάκρισή τους μέσω της DECT. Ωστόσο, τα στοιχεία διαφοροποίησης είναι περιορισμένα και αντικρουόμενα. Ορισμένες μελέτες υποστηρίζουν ότι η μέθοδος δεν παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τις μη ασβεστοποιημένες πλάκες (Albrecht et al., 2018).

Η DECT μπορεί να διακρίνει τις επασβεστωμένες πλάκες, παρόμοια με την αξονική τομογραφία μονής ενέργειας (SECT) (Dell'Aversana et al., 2022). Παρόλο που οι κλινικές εφαρμογές δεν έχουν σημειώσει σημαντική πρόοδο, νεότερες εργαστηριακές έρευνες δείχνουν ότι η χρήση δύο ενεργειών μπορεί να βελτιώσει την ευαισθησία και την ειδικότητα στον εντοπισμό του νεκρωτικού πυρήνα των πλακών (Obaid et al., 2014). Επιπλέον, μελέτες έχουν δείξει ότι η χαμηλή ενέργεια (80 keV) μπορεί να βελτιώσει τη διάκριση μεταξύ λιπώδους και ινώδους πλάκας. Προτάθηκε μάλιστα ένα διαγνωστικό εργαλείο, το οποίο βασίζεται στον λόγο της εξασθένησης (CT number) στα 80 keV προς την αντίστοιχη τιμή στα 140 keV (Tanami et al., 2010).

Οι εξελίξεις στην τεχνολογία υπολογιστικής τομογραφίας με ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων (PCCT) προσφέρουν υψηλότερη χωρική ανάλυση, γεγονός που ενδέχεται να συμβάλει στην καλύτερη περιγραφή και χαρακτηρισμό των ευάλωτων πλακών (Dell'Aversana et al., 2022).



Εικόνα 90 (Α) ανατομικά παραγόμενη καμπύλη πολυεπίπεδης αναμόρφωσης δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας αναδεικνύει στένωση άνω του 75% (πράσινο) (Β) ανάλυση πλάκας με μονοχρωματική ανακατασκευή που αναδεικνύει σαφή διαχωρισμό των ποσοτικών τιμών (HU) σε χαμηλά Kev. Κόκκινο αστέρι ασβεστοποιημένη πλάκα πράσινο αστέρι ινώδης πλάκα.(Dell'Aversana et al., 2022)

8.6. Εξωκυττάριος όγκος EVC (Extracellular Volume)

Ο δείκτης EVC σχετίζεται με την αντιδραστική διάμεση ίνωση ή την ίνωση αντικατάστασης λόγω ουλής και είναι ένα χρήσιμο εργαλείο σε καταστάσεις ισχαιμίας ή μη. Η κύρια αξιολόγηση του δείκτη γίνεται από την MRI με τεχνικές T1 mapping. Η διπλή ενέργεια στην αξονική τομογραφία έχει θέση ως εναλλακτική μέθοδος με συγκριτικά αποτελέσματα και ικανοποιητική ακρίβεια.

Οι μετρήσεις του EVC γίνονται αποκλειστικά στους χάρτες ιωδίου δίνοντας ακρίβεια στην τεχνική και μειώνοντας τα τεχνικά σφάλματα (Lee et al., 2016). Μελέτες που πραγματοποιήθηκαν από τον Wang και τους συνεργάτες του συγκρίνοντας την ακρίβεια της DECT στον υπολογισμό του EVC σε 35 εξεταζόμενους με πρότυπο αναφοράς MRI 3T ανέδειξαν καλή συσχέτιση αποτελεσμάτων (Wang et al., 2018), επιπλέον έρευνες του Ohta και των συνεργατών που ανέλυσαν ανά τμήμα το μυοκάρδιο για EVC με χρήση εικόνων ιωδίου από DECT σε 23 εξεταζόμενους συγκρινόμενες με T1 mapping διαπίστωσαν σημαντική συσχέτιση σε τοπικές και τμηματικές αξιολογήσεις. (Ohta et al., 2020)

9. Ακτινοβολία και αξονική τομογραφία

Η στεφανιαία νόσος αποτελεί την κύρια αιτία θανάτου, ευθύνεται για έναν στους έξι θανάτους, ενώ η επέμβατική στεφανιογραφία είναι η καθιερωμένη μέθοδος διάγνωσης. Η εισαγωγή της αξονικής τομογραφίας στεφανιαίων αγγείων (CT angiography) ως μέσο απεικόνισης των στεφανιαίων αγγείων, της αθηρωματικής πλάκας και του αυλού του αγγείου με μη επεμβατικό τρόπο έχει καθιερωθεί στην κλινική πράξη, ιδιαίτερα για το σύνδρομο θωρακικού πόνου σε ασθενείς με χαμηλό ή μέσο κίνδυνο. Η αξονική στεφανιογραφία έχει φτάσει σε προγνωστική αξία 99% για αρνητικά αποτελέσματα, προσφέροντας μια ασφαλή μέθοδο για την απόκτηση του αποκλεισμού της νόσου.

Η υψηλή χρονική και χωρική ανάλυση της αξονικής τομογραφίας, σε συνδυασμό με τη δυνατότητα κάλυψης των ταχέως κινούμενων στεφανιαίων αγγείων, έχει συμβάλει στην αύξηση της χρήσης της μεθόδου. Ωστόσο, η ταχεία αύξηση της χρήσης της έχει

εγείρει ανησυχίες για την ασφάλεια και την δόση ακτινοβολίας, καθώς μελέτες έχουν συνδέσει την αυξημένη έκθεση στην ακτινοβολία με αυξημένο κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου κατά τη διάρκεια της ζωής (Roobottom et al., 2010). Οι ακτίνες X και Γ είναι καταγεγραμμένοι παράγοντες καρκινογένεσης από τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας, με την αξονική τομογραφία να είναι η κύρια αιτία έκθεσης του γενικού πληθυσμού στην ακτινοβολία, έχοντας το μεγαλύτερο μερίδιο ευθύνης (Berrington de Gonzalez et al., 2004).

Η αυξημένη χρήση της αξονικής τομογραφίας, αν και ωφέλιμη για την πρόληψη, σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο ιατρογενούς καρκίνου. Στην περίπτωση της αξονικής τομογραφίας καρδιάς, αρχικά απαιτούνταν πολύ υψηλές δόσεις ακτινοβολίας. Ωστόσο, έχουν γίνει σημαντικά βήματα για τη μείωση της απαιτούμενης δόσης, με κατασκευαστές και ιατρούς να καταβάλλουν σημαντική προσπάθεια για αυτό. Η καθιέρωση της 64-τομής τομογραφίας στην καρδιακή απεικόνιση έχει αυξήσει τη χρήση της αξονικής τομογραφίας καρδιάς. Ο κίνδυνος έκθεσης σε ακτινοβολία είναι μεγαλύτερος για τα παιδιά και τις νεαρές γυναίκες, καθιστώντας απαραίτητο για τους επαγγελματίες υγείας να εφαρμόζουν τη χαμηλότερη δυνατή δόση, σύμφωνα με τις κλινικές απαιτήσεις.

9.1. Βασικές αρχές δοσιμετρίας

Οι μονάδες μέτρησης ακτινοβολίας διακρίνονται σε 2 κατηγορίες:

- Μέτρηση δόσης βάση SI (International System of units) . Χρησιμοποιείται για όλες τις αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με την ύλη.
- Ειδικοί δείκτες δόσης CT. Απλή στη χρήση τους σχεδιασμένη για την παρακολούθηση δόσεων αξονικής τομογραφίας.

Το Air KERMA είναι η κινητική ενέργεια που απελευθερώνεται στον αέρα ανά μονάδα μάζας, υπολογίζεται σαν το άθροισμα των κινητικών ενεργειών το φορτισμένων σωματιδίων που απελευθερώνονται από την φορτισμένη ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η μονάδα μέτρησης Gray (Gy) ισοδυναμεί με 1 Joule ανά χιλιόγραμμο (J/Kg).

Το Gy είναι μια σχετικά μεγάλη μονάδα ακτινοβολίας, στην πράξη χρησιμοποιούνται τα milliGray (mGy) και centiGray (cGy) :

$$1\text{mGy} = 10^{-3} \text{ Gy}$$

$$1\text{cGy} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

Η παραδοσιακή μονάδα rad που υπήρχε πριν καθιερωθεί το Gy μπορεί να αναφέρεται στην καθημερινή πράξη. Μονάδα rad είναι το ακρωνύμιο του radiation absorbed dose δηλαδή δόση απορρόφησης ακτινοβολίας. Η αντιστοιχία του είναι $1\text{Gy} = 100 \text{ rad}$ επομένως $1\text{cGy} = 1 \text{ rad}$.

Ισοδύναμη δόση

Η βιολογική βλάβη που προκαλεί η ακτινοβολία δεν εξαρτάται μόνο από την ποσότητα της αλλά και από τον τύπο της ακτινοβολίας που απορροφάτε. Για να εκτιμηθεί ο τύπος της ακτινοβολίας χρειαζόμαστε μια βιολογικά ισοδύναμη μονάδα που θα προσμετρά την αποτελεσματικότητα των διαφόρων τύπων ακτινοβολίας. Η βιολογικά ισοδύναμη μονάδα στο διεθνές σύστημα είναι το Sievert (Sv). Η ισοδύναμη δόση συμβολίζεται με το γράμμα 'H' και ισούται με την δόση απορρόφησης ακτινοβολίας (D) μετρούμενη σε Gy πολλαπλασιαζόμενοι με τον σταθερό συντελεστή σταθμίσεις W_r :

$$H(\text{Sv}) = D(\text{Gy}) * W_r$$

Αν χρησιμοποιείτε η παλαιότερη μονάδα rem η αναλογία είναι :

$$H(\text{rem}) = D(\text{rad}) * Q$$

Δηλαδή η απορροφούμενη δόση σε rad πολλαπλασιαζόμενη με το συντελεστή ποιότητας Q. Ο παράγοντας W_r και Q πρακτικά είναι ο ίδιος για τον ίδιο τύπο ακτινοβολίας.

Type of radiation	Weighting factor
x- and gamma rays, electrons, positrons	1
Neutrons	10
Protons	2
Alpha particles	20

Εικόνα 91: Τύποι ακτινοβολίας και συντελεστής W_r (Budoff et al., 2008)

Η τιμή W_r σχετίζεται με την πυκνότητα ιονισμών που δημιουργούνται από την ακτινοβολία κατά τη διαδρομή της μέσα στον ιστό. Για τις ακτίνες X, γ, σώματα Β και ηλεκτρόνια η πυκνότητα ιονισμού είναι σχετικά χαμηλή και ισούται με $W_r = 1$. Για την αξονική τομογραφία που χρησιμοποιείται ακτινοβολία X απορροφούμενη και ισοδύναμη δόση η οποία είναι η ίδια αριθμητικά. (Budoff et al., 2008)

Αποτελεσματική δόση (Effective Dose)

Η αποτελεσματική δόση ή ενεργός δόση είναι μια μη φυσικά μετρήσιμη δόση. Είναι μια θεωρητική μετρήσιμη δόση που περιγράφει τη συνολική δόση που διέρχεται από ένα σώμα όταν ακτινοβολείται, και υπολογίζεται από την απορροφούμενη δόση που έχει εκτεθεί ένα ή περισσότερα σημεία του σώματος. Η αποτελεσματική δόση εκφράζει την επίδραση που έχει η ακτινοβολία σε όλο το σώμα από μια μερική ακτινοβολήση όπως γίνεται στην αξονική τομογραφία για να εκτιμηθεί με ομοιομορφία η επίδρασή της και ο κίνδυνος καρκινογένεσης και γενετικών βλαβών.

Ο υπολογισμός της αποτελεσματικής δόσης γίνεται με τη χρήση μαθηματικών μοντέλων υπολογίζοντας τις δευτερογενείς δόσεις που λαμβάνουν όλα τα όργανα από την ακτινοβολία. Η ευαισθησία κάθε οργάνου εκφράζεται από ένα συντελεστή βαρύτητας και πολλαπλασιάζεται με την υπολογιζόμενη δόση. Η συνάρτηση για τον υπολογισμό της αποτελεσματικής δόσης (E) στηρίζεται στην ευαισθησία κάθε οργάνου και το συντελεστή που χαρακτηρίζει, με αυτόν τον τρόπο δίνεται μια ενιαία τιμή του συνολικού εκτιμώμενου κινδύνου από την έκθεση στην ακτινοβολία.

$$E = \sum H_i W_i$$

H_i = η ισοδύναμη δόση που απορροφάται από έναν ιστό ή όργανο

W_i = συντελεστής βαρύτητας κινδύνου (risk-weighting factor) εκφράζει την ευαισθησία του οργάνου να υποστεί βλάβη ή καρκινογένεση.

Οι τιμές W_i καθορίζονται από τη διεθνή επιτροπή ραδιολογικής προστασίας (ICRP) στηριζόμενοι σε επιδημιολογικά δεδομένα και μοντέλα κινδύνου. (Budoff et al., 2008)

Παραδείγματα τιμών W_i [95] :

- Μαστός : 0,12
- Πνεύμονας : 0,12

- Θυρεοειδής : 0,04
- Δέρμα : 0,01

Η αποτελεσματική δόση είναι μια υπολογιζόμενη μη μετρήσιμη κλίμακα που χρησιμοποιείται για να συγκριθεί ο κίνδυνος μεταξύ διαφορετικών εξετάσεων ή διαδικασιών και της εκτίμησης του κινδύνου που επιφέρουν αυτές από την ακτινοβολήση.

9.2. Χαρακτηρισμός δόσης στην αξονική τομογραφία

Είναι κοινά αποδεκτό πως η δόση ακτινοβολίας που απορροφάτε από τους ιστούς και τα όργανα κατά τη διάρκεια μιας αξονικής τομογραφίας έχουν χαμηλό κίνδυνο βλάβης.(ICRP, 2007) Αυτή η διαπίστωση ισχυροποιείται όταν η αξονική τομογραφία έχει αιτιολογηθεί ιατρικά για τις διαγνωστικές πληροφορίες, και όταν οι παράγοντες της τεχνικής (Kv.mAs ,κτλ) έχουν προσαρμοστεί στις ανάγκες του σώματος του εξεταζόμενου και στους διαγνωστικούς στόχους της εξέτασης(Samei et al., 2000)

Οι παραδοσιακοί δείκτες δόσης για την αξονική τομογραφία είναι το CTDI_{VOL} και DLP, και δίνουν πληροφορίες για την ακτινοβολία που χρησιμοποιήθηκε αλλά δεν εκφράζουν τη δόση που απορρίφθηκε από τα όργανα και τους ιστούς. Περισσότερες πληροφορίες για αυτούς τους 2 παράγοντες θα αναλυθούν παρακάτω.

Για να υπολογιστεί η δόση που αντιπροσωπεύει καλύτερα την δόση των οργάνων έχει χρησιμοποιηθεί η μέθοδος SSDE (Size -Specific Dose Estimate). Το SSDE κλιμακώνει την τιμή CTDI_{VOL} παίρνοντας υπόψη το μέγεθος του εξεταζόμενου, η αποτελεσματική διαμέτρηση ή διάμετρος ισοδύναμου νερού εκφράζει την εξασθένιση των ακτίνων X από ένα κύλινδρο νερού παρόμοιο με τον εξεταζόμενο.

Ένα ολοκληρωμένο πρωτόκολλο αξονικής τομογραφίας πρέπει να έχει υπολογίσει τον κίνδυνο που μπορεί να επιφέρει έστω και αν αυτός είναι μικρός. Χρησιμοποιώντας στατιστικά μοντέλα βασισμένοι σε επιδημιολογικά μοντέλα υπολογίζουμε τον κίνδυνο θνητότητας από καρκίνο ή καρκινογένεση χρησιμοποιώντας δεδομένα για τις δόσεις που έλαβαν ακτινοευαίσθητα όργανα όπως ο μαστός και ο θυρεοειδής.

Μετρήσεις δόσεις οργάνων μπορούν να γίνουν με φυσική δοσιμετρία χρησιμοποιώντας ομοιώματα ανθρώπινα και όργανα με ισοδυναμία ιστών ή με την προσομοίωση Monte Carlo που θεωρείται η πιο ακριβής μέθοδος για την προσομοίωση

της δόσης στο σώμα. Η προσομοίωση αυτή απαιτεί ένα μοντέλο εξατομικευμένο για τον εξεταζόμενο και ένα μοντέλο γεωμετρίας της λυχνίας του συστήματος επικαιροποιημένο. Η ασφάλεια της αξονικής τομογραφίας εξασφαλίζεται από την ακρίβεια υπολογισμού της δόσης από αυτές τις τεχνικές (Samei et al., 2000)

9.3. Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία

Η γεωμετρία του πεδίου της αξονικής τομογραφίας είναι διαφορετική σε σχέση με τα συστήματα ακτινών X. Ο δείκτης δόσης υπολογισμού αξονικής τομογραφίας είναι το CTDI (Computer Tomography Dose Index) είναι θεμελιώδεις παράμετρος. Από το CTDI υπολογίζεται το προϊόν μήκος δόσης DLP (Dose-Length Product) που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό μιας αποτελεσματικής δόσης (E) για την σύγκριση κινδύνου.

CTDI (Computer Tomography Dose Index)

Το CTDI ή CTDI 100 είναι ένα κυλινδρικό ομοίωμα 16 cm ή 32 cm για την προσομοίωση κεφαλής και σώματος από ακρυλικό υλικό. Ένα δοσίμετρο μήκους 100 mm βρίσκεται μέσα σε αυτό το ομοίωμα, πραγματοποιώντας 4 μετρήσεις στην περιφέρεια και μία στο κέντρο, ο μέσος όρος των μετρήσεων αυτών χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του σταθμισμένου μέσου όρου CTDI₁₀₀ στο ομοίωμα ως εξής:

$$CTDI_{100} = 0.87 * (2/3 CTDI_{100}(\text{περιφερικό}) + 1/3 CTDI_{100}(\text{κεντρικό}))$$
 δημιουργώντας το CTDI_w που είναι ο σταθμισμένος μέσος όρος του κέντρου και της περιφέρειας. Ο συντελεστής 0.87 είναι συντελεστής μετατροπής της δόσης στον αέρα με την δόση στο μαλακό ιστό.

