

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

**«ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΔΙΠΛΗΣ
ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ PHOTON COUNTING CT ΣΤΗ ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΙΑΤΡΙΚΗ
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»**

**«COMPARISON OF DUAL-ENERGY CT AND PHOTON-COUNTING CT
APPLICATIONS IN MODERN MEDICAL IMAGING»**

υπό

ΓΟΥΓΟΥΛΑΚΗ ΜΑΡΙΑ

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των

απαιτήσεων για την απόκτηση του

Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών

«Φυσικές Αρχές Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασία»

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Τσούγκος Ιωάννης, Καθηγητής, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ
Βλυχού Μαριάννα, Καθηγήτρια, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ
Θεοδώρου Κυριακή, Καθηγήτρια, Τμήμα Ιατρικής ΠΘ

Λάρισα, 2025

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η ολοκλήρωση της εν λόγω διπλωματικής εργασίας συνεπάγεται και τη λήξη μίας δημιουργικής, αλλά και παράλληλα απαιτητικής διαδρομής για την απόκτηση του μεταπτυχιακού τίτλου σπουδών μου. Με το πέρας της, λοιπόν, θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στους ανθρώπους που στάθηκαν αρωγοί καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας, αλλά και του μεταπτυχιακού προγράμματος.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Τσούγκο Ιωάννη, Διευθυντή του ΠΜΣ και επιβλέποντα της διπλωματικής εργασίας, για την επιστημονική γνώση και την καθοδήγηση κατά την εκπόνηση της. Την κα Τσιβάκα Δήμητρα, Φυσικό Ιατρικής, MSc, PhD και συντονιστικό μέλος του μεταπτυχιακού BiRP, όπου χωρίς την ενθάρρυνση, τις επιστημονικές γνώσεις και συμβουλές της, η εργασία δε θα είχε τον τωρινό της χαρακτήρα.

Επιπλέον, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες σε όλους τους καθηγητές του εν λόγω μεταπτυχιακού για την προσπάθεια και αφοσίωση τους, το ζήλο και τις γνώσεις που μεταλαμπάδευσαν και θα με συνοδεύουν σε ολόκληρη την επαγγελματική και ακαδημαϊκή μου πορεία. Οι συζητήσεις και επισημάνσεις τους δε θα μπορούσαν παρά να συμβάλλουν ριζικά στη διεύρυνση των πνευματικών μου οριζόντων και στην παρότρυνση για συνεχή έρευνα και αναζήτηση νέων γνώσεων. Ιδιαίτερα σε αυτό το σημείο, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Τσούγκο Ιωάννη, επικεφαλής του προγράμματος και καθηγητή ΤΙ ΠΘ, για την οξυδέρκεια και τον πρωτότυπο τρόπο οργάνωσης του προγράμματος σπουδών. Φυσικά, ευχαριστώ και τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής για το χρόνο και τη συμβολή τους στην απόκτηση του διπλώματος μου.

Τέλος, θα ήθελα ιδιαιτέρως να ευχαριστήσω τους γονείς μου και τον αδερφό μου, η στήριξη των οποίων υπήρξε καταλύτης για τη συνέχεια της ακαδημαϊκής μου πορείας, τους φίλους μου για την ψυχολογική συμπαράσταση και ενθάρρυνση, καθώς και τους συναδέλφους μου για τις πολύτιμες γνώσεις και πληροφορίες που μοιράστηκαν μαζί μου και για την υπομονή τους καθ' όλο το διάστημα του προγράμματος σπουδών.

Λίστα Συντομογραφιών

CT = Computed Tomography = Αξονική Τομογραφία

DECT = Dual Energy Computed Tomography = Αξονική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

PCCT = Photon Counting Computed Tomography = Αξονική Τομογραφία Καταμέτρησης Φωτονίων

MRI = Magnetic Resonance Imaging = Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού

AI = Artificial Intelligence = Τεχνητή Νοημοσύνη

SNR = Signal to Noise Ratio = Λόγος Σήματος προς Θόρυβο

CNR = Contrast to Noise Ratio = Λόγος Αντίθεσης προς Θόρυβο

VNC = Virtual Non-Contrast = Εικονικά Μη Ενισχυμένο

VMI = Virtual Monoenergetic Images = Εικονικές Μονοχρωματικές Εικόνες

EID = Energy Integrating Detector = Ανιχνευτές Ολοκλήρωσης Ενέργειας

PCD = Photon Counting Detector = Ανιχνευτές Καταμέτρησης Φωτονίων

cm = centimeter = εκατοστό

mm = millimeter = χιλιοστό

CTDIvol = Computed Tomography Dose Index volume = Δείκτης Δόσης Υπολογιστικής Τομογραφίας

DLP = Dose-Length Product = Δείκτης Δόσης – Μήκους

EF = Effective Dose = Ενεργός Δόση

mGy = milligray = Δόσης Απορροφούμενης Ακτινοβολίας

mSv = millisievert = Δόση Εκτίμησης Βιολογικού Κινδύνου

V = Volt = Μονάδα Μέτρησης Ηλεκτρικής Τάσης

kVp = kilovolt peak = Ένταση

keV = kiloelectron Volt = Μονάδα Μέτρησης Ενέργειας

mA(s) = milli Ampere (second) = Μονάδα Μέτρησης Έντασης Ηλεκτρικού Ρεύματος

ALARA = As Low As Reasonably Achievable = Αρχή της Βελτιστοποίησης

ΧΑΠ = Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια

ΗΠΑ = Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής

ICRP = International Commission on Radiological Protection, = Διεθνής Επιτροπή
Ακτινολογικής Προστασίας

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευχαριστίες.....	2
Λίστα Συντομογραφιών/Abbreviations.....	3
Περίληψη.....	7
Abstract.....	8
Εισαγωγή.....	9
Σκοπός.....	11
1. Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	12
1.1 Αξονική Τομογραφία (CT).....	12
1.1.1 Βασικές Αρχές Λειτουργίας CT.....	12
1.2 Dual Energy CT (DECT).....	15
1.2.1 Τεχνολογία κ' Βασικές Αρχές Λειτουργίας DECT.....	15
1.2.2 Τεχνικά Πλεονεκτήματα DECT.....	20
1.3 Photon Counting CT (PCCT).....	22
1.3.1 Βασικές Αρχές Λειτουργίας PCCT.....	22
1.3.2 Τεχνικά Πλεονεκτήματα PCCT.....	24
2. Κλινικές Εφαρμογές.....	26
2.1 Εφαρμογές Αξονικής Τομογραφίας (CT) και Αξονικής Τομογραφίας Διπλής Ενέργειας (DECT).....	26
2.2 Εφαρμογές Αξονικής Τομογραφίας Καταμέτρησης Φωτονίων (PCCT).....	32
3. Δόση Ακτινοβολίας και Ασφάλεια.....	38
3.1 Βασικές Έννοιες Δοσιμετρίας στην Αξονική Τομογραφία.....	38
3.2 Δόση Ακτινοβολίας Dual Energy CT (DECT).....	39
3.3 Δόση Ακτινοβολίας Photon Counting CT (PCCT).....	41
4. Σύγκριση Dual Energy CT και Photon Counting CT.....	42
4.1 Σύγκριση Τεχνικών.....	42

4.2 Σύγκριση Κλινικών Εφαρμογών Dual Energy CT και Photon Counting CT.....	44
4.3 Σύγκριση Δόσεων.....	46
5. Συζήτηση – Συμπεράσματα.....	48
5.1 Συζήτηση.....	48
5.1.1 Μελλοντικές Προοπτικές.....	49
5.2 Συμπέρασμα.....	50
Βιβλιογραφία.....	52

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η εν λόγω διπλωματική μεταπτυχιακή εργασία έχει σα στόχο να συγκρίνει αναλυτικά δύο νέες σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές, τη Dual Energy Computed Tomography (DECT) και την Photon Counting Computed Tomography (PCCT), δίνοντας ιδιαίτερη βαρύτητα στις κλινικές εφαρμογές τους, την ακτινοπροστασία και τη δόση ακτινοβολίας. Η μελέτη για την εξαγωγή των συμπερασμάτων πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφικά, εξετάζοντας βασικές παραμέτρους αμοτέρων των μεθόδων, όπως τα τεχνικά χαρακτηριστικά τους, οι διαγνωστικές εφαρμογές, καθώς και η δόση ακτινοβολίας σε καθεμία από αυτές.

Η Dual Energy CT εκμεταλλεύεται δύο ξεχωριστές ενεργειακές δέσμες ακτινών Χ, με απώτερο σκοπό τον καλύτερο διαχωρισμό των ιστών. Παρόλα αυτά, όπως είναι λογικό, η αναγκαιότητα χρήσης της διπλής δέσμης ακτινοβολίας πολλές φορές συνεπάγεται και αύξηση της δόσης. Παράλληλα, η αποδοτικότητα των ανιχνευτών της DECT είναι περιορισμένη, λαμβάνοντας υπόψη ότι στηρίζονται σε σπινθηριστές. Η διευρυμένη συμβολή της DECT σε τομείς όπως η καρδιολογία, η ογκολογία και η ουρολογία είναι αδιαμφισβήτητη, περιορίζεται όμως συχνά από έλλειψη αποτελεσματικότητας λόγω του θορύβου της εικόνας και των artifacts, ιδιαιτέρως σε εξεταζόμενους που φέρουν μεταλλικά εμφυτεύματα.

Στον αντίποδα, η Photon Counting CT με τους σύγχρονους ανιχνευτές καταμέτρησης κάθε μεμονωμένου φωτονίου και της ενεργειακής κατανομής του, είναι ικανή να προσφέρει σημαντική βελτίωση της χωρικής και φασματικής ανάλυσης. Μέσω της τεχνολογίας της PCCT καθίσταται δυνατή η μείωση της δόσης ακτινοβολίας σε ποσοστό της τάξης από 30% έως και 70% συγκριτικά με τη DECT. Την ίδια στιγμή, δύναται να βελτιώσει την αντίθεση της εικόνας και να μειώσει τόσο τα artifacts όσο και την ανάγκη για χορήγηση σκιαγραφικών μέσων. Τα παραπάνω χαρακτηριστικά καθιστούν πλέον της PCCT τεχνική εξαιρετικά βοηθητική και χρήσιμη σε ογκολογικούς και παιδιατρικούς ασθενείς.

Συνοπτικά, η βιβλιογραφική έρευνα αποδεικνύει πως η μέθοδος της PCCT υπερτερεί από εκείνη της DECT στους περισσότερους τομείς λόγω του πλεονεκτήματος που εκείνη προσφέρει, δηλαδή λεπτομερέστερη απεικόνιση με μειωμένη δόση ακτινοβολίας. Η DECT παραμένει πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη και αξιόπιστη τεχνική, με την PCCT, ωστόσο, να αποσπά ολοένα και μεγαλύτερη αποδοχή στην ιατρική απεικόνιση. Τα σύγχρονα ερευνητικά δεδομένα αποδεικνύουν πως πρόκειται να αποτελέσει το νέο πρότυπο της μελλοντικής ακτινολογίας βελτιώνοντας τη διαγνωστική ακρίβεια και την ασφάλεια των εξεταζόμενων.

ABSTRACT

This postgraduate thesis aims to conduct a detailed comparative analysis of two advanced imaging techniques, Dual Energy CT (DECT) and Photon Counting CT (PCCT), with particular emphasis on their clinical applications, radiation protection, and radiation dose. The study was carried out through a comprehensive literature review, examining key parameters of both methods, including their technical characteristics, diagnostic applications, and radiation dose requirements.

Dual Energy CT utilizes two distinct X-ray energy beams to enhance tissue differentiation. However, the necessity of employing dual-energy radiation often results in an increased radiation dose. Furthermore, the efficiency of DECT detectors is inherently limited by their reliance on scintillators, which reduce photon detection accuracy. Despite its significant role in cardiology, oncology, and urology, the effectiveness of DECT can be hindered by image noise and artifacts, particularly in patients with metallic implants.

In contrast, Photon Counting CT employs state-of-the-art photon-counting detectors, capable of measuring each individual photon and its energy distribution. This advanced technology allows for a substantial improvement in both spatial and spectral resolution. More importantly, PCCT enables a reduction in radiation dose by 30% to 70% compared to DECT, while simultaneously enhancing image contrast and minimizing artifacts. Additionally, PCCT reduces the need for contrast agent administration, making it an invaluable technique for oncologic and pediatric imaging, where dose reduction is particularly critical.

In summary, the literature review highlights that PCCT surpasses DECT in most aspects, primarily due to its ability to provide more detailed imaging with a significantly lower radiation dose. While DECT remains a widely utilized and reliable imaging modality, PCCT is gaining increasing acceptance in medical imaging. It is anticipated that PCCT will emerge as the new standard in radiology, significantly improving diagnostic accuracy and patient safety in the years to come.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στις σύγχρονες ιατρικές πρακτικές η απεικόνιση αποτελεί σημαντικό και αναπόσπαστο κομμάτι για τη διάγνωση και τη θεραπεία των ασθενών. Ο ρόλος της είναι καθοριστικός και για τους δύο τομείς. Αναφορικά με τη διάγνωση, δίνει τη δυνατότητα για έγκαιρη και έγκυρη ανίχνευση παθολογιών προλαμβάνοντας συχνά την εμφάνιση συμπτωμάτων, συμβάλλει στη διαφοροδιάγνωση παθήσεων που εμφανίζουν παρόμοια κλινική εικόνα και τελικά παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την έκταση, το μέγεθος και τη σύσταση όγκων ή έτερων βλαβών, με στόχο τη λήψη αποφάσεων για το σχεδιασμό του καλύτερου θεραπευτικού πλάνου.^{[1],[2]} Αναφορικά με τη θεραπεία, συμβάλλει, στην εξατομίκευση αυτής, καθώς και στην παρακολούθηση της προοδευτικής πορείας και ανταπόκρισης του ασθενούς, ενώ παράλληλα χρησιμεύει και σε μικροεπεμβατικές διαδικασίες, όπως αγγειογραφίες ή βιοψίες, κατευθύνοντας τη διαδικασία και μειώνοντας τον κίνδυνο επιπλοκών.^{[1],[2]}

Χωρίς καμία αμφιβολία η αξονική τομογραφία (Computed Tomography) είναι πλέον μία από τις πιο διαδεδομένες τεχνικές απεικόνισης στον ιατρικό κλάδο. Η συμβολή της στην ιατρική απεικόνιση είναι αδιαμφισβήτητη, καθώς προσφέρει καίριες πληροφορίες για την ορθή διάγνωση τόσο σε ανατομικό όσο και σε παθοφυσιολογικό επίπεδο. Η εμφάνιση και η πρώτη εφαρμογή της χρονολογείται πίσω στο 1970 και είναι σημαντικό να αναφερθεί η ραγδαία εξέλιξη της σε σύντομο χρονικό διάστημα ως προς την ταχύτητα διενέργειας των εξετάσεων, τη βελτίωση της ποιότητας των παραγόμενων εικόνων και της μείωσης της δόσης ακτινοβολίας για τον εξεταζόμενο.^[1] Ωστόσο, τα σύγχρονα απαιτητικά δεδομένα οδήγησαν στην ανάγκη για περαιτέρω εξέλιξη των παραπάνω παραμέτρων. Για το λόγο αυτό ήρθαν στο προσκήνιο δύο νέες τεχνικές, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας ή Dual Energy CT (DECT) και σε ακόμα πιο καινοτόμο επίπεδο η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων ή photon counting CT (PCCT).

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας στηρίζεται στην απόκτηση εικόνων μέσω σάρωσης που πραγματοποιείται σε δύο διαφορετικά επίπεδα ενέργειας με τη βοήθεια τεχνικών που θα αναλυθούν στη συνέχεια. Ουσιαστικά, η DECT παρέχει ποσοτικές και ποιοτικές πληροφορίες για ιστούς και όργανα βάσει της διαφορετικής απορρόφησης της ενέργειας από αυτούς. Η απορρόφηση αυτή εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό του ιστού και από τον αντίστοιχο συντελεστή εξασθένησης.^[3] Έτσι, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας καταφέρνει να έχει χρήσιμη συμβολή σε καίριους τομείς, όπως παραδείγματος χάριν στην ογκολογία για την ταξινόμηση των ειδών των όγκων ή στο ουροποιητικό σύστημα για τη διάκριση νεφρολιθιάσεων ως προς τη σύσταση των λίθων σε ιώδιο ή ασβέστιο.^[3]

Όσον αφορά τη photon counting CT, θα μπορούσε να χαρακτηριστεί σαν επαναστατική μέθοδος στο κομμάτι της ιατρικής απεικόνισης λόγω των καινοτόμων ανιχνευτών που έχει εισαγάγει. Οι εν λόγω ανιχνευτές καταγράφουν κάθε μοναδικό

φωτόνιο και ταυτόχρονα μετρούν την αντίστοιχη ενέργεια αυτού. Η καινοτομία των ανιχνευτών αυτών βασίζεται στην εξάλειψη του θορύβου της εικόνας που προκαλείται από τους συμβατικούς ανιχνευτές λόγω της μετατροπής της ακτινοβολίας και του φωτός σε ηλεκτρικό σήμα.^[4] Τα ποικίλα πλεονεκτήματα, όπως η βελτίωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας, θα αποτελέσουν αντικείμενο ανάλυσης σε προσεχές κεφάλαιο. Χαρακτηριστική υπεροχή στη συμβολή της PCCT αποτελεί η μείωση της ακτινοβολίας, γεγονός που επιτρέπει ευκολότερη παρακολούθηση σε ευπαθέστερες ομάδες, όπως οι καρκινοπαθείς και οι παιδιατρικοί ασθενείς.^[4]

ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας είναι η συγκριτική αξιολόγηση δύο σύγχρονων τεχνολογιών υπολογιστικής τομογραφίας, της Αξονικής Τομογραφίας Διπλής Ενέργειας (Dual-Energy CT) και της Αξονικής Τομογραφίας Photon Counting (Photon Counting CT), αναφορικά με τη διαγνωστική τους ακρίβεια, την ποιοτική και ποσοτική απεικόνιση και τη συμβολή τους στη μείωση της δόσης ακτινοβολίας. Μέσω ανασκόπησης της πρόσφατης βιβλιογραφίας και τεχνικής ανάλυσης, επιχειρείται η ανάδειξη των πλεονεκτημάτων και περιορισμών κάθε μεθόδου, με στόχο την κατανόηση της συμβολής τους στη βελτιστοποίηση της ιατρικής απεικόνισης στο κλινικό περιβάλλον.

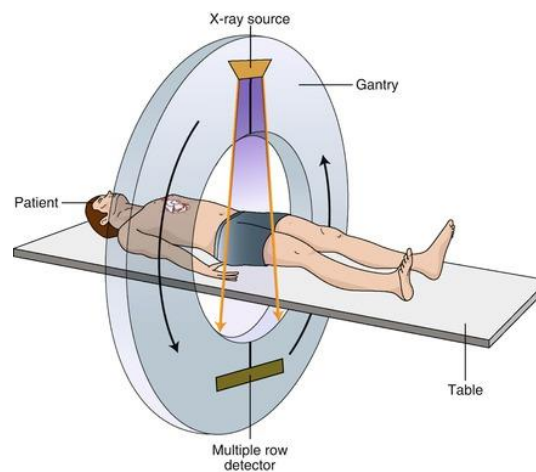
Κεφάλαιο 1: Θεωρητικό υπόβαθρο

1.1 Αξονική Τομογραφία (CT)

1.1.1 Βασικές αρχές λειτουργίας Αξονικής Τομογραφίας

Προκειμένου να κατανοηθεί πλήρως η λειτουργία τόσο της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας όσο και αυτής της καταμέτρησης φωτονίων, θα ήταν χρήσιμο να εξηγηθούν πρώτα συνοπτικά οι φυσικές αρχές της κλασικής αξονικής τομογραφίας.

Με λίγα λόγια, η αξονική τομογραφία δεν είναι παρά μια χαρτογράφηση για τις τιμές των συντελεστών εξασθένησης της ακτινοβολίας, όταν αυτή διαπερνά το σώμα του εξεταζόμενου.^[9] Για να καταστεί δυνατή η κατανόηση αυτού του φαινομένου από το ανθρώπινο μάτι και να σχηματιστεί η αντίστοιχη εικόνα, η αριθμητική τιμή κάθε συντελεστή εξασθένησης αποκτά μια συγκεκριμένη απόχρωση του γκρι, ενώ η καταγραφή πραγματοποιείται σε μια νοητή τομή του ανθρώπινου σώματος, συνήθως σε εγκάρσιο επίπεδο. Το σύστημα μιας υπολογιστικής τομογραφίας αποτελείται από δύο βασικά μέρη: το μετρικό και το υπολογιστικό. Το μετρικό τμήμα περιλαμβάνει τη λυχνία ακτινοβολίας και τους αντίστοιχους ανιχνευτές που την προσλαμβάνουν.^[9],
[10]



Εικόνα 1. Απεικόνιση τυπικού συστήματος αξονικής τομογραφίας από thoracickey

Το υπολογιστικό σύστημα περιλαμβάνει τον ηλεκτρονικό υπολογιστή με έτερα περιφερικά. Σε αυτό το σύστημα πραγματοποιούνται οι μετρήσεις εξασθένησης της ακτινοβολίας κατά τη διέλευση αυτής μέσα από το ανθρώπινο σώμα, καθώς και η εφαρμογή μαθηματικών μοτίβων για τον υπολογισμό της τελικής τιμής του συντελεστή εξασθένησης, βάσει των παραπάνω μετρήσεων.^[9] Η γνωστότερη εξίσωση που χρησιμοποιείται στην αξονική τομογραφία είναι η εξίσωση εξασθένησης.

