

Λειτουργία αξονικού τομογράφου διπλής πηγής - διπλής ενέργειας και κλινικές εφαρμογές

Στεφανία Χαντζή¹, Δανάη Χουρμούζη²,
Ελισάβετ Μολυβδά-Αθανασοπούλου¹

- ¹Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, ΑΠΘ
- ²Ακτινολογικό Εργαστήριο, Διαβαλκανικό Ιατρικό Κέντρο

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αυξανόμενη διαθεσιμότητα νέας γενιάς Αξονικών Τομογράφων έχει οδηγήσει στη καλύτερη απεικόνιση της καρδιάς και της λειτουργίας της. Τα τελευταία χρόνια, έκανε την εμφάνισή του, ο Αξονικός Τομογράφος Διπλής Πηγής – Διπλής Ενέργειας (DSCT-DECT) που διαθέτει δύο λυχνίες ακτίνων Χ τοποθετημένες στο gantry σε γωνία 90° και λειτουργούν στο ίδιο ή και διαφορετικό δυναμικό. Στην παρούσα εργασία παρουσιάζεται ο σχεδιασμός και η λειτουργία ενός τέτοιου συστήματος, τα πλεονεκτήματά του και η προσφορά του στην ιατρική απεικόνιση. Αναλύεται η βελτίωση της χρονικής διακριτικής ικανότητας που επιτρέπει την καρδιακή απεικόνιση με δεδομένα ενός μόνο καρδιακού κύκλου και η ακτινική επιβάρυνση των ασθενών.

Η ταυτόχρονη σάρωση με δύο δέσμες ακτίνων Χ διαφορετικής ενέργειας επιτρέπει την διάκριση ιστών με παρόμοιο ατομικό αριθμό λόγω της διαφορετικής απορρόφησης στις δύο ενέργειες. Δημιουργούνται έτσι εικόνες χαρακτηριστικές των υλικών. Η δυνατότητα αυτή βρίσκει συνεχώς νέες εφαρμογές, όπως η κατάργηση της αρχικής λήψης χωρίς σκιαστικό και αντικατάσταση αυτής από μια εικονική (virtual unenhanced).

ΛΕΞΕΙΣ – ΚΛΕΙΔΙΑ: Αξονικός Τομογράφος Διπλής Πηγής, Αξονικός Τομογράφος Διπλής Ενέργειας, Αξονική στεφανιογραφία.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εισαγωγή των Πολυτομικών Αξονικών Τομογράφων (Multi-Section Computed Tomography, MSCT) αποτέλεσε ένα από τα σημαντικότερα βήματα προόδου στην Αξονική Τομογραφία. Η βελτίωση των παραμέτρων, που επηρεάζουν σημαντικά τη ποιότητα της εικόνας, οδήγησε στη καλύτερη διαγνωστική ακρίβεια των εξετάσεων.¹

Παρ' όλα τα πλεονεκτήματα του MSCT (τεχνολογία πολλαπλών τομών, ελικοειδής σάρωση, μικρότερος χρόνος περιστροφής του gantry), η ποιότητα της εικόνας στην απεικόνιση της καρδιάς δεν είναι ικανοποιητική. Η σύνδεση με ηλεκτροκαρδιογράφο και η αντίστοιχη μέθοδος ανακατασκευής που εφαρμόζεται μέχρι σήμερα, επιτρέπει την ανακατασκευή εικόνας από δεδομένα που αντιστοιχούν στην ίδια φάση διαφορετικών καρδιακών κύκλων, βελτιώνοντας έτσι τη χρονική διακριτική ικανότητα του συστήματος, χωρίς να εξαλείφει όμως το πρόβλημα.² Επιπρόσθετα, η απεικόνιση παχύσαρκων ατόμων εμφανίζει μεγάλο βαθμό δυσκολίας σ' έναν Αξονικό Τομογράφο μιας πηγής, λόγω ανεπαρκούς ισχύος της λυχνίας. Σε περιοχές, δηλαδή, με υψηλή εξασθένιση των ακτίνων Χ πρέπει να εφαρμοστεί μεγαλύτερη ισχύς, έτσι ώστε περισσότερα φωτόνια να διεισδύουν και να φτάνουν στην εξεταζόμενη περιοχή.^{2,3}

Το 2005, έκανε την εμφάνισή του ένα νέο σύστημα Αξονικού Τομογράφου, ο Αξονικός Τομο-

γράφος Διπλής Πηγής – Διπλής Ενέργειας (Dual-Source Computed Tomography, DSCT / Dual Energy Computed Tomography, DECT). Το σύστημα αυτό διαθέτει δύο λυχνίες ακτίνων X και παρουσιάζει βελτιωμένη χρονική διακριτική ικανότητα σε σχέση μ' έναν MSCT μιας πηγής, προσφέροντας περισσότερες δυνατότητες, ειδικότερα στην καρδιακή απεικόνιση. Για παράδειγμα, ο DSCT μπορεί να παράγει υψηλής ποιότητας εικόνες σε μια ευρεία περιοχή καρδιακών ρυθμών.^{2,3}

Το δεύτερο πλεονέκτημα των δύο λυχνιών είναι η αυξημένη ισχύς που επιτρέπει την βελτιωμένη απεικόνιση παχύσαρκων ατόμων, όπως επίσης και την ταχεία σάρωση μεγάλου όγκου που απαιτείται σε επείγοντα περιστατικά.

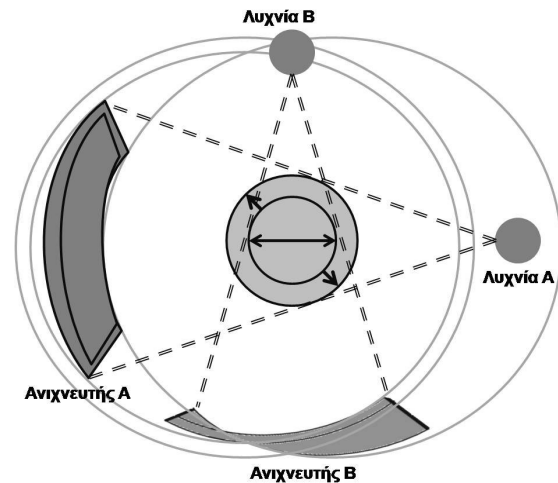
Επιπλέον, η δυνατότητα λειτουργίας των δύο λυχνιών σε διαφορετικά δυναμικά παράγει εικόνες πυκνότητας των υλικών με ενδιαφέρουσες εφαρμογές.^{4,5}

Στο άρθρο αυτό περιγράφονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά και η λειτουργία του αξονικού τομογράφου διπλής πηγής-διπλής ενέργειας, καθώς επίσης παρουσιάζεται η σημαντικότερη και ευρύτερη εφαρμογή του, η καρδιακή απεικόνιση.