Ο παράγοντας CTDI_w θεωρείται η μέση απορροφούμενη δόση στην διατομή του εξεταζόμενου σε μια αξονική τομογραφία. Η πολυτομική τομογραφία χρησιμοποιεί ελικοειδή σάρωση η μέση δόση πιθανά να είναι μικρότερη ή μεγαλύτερη από την αξονική σάρωση εξαρτάται από την ταχύτητα μετακίνησης του τραπέζιου και την επικάλυψη ή όχι των τομών. Για τον υπολογισμό της μέσης δόσης σάρωσης σε έναν όγκο που γίνεται με σπειροειδή τεχνική λήφθηκε υπόψη η επικάλυψη ή όχι των τομών που προσδιορίζεται από τον παράγοντα Pitch . Το CTDI_{VOL} υπολογίζεται χρησιμοποιώντας την εξίσωση :

$$CTDI_{VOL} = CTDI_W / Pitch$$

Το Pitch είναι μονάδα που περιγράφει τη σχέση μετακίνησης του τραπεζιού και της δέσμης ακτίνων X, εκφράζεται ως ηλίκο της απόστασης που διένυσε το τραπέζι κατά τη διάρκεια μιας πλήρους περιστροφής της λυχνίας προς το πλάτος της δέσμης.

$$Pitch = D / nT$$

D= η απόσταση μετακίνησης του τραπεζιού σε μία περιστροφή ο αριθμός των παραγόμενων τομών ανά περιστροφή, T πάχος μετρούμενης τομής ανά περιστροφή. Το nT αντιπροσωπεύει το πλάτος τομής της δέσμης.

DLP (Dose-Length Product)

Το DLP είναι ανάλογο με την συνολική ποσότητα ενέργειας ακτίνων X στον όγκο σάρωσης και ορίζεται:

$$DLP = CTDI_{VOL} * \text{μήκος σάρωσης}$$

Το DLP περιγράφει το σύνολο του όγκου ιστών που ακτινοβολείται, όπως και την ποσότητα ενέργειας που εναποτέθηκε στον όγκο αυτό. Είναι ένας σημαντικός δείκτης κινδύνου επειδή προσθέτει τον παράγοντα του όγκου ακτινοβολήσεως στους παράγοντες ποσότητας και ποιότητας προσδιορίζοντας τη σοβαρότητα της βλάβης που μπορεί να συμβεί. (Samei et al., 2000)

9.4. Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας

Η ICRP για να υπολογίσει την αποτελεσματική δόση(E) από το DLP πολλαπλασιάζει το DLP με ένα συντελεστή μετατροπής (CF).

$$E(mSr) = DLP * CF$$

Region of body	Conversion factor
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

Εικόνα 92 :Συντελεστές μετατροπής δόσεις(Budoff et al., 2008)

Χρησιμοποιώντας τους συντελεστές CTDI_{VOL} και DLP μπορούμε να υπολογίσουμε την αποτελεσματική(ενεργό) δόση μιας αξονικής τομογραφίας.(Budoff et al., 2008)

Η διαχείριση της δόσης για τους αξονικούς τομογράφους διπλής ενέργειας θα πρέπει να περιλαμβάνουν τα εξής:

1. οι παράγοντες CTDI και DLP είναι το άθροισμα των συνεισφορών για κάθε ενέργεια που χρησιμοποιείται.
2. Οι συντελεστές μετατροπής που χρησιμοποιούνται (K factor mSv/Gy) για την εκτίμηση της δόσης (E) δεν έχουν επικαιροποιηθεί για τις διάφορες τεχνικές διπλής ενέργειας(π χ φίλτρα κασσιτέρου στα 140 Kv). Η μη επικαιροποίηση οδηγεί σε αύξηση της αβεβαιότητας.
3. Η αξονική διπλής ενέργειας είναι μια σχετικά νέα τεχνική η οποία είναι υπό μελέτη για την διαγνωστική της αξία.
4. Δεν υπάρχουν μεγάλες πολυκεντρικές μελέτες σε κλινικό επίπεδο που να αποδεικνύουν την ουδετερότητα ως προς τη δόση
5. οι στρατηγικές μείωσης της δόσης που υπάρχουν για την αξονική διπλής ενέργειας δεν είναι σίγουρο πως αποδίδουν και στην διπλή. (Carrascosa et al., 2020)

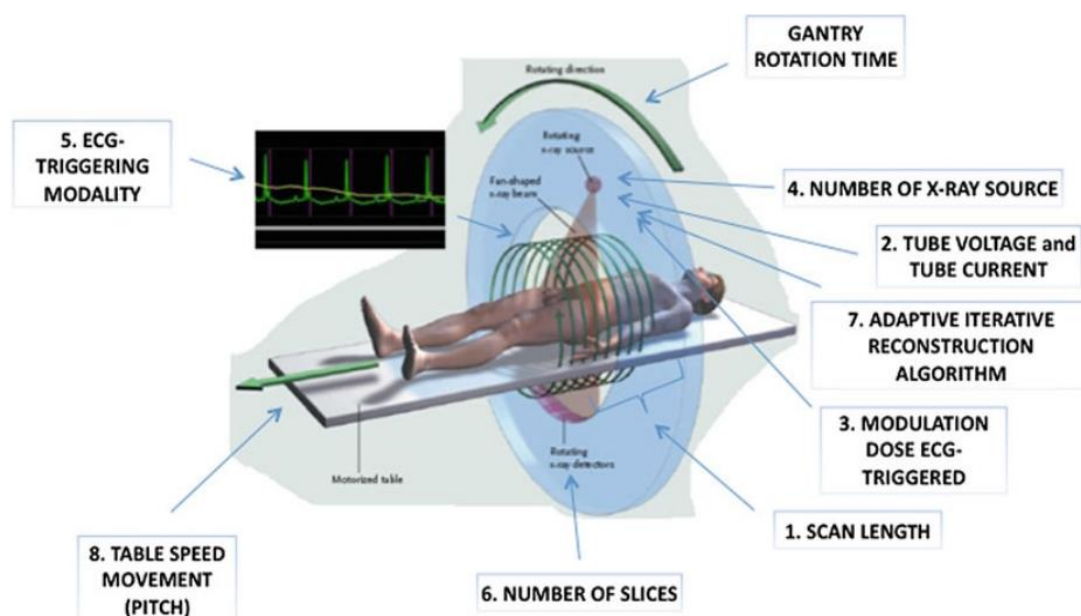
9.5. Περιορισμός δόσης

Η μείωση της δόσης βασίζεται στο γεγονός ότι η αντίθεση και ο θόρυβος της εικόνας είναι αντιστρόφως ανάλογες με τον αριθμό των φωτονίων που ανιχνεύονται. Οι

κυριότεροι παράγοντες που έχουν εμπλακεί στην προσπάθεια εξοικονόμησης δόσης αλλά ταυτόχρονα και για την ποιότητα της εικόνας είναι:

- Το ρεύμα της λυχνίας σε mA καθορίζει τη ροή των φωτονίων
- Η τάση της λυχνίας σε Kv ελέγχει την ενέργεια των φωτονίων
- Ο χρόνος έκθεσης εξαρτάται από το βήμα(Pitch)
- Ο δείκτης μάζας σώματος (BMI) του εξεταζόμενου και η εξασθένηση των φωτονίων που εξαρτάται από αυτό.
- Δυο ανεπιθύμητοι παράγοντες έκθεσης είναι το Z- overbeaming και Z- overscanning . Z- overbeaming είναι ο λόγος της παρασκιάς (penumbra) προς την κύρια δέσμη η οποία μειώνεται όσο αυξάνεται η Z κάλυψη του ανιχνευτή. Η Z- overscanning είναι η υπερ -δειγματοληψία που απαιτείται στην σπειροειδή σάρωση.

Στρατηγικές για το μείωση της έκθεσης μπορούν να χωριστούν σε 2 κατηγορίες, αυτές που τροποποιούν την έξοδο της ακτινοβολίας (ρεύμα και τάση λυχνίας) και εκείνες που μειώνουν το χρόνο έκθεσης ή την έκταση. Αυτές οι στρατηγικές μειώνουν την Z- overbeaming και Z- overscanning .(Marzullo et al., 2013)



Εικόνα 93 : όλοι οι παράγοντες μπορούν να προσαρμοστούν για να μούσουν την δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο.(Marzullo et al., 2013)

Το μήκος σάρωσης που θα ακτινοβοληθεί είναι ευθέως ανάλογο με την δόση ακτινοβολίας. Οι απαραίτητες για την εξέταση δομές θα είναι αυτές που θα πρέπει μόνο να ακτινοβοληθούν, στην περίπτωση της αξονικής στεφανιογραφίας η αρχή του πεδίου σάρωσης είναι από το διχασμό της τραχείας έως το κατώτερο καρδιακό σημείο. Υπάρχουν διάφορες ανατομικές παραλλαγές που θα πρέπει να καλυφθούν το τοπογράμμο στην αρχή της εξέτασης μπορεί να βοηθήσει στην αναγνώριση ανατομικών δομών και στο σχεδιασμό του πεδίου.(Marzullo et al., 2013)

Σχετικά με το ρεύμα της λυχνίας αυξάνει γραμμικά την δόση ακτινοβολίας ενώ η τάση της λυχνίας αυξάνει με το τετράγωνο της τάσης. Η διαφοροποίηση αυτών των δυο παραγόντων θα πρέπει να είναι με τέτοιο τρόπο ώστε να έχουν την δυνατόν χαμηλότερη τιμή ώστε η παραγόμενη εικόνα να είναι ποιοτική και διαγνωστική. Μειώνοντας το ρεύμα της λυχνίας και την τάση ο θόρυβος αυξάνεται την ίδια στιγμή, η μείωση της τάσης αυξάνει την αντίθεση του ιωδίου λόγω φαινομένου Compton διευκολύνοντας την απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων. Όταν πρόκειται να μειώσουμε το ρεύμα και την τάση της λυχνίας θα πρέπει να σκεφτόμαστε την αναλογία υψηλού θορύβου και χαμηλότερης αντίθεσης. Οι διαφορές μεταξύ ανδρών και γυναικών θα πρέπει να υπολογίζονται σαν παράγοντες όταν θα διαφοροποιηθεί ρεύμα και τάση της λυχνίας. Οι διαφορές που υπάρχουν στον δείκτη μάζας σώματος(BMI) μπορεί να επηρεάσουν την ποιότητα της εικόνας .(Marzullo et al., 2013)

Η μείωση της τάσης της λυχνίας από 120 Kv σε 100Kv προσφέρει αύξηση της αντίθεσης λόγω της μείωσης της σκέδασης Compton και αύξηση του φωτοηλεκτρικού. Η μείωση των Kv μπορεί να μειώσει σημαντικά τη δόση αλλά θα αυξήσει τον θόρυβο δημιουργώντας προβλήματα σε εξεταζόμενους με υψηλό Δ.Μ.Σ . Μελέτες προτείνουν για Δ.Μ.Σ 26 Kg/m² Τα 100 Kv για Δ.Μ.Σ 20 Kg/m² τα 80 Kv εξασφαλίζοντας ποιοτική εικόνα. Στην περίπτωση σοβαρής παχυσαρκίας η αξονική τομογραφία διπλής πηγής μπορεί να συλλέξει επιλεκτικά δεδομένα ανά τέταρτο περιστροφής για κάθε λυχνία αντισταθμίζοντας τη χρονική ανάλυση και το θόρυβο, η εκτιμώμενη δόση για διπλή πηγή σε ένα πρωτόκολλο παχυσαρκίας εκτιμάται στα 15.6 mSv υψηλότερη από τα 120 Kv της μόνο ενεργειακής που εκτιμάται 10.1 mSv, με την ποιότητα της εικόνας να είναι σαφώς καλύτερη στην επιλογή της διπλής πηγής. (De Zordo et al., 2012)

Το ρεύμα της λυχνίας μπορεί να τροποποιηθεί και αυτό ανάλογα με το Δ.Μ.Σ του εξεταζόμενο ή την μάζα. Για έναν αξονικό 64 τόμων προτείνονται :

- 500mA Δ.Μ.Σ > 25 Kg/m²

- 600mA Δ.Μ.Σ 26-30 Kg/m²
- 700mA Δ.Μ.Σ 30< Kg/m²

Η ρύθμιση του ρεύματος της λυχνίας με βάση την ανατομία του εξεταζόμενου είναι μια άλλη στρατηγική, αυτή η τεχνική ρυθμίζει το ρεύμα ανάλογα με τον άξονα Χ-Ψ κατά την μετακίνηση στον άξονα Ζ βασιζόμενη στην μορφολογία του εξεταζόμενου. Η λειτουργία αυτή παραμένει υπό συζήτηση λόγω θορύβου της εικόνας. (De Zordo et al., 2012)

9.6. Ρεύμα λυχνίας ενεργοποιημένο από Η.Κ.Γ (ECG-pulsing)

Η αναδρομική ενεργοποίηση ΗΚΓ σε συνδυασμό με ελικοειδή σάρωση με συνεχώς χαμηλό βήμα επιτρέπει την ανακατασκευή και αναπαράσταση εικόνας σε οποιοδήποτε σημείο του καρδιακού κύκλου επιθυμεί ο χρήστης. Αυτή η τεχνική, παρόλο που εξασφαλίζει υψηλή ποιότητα εικόνας, απαιτεί υψηλή έκθεση στην ακτινοβολία λόγω της χαμηλής ταχύτητας βήματος, με πλήρη ακτινοβολία κατά τη διάρκεια ολόκληρου του καρδιακού κύκλου.

Η κίνηση της καρδιάς είναι εντονότερη κατά τη συστολή και μειώνεται κατά τη διαστολή, με την πιο χρήσιμη φάση να αντιστοιχεί στο 20% του καρδιακού κύκλου. Βασισμένη σε αυτή την αρχή, η τεχνική προσαρμόζει την ένταση του ρεύματος, προσφέροντας υψηλή ακτινοβολία μόνο κατά την χρήσιμη χρονική φάση του κύκλου, ενώ το υπόλοιπο 80% της διάρκειας του κύκλου καταγράφεται με μειωμένη ακτινοβολία (Marzullo et al., 2013).

Ορισμένοι κατασκευαστές επιλέγουν να εφαρμόσουν μια ιδιαίτερα επιθετική μείωση της δόσης κατά τη συστολή, μειώνοντάς την στο 5% (όπως στη μέθοδο MiniDose της Siemens), με αποτέλεσμα να δημιουργείται υπερβολικός θόρυβος, κάνοντάς τις εικόνες από τη συστολική φάση δύσκολα αξιολογήσιμες (De Zordo et al., 2012). Η επιλογή των τεχνικών καρδιακού συντονισμού εξαρτάται από τη σταθερότητα του ρυθμού του ασθενούς. Η παρουσία έκτακτων συστολών προκαλεί καθυστέρηση στο διάστημα R-R του καρδιακού κύκλου, με αποτέλεσμα να επηρεάζεται ο συγχρονισμός της απεικόνισης. Αυτή η τεχνική μπορεί να μειώσει τη δόση ακτινοβολίας κατά 20-50%, ανάλογα με τον καρδιακό ρυθμό. Στους τομογράφους 64 τομών, η δόση μπορεί να περιοριστεί κατά 47% (8.6-11 mSv) (De Zordo et al., 2012).

9.6.1 Προοπτική ενεργοποίηση ΗΚΓ (STEP and SHOOT)

Η προοπτική ενεργοποίησης βασίζεται στην πρόβλεψη του κύματος R-R του καρδιακού κύκλου, η σάρωση γίνεται χρησιμοποιώντας μέθοδο βήματος σάρωσης και η ακτινοβολία εκπέμπεται σε συγκεκριμένη χρονική στιγμή με βήμα (pitch) 1 με επικάλυψη των τομών. Ένα παράθυρο (padding) όπως και στη λειτουργία ECG-pulsing ενεργοποιείται συνήθως στη διαστολική φάση, οδηγώντας σε ανάγκη για ελάχιστη επικάλυψη των διαδοχικών τμημάτων μειώνοντας την έκθεση και άρα την απορροφούμενη δόση. Η μείωση της δόσης φτάνει το 83% με μέση δόση 2.8 mSv (έβρος 0.75-6.7 mSv). Η χρήση διπλής πηγής με αυτή την τεχνική μπορεί να χαμηλώσει τη δόση ως 1.4 mSv. Η παραγόμενη εικόνα είναι ευαίσθητη στον καρδιακό ρυθμό η αύξηση ή άνω των 65 παλμών ανά λεπτό επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας, μια αύξηση παραθύρου 40-80% κατά R-R βελτιώνει την ποιότητα αλλά αυξάνει τη δόση. Η τεχνική αυτή δεν εφαρμόζεται σε εξεταζόμενους με αρρυθμία. (De Zordo et al., 2012)

9.7. Αριθμός τομών

Οι τομογράφοι 64 τόμων μπορούν να καλύψουν μια ανατομική περιοχή συνήθως 40 mm, με την χρήση ΗΚΓ και τον συντονισμό με τη σάρωση υποθέτουμε ότι η καρδιά κινείται πάντα με τον ίδιο τρόπο για να καλύψουμε ολόκληρη την καρδιά διαδοχικά. Οι εξελίξεις στον χώρο των τομών που έφεραν τομογράφους 256 και 320 τομών επέτρεψαν τη σάρωση ολόκληρης της καρδιάς σε ένα καρδιακό κύκλο. Τα συστήματα αυτά μπορούν να καλύψουν την καρδιά με μη σπειροειδή σάρωση και τυπικό χρόνο ανάλυσης 135 και 175 ms αντίστοιχα, αυτή η χρονική ανάλυση δεν είναι αρκετή για να παράγει εξαιρετικής ποιότητας εικόνα, καθώς ο έλεγχος του καρδιακού ρυθμού φαρμακευτικά παραμένει υποχρεωτικός.