Πιο συγκεκριμένα,

$$[I = I_0 e^{-\mu x}], (1)$$

όπου I η ένταση εξασθένησης ακτινοβολίας, I_0 η αρχική ένταση ακτινοβολίας, χ το πάχος της τομής και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του εκάστοτε υλικού.^[9]

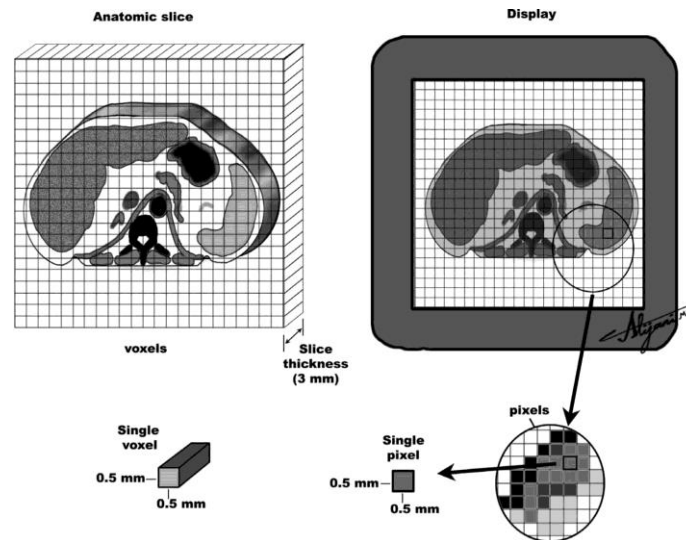
Τόσο η ένταση I όσο και η αρχική ένταση I_0 καταγράφονται από ειδικούς ανιχνευτές στην απέναντι πλευρά της πηγής ακτινοβολίας. Ωστόσο, η καταγραφή αφορά κάθετη, οριζόντια και πλάγια προβολή των τιμών της έντασης I . Για τις πολλαπλές τιμές μ ο υπολογιστής πρέπει να λύσει το πρόβλημα εύρεσης τους χρησιμοποιώντας τρόπους που ονομάζονται μέθοδοι ανακατασκευής της εικόνας.^[9] Όσον αφορά τη λυχνία των ακτινών X , θεωρείται ότι η παραγόμενη δέσμη είναι γραμμική, ενώ στα πιο σύγχρονα συστήματα είναι συνήθως τριγωνική και συνεχούς φάσματος, δηλαδή πολυενεργειακή. Η εν λόγω δέσμη ακτινοβολεί τον εξεταζόμενο υπό πολλές διαφορετικές γωνίες, ώστε να ακτινοβοληθεί μία νοητή τομή στο σώμα. Όπως αναφέρθηκε, η ακτινοβολία αυτή αφού διαπεράσει τον εξεταζόμενο, προσπίπτει στους ανιχνευτές, όπου καθένας από αυτούς παράγει ηλεκτρικό σήμα ανάλογο της έντασης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Έπειτα, με τις μεθόδους που αναφέρθηκαν προηγουμένως, γίνεται ο υπολογισμός και η απόδοση κάθε τόνου του γκρι.^[9]

Στην αξονική τομογραφία υπάρχει ο όρος voxel ή ογκοστοιχείο, δηλαδή κάθε στοιχειώδης κύβος που υποδιαιρείται η ακτινοβοληθείσα τομή. Σε κάθε voxel ισχύει ότι αντιστοιχεί ένας αριθμός CT ή αλλιώς μία μονάδα Hounsfield, σχηματίζοντας αντίστοιχα και την κλίμακα Hounsfield.^[7] Για να υπολογιστεί ο εκάστοτε αριθμός CT και να αποδοθεί απόχρωση του γκρι χρησιμοποιείται ο παρακάτω τύπος:

$$[CT = K \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}], (2)$$

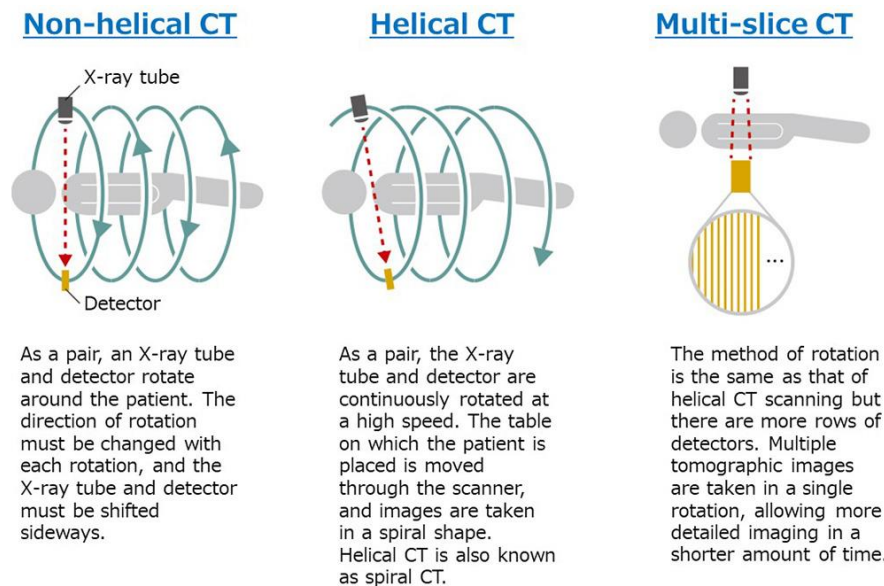
όπου μ ο γραμμικός συντελεστής για κάθε voxel, μ_w ο γραμμικός συντελεστής για το νερό και K η αριθμητική σταθερά που λέγεται σταθερά μεγέθυνσης. Με βάση τα σύγχρονα συστήματα η σταθερά αυτή παίρνει την τιμή 1000. Η κλίμακα Hounsfield έχει ως τιμές αναφοράς αυτή του νερού με 0 και αυτή του αέρα με -1000. ^[7] Επιπλέον, καθορίζει ότι όσο μεγαλύτερη είναι η ποσότητα της απορροφούμενης ακτινοβολίας από ένα αντικείμενο, αυτό απεικονίζεται όλο και πιο άσπρο, ενώ αντίθετα όσο λιγότερη η ακτινοβολία τόσο πιο μαύρο το αντικείμενο. Χαρακτηριστικά παραδείγματα είναι αντίστοιχα τα οστά και ο αέρας. ^[7]

Ο σχηματισμός της εικόνας πραγματοποιείται με τη μέθοδο της ανακατασκευής. Είναι η μαθηματική διαδικασία που ακολουθείται έχοντας γνωστές μόνο τις προβολές του αντικειμένου.^[10] Στην υπολογιστική τομογραφία χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των τιμών των συντελεστών εξασθένησης για κάθε pixel. Δύο από τις πιο κοινές μεθόδους ανακατασκευής της εικόνας είναι αυτή της οπισθοπροβολής, καθώς και αυτή της οπισθοπροβολής με φίλτρο για τα πιο σύγχρονα συστήματα.^[10]



Εικόνα 2. Σχηματική απεικόνιση μιας ανατομικής τομής (αριστερά) και της αντίστοιχης απεικόνισης εικόνας (δεξιά), που παρουσιάζει τους τυπικούς εικονοστοιχεία (pixels) και ογκοστοιχεία (voxels) στην αξονική τομογραφία (CT) από radiologykey

Χρήσιμο είναι να αναφερθεί και η τεχνική της ελικοειδούς σάρωσης που χρησιμοποιείται πλέον ευρέως στα συστήματα της αξονικής τομογραφίας.^[9] Πρόκειται για μια διαδικασία όπου η λήψη των δεδομένων είναι συνεχής. Πιο συγκεκριμένα, στην κάθετη διεύθυνση της περιστροφής της λυχνίας μετατοπίζεται συνεχώς ο εξεταζόμενος, ενώ ταυτόχρονα οι ανιχνευτές και η λυχνία περιστρέφονται συνεχόμενα.^[9]



Εικόνα 3. Συνοπτική παρουσίαση των ειδών σάρωσης στην κλασική αξονική τομογραφία από Canon Global

1.2 Dual-Energy CT (DECT)

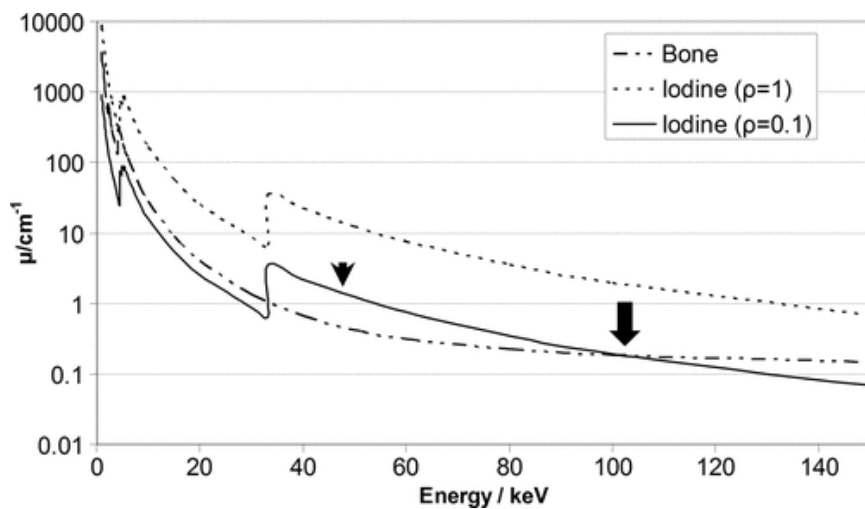
1.2.1 Τεχνολογία και βασικές αρχές λειτουργίας Dual Energy CT

Ένα βασικό πρόβλημα που παρουσιάζεται στην κλασική αξονική τομογραφία μονής ενέργειας είναι η απεικόνιση υλικών με διαφορετική σύνθεση ως υλικά με παρόμοιο CT number στην τελική εικόνα.^[13] Αυτό εξαρτάται κυρίως από την εκάστοτε πυκνότητα του υλικού. Προκαλείται επομένως η δυσκολία στο διαχωρισμό των διαφορετικών ιστών, καθιστώντας το διαγνωστικό αποτέλεσμα πολλές φορές ασαφές. Κατά συνέπεια, ο εξεταζόμενος θα πρέπει να υποβληθεί σε περαιτέρω εξετάσεις για την εξακρίβωση μιας πιθανής παθολογικής κατάστασης.^[13]

Ο λόγος για τον οποίο συναντάται η συγκεκριμένη δυσκολία που αφορά τόσο την ποσοτικοποίηση όσο και τη διαφοροποίηση των τύπων ιστών είναι η συσχέτιση που προκύπτει μεταξύ του CT number για ένα ορισμένο voxel και του γραμμικού συντελεστή μ , ο οποίος στην προκειμένη περίπτωση δε θεωρείται μοναδικός για κάθε υλικό.^[13] Για την ακρίβεια, πρόκειται για μια πολυπαραγοντική συνάρτηση. Έτσι, ο συντελεστής εξασθένησης μ εξαρτάται ταυτόχρονα από τις ενέργειες των αλληλεπιδρώντων φωτονίων, τη σύνθεση του ίδιου του υλικού, καθώς και την αντίστοιχη πυκνότητα της μάζας του.^[13]

Σαν αποτέλεσμα, ακόμα και όταν πρόκειται για δύο διαφορετικά υλικά και αναλόγως την πυκνότητα της μάζας, είναι πιθανό οι τιμές των συντελεστών εξασθένησης να μετρώνται ως ίδιες για δεδομένη ενέργεια.^[13] Ένα παράδειγμα για να κατανοηθεί ως ένα βαθμό η δυσκολία αυτή, είναι το παράδειγμα διαχωρισμού των ασβεστοποιημένων πλακών και του αίματος με περιεκτικότητα ιωδίου. Παρόλο που έχουν διαφορετική σύσταση και διαφορετικό ατομικό αριθμό, οι δυο αυτές περιπτώσεις, ταυτόχρονα με τα οστά, μπορεί να απεικονίζονται ως περιοχές ίδιας πυκνότητας, άρα και ίδιου τόνου του γκρι. Επιπλέον, είναι δύσκολη και η εφαρμογή αντίστοιχων μετρήσεων στη συγκέντρωση των υλικών, λόγω της συνύπαρξης πολλών διαφορετικών ιστών. Έτσι, στη μέτρηση της απορρόφησης ιωδίου από μαλακούς ιστούς παραδείγματος χάριν, δε μετράται μόνο ο CT number της απορρόφησης ιωδίου από τον ιστό, αλλά και ο παρακείμενος μαλακός ιστός.^[13]

Μία τεχνική που έρχεται να δώσει άμεση λύση στο πρόβλημα αυτό είναι η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας. Ουσιαστικά, η διαφορά έγκειται στην ταυτόχρονη σάρωση με ένα δεύτερο ενεργειακό φάσμα, δηλαδή μία επιπλέον μέτρηση εξασθένησης με μία δεύτερη ενέργεια, που επιτρέπει σε μεγάλο βαθμό να διαφοροποιηθούν μεταξύ τους τα υλικά.^[13] Πιο συγκεκριμένα, τα υλικά εκτίθενται σε υψηλά και χαμηλά kVp (kilovolt peak), όπου η διαφοροποίηση τους έγκειται στην αλληλεπίδραση των υλικών αυτών με τα φωτόνια των ακτίνων X. Πρόσθετο πλεονέκτημα της εν λόγω μεθόδου είναι και η βελτίωση που προκύπτει στο λόγο σήματος προς θόρυβο SNR (Signal to Noise Ratio), βελτιώνοντας έτσι την ποιότητα της εικόνας και διευκολύνοντας τη διαγνωστική προσέγγιση.^{[13], [14]}



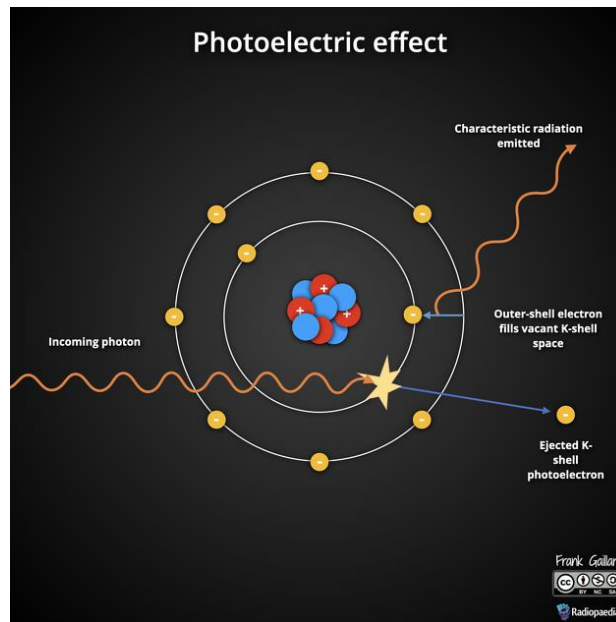
Εικόνα 4. Γράφημα των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης για το οστό (υποθέτοντας πυκνότητα $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$), το ιώδιο (υποθέτοντας πυκνότητα $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$) και το ιώδιο με μικρότερη πυκνότητα (υποθέτοντας $\rho = 0.1 \text{ g/cm}^3$), ως συνάρτηση της ενέργειας (σε keV) από RSNA.

Στο σημείο αυτό θα ήταν χρήσιμο να αναφερθούν οι φυσικές αρχές, οι οποίες διέπουν την αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας. Τα δύο βασικά φαινόμενα που περιγράφουν την αλληλεπίδραση της ύλης με τα φωτόνια ακτίνων X είναι η σκέδαση Compton και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο. Μέσω των φαινομένων αυτών παράγονται οι σύγχρονες διαγνωστικές εικόνες στην Ιατρική.

Σύμφωνα με το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα ηλεκτρόνιο που βρίσκεται σε μία εσωτερική στιβάδα του ατόμου. Το ηλεκτρόνιο απορροφά πλήρως την ενέργεια του φωτονίου και απελευθερώνεται από το άτομο με κινητική ενέργεια ίση με την ενέργεια του φωτονίου πλην την ενέργεια δεσμού του ηλεκτρονίου ($K = E_{\text{φωτονίου}} - E_{\text{σύνδεσης ηλεκτρονίου}}$). Προϋπόθεση για να συμβεί αυτό αποτελεί η ενέργεια του φωτονίου να είναι ίση ή μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου. Στη συνέχεια, ηλεκτρόνιο χαμηλότερης ενεργειακής στιβάδας μεταπίπτει για να καλύψει το κενό. ^{[15], [16]}

$$(\mu/\rho)_{\text{pe}} \propto Z^4/(\hbar\nu)^3 A, (3) \text{ }^{[17]}$$

Στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο υπάρχει ισχυρή εξάρτηση από τον ατομικό αριθμό Z^4 . Επομένως, η πιθανότητα πραγματοποίησης του είναι αντιστρόφως ανάλογη με την ενέργεια του φωτονίου και ευθέως ανάλογη με το Z^4 . ^{[15], [16]}

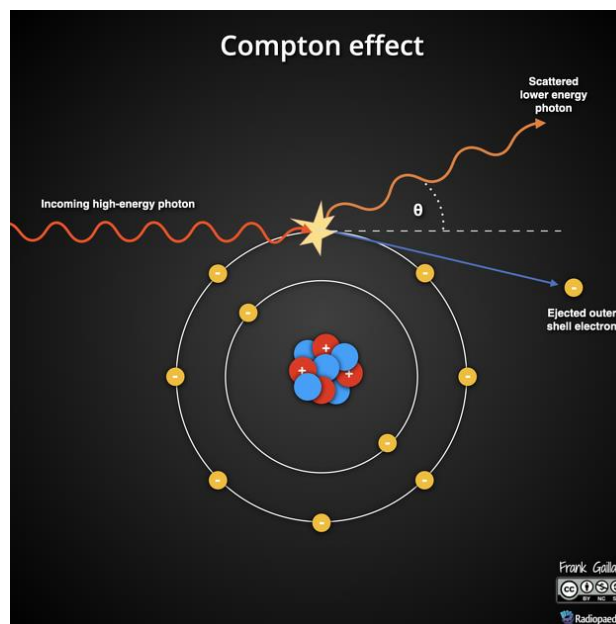


Εικόνα 5. Αναπαράσταση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου από Radiopaedia

Σύμφωνα με το φαινόμενο Compton, το φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα ηλεκτρόνιο από τις εξωτερικές στιβάδες του ατόμου, στο οποίο αποδίδει μέρος της ενέργειας του. Στη συνέχεια, σκεδάζεται με $E_1 > E_2$ και $\lambda_1 < \lambda_2$. Το ηλεκτρόνιο που απορροφά μέρος της ενέργειας E_1 απορροφάται γρήγορα από τα ιόντα του περιβάλλοντος. [15], [16]

$$(\mu/\rho)_{\text{incoh}} \propto (Z/A) E_P^{-1/2}, (4) [17]$$

Το φαινόμενο Compton είναι ανεξάρτητο του ατομικού αριθμού Z του υλικού, ενώ η πιθανότητα πραγματοποίησης του είναι αντιστρόφως ανάλογη της ενέργειας του φωτονίου. [15], [16]



Εικόνα 6. Συνοπτική παρουσίαση του φαινομένου Compton από Radiopaedia

Προκειμένου να αποκτηθούν οι διαγνωστικές εικόνες από μία εξέταση υπολογιστικής τομογραφίας διπλής ενέργειας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί μία από τις παρακάτω μεθόδους, αναλόγως το μηχάνημα και την κατασκευαστική εταιρία από την προέρχεται.

Διπλή λυχνία - ανιχνευτής, με ή χωρίς φιλτράρισμα της παραγόμενης δέσμης: Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, κάθε υπάρχουσα λυχνία είναι υπεύθυνη για την παραγωγή ενός διαφορετικού φάσματος ακτινών Χ.^[18] Στα σημαντικότερα πλεονεκτήματα της συγκαταλέγεται ότι το ρεύμα, η τάση και το φίλτρο της λυχνίας μπορούν να ρυθμιστούν, με σκοπό τη μεγιστοποίηση της αντίθεσης για το παραγόμενο φάσμα της διπλής ενέργειας, καθώς και για την ανάλογη αποδοτικότητα που αφορά τη δόση ακτινοβολίας με γνώμονα το σωματότυπο του εκάστοτε εξεταζόμενου.^[18] Συνήθως, το υλικό που χρησιμοποιείται στα διαθέσιμα φίλτρα της λυχνίας είναι ο κασσίτερος, ενώ υπάρχουν και διαφορετικοί συνδυασμοί στα ζεύγη των τάσεων. Σε τέτοια συστήματα τρίτης γενιάς θεωρείται ότι ο καλύτερος συνδυασμός εξ' αυτών είναι τα 70-150 kVp, με ύπαρξη φίλτρου κασσιτέρου. Ο λόγος για αυτό είναι η μεγαλύτερη προσφερόμενη αντίθεση στο φάσμα της διπλής ενέργειας και η χρησιμότητα στην απεικόνιση μικρότερων τμημάτων του σώματος.^[18]

Ωστόσο, παρά τη χρησιμότητα της μεθόδου υπάρχουν και ορισμένα μειονεκτήματα λόγω της γεωμετρίας των λυχνιών σε σχέση με τον ανιχνευτή. Η ορθογώνια, λοιπόν, γεωμετρία προκαλεί αναπόφευκτα σκεδαζόμενη ακτινοβολία λόγω των διασταυρούμενων δεσμών, γεγονός που δεν μπορεί με τα τωρινά μέσα να εξαλειφθεί πλήρως.^[18] Ακόμα, η γωνιακή απόκλιση της διπλής λυχνίας προκαλεί και μία σχετικά μικρή χρονική διαφορά που αναγνωρίζεται ως artifact κίνησης, κυρίως σε όργανα όπως η καρδιά που κινούνται γρήγορα. Για τη διόρθωση χρησιμοποιούνται ειδικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής.^[18]

Γρήγορη εναλλαγή της τάσης με την ύπαρξη μονής λυχνίας: Βάσει της τεχνικής αυτής, η τάση της λυχνίας εναλλάσσεται πολύ γρήγορα μεταξύ των 80 και των 140 kVp. Τα δεδομένα από κάθε τάση συλλέγονται ξεχωριστά, ώστε να χρησιμοποιηθούν μετέπειτα και να ανακατασκευαστούν με τη βοήθεια αλγορίθμου που βασίζεται στις προβολές.^[18] Η συνεχόμενη άνοδος και πτώση της τάσης, καθώς και ο χρόνος που απαιτείται μεταξύ αυτών, δύνανται να περιορίζουν την ποιότητα που προκύπτει από τα δεδομένα προβολής. Κατ' επέκταση, είναι αναγκαίο να μειωθεί και η ταχύτητα με την οποία περιστρέφεται το gantry του μηχανήματος (συνήθως κατά 0,5 δευτερόλεπτα περίπου). Έτσι, ωστόσο, παρατηρούνται αρκετά artifacts κίνησης.^[18] Ταυτόχρονα, προκύπτει η διαφορά της εκπομπής φωτονίων σε υψηλές και χαμηλές τάσεις, με αποτέλεσμα την αύξηση της δόσης ακτινοβολίας προκειμένου να αντισταθμιστεί η ποιοτικά υποβαθμισμένη εικόνα. Στο τέλος της σάρωσης, είναι διαθέσιμες ως προς διαγνωστική απεικόνιση μόνο οι εικόνες που προκύπτουν από την

έκθεση των 140 kVp και οι οποίες έχουν υψηλό θόρυβο, καθιστώντας έτσι αναγκαία την επιπρόσθετη ανακατασκευή των εικόνων σε χαμηλότερα kVp, γεγονός περισσότερο χρονοβόρο.^[18] Περαιτέρω μειονεκτήματα της εν λόγω μεθόδου αποτελούν ο περιορισμένος αριθμός προβολών που αντιστοιχεί σε κάθε ενεργειακό φάσμα υποβαθμίζοντας τη συνολική ποιότητα εικόνας, η περιορισμένη διαμόρφωση του ρεύματος της λυχνίας για μείωση της δόσης και η σχετικά μικρή διαθεσιμότητα χρήσης αλγορίθμων.^[18]