2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ ΔΙΠΛΗΣ ΠΗΓΗΣ

Τα συστήματα αξονικών τομογράφων διπλής πηγής ανήκουν στην νέα γενιά αξονικών τομογράφων, οι ανιχνευτές περιστρέφονται σε συγχρονισμό με τη λυχνία και η δέσμη των ακτίνων X έχει σχήμα βεντάλιας.² Είναι εξοπλισμένα με δύο λυχνίες, τοποθετημένες μέσα στο **gantry του μηχανήματος** με γωνιακή διαφορά 90° (Εικόνα 1). Οι λυχνίες αυτές είναι στρεφόμενης ανόδου και βασίζονται στη επαναστατική τεχνολογία **z-sharp**.⁶ Διαθέτουν, δηλαδή, ένα ηλεκτρομαγνητικό σύστημα απόκλισης της δέσμης των ηλεκτρονίων προκαλώντας έτσι μια περιοδική μετατόπιση της εστίας.⁶ Σε κάθε θέση της λυχνίας δημιουργούνται δύο εστιακά σημεία και αντίστοιχα δύο προβολές, δύο σειρές δεδομένων, σε κάθε στοιχείο του ανιχνευτή. Οι δύο λυχνίες μπορούν να λειτουργούν στο ίδιο ή σε διαφορετικό δυναμικό (kV) και ρεύμα (mA).³

Τα συστήματα Αξονικού Τομογράφου Διπλής Πηγής περιλαμβάνουν δύο ανιχνευτικές διατάξεις A και B που βρίσκονται απέναντι από τις δύο λυχνίες, A και B αντίστοιχα. Στη πιο εξελιγμένη διά-



Εικ. 1. Οι δύο λυχνίες ακτίνων X είναι τοποθετημένες στο κυρίως σώμα του DSCT με γωνιακή διαφορά 90° .

ταξη του πιο γρήγορου συστήματος, κάθε ανιχνευτική διάταξη περιλαμβάνει 64 γραμμές ανιχνευτή, καθεμία από τις οποίες έχει πάχος 0,6 mm. Με βάση την τεχνολογία **z-flying focal point**, οι δύο ανιχνευτές, A και B, μπορούν να αποκτήσουν 128 τομές (από τον συνδυασμό 64 λήψεων των 0.6 mm ανά περιστροφή).^{2,4}

Στη διάταξη του **Somatom Definition**, ο ανιχνευτής A καλύπτει ολόκληρο το πεδίο απεικόνισης, δηλαδή γύρω στα 50 εκατοστά σε διάμετρο, ενώ ο ανιχνευτής B περιορίζεται σ' ένα μικρότερο πεδίο, με διάμετρο 26 εκατοστά. Κάθε ανιχνευτική διάταξη περιλαμβάνει 40 γραμμές ανιχνευτή. Από τις 32 κεντρικές γραμμές, η καθεμία έχει πάχος 0,6 mm, ενώ από τις υπόλοιπες 8 γραμμές, η καθεμία έχει πάχος 1,2 mm. Ομοίως και σ' αυτή την περίπτωση, οι δύο ανιχνευτές, A και B, μπορούν να αποκτήσουν 64 τομές (από τον συνδυασμό 32 λήψεων των 0.6 mm ανά περιστροφή). Ο τυπικός χρόνος περιστροφής των ακτινολογικών λυχνιών στο **gantry**, η διάρκεια μίας περιστροφής, είναι 1s στους Υπολογιστικούς Τομογράφους Διπλής Πηγής αλλά μπορεί να μειωθεί μέχρι 0.33s.^{2,3}

Για τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας, τοποθετούνται φίλτρα Αλουμινίου (Al) μπροστά και από τις δύο λυχνίες. Επιπρόσθετα, χρησιμοποιείται το λεγόμενο **bowtie φίλτρο που τοποθετείται** μετά τον κατευθυντήρα. Το φίλτρο αυτό διαμορφώνει τη δέσμη σύμφωνα με το πεδίο απεικόνισης και μειώνει την ένταση ακτινοβολίας εκτός της εξεταζόμενης περιοχής.⁷

Στον CT διπλής πηγής – διπλής ενέργειας, το σοβαρότερο πρόβλημα προκαλείται από τη σκέδαση Compton, διότι ένα μέρος των φωτονίων της λυχνίας Α σκεδάζεται κατά μία γωνία 90° και ανιχνεύονται έτσι από τον ανιχνευτή Β, που βρίσκεται απέναντι από τη λυχνία Β. Συνεπώς τα σκεδαζόμενα φωτόνια της λυχνίας με δυναμικό 140 kV απεικονίζονται στο φάσμα των φωτονίων της λυχνίας με δυναμικό 80 kV. Αυτό οδηγεί στη αναζήτησή λύσεων διόρθωσης της σκέδασης για την απόκτηση έγκυρων πληροφοριών.⁸

3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

Ένας αξονικός τομογράφος διπλής πηγής – διπλής ενέργειας οδηγεί στη λήψη εικόνων, η οποία εξαρτάται από τον τρόπο λειτουργίας του συγκεκριμένου συστήματος. Ο DSCT μπορεί να λειτουργήσει με τρεις διαφορετικούς τρόπους, λόγω κυρίως της δεύτερης διάταξης λυχνίας- ανιχνευτή και της ικανότητας να συνδυάζει τα δεδομένα που αποκτιούνται από τα δύο συστήματα.

Κατ' αρχήν, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ελικοειδή σάρωση με μία λυχνία, όπως συμβαίνει σ' έναν αξονικό τομογράφο 64-τομών μιας πηγής, για γενικές εφαρμογές ακτινολογίας. Δηλαδή, λειτουργεί μόνο η μια λυχνία ακτίνων Χ, καθώς και ο ένας ανιχνευτής που βρίσκεται ακριβώς απέναντι.

Ο δεύτερος τρόπος λειτουργίας αναφέρεται στην ενεργοποίηση και των δύο λυχνιών στις οποίες εφαρμόζεται το ίδιο δυναμικό. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το DSCT περιλαμβάνει δύο λυχνίες ακτίνων Χ, καθεμία από τις οποίες έχει ισχύ ίση μ' αυτή μιας λυχνίας ενός αξονικού τομογράφου 64-τομών (80 kW). Με τον συνδυασμό αυτό παράγεται ισχύς 160 kW. Αυτή η υψηλή ισχύς είναι κατάλληλη για εξετάσεις παχύσαρκων ατόμων.

Εάν σε μια τυπική εξέταση χρησιμοποιούνται και οι δύο λυχνίες τότε τα παραγόμενα δεδομένα συνδυάζονται και ανασυνθέτουν μια κάθετη αξονική τομή. Έτσι, κατά την ανακατασκευή της εικόνας, χρησιμοποιούνται τα δεδομένα του δεύτερου ανιχνευτή κατά την ίδια γωνία προβολής με τα δεδομένα του πρώτου.³

Με την παραπάνω λειτουργία του DSCT βελτιώνεται η χρονική διακριτική ικανότητα που αποτελεί σημαντικό πλεονέκτημα για την καρδιολογική απεικόνιση. Σ' ένα πολυτομικό τομογράφο, ο μοναδικός τρόπος βελτίωσης της χρονικής διακριτικής

ικανότητας είναι με τη μέθοδο ανακατασκευής σε πολλαπλά τμήματα, που θα αναλυθεί παρακάτω.

Ο τρίτος τρόπος λειτουργίας οφείλεται στην δυνατότητα που υπάρχει οι δύο λυχνίες να λειτουργούν με διαφορετικά στοιχεία kV και mAs. Παρέχεται, έτσι, η δυνατότητα ταυτόχρονης σάρωσης της απεικονιζόμενης περιοχής με φωτόνια δύο διαφορετικών ενεργειών. Μ' αυτόν τον τρόπο λειτουργίας επιτυγχάνεται ο χαρακτηρισμός και ο διαχωρισμός των υλικών που απεικονίζονται γιατί δημιουργούνται δύο διαφορετικές εικόνες, χαρακτηριστικές ενός υλικού όπως του ιωδίου στην απεικόνιση των αγγείων.

4. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΟΥ CT ΔΙΠΛΗΣ ΠΗΓΗΣ ΜΕ ΑΥΤΑ ΤΟΥ ΠΟΛΥΤΟΜΙΚΟΥ ΜΙΑΣ ΠΗΓΗΣ

Ο σχεδιασμός του ανιχνευτή CT και τα τεχνικά χαρακτηριστικά του καθώς και η λειτουργία της λυχνίας straton,⁶ επηρεάζουν τη δόση και την ποιότητα της εικόνας. Ο DSCT εισάγει ένα νέο επίπεδο στην ποιότητα της εικόνας, αυξάνοντας την αντίθεση χωρίς να απαιτείται υψηλότερη δόση ακτινοβολίας και υπερνικώντας τα καθιερωμένα πρότυπα για ταχύτητα και ποιότητα εικόνας. Για παράδειγμα, εάν κάποιος προσπαθεί να φωτογραφήσει αντικείμενα σε κίνηση, χρειάζεται ένα γρήγορο μηχανισμό διαφράγματος της φωτογραφικής μηχανής, αλλιώς οι εικόνες θα είναι θολές. Στον DSCT, ο μηχανισμός συλλογής δεδομένων είναι τόσο γρήγορος που μπορεί να υπερνικήσει τον καρδιακό ρυθμό. Τα συστήματα DSCT προσφέρουν πολλά πλεονεκτήματα, ειδικότερα στην καρδιακή απεικόνιση.

4.1. Χωρική διακριτική ικανότητα

Η χωρική διακριτική ικανότητα αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος να διακρίνει μικρές ανατομικές λεπτομέρειες, όπως για παράδειγμα τις στεφανιαίες αρτηρίες. Με την τεχνολογία z-sharp, που χρησιμοποιείται στον DSCT, καθώς και στον MDCT, η χωρική διακριτική ικανότητα μπορεί να φτάσει τα 0.4 mm στο ισόκεντρο, για πάχος τομής 0.6 mm, όταν και οι δύο λυχνίες λειτουργούν στο ίδιο δυναμικό.² Δηλαδή, η χωρική διακριτική ικανότητα ενός CT διπλής πηγής δεν βελτιώνεται ιδιαίτερα σε σχέση μ' έναν πολυτομικό μιας πηγής (Πίνακας 1).

	DSCT	MSCT μιας πηγής
Αριθμός πηγών	2	1
Αριθμός ανιχνευτικών διατάξεων	2	1
Πάχος τομής	0.6 mm (64- τομές, τεχνολογία z-flying focal spot)	0.6 mm (64- τομές, τεχνολογία z-flying focal spot)
Ισχύς	2x80 kW (όταν λειτουργούν και οι δύο λυχνίες)	80 kW (μια λυχνία)
Ελάχιστος χρόνος περιστροφής	0,33 s	0,33 s
Χρονική διακριτική ικανότητα	83 ms (single-segment reconstruction) ανεξάρτητη του καρδιακού ρυθμού ≥ 60 ms (multiple-segment reconstruction) εξαρτώμενη από τον καρδιακό ρυθμό	≥ 83 ms (multiple-segment reconstruction) εξαρτώμενη από τον καρδιακό ρυθμό

Πίνακας 1. Σύγκριση τεχνικών χαρακτηριστικών ενός 64-τομών DSCT και ενός 64-τομών MSCT.

4.2. Χρονική διακριτική ικανότητα

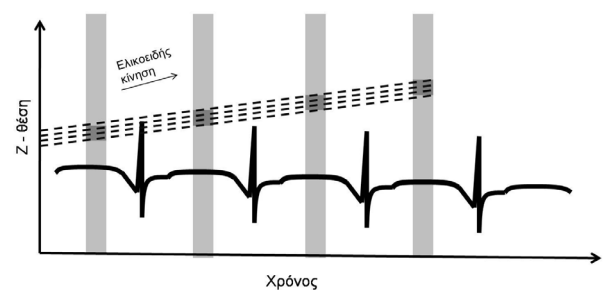
Η χρονική διακριτική ικανότητα είναι σημαντική για την απεικόνιση δομών που βρίσκονται σε κίνηση, όπως η καρδιά. Στους μέχρι τώρα πολυτομικούς μιας πηγής, χρησιμοποιούνται δεδομένα που έχουν αποκτηθεί από μια περιστροφή της λυχνίας ακτίνων X κατά 180° συν την γωνία βεντάλιας (50° ή 60°) για να δώσουν χρονική διακριτική ικανότητα ίση με το μισό του χρόνου περιστροφής. Για τον ίδιο χρόνο περιστροφής της λυχνίας, η χρονική διακριτική ικανότητα βελτιώνεται συλλέγοντας δεδομένα σάρωσης που αντιστοιχούν σε συγκεκριμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου από συνεχόμενους καρδιακούς παλμούς. Μ' αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται ανακατασκευή της εικόνας που βασίζεται στην τμηματοποίηση των δεδομένων της σάρωσης με βελτιωμένη χρονική διακριτική ικανότητα και ευκρίνεια (Εικόνα 2). Η μέθοδος όμως αυτή αποδεικνύεται αναποτελεσματική σε περίπτωση αρρυθμίας ή οποιαδήποτε άλλης ανακολούθιας αντιστοίχισης δεδομένων στη φάση του καρδιακού κύκλου, οπότε και δημιουργείται ασαφής εικόνα¹.

Σ' ένα απλό αξονικό τομογράφο, για την απεικόνιση της καρδιάς, χρησιμοποιούνται δεδομένα που αντιστοιχούν σε γωνία περιστροφής 180°. Η

χρονική διακριτική ικανότητα μπορεί να μειωθεί μέχρι τα 83 ms, αν ο CT είναι συνδεδεμένος με ΗΚΓ και για την ανακατασκευή της εικόνας χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα δύο τμημάτων.

Με την χρήση των δύο λυχνιών η γωνία περιορίζεται σε 90°. Δηλαδή για τον ίδιο χρόνο περιστροφής (t_{rot}), που είναι 0.33s, η χρονική διακριτική ικανότητα ισούται με $\Delta T = t_{rot} / 4 = 83ms$.^{2,7} Μπορούμε να πούμε λοιπόν ότι τα δεδομένα συλλέγονται σε διάστημα μικρότερο από αυτό “μιας αναπνοής”.²

Στην περίπτωση του DSCT και εφ' όσον οι δύο λυχνίες λειτουργούν στο ίδιο δυναμικό, η χρονική



Εικ. 2. Ανακατασκευή της εικόνας που βασίζεται στην τμηματοποίηση των δεδομένων της σάρωσης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

διακριτική ικανότητα είναι σταθερή, ανεξάρτητη από τον καρδιακό ρυθμό γιατί για τον σχηματισμό της εικόνας χρησιμοποιούνται δεδομένα ενός μόνο καρδιακού κύκλου.