Θεωρητικά θα αναμέναμε η δόση ακτινοβολίας σε 256 και 320 τομές να είναι υψηλότερη από την κλασική MDCT, στην πράξη 3 παράγοντες απέδειξαν γιατί μπορεί να μειώσουν τη δόση αυτά τα συστήματα:

- Ο χρόνος σάρωσης των 256 και 320 τομών είναι πολύ μικρός, ένας καρδιακός κύκλος είναι αρκετός, οι τομογράφοι 64 τομών χρειάζονται 8 έως 12 δευτερόλεπτα. Η μείωση του χρόνου σάρωσης μειώνει και την ακτινοβολία.
- Τομογράφος 64 τομών απαιτεί επικάλυψη των τόμων αυξάνοντας δόση ακτινοβολίας, κάτι τέτοιο δεν είναι απαραίτητο για τους ανιχνευτές 256 και 320.
- Το ονομαστικό πλάτος δέσμης αυξάνεται μειώνοντας την παρασκιά και την συνεισφορά της στο σύνολο της δόσης. (ICRP, 2007)
-

9.8. Αλγόριθμοι επαναληπτικής ανακατασκευής

Παραδοσιακά η μέθοδος ανακατασκευής εικόνων είναι η FBP (Filter Back projection). Είναι μια μέθοδος γρήγορη και δοκιμασμένη για δεκαετίες, είναι όμως ευαίσθητη στο θόρυβο πράγμα που αποτρέπει τη μείωση της τάσης της λυχνίας ή του ρεύματος. Η χρήση χαμηλότερης τάσης λυχνίας μειώνει σημαντικά τη δόση ακτινοβολίας αυξάνοντας την πιθανότητα φωτοηλεκτρικού φαινομένου μειώνοντας τη σκέδαση παράλληλα αυξάνει και το θόρυβο της εικόνας.

Οι νέες γενιές υπολογιστών και οι εξελίξεις στην ισχύ τους, έκαναν πραγματικότητα τη χρήση πολύπλοκων υπολογισμών για τη δημιουργία της εικόνας. Τα προγράμματα μοντελοποίησης συγκρίνουν τα δεδομένα που συλλέγονται με τα αναμενόμενα δεδομένα δημιουργώντας εικόνες με μειωμένο θόρυβο, επιτρέποντας τη μείωση του ρεύματος της λυχνίας ανάλογα με το βαθμό επανάληψης του αλγορίθμου. (De Zordo et al., 2012)

Οι πρώτοι αλγόριθμοι ανακατασκευής παρουσιάστηκαν το 2009. Οι τρεις βασικότερες κατηγορίες βασίζονται σε συνογράμματα, σε τομείς εικόνες και πλήρους επαναληπτικής ανακατασκευής. Η χρήση των επαναληπτικών αλγορίθμων μείωσε το θόρυβο τις παραγόμενες εικόνες κάνοντας εφικτή τη μείωση της τάσης και του ρεύματος λυχνίας επιφέροντας τη μείωση της δόσης. (Marzullo et al., 2013) Η αξονική στεφανιογραφία με επαναληπτικό αλγόριθμο μπορεί να μειώσει την απορροφούμενη δόση κατά 30-62% συγκρινόμενη με την οπισθοπροβολή. Οι υβριδικοί αλγόριθμοι μειώνουν το θόρυβο ομοιόμορφα χωρίς να επηρεάσουν την εμφάνιση της εικόνας.

Στους υπέρβαρους εξεταζόμενους ($\Delta.M.\Sigma > 35$) η απορροφούμενη δόση μπορεί να είναι $4,6 \pm 1,2$ mSv. (De Zordo et al., 2012)

9.9. Αξονική τομογραφία υψηλού βήματος

Η αξονική τομογραφία μονής πηγής απαιτεί περιστροφή 180° για την ανακατασκευή εικόνων, διαδικασία που διαρκεί 5-10 δευτερόλεπτα και συνεπάγεται έκθεση 12-14 mSv στην ακτινοβολία (De Zordo et al., 2012). Αντίθετα, η αξονική τομογραφία διπλής πηγής διπλής ενέργειας χρειάζεται μόνο το $\frac{1}{4}$ του χρόνου περιστροφής λόγω της γωνίας 90° μεταξύ των δύο λυχνιών. Ένας τομογράφος δεύτερης γενιάς διπλής πηγής 128 τομών με ταχύτατο βήμα 3,2 και γρήγορη κίνηση τραπεζιού μπορεί να σαρώσει ολόκληρη την καρδιά σε 0,3 δευτερόλεπτα, μειώνοντας τη δόση ακτινοβολίας σε λιγότερο από 1 mSv (Marzullo et al., 2013).

Ο συνδυασμός χαμηλής τάσης λυχνίας και ταχείας σάρωσης επιτρέπει μείωση της ενεργού δόσης έως και 80%. Ωστόσο, η τεχνική αυτή απαιτεί καρδιακό ρυθμό κάτω των 60 παλμών/λεπτό για την αποφυγή κινητικών σφαλμάτων. Επιπλέον, μια τεχνική με βήμα 3 συνιστάται για παιδιατρικές εξετάσεις (De Zordo et al., 2012). Η αξονική τομογραφία μιας πηγής χρειάζεται ένα εύρος 180° μοιρών για να ανακατασκευάσει την εικόνα που απαιτείται, αυτό μεταφράζεται σε ένα χρονικό διάστημα για να επιστραφεί το σύστημα και να καλυφθεί ολόκληρη η καρδιά χρειάζονται 5-10 δευτερόλεπτα και μια έκθεση 12-14 mSv. (De Zordo et al., 2012)

9.10. Δόση ακτινοβολίας και διαφορετικές γενιές αξονικών τομογράφων

Η καρδιακή απεικόνιση ξεκίνησε με την καθιέρωση της ελικοειδούς αξονικής τομογραφίας με ικανότητα χρόνου περιστροφής 0.8 sec χρονική ανάλυση 0.4 sec για τα συστήματα 4 τόμων το 1998 με ενεργό δόση 7,7-9,5 mSv, με χωρική ανάλυση 1 mm. (Poll et al., 2002) Οι 16 τομές που ακολούθησαν με χωρική ανάλυση 0.6mm και πρωτόκολλα σπειροειδούς κάλυψης το 2001 επέφεραν μια ενεργό δόση $14,5 \pm 2,2$ mSv. (Coles et al., 2006) Γενικότερα η αξονική στεφανιογραφία της πρώτης γενιάς συστημάτων έως 40 τομών είχε μια ενεργό δόση κατά μέσο όρο 8.6 mSv. (Pontone et al., 2012) Τα συστήματα 64 τομών που ακολούθησαν διαθέτουν χρόνο περιστροφής

της λυχνίας 0.28-0.35 s με χρονική ανάλυση 142-175ms για ανακατασκευή 180°. (De Zordo et al., 2012)

Η ομάδα Hausleiter et al που συγκρίνει τομογράφος 16 τομών έναντι 64 με αναδρομική ενεργοποίηση και Η.Κ.Γ διαμόρφωση δόσης, βρήκαν 40% υψηλότερη δόση από τις 16 τομές, που αποδόθηκε στο χαμηλό βήμα και την επικάλυψη των τομών. Η ίδια ομάδα έκανε μια πολυκεντρική μελέτη με 1965 εξεταζόμενου σε 64 τομών MDCT με μέση ενεργό δόση 12 mSv με ένα εύρος 8-18 mSv. Διαφοροποιώντας το μήκος σάρωσης κατά 1cm, διαμορφώνοντας το ρεύμα της λυχνίας με βάση το Η.Κ.Γ, χρησιμοποιώντας 100 Kv ($\Delta.M.\Sigma > 25$) υπό προοπτική ενεργοποίηση κατάφεραν να μειώσουν την ενεργό δόση κατά 5%, 25%, 46%, και 78% αντίστοιχα χωρίς να παρουσιαστούν ποιοτικές διαφορές στην εικόνα μεταξύ των εξετάσεων που επιβλήθηκαν μέτρα δόσεις και σε αυτόν που δεν επιβλήθηκαν. (Hausleiter et al., 2006)

Διάφορες μελέτες με τομογράφους 64 τομών MDCT και διαφορετικές τεχνικές δίνουν ένα μεγάλο εύρος ενεργού δόσης. Η ομάδα Labounty et al δημοσίευσε ένα εύρος 1,3-3,4 mSv με 64 τομές 100 Kv σε $\Delta M\Sigma < 30$, 120 Kv σε $\Delta.M.\Sigma > 30$, προσαρμοσμένων mAs, με προοπτική πύλη ενεργοποίησης Η.Κ.Γ σε παλμούς > 65 και αναδρομική πύλη ενεργοποίησης Η.Κ.Γ σε παλμούς < 65 ή ακανόνιστους. (LaBounty et al., 2010) Η ομάδα Raffety et al στην μελέτη της με αναδρομική τεχνική χωρίς διαμόρφωση ρεύματος παρήγαγε ένα εύρος ενεργού δόσεις 13-18 mSv. (Raff et al., 2005) Σε άλλη μελέτη των Earls et al που συγκρίθηκε η τεχνική διαμόρφωσης ρεύματος με Η.Κ.Γ έναντι βήματος - βολής (step end shout) οι τιμές ενεργού δόσης ήταν 18,4 mSv και 2,8 mSv αντίστοιχα. (Earls et al., 2008)

Η αύξηση των τομών στις 128 σύμφωνα με την ομάδα Ranker et al έκρινε την αναδρομική διαμόρφωση με την προοπτική σε συνδυασμό με νέους αλγόριθμους ανακατασκευής μπόρεσε να μειώσει τη δόση σε 10.5 mSv για την αναδρομική επεξεργασία και 6.6 mSv για την προοπτική ενεργοποίηση. (Hausleiter et al., 2006)

Τομογράφοι 256 τομών MDCT που φτάνουν στα 0.275 s χρόνο περιστροφής λυχνίας και χρονική ανάλυση 135 ms, όπως και οι τομογράφοι 320 τομών με χρόνο περιστροφής 0.350 s και χρονική ανάλυση 175 ms είναι η εναλλακτική λύση της πολυτομικής τομογραφίας στην προσπάθεια να ξεπεραστούν τα προβλήματα των 64 τόμων. Ένα σύστημα 256 τόμων μπορεί να καλύψει άνετα 8 cm, πράγμα που σημαίνει ότι μπορεί να καλυφθεί ολόκληρος ο όγκος της καρδιάς με μία περιστροφή. Η μελέτη των Mari et al που υπολόγισε την ενεργό δόση σε συστήματα 256 τόμων με ομοιώματα

ανθρώπων βρήκε μέση τιμή 14,1mSv με χρήση σπειροειδούς απεικόνισης και για 64 τομές 27,8 mSv με αναδρομική ενεργοποίηση. Διαπιστώνοντας πως η ενεργό δόση για τις 256 τομές ήταν 49% χαμηλότερη από τις 64 τομές(Mori et al., 2008).Η μελέτη των Muenzel et al με 256 τομές με τεχνική βήματος -βολής (step end shout) βρήκε μια ενεργό δόση 3,6-3,8 mSv εξαρτώμενη από τον καρδιακό ρυθμό. (Muenzel et al., 2011) Συστήματα 256 και 320 τομών έχουν ένα εύρος κάλυψης 8 cm και 16 cm αντίστοιχα που είναι αρκετό για να καλύψει την καρδιά με μια περιστροφή.

Η μελέτη που έγινε για 320 τομές MDCT για τη σύγκριση προοπτικής ενεργοποίησης έναντι αναδρομικής από τους Rybicki et al εντόπισαν μια ενεργό δόση 6.7 mSv και 12.6 mSv αντίστοιχα με παρόμοια ποιοτικά χαρακτηριστικά εικόνας. Η χρήση των σπειροειδών τεχνικών μειονεκτεί λόγω της ανάγκης πολλαπλών κύκλων συγκριτικά με τους σαρωτές ευρείας κάλυψης για τη μελέτη των στεφανιαίων αγγείων. (Rybicki et al., 2008)

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας, διπλής πηγής που προστέθηκε στο οπλοστάσιο έχει μια υψηλή χρονική ανάλυση που φτάνει τα 75 ms . Ένας τομογράφος DECT 128 τομών μπορεί να έχει ένα βήμα σάρωσης 3.2 με ανακατασκευή πολλαπλών τμημάτων. Ένας τομογράφος 64 τομών μπορεί να καλύψει έναν όγκο 4 cm που απαιτεί 2 τουλάχιστον σαρώσεις για να καλυφθεί ολόκληρη η καρδιά. Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας έχει στόχο την κάλυψη της ίδιας ανατομικής περιοχής με 2 διαφορετικές ενέργειες, η χρήση 2 λυχνιών σε διαφορετικές ενέργειες όπως και οι διαφορετικές τεχνικές που ακολούθησαν για την εφαρμογή της διπλής ενέργειας έφεραν εξελίξεις στο χώρο της καρδιολογίας. Η τεχνολογική πρόοδος συν έπεσε με την αυξανόμενη ευαισθησία του κοινού για τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας για ιατρικούς σκοπούς. (Smith-Bindman et al., 2009) Αποτέλεσμα αυτής της ευαισθητοποίησης ήταν η ανάγκη πειστικότερων αποδείξεων για την τεχνική διπλής ενέργειας και το πώς δεν θα επιβαρύνει επιπλέον την έκθεση των εξεταζόμενων με ακτινοβολία.

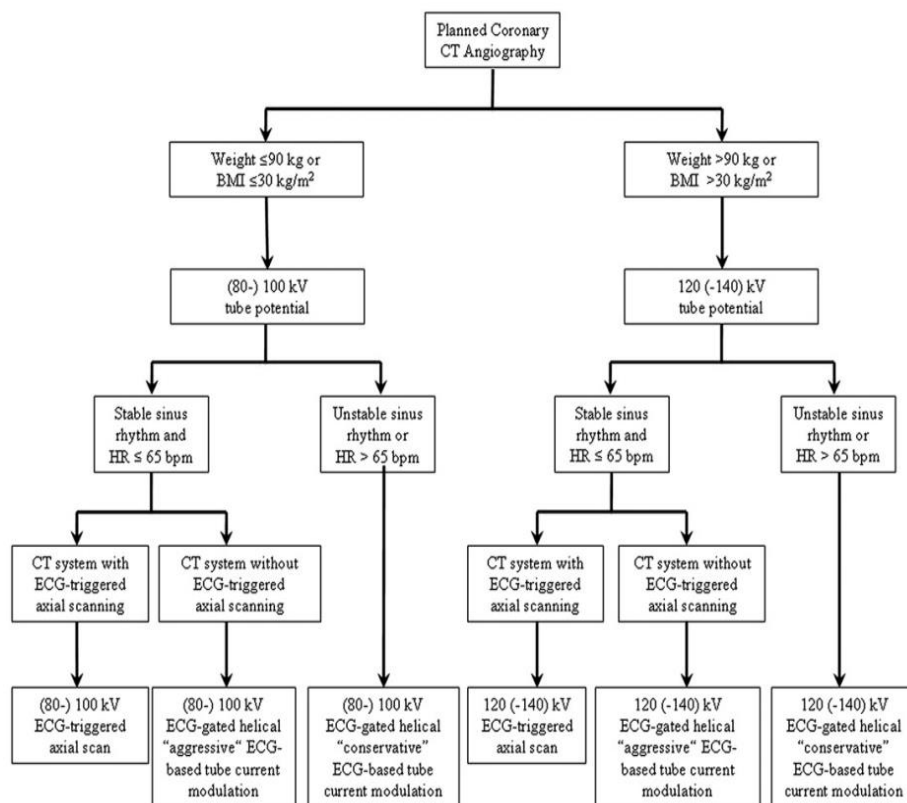
Οι Fang et al εντόπισαν παρόμοια αξιολογήσιμα τμήματα στεφανιαίων αγγείων ανεξάρτητα από τον καρδιακό ρυθμό χρησιμοποιώντας DSCT 64 τομών με αναδρομική ενεργοποίηση Η.Κ.Γ, με χαμηλότερη ακτινοβολία σε υψηλότερους καρδιακούς παλμούς συγκρινόμενη με την κλασική στεφανιογραφία, συγκρίνοντας την ενεργό δόση με τους καρδιακούς παλμούς βρήκαν ένα εύρος 18,5 mSv +/- 2 με καρδιακό ρυθμό 40-50 ,12,9 mSv +/- 1.8 με καρδιακό ρυθμό 90 παλμούς και 11,2 mSv +/- 2.1 σε

καρδιακό ρυθμό μεγαλύτερο των 100 παλμών. Πράγμα που αποδεικνύει την ωφέλεια της εξέτασης για τους εξεταζόμενους με υψηλό καρδιακό ρυθμό. (Fang et al., 2010)

Μια ακόμα υπεροχή που μπορεί να αποδώσει ένα σύστημα διπλής πηγής είναι ο συνδυασμός της υψηλής χρονικής ανάλυσης και της προοπτικής ενεργοποίησης για την αποτελεσματικότητα ανίχνευσης πιθανών μεταβολών του ρυθμού της καρδιάς. Μελέτη των Stolzmann et al οι οποίοι σύγκριναν την διαφορά μη αξιολογήσιμων τμημάτων μεταξύ MDCT και DSCT, με προοπτική και αναδρομική τεχνική δεν ανέδειξε σημαντική διαφορά στα υπό αξιολόγηση τμήματα, όλες οι μελέτες με DSCT έγιναν με όριο αποκλεισμού καρδιακού ρυθμού 70-75 που είναι υψηλότερος σε σχέση με MDCT πώς συνήθως είναι οι 65 παλμοί. Η αναφερόμενη ενεργός δόση είναι 2.2 mSv για προοπτική ενεργοποίησης και 8,1 για αναδρομική ενεργοποίηση H.K.Γ.(Stolzmann et al., 2011) Άλλη ερευνά των Lell et al με τομογράφο διπλής πηγής 128 τομών και υψηλό βήμα περιγράφει ενεργό δόση 1 mSv. Αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να παραχθεί υπό προϋποθέσεις αφενός το υψηλό βήμα της τάξεις του 3 σε συνδυασμό με το εύρος του ανιχνευτή μπορεί να καλύψει όλη την καρδιά σε ένα καρδιακό κύκλο, αφετέρου απαιτείτε καρδιακός παλμός > 60 και Δ.Μ.Σ κατά μέσο ορό 27 με την χρήση β- blocker όπου χρειαστεί. (Lell et al., 2009)

Πολλές μελέτες έχουν ασχοληθεί στην διερεύνηση την αποτελεσματικής δόσης και της ακρίβειας της παραγομένης εικόνας . Η ομάδα Pontone et al σε μεταανάλυση που πραγματοποίησε παρουσίασε ακρίβεια 95% για μια δόση 10 mSv, καθώς 4-40 τομές παρήγαν μικρότερη ακρίβεια, ενώ οι 64 τομές με προοπτική ενεργοποίησης H.K.Γ έχουν μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με διπλής ενεργείας (DSCT) τομογράφους. Όταν είναι εφικτοί καρδιακοί παλμοί >60 τότε ένας τομογράφος 64 τομών με προοπτική H.K.Γ έχει συγκρίσιμη ακρίβεια με DSCT και 360 τομές. (Pontone et al., 2012)

Υπάρχουν πολλές επιλογές από απόψεως τεχνολογίας και τεχνικής για να αποκτηθεί μια ποιοτική εικόνα, οι επιλογές αυτές δικαιολογούν την ύπαρξη τους από την ανάγκη ελέγχου του καρδιακού ρυθμού για να ελαχιστοποιήσουμε την κίνηση της καρδιάς και την διαγνωστική αποτελεσματικότητα. Παράλληλα με τη μείωση της έκθεσης στην ακτινοβολία ο πιθανός κίνδυνος μη αξιολόγησης τμημάτων των στεφανιαίων αγγείων θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν κατά την επιλογή του πρωτοκόλλου για να εξισορροπείται με την ελαχιστοποίηση της δόσης.