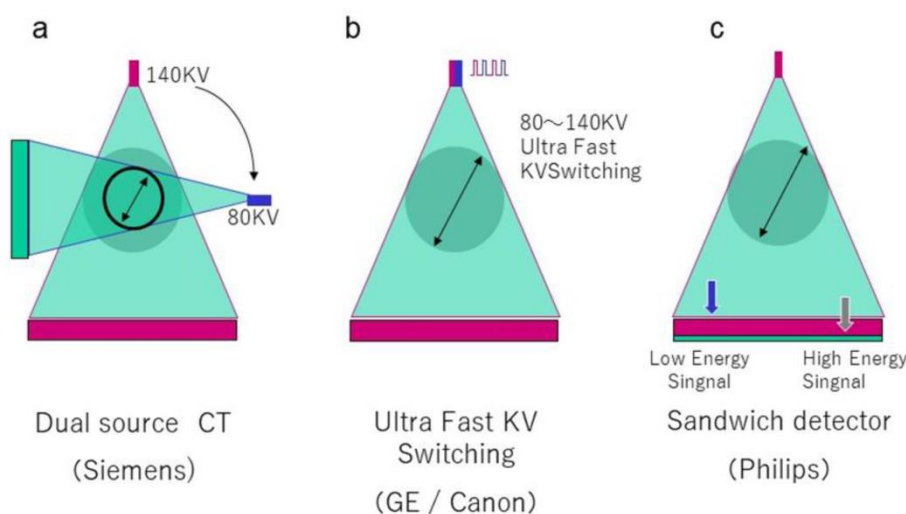
Ανιχνευτής διπλού στρώματος με μονή λυχνία: Στη συγκεκριμένη τεχνική χρησιμοποιείται μία μόνο λυχνία για την παραγωγή ακτινών X αλλά ένας ανιχνευτής διπλού στρώματος για την ενεργειακή ανάλυση. Η σάρωση πραγματοποιείται με σταθερή τάση στα 120 kVp συνήθως, ταχύτητα περιστροφής περίπου στα 0,27 δευτερόλεπτα και πεδίο απεικόνισης 50 εκατοστά.^[18] Κάθε στρώμα του ανιχνευτή είναι κατασκευασμένο από διαφορετικά υλικά, έτσι ώστε να γίνεται επιλεκτική απορρόφηση, δηλαδή το ένα να απορροφά τα φωτόνια υψηλής και το άλλο τα χαμηλής ενέργειας.^[18] Η διαφορά ανάμεσα στη λήψη των δεδομένων αμφοτέρων αναφορικά με το χρόνο είναι αμελητέα. Στη συγκεκριμένη περίπτωση γίνεται χρήση του αλγορίθμου προβολής, με βασικό πλεονέκτημα αυτού τη διόρθωση του φαινομένου σκλήρυνσης της δέσμης. Παρόλα αυτά, το «κόστος» της διόρθωσης αυτής περιλαμβάνει υψηλότερα επίπεδα θορύβου για τις εικόνες αποδόμησης των υλικών. Σε γενικές γραμμές, η μέθοδος της προβολής περιλαμβάνει περισσότερες δυσκολίες σε σχέση με τη μέθοδο που βασίζεται σε εικόνες. Τέτοιες δυσκολίες είναι παραδείγματος χάριν οι δυσκολίες στη βαθμονόμηση και η υπολογιστική επεξεργασία.^[18] Επιπλέον, ο σύνθετος σχεδιασμός του ανιχνευτή δημιουργεί προβλήματα χαμηλότερης ευαισθησίας λόγω αλληλοεπικάλυψης των υλικών κατασκευής και της αλληλεπίδρασης μεταξύ τους. Αξίζει να αναφερθεί όμως η ευκολία που παρέχεται στη ροή εργασίας, καθώς η επεξεργασία και η αξιολόγηση μπορεί να πραγματοποιηθεί σε μεταγενέστερο χρόνο μετά την εξέταση, με ελαφρώς μεγαλύτερο χρόνο ανασύνθεσης.^[18]

Μονή λυχνία με φίλτρο διαίρεσης: Στη μέθοδο αυτή χρησιμοποιείται στη μοναδική λυχνία των 120 kVp ένα διαιρούμενο φίλτρο, με σκοπό την παραγωγή δύο επικαλυπτόμενων φασμάτων ενέργειας ακτινών X.^[18] Παρόλο που τα ενεργειακά φάσματα είναι αλληλοεπικαλυπτόμενα, είναι διαχωρισμένα. Πρόκειται για το δίδυμο φάσμα. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται ο περιορισμός της αντίθεσης του φάσματος διπλής ενέργειας σε πιο χαμηλά επίπεδα, εν συγκρίσει του συνδυασμού 80 και 140 kVp.^[18] Το διαιρούμενο φίλτρο αποτελείται από δύο υλικά. Το ένα είναι ο κασσίτερος με πάχος 0,6 χιλιοστά και το άλλο ο χρυσός με το ίδιο πάχος. Ο κασσίτερος συμβάλλει στην αύξηση της ενέργειας ακτινών X, ενώ αντίθετα ο χρυσός στη μείωση της.^[18]

Η μεγάλη χρησιμότητα της εν λόγω μεθόδου έγκειται κυρίως στην αξιολόγηση δομών με κίνηση ή ενίσχυση. Έτσι, επιτρέπεται η ελαχιστοποίηση της χρονικής διαφοράς ανάμεσα στα δύο ενεργειακά φάσματα συναρτήσει του χρόνου περιστροφής του συστήματος και το pitch ρυθμίζεται στο 0,5 για συνεχόμενο όγκο απεικόνισης. ^[18]

Αναφορικά με τη δόση για τον εξεταζόμενο, είναι περίπου ίδια με μία αξονική τομογραφία μονής ενέργειας, με τη διαφορά ότι σε αυτή την περίπτωση το προ – φιλτράρισμα απαιτεί μεγαλύτερη εκπομπή από ακτίνες X. Αυτό οφείλεται στο προ – φιλτράρισμα, το οποίο απορροφά τα 2/3 της παραγόμενης ακτινοβολίας. ^[18]

Μονή λυχνία με διπλές διαδοχικές σαρώσεις: Προκειμένου να αποκτηθούν δύο φορές τα δεδομένα διπλής ενέργειας σε αυτή τη μέθοδο, πραγματοποιείται είτε διαδοχική είτε σπειροειδής σάρωση με τη χρήση δύο διαφορετικών τάσεων. Τα συνηθέστερα kVp κυμαίνονται στα 80 και 140. ^[18] Η μέθοδος βρίσκει περιορισμένη χρήση λόγω της μεγάλης χρονικής διαφοράς μεταξύ των δύο ενεργειακών φασμάτων, δυσχεραίνοντας την αξιολόγηση, παραδείγματος χάριν, των κινούμενων μερών του σώματος. Χρησιμοποιείται αλγόριθμος εικόνας και καθίσταται δυνατή η εφαρμογή μείωσης δόσης ακτινοβολίας προσαρμόζοντας το ρεύμα της λυχνίας. ^[18]



Εικόνα 7. Σχηματική απεικόνιση των πιο διαδεδομένων τεχνικών της DECT από MDPI

1.2.2 Τεχνικά χαρακτηριστικά DECT

Συνολικά, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας παρουσιάζει σημαντικά τεχνικά πλεονεκτήματα που ενισχύουν τις διαγνωστικές της δυνατότητες.

Καταρχάς, η χρήση δύο διαφορετικών ενεργειακών φασμάτων επιτρέπει την εξαγωγή πληροφοριών σχετικά με την αλληλεπίδραση των υλικών με τα φωτόνια X. Η δυνατότητα αυτή είναι ιδιαίτερα ωφέλιμη στην ογκολογική και αγγειακή απεικόνιση,

καθώς επιτυγχάνεται αποτελεσματικός διαχωρισμός μεταξύ μαλακών ιστών, ιωδίου και ασβεστίου.^{[24]. [25]} Παράλληλα, συμβάλλει στον χαρακτηρισμό λίθων, προσφέροντας καθοδήγηση για την κατάρτιση ενός ακριβέστερου θεραπευτικού πλάνου.^{[24]. [25]} Επιπλέον, υποστηρίζει τη διαφοροδιάγνωση σε περιπτώσεις όπου απαιτείται διάκριση καλοηθών από κακοήθεις βλάβες, όπως για παράδειγμα στη διαφορική διάγνωση αδενωμάτων και νεοπλασμάτων.^{[24]. [25]} Στο πεδίο της αγγειακής απεικόνισης, ενισχύεται η αξιολόγηση των αγγείων μέσω του διαχωρισμού της πρόσληψης ιωδίου από τους περιβάλλοντες ιστούς, καθώς και η απεικόνιση της αιμάτωσης, γεγονός ιδιαίτερα χρήσιμο σε περιπτώσεις που πρέπει να εκτιμηθεί η βιωσιμότητα ιστών μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο ή έμφραγμα του μυοκαρδίου. ^{[24]. [25]}

Στο μυοσκελετικό σύστημα, η τεχνολογία αυτή παρέχει τη δυνατότητα αφαίρεσης των μαλακών ιστών από τις εικόνες, επιτρέποντας την καλύτερη ανάδειξη των οστικών δομών. Παράλληλα, διευκολύνει την αξιολόγηση της οστικής πυκνότητας για τη διάγνωση οστεοπόρωσης και έχει τη δυνατότητα να αναδείξει οίδημα μετά από τραυματισμό, μειώνοντας την ανάγκη για περαιτέρω απεικονιστικό έλεγχο της περιοχής, όπως η μαγνητική τομογραφία. ^{[24]. [25]}

Επιπλέον, η διπλή ενέργεια επιτρέπει τη δημιουργία εικονικών μονοενεργειακών μελετών σε μεταγενέστερο στάδιο, σε οποιοδήποτε επιθυμητό ενεργειακό επίπεδο.^{[24]. [25]} Τα υψηλότερα ενεργειακά επίπεδα μειώνουν τα τεχνικά παράσιτα (artifacts), ενώ τα χαμηλότερα ενισχύουν την αντίθεση του ιωδίου, ιδίως στις αγγειακές απεικονίσεις. Η δυνατότητα αυτή είναι χρήσιμη στον διαχωρισμό όγκων από περιοχές νέκρωσης ή στην αναγνώριση ισχαιμικών αλλοιώσεων.^{[24]. [25]}

Αντίστοιχα, καθίσταται εφικτή η εικονική ανασύνθεση εικόνων χωρίς σκιαγραφικό μέσο, καθιστώντας περιττή τη λήψη αρχικής εικόνας χωρίς αυτό. Ως αποτέλεσμα, μειώνεται τόσο η δόση ακτινοβολίας για τον εξεταζόμενο όσο και η νεφρική επιβάρυνση από τη χρήση σκιαγραφικού, δεδομένης της νεφροτοξικότητάς του. ^{[24]. [25]}

Τέλος, ένα ιδιαίτερα σημαντικό πλεονέκτημα της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας είναι η μείωση των μεταλλικών artifacts.^{[24]. [25]} Τα artifacts αυτά οφείλονται στο φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης και δυσχεραίνουν την αξιολόγηση των παρακείμενων ανατομικών δομών. Τέτοιες περιπτώσεις παρατηρούνται συχνά μετά από ορθοπεδικές επεμβάσεις ή οδοντιατρικές εργασίες.^{[24]. [25]} Μέσω της επιλογής εικόνων υψηλής ενέργειας κατά την επεξεργασία, περιορίζονται οι παραμορφώσεις αυτές, επιτρέποντας την ακριβέστερη απεικόνιση των χειρουργημένων περιοχών, καθώς και των γειτονικών συνδέσμων και μαλακών ιστών. ^{[24]. [25]}

1.3 Photon Counting CT (PCCT)

1.3.1 Βασικές αρχές λειτουργίας Photon Counting CT

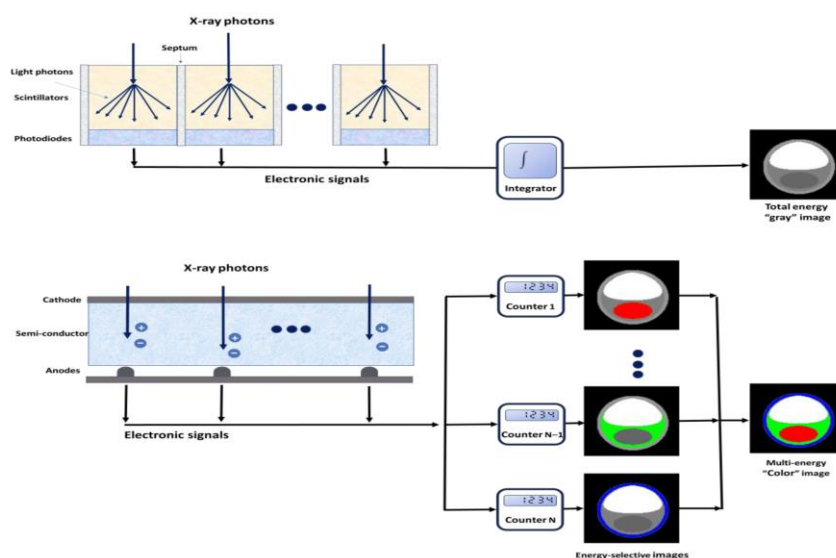
Όπως η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας που αναλύθηκε παραπάνω, έτσι και η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων (PCCT), είναι μία φασματική τεχνική.^{[27], [28], [29]} Με άλλα λόγια, επιτρέπει την απόκτηση και την ανάλυση δεδομένων που αφορούν τη διαφοροποίηση των υλικών σε πολλαπλά ενεργειακά επίπεδα, εκμεταλλευόμενη τα ενεργειακά χαρακτηριστικά απορρόφησης, τα οποία είναι μοναδικά για κάθε υλικό. Έτσι, η διαγνωστική πληροφορία αυξάνεται και η τεχνική αυτή υπερβαίνει τη συμβατική αξονική τομογραφία, όπου τα δεδομένα εξάγονται σε ένα μόνο ενεργειακό επίπεδο κατά τη σάρωση και αξιοποιούνται για μια ποιοτική μορφολογική ή ανατομική εκτίμηση.^{[27], [28], [29]} Εν αντιθέσει, μέσω της υλικής αποσύνθεσης, δηλαδή της εξαγωγής φασματικά ενεργειακά εξαρτώμενης πληροφορίας, παρέχεται βελτιστοποίηση στην ποιότητα της εικόνας για ακριβέστερο διαγνωστικό αποτέλεσμα, βελτίωση στο χαρακτηρισμό των ιστών, μείωση των παραγόμενων artifacts και νέες προοπτικές για εξατομικευμένα θεραπευτικά πλάνα.^{[27], [28], [29]}

Η βασική διαφορά της DECT και της PCCT έγκειται στους ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στην εκάστοτε τεχνική.^{[27], [28], [29]} Οι ανιχνευτές ολοκλήρωσης ενέργειας ή EID's (Energy Integrating Detectors) βρίσκουν εφαρμογή στη DECT. Σκοπός τους είναι η ολοκλήρωση της ενέργειας των εισερχόμενων ακτίνων X. Για την ολοκλήρωση αυτή είναι απαραίτητη η ενσωμάτωση και επιπλέον εξαρτημάτων, ή η χρήση περαιτέρω τεχνικών, προκειμένου να επιτευχθεί ο φασματικός διαχωρισμός.^{[27], [28], [29]} Στην PCCT, αντίθετα, χρησιμοποιούνται οι ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων ή PCD's (Photon Counting Detectors). Η τεχνολογία που εφαρμόζεται σε αυτούς είναι μοναδική, καθώς προσμετρώνται τα μεμονωμένα φωτόνια που προσπίπτουν σε αυτούς, ξεπερνώντας με αυτό τον τρόπο τις δυνατότητες των έως τώρα παραδοσιακών EID's.^{[27], [28], [29]}

Ας αναλύσουμε με μεγαλύτερη λεπτομέρεια τον τρόπο λειτουργίας ενός ανιχνευτή καταμέτρησης φωτονίων. Η κατασκευή τους πραγματοποιείται από ημιαγώγιμα υλικά. Τέτοια υλικά είναι το τελλουριούχο κάδμιο, τελλουριούχο κάδμιο-ψευδάργυρος ή και πυρίτιο. Διαθέτουν τη μοναδική ικανότητα άμεσης μετατροπής των προσπιπτόμενων φωτονίων σε ηλεκτρικά φορτία. Στη συγκεκριμένη λυχνία η κάθοδος βρίσκεται τοποθετημένη στην πάνω πλευρά, ενώ η άνοδος στην κάτω.^{[27], [28], [29]} Πιο συγκεκριμένα, πρόκειται για ανόδους υπό τη διάταξη εικονοστοιχείων. Μεταξύ της καθόδου και των ανόδων εφαρμόζεται μία εξωτερική τάση της τάξης των 800 με 100 V (Volt), γεγονός που έχει σαν αποτέλεσμα την ύπαρξη ενός ισχυρού ηλεκτρικού πεδίου εντός του ανιχνευτή. Κατά την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου ακτίνων X με το υλικό του ανιχνευτή, δημιουργείται ένα νέφος φορτίου αποτελούμενο από ζεύγη ηλεκτρονίου και οπής. Όλα αυτά τα παραγόμενα νέφη

φορτίου με τη βοήθεια επίδρασης του ηλεκτρικού πεδίου κινούνται προς την κατεύθυνση των ανόδων επάγοντας βραχείς ρευματικούς παλμούς. Προκειμένου να ενισχυθούν και να μετατραπούν οι επαγόμενοι παλμοί ρεύματος σε παλμούς τάσης, χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα διαμόρφωσης παλμών. Οι ηλεκτρικοί, λοιπόν, παλμοί που διαμορφώνονται έχουν ανάλογα ύψη με την ενέργεια των ακτίνων X που έχουν απορροφηθεί. Με τη βοήθεια ενός μηχανισμού - «μετρητή» καταμετρούνται μόνο οι παλμοί που υπερβαίνουν ένα συγκεκριμένο κατώφλι ενέργειας. Προφανώς, γίνεται χρήση πολλαπλών τέτοιων ενεργειακών κατωφλίων, ώστε να πραγματοποιείται συγκριτική ανάλυση των εισερχόμενων παλμών για να κατηγοριοποιηθούν τα φωτόνια σε ενεργειακές ομάδες. Έτσι, πραγματοποιείται η διάκριση των φωτονίων X με βάση τα ενεργειακά τους επίπεδα. [27], [28], [29] Στα σύγχρονα συστήματα τα ενεργειακά κατώφλια ή ενεργειακοί «κάδοι» μπορεί να κυμαίνονται από 2 έως 8. Ο αριθμός τους εξαρτάται από το σχεδιαστή του συστήματος, ενώ ο καταλληλότερος αριθμός διαφέρει βάσει του κάθε απεικονιστικού σεναρίου, καθώς και του κλινικού σκοπού. [27], [28], [29]

Στη συνέχεια, οι ενεργειακά ολοκληρωτικοί ανιχνευτές, αποτελούμενοι από σπινθηριστικά στοιχεία, κάνουν τη μετατροπή από ακτίνες X σε ορατό φως, το οποίο εκπέμπεται και ανιχνεύεται από συστοιχία φωτοδιόδων αγώγιμου υλικού. Από τη συστοιχία αυτή παράγεται άμεσα ανάλογο ηλεκτρικό σήμα με την εναποτιθέμενη συνολική ενέργεια. Στη συνολική ενέργεια, σημειωτέον, συμπεριλαμβάνεται και ο ηλεκτρονικός θερμικός θόρυβος. Αφού υποστεί ενίσχυση, το ηλεκτρικό σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακό, ώστε να επιτρέπει περαιτέρω επεξεργασία στην ανασύνθεση των τομογραφικών εικόνων. [27], [28], [29] Αξιοσημείωτο επιπλέον, χάρη στην ολοκλήρωση της ενέργειας από το σύνολο των εισερχόμενων φωτονίων σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, ο ανιχνευτής χάνει κάθε ενεργειακή πληροφορία που έχει να κάνει με κάθε μεμονωμένο φωτόνιο ακτίνων X. Τέλος, ανάμεσα στα σπινθηριστικά εικονοστοιχεία του ανιχνευτή ενσωματώνονται διαφράγματα, δηλαδή αδιαφανή οπτικά χωρίσματα, Σκοπός τους είναι να αποτρέψουν τη διάχυση φωτός από τα γειτονικά στοιχεία. [27], [28], [29]



Εικόνα 8. Σχηματική απεικόνιση ανιχνευτή μέτρησης φωτονίων, ο οποίος μετατρέπει άμεσα τις ακτίνες X σε ηλεκτρικό σήμα (πάνω), και ενός συμβατικού ανιχνευτή ολοκλήρωσης ενέργειας (κάτω) από MDPI

1.3.2 Τεχνικά χαρακτηριστικά PCCT

Η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων παρουσιάζει σημαντικά τεχνικά χαρακτηριστικά, κυρίως χάρη στους εξειδικευμένους ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στο σύστημά της. Οι ανιχνευτές αυτοί διαθέτουν ενεργειακό κατώφλι, δηλαδή το κατώτατο επίπεδο ενέργειας που απαιτείται για την καταγραφή ενός φωτονίου X. Το ενεργειακό αυτό όριο κυμαίνεται μεταξύ 20 και 25 keV (kiloelectron Volt), υπερβαίνοντας τον ηλεκτρονικό θόρυβο του συστήματος και εξασφαλίζοντας έτσι την ελαχιστοποίηση της επίδρασής του. Ως αποτέλεσμα, βελτιώνεται η ποιότητα της παραγόμενης εικόνας. Μια εξέταση με Photon-Counting CT συνήθως πραγματοποιείται σε σταθερό kVp, το οποίο κυμαίνεται μεταξύ 100 και 120 kVp, ανάλογα με τον τύπο της εξέτασης και τον κατασκευαστή του συστήματος. [27], [28], [29], [30]

Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά των ανιχνευτών καταμέτρησης φωτονίων είναι η ομοιόμορφη καταγραφή των φωτονίων που υπερβαίνουν το ενεργειακό κατώφλι, γεγονός που εξασφαλίζει συνεπή συμμετοχή όλων των καταγεγραμμένων φωτονίων στο τελικό σήμα. Η συνέπεια αυτή συντελεί στη βελτίωση του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο (CNR – Contrast to Noise Ratio) και της συνολικής αντίθεσης, καθώς οι πληροφορίες που αφορούν τη διαφοροποίηση υλικών επικεντρώνονται στην κατώτερη περιοχή του ενεργειακού φάσματος. Το γεγονός αυτό είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για τη διακριτική απεικόνιση υλικών με χαμηλή απορρόφηση, όπως το ιώδιο. [27], [28], [29], [30] Παράλληλα, η ομοιόμορφη στάθμιση των φωτονίων εξομαλύνει τις μετρήσεις απορρόφησης και περιορίζει τα τεχνικά παράσιτα (artifacts) που προκαλούνται από την απορρόφηση φωτονίων χαμηλής ενέργειας. Η καθαρότερη εικόνα που επιτυγχάνεται μέσω της τεχνολογίας αυτής ευνοεί την εφαρμογή πρωτοκόλλων χαμηλής ενέργειας, μειώνοντας την ακτινική δόση στον εξεταζόμενο. [27], [28], [29], [30]

Η τεχνική της PCCT προσφέρει επίσης αυξημένη χωρική ανάλυση. Στους ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων απουσιάζουν τα μη ενεργά τμήματα, γνωστά ως «νεκρές ζώνες», γεγονός που επιτρέπει τη χρήση μικρότερων pixels χωρίς απώλεια γεωμετρικής ακρίβειας. Έτσι, επιτυγχάνεται υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, με μέγεθος pixel στον ισοκεντρικό άξονα να κυμαίνεται μεταξύ 0.15 και 0.225 mm. [27], [28], [29], [30]

Ένα ακόμα ιδιαίτερα σημαντικό χαρακτηριστικό της PCCT είναι η δυνατότητα πολυενεργειακής απεικόνισης. Η φασματική ανάλυση στηρίζεται στη διάσπαση των υλικών με βάση τη μοναδική απορρόφηση των ακτίνων X σε διαφορετικά ενεργειακά επίπεδα. Οι ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων επιτρέπουν την αναγνώριση τριών ή και περισσότερων υλικών χωρίς φασματική αλληλοεπικάλυψη. [27], [28], [29], [30] Η πολυενεργειακή αυτή προσέγγιση επιτρέπει τη δημιουργία εξειδικευμένων εικόνων υλικών, διευκολύνοντας την προβολή ή αφαίρεση επιλεγμένων στοιχείων, όπως το