Όταν εφαρμόζεται η ανακατασκευή δύο τμημάτων στο DSCT, η χρονική διακριτική ικανότητα βελτιώνεται ακόμα περισσότερο φτάνοντας τα 60 ms, ανάλογα όμως με τον καρδιακό ρυθμό. Τέλος, με διαφορετικό δυναμικό των δύο λυχνιών και ανακατασκευή δύο τμημάτων η χρονική διακριτική ικανότητα φτάνει τα 165 ms, που είναι παρόμοια μ' αυτή ενός MDCT μιας πηγής.²

4.3. Δόση ακτινοβολίας

Διπλασιάζοντας τον αριθμό των πηγών, έχει παρατηρηθεί αύξηση κατά 88% στη δόση ακτινοβολίας, στην οποία εκτίθεται ο ασθενής, σε σχέση με έναν πολυτομικό CT μιας πηγής.⁹ Ωστόσο, η αύξηση αυτή, μετριάζεται με τεχνικές που μπορούν να μειώσουν τη δόση, ακόμη και χαμηλότερα από έναν CT μιας πηγής.⁹ Οι Lucaya και συν. διαπίστωσαν ότι μια αξονική τομογραφία θώρακα με τον DSCT μπορεί να πραγματοποιηθεί αξιόπιστα χρησιμοποιώντας, 34 ή 50 mAs αντί της συνήθους τιμής των 180 mAs, επιτυγχάνοντας έτσι μείωση της δόσης κατά 72% και 80%, αντίστοιχα.¹⁰ Κατά την καρδιακή απεικόνιση, οι κυριότεροι μηχανισμοί μείωσης της δόσης ακτινοβολίας σ' ένα DSCT είναι: η αύξηση του pitch για μεγαλύτερους καρδιακούς ρυθμούς, η διαμόρφωση του ρεύματος της λυχνίας σύμφωνα με το ΗΚΓ, η χρήση ενός καρδιακού φίλτρου που θα διαμορφώνει τη δέση κατάλληλα στο πεδίο σάρωσης και η μείωση του θορύβου της εικόνας με τη χρήση κατευθυντήρων που εμποδίζουν την έκθεση του ασθενούς εκτός της απεικονιζόμενης τομής.⁹ Ειδικότερα, για την μείωση του θορύβου μπορούν να χρησιμοποιηθούν κατά την επεξεργασία εξειδικευμένοι αλγόριθμοι που προσαρμόζονται αυτόματα στα δεδομένα κάθε λήψης.⁹

Η δυνατότητα αύξησης του pitch σε τιμές μεγαλύτερες του 1.3 για καρδιακούς ρυθμούς που ξεπερνούν τους 100 κτύπους το λεπτό, οδηγεί σε μείωση της δόσης ακτινοβολίας, χωρίς τη χρήση μεθόδων ανακατασκευής πολλών τμημάτων.⁹

Η αύξηση του pitch υφίσταται περιορισμούς στον CT μιας πηγής ($\text{pitch} \leq 1.5$) διότι για μεγαλύτερες τιμές του pitch δημιουργούνται κενά δειγ-

ματοληψίας, τα οποία έχουν ως αποτέλεσμα τη δημιουργία σφαλμάτων στην ανακατασκευή εικόνας.¹¹ Κάτι αντίστοιχο δεν μπορεί να συμβεί με το DSCT, διότι διπλασιάζοντας τις λυχνίες των ακτίνων X, διπλασιάζεται και ο αριθμός των προβολών για κάθε γωνία λήψης, με αποτέλεσμα τα δεδομένα του δεύτερου ανιχνευτή να χρησιμοποιούνται για να γεμίσουν αυτά τα κενά, χωρίς περαιτέρω αύξηση στη δόση ακτινοβολίας.¹²

Παρατηρούμε λοιπόν ότι ενώ θεωρητικά αλλά και όπως αναφέρεται σε κάποιες εργασίες, η δόση ακτινοβολίας αυξάνει με τη χρήση δύο λυχνιών, εντούτοις με την εφαρμογή κάποιων τεχνικών η δόση γίνεται συγκρίσιμη με του πολυτομικού τομογράφου χωρίς υποβάθμιση της εικόνας.

5. ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ DSCT-ΜΕΘΟΔΟΣ ΛΗΨΗΣ / ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.

Η απεικόνιση της καρδιάς αποτελεί την σημαντικότερη εφαρμογή των αξονικών τομογράφων διπλής πηγής. Βασική προϋπόθεση αποτελεί η υψηλή χρονική και χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης, ώστε να απεικονιστούν οι αθηρωματικές πλάκες. Η διακριτική ικανότητα των 83ms ή και 60 ms σε κάποιες τεχνικές, επιτρέπει το "πάγωμα" της καρδιακής κίνησης, στοιχείο απαραίτητο για την απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων, που συνήθως καλύπτονται από τους μύες της καρδιάς.

Κάθε σύγχρονο σύστημα αξονικού τομογράφου, με μια ή δύο πηγές, διαθέτει τη δυνατότητα πραγματοποίησης καρδιολογικών εξετάσεων με σύστημα συγχρονισμού ηλεκτροκαρδιογράφου (ECG triggering). Για τη λήψη δεδομένων με συγχρονισμό του ΗΚΓ υπάρχουν δύο γνωστοί τρόποι:

Σύμφωνα με το πρώτο τρόπο αναδρομικής ανασύνθεσης της εικόνας σε συγχρονισμό με το ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα (retrospective gating), οι λυχνίες των ακτίνων X βρίσκονται σε συνεχή λειτουργία και καταγράφονται δεδομένα καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, καθώς ο ασθενής μετατοπίζεται διαμέσου του gantry με πολύ χαμηλή ταχύτητα.¹³ Στη συνέχεια, για την ανασύνθεση της εικόνας, χρησιμοποιούνται δεδομένα από διαφορετικές φάσεις ενός καρδιακού κύκλου, με αποτέλεσμα την καλύτερη δυνατή χρονική διακριτική ικανότητα.

νότητα του συστήματος. Χρησιμοποιώντας χαμηλό pitch, η δόση ακτινοβολίας στην οποία εκτίθεται ο ασθενής αυξάνεται.^{1,13} Σ' αυτή την περίπτωση για την ανακατασκευή της εικόνας, στον DSCT, εφαρμόζεται η τεχνική της μερικής σάρωσης (Partial Scan Reconstruction), στην οποία για τη δημιουργία κάθε εικόνας χρησιμοποιούνται δεδομένα που έχουν αποκτηθεί από περιστροφή της λυχνίας ακτίνων X κατά 90 μοίρες συν τη γωνία βεντάλιας στο αξονικό επίπεδο.^{2,7}

Ο δεύτερος τρόπος λήψης δεδομένων αφορά σε προκαθορισμένες καταγραφές συγκεκριμένων τμημάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (prospective ECG-triggering) και χαρακτηρίζεται από την αποτελεσματική μείωση της δόσης ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα, η λυχνία λειτουργεί μόνο σε προεπιλεγμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου, συνήθως κατά τη διαστολή που έχουμε μικρότερη κίνηση του καρδιακού τοιχώματος.¹³ Σε σύγκριση με το retrospective τρόπο σάρωσης, η δόση μειώνεται σημαντικά, καθώς η λυχνία λειτουργεί μόνο στις προεπιλεγμένες φάσεις. Οι Blankstein και συν. διαπίστωσαν ότι, μ' αυτόν τον τρόπο, η δόση του ασθενή μειώνεται κατά 73% συγκριτικά με τον πρώτο τρόπο λήψης.¹⁴