Εικόνα 94 : Παράδειγμα διαγράμματος ροής για τη βελτιστοποίηση της έκθεσης σε ακτινοβολία για στεφανιαία αξονική αγγειογραφία με τη χρήση της αρχής ALARA σύμφωνα με το SCCT. (Halliburton et al., 2012)

9.10.1 MDCT -DECT και ακτινοβολία

Η εξέλιξη της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας (MDCT) έχει οδηγήσει σε σημαντικές μειώσεις της δόσης ακτινοβολίας μέσω της εφαρμογής προηγμένων τεχνικών εξοικονόμησης δόσης. Μια συστηματική ανασκόπηση των Akal Sabarudin et al. (1998-2011) εξέτασε τη μείωση της ακτινοβολίας στις τομογραφίες 4 έως 320 τομών, αναλύοντας 66 μελέτες που ανέδειξαν τη σταδιακή μείωση της ενεργού δόσης (ED) μέσω της τεχνολογικής προόδου και της εφαρμογής νέων πρωτοκόλλων (Sabarudin et al., 2012).

Η ενεργός δόση για την αξονική στεφανιογραφία με αναδρομική πύλη ΗΚΓ, χωρίς πρωτόκολλα εξοικονόμησης δόσης, είχε τις εξής τιμές: $6,0 \pm 2,8$ mSv για 4 τομές, $10,4 \pm 4,9$ mSv για 16 τομές και $11,8 \pm 5,9$ mSv για 64 τομές. Με την εφαρμογή τεχνικών εξοικονόμησης δόσης, όπως η προοπτική ενεργοποίηση ΗΚΓ, η χρήση χαμηλών kV, η διαμόρφωση mA και η βελτιστοποίηση των πρωτοκόλλων σάρωσης, η ενεργός δόση

μειώθηκε σε $4,1 \pm 1,7$ mSv για 64 τομές, $3,6 \pm 0,4$ mSv για 128 τομές, $3,0 \pm 1,9$ mSv για 256 τομές και $7,6 \pm 1,6$ mSv για 320 τομές. Η μελέτη έδειξε ότι οι στρατηγικές μείωσης της δόσης ήταν αποτελεσματικές στον περιορισμό της έκθεσης στην ακτινοβολία. Παράλληλα, η αυξανόμενη χρήση αυτών των τεχνικών υποδεικνύει ότι οι κλινικοί ιατροί είναι όλο και πιο ευαισθητοποιημένοι σχετικά με τους κινδύνους της ιονίζουσας ακτινοβολίας (Sabarudin et al., 2012).

Η ομάδα των Henzie et al. διερεύνησε τα κλινικά οφέλη της DECT και τη δόση ακτινοβολίας που σχετίζεται με την εφαρμογή της. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης, η επαναφορά και διάδοση της DECT έχει ανοίξει νέους δρόμους στην καρδιολογική απεικόνιση. Η φασματική διαφοροποίηση των υλικών εντός του σώματος μέσω του διαχωρισμού ενεργειών επιτρέπει: την επιλεκτική απεικόνιση με δυνατότητα αφαίρεσης ιωδίου ή ξένων σωμάτων και την απεικόνιση σε μοριακό επίπεδο, παρέχοντας πρόσθετες ανατομικές και λειτουργικές πληροφορίες. Η μελέτη κατέδειξε ότι η DECT όχι μόνο μειώνει τη δόση ακτινοβολίας αλλά και βελτιώνει την ποιότητα της απεικόνισης, παρέχοντας πιο ακριβείς πληροφορίες για την αξιολόγηση των στεφανιαίων αρτηριών (Henzler et al., 2012).

Η ομάδα Dijkers et al. (2008) πραγματοποίησε μια μελέτη για τη σύγκριση της τομογραφίας μονής πηγής (SSCT) και διπλής πηγής (DSCT) 64 τομών, σε διάφορους καρδιακούς ρυθμούς, με σκοπό την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνας και της επίδρασης της χρονικής ανάλυσης. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι η DSCT 64 τομών παρείχε ανώτερη ποιότητα εικόνας σε καρδιακούς παλμούς 70, 80, 100 και 110 bpm, σε σύγκριση με την SSCT 64 τομών. Η μελέτη πρότεινε την DECT 64 τομών ως την ιδανική επιλογή για καρδιακούς παλμούς ≥ 70 bpm, καθώς προσφέρει βελτιωμένη ποιότητα εικόνας με χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας (Dijkers et al., 2008).

Η ομάδα Jim Cu et al. διερεύνησε τη διαφορά στην ποιότητα εικόνας και τη δόση ακτινοβολίας μεταξύ MDCT 128 τομών και DECT 64 τομών. Η μελέτη περιλάμβανε 80 ασθενείς με φλεβόκομβο ρυθμό < 70 bpm, οι οποίοι χωρίστηκαν σε δύο ομάδες των 40 εξεταζομένων, MDCT 128 τομών: ενεργός δόση 3 mS και DECT 64 τομών: ενεργός δόση 4,5 mSv. Η MDCT 128 τομών μείωσε τη δόση ακτινοβολίας κατά 33,3%, διατηρώντας παράλληλα ικανοποιητική ποιότητα εικόνας. Ωστόσο, η χρήση της ήταν περιορισμένη σε ασθενείς με καρδιακό ρυθμό άνω των 70 bpm, λόγω της ανάγκης για υψηλότερη χρονική ανάλυση (Gu et al., 2020).

Οι Christian Fink et al συνέκριναν την αξονική τομογραφία MDCT 64 τόμων με DSCT 64 τομών πρώτης γενιάς και δεύτερης γενιάς DSCT 128 τομών για διαφορετικά πρωτόκολλα. Μετρήθηκαν η ενεργό δόση με αναδρομική πύλη, προοπτική πύλη, προοπτική ενεργοποιημένη πύλη και προοπτικά ενεργοποιημένη πύλη υψηλού βήματος στα 100 Kv και 120 Kv. Συμπέραναν πως η χρήση 100Kv ανεξαρτήτως πρωτοκόλλου μειώνει την ενεργό δόση κατά 40 -50% . Με τεχνική αναδρομικής πύλης στα 120 Kv με DSCT η δόση ήταν 5,7-10,7 mSv 50% περίπου χαμηλότερα από MDCT 64 μονής πηγής από οποιοδήποτε πρωτόκολλο με DSCT. Η ενεργός δόση με ψηλό βήμα στα 100 Kv με DSCT 128 τομών παρήγαγε μια ενεργό δόση 1,3 mSv για όλα τα πρωτόκολλα. Η μείωση της τάσης δεν επηρέασε την αναλογία σήματος προς θόρυβο ή την ποιότητα της εικόνας ενώ η δόση μειώθηκε. Η χαμηλή τάση Kv σε συνδυασμό με προοπτική ενεργοποίηση μπορεί να μειώσει την ενεργό δόση σε 2-4 mSv με DSCT , η δόση 1 mSv μπορεί να επιτευχθεί με υψηλό βήμα.(Fink et al., 2018)

Η ομάδα Julian et al. μελέτησε την έκθεση στην ακτινοβολία και την ποιότητα εικόνας σε 128-τομών DSCT στην αξονική στεφανιογραφία, συγκρίνοντας τέσσερα πρωτόκολλα με DECT και DSCT. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το DSCT υψηλού pitch είχε τη χαμηλότερη εκτιμώμενη δόση ακτινοβολίας ($1,27 \pm 0,62$ mSv), ενώ η διπλή πηγή DSCT είχε τη μεγαλύτερη ($8,11 \pm 4,95$ mSv). Η ποιότητα εικόνας ήταν διαγνωστικά αποδεκτή σε 98,1% των περιπτώσεων, χωρίς σημαντικές διαφορές μεταξύ των πρωτοκόλλων. Η μελέτη κατέληξε ότι η DECT με προοπτική ενεργοποίηση HKΓ μειώνει τη δόση ακτινοβολίας χωρίς να επηρεάζει την ποιότητα εικόνας. Σε περιπτώσεις όπου απαιτείται αναδρομική πύλη HKΓ, η DECT προτιμάται έναντι της DSCT λόγω της χαμηλότερης δόσης ακτινοβολίας (Wichmann et al., 2015).

Το 2017, το NICE (International Institute of Clinical Excellence, Ηνωμένο Βασίλειο) συνέστησε τους τομογράφους διπλής ενέργειας δεύτερης γενιάς για τη βελτιωμένη απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων και την παρακολούθηση πρώτης γραμμής της νόσου. Το 2019, η Ευρωπαϊκή Καρδιολογική Εταιρεία πρότεινε τη μη επεμβατική λειτουργική απεικόνιση για ισχαιμία ως αρχική εξέταση σε ασθενείς όπου δεν μπορεί να αποκλειστεί η αποφρακτική νόσος (Liang et al., 2021).

Το 2021, η ομάδα C. R. Liang et al. συνέκρινε αξονικό τομογράφο 256 τομών (ομάδα Α) με τομογράφο 2×192 τομών DECT (ομάδα Β). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το DECT 2×192 τομών είχε καλύτερη ποιότητα εικόνας και χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας ($3,6 \pm 2,13$ mSv για την ομάδα Β έναντι $4,8 \pm 1,5$ mSv για την ομάδα Α).

Η μελέτη κατέληξε ότι όταν υπάρχει διαθέσιμος 256-τομών MDCT και 2×192-τομών MDCT, προτιμάται ο δεύτερος λόγω της χαμηλότερης δόσης και της ανώτερης ποιότητας εικόνας (Wanga et al., 2008).

Η ομάδα Nadinim et al. (2017) συνέκρινε την DECT δεύτερης και τρίτης γενιάς σε 246 επείγοντα περιστατικά, λαμβάνοντας υπόψη την ποιότητα εικόνας και την έκθεση στην ακτινοβολία. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η DECT τρίτης γενιάς είχε υψηλότερη ποιότητα εικόνας, υψηλότερη εξασθένιση στις στεφανιαίες αρτηρίες και χαμηλότερη ενεργό δόση ακτινοβολίας (2,9 mSv έναντι 3,7 mSv για τη δεύτερη γενιά), αν και η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Ωστόσο, η δεύτερη γενιά DECT είχε καλύτερους δείκτες SNR και CNR, ενώ η τρίτη γενιά DECT πέτυχε συνολική μείωση της δόσης ακτινοβολίας (Nandini et al., 2017).

Η ομάδα των Kasmala et al., αξιολογήσε την δόση ακτινοβολίας και την ποιότητα εικόνας με πρωτόκολλο προσαρμοζόμενο στον καρδιακό ρυθμό με αξονικό τρίτης γενιάς (DSCT) σε πραγματικές συνθήκες. Συμμετείχαν 278 εξεταζόμενοι συμπεριλαμβανομένου παχύσαρκων με διάμεσο δείκτη μάζας σώματος 26,6 kg/m². Τα πρωτοκολλά διαχωρίστηκαν με βάση τους καρδιακούς παλμούς, για Η.Κ.Γ 60> προοπτική σάρωση υψηλού βήματος, για Η.Κ.Γ 61-70 αναδρομική σπειροειδή σάρωση, για 70 παλμούς. Η ανωτέρα επιλέχθηκε ως αναδρομική ενεργοποίηση Η.Κ.Γ. Η αντικειμενική ποιότητα εικόνας μετρήθηκε ως λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) και λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (CNR). Η υποκειμενική ποιότητα εικόνας αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας μια κλίμακα Likert πέντε βαθμών από δύο ανεξάρτητους αναγνώστες. Για ανάλυση δόσης ακτινοβολίας, αξιολογήθηκαν η αποτελεσματική δόση, οι εκτιμήσεις δόσης για το μέγεθος και ο δείκτης δόσης CT όγκου. Η διάμεση αποτελεσματική δόση ήταν 0,63 mSv [0,51-0,90 mSv) για σπείρα υψηλού τόνου, 1,32 mSv (0,79-2,46 mSv) για την προοπτική αλληλουχία και 4,77 (προοπτική) σπειροειδής. Οι περισσότερες μελέτες είχαν τουλάχιστον πολύ καλή ποιότητα εικόνας με τα υψηλότερα SNR και CNR στην ομάδα των σπειροειδών υψηλού τόνου. Διαπιστώθηκε πως η τρίτη γενιά DECT μπορεί να αποδώσει μια λογικά χαμηλή δόση για παχύσαρκους ασθενείς με επαρκή ποιότητα. (Kosmala et al., 2019)

Μια ακόμα μελέτη το 2022 της ομάδας Yaliz et al που εξέτασαν την ποιότητα της εικόνας, την έκθεση στην ακτινοβολία σε πρωτοκολλά προσαρμοζόμενα στον Δ.Μ.Σ και στο καρδιακό ρυθμό με τρίτης γενιάς διπλής πηγής τομογράφο (DSCT), χρησιμοποιώντας turbo high pitch spiral με διαδοχική και αναδρομική τεχνική

σπειροειδούς λειτουργίας, προσαρμόζοντας τα Κν στον Δ.Μ.Σ. Οι ερευνητές διαπιστώσαν πως από τους 896 εξεταζόμενους το 46,54 % έγινε με τεχνική high pitch spiral το 48,32% διαδοχική τεχνική και το 5,2% αναδρομική τεχνική. Ο Δ.Μ.Σ ήταν 27,3 Kg/m² και η δόση ήταν 0,65mSv με το 3,5% των αποτελεσμάτων να έχει κακής ποιότητας εικόνα. Συμπεράναν πως η DECT μπορεί να αποδώσει ποιοτικές εικόνες με χαμηλή δόση ακτινοβολίας σε επιλεγμένους εξεταζόμενους χρησιμοποιώντας πρωτόκολλο με προσαρμογές στον Δ.Μ.Σ. (Basar et al., 2022)

Τα αποτελέσματα δίνονται συνοπτικά στον ακόλουθο πίνακα.

Πίνακας 1. Συνοπτική παρουσίαση αποτελεσμάτων που αφορούν τη δόση της ακτινοβολίας στην αξονική τομογραφία.

Συγγραφείς	Μεθοδολογία	Δόση (mSv)	Αποτέλεσμα
Henzie et al.	DECT, φασματική διαφοροποίηση	Δεν καθορίστηκε	Η DECT μειώνει τη δόση ακτινοβολίας και βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας
Dikkers et al.	Σύγκριση SSCT και DSCT 64 τομών	Δεν καθορίστηκε	Η DSCT 64 τομών βελτίωσε την ποιότητα εικόνας σε υψηλούς καρδιακούς ρυθμούς
Jim Cu et al.	MDCT 128 τομών έναντι DECT 64 τομών	MDCT: 3mSv, DECT: 4.5 mSv	Η MDCT μείωσε τη δόση ακτινοβολίας κατά 33.3%, αλλά η DECT είναι προτιμότερη για καρδιακούς ρυθμούς >70 bpm
Christian Fink et al.	MDCT 64 τομών έναντι DSCT 64 και 128 τομών	MDCT: 5.7-10.7 mSv, DSCT: 1.3 mSv	Η DSCT μείωσε τη δόση ακτινοβολίας χωρίς να επηρεάσει την ποιότητα εικόνας
Julian et al.	DSCT με διαφορετικά πρωτόκολλα	DSCT: 1.27 ± 0.62 mSv (χαμηλό pitch)	Η DECT μείωσε τη δόση ακτινοβολίας με αποδεκτή ποιότητα εικόνας
C. R. Liang et al.	MDCT 256 τομών έναντι 2×192 τομών DECT	DECT: 3.6 ± 2.13 mSv, MDCT: 4.8 ± 1.5 mSv	Η DECT είχε καλύτερη ποιότητα εικόνας και χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας

Nadinim et al.	Σύγκριση δεύτερης και τρίτης γενιάς DECT	DECT 2ης γενιάς: 3.7 mSv, DECT 3ης γενιάς: 2.9 mSv	Η DECT 3ης γενιάς είχε καλύτερη ποιότητα εικόνας και χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας
Kasmala et al.	DSCT με προσαρμοσμένα πρωτόκολλα καρδιακού ρυθμού	Δόση από 0.63 έως 4.77 mSv	Η τρίτη γενιά DECT παρείχε χαμηλή δόση ακτινοβολίας με καλή ποιότητα για παχύσαρκους ασθενείς
Yaliz et al.	DECT με προσαρμογές στον Δ.Μ.Σ και καρδιακό ρυθμό	0.65 mSv	Η DECT παρείχε υψηλής ποιότητας εικόνες με χαμηλή δόση ακτινοβολίας

Από όλες τις προαναφερόμενες έρευνες αντιλαμβανόμαστε πως η επιστημονική κοινότητα μελετά την εφαρμογή της διπλής ενέργειας και την συγκρίνει με την μονής ενέργειας για την οποία υπάρχουν περισσότερες και μεγαλύτερες μελέτες. Οι διαφορετικές γενιές αξονικής τομογραφίας έχουν θετικά και αρνητικά, οι διαφορές στις τομές, στις τεχνικές, στους καρδιακούς ρυθμούς, και στις τεχνικές προσέγγισης του συντονισμού του καρδιακού ρυθμού, μπορούν να αποδώσουν διαφορετικές δόσεις ακτινοβολίας. Η διπλή ενέργεια στην αξονική τομογραφία δεν έχει τύχη της ίδιας μελέτης όπως την μονοενεργιακής, όλες οι μέχρι τώρα έρευνες όμως συγκλίνουν πως η DECT είναι τουλάχιστον ισάξια με την SSCT. Η DECT δείχνει να υπερέχει σε θέματα δόσης σε κάμπιες εκ των περιπτώσεων με συγκεκριμένες συνθήκες και περιορισμούς.