ασβέστιο, το λίπος και το ιώδιο. Ο αριθμός των φασματικών δεδομένων που συλλέγεται καθορίζει και τον αριθμό των υλικών που μπορούν να διακριθούν, σύμφωνα με την αρχή ότι N ενεργειακά κανάλια αποδίδουν δυνατότητα διάκρισης N υλικών. [27], [28], [29], [30]

Ορισμένες τεχνικές εφαρμογές της PCCT περιλαμβάνουν:

- **VNC (Virtual Non-Contrast) – Εικονικές μη ενισχυμένες εικόνες:** Επιτρέπουν την αφαίρεση του ιωδιούχου σκιαγραφικού από τις εικόνες μετά την έγχυσή του, παρέχοντας απεικονίσεις που προσομοιώνουν τις πραγματικές μη ενισχυμένες λήψεις. Έτσι, αποφεύγονται επιπλέον σαρώσεις και μειώνεται η ακτινική επιβάρυνση. [27], [28], [29], [30]
- **Χαρτογράφηση του ιωδίου:** Μέσω χρωματικών διαβαθμίσεων σε εικόνες γκρίζας κλίμακας, καθίσταται δυνατή η απεικόνιση της κατανομής και συγκέντρωσης του ιωδίου στους ιστούς. [27], [28], [29], [30]
- **Παράλληλη απεικόνιση πολλαπλών σκιαγραφικών μέσων:** Επιτρέπει την ταυτόχρονη παρακολούθηση διαφορετικών σκιαγραφικών ουσιών εντός του οργανισμού. [27], [28], [29], [30]
- **Μοριακή απεικόνιση:** Παρέχει πληροφορίες σε πραγματικό χρόνο σε μοριακό και κυτταρικό επίπεδο, ενισχύοντας την κατανόηση της παθοφυσιολογίας των εξεταζόμενων δομών. [27], [28], [29], [30]
- **VMI's (Virtual Monoenergetic Images) – Εικονικές μονοχρωματικές εικόνες:** Προσομοιώνουν σαρώσεις με μονή ενέργεια, επιτρέποντας τη βελτιστοποίηση της απεικόνισης ανάλογα με τις διαγνωστικές ανάγκες. [27], [28], [29], [30]
- **K-Edge απεικόνιση:** Η ρύθμιση του ανιχνευτή ώστε να αποκρίνεται σε συγκεκριμένα ενεργειακά όρια (k-edge) καθιστά δυνατή την απεικόνιση με εναλλακτικά σκιαγραφικά μέσα, όπως τα νανοσωματιδιακά, τα οποία στοχεύουν συγκεκριμένα ένζυμα ή κυτταρικούς πληθυσμούς. [27], [28], [29], [30]

Κεφάλαιο 2: Κλινικές Εφαρμογές

Η συνεχής πρόοδος στην τεχνολογία της υπολογιστικής τομογραφίας έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη προηγμένων μεθόδων που επιτρέπουν την πιο στοχευμένη, ποσοτική και ποιοτική απεικόνιση των ιστών. Μεταξύ αυτών, η Αξονική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας (Dual-Energy CT) και η υπολογιστική τομογραφία με ανίχνευση φωτονίων (Photon Counting CT) αναδεικνύονται ως δύο ιδιαίτερα καινοτόμες προσεγγίσεις με διακριτά τεχνολογικά χαρακτηριστικά και ευρύ φάσμα κλινικών εφαρμογών. Το παρόν κεφάλαιο εστιάζει στη συγκριτική παρουσίαση των βασικών χρήσεων κάθε τεχνολογίας στην κλινική πράξη, με στόχο την αποσαφήνιση των πλεονεκτημάτων τους σε συγκεκριμένα διαγνωστικά πεδία και την ανάδειξη των περιοχών όπου ενδέχεται να προσφέρουν βελτιωμένη διαγνωστική ακρίβεια ή χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας.

2.1 Εφαρμογές Αξονικής Τομογραφίας (CT) και Αξονικής Τομογραφίας Διπλής Ενέργειας (DECT)

Εφαρμογές CT

Η συμβατική αξονική τομογραφία έχει διανύσει μία μεγάλη απόσταση από τον περασμένο αιώνα μέχρι και σήμερα, ώστε να καταλήξει να είναι μία από τις πιο διαδεδομένες μεθόδους απεικόνισης παγκοσμίως. Η εύκολη διαθεσιμότητα της, η ταχύτητα και η μεγάλη ακρίβεια που προσφέρει την έχουν καταστήσει αναντικατάστατο απεικονιστικό εργαλείο. Με τη βοήθεια της αξονικής τομογραφίας επιλύονται πολλαπλά διαγνωστικά ερωτήματα, ενώ ταυτόχρονα συμβάλλει και στον ορθό σχεδιασμό της θεραπείας ενός ασθενούς. Παρακάτω παρατίθενται ορισμένες από τις πιο κοινές και ευρέως διαδεδομένες εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας.

Νευροαπεικόνιση:

Στο κομμάτι της νευροαπεικόνισης η διενέργεια μιας αξονικής τομογραφίας δύναται να αναδείξει πιθανά τραύματα του εγκεφάλου και του κρανίου, καθώς και ενδοκρανιακές αιμορραγίες, ευρήματα που χρήζουν άμεσης αντιμετώπισης. Ακόμα, η αξονική αγγειογραφία αξιολογώντας τις αγγειακές δομές του εγκεφάλου δίνει πληροφορίες σχετικά με την ανίχνευση ανευρυσμάτων, ισχαιμικών επεισοδίων και αρτηριοφλεβικών δυσπλασιών.^[45]

Αναπνευστικό και καρδιαγγειακό σύστημα:

Ίσως η συχνότερη αξονική τομογραφία που χρησιμοποιείται ανά τον κόσμο είναι αυτή που πραγματοποιείται στο θώρακα, αφού προσφέρει την καλύτερη και λεπτομερέστερη προσέγγιση για τη διάγνωση και παρακολούθηση καρκινικών

όγκων, πνευμονικών οζιδίων και εμβολισμών. Στην τελευταία περίπτωση, η αγγειογραφία αξιολογεί σημαντικά τη ροή του αίματος στα πνευμονικά αγγεία, όταν τίθεται η υποψία πνευμονικής εμβολής. ^[45]

Κοιλία:

Στην ίδια κατηγορία της ευρέως χρησιμοποιούμενης εξέτασης είναι και η αξονική τομογραφία κοιλίας. Πιο συγκεκριμένα, πραγματοποιείται με σκοπό την ανάδειξη και σταδιοποίηση κρίσιμων καρκινικών όγκων, όπως αυτός του παγκρέατος, του ήπατος και του εντέρου. Παράλληλα, η συμβολή της εκτείνεται και στην ανάδειξη δυνητικών φλεγμονών της κοιλίας και της πυέλου, καθώς και στη διάγνωση τραύματος. ^[45]

Μυοσκελετικό σύστημα:

Σε αντίθεση με άλλες απεικονιστικές μεθόδους, η αξονική τομογραφία παρέχει τις πιο αξιόπιστες πληροφορίες αναφορικά με τις οστικές δομές. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στη διάγνωση καταγμάτων και στην καλύτερη αξιολόγηση οστικών παραμορφώσεων και οστικής πυκνότητας, στην περίπτωση ύπαρξης νόσου όπως αυτή της οστεοπόρωσης. Η λεπτομερής αξιολόγηση των αρθρώσεων συμβάλλει στη σωστή αντιμετώπιση τραυματισμών συνδέσμων και στην ανακούφιση από ποικίλους τύπους αρθρίτιδας. ^[45]

Επεμβατική ακτινολογία:

Σε ένα διαφορετικό πλαίσιο, ξεχωριστό από την κλασική απεικόνιση, η αξονική τομογραφία συμβάλλει καταλυτικά στην επεμβατική ακτινολογία. Οι επεμβατικές πράξεις, όπως οι βιοψίες και οι καυτηριασμοί, καθοδηγούνται με μεγάλη ακρίβεια προς αποφυγή επιπλοκών από την αξονική τομογραφία, με αποτέλεσμα την επίτευξη του βέλτιστου αποτελέσματος για τον ασθενή. Κατά πλειοψηφία, η καθοδήγηση αυτή αφορά κυρίως περιστατικά με καρδιολογική βάση. ^[45]

Εφαρμογές DECT:

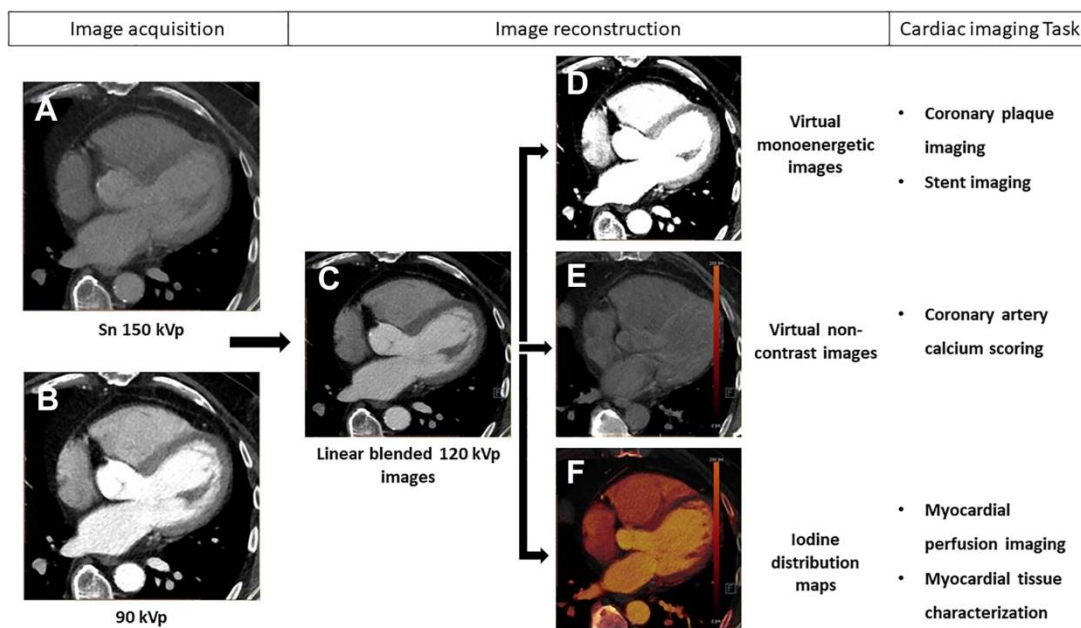
Για πολλά έτη η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας παρέμενε ανεκμετάλλευτη. Οι λόγοι για αυτό υπήρξαν ποικίλοι ανά τα χρόνια, όπως η ελλιπής εκπαίδευση των επαγγελματιών υγείας και οι τεχνολογικοί ή οικονομικοί περιορισμοί. Παρόλα αυτά, την τελευταία δεκαετία έρχονται στην επιφάνεια όλο και περισσότερες εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας, οι οποίες προσφέρουν σημαντική διευκόλυνση στην έγκυρη διάγνωση και στο σχεδιασμό ακριβέστερου πλάνου θεραπείας για τον ασθενή. ^[24] Παρακάτω αναλύονται ορισμένες από τις σημαντικότερες εφαρμογές.

Μία από τις πιο διαδεδομένες και χρήσιμες εφαρμογές είναι η ιδεατή απεικόνιση χωρίς σκιαγραφικό. ^[24] Πρόκειται για μία τεχνική επεξεργασίας, όπου από τις εικόνες μετά την έγχυση σκιαγραφικού μέσου δημιουργούνται οι αντίστοιχες

εικόνες πριν από αυτή, αφαιρώντας το ιώδιο. Σκοπός είναι η εξοικονόμηση χρόνου στην κλινική πράξη, καθώς και η σημαντική μείωση της ακτινικής δόσης στον εξεταζόμενο. Είναι μία μοναδική εφαρμογή για την αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας, με σκοπό την αντικατάσταση της διενέργειας εξετάσεων πολλαπλών φάσεων. ^[24]

Αγγειακό σύστημα:

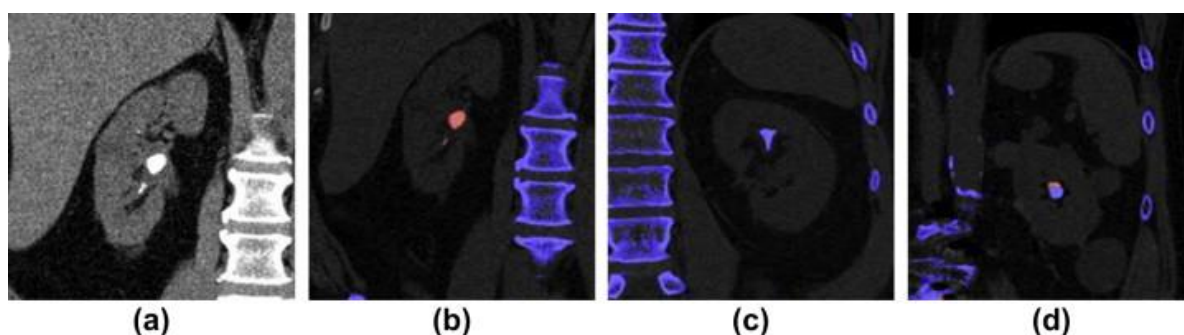
Ένα από τα πιο συχνά συστήματα που επιθυμούμε να μελετήσουμε με μία αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας με έγχυση σκιαγραφικού είναι το αγγειακό. Σύμφωνα με έρευνα του I. Vlachos et al., έχουν αναπτυχθεί ποικίλες κλινικές εφαρμογές λόγω της ικανότητας ανασύνθεσης των εικόνων σε πολλαπλά ενεργειακά επίπεδα, καθώς και της δυνατότητας αποσύνθεσης των υλικών. ^{[46],[47]} Οι CT με χαμηλό kVp φαίνεται να έχουν υψηλότερη αντίθεση σε σύγκριση με αυτές που πραγματοποιούνται αντίστοιχα με υψηλό kVp, γεγονός που οφείλεται κυρίως στην κορυφή K του ιωδίου. Για παράδειγμα, στα μεγάλα αγγεία με σκιαγραφική ενίσχυση, οι τιμές εξασθένησης είναι περίπου 70% υψηλότερες στα 80 kVp από ότι στα 140kVp. Σε περιπτώσεις μη σωστής έγχυσης ή συγχρονισμού του σκιαγραφικού μέσου, οι χαμηλότερες ενέργειες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη βελτίωση της αντίθεσης και της διακριτικής ικανότητας σε μελέτες όπως οι αορτογραφίες. Παραδείγματος χάριν, μία αορτογραφία διπλής ενέργειας συμβάλλει στην παρακολούθηση επιδιόρθωσης ενός ενδαγγειακού ανευρύσματος και πιθανής ενδοδιαρροής σε αυτό με λιγότερες σαρώσεις. Η σάρωση με χαμηλά kVp μπορεί να ανιχνεύσει τέτοιες μικρές βλάβες, ενώ ταυτόχρονα μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η τεχνική αφαίρεσης του ιωδίου, μειώνοντας έτσι σημαντικά τη δόση σε ασθενείς, όπου απαιτείται χρόνια συχνή παρακολούθηση. ^{[46],[47]} Ακόμα, η τμηματική αιμάτωση της πνευμονικής αρτηρίας και η ανίχνευση πνευμονικής εμβολής πραγματοποιείται με χαμηλή ενέργεια των 80 kVp. Σε περίπτωση υποενίσχυσης του σκιαγραφικού στην πνευμονική αρτηρία, η λύση δίνεται μέσω εικονικής μονοχρωματικής ανακατασκευής σε χαμηλές ενέργειες για αύξηση της ενίσχυσης των αγγείων, με κόστος ωστόσο την αύξηση του θορύβου στην εικόνα. ^{[46],[47]} Ταυτόχρονα, είναι δυνατή η χρήση χαρτών αιμάτωσης για την ανίχνευση περιοχών των πνευμόνων που πιθανόν να έχουν επηρεαστεί από την εμβολή. Παρόλα αυτά, δεν πρέπει να ξεχνάμε τα πιθανά artifacts αιμάτωσης στην εικόνα προερχόμενα από ατελεκτασίες ή καρδιακή κίνηση. Επιπλέον, είναι δυνατή η ανίχνευση με τον ίδιο τρόπο μυοκαρδιακής ισχαιμίας, ενώ, τέλος, πολύ σημαντική είναι η εφαρμογή της αυτόματης αφαίρεσης των οστών από τις αγγειογραφίες, μειώνοντας σε μεγάλο βαθμό το χρόνο επεξεργασίας. ^{[46],[47]}



Εικόνα 9. Ενδεικτική εικόνα εφαρμογής DECT στην αιμάτωση της καρδιάς, όπου (Α) εικόνα στα 150kVp, (Β) εικόνα στα 90 kVp, (C) εικόνα ανασύνθεσης στα 120kVp, (D) VMI εικόνα, (Ε) εικόνα αφαίρεσης του ιωδίου, (F) χάρτης κατανομής ιωδίου από Radiologic Clinics

Ουροποιητικό σύστημα:

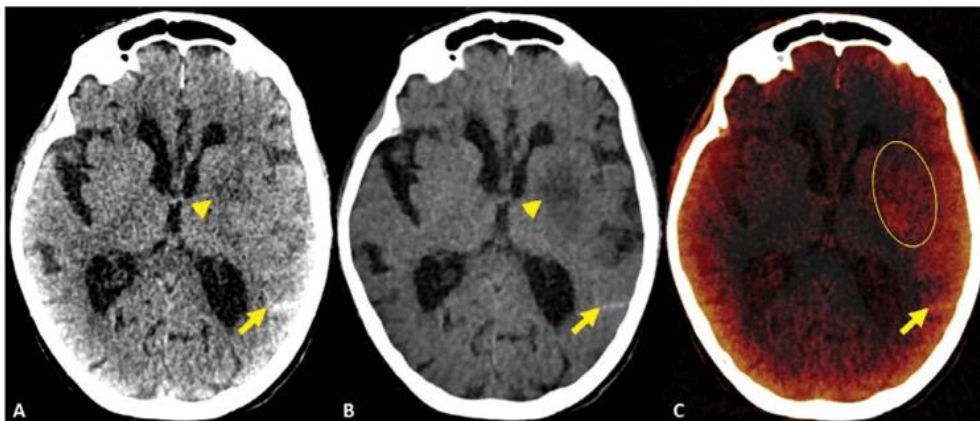
Όσον αφορά το ουροποιητικό σύστημα και την αξιολόγηση αυτού, βάσει έρευνας των M.Cellina et al., η CT διπλής ενέργειας μειώνει σημαντικά τα artifacts και συμβάλλει στην ταυτοποίηση των υλικών. Οι νεφρικοί λίθοι έχουν διαφορετικές συστάσεις, όπως φωσφορικό ή οξαλικό ασβέστιο, ουρικό οξύ και κυστίνη. Συνεπώς, η κλινική αντιμετώπιση αυτών εξαρτάται από τη σύστασή τους. Στο σημείο αυτό έρχονται να δώσουν λύσεις οι τεχνικές μετεπεξεργασίας της CT διπλής ενέργειας για τον καθορισμό της ακριβούς σύστασης των λίθων.^{[48],[49]} Ακόμα, προκειμένου να εξαλειφθεί το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης, καθώς και το φαινόμενο μερικού όγκου, μπορούν να παραχθούν εικονικές μονοχρωματικές εικόνες από λήψεις ενεργειών 80 και 90 kVp. Πρόκειται για ένα εργαλείο αναδρομικής χρήσης που συμβάλλει στην αξιολόγηση ψευδοενίσχυσης σε νεφρικές κύστες ή μάζες.^{[48], [49]}



Εικόνα 10. (a) Λίθος ουρικού οξέος δεξιού νεφρού σε στεφανιαία εικονική εικόνα μονοενεργειακής CT που δημιουργήθηκε από γραμμικά συνδυασμένα δεδομένα χαμηλής και υψηλής ενέργειας εμφανίζεται ως (b) κόκκινο στην αντίστοιχη στεφανιαία υλικοειδική χρωματική εικόνα DECT (c) Μη ουρικού οξέος λίθος αριστερού νεφρού εμφανίζεται ως μπλε στη στεφανιαία υλικοειδική χρωματική εικόνα DECT. (d)

Νευροαπεικόνιση:

Η έρευνα των B. Gibney et al. αποδεικνύει ότι στον τομέα της νευροαπεικόνισης, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας παρέχει λύσεις τόσο όσον αφορά τη σύσταση των υλικών όσο και την ιδεατή απεικόνιση χωρίς σκιαγραφικό. Πολλές φορές, όταν η σκιαγραφική ενίσχυση στο εγκεφαλικό παρέγχυμα έχει παρόμοια πυκνότητα αντίθεσης με αυτή του αίματος, καθίσταται δύσκολη η διαφοροποίησή τους. Στη συγκεκριμένη περίπτωση χρησιμοποιείται η ιδεατή απεικόνιση χωρίς σκιαγραφικό. Προσφέρει ακρίβεια, κυρίως μετά από επεμβατικές διαδικασίες, στη διαφοροποίηση μεταξύ ενδοκρανιακής αιμορραγίας και σκιαγραφικής ενίσχυσης.^{[19], [50], [51]} Παρόμοια διαφοροποίηση προσφέρεται και για τα υποσκληρίδια υγράματα και αιματώματα. Ακόμα, μέσω του ποσοτικού προσδιορισμού του ιωδίου, είναι δυνατό να μετρηθεί το αντίστοιχο ποσοστό διαρροής σε έναν αιμορραγικό μώλωπα μετά από έγχυση σκιαγραφικού μέσου.^{[19], [50], [51]} Ταυτόχρονα, μπορούν να ανακατασκευαστούν μονοενεργειακά εικόνες, ανάλογα τα επίπεδα ενέργειας που ταιριάζουν σε κάθε περιοχή ενδιαφέροντος. Για παράδειγμα, τα 75 kVp είναι ιδανικά για την απεικόνιση του οπισθίου βόθρου του κρανίου μειώνοντας τα artifacts που προκύπτουν από το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης.^{[19], [50], [51]}