Η ανασύνθεση της εικόνας δύναται να γίνει με προβολές CT που αποκτούνται σε πολλούς καρδιακούς κύκλους και γίνεται ανακατασκευή σε πολλά τμήματα.^{1,13} Αυτή η μέθοδος ανακατασκευής εφαρμόζεται και στον DSCT, χρησιμοποιώντας δύο τμήματα που έχουν αποκτηθεί από τον καθένα ανιχνευτή. Η χρονική διακριτική ικανότητα κυμαίνεται συναρτήσει του καρδιακού ρυθμού, με μέση χρονική διακριτική ικανότητα γύρω στα 60 ms, για χρόνο περιστροφής σταθερό στα 330 ms.² Η υψηλή χρονική διακριτική ικανότητα του DSCT, το καθιστά ως το πιο ικανό σύστημα λήψης δεδομένων μ' αυτόν τον τρόπο. Στην περίπτωση αυτή αποφεύγονται τα artifacts που δημιουργούνται καθώς αναβοσβήνει η λυχνία κατά τη διάρκεια απόκτησης των δεδομένων και ιδιαίτερα σε αρρυθμίες.⁷

Στον παραπάνω τρόπο λειτουργίας, μπορεί το pitch να προσαρμόζεται στον καρδιακό ρυθμό του ασθενή, επιτυγχάνοντας μείωση της δόσης ακτινοβολίας. Η μέθοδος αυτή συστήνεται για υπολογισμό λειτουργικών δεικτών της καρδιάς όχι όμως για εξετάσεις στεφανιαίας αγγειογραφίας. Για εξετάσεις στεφανιαίας αγγειογραφίας, μπορεί να γίνει η

επιλογή ανακατασκευής μερικής σάρωσης, χρησιμοποιώντας ένα τμήμα του καρδιακού κύκλου.²

6. ΑΞΟΝΙΚΟΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ ΔΙΠΛΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ (DECT): ΕΠΕΚΤΑΣΗ ΤΟΥ DSCT

Το 1970 έγιναν τα πρώτα πειράματα με ομοιώματα σε αξονικό τομογράφο με διπλή ενέργεια, σαρώνοντας το προς εξέταση αντικείμενο δύο φορές, ενώ η λυχνία λειτουργούσε σε διαφορετικό δυναμικό κάθε φορά. Οι περιορισμοί που οφείλονταν, κυρίως στα σφάλματα λόγω κίνησης και μεγάλων χρόνων σάρωσης, καθώς επίσης και στην περιορισμένη χωρική διακριτική ικανότητα, οδήγησαν στην μη αποδοχή της τεχνικής.¹⁵

Με την εισαγωγή του CT διπλής πηγής, η απόκτηση δύο σετ δεδομένων από την ίδια ανατομική περιοχή με διαφορετικά kV σε μία μόνο ελικοειδή σάρωση έγινε πραγματικότητα. Στην πρώτη λυχνία εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού 140 kV και στην δεύτερη λυχνία διαφορά δυναμικού 80 kV, που μπορεί να αυξηθεί στα 100 kV στην περίπτωση που απαιτείται υψηλότερη ενέργεια. Η μέση ενέργεια των φωτονίων στα δύο ενεργειακά φάσματα ακτίνων X είναι 76 και 56 keV.¹⁵ Με τη προσθήκη κατάλληλου φίλτρου αφαιρούνται τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας της δέσμης. Ένα τέτοιο φίλτρο μπορεί να αποτελείται από κασσίτερο με πάχος 0,4 χιλιοστών, που καταργεί από το φάσμα τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας.³

Ο σχηματισμός της εικόνας σε μια αξονική τομογραφία βασίζεται στον υπολογισμό του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X καθενός pixel ή στην πραγματικότητα voxel, αφού η κάθε τομή έχει συγκεκριμένο πάχος. Ο συντελεστής εξασθένησης, μ, εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων, τον ατομικό αριθμό του υλικού και την πυκνότητά του. Η εξάρτηση του μ από την ενέργεια των φωτονίων οφείλεται στην διαφορετική συνεισφορά του φωτοηλεκτρικού φαινομένου και του φαινομένου Compton στη συνολική εξασθένηση των ακτίνων X από ένα υλικό. Όπως αναφέρθηκε, στον αξονικό τομογράφο διπλής ενέργειας υπάρχουν δύο διαφορετικές δέσμες φωτονίων, για παράδειγμα 80keV και 140keV, που δημιουργούν δύο διαφορετικές εικόνες. Η τομογραφία με ακτίνες X χαμηλής ενέργειας δημιουργεί εικόνες με αυξημένη αντίθεση υλικών με μεγάλο ατο-

μικό αριθμό, όπως το ιώδιο αλλά και πολύ θόρυβο.¹⁶ Κατά την ανασύνθεση μπορούν να σχηματιστούν τομογραφίες των 80keV των 140keV ή μίξη αυτών με επιλεγμένους συντελεστές βαρύτητας πχ 50%/50% που είναι πιο χρήσιμες για διαγνωστικές εξετάσεις ρουτίνας.¹⁷

Στη προσπάθεια ποσοτικοποίησης αυτής της συμπεριφοράς του υλικού έχει εισαχθεί ένας δείκτης, που είναι γνωστός ως **Dual-Energy Index**, ο οποίος υπολογίζει τη σχέση της εξασθένισης ενός voxel και είναι μοναδικός για κάθε υλικό. Πιο συγκεκριμένα ισχύει:¹⁷

$$\text{Dual Energy Index} = \frac{x_{80} - x_{140}}{x_{80} + x_{140} + 2000}$$

όπου, x_{80} και x_{140} είναι οι αριθμοί Hounsfield στα 80 kV και 140kV, αντίστοιχα. Μ' αυτό γίνεται φανερό ότι το DECT μπορεί να "υπολογίσει" τη σύνθεση των υλικών (ή χημική σύνθεση).

Η δυνατότητα αυτή οδήγησε τον CT διπλής ενέργειας, να βρίσκει συνεχώς εφαρμογή στην ιατρική απεικόνιση, καθώς τα πλεονεκτήματά του σε σχέση μ' έναν CT μιας πηγής έχουν αρχίσει να καταγράφονται σε έρευνες. Μια ενδιαφέρουσα εφαρμογή αποτελεί η απεικόνιση των αγγείων που σε πολλές διαγνωστικές εξετάσεις γίνεται με διπλή σάρωση, με και χωρίς σκιαστικό. Με τον DECT πραγματοποιείται μόνο μια σάρωση με χορήγηση σκιαστικού και η αρχική εικόνα παράγεται από την αφαίρεση των 80 και 140 kVp (**virtual un-enhanced image**). Όπως αποδεικνύεται, ο DECT μπορεί, χρησιμοποιώντας τις δύο προβολές δεδομένων (των 80 και 140 kVp) για κάθε γωνία λήψης, να παράγει υψηλής ποιότητας εικόνες VUE της κοιλιακής χώρας χωρίς σημαντική διαφορά σε σχέση με τις αντίστοιχες πραγματικές.⁵

Σε μια άλλη εφαρμογή με τον DECT, οι Guggenberger και συν περιγράφουν μια τεχνική που επιτρέπει, κατά την απεικόνιση των εμφυτευμάτων, τη σαφή διάκριση εμφυτεύματος και οστού χωρίς artifacts.⁴ Τα σφάλματα μειώνονται, ακόμα και για μεταλλικά εμφυτεύματα από Τιτάνιο, με αποτέλεσμα η ποιότητα της εικόνας να βελτιώνεται κατά 49% και να αυξάνεται η διαγνωστική της αξία.¹⁸ Αυτή η τεχνική, δεν επιβαρύνει τον ασθενή με επιπλέον δόση ακτινοβολίας, διότι το ρεύμα της λυχνίας διαμορφώνεται σύμφωνα με τις απαιτήσεις και τα πρωτόκολλα μιας απλής CT.¹⁸ Με την από-