9.11. Ποιότητα εικόνας

Οι μέθοδοι ιατρικής απεικόνισης εξελίσσονται συνεχώς, παρέχοντας πιο λεπτομερείς εικόνες λόγω της τεχνολογικής προόδου. Αυτή η εξέλιξη αποτελεί πρόκληση για τη διατήρηση και βελτίωση της ποιότητας εικόνας, ενώ ταυτόχρονα απαιτεί τη μείωση της έκθεσης στην ακτινοβολία. Η γνώση των τεχνικών απεικόνισης και των κλινικών απαιτήσεων είναι απαραίτητη για τη σωστή αξιολόγηση και βελτιστοποίηση των εικόνων, ώστε να εξασφαλίζεται η ακρίβεια της διάγνωσης.

Παράμετροι απεικόνισης, προηγμένες τεχνικές επεξεργασίας και εφαρμογή ποιοτικών κριτηρίων μπορούν να συμβάλουν στη βελτίωση των εικόνων.

Η αξονική τομογραφία βασίζεται στον συντελεστή εξασθένησης της ακτινοβολίας X (μ) και περιλαμβάνει ατέλειες, όπως θόρυβος, απώλεια χωρικής ανάλυσης και ψευδοεικόνες, που επηρεάζονται από τη δόση ακτινοβολίας και τα συστήματα συλλογής δεδομένων. Οι ατέλειες αυτές δεν είναι πάντα απαραίτητο να εξαλειφθούν, εφόσον το διαγνωστικό αποτέλεσμα παραμένει αξιόπιστο. Η αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας μπορεί να γίνει είτε υποκειμενικά μέσω κλινικής παρατήρησης είτε αντικειμενικά με μετρήσιμους δείκτες, όπως SNR, CNR, NPS, MTF και MBIR, οι οποίοι επιτρέπουν την ποσοτικοποίηση της απόδοσης των διαφόρων τεχνικών απεικόνισης.

Οι ατέλειες που υπάρχουν στην εικόνα δεν είναι απαραίτητο να εξαλειφθούν όλες και εντελώς, αν το διαγνωστικό αποτέλεσμα είναι αποδεκτό. Η παραγόμενη εικόνα μπορεί να εκτιμηθεί υποκειμενικά από εξειδικευμένους για το αντικείμενο παρατηρητές, συνήθως χρησιμοποιείται αριθμητική κλίμακα για την μέτρηση της απόδοσης κάθε παραγόμενης εικόνας από την εκάστοτε τεχνική. Η αντικειμενική καταγραφή αφορά τις ατέλειες της ποιότητας που πρέπει να καταγράφονται και να μετρούνται χρησιμοποιώντας μετρήσιμα εργαλεία. Ο θόρυβος, η διακύμανση θορύβου, η αναλογία σήματος προς θόρυβο (CNR), το φάσμα ισχύος θορύβου (NPS), η συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF), και η μοντελοποίηση επαναληπτικής ανακατασκευής (MBIR) είναι μερικοί από τους δείκτες ποιότητας που μπορούν να χαρακτηρίσουν την εικόνα.

9.12. Θόρυβος

Ο θόρυβος της εικόνας μπορεί να είναι:

- Κβαντικός : αποτέλεσμα της μεταβολής του αριθμού των φωτονίων ακτίνων X .
- Δομικός : εξαρτάτε από την διάταξη του ανιχνευτή και την ευαισθησία του.
- Ηλεκτρονικός : οφειλόμενος στο ρεύμα των ημιαγωγών των ηλεκτρονικών στίχων του συστήματος .

Ο θόρυβος της εικόνας είναι μια μετρήσιμη διαφοροποίηση των αριθμών πυκνοτήτων που μετριοούνται σαν τυπική απόκλιση σε μια ομοιογενή περιοχή ενδιαφέροντος (ROI).

Ο θόρυβος της εικόνας(σ) σε θεωρητικό επίπεδο σχετίζεται με το πάχος διατομής δέσμης SC (σε mm) την ένταση I του ρεύματος της λυχνίας(σε mA) και τον χρόνο προσκτήσεις τομείς t (σε sec) σύμφωνα με την εξίσωση :

$$\sigma = k \cdot \frac{C_F \cdot C_Z(P)}{\sqrt{SC \cdot I \cdot t}}$$

Ο χρόνος ανά τομή t στην ελικοειδή σάρωση ισούται με τον χρόνο περιστροφής της λυχνίας RT . Η C_F είναι μια σταθερά που εξαρτάται από τον αλγόριθμο ανασύνθεσης, K ένας συντελεστής κανονικοποίησης. Ο παράγοντας $C_Z (P)$ εξαρτάται από τον αλγόριθμο παρεμβολής ή από την z-διήθηση.

Στην πολυτομική τομογραφία ο $C_Z (P)$ εξαρτάται από το pitch , αυτό έχει ως συνέπεια για να πέσει ο θόρυβος στο μισό η δόση πρέπει να αυξηθεί 4 φορές από την αρχική τιμή, ο θόρυβος διπλασιάζεται όταν υπό τετραπλασιάζεται το πάχος τομής, ο αλγόριθμος ανασύνθεσης έχει μια μέγιστη επίδραση στον θόρυβο. Ο παράγοντας κανονικοποίησης K επηρεάζει θεωρητικά τον θόρυβο της εικόνας.

$$k = C \cdot \sqrt{\frac{M}{w^3}}$$

Όπου M η εξασθένηση της ακτινοβολίας που εξαρτάται από το αντικείμενο και W το διάγραμμα δειγματοληψίας το οποίο καθορίζεται από το πλάτος στοιχείου του ανιχνευτή στον χ-ψ άξονα και τον αριθμό των δειγματοληψιών ανά περιστροφή. C είναι ένας συντελεστής που εξαρτάται από τον τεχνολογικό εξοπλισμό επηρεασμένος από την γεωμετρία του τομογράφου και την ανιχνευτική κβαντική αποδοτικότητα του συστήματος. (Schoepf, 2015)

9.12.1. Δεδομένα προβολής και θόρυβος

Ο λογαριθμικός μετασχηματισμός των πρωτογενών δεδομένων μετατρέπει την μετρούμενη τιμή στην έξοδο του ανιχνευτή σε λογαριθμική κλίμακα αντιμετωπίζοντας καλύτερα τον θόρυβο, με την σχέση:

$$R(\rho, \theta) = \ln \left[\frac{\langle N_o(\rho, \theta) \rangle}{N(\rho, \theta)} \right]$$

N_0 είναι τα δεδομένα καταγραφής στον αέρα χωρίς παρεμβολή κανενός αντικειμένου, R ο θόρυβος η αντιστοίχιση του οποίου σχετίζεται με τον θόρυβο των ακατέργαστων δεδομένων Θ η γωνία κάθε προβολής, ρ το στοιχείο του κάθε ανιχνευτή. (Samei et al., 2000)

Σύμφωνα με τον αλγόριθμο FBP το πρώτο φιλτράρισμα γίνεται μετά την λογάριθμηση, ο θόρυβος σχετίζεται με διάφορες παραμέτρους όπως η ανακατασκευή και η απόδοση του ανιχνευτή. Η διακύμανση του θορύβου εξαρτάται από την εκθετική διαδρομή εντός του σώματος του εξεταζόμενου καθιστώντας τον αντιστρόφως ανάλογο της έντασης της ακτινοβολίας (mAs), το πλάτος ανιχνευτή και το ύψος καθώς και την ικανότητα ανίχνευσης του ανιχνευτή. (Samei et al., 2000)

Παράγοντες που επηρεάζουν το θόρυβο είναι

- Ανάκτηση πυρήνα(π.χ Ram-low ή low pass cosine)(Wang et al., 2017)
- mAs
- Ύψος του ανιχνευτή
- Πλάτος του ανιχνευτή
- Αποδοτικότητα του ανιχνευτή

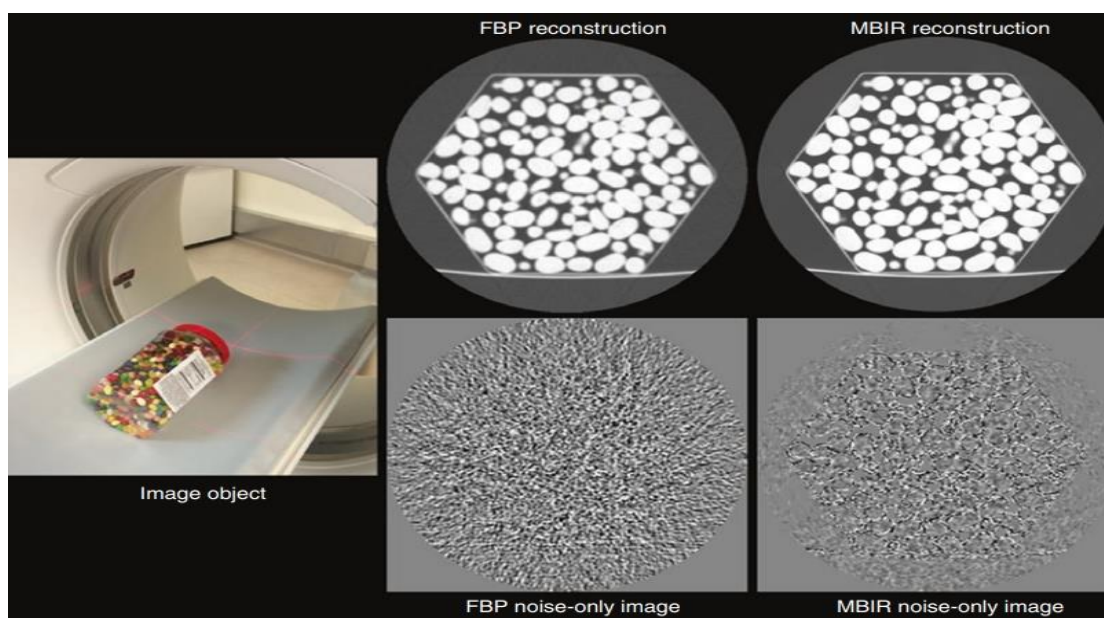
Είναι παράγοντας που πρέπει να υπολογίζονται όταν επιθυμούμε ισορροπία μεταξύ ακρίβειας και θορύβου.(Samei et al., 2000)

Η NPS (Noise Power Spectrum) στην αξονική τομογραφία ορίζεται ως η n-διάσταση Fourier μετατροπή της αυτοσυσχέτισης της ίδιας διάστασης, δηλαδή της αυτοσυσχέτισης μεταξύ 2 χωρικών σημείων. Το μέγεθος NPS είναι αντιστρόφως ανάλογο της έντασης ακτινοβολίας (mAs), του πάχους του ανιχνευτή και της απόδοσής του. Το ιδανικό σχήμα για NPS είναι συμμετρικό για ένα σύστημα, επηρεάζεται από τη χωρική συχνότητα για χαμηλές συχνότητες, στις υψηλές συχνότητες η χωρική συχνότητα και ο πυρήνας ανακατασκευής καθορίζουν το αποτέλεσμα. Η κανονικοποίηση του NPS ως προς το εμβαδό καμπύλης επηρεάζεται μόνο από τον πυρήνα ανακατασκευής και από τους παράγοντες mAs , πάχος τομής και απόδοση ανιχνευτή.

Η ικανότητα ενός συστήματος να δημιουργήσει αναπαραγωγή της χωρικής συχνότητας είναι σημαντική για την αξιολόγηση του καθώς σχετίζεται με την διάκριση λεπτομερειών σε διαφορετικές χρονικές συχνότητες. Η MTF (Modulation Transfer

Function) ιδανικά εξαρτάται από την συνάρτηση του πυρήνα ανακατασκευής, είναι σημαντικό εργαλείο για την αξιολόγηση της χωρικής ανάλυσης.

Συγκρίνοντας τις παραδοσιακές μεθόδους ανακατασκευής FBP με MBIR (Model Based Iterative Reconstruction) έχουν διαπιστωθεί διαφορετικά χαρακτηριστικά θορύβου που απαιτούν νέες προσεγγίσεις, περιοχές με υψηλή αντίθεση παρουσιάζουν απότομη αύξηση του θορύβου δημιουργώντας απρόβλεπτο θόρυβο σε σχέση με την FBP, αυτή η μη συμβατή εξάρτηση θορύβου εξαρτάται από τα mAs και το πάχος τομής. Ο Απρόβλεπτος θόρυβος που παρουσιάζει MBIR απαιτεί νέα προσέγγιση στην αξιολόγηση της εικόνας. (Samei et al., 2000)



Εικόνα 95: Για να αναδειχθεί μια διαφορά στα χαρακτηριστικά θορύβου μεταξύ FBP και MBIR, πραγματοποιήθηκαν δύο διαδοχικές αξονικές τομογραφίες ενός βάζου ζελέ φασολιών και εφαρμόστηκαν δύο αλγόριθμοι ανακατασκευής (FBP με τυπικό πυρήνα έναντι MBIR) σε κάθε σύνολο δεδομένων σάρωσης. Αφαιρώντας τις εικόνες CT που δημιουργήθηκαν από τις διαδοχικές σαρώσεις, δημιουργήθηκαν εικόνες μόνο θορύβου για κάθε αλγόριθμο. Σε σύγκριση με το σχετικά σταθερό μοτίβο θορύβου FBP, η εικόνα μόνο θορύβου MBIR έδειξε ισχυρή μη στασιμότητα θορύβου: το μέγεθος θορύβου αυξημένο σε χωρικές θέσεις που αντιστοιχεί σε μεγάλες κλίσεις αντίθεσης (π.χ. άκρη κάθε ζελέ φασολιού). (Samei et al., 2000)

Ο θόρυβος στις εικόνες MBIR έχει μικρότερη εξάρτηση από τα mAs σε σχέση με τον παραδοσιακό αλγόριθμο FBP. Σε εικόνες οπισθοπροβολής ο θόρυβος είναι αντιστρόφως ανάλογος των mAs, η σχέση θορύβου και mAs στον αλγόριθμο MBIR

καθορίζεται από εμπειρικά μοντέλα διευκολύνοντας την πρόβλεψη του θορύβου το ίδιο γίνεται και για το πάχος τομής. Μελέτες μειωμένες δόσεις που έγιναν για να αξιολογηθεί το εμπειρικό μοντέλο σε ομοιώματα χρησιμοποιώντας δεδομένα από μετρήσεις κανονικών δόσεων και ανθρώπινες μετρήσεις αξιολόγησαν την αξιοπιστία και βρήκαν ικανή την προσέγγιση για την κλινική πράξη.

Ο θόρυβος στις εικόνες MBIR μετατοπίζεται σε χωρικές εντάσεις χαμηλής συχνότητας όταν μειωθούν τα mAs .Η MBIR παρόλα αυτά έχει μια ποιότητα εικόνας που είναι βελτιωμένη με μικρότερο θόρυβο και υφή του στην κατανομή, είναι μια σωστή επιλογή όταν απαιτείται η μείωση δόσης χωρίς απώλεια διαγνωστικής ακρίβειας.(Samei et al., 2000)

9.13. SNR (Signal to Noise Ration)

Το SNR είναι ένας δείκτης που μετρά πόσο ισχυρό είναι το σήμα που μετατρέπεται από έναν ανιχνευτή σε σχέση με το θόρυβο, ένα υψηλό σήμα SNR οδηγεί σε καθαρότερες και ποιοτικότερες εικόνες ενώ μια χαμηλή τιμή μπορεί να οδηγήσει σε θολές εικόνες.(Forte et al., 2012) Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που μπορούν να μετρήσουν το θόρυβο και την ποιότητα της εικόνας, οι εξελίξεις που έχουν συμβεί στην μείωση της δόσης ακτινοβολίας και στο θόρυβο όπως και στην τεχνολογία δεν έχουν ακόμα αφομοιωθεί πλήρως για να διαμορφώσουν αντικειμενικούς παράγοντες για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας στο σύνολο της. (Minsoo et al., 2022)

Τα κυριότερα χαρακτηριστικά της ποιότητας εικόνας της αξονικής τομογραφίας αφορούν τους εξής παράγοντες:

- αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR)
- λόγος αντίθεσης προς θόρυβο(CNR)
- αξιολόγηση θορύβου (SD Τυπική απόκλιση)
- CT attenuation

Το SNR είναι ένας γενικός όρος που μετρά το σήμα, δηλαδή την πραγματική πληροφορία προς τον θόρυβο (π.χ Τυχαίος ή κβαντικός θόρυβος). Υπολογίζεται συγκρίνοντας το επιθυμητό επίπεδο σήματος αποκλείοντας τον θόρυβο, για την αξονική στεφανιογραφία μπορεί να είναι:

$$SNR = \frac{\text{Mean arterial attenuation}}{\text{Background noise}},$$

Το SNR είναι μια τιμή αξιολόγησης της αντίθεσης προς το θόρυβο εικόνας ορίζεται ως:

$$CNR = \frac{P_{\text{signal}} - P_{\text{background}}}{\text{Noise SD}},$$

Οπού P_{signal} είναι ο μέσος αριθμός CT number της περιοχής ενδιαφέροντος, $P_{\text{background}}$ είναι ο μέσος αριθμός CT number υποβάθρου, SD είναι η τυπική απόκλιση θορύβου, δείκτης χρησιμοποιούμενος συχνά σαν φυσικός δείκτης για την ποιότητα ελέγχου και τη σύγκριση των επιδόσεων των μεθόδων και την βελτιστοποίησή τους (Igarashi et al., 2024)

για την αξονική στεφανιογραφία το CNR μπορεί να είναι :

$$CNR = \frac{(\text{Mean arterial attenuation} - \text{Mean muscle attenuation})}{\text{Background noise}}$$

CT attenuation

Η μείωση της έντασης των ακτινών X κατά τη διαδρομή τους μέσα στο σώμα περιγράφεται με τον συντελεστή εξασθένησης "μ", ο οποίος εκφράζεται σε μονάδες HU. Η εξασθένηση αυτή προκαλεί διάφορους τύπους θορύβου, όπως δομικό, κβαντικό και ηλεκτρονικό, οι οποίοι οφείλονται σε διαφορετικούς παράγοντες. Ο θόρυβος που προέρχεται από το ανιχνευτή έχει κύρια αιτία τον ίδιο τον ανιχνευτή και την τεχνολογία του, με τα σύγχρονα συστήματα MDCT να διαθέτουν σπινθηριστές σταθερής κατάστασης ή κεραμικούς για την απορρόφηση της ακτινοβολίας και τη μετατροπή της σε φως.