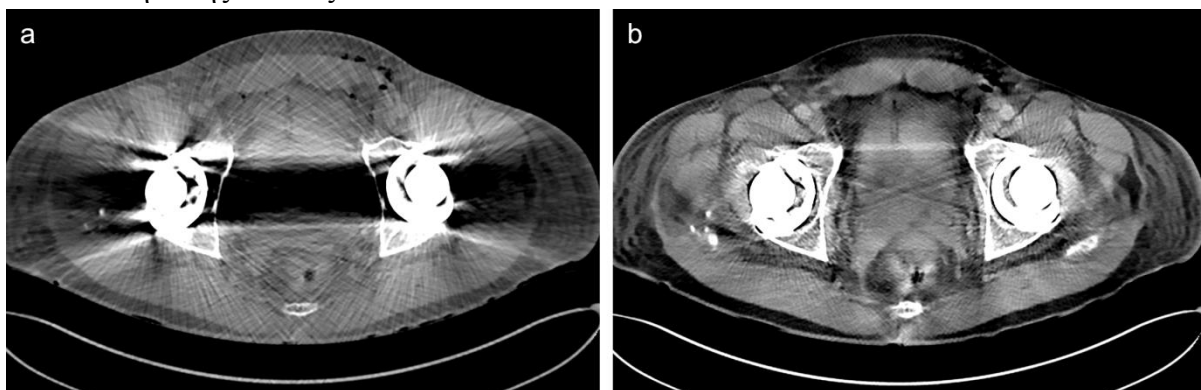


Εικόνα 11. Μη ενισχυμένη υπολογιστική τομογραφία κεφαλής διπλής ενέργειας (DECT) μετά από ενδοαρτηριακή θεραπεία για εγκεφαλικό επεισόδιο της αριστερής μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας. (Α) εικόνα μονοενεργειακής απεικόνισης (Β) αντίστοιχη εικονική μη ενισχυμένη εικόνα (C) εικόνα επικάλυψης ιωδίου

Μυοσκελετικό σύστημα:

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας συμβάλλει και στη μελέτη του μυοσκελετικού συστήματος, όπως περιγράφεται από την ερευνητική μελέτη των P. Rajiah et al. Πιθανά οίδημα στο μυελό των οστών μπορούν να αναδειχθούν με μία μέθοδο παρόμοια με αυτή της ιδεατής απεικόνισης χωρίς σκιαγραφικό. Αντίστοιχα, σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιείται μία τεχνική που αφορά την αποσύνθεση τριών διαφορετικών υλικών για τη δημιουργία εικονικών εικόνων χωρίς ασβέστιο. Με τον τρόπο αυτό πραγματοποιείται η αφαίρεση του δοκιδωτού οστού και αναδεικνύεται με μεγαλύτερη ακρίβεια το πιθανό οίδημα στο μυελό των οστών.^{[52], [53], [54]} Ταυτόχρονα, αυτή η τεχνική προσφέρει πληροφορίες για περιοχές του μυελού των οστών με αυξημένη απορρόφηση,

ώστε να εκτιμηθούν καλύτερα αφανή κατάγματα με έλλειψη ή περιορισμό του φλοιώδους οστού. Σημαντική είναι και η απλοποίηση που έχει προσφέρει η CT διπλής ενέργειας στη διάγνωση της ουρικής αρθρίτιδας, η οποία μέχρι πρότινος πραγματοποιούνταν μέσω απλής ακτινογραφίας και παρακέντησης των αρθρώσεων. Πλέον, μέσω της DECT, που είναι μη επεμβατική, και μέσω των διαφορετικών τιμών απορρόφησης των υλικών ανιχνεύονται και ποσοτικοποιούνται οι εναποθέσεις του ουρικού οξέος. Παράλληλα, η εν λόγω τεχνική χρησιμοποιείται και ως τεχνική μετεπεξεργασίας για το διαχωρισμό μεταξύ ουρικής αρθρίτιδας και πιθανής λοίμωξης ή μάζας σε μία περιοχή ενδιαφέροντος.^{[52],[53],[54]} Τέλος, με τη βοήθεια διπλής ενεργειακής ακτινοβολίας συγκροτούνται εικονικά δεδομένα υψηλότερου ενεργειακού φάσματος που μειώνουν σημαντικά τα artifacts από μεταλλικά στοιχεία που υποβαθμίζουν την ποιότητα της εικόνας.^{[52],[53],[54]}



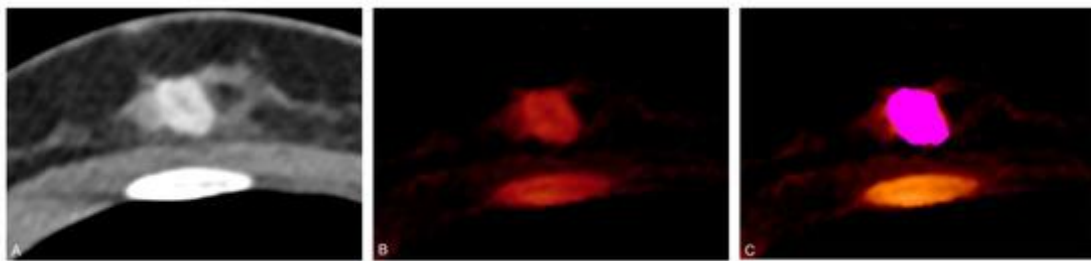
Εικόνα 12. (a) Εκτεταμένα μεταλλικά τεχνουργήματα λόγω εμφυτευμάτων ισχίου (δεξιά και αριστερά) και (b) μείωση μεταλλικών τεχνουργημάτων με τη χρήση DECT από EPOS& Trade

Κοιλία:

Σύμφωνα με τους T. Heye et al., σημαντική είναι η συμβολή της αξονικής τομογραφίας διπλής ενέργειας στην απεικόνιση της κοιλιακής χώρας. Πιο συγκεκριμένα, η απεικόνιση με τη βοήθεια διαφορετικών ενεργειακών φασμάτων συμβάλλει στην καλύτερη ανάδειξη των παγκρεατικών παθήσεων και στην ανίχνευση οξείας ισχαιμίας του εντέρου.^{[55],[56],[57]} Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, είναι μοναδική η συμβολή της DECT στην αναγνώριση και τον καθορισμό τόσο των χολόλιθων όσο και των λίθων του ουροποιητικού συστήματος. Επί προσθέτως, μέσω της DECT δίνεται η δυνατότητα αύξησης της διακριτικής ικανότητας της σκιαγραφικής ενίσχυσης, όταν πρόκειται για φλεγμονώδεις νόσους, όπως παραδείγματος χάριν η σκωληκοειδίτιδα.^{[55],[56],[57]} Τέλος, εκτός από το χαρακτηρισμό λίθων, είναι δυνατός και ο χαρακτηρισμός είτε όγκων είτε αλλοιώσεων στους νεφρούς, στο ήπαρ και στο πνευμονικό παρέγχυμα. Στην τελευταία περίπτωση μπορεί να πραγματοποιηθεί και αξιολόγηση κάποιου μονήρους πνευμονικού όζου για το χαρακτηρισμό πιθανής κατάστασης κακοήθειας.^{[55],[56],[57]}

Γυναικείος μαστός:

Ως τελευταία και ενδιαφέρουσα εφαρμογή της DECT θα γίνει αναφορά στο γυναικείο μαστό. Αρχικά, είναι δυνατή η απεικόνιση τόσο ρηγμάτων όσο και διαρροών σιλίκων από τα ενθέματα των μαστών. Από τα ερευνητικά δεδομένα των H. Xia et al. το πιο σημαντικό, ωστόσο, είναι η ευαισθησία στην ανάδειξη όγκων, συγκριτικά με μία απλή αξονική τομογραφία μονής ενέργειας. Την ίδια στιγμή, δύναται να πραγματοποιηθεί προγνωστικός έλεγχος βιοδεικτών όσον αφορά τους όγκους του μαστού που είναι ορμονοεξαρτώμενοι. Για παράδειγμα, μπορεί να οριστεί εάν πρόκειται για υποδοχείς καρκινικών κυττάρων που βασίζονται είτε σε οιστρογόνα είτε σε προγεστερόνη είτε σε αμφότερα. Το γεγονός αυτό μπορεί να παίζει καθοριστικό ρόλο στο σχεδιασμό του θεραπευτικού πλάνου της εκάστοτε ασθενούς. [58], [59], [60]



Εικόνα 13. Αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (DECT) με ενδοφλέβια ενίσχυση σε 47χρονη γυναίκα με καρκίνωμα διηθητικού πόρου βαθμού 1, τύπου luminal A, στον δεξιό μαστό. Η γραμμικά συνδυασμένη σειρά (A) αναδεικνύει μια μάζα με ενίσχυση αντίθεσης. Οι καθαρές ιωδιούχες απεικονίσεις (B), που ανασυντάχθηκαν από τα δεδομένα DECT, εμφανίζουν την περιεκτικότητα σε ιώδιο εντός της βλάβης. Ένας τρισδιάστατος όγκος ενδιαφέροντος (VOI) (C) τοποθετείται ημι-αυτόματα στον ιωδιούχο χάρτη για ραδιομική ανάλυση από MDPI.

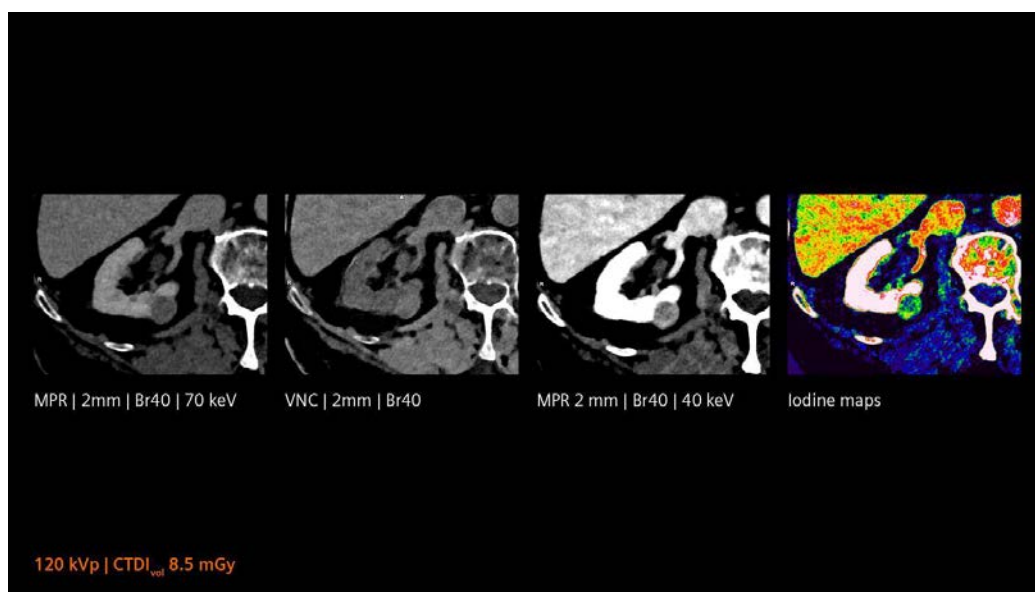
2.2 Εφαρμογές Αξονικής Τομογραφίας Καταμέτρησης Φωτονίων (PCCT)

Η Υπολογιστική Τομογραφία Καταμέτρησης Φωτονίων δεν είναι παρά μία νέα επαναστατική μέθοδος στον τομέα της Ιατρικής Απεικόνισης. Όπως αναλύθηκε σε προηγούμενη ενότητα, προσφέρει ποικίλα πλεονεκτήματα που αφορούν τη βελτιωμένη ανάλυση της εικόνας για ευκρινέστερη διάκριση των ιστών, τη μείωση της χρήσης σκιαγραφικών μέσων, καθώς και την ελαχιστοποίηση της ακτινικής επιβάρυνσης. Παρακάτω αναλύονται ορισμένες από τις κλινικές εφαρμογές της PCCT, οι οποίες συμβάλλουν τόσο στη διάγνωση όσο και στην παρακολούθηση των ασθενών.

Ογκολογία:

Σημαντικό κομμάτι της απεικόνισης αποτελούν οι ογκολογικοί ασθενείς. Με τις μεθόδους της PCCT καθίσταται δυνατή όχι μόνο η πρόωπη ανίχνευση όγκων μικρού μεγέθους, αλλά και ο χαρακτηρισμός αυτών, βάσει του φασματικού τους αποτυπώματος. Περαιτέρω, προσφέρεται και καλύτερη αντίθεση ανάμεσα στους υγιείς και παθολογικούς ιστούς με τη βοήθεια διάκρισης των περιεχόμενων στοιχείων

τους. Ακόμα, μπορεί να υπολογιστεί το ακριβές μέγεθος του όγκου, όπως και οι αλλαγές στην αιμάτωση του, έπειτα από προηγηθείσα θεραπεία, γεγονός που συμβάλλει δραστικά στην παρακολούθηση απόκρισης του θεραπευτικού αποτελέσματος. Τέλος, είναι γνωστό ότι οι εν λόγω ασθενείς υπόκεινται σε συχνούς απεικονιστικούς ελέγχους με τη χρήση σκιαγραφικών μέσων. Η PCCT μειώνει την ανάγκη χορήγησης τους, αφού διαθέτει την ικανότητα εντοπισμού της κατανομής στοιχείων, όπως είναι το ιώδιο. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνονται χαμηλές δόσεις ιωδιούχων σκιαγραφικών και συνεπώς μειωμένη νεφρική επιβάρυνση. [61], [62], [63]

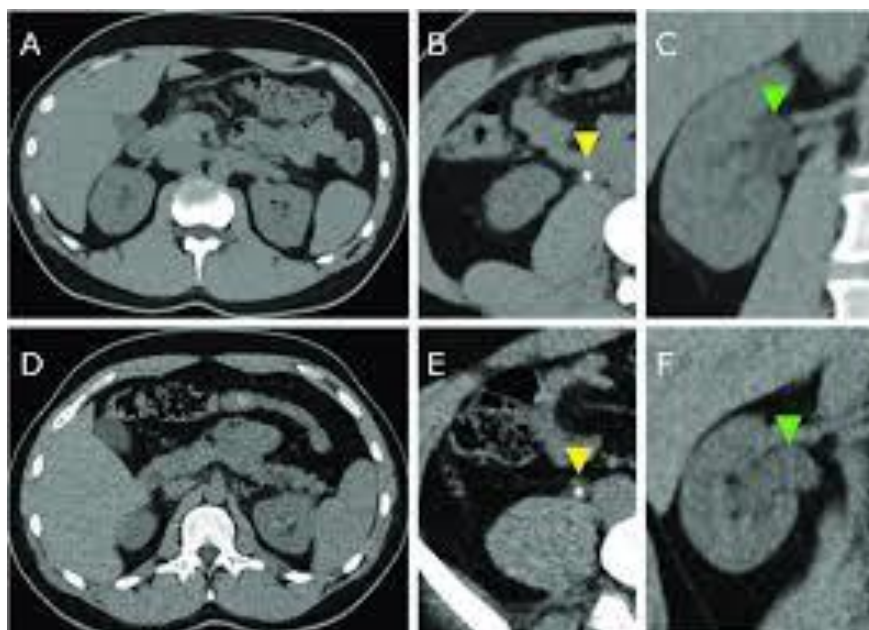


Εικόνα 14. Μόρφωμα νεφρού με διαφορετικές επεξεργασίες μετά από εξέταση PCCT από Siemens Healthineers

Ουροποιητικό σύστημα:

Το ουροποιητικό σύστημα φαίνεται να επωφελείται σημαντικά από την εφαρμογή της PCCT, αφού πλέον αποτελεί μία από τις πιο ευαίσθητες μεθόδους για την ανίχνευση και το χαρακτηρισμό λίθων, βάσει της έρευνας των A. Meloni et al. Αφενός επιτρέπει τη διάγνωση λίθων μικρότερων του 1 χιλιοστού, οι οποίοι πιθανόν να μην είναι ανιχνεύσιμοι με κλασικές απεικονίσεις, και αφετέρου στοχεύει στη διαφοροποίησή τους, καθώς και στο χημικό καθορισμό τους. Η εφαρμογή αυτή συμβάλλει στη σωστότερη θεραπευτική επιλογή, φαρμακευτική ή χειρουργική, βάσει του διαχωρισμού των λίθων παραδείγματος χάριν σε αυτούς του ουρικού οξέως, κυστίνης ή οξαλικού ασβεστίου.^{[65], [66], [67]} Εκτός από τους λίθους, διαχωρίζει τους καλοήθεις όγκους από τα νεοπλάσματα των νεφρών και με τη βοήθεια της φασματικής απεικόνισης αξιολογεί την αιμάτωση του εκάστοτε όγκου, γεγονός ιδιαίτερα κρίσιμο σε προεγχειρητικούς ελέγχους.^{[65], [66], [67]} Επιπλέον, παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη νεφρική αιμάτωση. Η ποσοτική αυτή χαρτογράφηση συμβάλλει στη λειτουργική τους απεικόνιση, κυρίως σε υποψία νεφρικής ισχαιμίας ή αγγειακών ανωμαλιών. ^{[65], [66], [67]} Την ίδια στιγμή λόγω της υψηλής της ευαισθησίας, η PCCT δύναται να εντοπίσει μικρού μεγέθους επιφανειακούς όγκους στην ουροδόχο κύστη, διαφοροποιώντας τους από χρόνιες φλεγμονές. Αποφρακτικές ουροπάθειες,

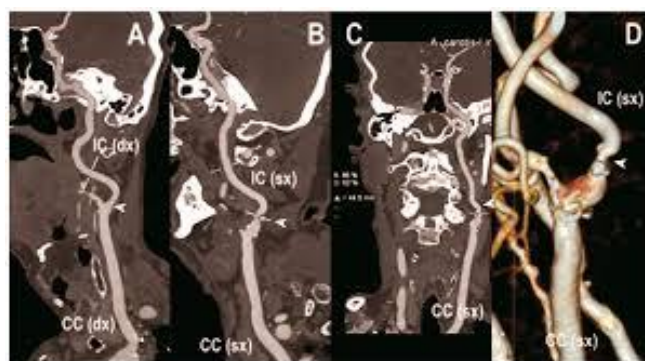
πολυκυστική νόσος των νεφρών, υπουριδής νεφρός, διπλός ουρητήρας και άλλες ανατομικές και συγγενείς ανωμαλίες του ουροποιητικού συστήματος ανευρίσκονται με την PCCT. ^{[65], [66], [67]}



Εικόνα 15. Εικόνες αξονικής τομογραφίας που αποκτήθηκαν με υπολογιστική τομογραφία μέτρησης φωτονίων (PCCT, A–C) και με συμβατική υπολογιστική τομογραφία (S40, D–E). Τα κίτρινα βέλη (B, E) υποδεικνύουν λίθους στον ουρητήρα και στους δύο ασθενείς. Τα πράσινα βέλη (C, F) δείχνουν τη διατεταμένη νεφρική κύελο λόγω απόφραξης του ουρητήρα από Research Gate

Καρδιολογία:

Η A. Meloni et al. αποδεικνύουν ότι στην καρδιολογική απεικόνιση η PCCT συμβάλλει σε μεγάλο βαθμό στην απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων ανιχνεύοντας ακριβέστερα θρόμβους και στενώσεις, ενώ βελτιώνει τη διάκριση ασβεστώσεων, αθηρωματικών πλακών και λιπώδους ιστού. Σημειωτέον, σε ασθενείς με εκτεταμένες αγγειακές ασβεστώσεις υπερτερεί καθολικά συγκριτικά της κλασικής τομογραφίας.^[68] Η PCCT προσφέρεται και για τη διάκριση μεταξύ των ίδιων των αθηρωματικών πλακών. Πιο συγκεκριμένα, μπορεί να τις διακρίνει σε μαλακές πλάκες, δηλαδή σε υψηλού κινδύνου προς ρήξη, και σε ίνωμα ή ασβεστωμένες πλάκες, δηλαδή σταθερότερες μορφές.^[68] Σημαντικό πλεονέκτημα στην καρδιολογική απεικόνιση για την αξιολόγηση βατότητας των stents ή των τεχνητών βαλβίδων είναι ότι η PCCT μειώνει σημαντικά τα artifacts που προκαλούνται από αυτά, διευκολύνοντας τη διάγνωση. ^[68]



Εικόνα 16. Αξονική αγγειογραφία καρωτίδων με χρήση υπολογιστικής τομογραφίας μέτρησης φωτονίων. Η εικόνα παρουσιάζει προηγμένες ανασυνθέσεις του δέντρου των καρωτιδικών αρτηριών από MDPI

Θώρακας:

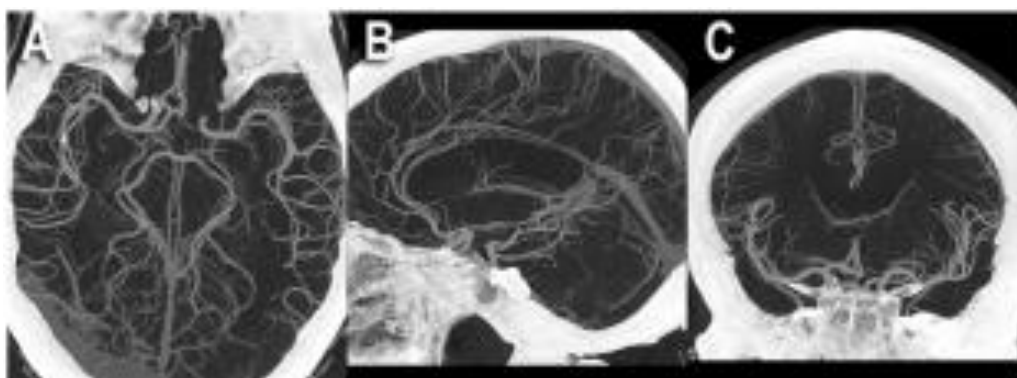
Η απεικόνιση του θώρακα και των πνευμόνων αποτελεί μία από τις συχνότερες διαγνωστικές εξετάσεις. Τα ερευνητικά δεδομένα των M.Remy-Jardin et al. αποδεικνύουν ότι με την PCCT αυξάνεται η διαγνωστική ακρίβεια ακόμα και για μικρούς σε μέγεθος πνευμονικούς όζους. Επομένως, ενισχύεται η έγκαιρη διάγνωση για καρκίνους του πνεύμονα, καθώς και η ακριβής διαφοροποίηση μεταξύ καλοήθων και κακοήθων όγκων. Η διαφοροποίηση αυτή έγκειται στην ενδογενή σύσταση και πυκνότητα αυτών.^[70] Ακόμα, προσφέρονται σημαντικές πληροφορίες για παθήσεις των πνευμόνων, όπως ΧΑΠ (Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια), πνευμονική ίνωση και σαρκοείδωση λόγω της βελτιωμένης ανάλυσης λεπτών δομών, δηλαδή κυψελιδικών αλλοιώσεων και διαφραγματίων, μέσω της PCCT.^[70] Αναφορικά με την αγγειακή παθολογία του θώρακα, η PCCT επιτρέπει πνευμονικές αγγειογραφίες υψηλής ποιότητας και ανάλυσης με σκοπό την ανίχνευση δυσπλασιών, αγγειακών ανωμαλιών και πνευμονικών εμβολών.^[70]



Εικόνα 17. Απεικόνιση πνευμονικού παρεγχύματος με PCCT από Siemens Healthineers

Νευροαπεικόνιση:

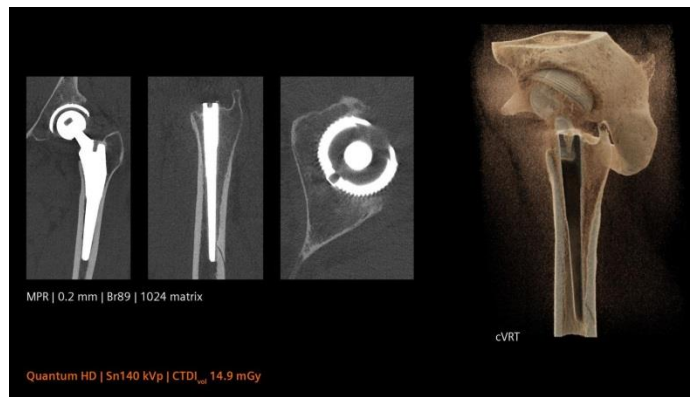
Η νευρολογία και η απεικόνιση του εγκεφάλου ευνοούνται από τις εφαρμογές και τη χρήση της PCCT. Πρωτίστως όσον αφορά τη διάγνωση των εγκεφαλικών επεισοδίων, η PCCT επιτρέπει την καλύτερη διαφοροποίηση μεταξύ των αιμορραγικών και εγκεφαλικών επεισοδίων, γεγονός χρήσιμο για την καταλληλότερη και πιο άμεση θεραπευτική επιλογή.^[71] Επιπλέον, με τη βοήθεια της ποσοτικής χαρτογράφησης για την αιμάτωση του εγκεφάλου επιλέγεται η καλύτερη προσέγγιση σε κρίσιμες καταστάσεις θρομβόλυσης. Παράλληλα, παρέχεται με μεγαλύτερη ευαισθησία η ανίχνευση μικροαιμορραγιών στο εγκεφαλικό παρέγχυμα, όπως σε περιπτώσεις αγγειακής άνοιας, καθώς και ανίχνευση παθολογικών ασβεστώσεων, χρήσιμη για τη διάγνωση ποικίλων νευροεκφυλιστικών νοσημάτων.^[71]



Εικόνα 18. Αγγειογραφία εγκεφάλου με τη μέθοδο PCCT από Research Gate

Μυοσκελετικό σύστημα:

Σύμφωνα με έρευνες των Grunz J-P et al., καθώς και των McCabe C. et al., όσον αφορά τις οστικές δομές, δίδεται υψηλή ανάλυση στην απεικόνιση των οστικών μικροδομών. Με τον τρόπο αυτό, βελτιώνεται η ανίχνευση μικρών καταγμάτων, η διάγνωση οστεονέκρωσης, ενώ ταυτόχρονα πρόκειται για μία καλή μέθοδο παρακολούθησης και αξιολόγησης της οστεοπόρωσης. Επί προσθέτως, και σε αυτή την περίπτωση είναι δυνατή η μείωση των artifacts και του φαινομένου σκλήρυνσης της δέσμης, ώστε να αξιολογούνται δομές πλησίον αρθροπλαστικών επεμβάσεων και να αξιολογούνται οστεοενσωματωμένα εμφυτεύματα.^{[72], [73]}



Εικόνα 19. Εικόνα που ελήφθη με την τεχνική PCCT σε αρthroπλαστική ισχίου με μειωμένα artifacts από Siemens Healthineers

Παιδιατρικοί ασθενείς:

Τέλος, λόγω της μειωμένης έκθεσης σε ακτινοβολία και των χαμηλών δόσεων που παρέχει η PCCT, επιτρέπει την εξέταση παιδιατρικών περιστατικών, τα οποία χρήζουν επαναλαμβανόμενων απεικονίσεων σε περιπτώσεις χρόνιων παθήσεων, κυρίως όσον αφορά την παρακολούθηση καρδιακών και αγγειολογικών παθήσεων, όπως αποδεικνύεται από την έρευνα των Stålhammar F et al. ^[74]

Κεφάλαιο 3: Δόση Ακτινοβολίας και Ασφάλεια

Η αξιολόγηση της απορροφούμενης δόσης ακτινοβολίας αποτελεί κρίσιμη παράμετρο στον ποιοτικό έλεγχο και στη βελτιστοποίηση των πρωτοκόλλων απεικόνισης στην υπολογιστική τομογραφία. Καθώς νέες τεχνολογίες, όπως η Dual-Energy CT και η Photon Counting CT, εισάγουν καινοτόμες μεθόδους λήψης και ανίχνευσης, προκύπτει η ανάγκη για αποσαφήνιση των δοσιμετρικών δεδομένων. Στο παρόν κεφάλαιο εξετάζονται οι βασικές αρχές δοσιμετρίας στην αξονική τομογραφία, καθώς και οι συγκριτικές παράμετροι δόσης μεταξύ των δύο τεχνολογιών, με έμφαση στην κλινική τους σημασία και στις δυνατότητες μείωσης της ακτινοβολίας χωρίς συμβιβασμό στην ποιότητα εικόνας.

3.1 Βασικές Έννοιες Δοσιμετρίας στην Αξονική Τομογραφία

Η κατανόηση της απορροφούμενης δόσης στον ασθενή αποτελεί βασικό στοιχείο για την ασφαλή εφαρμογή των τεχνικών υπολογιστικής τομογραφίας. Στην καθημερινή πράξη χρησιμοποιούνται ορισμένα τυποποιημένα δοσιμετρικά μεγέθη που επιτρέπουν τη συγκριτική καταγραφή και αξιολόγηση της έκθεσης.

Το σημαντικότερο εξ αυτών είναι ο **Δείκτης Δόσης Υπολογιστικής Τομογραφίας (CTDIvol - Computed Tomography Dose Index volume)**, ο οποίος εκφράζει μία εκτίμηση για τη μέση απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας στη διάρκεια μίας σάρωσης για ένα τμήμα του σώματος.^{[11],[12]} Με τον τρόπο αυτό επιτρέπει τη σύγκριση ακτινοβολίας ανάμεσα σε ξεχωριστά πρωτοκόλλα σάρωσης ή και σαρωτών. Πρόκειται για την εξέλιξη του CTDI, δηλαδή του αρχικού δείκτη, ενσωματώνοντας παράλληλα τον παράγοντα pitch και την ελικοειδή τεχνική σάρωσης. Παρόλα αυτά, δεν πρόκειται για την ακριβή απορροφούμενη δόση ενός εξεταζόμενου, καθώς δε λαμβάνεται υπόψη η σύσταση και το μέγεθος του σώματος. Μονάδα μέτρησης του είναι mGy και δίνεται από τον τύπο:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}, (5) \text{ }^{[11],[12]}$$

Συμπληρωματικά, το **Dose-Length Product (DLP)** παρέχει μια ένδειξη της συνολικής απορροφούμενης δόσης κατά μήκος της ζώνης σάρωσης και προκύπτει ως γινόμενο του CTDIvol με το μήκος της εξεταζόμενης περιοχής μετρημένο σε cm.^{[11],[12]} Επομένως, μονάδα μέτρησης είναι mGy (milligray) (x) cm και υπολογίζεται από τον τύπο:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L, (6) \text{ }^{[11],[12]}$$

Τέλος, για την αποτίμηση του δυνητικού βιολογικού κινδύνου χρησιμοποιείται η **Ενεργός Δόση (Effective Dose)**, η οποία υπολογίζεται βάσει του DLP και κατάλληλων συντελεστών στάθμισης για κάθε περιοχή του σώματος, σύμφωνα με τις κατευθυντήριες οδηγίες της ICRP (International Commission on Radiological Protection).^{[11], [12]} Για τον υπολογισμό χρησιμοποιείται ο συντελεστής μετατροπής k , εξαρτώμενος από την ηλικία του εξεταζόμενου και την περιοχή σάρωσης. Μονάδα μέτρησης της EF είναι τα mSv (millisievert). Ο τύπος υπολογισμού της είναι:

$$E = DLP \times k, (7) \quad [11], [12]$$

3.2 Δόση ακτινοβολίας στη Dual Energy CT (DECT)

Είναι γνωστό πλέον πως η αξονική τομογραφία αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι της ιατρικής απεικόνισης. Προκειμένου να γίνει αντιληπτό το μέγεθος της χρήσης της CT, στατιστικά από τις ΗΠΑ αναφέρουν ότι κατά τη δεκαετία του '80 πραγματοποιούνταν περίπου 3 εκατομμύρια εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, με τον αριθμό αυτό να εκτοξεύεται στα 70 εκατομμύρια το 2007.^{[31], [32]} Η CT αποτελεί πλέον εξέταση ρουτίνας για κάθε σύστημα υγείας λόγω της γρήγορης και αποτελεσματικής απεικόνισης που προσφέρει, σε συνδυασμό με τη διαθεσιμότητα της. Ωστόσο, παρά τη χρησιμότητα της, συχνά γίνεται λόγος για τη δόση που λαμβάνει ένας εξεταζόμενος που υποβάλλεται σε αξονική τομογραφία λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, η οποία είναι κατά πολύ μεγαλύτερη μίας συμβατικής απεικόνισης με ακτινογραφία ακτινών X. Συγκεκριμένα, σε μία διαδικασία σύγκρισης των δύο μεθόδων, μία συμβατική αξονική θώρακος επιβαρύνει τον εξεταζόμενο με περίπου 100 φορές μεγαλύτερη δόση σε σχέση με μία ακτινογραφία θώρακος σε face και profile λήψη.^{[31], [32]} Ο βασικός λόγος για τον οποίο προκαλείται φόβος απέναντι στην ιοντίζουσα ακτινοβολία είναι οι βιολογικές επιδράσεις που αυτή δύναται να προκαλέσει, με σημαντικότερη τη μακροπρόθεσμη μεταβολή του DNA, ικανή να οδηγήσει σε μεταλλάξεις ή καρκίνο. Μετά από πολλαπλές έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί, φαίνεται ότι πράγματι, άνθρωποι που εκτίθενται συχνά σε πολλαπλές αξονικές τομογραφίες εμφανίζουν περισσότερες πιθανότητες για ανάπτυξη καρκίνου.^{[31], [32]} Πλέον, τα επιτρεπόμενα όρια δόσης έχουν μειωθεί σε μεγάλο βαθμό για τις CT και σχεδόν πάντα ζυγίζεται το διαγνωστικό όφελος για τον εξεταζόμενο σε σχέση με τον πιθανό κίνδυνο. Οι εξεταζόμενοι που λαμβάνουν και σκιαγραφικό μέσο για την καλύτερη ανάδειξη της παθολογίας επιβαρύνονται με ελαφρώς μεγαλύτερη δόση λόγω της περιεκτικότητας του μέσου σε ιώδιο, το οποίο τείνει να απορροφά πιο έντονα την ιοντίζουσα ακτινοβολία.^{[31], [32]}

Αξίζει να αναφερθεί ότι η αξονική τομογραφία αποτελεί την πλειονότητα της δόσης στον πληθυσμό που εκτίθενται σε ακτινολογικές εξετάσεις. Ένας λόγος που συμβάλλει προς αυτή την κατεύθυνση είναι η υπερσυνταγογράφηση και η κατάχρηση της CT. ^{[31], [32]} Ο τρόπος για να μειωθεί τόσο η κατάχρηση όσο και το ποσοστό της δόσης στο γενικό πληθυσμό είναι η αρχή της αιτιολόγησης και η όσο το δυνατό πιο πιστή εφαρμογή της. Πιο συγκεκριμένα, βάσει της εν λόγω αρχής, ένας εξεταζόμενος οφείλει να παραπέμπεται για αξονική τομογραφία μόνο όταν αυτό κρίνεται απαραίτητο για την προοδευτική πορεία του και μόνον όταν το όφελος του από την εξέταση είναι μεγαλύτερο από τον ενδεχόμενο κίνδυνο. ^{[31], [32]}

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας, όπως έχει ήδη αναφερθεί, είναι μία σχετικά σύγχρονη και εξελιγμένη τεχνική, η οποία συμβάλλει στην καλύτερη διαφοροποίηση των υλικών και των ιστών με τη χρήση δύο διαφορετικών επιπέδων ενέργειας. Επομένως, είναι λογικό να τίθεται το ζήτημα για το εάν ο ασθενής επιβαρύνεται με μεγαλύτερη δόση κατά την εξέταση και κατά πόσο είναι πιθανό αυτή να οδηγήσει σε βλαπτικά αποτελέσματα. Προκειμένου να εξετάσουμε λοιπόν τη δόση σε μία αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας, είναι αναγκαίο να αναφέρουμε τους παράγοντες που την επηρεάζουν.

Αρχικά, πολύ σημαντικό ρόλο παίζει το είδος της τεχνικής διπλής ενέργειας που θα χρησιμοποιηθεί για την απόκτηση των δεδομένων. Οι κατηγορίες των τεχνικών που αυτή τη στιγμή εφαρμόζονται πρακτικά είναι τέσσερις, η διπλή λυχνία με συνοδό διπλό ανιχνευτή, η γρήγορη εναλλαγή των υψηλών και χαμηλών kVp, η μονή λυχνία με δύο διαφορετικούς ανιχνευτές και η μονή λυχνία με ειδικό ανιχνευτή. ^{[37], [38], [39], [40]} Χρησιμοποιώντας τη διπλή λυχνία με διπλό ανιχνευτή σε δύο διαφορετικά ενεργειακά επίπεδα, είναι λογικό να προκύπτει μεγαλύτερη δόση από μία συμβατική αξονική τομογραφία. ^{[37], [38], [39], [40]} Η γρήγορη εναλλαγή των kVp, καθώς και η λυχνία με ειδικό ανιχνευτή που διαχωρίζει τα φωτόνια υψηλής και χαμηλής ενέργειας, συνήθως καταλήγει σε δόση σχεδόν ίση με CT μονής ενέργειας. ^{[37], [38], [39], [40]} Η μονή λυχνία με ανιχνευτές διαφορετικού ενεργειακού φάσματος δεν αυξάνει τη δόση συγκριτικά με μία τομογραφία μονής ενέργειας. ^{[37], [38], [39], [40]} Τεχνικά, δύο ακόμη παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση σε τομογραφία διπλής ενέργειας είναι το ρεύμα της λυχνίας mA και η τάση kVp. Η δόση επηρεάζεται γραμμικά από τους δύο αυτούς παράγοντες. Ένας σχετικά αποτελεσματικός τρόπος μείωσης της με παράλληλη ικανοποιητική διαγνωστική εικόνα είναι η αυτόματη ρύθμιση των mAs (milli Ampere second) της λυχνίας. ^{[37], [38], [39], [40]} Επιπλέον, οι αλγόριθμοι ανακατασκευής των εικόνων συμβάλλουν στη μείωση της δόσης διατηρώντας την ποιότητα της εικόνας. Παραδείγματος χάριν, η τεχνική που χρησιμοποιείται για την παραγωγή εικόνας πριν τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου, οδηγεί σε σαφώς μειωμένη δόση, αφού παραλείπεται μία σάρωση. ^{[37], [38], [39], [40]} Στην ίδια κατεύθυνση κινούνται και οι αλγόριθμοι ανακατασκευής βασισμένοι σε τεχνητή νοημοσύνη, συγκριτικά με τους αλγόριθμους που χρησιμοποιούν την τεχνική της οπισθοπροβολής. ^{[37], [38], [39], [40]} Τέλος, βασικό ρόλο στο ποσοστό της δόσης

παίζει και ο ίδιος ο ασθενής. Εξεταζόμενοι μεγαλύτερου μεγέθους απαιτούν εξ' ορισμού και περισσότερα στοιχεία, άρα αυξανόμενη δόση, για την παραγωγή διαγνωστικών εικόνων. Αξίζει να ληφθεί υπόψη και η ορθή συνεργασία τους, αφού κίνηση ή λάθος εισπνευστικές προσπάθειες είναι πιθανόν να οδηγήσουν σε artifacts, και συνεπώς σε επανάληψη της λήψης και αύξηση της δόσης. [37], [38], [39], [40]

Συμπερασματικά, αυτό που πρέπει να συγκρατήσουμε είναι πως η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας έχει πολλαπλά οφέλη να προσφέρει με το κόστος της δόσης να μην είναι τόσο σημαντικό. Πρόκειται για μία σύγχρονη τεχνική που παρέχει αρκετές δικλίδες ασφαλείας και μέσα που συμβάλλουν στην περαιτέρω μείωση της δόσης ακτινοβολίας. Χαρακτηριστικά, πλέον η DECT έχει προσαρμόσει τα πρωτόκολλα και τις τεχνικές, ώστε η δόση για έναν εξεταζόμενο να είναι ίση, ή και πολλές φορές, μικρότερη από αυτή που θα λάμβανε σε μία συμβατική CT μονής ενέργειας. [37], [38], [39], [40]

3.3 Δόσης Ακτινοβολίας στη Photon Counting CT (PCCT)

Από την άλλη πλευρά, η πολυφασματική αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων συμπεριλαμβάνει στα πλεονεκτήματά της τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας για τους εξεταζόμενους. Αποδεδειγμένα, η δόση που λαμβάνουν είναι χαμηλότερη, γεγονός που οφείλεται στους πιο αποδοτικούς ανιχνευτές που χρησιμοποιεί η τεχνολογία της PCCT, καθώς και στην καλύτερη εκμετάλλευση της ακτινοβολίας μέσω αυτών. [41], [42], [43]

Οι σημαντικότεροι μηχανισμοί βάσει των οποίων επιτυγχάνεται η μείωση της δόσης σε μία PCCT είναι τρεις. [41], [42], [43] Πρώτον, όπως ήδη αναφέραμε, οι ανιχνευτές της δε χρησιμοποιούν κλασικούς σπινθηριστές, αλλά προβαίνουν στην απευθείας μετατροπή των ακτινικών φωτονίων σε ηλεκτρικά σήματα. Έτσι, επιτυγχάνεται η ελαχιστοποίηση του θορύβου και η λήψη εικόνας υψηλής ποιότητας με τη χρήση λιγότερων φωτονίων, άρα και μικρότερης δόσης ακτινοβολίας. Δεύτερον, η μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, και κατ' επέκταση των artifacts που πιθανόν να οδηγήσουν σε επανάληψη λήψεων, συμβάλλουν προς την κατεύθυνση των μικρότερων δόσεων. Πιο συγκεκριμένα, οι ανιχνευτές της κλασικής πολυφασματικής τομογραφίας είναι πιθανό να χάσουν διαγνωστικές πληροφορίες λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και των φωτονίων χαμηλής ενέργειας. Το αποτέλεσμα είναι η αύξηση της δόσης για την απόκτηση εικόνων με ικανοποιητική ποιότητα. Αντίθετα, με την PCCT τα φωτόνια φιλτράρονται με αποδοτικότερο τρόπο, ώστε να παρέχεται στην πλειονότητα των περιπτώσεων βελτιωμένη αντίθεση. Τέλος, αξίζει να αναφερθεί η βελτίωση της φασματικής ανάλυσης, όπου συνεπάγεται ταυτόχρονα και τη μειωμένη ανάγκη για χορήγηση σκιαγραφικών μέσων. Ο διαχωρισμός των φωτονίων ξεχωριστών ενεργειών δίνει καίριες διαγνωστικές πληροφορίες μέσω μίας PCCT, ενώ για την απόκτηση των ίδιων πληροφοριών με πολυφασματική απεικόνιση είναι πιθανό να απαιτείται μεγαλύτερη δόση ή ποσότητα

σκιαγραφικού. Επομένως, πρόκειται για μία αρκετά σημαντική παράμετρο όσον αφορά κυρίως τους ασθενείς με νεφρική ανεπάρκεια, δεδομένης της νεφροτοξικότητας των περισσότερων σκιαγραφικών μέσων. [41], [42], [43]

Συμπερασματικά, η PCCT είναι αποδεδειγμένα μία μέθοδος, όπου χωρίς να θυσιάζεται η ποιότητα της εικόνας, παρέχει μία αρκετά σημαντική μείωση στην ακτινοβολία του εξεταζόμενου. Ανάλογα την ανατομική περιοχή και τη φύση της εξέτασης, μπορεί να μειώσει σε σχέση με την πολυφασματική τεχνική τη δόση κατά 30-70%. Με τον τρόπο αυτό, μετατρέπεται σε μία εξέταση ιδανική για ασθενείς που χρήζουν επαναλαμβανόμενων παρακολουθήσεων, παιδιατρικούς ασθενείς ή εξεταζόμενους ευπαθών ομάδων. [41], [42], [43]

Η μέγιστη μείωση της δόσης σε μια εξέταση με τη μέθοδο PCCT επιτυγχάνεται όταν αξιοποιούνται πλήρως οι ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων, που καταγράφουν άμεσα και με υψηλή ευαισθησία την ενέργεια κάθε φωτονίου, επιτρέποντας την παραγωγή εικόνων υψηλής ποιότητας με λιγότερη ακτινοβολία. Η χρήση σταθερού kVp χωρίς ανάγκη για εναλλαγές ή φίλτρα, η βελτιστοποίηση των πρωτοκόλλων λήψης ανάλογα με το μέγεθος και τη σύσταση του ασθενούς, καθώς και η μείωση των artifacts και του θορύβου, συμβάλλουν σημαντικά στη μείωση της δόσης. Ιδιαίτερα σε εξετάσεις με χαμηλές απαιτήσεις αντίθεσης ή σε ασθενείς με μικρότερη σωματική διάπλαση, η PCCT μπορεί να μειώσει την ακτινική δόση έως και κατά 30-50% σε σύγκριση με συμβατικές μεθόδους, χωρίς να υποβαθμίζεται η διαγνωστική ακρίβεια.

Κεφάλαιο 4: Σύγκριση Dual Energy CT και Photon Counting

4.1 Σύγκριση Τεχνικών

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (DECT) και η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων (PCCT) αποτελούν δύο τεχνικές που έχουν φέρει σημαντικές καινοτομίες στον τομέα της τομογραφικής απεικόνισης. Αν και οι δύο τεχνικές προσφέρουν φασματική απεικόνιση και βελτιωμένη διαφοροποίηση ιστών, διαφέρουν σημαντικά σε αρκετούς τομείς, όπως η ποιότητα της εικόνας, η εφαρμογή τους σε κλινικό επίπεδο και η δόση ακτινοβολίας που χορηγείται στον εξεταζόμενο.

Πρωτίστως, αλλαγή παρατηρείται στον τρόπο που λαμβάνεται στην εκάστοτε τεχνική η εικόνα. Η τεχνολογία DECT επιτυγχάνει φασματική απεικόνιση μέσω διαφόρων τεχνικών: είτε με χρήση δύο λυχνιών (dual source), είτε με ταχεία εναλλαγή τάσης σε μία μόνο λυχνία, είτε με ανιχνευτή διπλού στρώματος. Η προσέγγιση dual source παρέχει δύο ξεχωριστά ενεργειακά φάσματα με διαφορετικά επίπεδα kVp (π.χ. 70–150 kVp) και συχνά χρησιμοποιεί φίλτρα, όπως κασσίτερος, για να μεγιστοποιήσει τον ενεργειακό διαχωρισμό και την αντίθεση. Η τεχνική ταχείας εναλλαγής kVp χρησιμοποιεί μία μόνο λυχνία, η οποία εναλλάσσει γρήγορα την τάση μεταξύ 80 και 140 kVp, γεγονός που απαιτεί αυξημένη δόση ακτινοβολίας και περιορίζει την ταχύτητα περιστροφής του gantry, ενώ ενδέχεται να προκαλεί artifacts λόγω χρονικής απόκλισης. Ο ανιχνευτής διπλού στρώματος, από την άλλη πλευρά, βασίζεται σε σταθερό kVp (120 kVp) και καταγράφει τα δεδομένα σε δύο διαφορετικά ενεργειακά επίπεδα ανάλογα με το βάθος απορρόφησης, με αποτέλεσμα ελαφρώς καθυστερημένη καταγραφή των φωτονίων. Αντιθέτως, η PCCT αξιοποιεί ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων, οι οποίοι κατασκευάζονται από ημιαγώγιμα υλικά. Αυτοί οι ανιχνευτές επιτρέπουν την άμεση μετατροπή κάθε φωτονίου σε ηλεκτρικό παλμό και εφαρμόζουν ενεργειακά κατώφλια για να διαχωρίσουν τα φωτόνια σε διακριτά ενεργειακά κανάλια (συνήθως 4–8). Το αποτέλεσμα είναι η πλήρης καταγραφή της ενεργειακής πληροφορίας για κάθε φωτόνιο, χωρίς ανάγκη φίλτρων ή χρονικής εναλλαγής. Η PCCT παρέχει έτσι ανώτερη φασματική ανάλυση και θεμελιώνει την απεικόνιση πολλαπλών υλικών χωρίς την ανάγκη για προβολικούς αλγόριθμους εκτίμησης.