κτηση δύο προβολών σε διαφορετικά ενεργειακά φάσματα, είναι δυνατή η εξομάλυνση των σφαλμάτων λόγω των μετάλλων σε εξετάσεις ασθενών με ποικίλα μεταλλικά εμφυτεύματα (σπονδυλική στήλη, ισχίο, μηριαίο οστόν, βραχιόνιο, ωλένη και αστράγαλο).⁴

Σύμφωνα με τα παραπάνω γίνεται κατανοητή η πολύτιμη προσφορά του CT διπλής ενέργειας στην ποιότητα της εικόνας και τις διαγνωστικές πληροφορίες, χωρίς επιπλέον ακτινική επιβάρυνση του ασθενή, σε σύγκριση μ' έναν απλό CT. Η προσπάθεια ποσοτικοποίησης αυτής της δυνατότητας του DECT οδηγεί την επιστημονική κοινότητα σε συνεχείς έρευνες για την καθιέρωσή του στην αξονική τομογραφία.

7. Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΠΡΑΞΗ.

Η στεφανιαία νόσος είναι μια από τις μείζονες αιτίες θνητότητας και θνησιμότητας στον δυτικό κόσμο. Η μη επεμβατική διαγνωστική προσέγγιση της στεφανιαίας νόσου αποτέλεσε μια σημαντική πρόκληση τα προηγούμενα χρόνια.¹⁹⁻²²

Χάρη στην τεχνολογική εξέλιξη με την κατασκευή του πολυτομικού Αξονικού Τομογράφου 64 τομών διπλής πηγής είναι δυνατή η απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων με εικόνες υψηλής ανάλυσης.²³⁻²⁶ Τα τελευταία χρόνια σε πολλά νοσοκομεία και στην Ευρώπη και στην Ελλάδα έχουν εγκατασταθεί πολυτομικοί Αξονικοί Τομογράφοι διπλής πηγής. Τα ερωτήματα που προκύπτουν είναι ποια είναι η ευαισθησία, η ειδικότητα και η ακρίβεια της Αξονικής Στεφανιογραφίας (ΑΣ), ποιές είναι οι ενδείξεις, ποιά τα πλεονεκτήματα και ποιά τα μειονεκτήματα συγκριτικά με την επεμβατική ψηφιακή στεφανιογραφία, δηλαδή με ποιο τρόπο απλά μπορεί να λειτουργήσει στην καθημερινή κλινική πρακτική η εξέταση αυτή.

Είναι σαφές πως η επεμβατική Ψηφιακή Στεφανιογραφία (ΨΣ) αποτελεί την χρυσή σταθερά (gold standard) για την διάγνωση της στεφανιαίας νόσου. Η χωρική διακριτική ικανότητα της ψηφιακής αγγειογραφίας είναι της τάξης των 0.2 mm, και η χρονική διακριτική ικανότητα είναι της τάξης των 8 ms.

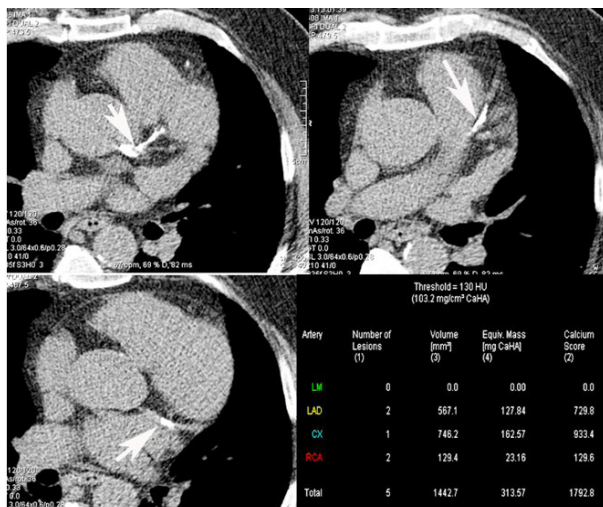
Η αξονική στεφανιογραφία εκθέτει τον ασθενή σε ακτινοβολία όπως και η ψηφιακή επεμβατική στεφανιογραφία. Επίσης, απαιτεί την χορήγηση

ιωδιούχου σκιαστικού με την διαφορά ότι η έγχυση γίνεται ενδοφλεβίως ενώ στην ψηφιακή ενδαρτηριακά. Ένας περιορισμός της αξονικής στεφανιογραφίας είναι πως ο ασθενής πρέπει να βρίσκεται σε φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Πλεονέκτημα της ψηφιακής στεφανιογραφίας είναι η δυνατότητα στην ίδια συνεδρία ο εξεταστής να προχωρήσει από την διάγνωση στην θεραπεία.

Οι αδρές τοιχωματικές επασβετώσεις των στεφανιαίων αγγείων μπορεί να ασαφοποιήσουν τον αυλό του αγγείου με συνέπεια η εκτίμηση του βαθμού στένωσης να είναι επισφαλής. Η εξέταση σε ασθενείς με Agatston score >400 θα πρέπει να αποφεύγεται καθώς η ειδικότητα της μεθόδου πέφτει σημαντικά και οι ασθενείς είναι προτιμότερο να καθετηριάζονται (εικόνα 3).

Από τους περιορισμούς της αξονικής στεφανιογραφίας η χρονική διακριτική ικανότητα παραμένει η πιο μεγάλη πρόκληση καθώς η ποιότητα της ΑΣ είναι ευάλωτη στα artifacts κίνησης. Η ποιότητα της ΑΣ είναι αντιστρόφως ανάλογη με τον καρδιακό ρυθμό.²⁷

Για να ξεπεραστεί ο περιορισμός αυτός σταθερή πρακτική αποτελεί η χορήγηση β-αναστολέων ουσιαστικά σε όλους τους εξεταζόμενους με σκοπό ο καρδιακός ρυθμός να είναι <60 παλμούς. Για



Εικ. 3. Προσδιορισμός ασβεστίου (calcium score) σε άνδρα 72 ετών με άτυπα συμπτώματα. Παρουσία αδρών επασβετώσεων στην πορεία του στελέχους, του πρόσθιου κατιόντα κλάδου και του περισπώμενου κλάδου (βέλη). Ο συνολικός ποσοτικός προσδιορισμός είναι 1792 και η αξονική στεφανιογραφία δεν εκτελείται καθώς δεν θα είναι αξιόπιστη η εκτίμηση του αυλού των στεφανιαίων αγγείων.

την περαιτέρω βελτιστοποίηση της εικόνας χορηγούνται νιτρώδη πριν από την εξέταση με σκοπό την διαστολή των στεφανιαίων αγγείων. Επίσης, η χορήγηση πυκνότερου σε ιώδιο σκιαστικού (370 mgI/mL) απ' ότι στις άλλες αξονικές τομογραφίες αποτελεί κοινή πρακτική.