Η ποιότητα των ανιχνευτών επηρεάζεται από χαρακτηριστικά όπως ο υψηλός ατομικός αριθμός, η γραμμικότητα του σήματος, ο χρόνος μετά την φωταύγεια και η γρήγορη επαναφορά. Ο θόρυβος εξαρτάται από την ένταση της ακτινοβολίας και τη δόση. Σε συνθήκες υψηλής έντασης, ο θόρυβος είναι κβαντικής αιτιολογίας, ενώ σε χαμηλές δόσεις και σε εξεταζόμενους με μεγάλο Δ.Μ.Σ., ο ηλεκτρονικός θόρυβος κυριαρχεί. Οι κατασκευαστές προσπαθούν να μειώσουν τον ηλεκτρονικό θόρυβο μέσω της σχεδίασης φωτοδιόδων και αναλογικών μετατροπέων (ADC), οι οποίοι συνδέονται

απευθείας με τους ανιχνευτές χωρίς καλωδιακές συνδέσεις, μειώνοντας έτσι τον ηλεκτρονικό θόρυβο.

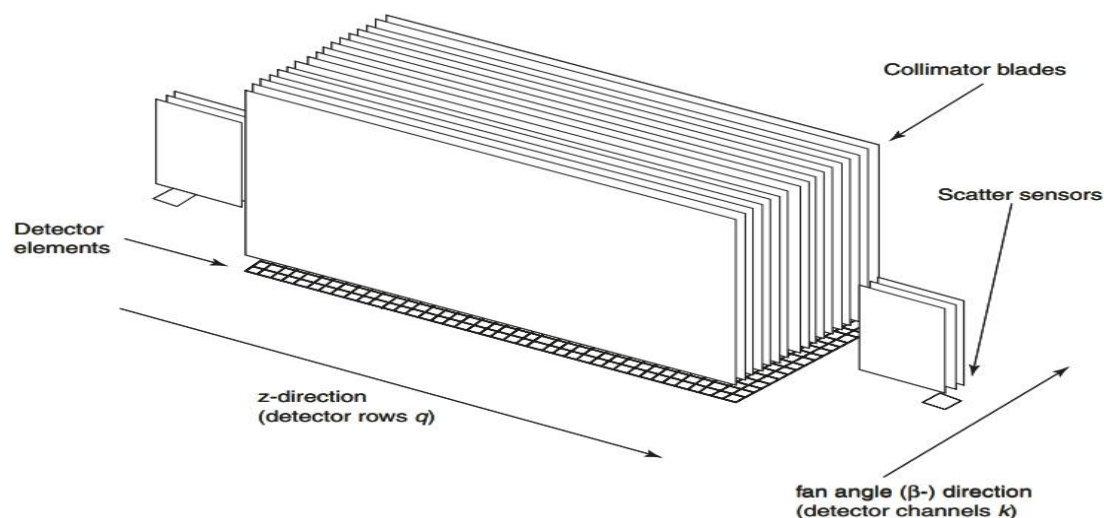
Οι ανιχνευτές ευρείας κάλυψης (8-16 cm) αντιμετωπίζουν την πρόκληση της αύξησης της ακτινοβολίας εντός του ανιχνευτή, με τη σκέδαση να δημιουργεί ψευδείς εικόνες και να αυξάνει τον θόρυβο, μειώνοντας το CNR στις εικόνες. Έχουν γίνει προσπάθειες να λυθεί αυτό το πρόβλημα με την προσθήκη πλέγματος διασποράς προς τα εμπρός, το οποίο έχει αποδειχθεί πιο αποτελεσματικό σε συστήματα μοναδικής πηγής 16 cm σε σύγκριση με τα συστήματα 8 cm διπλής πηγής. (Schoepf, 2015)

Όπως είναι γνωστό η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας έχει στόχο να αναγνωρίσει τις φασματικές ιδιότητες των υλικών που θα σαρωθούν, η εξασθένιση που θα ποσοτικοποιηθεί χαρακτηρίζεται από τις φυσικές διεργασίες Compton σχετιζόμενη με την ηλεκτρονική πυκνότητα, Rayleigh με αμελητέα συνεισφορά και φωτοηλεκτρικό φαινόμενο σχετιζόμενο με τον ατομικό αριθμό Z του υλικού, στοιχεία με διαφορετικό Z μπορούν να είναι διακριτά. Η διαφορά αυτή μπορεί να χαρακτηριστεί από τον δείκτη D.E.I :

$$DEI = \frac{x_{80} - x_{140}}{x_{80} + x_{140} + 2000},$$

Οπού x_{80} και x_{140} η τιμή CT σε HU. (Schoepf, 2015)

Στην περίπτωση της DCST εκτός από τους παράγοντες για θόρυβο που ισχύουν όπως στην MDCT υπάρχει μια επιπλέον παράμετρος, ο φασματικός διαχωρισμός, δηλαδή η καταγραφή της κάθε ενέργειας ξεχωριστά χωρίς παρεμβολή από τη δεύτερη. Η διασταυρούμενη ακτινοβολία αν δεν διορθωθεί μπορεί να δημιουργήσει ψεύτικες εικόνες και να υποβαθμίσει το CNR . Μια απλοϊκή προσέγγιση περιλαμβάνει την καταγραφή της διασταυρούμενης δέσμης στον A και B και την αφαίρεση του από το CNR . Τεχνική που εφαρμόστηκε στην δεύτερη γενιά DSCT , Προϋποθέτει επιπλέον ανιχνευτικούς στοιχείου εκτός του ανιχνευτή για κάθε ανιχνευτή. (Schoepf, 2015)



Εικόνα 96: Σχηματικό διάγραμμα μονάδας ανιχνευτή με αισθητήρες σκέδασης έξω από την άμεση δέσμη(Schoepf, 2015)

Οι 5 τεχνικές απόκτησης διπλής ενέργειας έχουν διαφορετικά γνωρίσματα φασματικού διαχωρισμού:

- Διπλή πηγή με ή χωρίς φιλτράρισμα.
Το σύστημα αυτό είναι ρυθμισμένο στο σύνολό του για την μεγιστοποίηση της φασματικής αντίθεσης, η τάση και το ρεύμα της λυχνίας όπως και τα φίλτρα προσφέρουν εντυπωσιακά πλεονεκτήματα φασματικού διαχωρισμού.
- Γρήγορη εναλλαγή τάσης(Fast Kv Switching) Έχει περιορισμένη φασματική αντίθεση διπλής ενέργειας τα παραγόμενα φωτόνια μεταξύ υψηλής και χαμηλής ενέργειας έχουν διαφορά αναγκάζοντας αύξηση της ενέργειας για την αντιστάθμιση της υποβάθμισης της ποιότητας.
- Διπλή στρώση ανιχνευτών (Dual Layer Detector) Η αντίθεση διπλής ενέργειας είναι χαμηλή συγκρινόμενη με τη διπλή πηγή οφειλόμενες στο προφίλ ευαισθησίας του υλικού των ανιχνευτών που επικαλύπτονται έχει χαμηλή ευαισθησία στον φασματικό διαχωρισμό.
- Διαδοχικές λήψεις δεν υπάρχουν θέματα διασταυρούμενης δέσμης η χρονική καθυστέρηση μεταξύ των λήψεων την κάνει ακατάλληλη για την μελέτη οποιoδήποτε κινούμενο όργανο.(Woo Goo et al., 2017)

Διάφορες μελέτες έχουν εξετάσει τα πλεονεκτήματα της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας (DECT) στη βελτίωση των παραμέτρων CNR (λόγος σκιαγραφικού προς θόρυβο) και SNR (λόγος σήματος προς θόρυβο). Μια μελέτη του 2006 από την ομάδα Boller et al. χρησιμοποίησε αξονική τομογραφία 16 τομών με ενέργειες 90 Kv και 140 Kv σε στεφανιαίες αρτηρίες και ιώδιο, καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι η DECT είχε πολύ καλή αναλογία CNR, υποδεικνύοντας ότι η διπλή ενέργεια μπορεί να αναγνωρίσει όλους τους τύπους ιστών του τοιχώματος του αγγείου καλύτερα σε σχέση με τα πρωτόκολλα 140 Kv (Boll et al., 2006).

Η ομάδα Scheske et al. διαπίστωσε ότι οι τιμές VMI στα 60 Kv και 80 Kv βελτιώνουν σημαντικά το SNR και CNR στις στεφανιαίες αρτηρίες και το μυοκάρδιο, συγκρινόμενα με την αξονική τομογραφία μονής ενέργειας (SECT) (Scheske et al., 2013). Σε μια διαφορετική μελέτη από την ίδια ομάδα, η εφαρμογή του DECT Fast Kc switching F και των ανακατασκευών VMI σε 65 Kv και 75 Kv βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας (CNR και SNR), ενώ διατήρησε τη δόση ακτινοβολίας σε χαμηλά επίπεδα (1.8 ± 0.7 mSv) (Ohta et al., 2017).

Η ομάδα Symous et al. μελέτησε τις διαφορετικές τεχνικές ανακατασκευής και την επίδραση της DECT στην ποιότητα εικόνας και την αξιολόγηση των αθηρωματικών πλακών στις στεφανιαίες αρτηρίες. Διαπιστώθηκε ότι οι ανακατασκευές VMI με βελτιστοποιημένο θόρυβο (40-70 Kv) υπερείχαν στον CNR, ενώ το SNR ήταν καλύτερο με τις ανακατασκευές 40 Kv VMI (Arendt et al., 2020).

Επιπλέον, η ομάδα Wang et al. αξιολόγησε την απόδοση των τομογράφων μονής πηγής (SSCT) και διπλής πηγής (DSCT) στην απεικόνιση ασθενών με κολπική μαρμαρυγή. Η DECT απέδωσε καλύτερη ποιότητα εικόνας σε χαμηλότερους καρδιακούς ρυθμούς (<80) και είχε διαγνωστική ακρίβεια 98,6%, σε σύγκριση με 89,8% για την SSCT (Wanga et al., 2008).

Τα αποτελέσματα των μελετών παρουσιάζονται στον ακόλουθο πίνακα.

Πίνακας 2. Συνοπτική παρουσίαση μελετών σχετικά με το SNR.

Συγγραφέας	Αντικείμενο Μελέτης	Αποτέλεσμα
Boller et al.	Αξιολόγηση DECT σε στεφανιαίες αρτηρίες και ιώδιο	Βελτιωμένη αναλογία CNR, καλύτερη αναγνώριση ιστών αγγειακού τοιχώματος από τα πρωτόκολλα 140 Kv
Scheske et al.	Σύγκριση DECT (60 Kv & 80 Kv) με SECT σε στεφανιαίες αρτηρίες & μυοκάρδιο	Βελτίωση CNR και SNR σε σχέση με SECT
Scheske et al.	DECT Fast Kc switching F & ανακατασκευές VMI (65 Kv & 75 Kv)	Βελτίωση ποιότητας εικόνας (CNR & SNR) με χαμηλή δόση ακτινοβολίας (1.8 ± 0.7 mSv)
Symous et al.	Επίδραση DECT στις αθηρωματικές πλάκες στεφανιαίων αρτηριών	Ανακατασκευές VMI (40-70 Kv) είχαν καλύτερο CNR, ενώ το SNR ήταν υψηλότερο με 40 Kv VMI
Wang et al.	Σύγκριση SSCT και DSCT σε ασθενείς με κοιλιακή μαρμαρυγή	DECT είχε καλύτερη ποιότητα εικόνας σε καρδιακούς ρυθμούς <80 και διαγνωστική ακρίβεια 98,6% έναντι 89,8% της SSCT

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η σύγκριση μεταξύ αξονικής τομογραφίας μονής ενέργειας (SECT) και διπλής ενέργειας (DECT) στην στεφανιογραφία προσφέρει σημαντικές ενδείξεις για τις δυνατότητες και τα πλεονεκτήματα κάθε τεχνικής στην κλινική εφαρμογή. Από τις μελέτες που εξετάστηκαν, προκύπτει ότι η DECT προσφέρει αρκετές βελτιώσεις σε σχέση με την SECT, κυρίως όσον αφορά την ποιότητα της εικόνας, την ακρίβεια διάγνωσης, και τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας.

Σχετικά με την ποιότητα εικόνας η DECT παρουσιάζει σαφή υπεροχή στον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) και τον λόγο σκιαγραφικού προς θόρυβο (CNR), ιδιαίτερα στις στεφανιαίες αρτηρίες και το μυοκάρδιο. Οι ανακατασκευές VMI (Virtual Monoenergetic Imaging) στα χαμηλά kV βελτιώνουν σημαντικά την ορατότητα των αγγείων και των ιστών, μειώνοντας ταυτόχρονα τον θόρυβο και την ανάγκη για επανεξέταση της εικόνας. Αυτό ενισχύει την διαγνωστική ακρίβεια, διευκολύνοντας την ανίχνευση αθηρωματικών πλακών και άλλων καρδιολογικών ανωμαλιών.

Αν και η SECT χρησιμοποιεί μόνο μία ενέργεια ακτινοβολίας, η DECT με την ικανότητά της να προσαρμόζει τις δύο ενέργειες παρέχει καλύτερη απόδοση με χαμηλότερη έκθεση σε ακτινοβολία, διατηρώντας την ποιότητα εικόνας σε αποδεκτό επίπεδο. Ειδικά η χρήση της DECT με ανακατασκευές και μειωμένη δόση δείχνει ότι μπορεί να επιτευχθεί εξαιρετική ποιότητα με πολύ χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας.

Η χρήση DECT έχει αποδειχθεί ότι βελτιώνει την ικανότητα ανίχνευσης καρδιολογικών παθήσεων, όπως οι αθηρωματικές πλάκες, συγκριτικά με την SECT, κυρίως λόγω της αυξημένης αντίθεσης στις εικόνες που παράγονται από την διπλή ενέργεια. Αυτό έχει άμεση κλινική σημασία για την καλύτερη διάγνωση και την εκτίμηση της σοβαρότητας των καρδιαγγειακών παθήσεων. Στην περίπτωση των ασθενών με κολπική μαρμαρυγή ή ακανόνιστο καρδιακό ρυθμό, η DECT επιτρέπει καλύτερη ποιότητα εικόνας και βελτιωμένη διαγνωστική ικανότητα, ακόμα και σε πιο δύσκολες συνθήκες, ενώ η SECT ενδέχεται να έχει περιορισμένη διαγνωστική ικανότητα σε αυτές τις περιπτώσεις.

Συνολικά, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (DECT) εμφανίζεται ως ανώτερη επιλογή στην στεφανιογραφία σε σχέση με την μονής ενέργειας (SECT), κυρίως λόγω της βελτιωμένης ποιότητας εικόνας, της μείωσης της δόσης ακτινοβολίας, και της αυξημένης διαγνωστικής ακρίβειας. Οι κλινικοί γιατροί μπορούν να αξιοποιήσουν τα

πλεονεκτήματα της DECT για την καλύτερη παρακολούθηση και αξιολόγηση των καρδιολογικών παθήσεων, προσφέροντας ασφαλέστερες και ακριβέστερες διαγνώσεις στους ασθενείς.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Achenbach, S., Ulzheimer, S., Baum, U., Kachelrieû, M., Ropers, D., Giesler, T., Bautz, W., Daniel, W. G., Moshage, W., & Kalender, W. A. (2000). Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *European Heart Journal*, 21(10), 915-925.
2. Abbbara, S., Arbab-Zadeh, A., Callister, T., et al. (2009). SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 3(5), 190–204.
3. Agostini, A., Borgheresi, A., Mari, A., Floridi, C., Bruno, F., Carotti, M., Schicchi, N., Barile, A., Maggi, S., & Giovagnoni, A. (2019). Dual energy CT: Theoretical principles and clinical applications. *Italian Society of Medical Radiology*.
4. Agostini, A., Borges, A. P., Antunes, C., Curvo-Semedo, L. (2023). Pros and cons of dual-energy CT systems: “One does not fit all.” *Tomography*, 9(1), 195-216. <https://doi.org/10.3390/tomography9010017>
5. Albrecht, M. H., Trommer, J., Wichmann, J. L., Scholtz, J.-E., Martin, S. S., Lehnert, T., Vogl, T. J., & Bodelle, B. (2016). Comprehensive comparison of virtual monoenergetic and linearly blended reconstruction techniques in third-generation dual-source dual-energy computed tomography angiography of the thorax and abdomen. *Investigative Radiology*, 51(9), 582–590.
6. Albrecht, M. H., De Cecco, C. N., Schoepf, U. J., Spandorfer, A., Eid, M., De Santis, D., Varga-Szemes, A., van Assen, M., von Knebel-Doeberitz, P. L., Tesche, C., & others. (2018). Dual-energy CT of the heart: Current and future status. *European Journal of Radiology*, 105, 110–118.
7. Alizadeh, L. S., Vogl, T. J., Waldeck, S. S., Overhoff, D., D’Angelo, T., Martin, S. S., Yel, I., Gruenewald, L. D., Koch, V., Fulisch, F., & others. (2023). Dual-energy CT in cardiothoracic imaging: Current developments. *Diagnostics*, 13(12), 2116. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13122116>
8. Alkadhi, H., Euler, A., Maintz, D., & Sahani, D. (Eds.). (2022). *Spectral imaging dual-energy, multi-energy and photon-counting CT* (pp. 15-62). <https://doi.org/10.1007/978-3-030-96285-2>. ISBN 978-3-030-96285-2
9. Alvarez, R. E., & Rytovskii, A. (1976). Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 21(5), 733-744.