Η DECT βασίζεται σε δύο ενεργειακά επίπεδα, τα οποία επιτυγχάνονται είτε με διαφορετικό kVp είτε με διαφορετική ανίχνευση, και μέσω αυτών υπολογίζει εικονικές εικόνες μονής ενέργειας (VMI). Η χαμηλή ενέργεια (π.χ. 40–60 keV) τονίζει την αντίθεση υλικών όπως το ιώδιο, ενώ η υψηλή ενέργεια (π.χ. 100–140 keV) μειώνει τα artifacts από υλικά υψηλής πυκνότητας. Ο διαχωρισμός των υλικών βασίζεται στη διαφορά των αλληλεπιδράσεών τους με τις δύο διαφορετικές ενεργειακές δέσμες και υποστηρίζεται από λογισμικά είτε σε επίπεδο προβολής είτε σε επίπεδο εικόνας.

Αντίθετα, η PCCT καταγράφει εξ αρχής την ενεργειακή πληροφορία σε πολλά επιμέρους κανάλια. Αυτό σημαίνει ότι κάθε φωτόνιο μετρίεται και κατηγοριοποιείται σε ενεργειακά bins, παρέχοντας πολύ υψηλότερη φασματική ανάλυση. Η μέθοδος αυτή επιτρέπει την πραγματική πολυενεργειακή απεικόνιση και όχι απλώς δίδυμη (dual-energy), κάτι που οδηγεί σε ακριβέστερη ανάλυση υλικών, δυνατότητα ταυτόχρονης απεικόνισης και αποσύνθεσης περισσότερων από δύο υλικών (π.χ. ιώδιο, λίπος, ασβέστιο, μαλακός ιστός) και υποστήριξη τεχνικών όπως η K-edge imaging για απεικόνιση υλικών με ειδικές φασματικές ιδιότητες.

Ακόμα, η ποιότητα των παραγόμενων εικόνων διαφέρει σημαντικά μεταξύ των δύο μεθόδων. Η DECT επιτυγχάνει μια χωρική διακριτική ικανότητα γύρω από 0,5-0,6mm, περιοριζόμενη από τις δυνατότητες των ανιχνευτών της. Από την άλλη, η PCCT προσφέρει πολύ μεγαλύτερη χωρική ανάλυση, με διακριτική

ικανότητα που φτάνει τα 0,2-0,3mm, παρέχοντας έτσι μεγαλύτερη ακρίβεια και αναλυτικότητα στην απεικόνιση ακόμη και των μικρότερων δομών. Στην αναφορά της φασματικής ανάλυσης, η DECT περιορίζεται σε δύο ενεργειακά επίπεδα, κάτι που τη διαφοροποιεί από την PCCT, η οποία παρέχει πολυφασματική απεικόνιση μέσω της καταμέτρησης της ενέργειας κάθε φωτονίου.

Όσον αφορά την αντίθεση της εικόνας, η DECT προσφέρει σαφή βελτίωση σε σχέση με την κλασική αξονική τομογραφία, ωστόσο η ποιότητα της αντίθεσης εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την ποιότητα των ανιχνευτών και τη κατασκευή του μηχανήματος. Στην αντίθεση, η PCCT υπερτερεί, καθώς ο συνδυασμός της μειωμένης θορυβώδους εικόνας και της αυξημένης χωρικής διακριτικής ικανότητας παρέχει πολύ καλύτερη αντίθεση στην τελική εικόνα.

Τέλος, σε ό,τι αφορά τα artifacts, η DECT, λόγω της φύσης της λήψης, είναι επιρρεπής σε artifacts. Στην τεχνική dual source, η διαφορετική γωνιακή κάλυψη των δύο λυχνιών προκαλεί σκεδαζόμενη ακτινοβολία και ευαισθησία σε κίνηση, ιδιαίτερα σε περιοχές όπως η καρδιά, κάτι που απαιτεί εξειδικευμένους αλγόριθμους διόρθωσης. Η ταχεία εναλλαγή kVp επίσης προκαλεί artifacts, λόγω της χρονικής απόστασης των λήψεων. Ο ανιχνευτής διπλού στρώματος, παρότι έχει σταθερή γεωμετρία, υποφέρει από προβλήματα που σχετίζονται με την αλληλοεπικάλυψη του ενεργειακού φάσματος των δύο στρωμάτων και παρουσιάζει αυξημένο θόρυβο. Στον αντίποδα, η PCCT, χάρη στην τεχνολογία καταγραφής κάθε φωτονίου και τη δυνατότητα καταμέτρησης μόνο πάνω από ένα καθορισμένο ενεργειακό κατώφλι, μειώνει σημαντικά τα artifacts τύπου beam-hardening και θόρυβο υποβάθρου. Επιπλέον, η εξάλειψη των “νεκρών ζωνών” και η χρήση μικρότερων pixel συμβάλλουν στην αύξηση της ευκρίνειας και στην ελαχιστοποίηση παρασιτικών πληροφοριών στην εικόνα. Συνολικά, η σύγκριση των δύο τεχνικών καταδεικνύει την υπεροχή της PCCT σε αρκετούς τομείς, ειδικά όσον αφορά την ανάλυση εικόνας και την ποιότητα των παραγόμενων αποτελεσμάτων, ενώ η DECT, αν και πιο περιορισμένη, συνεχίζει να προσφέρει σημαντικά πλεονεκτήματα σε συγκεκριμένα κλινικά σενάρια.

4.2 Σύγκριση Κλινικών Εφαρμογών Dual Energy Ct και Photon Counting CT

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας (DECT) και η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων (PCCT) παρουσιάζουν σημαντικές κλινικές εφαρμογές σε πληθώρα ιατρικών πεδίων, με την καθεμία να εμφανίζει ιδιαίτερα πλεονεκτήματα, αλλά και διαφοροποιήσεις στην απεικονιστική τους απόδοση.

Στην ογκολογική απεικόνιση, και οι δύο τεχνικές συμβάλλουν στον χαρακτηρισμό των όγκων και των περίξ ιστών. Η DECT επιτρέπει τη διαφοροποίηση μεταξύ τύπων όγκων και συνεισφέρει στον προσδιορισμό της σύστασης των ιστών. Η PCCT, ωστόσο, προσφέρει ανώτερη διακριτική ικανότητα, επιτρέποντας ακριβέστερη απεικόνιση των όγκων και εκτίμηση της

αιμάτωσής τους. Η δυνατότητα της PCCT να μειώνει τη δόση ακτινοβολίας την καθιστά καταλληλότερη για συχνή παρακολούθηση των ογκολογικών ασθενών και για την εκτίμηση της ανταπόκρισής τους στη θεραπεία.

Στον καρδιολογικό τομέα, η DECT επιτρέπει την αξιολόγηση των αθηροσκληρωτικών πλακών στα στεφανιαία αγγεία και τον προσδιορισμό του ασβεστίου, χρήσιμο για την εκτίμηση καρδιαγγειακού κινδύνου. Αντίστοιχα, η PCCT παρέχει ακόμα λεπτομερέστερη απεικόνιση, ελαχιστοποιώντας artifacts από μεταλλικά stents και αποδίδοντας καλύτερη ορατότητα των αγγειακών δομών.

Όσον αφορά το ουροποιητικό σύστημα, η DECT χρησιμοποιείται αποτελεσματικά για την ανίχνευση λίθων και την εκτίμηση της σύστασής τους, βοηθώντας στην εξατομίκευση της θεραπείας. Η PCCT υπερτερεί και σε αυτόν τον τομέα, παρέχοντας υψηλότερη ποιότητα εικόνας ακόμη και για λίθους μικρού μεγέθους και μειώνοντας την ανάγκη χρήσης σκιαγραφικού μέσου, κάτι που είναι ιδιαίτερα σημαντικό για ασθενείς με μειωμένη νεφρική λειτουργία.

Στη νευρολογική απεικόνιση, η DECT συνεισφέρει στη διάκριση ισχαιμικών από αιμορραγικές βλάβες, γεγονός κρίσιμο για τη λήψη θεραπευτικών αποφάσεων σε οξεία εγκεφαλικά επεισόδια. Η PCCT ενισχύει σημαντικά αυτή τη διακριτική ικανότητα, προσφέροντας υψηλότερη ανάλυση μικροαγγειακών δομών και επιτρέποντας με μεγαλύτερη ακρίβεια την απεικόνιση των νευρολογικών αλλοιώσεων.

Τέλος, στον ορθοπεδικό τομέα, η DECT παρουσιάζει κάποιες δυνατότητες στη μείωση των artifacts από μεταλλικά υλικά, όμως περιορίζεται από την εγγενή τεχνολογική της φύση. Η PCCT, χάρη στην εξελιγμένη ανιχνευτική της ικανότητα και τον περιορισμό των μεταλλικών artifacts, παρέχει σαφέστερη εικόνα εμφυτευμάτων και περιβάλλοντος οστικού ιστού, βελτιώνοντας την αξιοπιστία της αξιολόγησης σε μετεγχειρητικούς ελέγχους.

Συνοπτικά, η DECT είναι μία τεχνική η οποία σαφώς υπερτερεί της μονοενεργειακής αξονικής τομογραφίας όσον αφορά το χαρακτηρισμό των ιστών. Παράλληλα, μειώνει ανάλογα το είδος της εξέτασης την ανάγκη για σκιαγραφικά μέσα, ενώ είναι μια τεχνική που πλέον θεωρείται εύκολα διαθέσιμη εμπορικά και μπορεί να ενσωματωθεί σχετικά γρήγορα στις υπάρχουσες κλινικές πρακτικές. Από την άλλη, μειονεκτήματα της αποτελούν ο περιορισμός της φασματικής ανάλυσης και της χωρικής διακριτικής ικανότητας λόγω των ανιχνευτών, η αύξηση στη δόση της ακτινοβολίας που είναι αναγκαία για την πραγματοποίηση ορισμένων πρωτοκόλλων και τέλος, οι ακριβοί και πολυσύνθετοι αλγόριθμοι που απαιτούνται, ώστε να πραγματοποιηθεί η ανακατασκευή των εικόνων.

Στον αντίποδα, η PCCT προσφέρει υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα και υπερέχει στην πολυφασματική ανάλυση, μειώνοντας παράλληλα τη δόση για τον εξεταζόμενο έως και 50%. Η διαγνωστική της ακρίβεια είναι μεγαλύτερη, αφενός λόγω της βελτιστοποιημένης διαφοροποίησης των ιστών, και αφετέρου λόγω της μείωσης των παραγόμενων artifacts στη διαγνωστική εικόνα. Παρόλα αυτά, κάτι το οποίο καθιστά την PCCT μέχρι σήμερα μη προσιτή, είναι το υψηλό κόστος

αγοράς ενός τέτοιου μηχανήματος, η περιορισμένη διαθεσιμότητα του στην τωρινή αγορά και η απαίτηση νέων και βελτιωμένων προσαρμογών τόσο σε πρωτόκολλα όσο και σε λογισμικά. Αν και η DECT είναι πιο οικονομική μέθοδος, φαίνεται πως η PCCT στο προσιτό μέλλον θα αποτελεί πρότυπο απεικόνισης.

4.3 Σύγκριση Δόσεων

Καίριο ζήτημα των σύγχρονων απεικονιστικών πρακτικών με ακτίνες X αποτελεί η δόση ακτινοβολίας και οι τρόποι μέσω των οποίων μπορεί να επιτευχθεί η μείωση αυτής. Η DECT και η PCCT παρουσιάζουν σημαντική διαφορά αναφορικά με τη δόση που απαιτεί καθεμία από αυτές, με την PCCT να παρέχει σαφώς περισσότερα πλεονεκτήματα και να επιτυγχάνει αξιοσημείωτη μείωση της δόσης με τη βοήθεια των προηγμένης τεχνολογίας ανιχνευτών της.

Προκειμένου να γίνουν αντιληπτά τα επίπεδα της δόσης σε κάθε τεχνική, αξίζει να αναφέρουμε πως η DECT λόγω της χρήσης διπλής ενέργειας πολλές φορές αυξάνει τη δόση από 20% έως 50% συγκριτικά με μία αξονική τομογραφία που πραγματοποιείται με μονή ενέργεια, ενώ αντίθετα η PCCT μειώνει τη δόση έως και 70% σε σχέση με μία σάρωση τεχνικής DECT. Οι κλασικοί σπινθηριστές που χρησιμοποιούνται στη DECT συνήθως προσφέρουν μειωμένη απόδοση και αυξημένη δόση σε σχέση με τους καταμετρητές φωτονίων της PCCT, οι οποίοι ελαχιστοποιούν τις ενεργειακές απώλειες και ως συνέπεια μειώνουν τη δόση. Οι ανιχνευτές της DECT, λόγω της ανάγκης μετατροπής σήματος, χάνουν περίπου το 50% των διερχόμενων φωτονίων και για το λόγο αυτό είναι απαραίτητη η διαχείριση του θορύβου. Αυτή πραγματοποιείται μέσω φίλτρων και αλγορίθμων εξομάλυνσης, εργαλείων δηλαδή που συμβάλλουν στην αύξηση της δόσης. Αντιθέτως, οι ανιχνευτές στην τεχνική της PCCT καταμετρούν έως και 90% από τη συνολική ποσότητα των φωτονίων, ελαχιστοποιώντας ταυτόχρονα και το θόρυβο και τη δόση. Ακόμη ένας παράγοντας που δύναται να αυξήσει τη δόση κατά τη διεξαγωγή της DECT είναι τα μεταλλικά εμφυτεύματα. Η παρουσία τους προκαλεί artifacts μειώνοντας τις διαγνωστικές πληροφορίες της εικόνας, και συνεπώς αρκετές φορές, προκειμένου οι πληροφορίες να αποκτηθούν σωστά, κρίνεται απαραίτητη η αύξηση της δόσης, γεγονός που δε συμβαίνει σε μία PCCT, αφού υπάρχει σημαντική καταστολή των artifacts. Τέλος, η συνολική σωρευτική δόση για ογκολογικούς ασθενείς, ασθενείς που χρήζουν συνεχούς παρακολούθησης, καθώς και σε παιδιά, είναι σαφώς μειωμένη σε μία εξέταση PCCT, καθιστώντας την ιδανική για ασφαλείς απεικονιστικούς ελέγχους με υψηλής ποιότητας διαγνωστικές λεπτομέρειες και χαμηλή έκθεση σε ακτινοβολία.

Παρακάτω παρατίθενται ενδεικτικά οι δόσεις που λαμβάνει ένας εξεταζόμενος στις αντίστοιχες PCCT και DECT όσον αφορά τον εγκέφαλο, το ουροποιητικό σύστημα και το θώρακα. Αξίζει να σημειωθεί ότι μεγάλο κομμάτι των δόσεων της PCCT παραμένει υπό έρευνα.

Πεδίο	Δοσολογικό εύρος DECT	PCCT (κατάλληλο πρωτόκολλο)
Εγκέφαλος	1.73 mSv (DE) vs 3.16 mSv (SE)	αντίστοιχα ~1.7 mSv – πιθανή ίδια/μικρότερη
Κοιλιακή (νεφρολιθίαση)	~4.8–8 mSv (ανάλογα εφαρμογή)	~0.8 mSv με σημαντική μείωση
Θωρακική	~6–9 mSv	αναμενόμενη μείωση έως 20–40%

Εκτός από τους εξεταζόμενους που χρειάζονται τη βελτιστοποίηση της δόσης, οι κανόνες ακτινοπροστασίας θα πρέπει να βρίσκουν εφαρμογή και στο ίδιο το προσωπικό, το οποίο βρίσκεται στο χώρο του τομογράφου καθημερινά. Πρωταρχικό μέλημα είναι η σωστή θωράκιση του χώρου προς αποφυγή διαρροής σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στο χώρο του χειριστηρίου. Ο τεχνολόγος, χειριστής του τομογράφου, θα πρέπει να παραμένει πάντοτε όπισθεν του προστατευτικού θαλάμου καθ' όλη τη διάρκεια της σάρωσης. Για την ακεραιότητα και προστασία τόσο του προσωπικού όσο και των εξεταζόμενων πρέπει να διενεργούνται από κατάλληλους ακτινοφυσικούς συνεχείς και τακτικοί έλεγχοι τόσο για την ασφάλεια του χώρου όσο και των μηχανημάτων. Η σωστή λειτουργία των μηχανημάτων υπολογιστικής τομογραφίας είναι ακρογωνιαίος λίθος για τη σωστή κατανομή της δόσης. Για το λόγο αυτό η συντήρηση τους είναι αυτή που επιτρέπει και την εύρυθμη λειτουργία τους εντός των θεσπισμένων επιτρεπτών ορίων ασφαλείας. Το προσωπικό οφείλει να εκπαιδεύεται και να ενημερώνεται συνεχώς για νέους τρόπους μείωσης της δόσης, ενώ ταυτόχρονα οφείλει και να τηρεί τους κανόνες ακτινοπροστασίας φέροντας ατομικό δοσίμετρο για την καταμέτρηση πιθανής δόσης που έχουν λάβει, συνήθως σε μηνιαία βάση.

Κεφάλαιο 5: Συζήτηση – Συμπεράσματα

5.1 Συζήτηση

Βασικός σκοπός της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας ήταν η συγκριτική αξιολόγηση δύο εξελιγμένων μεθόδων αξονικής τομογραφίας, της Αξονικής Τομογραφίας Διπλής Ενέργειας (DECT) και της Αξονικής Τομογραφίας Καταμέτρησης Φωτονίων (PCCT). Η εργασία επικεντρώθηκε στα τεχνικά χαρακτηριστικά και τις κλινικές εφαρμογές τους, καθώς και στην απαιτούμενη δόση και ακτινοπροστασία καθεμιάς από αυτές. Η βιβλιογραφική ανασκόπηση που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας ανέδειξαν τόσο σημαντικές διαφορές όσο και πλεονεκτήματα ανάμεσα στις εν λόγω μεθόδους.

Η τεχνολογία DECT επιτυγχάνει φασματική απεικόνιση μέσω διαφορετικών τεχνικών, όπως η χρήση δύο λυχνιών (dual source), η ταχεία εναλλαγή τάσης σε μία λυχνία (kVp switching) και οι ανιχνευτές διπλού στρώματος, με κάθε μέθοδο να παρουσιάζει περιορισμούς ως προς τη δόση, την ταχύτητα ή την ακρίβεια. Αντίθετα, η PCCT χρησιμοποιεί ανιχνευτές καταμέτρησης φωτονίων από ημιαγώγιμα υλικά, που καταγράφουν άμεσα την ενέργεια κάθε φωτονίου και την ταξινομούν σε διακριτά φασματικά κανάλια, προσφέροντας υψηλότερη φασματική ανάλυση, καλύτερη διάκριση υλικών και χωρίς ανάγκη φίλτρων ή χρονικών εναλλαγών.

Η DECT μπορεί να προσφέρει αξιοσημείωτη διαγνωστική ευελιξία βάσει των δύο διαφορετικών ενεργειακών της φασμάτων. Με τον τρόπο αυτό, εξάγονται σημαντικές ποιοτικές και ποσοτικές πληροφορίες αναφορικά με τη σύσταση και την πυκνότητα των ιστών. Ταυτόχρονα, δημιουργεί εξειδικευμένες εικόνες, με χαρακτηριστικά παραδείγματα τις VMI's και τις VNC. Είναι ενδεικτική σαν μέθοδος εκλογής για περιπτώσεις όπως διάγνωση ουρικής αρθρίτιδας, ουρολιθίασης, πνευμονικών εμβολών, καθώς και ποικίλων ογκολογικών απεικονίσεων.

Η τεχνολογία της DECT είναι πλέον εγκατεστημένη στην κλινική καθημερινή πρακτική με αξιόλογα διαγνωστικά οφέλη. Η χρήση των δύο ενεργειακών φασμάτων συμβάλλει στη βελτιωμένη διαφοροποίηση ιστών και υλικών, στη δημιουργία πιο εξειδικευμένων δεδομένων απεικόνισης, όπως οι χάρτες ιωδίου, και στην ενισχυμένη διαγνωστική ακρίβεια ενός ευρέως διευρυμένου φάσματος παθήσεων που αφορούν κλάδους όπως η ουρολογία και η ογκολογία.

Η PCCT και η τεχνολογία της έχει μεταβάλει επαναστατικά τον τρόπο με τον οποίο γίνεται η συλλογή και επεξεργασία απεικονιστικών δεδομένων. Η άμεση καταμέτρηση των διερχόμενων φωτονίων και η ενεργειακή τους ταξινόμηση μέσω σύγχρονων ανιχνευτών PCD's προσφέρει σαφώς βελτιωμένη χωρική

διακριτική ικανότητα, βελτίωση του λόγου SNR, μείωση του θορύβου και αξιοσημείωτη μείωση της ακτινικής δόσης και των artifacts.

Αναφορικά με τη δόση ακτινοβολίας για τους εξεταζόμενους, φαίνεται πως και οι δύο τεχνικές αξιοποιούμενες σωστά έχουν τη δυνατότητα αξιοποίησης της ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Ωστόσο, η PCCT υποβοηθούμενη από την καλύτερη εκμετάλλευση των φωτονίων, στηριζόμενη στη μέγιστη απόδοση των ανιχνευτών που χρησιμοποιεί και στην αυξημένη της ευαισθησία, εμφανίζει προοπτικές για περαιτέρω μείωση της δόσης συγκριτικά με τη DECT και την κλασική CT.

Όσον αφορά τις κλινικές εφαρμογές, η DECT έχει ήδη κερδίσει έδαφος με τις εφαρμογές σε καθημερινά κλινικά πρωτόκολλα. Η PCCT, αν και νεότερη τεχνική, παρέχει εντυπωσιακές και καινοτόμες προοπτικές για τη νευροαπεικόνιση, την καρδιολογία και την ογκολογία.

Συνοπτικά, αν και η DECT ήταν και είναι η πρώτη που άλλαξε τα δεδομένα στην πολυενεργειακή απεικόνιση και έχει καθιερωθεί στην κλινική πράξη, η PCCT θεωρείται ως η τεχνολογική καινοτομία που πρόκειται να μεταβάλει ριζικά στο προσεχές μέλλον το τοπίο της αξονικής τομογραφίας. Ωστόσο, η επιλογή της καταλληλότερης τεχνικής πρέπει πάντα να καθορίζεται με γνώμονα τις διαγνωστικές απαιτήσεις, τις ανάγκες του εξεταζομένου και τη διαθεσιμότητα του εκάστοτε εξοπλισμού.

5.1.1 Μελλοντικές Προοπτικές

Η ασταμάτητη τεχνολογική εξέλιξη στο κομμάτι της ακτινολογικής ιατρικής απεικόνισης δημιουργεί ευοίωνες και ευνοϊκές συνθήκες και προοπτικές για την ακόμα μεγαλύτερη βελτιστοποίηση και περαιτέρω ανάπτυξη τόσο της PCCT όσο και της DECT.