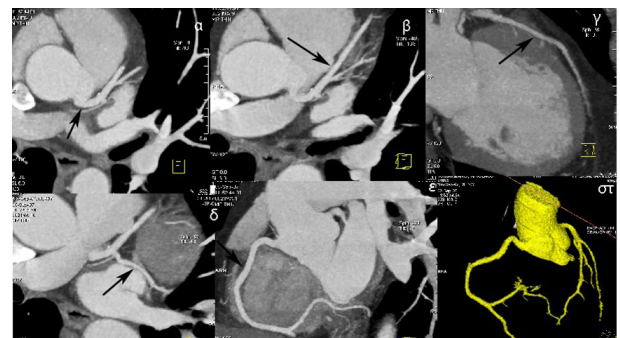
Εκτός από περιορισμούς, η ΑΣ έχει πολλά πλεονεκτήματα κυριότερο των οποίων είναι πως αποτελεί μη επεμβατική τεχνική. Επιπρόσθετα, η ΑΣ γίνεται γρήγορα και το κόστος της είναι μικρότερο από αυτό της ΨΣ. Επίσης, οι εικόνες που λαμβάνονται μπορούν να ανακατασκευαστούν σε οποιοδήποτε επίπεδο.

Πολλαπλές μελέτες έχουν αποδείξει ότι η ΑΣ έχει ευαισθησία 95% για την ανάδειξη στένωσης των στεφανιαίων αγγείων και ειδικότητα >90%, τιμές που είναι πολύ υψηλές για μια μη επεμβατική τεχνική.²⁸

Το σημαντικότερο όμως όλων είναι η υψηλή αρνητική προγνωστική αξία της μεθόδου (negative predictive value) που είναι της τάξης του 95% έως 100%. Άρα αν η ΑΣ είναι υψηλής ποιότητας και δεν αναδεικνύει στένωση στεφανιαίας αρτηρίας ο γιατρός μπορεί να είναι βέβαιος πως ο εξεταζόμενος δεν έχει σημαντική στεφανιαία νόσο (εικόνα 4).

Η ΑΣ είναι ακριβής για την ανάδειξη της βατότητας των παρακαμπτηρίων μοσχευμάτων (bypassgraft) με ακρίβεια που φτάνει το 100% (εικόνα 5).²⁹

Η ακρίβεια της ΑΣ στην ανίχνευση της στένωσης των γηγενών αγγείων σε ασθενή με προηγη-



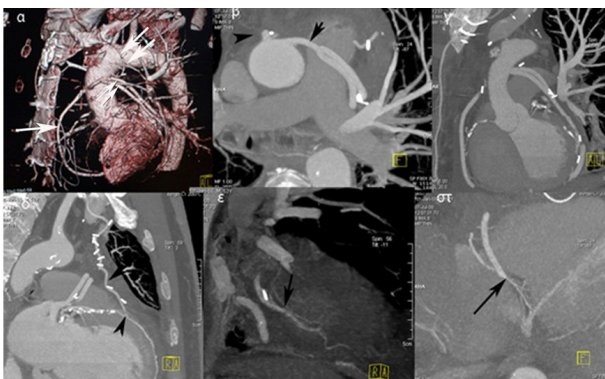
Εικ. 4. Άνδρας 40ετών με άτυπο θωρακικό άλγος και ήπια πτώση του ST κατά την δοκιμασία κόπωσης. Η αξονική στεφανιογραφία αποκαλύπτει φυσιολογικό στέλεχος (βέλος α), πρόσθιο κατιόντα κλάδο (βέλος β, γ), περισπώμενο κλάδο (βέλος δ) και δεξιά στεφανιαία αρτηρία (βέλος ε) με τεχνική MPR. Απεικόνιση ολόκληρου του αγγειακού δέντρου με VRT τεχνική (στ).

θείσα αορτοστεφανιαία παρακάμψη δεν είναι τεκμηριωμένη. Τα προβλήματα στην περίπτωση αυτή είναι σημαντικά καθώς τα γηγενή αγγεία έχουν πολύ μικρή διάμετρο και πολλαπλές τοιχωματικές επασβεστώσεις.

Η μελέτη των ενδοαυλικών stent αποτελεί πρόκληση ωστόσο η δυνατότητα ανίχνευσης στένωσης εντός του stent παραμένει μικρή.

Η πιο σημαντική ένδειξη της ΑΣ είναι ο αποκλεισμός στένωσης στεφανιαίου αγγείου σε ασθενείς με χαμηλή ή μέτρια πιθανότητα στεφανιαίας νόσου που εμφανίζουν υποξεία ή χρόνια σύνδρομα πόνου και “διφορούμενα” ή “μη διαγνωστικά” ευρήματα στις δοκιμασίες στρες. Στις περιπτώσεις αυτές η πιο σημαντική ερώτηση που πρέπει να απαντηθεί με την ΑΣ είναι αν ο ασθενής χρειάζεται να καθετηριαστεί ή όχι.

Η ΑΣ έχει ένα σημαντικό ρόλο να παίξει και στην εκτίμηση του ασθενή με οξύ θωρακικό άλγος που εμφανίζεται στα επείγοντα και έχει χαμηλή πιθανότητα, από το κλινικοεργαστηριακό του προφίλ, να έχει στεφανιαία νόσο. Επίσης, με την μέθοδο αυτή μπορούν συγχρόνως να αποκλεισθούν και άλλες δυο επείγουσες καταστάσεις που εμφανίζονται με οξύ θωρακικό άλγος, το διαχωριστικό ανεύρυσμα της αορτής και η πνευμονική εμβολή.^{30,31}



Εικ. 5. Ασθενής 67 ετών με επέμβαση αορτοστεφανιαίας παράκαμψης προ 5ετίας ελέγχεται με αξονική στεφανιογραφία για τον έλεγχο της βατότητας των μοσχευμάτων. (α) Volume rendered τεχνική ανασύνθεσης όπου απεικονίζονται τα μοσχεύματα (α) LIMA-LAD (διπλά βέλη), VG-RCA (μονό βέλος), VG-LAD, VG-CX (διπλά μικρά βέλη) (β) έκφυση φλεβικών μοσχευμάτων από την αορτή (κεφαλή βέλους, βέλος), (γ) πορεία των φλεβικών μοσχευμάτων (δ) αναστόμωση της αρ μαστικής με τον πρόσθιο κατιόντα κλάδο (κεφαλή βέλους) (ε) αναστόμωση του φλεβικού μοσχεύματος με τον περισπώμενο κλάδο (βέλος) (στ) αναστόμωση του φλεβικού μοσχεύματος με τον οπίσθιο κατιόντα κλάδο (βέλος).

Πολλές οικονομοτεχνικές μελέτες έχουν δείξει ότι η χρήση της μεθόδου μπορεί να μειώσει τις εισαγωγές στα νοσοκομεία, καθώς και να ελαττώσει το κόστος της νοσηλείας σε σύγκριση με τις παραδοσιακές διαγνωστικές στρατηγικές που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση του οξέος θωρακικού άλγους.

Η χρήση της ΑΣ ως δοκιμασίας προσανατολισμού για την ανίχνευση της στεφανιαίας νόσου σε ασυμπτωματικούς ασθενείς με παραδοσιακούς παράγοντες κινδύνου είναι αμφιλεγόμενη.

Η ΑΣ έχει ορισμένα πλεονεκτήματα σε σχέση με τις παραδοσιακές τεχνικές απεικόνισης όπως την ικανότητα να ανιχνεύει μικρές πλάκες στο τοίχωμα της αρτηρίας που δεν μπορεί να ανιχνευτούν με τη δοκιμή στρες ή ακόμη και με την επεμβατική αγγειογραφία. Η ικανότητα της ΑΣ για την ανίχνευση αυτών των μη αποφρακτικών πλακών έχει επικυρωθεί από μελέτες συγκρίνοντας την ΑΣ με τον ενδοαγγειακό υπέρηχο των στεφανιαίων.