10. Arendt, C. T., Czwikla, R., Lenga, L., et al. (2020). Improved coronary artery contrast enhancement using noise-optimised virtual monoenergetic imaging from dual-source dual-energy computed tomography. *European Journal of Radiology*, 122, 108666. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.108666>
11. Avrin, D. E., Macovski, A., & Zatz, L. E. (1978). Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: Preliminary results. *Investigative Radiology*, 13(5), 217-222.
12. Awai, K., Takada, K., Onishi, H., & Hori, S. (2002). Aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast: Analysis of the effect of different concentrations of contrast material at multi-detector row helical CT. *Radiology*, 224(3), 757–763.\
13. Bamberg, F., Dierks, A., Nikolaou, K., Reiser, M. F., Becker, C. R., & Johnson, T. R. C. (2011). Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *European Radiology*, 21(7), 1424–1429.
14. Basar, Y., Akbas, T., Alis, D., Ulus, S., Topel, C., Tekcan Sanli, D. E., & Karaarslan, E. (2022). Third-Generation Dual-Source Computed Tomography for Coronary Angiography with Individually Tailored Scan Protocols Can Achieve a Low Radiation Dose with Good Image Quality in Unselected Patients. *Computational and Assisted Tomography*, 46(1), 1–8. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000001229>.
15. Berrington de Gonzalez, A., & Darby, S. (2004). Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363(9406), 345–351.
16. Boll, D. T., Hoffmann, M. H., Huber, N., Bossert, A. S., Aschoff, A. J., & Fleiter, T. R. (2006). Spectral coronary multidetector computed tomography angiography: Dual benefit by facilitating plaque characterization and enhancing lumen depiction. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 30(6), 804–811. <https://doi.org/10.1097/01.rct.0000244487.68928.93>
17. Brooks, R. A., & Di Chiro, G. (1978). Split detector computed tomography: A preliminary report. *Radiology*, 126(1), 255-257.
18. Bruening, R., Kuetner, A., & Flohr, T. (Eds.). (2000). *Protocols for multislice CT* (2nd ed., pp. 159-177). ISBN 10-3-540-27271-2.
19. Budoff, M. J., & Shinbane, J. S. (Eds.). (2008). *Handbook of cardiovascular CT: Essentials for clinical practice*. ISBN: 978-1-84800-091-9, e-ISBN: 978-1-84800-092-6. <https://doi.org/10.1007/978-1-84800-092-6>, pp. 1-13, 133-145.

20. Buja, L. M. (2020). Innovators in atherosclerosis research: A historical review. *International Journal of Cardiology*, 307, 8–14. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2020.02.016>
21. Buja, L. M., Kita, T., Goldstein, J. L., Watanabe, Y., & Brown, M. S. (1983). Cellular pathology of progressive atherosclerosis in the WHHL rabbit. An animal model of familial hypercholesterolemia. *Arteriosclerosis*, 3(1), 87–101. <https://doi.org/10.1161/01.atv.3.1.87>
22. Cademartiri, F., Maffei, E., Palumbo, A. A., Malago, R., La Grutta, L., Meijboom, W. B., et al. (2008). Influence of intra-coronary enhancement on diagnostic accuracy with 64-slice CT coronary angiography. *European Radiology*, 18(3), 576–583.
23. Carrascosa, P. M., Cury, R. C., García, M. J., & Leipsic, J. A. (Eds.). (2020). Dual-energy CT in cardiovascular imaging. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-21227-2>
24. Caruso, D., Parinella, A. H., Schoepf, U. J., Stroebel, M. H., Mangold, S., Wichmann, J. L., Varga-Szemes, A., Ball, B. D., De Santis, D., Laghi, A., & others. (2017). Optimization of window settings for standard and advanced virtual monoenergetic imaging in abdominal dual-energy CT angiography. *Abdominal Radiology*, 42(3), 772–780
25. Chun, M., Choi, J. H., Kim, S., Ahn, C., & Kim, J. H. (2022). Fully automated image quality evaluation on patient CT: Multi-vendor and multireconstruction study. *PLOS ONE*, 17(7), e0271724. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0271724>
26. Coles, D. R., Smail, M. A., Negus, I. S., Wilde, P., Oberhoff, M., Karsch, K. R., & et al. (2006). Comparison of radiation doses from multislice computed tomography coronary angiography and conventional diagnostic angiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 47(8), 1840–1845.
27. Concistrè, G. (2013). *Ischemic Heart Disease: From Diagnosis to Treatment* (pp. 16–37). ISBN 978-3-031-25878-7, ISBN 978-3-031-25879-4 (eBook).
28. Crossman, D. (2001). Acute coronary syndromes. *Clinical Medicine (London)*, 1(3), 206–213. <https://doi.org/10.7861/clinmedicine.1-3-206>
29. De Cecco, C. N., Harris, B. S., Schoepf, U. J., Silverman, J. R., McWhite, C. B., Krazinski, A. W., Bayer, R. R., Meinel, F. G. (2014). Incremental value of pharmacological stress cardiac dual-energy CT over coronary CT angiography alone for the assessment of coronary artery disease in a high-risk population. *American Journal of Roentgenology*, 203(2), W70–W77

30. Dell'Aversana, S., Ascione, R., De Giorgi, M., De Lucia, D. R., Cuocolo, R., Boccalatte, M., Sibilio, G., Napolitano, G., Muscogiuri, G., Sironi, S., Di Costanzo, G., Cavaglià, E., Imbriaco, M., & Ponsiglione, A. (2022). Dual-energy CT of the heart: A review. *Journal of Imaging*, 8(9), 236. <https://doi.org/10.3390/jimaging8090236>
31. Derenbecker, R., et al. (2019). ACC/AHA “Guidelines on the primary prevention of cardiovascular disease. Report of the American College of Cardiology. Task Force on clinical practice guidelines”. *JACCA*, 74.
32. De Zordo, T., Plank, F., & Feichtner, G. (2012). Radiation dose in coronary CT angiography: How high is it and what can be done to keep it low? *Current Cardiovascular Imaging Reports*, 5, 292–300. <https://doi.org/10.1007/s12410-012-9153-5>
33. Dikkers, R., Greuter, M. J. W., Kristanto, W., van Ooijen, P. M. A., Sijens, P. E., Willems, T. P., & Oufkir, M. (2008). Assessment of image quality of 64-row dual-source versus single-source CT coronary angiography on heart rate: A phantom study. *European Journal of Radiology*, 68(3), 370–376. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.01.011>
34. Drake, R., Vogland, W., & Mitchell, A. (2007). *GRAY'S Ανατομία* (2η ελληνική έκδοση). Συντελεστές: Π. Σκανδαλάκης. Αθηνά: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδη
35. Dowe, D. A., Fioranelli, M., & Pavone, P. (Eds.). (2013). *Imaging Coronary Arteries* (2nd ed., pp. 51–56). ISBN 978-88-470-2682-7 (eBook).
36. Earls, J. P. (2009). How to use a prospective gated technique for cardiac CT. *Journal of Cardiovascular Computer Tomography*, 3(1), 45-51.
37. Earls, J. P., Berman, E. L., Urban, B. A., Curry, C. A., Lane, J. L., Jennings, R. S., & et al. (2008). Prospectively gated transverse coronary CT angiography vs. retrospectively gated helical technique: Improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology*, 246(3), 742–753.
38. Elgendy, I. Y., Conti, C. R., & Bavry, A. A. (2014). Fractional flow reserve: An updated review. *Clinical Cardiology*, 37(6), 371–380. <https://doi.org/10.1002/clc.22273>
39. Fang, X. M., Chen, H. W., Hu, X. Y., & et al. (2010). Dual-source CT coronary angiography without heart rate or rhythm control in comparison with conventional

- coronary angiography. *International Journal of Cardiovascular Imaging*, 26(3), 323–331
40. Fei, X., Du, X., Yang, Q., Shen, Y., Li, P., Liao, J., et al. (2008). 64-MDCT coronary angiography: Phantom study of effects of vascular attenuation on detection of coronary stenosis. *American Journal of Roentgenology*, 191(1), 43–49.
 41. Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., et al. (2006). First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16(2), 256–268.
 42. Flohr, T., Nikolaou, K., Knez, A., Rist, C., Wintersperge, B., Johnson, T., Reiser, M. F., & Becker, C. R. (2004). Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 20(6), 535–540.
 43. Flohr, T., Ohnesorge, B., Bruder, H., Stierstorfer, K., Simon, J., Suess, C., & Schalle, S. (2003). Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. *Medical Physics*, 30(6), 1270–1281. <https://doi.org/10.1118/1.159363>
 44. Fink, C., Krissak, R., Henzler, T., Lechel, U., Brix, G., Takx, R. A. P., Nance, J. W., Abro, J. A., Schoenberg, S. O., & Schoepf, U. J. (2018). Radiation dose at coronary CT angiography: Second-generation dual-source CT versus single-source 64-MDCT and first-generation dual-source CT. *American Journal of Roentgenology*, 210(2), 395–401. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.5153>
 45. Fragasso, G., De Cobelli, F., & Spodalore, R. (2011). Resting cardiac energy metabolism is inversely associated with heart rate in healthy young adult men. *American Heart Journal*, 162(1), 136–141. <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2011.03.013>
 46. Forte, E., Monti, S., Parente, C. A., Beyer, L., De Rosa, R., Infante, T., Cavaliere, C., Cademartiri, F., Salvatore, M., Stroszczyński, C., & Tedeschi, C. (2012). Image quality and dose reduction by dual source computed tomography coronary angiography: Protocol comparison. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 6(5), 335–340. <https://doi.org/10.1177/15593258118805838>
 47. Fuchs, T., Kachelrieß, M., & Kalender, W. A. (2000). Technical advances in multi-slice spiral CT. *European Journal of Radiology*, 36(1), 69–73.

48. Glagov, S., Weisenberg, E., Zarins, C. K., Stankunavicius, R., & Kolettis, G. J. (1987). Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. *New England Journal of Medicine*, 316(22), 1371–1375.
49. Goldstein, J. L., & Brown, M. S. (1977). Atherosclerosis: The low-density lipoprotein receptor hypothesis. *Metabolism*, 26(11), 1257–1275.
[https://doi.org/10.1016/0026-0495\(77\)90119-6](https://doi.org/10.1016/0026-0495(77)90119-6)
50. Goldstein, J. L., & Brown, M. S. (2009). The LDL receptor. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 29(4), 431–438.
<https://doi.org/10.1161/ATVBAHA.108.179564>
51. Goldstein, J. L., & Brown, M. S. (2015). A century of cholesterol and coronaries: From plaques to genes to statins. *Cell*, 161(1), 161–172.
<https://doi.org/10.1016/j.cell.2015.01.036>
52. Gu, J., Shi, H.-S., Han, P., Yu, J., Ma, G.-N., & Wu, S. (2020). Image quality and radiation dose for prospectively triggered coronary CT angiography: 128-slice single-source CT versus first-generation 64-slice dual-source CT. *Scientific Reports*, 6, 34795.
53. Goo, H. W., & Goo, J. M. (2017). Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *Korean Journal of Radiology*, 18(4), 555–566.
<https://doi.org/10.3348/kjr.2017.18.4.555>
54. Haidekker, M. A. (2013). *Medical Imaging Technology*. ISBN 978-1-4614-7073-1 (eBook). ISSN 2191-5431 (electronic), Σελ. 37-53.
55. Haimson, J. (1979). X-ray source without moving parts for ultra-high-speed tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 26, 2857–2861.
56. Halliburton, S., Arbab-Zadeh, A., Dey, D., Einstein, A. J., Gentry, R., George, R. T., Gerber, T., Mahesh, M., & Weigold, W. G. (2012). State-of-the-art in CT hardware and scan modes for cardiovascular CT. *Society of Cardiovascular Computed Tomography*. <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2012.04.005>
57. Hausleiter, J., Meyer, T., Hadamitzky, M., & et al. (2006). Radiation dose estimates from cardiac multi-slice computed tomography in daily practice: Impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation*, 113(11), 1305–1310.
58. Haust, M. D. (1971). The morphogenesis and fate of potential and early atherosclerotic lesions in man. *Human Pathology*, 2(1), 1–29.
[https://doi.org/10.1016/s0046-8177\(71\)80019-9](https://doi.org/10.1016/s0046-8177(71)80019-9)

59. Haust, M. D. (1990). The genesis of atherosclerosis in pediatric age groups. *Pediatric Pathology*, 10(1–2), 253–271. <https://doi.org/10.3109/15513819009067112>
60. Hecht, H. S., Cronin, P., Blaha, M. J., Budoff, M. J., Kazerooni, E. A., Narula, J., Yankelevitz, D., Abbara, S. (2016). 2016 SCCT/STR guidelines for coronary artery calcium scoring of noncontrast noncardiac chest CT scans: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography and Society of Thoracic Radiology. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 11(1), 74–84. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2016.11.003>
61. Henzler, T., Fink, C., Schoenberg, S. O., & Schoepf, U. J. (2012). Dual-energy CT: Radiation dose aspects. *American Journal of Roentgenology*, 199(5), W529–W533. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9210>
62. Huang, X., Gao, S., Ma, Y., Lu, X., Jia, Z., & Hou, Y. (2020). The optimal monoenergetic spectral image level of coronary computed tomography (CT) angiography on a dual-layer spectral detector CT with half-dose contrast media. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 10(4), 592–603.
63. Hutt, A., Tacelli, N., Faivre, J. B., Flohr, T., Duhamel, A., Remy, J., & Rémy-Jardin, M. (2016). Is bronchial wall imaging affected by temporal resolution? Comparative evaluation at 140 and 75 ms in 90 patients. *European Radiology*, 26(2), 469–477.
64. IAEA. (2014). *Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency. ISBN 978–92–131010–1, Σελ. 277-290.
65. ICRP. (2007). *ICRP Publication 102: Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT)*. *Annals of the ICRP*, 7(1), 1–79.
66. Igarashi, K., Imai, K., Matsushima, S., Yamauchi Kawaura, C., & Fujii, K. (2024). Development and validation of the effective CNR analysis method for evaluating the contrast resolution of CT images. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 47(1), 47–55. <https://doi.org/10.1007/s13246-024-01400-5>
67. Iinuma, T. A., Tatenos, Y., Umegake, Y., et al. (1977). Proposed system for ultrafast computed tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1, 494-499.
68. Isogai, T., Jinzaki, M., Tanami, Y., Kusuzaki, H., Yamada, M., & Kuribayashi, S. (2011). Body weight-tailored contrast material injection protocol for 64-detector

- row computed tomography coronary angiography. *Japanese Journal of Radiology*, 29(1), 33–38.
69. Jane, P. K., Brandman, S., Stember, J., & Naidich, D. P. (2012). Dual-energy computed tomography concepts, performance, and thoracic applications. *Journal of Thoracic Imaging*, 27(1), 1-11.
 70. Jin, K. N., De Cecco, C. N., Caruso, D., Tesche, C., Spandorfer, A., Varga-Szemes, A., & Schoepf, U. J. (2016). Myocardial perfusion imaging with dual-energy CT. *European Journal of Radiology*, 85(11), 1914–1921.
 71. Johnson, T. R., et al. (2007). Dual-source CT for chest pain assessment: Cardiac CT angiography and triple rule-out examination. *Radiology*, 244(3), 711-720.
 72. Kalender, W. A., Perman, W. H., Vetter, J. R., & Klotz, E. (1986). Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Medical Physics*, 13(3), 334-339
 73. Kaneko, N., Matsuda, R., Toda, M., & Shimamoto, K. (2011). Three-dimensional reconstruction of the human capillary network and the intramyocardial necrosis. *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, 300, H754–H761. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00256.2010>
 74. Kessler, T., Vilne, B., & Schunkert, H. (2016). The impact of genome-wide association studies on the pathophysiology and therapy of cardiovascular disease. *EMBO Molecular Medicine*, 8(7), 688–701. <https://doi.org/10.15252/emmm.201506174>
 75. Khera, A. V., & Kathiresan, S. (2017). Genetics of coronary artery disease: Discovery, biology and clinical translation. *Nature Reviews Genetics*, 18(6), 331–344. <https://doi.org/10.1038/nrg.2016.160>
 76. Kim, T., Murakami, T., Takahashi, S., et al. (1998). Effects of injection rates of contrast material on arterial phase hepatic CT. *AJR American Journal of Roentgenology*, 171(2), 429–432.
 77. Kosmala, A., Petritsch, B., Weng, A. M., Bley, T. A., & Gassenmaier, T. (2019). Radiation dose of coronary CT angiography with a third-generation dual-source CT in a “real-world” patient population. *European Radiology*, 29(8), 4341–4348. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5856-6>
 78. Kotecha, T., & Rakhit, R. D. (2016). Acute coronary syndromes. *Clinical Medicine (London)*, 16(Suppl 6), s43–s48. <https://doi.org/10.7861/clinmedicine.16-6-s43>

79. LaBounty, T. M., Leipsic, J., Mancini, G. B., Heilbron, B., Patel, S., Kazerooni, E. A., & et al. (2010). Effect of a standardized radiation dose reduction protocol on diagnostic accuracy of coronary computed tomographic angiography. *American Journal of Cardiology*, 106(2), 287–292.
80. Li, R.-F., Hou, C.-L., Zhou, H., Dai, Y.-S., Jin, L.-Q., Xi, Q., & Zhang, J.-H. (2020). Comparison on radiation effective dose and image quality of right coronary artery on prospective ECG-gated method between 320-row CT and 2nd generation (128-slice) dual-source CT. *Academic Radiology*, 27(6), 256–267. <https://doi.org/10.1002/acm2.12911256>
81. Liang, C. R., Ong, C. C., Chai, P., & Teo, L. L. S. (2021). Comparison of radiation dose, contrast enhancement and image quality of prospective ECG-gated CT coronary angiography: Single versus dual source CT. *Radiography*, 27(1), 29–34. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2021.01.004>
82. Libby, P. (2004). Mechanisms of acute coronary syndromes and their implications for therapy. *New England Journal of Medicine*, 368(21), 2004–2013. <https://doi.org/10.1056/NEJMr1216063>
83. Libby, P., Buring, J. E., Badimon, L., Hansson, G. K., Deanfeld, J., Bittencourt, M. S., Tokgözoğlu, L., & Lewis, E. F. (2019). Atherosclerosis. *Nature Reviews Disease Primers*, 5(1), 56. <https://doi.org/10.1038/s41572-019-0106-z>
84. Libby, P., Pasterkamp, G., Crea, F., & Jang, I. K. (2019). Reassessing the mechanisms of acute coronary syndromes. *Circulation Research*, 124(1), 150–160. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.118.311098>
85. Lee, A. M., Engel, L. C., Shah, B., Liew, G., Sidhu, M. S., Kalra, M., Abbara, S., Brady, T. J., Hoffmann, U., & Ghoshhajra, B. B. (2012). Coronary computed tomography angiography during arrhythmia: Radiation dose reduction with prospectively ECG-triggered axial and retrospectively ECG-gated helical 128-slice dual-source CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 6(3), 172–183.e2.
86. Lee, H.-J., Im, D. J., Youn, J.-C., Chang, S., Suh, Y. J., Hong, Y. J., Kim, Y. J., Hur, J., Choi, B. W. (2016). Myocardial extracellular volume fraction with dual-energy equilibrium contrast-enhanced cardiac CT in nonischemic cardiomyopathy: A prospective comparison with cardiac MR imaging. *Radiology*, 280(1), 49–57.
87. Lell, M., Marwan, M., Schepis, T., Pflederer, T., Anders, K., Flohr, T., & et al. (2009). Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for coronary CT