Η DECT είναι πολλά υποσχόμενη, ώστε να προβεί σε τεχνικές βελτιώσεις που αφορούν καλύτερο ενεργειακό διαχωρισμό, αλλά και γρηγορότερους ανιχνευτές για περισσότερο αποδοτική διάκριση των υλικών και περιορισμό των φασματικών αλληλοεπικαλύψεων. Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα την περαιτέρω εκμετάλλευση ποσοτικών δεδομένων, όπως η χαρτογράφηση ιωδίου. Ακόμα, είναι αναμενόμενη η αναβάθμιση αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας για ακριβέστερες VMI's και VNC's. Αυξάνοντας παράλληλα την ταχύτητα σάρωσης και εξελίσσοντας τα πρωτόκολλα λήψης, η DECT θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί με αποτελεσματικότητα και σε ασφάλεια σε επείγουσες καταστάσεις και βαριά πάσχοντες. Συνδυαστικά με τεχνικές όπως το PET/CT (Positron Emission Tomography) ή την MRI (Magnetic Resonance Imaging), θα είναι δυνατό να προσεγγίζεται πολυπαραγοντικά μία πάθηση, οδηγώντας έτσι σε ένα πιο ολοκληρωμένο και ακριβές προφίλ για τη νόσο και το αντίστοιχο θεραπευτικό

πλάνο. Τέλος, με την εισαγωγή του AI (Artificial Intelligence) στην ιατρική απεικόνιση, η DECT θα αποκτήσει μεγαλύτερη ευχέρεια στη κλινική πράξη, αφού ανοίγουν νέοι ορίζοντες για αυτοματοποιημένη αναγνώριση των παθολογιών, 3D ανακατασκευή των βλαβών και υποστήριξη όσον αφορά τη λήψη κλινικών αποφάσεων. [33]

Η PCCT, αν και ήδη πρωτοποριακή τεχνολογία, επιδέχεται περαιτέρω αναπτυξιακού δυναμικού με ακόμα μεγαλύτερη εξέλιξη των ανιχνευτών και της φασματικής ανάλυσης. Πιο συγκεκριμένα, οι καινοτόμοι ανιχνευτές θα στοχεύουν στη βελτίωση της ενεργειακής ανάλυσης, στην αύξηση της αποδοτικότητας για τη συλλογή φωτονίων και στην ελαχιστοποίηση του cross-talk. Επιπλέον, με την παράλληλη φασματική καταγραφή μειώνεται η ανάγκη για διαδοχικές σαρώσεις, μειώνοντας την ίδια στιγμή το συνολικό χρόνο της εξέτασης και περιορίζοντας τα artifacts κίνησης. Αναφορικά με το συνδυασμό της PCCT με άλλες τεχνολογίες, θα υπάρχει η δυνατότητα για ενσωμάτωση της σε άλλα υβριδικά συστήματα, όπως PCCT/MRI, αναβαθμίζοντας την πολυτροπική απεικόνιση. Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, έχουν ήδη ξεκινήσει έρευνες με σκοπό το συνδυασμό της PCCT με νέα νανοσωματιδιακά σκιαγραφικά μέσα, ώστε να προχωρήσει η απεικόνιση μοριακού επιπέδου. Ακόμα, μέσω του AI και των διαθέσιμων μοντέλων deep learning αναλύονται ακριβέστερα οι φασματικές πληροφορίες που συλλέγονται από την PCCT. Έτσι, μπορεί να καταστεί δυνατή η αξιοποίηση μη ανιχνεύσιμων πρότυπων εικόνων, η επιτάχυνση της διάγνωσης και η εξατομικευμένη πρόβλεψη πρόγνωσης μιας νόσου ή της θεραπευτικής ανταπόκρισης. [34], [35]

Συνοπτικά, το μέλλον της αξονικής τομογραφίας διαφαίνεται πιο εύστοχο, στοχευμένο και ακριβές για τη διαγνωστική προσέγγιση, υποστηρίζοντας ένα εξυπνότερο και πιο εξατομικευμένο πλάνο. Ο συνδυασμός λογισμικού, υλικών και της συμβολής της τεχνητής νοημοσύνης διαμορφώνει με γοργούς ρυθμούς τη νέα εποχή εφαρμογής της διαγνωστικής πρακτικής στην ιατρική απεικόνιση.

5.2. Συμπέρασμα

Η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας αποτελεί μια καθιερωμένη και αξιόπιστη μέθοδο με ευρεία κλινική εφαρμογή, ωστόσο η αξονική τομογραφία καταμέτρησης φωτονίων φαίνεται να αποτελεί την επόμενη εξέλιξη της αξονικής τομογραφίας, με τη δυναμική να βελτιώσει περαιτέρω τη διαγνωστική ακρίβεια, την ασφάλεια και την εξατομίκευση της φροντίδας των ασθενών. Η επιλογή της καταλληλότερης τεχνικής πρέπει πάντα να καθορίζεται με γνώμονα τις διαγνωστικές απαιτήσεις, τις ανάγκες του εξεταζομένου και τη διαθεσιμότητα του εκάστοτε εξοπλισμού.

Βιβλιογραφία

- [1] Peconic Bay Medical Center. *The important role medical imaging plays in diagnosis and treatment* [Internet]. Riverhead (NY): PBM Health; [cited 2025 May 11]. Available from: <https://www.pbmhealth.org/news-events/blog/important-role-medical-imaging-plays-diagnosis-and-treatment>
- [2] ΥΓΕΙΑ. *Νεότερες εφαρμογές στην ογκολογική απεικόνιση* [Διαδίκτυο]. Μαρούσι: Νοσοκομείο ΥΓΕΙΑ; [προσπελάστηκε 2025 Απρίλιος 11]. Διαθέσιμο από: <https://www.hygeia.gr/neoter-es-efarmoges-stin-ogkologiki-apeikonisi/>
- [3] Foti G, Ascenti G, Agostini A, Longo C, Lombardo F, Inno A, Modena A, Gori S. Dual-Energy CT in Oncologic Imaging. *Tomography*. 2024 Feb 23;10(3):299–319. doi:10.3390/tomography10030024.
- [4] Esquivel A, Ferrero A, Mileto A, Baffour F, Horst K, Rajiah PS, Inoue A, Leng S, McCollough C, Fletcher JG. Photon-counting detector CT: Key points radiologists should know. *Korean J Radiol*. 2022 Sep;23(9):854–865. doi:10.3348/kjr.2022.0377.
- [5] Ψαρράκος Κ, Μολυβδά-Αθανασοπούλου Ε, Γκοτζαμάνη-Ψαρρακού Α, Σιούντας Α. *Ιατρική Φυσική: Στοιχεία Ακτινοφυσικής και Εφαρμογές στην Ιατρική. Ακτινοβιολογία, Ακτινοπροστασία*. 5η έκδ. Θεσσαλονίκη: UNIVERSAL STUDIO PRESS; 2009.
- [6] Κάππας Κ, Θεοδώρου Κ. *Ακτινοβολίες και Ακτινοπροστασία*. Nicosia (Cyprus): BROKEN HILL Publishers Ltd, Π.Χ. Πασχαλίδης; 2017.
- [7] Γεωργίου Ε, et al. *Ιατρική Φυσική: Διαγνωστικές και Θεραπευτικές Εφαρμογές των Ακτινοβολιών*. 2η έκδ. Nicosia (Cyprus): BROKEN HILL Publishers Ltd, Π.Χ. Πασχαλίδης; 2014.
- [8] Κανδαράκης Ι. *Ακτινοδιαγνωστική: Ιατρική Φυσική – Βιοϊατρική Τεχνολογία*, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις "Αράκυνθος"; 2007.
- [9] Αλειφερόπουλος Δ, Καλλιβωκάς Σ. *Αξονική Τομογραφία*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας – Ανατύπωση; 2016.
- [10] Bae KT, Whiting BR. *Basic principles of computed tomography physics and technical considerations* [Internet]. Radiology Key; 2016 [cited 2025 May 11]. Available from: <https://radiologykey.com/basic-principles-of-computed-tomography-physics-and-technical-considerations/>
- [11] University of California Davis Health, Department of Radiology. Radiation Dose Reporting [Internet]. Sacramento (CA): UC Davis Health; 2014 [cited 2025 May 4]. Available from: <https://health.ucdavis.edu/radiology/radiationdose.html>
- [12] Martin CJ, Sutton DG. *CT dose index* [Internet]. Radiopaedia.org; [cited 2025 May 11]. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/ct-dose-index-1>

- [13] McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015 Sep;276(3):637–653. doi:10.1148/radiol.2015142631.
- [14] Saba L, Porcu M, Schmidt B, Flohr T. Dual Energy CT: Basic Principles. In: De Cecco CN, Laghi A, Schoepf UJ, Meinel FG, editors. *Dual Energy CT in Oncology*. Cham: Springer; 2015. p. 1–20. doi:10.1007/978-3-319-19563-6_1.
- [15] Bushberg JT. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray interactions. *Radiographics*. 1998 Mar-Apr;18(2):457–468. doi:10.1148/radiographics.18.2.9536489.
- [16] Nett B. *X-Ray Interactions: Illustrated Summary (Photoelectric, Compton, Coherent)* [Internet]. How Radiology Works; [cited 2025 May 11]. Available from: <https://howradiologyworks.com/x-ray-interactions/>
- [17] Διάλεξη «Βασικές Αρχές Αλληλεπίδρασης Ακτινοβολίας & Υλης», Κική Θεοδόρου, Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Βιοϊατρική Απεικόνιση και Ακτινοπροστασία», Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Ακαδημαϊκό έτος 2023-2024
- [18] Yu L, Fletcher JG, Yu L, et al. Dual-Energy CT: General Principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2013 Jan;200(1):W1–W10. doi:10.2214/AJR.12.9116.
- [19] Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017 Aug;27(3):371–384. doi:10.1016/j.nic.2017.03.002.
- [20] Liu X, Wang J, Zhang Y, et al. Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2022;12(9):4911–4925. doi:10.21037/qims-22-1067.
- [21] Διάλεξη «Βασικές Φυσικές Αρχές Υπολογιστικής Τομογραφίας», Κώστας Περισυνάκης, Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Βιοϊατρική Απεικόνιση και Ακτινοπροστασία», Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Ακαδημαϊκό έτος 2023-2024
- [22] Διάλεξη «Εξελιγμένες Τεχνικές Υπολογιστικής Τομογραφίας», Κώστας Περισυνάκης, Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Βιοϊατρική Απεικόνιση και Ακτινοπροστασία», Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Ακαδημαϊκό έτος 2023-2024
- [23] Bae KT, McCollough CH, Leng S, et al. Dual-Energy CT: Applications in Oncology. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*. 2020;51(4):528–537. doi:10.1155/2020/140395.
- [24] Borges AP, Antunes C, Curvo-Semedo L. Pros and Cons of Dual-Energy CT Systems: “One Does Not Fit All”. *Tomography*. 2023 Jan 27;9(1):195–216. doi:10.3390/tomography9010017

- [25] Parakh A, Lennartz S, An C, Rajiah P, Yeh BM, Simeone FJ, Sahani DV, Kambadakone AR. Dual-Energy CT Images: Pearls and Pitfalls. *Radiographics*. 2021 Jan-Feb;41(1):98–119. doi:10.1148/rg.2021200102.
- [26] 3D and Quantitative Imaging Laboratory, Stanford University. What is Photon Counting CT? (PCCT). [Internet]. Stanford (CA): Stanford University; [cited 2025 May 11]. Available from: <https://3dqlab.stanford.edu/what-is-pcct-2-2/>
- [27] Open Medscience. Photon Counting Computed Tomography: Advancing Medical Imaging with Unparalleled Precision and Detail. [Internet]. [cited 2025 May 11]. Available from: <https://openmedscience.com/photon-counting-computed-tomography-advancing-medical-imaging-with-unparalleled-precision-and-detail/>
- [28] Meloni A, Maffei E, Clemente A, De Gori C, Occhipinti M, Positano V, Berti S, La Grutta L, Saba L, Cau R, et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography: Technical Principles and Applications in the Assessment of Cardiovascular Diseases. *J Clin Med*. 2024;13(8):2359. doi:10.3390/jcm13082359
- [29] Lachance C, Horton J. Photon-Counting CT: High Resolution, Less Radiation. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2024 Feb. (Emerging Health Technologies). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK602525/Κέντρο Βιοτεχνολογίας+3>
- [30] Meloni A, Maffei E, Positano V, Clemente A, De Gori C, Berti S, La Grutta L, Saba L, Bossone E, Mantini C, et al. Technical principles, benefits, challenges, and applications of photon counting computed tomography in coronary imaging: a narrative review. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2024 Aug 31;14(4):698–724. doi:10.21037/cdt-24-52.
- [31] 6. Jamanetwork.com. [cited 2025 May 13]. Available from: <https://jamanetwork.com/journals/jamainternalmedicine/fullarticle/415384>
- [32] Tsalafoutas IA, Koukourakis GV. Patient dose considerations in computed tomography examinations. *World J Radiol*. 2010 Jul 28;2(7):262–268. doi:10.4329/wjr.v2.i7.262.
- [33] García-Figueiras R, Oleaga L, Broncano J, Tardáguila G, Fernández-Pérez G, Vañó E, Santos-Armentia E, Méndez R, Luna A, Baleato-González S. What to Expect (and What Not) from Dual-Energy CT Imaging Now and in the Future? *J Imaging*. 2024;10(7):154. doi:10.3390/jimaging10070154.
- [34] McCollough CH, Rajiah PS. Milestones in CT: Past, Present, and Future. *Radiology*. 2023 Oct;309(1):e230803. doi:10.1148/radiol.230803.
- [35] Douek PC, Boccalini S, Oei EHG, Cormode DP, Pourmorteza A, Boussel L, Si-Mohamed SA, Budde RPJ. Clinical Applications of Photon-counting CT: A Review

of Pioneer Studies and a Glimpse into the Future. *Radiology*. 2023 Oct;309(1):e222432. doi:10.1148/radiol.222432.

[36] Liu PS, Platt JF. CT angiography of the renal circulation. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203(4):W347-W359. doi:10.2214/AJR.12.9210

[37] Terzioglu F, Sidky EY, Phillips JP, Reiser IS, Bal G, Pan X. Optimizing dual-energy CT technique for iodine-based contrast-to-noise ratio, a theoretical study. *Med Phys*. 2024 Apr;51(4):2871-2881. doi:10.1002/mp.17010

[38] Wiley.com. [cited 2025 May 13]. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1155/2020/1403957>

[39] Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-energy CT: radiation dose aspects. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2012;199(5 Suppl):S16-25. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.12.9210>

[40] Ghasemi Shayan R, Oladghaffari M, Sajjadian F, Fazel Ghaziyan M. Image quality and dose comparison of single-energy CT (SECT) and dual-energy CT (DECT). *Radiol Res Pract* [Internet]. 2020;2020:1403957. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2020/1403957>

[41] Donuru A, Araki T, Dako F, Dave JK, Perez RP, Xu D, et al. Photon-counting detector CT allows significant reduction in radiation dose while maintaining image quality and noise on non-contrast chest CT. *Eur J Radiol Open* [Internet]. 2023;11(100538):100538. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejro.2023.100538>

[42] Dobrolinska MM, van der Werf NR, van der Bie J, de Groen J, Dijkshoorn M, Booij R, et al. Radiation dose optimization for photon-counting CT coronary artery calcium scoring for different patient sizes: a dynamic phantom study. *Eur Radiol* [Internet]. 2023;33(7):4668–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-023-09434-1>

[43] Van der Bie J, van Straten M, Booij R, Bos D, Dijkshoorn ML, Hirsch A, et al. Photon-counting CT: Review of initial clinical results. *Eur J Radiol* [Internet]. 2023;163(110829):110829. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110829>

[44] Jung H. Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. *Prog Med Phys* [Internet]. 2021;32(1):1–17. Available from: <http://dx.doi.org/10.14316/pmp.2021.32.1.1>

[45] Kumar D. CLINICAL APPLICATIONS OF CT SCAN.Pptx [Internet]. SlideShare. [cited 2025 May 14]. Available from: <https://www.slideshare.net/slideshow/clinical-applications-of-ct-scanpptx/261466753>

- [46] Vlahos I, Chung R, Nair A, Morgan R. Dual-energy CT: vascular applications. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2012;199(5 Suppl):S87-97. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.12.9114>
- [47] Machida H, Tanaka I, Fukui R, Shen Y, Ishikawa T, Tate E, et al. Dual-energy spectral CT: Various clinical vascular applications. *Radiographics* [Internet]. 2016;36(4):1215–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.2016150185>
- [48] Mdpi.com. [cited 2025 May 15]. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/13/7653>
- [49] Kaza RK, Ananthakrishnan L, Kambadakone A, Platt JF. Update of dual-energy CT applications in the genitourinary tract. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2017;208(6):1185–92. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.16.17742>
- [50] Tijssen MPM, Hofman PAM, Stadler AAR, van Zwam W, de Graaf R, van Oostenbrugge RJ, et al. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *Eur Radiol* [Internet]. 2014;24(4):834–40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-013-3073-x>
- [51] Gibney B, Redmond CE, Byrne D, Mathur S, Murray N. A review of the applications of dual-energy CT in acute neuroimaging. *Can Assoc Radiol J* [Internet]. 2020;71(3):253–65. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0846537120904347>
- [52] Rajiah P, Sundaram M, Subhas N. Dual-energy CT in musculoskeletal imaging: What is the role beyond gout? *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2019;213(3):493–505. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.19.21095>
- [53] Simonetti I, Verde F, Palumbo L, Di Pietto F, Puglia M, Scaglione M, et al. Dual energy computed tomography evaluation of skeletal traumas. *Eur J Radiol* [Internet]. 2021;134(109456):109456. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.109456>
- [54] Oup.com. [cited 2025 May 15]. Available from: <https://academic.oup.com/bjr/article/97/1156/705/7593808>
- [55] Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-energy CT applications in the abdomen. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2012;199(5 Suppl):S64-70. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.12.9196>
- [56] Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *Radiographics* [Internet]. 2014;34(3):589–612. Available from: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.343135041>
- [57] Lennartz S, Hokamp NG, Kambadakone A. Dual-energy CT of the abdomen: Radiology in training. *Radiology* [Internet]. 2022;305(1):19–27. Available from: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.212914>

- [58] Guo S, Liu T, Qu G, Xu J, Liu Q, Zhao Q, et al. Dual-energy CT in breast cancer: Current applications and future outlooks. *Precis Radiat Oncol* [Internet]. 2023;7(4):286–94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1002/pro6.1213>
- [59] Volterrani L, Gentili F, Fausto A, Pelini V, Megha T, Sardanelli F, et al. Dual-energy CT for locoregional staging of breast cancer: Preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2020;214(3):707–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.18.20953>
- [60] Xia H, Chen Y, Cao A, Wang Y, Huang X, Zhang S, et al. Differentiating between benign and malignant breast lesions using dual-energy CT-based model: development and validation. *Insights Imaging* [Internet]. 2024;15(1):173. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s13244-024-01752-2>
- [61] Shah KD, Zhou J, Roper J, Dhabaan A, Al-Hallaq H, Pourmorteza A, et al. Photon-counting CT in cancer radiotherapy: Technological advances and clinical benefits. *ArXiv*. 2024;
- [62] Zanon C, Quaia E, Crimi F. Introduction to special issue imaging in cancer diagnosis. *Tomography* [Internet]. 2024;10(1):101–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/tomography10010009>
- [63] García-Figueiras R, Baleato-González S. Quantitative multi-energy CT in oncology: State of the art and future directions. *Eur J Radiol* [Internet]. 2025;182(111840):111840. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111840>
- [64] View of photon-counting CT: High resolution, less radiation [Internet]. *Canjhealthtechnol.ca*. [cited 2025 May 18]. Available from: <https://canjhealthtechnol.ca/index.php/cjht/article/view/EH00124/1814>
- [65] Khan N, Anwar Z, Zafar AM, Ahmed F, Ather MH. A comparison of non-contrast CT and intravenous urography in the diagnosis of urolithiasis and obstruction. *Afr J Urol* [Internet]. 2012;18(3):108–11. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.afju.2012.08.004>
- [66] Niehoff JH, Carmichael AF, Woeltjen MM, Boriesosdick J, Lopez Schmidt I, Michael AE, et al. Clinical low dose photon counting CT for the detection of urolithiasis: Evaluation of image quality and radiation dose. *Tomography* [Internet]. 2022;8(4):1666–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/tomography8040138>
- [67] Meloni A, Frijia F, Panetta D, Degiorgi G, De Gori C, Maffei E, et al. Photon-counting computed tomography (PCCT): Technical background and cardio-vascular applications. *Diagnostics (Basel)* [Internet]. 2023;13(4). Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics13040645>

- [68] Meloni A, Maffei E, Positano V, Clemente A, De Gori C, Berti S, et al. Technical principles, benefits, challenges, and applications of photon counting computed tomography in coronary imaging: a narrative review. *Cardiovasc Diagn Ther* [Internet]. 2024 [cited 2025 May 18];14(4):698–724. Available from: <https://cdt.amegroups.org/article/view/127186/html>
- [69] Yee KM. PCCT bests standard CT for evaluating lung structure and function [Internet]. *AuntMinnie*. 2023 [cited 2025 May 18]. Available from: <https://www.auntminnie.com/clinical-news/ct/article/15633814/pcct-bests-standard-ct-for-evaluating-lung-structure-and-function>
- [70] Remy-Jardin M, Flohr T, Remy J. Thoracic applications of photon-counting CT: where are we after three years of clinical implementation? *Br J Radiol* [Internet]. 2025; Available from: <http://dx.doi.org/10.1093/bjr/tqaf026>
- [71] Madhavan AA, Bathla G, Benson JC, Diehn FE, Nagelschneider AA, Lehman VT. High yield clinical applications for photon counting CT in neurovascular imaging. *Br J Radiol* [Internet]. 2024;97(1157):894–901. Available from: <http://dx.doi.org/10.1093/bjr/tqae058>
- [72] Grunz J-P, Huflage H. Photon-counting computed tomography: Experience in musculoskeletal imaging. *Korean J Radiol* [Internet]. 2024;25(7):662–72. Available from: <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2024.0096>
- [73] McCabe C, Sauer TJ, Zarei M, Segars WP, Samei E, Abadi E. A systematic assessment of photon-counting CT for bone mineral density and microarchitecture quantifications. *Proc SPIE*. 2023;12463.
- [74] Stålhammar F, Aurumskjöld M-L, Meyer S, Wiklund M, Wingren P, Liuba P, et al. Photon-counting computed tomography for paediatric congenital heart defects yields images of high diagnostic quality with low radiation doses at both 70 kV and 90 kV. *Pediatr Radiol* [Internet]. 2024;54(7):1187–96. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00247-024-05939-z>
- [75] Photon-counting CT improves cardiac imaging in infants with heart defects [Internet]. *Physics World*. 2023 [cited 2025 May 18]. Available from: <https://physicsworld.com/a/photon-counting-ct-improves-cardiac-imaging-in-infants-with-heart-defects/>
- [76] Perera Molligoda Arachchige AS, Verma Y. Role of photon-counting computed tomography in pediatric cardiovascular imaging. *World J Clin Pediatr* [Internet]. 2025 [cited 2025 May 18];14(1):99288. Available from: <https://www.wjgnet.com/2219-2808/full/v14/i1/99288.htm>