- angiography using dual-source CT: Technique and initial experience. *European Radiology*, 19(11), 2576–2583.
88. Lim, T. H. (Ed.). (2015). *Practical Textbook of Cardiac CT and MRI* (pp. 37–52). Springer-Verlag Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-642-36396-2, ISBN 978-3-642-36397-9 (eBook). <https://doi.org/10.1007/978-3-642-36397-9>.
 89. Limkakeng, A. T., Halpern, E., & Takakuwa, K. M. (2007). Sixty-four-slice multidetector computed tomography: The future of ED cardiac care. *American Journal of Emergency Medicine*, 25(1), 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2006.10.012>.
 90. Madaj, P., Li, D., Nakanishi, R., Andreini, D., Pontone, G., Conte, E., O'Rourke, R., Hamilton-Craig, C., Nimmagadda, M., Kim, N., Fatima, B., Dailing, C., Shaikh, K., Shekar, C., Lee, J. H., & Budoff, M. J. (2022). Radiation doses in patients undergoing computed tomographic coronary artery calcium evaluation with a 64-slice scanner versus a 256-slice scanner. *The International Journal of Cardiology*, 341, 115-120. <https://doi.org/10.14503/THIJ-18-6793>
 91. Maleszewski, J. J., Lai, C. K., & Veinot, J. P. (2022). Anatomic considerations and examination of cardiovascular specimens (excluding devices). In L. M. Buja & J. Butany (Eds.), *Cardiovascular Pathology* (5th ed., pp. 1–56). Elsevier/Academic Press. In press.
 92. Mangold, S., Cannaó, P. M., Schoepf, U. J., Wichmann, J. L., Canstein, C., Fuller, S. R., Muscogiuri, G., Varga-Szemes, A., Nikolaou, K., & De Cecco, C. N. (2016). Impact of an advanced image-based monoenergetic reconstruction algorithm on coronary stent visualization using third generation dual-source dual-energy CT: A phantom study. *European Radiology*, 26(5), 1871–1878.
 93. Marzullo, P., & Mariani, G. (Eds.). (2013). *From Basic Cardiac Imaging to Image Fusion Core Competencies Versus Technological Progress* (pp. 1–14, 37–52, 71–89). Springer-Verlag Italia. ISBN 978-88-470-2759-6, ISBN 978-88-470-2760-2 (eBook). <https://doi.org/10.1007/978-88-470-2760-2>
 94. Mark, A. (2013). *Medical Imaging Technology*. ISBN 978-1-4614-7073-1 (eBook). ISSN 2191-5431 (electronic), Σελ. 37-53.
 95. McCollough, C. H., Rajiah, P. S. (2023). Milestones in CT: Past, Present, and Future. *Radiology*, 287(1), 1-5. <https://doi.org/10.1148/radiol.230803>
 96. Meyersohn, N. M., Szilveszter, B., Staziaki, P. V., Scholtz, J. E., Takx, R. A. P., Hoffmann, U., Ghoshhajra, B. B. (2017). Coronary CT angiography in the

- emergency department utilizing second and third generation dual source CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 11(2), 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2017.03.002>.
97. Millner, M. R., McDavid, W. D., Waggener, R. G., Dennis, M. J., Payne, W. H., & Sank, V. J. (1979). Extraction of information from CT scans at different energies. *Medical Physics*, 6(2), 70-71.
 98. Mori, S., Nishizawa, K., Kondo, C., Ohno, M., Akahane, K., & Endo, M. (2008). Effective doses in subjects undergoing computed tomography cardiac imaging with the 256-multi slice CT scanner. *European Journal of Radiology*, 65(3), 442–448.
 99. Muenzel, D., Noel, P. B., Dorn, F., Dobritz, M., Rummeny, E. J., & Huber, A. (2011). Step and shoot coronary CT angiography using 256-slice CT: Effect of heart rate and heart rate variability on image quality. *European Radiology*, 21(10), 2277–2284.
 100. Musunuru, K., & Kathiresan, S. (2016). Surprises from genetic analyses of lipid risk factors for atherosclerosis. *Circulation Research*, 118(4), 579–585. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.115.306398>
 101. Nikolaou, K., Flohr, T., Knez, A., Rist, C., Wintersperge, B., Johnson, T., Reiser, M. F., & Becker, C. R. (2004). Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 20(6), 535-540.
 102. Nichols, M., Townsend, N., Scarborough, P., & Rayner, M. (2012). *European Cardiovascular Disease Statistics 2012 edition*. European Heart Network and European Society of Cardiology. September 2012; 10-16, 98-100.
 103. Nordestgaard, B. G. (2016). Triglyceride-rich lipoproteins and atherosclerotic cardiovascular disease: New insights from epidemiology, genetics, and biology. *Circulation Research*, 118(4), 547–563. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.115.306249>
 104. Oda, S., Takaoka, H., Katahira, K., Honda, K., Nakaura, T., Nagayama, Y., Taguchi, N., Kidoh, M., Utsunomiya, D., Funama, Y., et al. (2019). Low contrast material dose coronary computed tomographic angiography using a dual-layer spectral detector system in patients at risk for contrast-induced nephropathy. *British Journal of Radiology*, 92(1093), 20180215.

- 105.Ohta, Y., Kitao, S., Watanabe, T., Kishimoto, J., Yamamoto, K., Ogawa, T. (2017). Evaluation of image quality of coronary artery plaque with rapid kVp-switching dual-energy CT. *Clinical Imaging*, 43, 42–49.
- 106.Ohta, Y., Kishimoto, J., Kitao, S., Yunaga, H., Mukai-Yatagai, N., Fujii, S., Yamamoto, K., Fukuda, T., & Ogawa, T. (2020). Investigation of myocardial extracellular volume fraction in heart failure patients using iodine map with rapid-kV switching dual-energy CT: Segmental comparison with MRI T1 mapping. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 14(4), 349–355.
- 107.Obaid, D. R., Calvert, P. A., Gopalan, D., Parker, R. A., West, N. E. J., Goddard, M. R., Rudd, J. H. F., Bennett, M. R. (2014). Dual-energy computed tomography imaging to determine atherosclerotic plaque composition: A prospective study with tissue validation. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 8(3), 230–237.
- 108.Ohnesorge, B., Flohr, T., Becker, C., Knez, R., & Reiser, M. (2015). *Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging: Principles – Protocols – Indications – Outlook* (2nd ed.). ISBN 3-540-25523-0.
- 109.Parker, D. L. (1982). Optimal short scan convolution reconstruction for fan beam CT. *Medical Physics*, 9(3), 486–493.
- 110.Panis, V., & Donal, E. (2021). Imaging Techniques for Cardiac Function. *Applied Sciences*, 11(22), 10549. <https://doi.org/10.3390/app112210549>.
- 111.Poll, L. W., Cohnen, M., Brachten, S., Ewen, K., Mödder, U. (2002). Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation ("ECG pulsing"): Phantom measurements. *Rofo*, 174(11), 1500–1505.
- 112.Pontone, G., Andreini, D., Bartorelli, A. L., et al. (2012). Radiation dose and diagnostic accuracy of multidetector computed tomography for the detection of significant coronary artery stenoses: A meta-analysis. *International Journal of Cardiology*, 160(1), 155–164.
- 113.Pothineni, N. V., Subramany, S., & Kuriakose, K. (2017). Infections, atherosclerosis, and coronary heart disease. *European Heart Journal*, 38(43), 3195-3201.
- 114.Prokop, M., & Kalanski, M. (2005). *Ελικοειδής και πολυτονική του σώματος*. Ιατρικές εκδόσεις Χρ. Βασιλειάδης, Σελ. 1-82, 756-824.
- 115.Primak, A. N., Ramirez Giraldo, J. C., Eusemann, C. D., Schmidt, B., Kantor, B., Fletcher, J. G., & McCollough, C. H. (2010). Dual-source dual-energy CT with

- additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in vivo. *Medical Physics and Informatics, Original Research*, 2 April 2010. <https://doi.org/10.2214/AJR.09.3956>
- 116.Raff, G. L., Gallagher, M. J., O'Neill, W. W., & Goldstein, J. A. (2005). Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *Journal of the American College of Cardiology*, 46(3), 552–557.
 - 117.Reiser, M. F., Becker, C. R., Nikolaou, K., & Glazer, G. (Eds.) (2009). *Multislice CT* (3rd Revised Edition). Springer. ISBN 978-3-540-33124-7. e-ISBN 978-3-540-33125-4.
 - 118.Renker, M., Ramachandra, A., Schoepf, U. J., Raupach, R., Apfaltrer, P., Rowe, G. W., & et al. (2011). Iterative image reconstruction techniques: Applications for cardiac CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 5(4), 225–233.
 - 119.Rémy-Jardin, M., & Rémy, J. (Eds.). (2010). *Integrated Cardiothoracic Imaging with MDCT* (pp. 23–51, 79–86). ISBN 978-3-540-72386-8, e-ISBN 978-3-540-72387-5. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-72387-5>
 - 120.Roobottom, C. A., Mitchell, G., & Morgan-Hughes, G. (2010). Radiation reduction strategies in cardiac computed tomographic angiography. *Clinical Radiology*, 65(11), 859–867.
 - 121.Rotzinger, D. C., Si-Mohamed, S. A., Yerly, J., Boccalini, S., Becce, F., Boussel, L., Meuli, R. A., Qanadli, S. D., Douek, P. C. (2021). Reduced-iodine-dose dual-energy coronary CT angiography: Qualitative and quantitative comparison between virtual monochromatic and polychromatic CT images. *European Radiology*, 31(10), 7132–7142.
 - 122.Romman, Z., Uman, I., Yagil, Y., Finzi, D., Wainer, N., & Milstein, D. (2014). Detector technology: Computed tomography in simultaneous spectral imaging. *Philips Healthcare*. https://www.documents.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577249/586938/587315/IQon_Spectral_CT_detector_technology_white_paper.pdf
 - 123.Rumberger, J. A. (2002). Non-invasive coronary angiography using CT – ready to kick it up another notch. *Circulation*, 106, 2036–2038.
 - 124.Rubin, S. G. D., & Kalra, M. K. (Eds.). (2008). *MDCT: A Practical Approach* (pp. 97-136). ISBN-10 88-470-0412-8.

125. Rybicki, F. J., Otero, H. J., Steigner, M. L., & et al. (2008). Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *International Journal of Cardiovascular Imaging*, 24(5), 535–546.
126. Sabarudin, A., Sun, Z., & Ng, K.-H. (2012). A systematic review of radiation dose associated with different generations of multidetector CT coronary angiography. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 56(1), 5–17. <https://doi.org/10.1111/j.1754-9485.2011.02335.x>
127. Samei, E., & Pelc, N. J. (Eds.). (2020). *Computed Tomography Approaches, Applications, and Operations* (pp. 61–163). ISBN 978-3-030-26956-2, ISBN 978-3-030-26957-9 (eBook). <https://doi.org/10.1007/978-3-030-26957-9>
128. Scheske, J. A., O'Brien, J. M., Earls, J. P., et al. (2013). Coronary artery imaging with single-source rapid kilovolt peak-switching dual-energy CT. *Radiology*, 268(3), 702–709. <https://doi.org/10.1148/radiol.13121351>.
129. Schoepf, U. J. (2015). *CT of the Heart* (Second Edition). ISBN 978-1-60327-237-7, Σελ. 3-18, 51-67, 103-107, 109-115.
130. Secchi, F., De Cecco, C. N., Spearman, J. V., Silverman, J. R., Ebersberger, U., Sardanelli, F., & Schoepf, U. J. (2015). Monoenergetic extrapolation of cardiac dual-energy CT for artifact reduction. *Acta Radiologica*, 56(4), 413–418.
131. Smith-Bindman, R., Lipson, J., Marcus, R., & et al. (2009). Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Archives of Internal Medicine*, 169(22), 2078–2086.
132. Stacey, R. B., & Hundley, W. G. (2013). The Role of Cardiovascular Magnetic Resonance (CMR) and Computed Tomography (CCT) in Facilitating Heart Failure Management. *Current treatment options in cardiovascular medicine*, 15(4), 373–386. <https://doi.org/10.1007/s11936-013-0253-6>.
133. Steinberg, D. (2006). Thematic review series: The pathogenesis of atherosclerosis. An interpretive history of the cholesterol controversy, part V: The discovery of the statins and the end of the controversy. *Journal of Lipid Research*, 47(7), 1339–1351. <https://doi.org/10.1194/jlr.R600009-JLR200>
134. Stolzmann, P., Goetti, R., Baumueller, S., & et al. (2011). Prospective and retrospective ECG-gating for CT coronary angiography perform similarly accurate at low heart rates. *European Journal of Radiology*, 79(1), 85–91.

135. Sodickson, A. D., Uyeda, J. W., Keraliya, A., & Czakowski, B. (2020). Dual energy CT in clinical routine: How it works and how it adds value. *American Society of Emergency Radiology*. <https://doi.org/10.1007/s10140-020-01785-2>
136. Sun, M. L., Lu, B., Wu, R. Z., Johnson, L., Han, L., Liu, G., Yu, F. F., Hou, Z. H., Gao, Y., Wang, H. Y., Jiang, S., Yang, Y. J., & Qiao, S. B. (2011). Diagnostic accuracy of dual-source CT coronary angiography with prospective ECG-triggering on different heart rate patients. *European Radiology*, 21(8), 1635–1642.
137. Tanami, Y., Ikeda, E., Jinzaki, M., Satoh, K., Nishiwaki, Y., Yamada, M., Okada, Y., Kuribayashi, S. (2010). Computed tomographic attenuation value of coronary atherosclerotic plaques with different tube voltage: An ex vivo study. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 34(1), 58–63
138. Tarkowski, P., & Czekajski-Chehab, E. (2021). Dual-energy heart CT: Beyond better angiography—Review. *Journal of Clinical Medicine*, 10(21), 5193. <https://doi.org/10.3390/jcm10215193>
139. Tatsugami, F., Higaki, T., Nakamura, Y., Honda, Y., & Awai, K. (2022). Dual energy CT: Minimal essentials for radiologists. *Japanese Journal of Radiology*, 40(6), 547–559. <https://doi.org/10.1007/s11604-021-01233-2>
140. Thibault, J. B., Sauer, K. D., Bouman, C. A., & Hsieh, J. (2007). A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Medical Physics*, 34(10), 3813–3827. <https://doi.org/10.1118/1.2789499>
141. van Assen, M., Martin, S. S., Varga-Szemes, A., Rapaka, S., Cimen, S., Sharma, P., Sahbaee, P., De Cecco, C. N., Vliegenthart, R., Leonard, T. J., & others. (2021). Automatic coronary calcium scoring in chest CT using a deep neural network in direct comparison with non-contrast cardiac CT: A validation study. *European Journal of Radiology*, 134, 109428.
142. Virmani, R., Kolodgie, F. D., Burke, A. P., Farb, A., & Schwartz, S. M. (2000). Lessons from sudden coronary death: A comprehensive morphological classification scheme for atherosclerotic lesions. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 20(5), 1262–1275. <https://doi.org/10.1161/01.atv.20.5.1262>
143. Wang, R., Liu, X., Schoepf, U. J., van Assen, M., Alimohamed, I., Griffith, L. P., Luo, T., Sun, Z., Fan, Z., & Xu, L. (2018). Extracellular volume quantitation using dual-energy CT in patients with heart failure: Comparison with 3T cardiac MR. *International Journal of Cardiology*, 268, 236–240.

144. Wang, G., Zhou, J., Yu, Z., Wang, W., & Qi, J. (2017). Hybrid pre-log and post-log image reconstruction for computed tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 36(12), 2751-2759. <https://doi.org/10.1109/TMI.2017.2751679>
145. Wang, Y., Zhang, Z., Kong, L., Song, L., Merges, R. D., Chen, J., & Jin, Z. (2008). Dual-source CT coronary angiography in patients with atrial fibrillation: Comparison with single-source CT. *European Journal of Radiology*, 68(2), 228–233. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.09.011>
146. Westerhof, N., Boer, C., Lamberts, R. R., & Sipkema, P. (2005). Cross-talk between cardiac muscle and coronary vasculature. *Physiological Reviews*, 85(4), 1281–1323. <https://doi.org/10.1152/physrev.00029.2005>
147. Wichmann, J. L., Hu, X., Engler, A., Kerl, J. M., Beeres, M., Frellesen, C., Luboldt, W., Vogl, T. J., Bauer, R. W., & Lehnert, T. (2015). Dose levels and image quality of second generation 128 slice dual-source coronary CT angiography in clinical routine. *Italian Society of Medical Radiology*, 33(2), 56–61.
148. Willemink, M. J., & Noël, P. B. (2018). The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. *Radiology*, 287(3), 849-861.
149. Wilson, W. F., Peter, D. S., & Pamela, W. (2013). *Epidemiology of coronary heart disease*. Retrieved from www.uptodate.com/contents/
150. Yamashita, Y., Komohara, Y., Takahashi, M., et al. (2000). Abdominal helical CT evaluation of optimal doses of intravenous contrast material—a prospective randomized study. *Radiology*, 216(3), 718–723.