Η ανίχνευση της στεφανιαίας νόσου με την ΑΣ σε ασυμπτωματικούς ασθενείς εγείρει πολλά ερωτήματα. Μήπως η παρουσία ήπιας μη αποφρακτικής στεφανιαίας νόσου σε ένα κατά τα άλλα υγιές άτομο απαιτεί άμεση και δια βίου θεραπεία με στατίνες; Η θεραπεία με στατίνες μεταβάλλει τη φυσική εξέλιξη της στεφανιαίας νόσου που βρέθηκε με την ΑΣ;

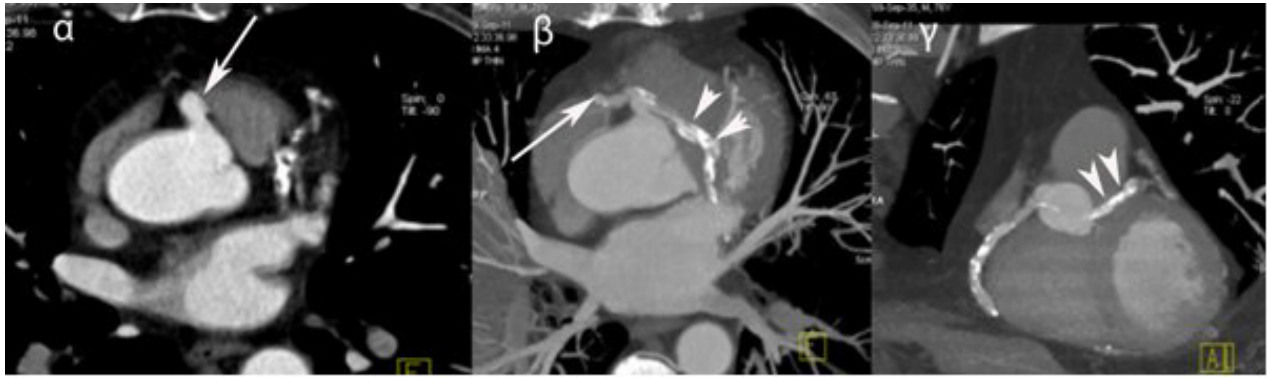
Η διαπίστωση των “καθαρών” στεφανιαίων στην ΑΣ σε έναν ασθενή με παραδοσιακούς παράγοντες κινδύνου μειώνει την επείγουσα ανάγκη για επιθετική τροποποίηση του τρόπου ζωής και θεραπεία με φαρμακευτική αγωγή;

Όταν απαντηθούν από τις έρευνες τα παραπάνω ερωτήματα θα καθοριστεί περαιτέρω και ο ρόλος της ΑΣ.^{32,33}

Μια άλλη ένδειξη της μεθόδου είναι ο αποκλεισμός στένωσης στεφανιαίας αρτηρίας σε ασθενή που θα υποβληθεί σε επέμβαση καρδιάς που δεν αφορά τα στεφανιαία αγγεία, π.χ αντικατάσταση βαλβίδος, εξάιρεση όγκου καρδιάς όπως μύξιμα κόλπου κλπ.

Η ΑΣ μπορεί επίσης να υποκαταστήσει την ΨΑ στα πλαίσια διερεύνησης διαλείπουσας αρρυθμίας. Συχνά ο ηλεκτροφυσιολόγος πρέπει να αποκλείσει ως αιτία μιας αρρυθμίας την στεφανιαία νόσο.

Η ΑΣ έχει ένδειξη όταν απαιτείται να αποκλεισθεί η στεφανιαία νόσος και η ΨΑ είναι υψηλού ρί-



Εικ. 6. Ασθενής 70 ετών μετά την ψηφιακή στεφανιογραφία κάνει αξονική στεφανιογραφία όπου επιβεβαιώνεται η συγγενής ανωμαλία με την παρουσία μιας μονήρους στεφανιαίας αρτηρίας που εκφύεται από τον δεξιό στεφανιαίο κόλπο (α βέλος), διχάζεται και χορηγεί δεξιά στεφανιαία αρτηρία (β βέλος) και αριστερά στεφανιαία αρτηρία (β, γ κεφαλές βελών) που διέσχεται μεταξύ του κώνου της πνευμονικής και της αορτής.

σκου όπως πχ στην περίπτωση ενός μεγάλου ανευρύσματος της ανιούσης αορτής.

Μια σπάνια ένδειξη αποτελεί η αδυναμία ανάδειξης των μοσχευμάτων στην ΨΑ ιδιαίτερα στην περίπτωση που δεν υπάρχει το πρακτικό του χειρουργείου.

Μια ακόμη εξειδικευμένη ένδειξη αποτελεί η ανάγκη για διευκρίνιση της έκφυσης και της πορείας των ανώμαλων στεφανιαίων αγγείων (εικόνα 6).³⁴

Επιγραμματικά, η αξονική στεφανιογραφία πρέπει να διενεργείται στις περιπτώσεις που αναμένονται ευρήματα είτε αρνητικά, είτε ήπιας στεφανιαίας νόσου (υπενθυμίζεται ότι τα ευρήματα αυτά αντιστοιχούν στο 20-30% περίπου των ψηφιακών στεφανιογραφιών σε διεθνές επίπεδο).

Η γνώση των μειονεκτημάτων, των πλεονεκτημάτων και των ενδείξεων της ΑΣ συμβάλλει σημαντικά στο να βρει η εξέταση αυτή την θέση που της αναλογεί στην διαγνωστική προσέγγιση της στεφανιαίας νόσου.³⁵

Abstract

The continuously increasing availability of new generation CT has led to better imaging of cardiac function. The Dual source-Dual energy Computed Tomography has been introduced during the last decade. It consists of two X-ray tubes which are arranged at 90° offset and can operate at the same or different kilovoltage. In the present paper it is described the system design and function. Besides, its advantages and its contribution in medical

imaging are discussed. The improvement of temporal resolution is presented which permits the cardiac imaging to be performed with data from one cardiac cycle. The issue of patient's radiologic burden is also analyzed.

Scanning with two x-ray beams of different photon energies produces material specific images due to their different absorption coefficient at the two energies. This capability has been reported to be valuable in many clinical applications such as the replacement of a separate unenhanced scan with a virtual unenhanced image.

Key - words: *Computed tomography, Dual source, Dual energy CT, Computed angiocardiology*

Authors: Stefania Chantzi, Danai Chourmouzi, Elizabeth Molyvda-Athanasopoulou

Title: Dual Source-Dual Energy Computed Tomography system function and clinical applications.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΠΑΡΑΠΟΜΠΕΣ

- 1 Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005; 235(3):756-73.
- 2 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss K, Raupach R, Primak AN, Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge B. First performance evaluation of a dual source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*

- 2006; 16(2):256–68.
- 3 Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol.* 2008;68(3): 362–368.
 - 4 Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, Wanner AG, Fortunati M, Andreisek G, Alkadhi H, Stolzmann P. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol* 2012; Epub ahead of print.
 - 5 Mileto A, Mazziotti S, Gaeta M, Bottari A, Zimbaro F, Giardina C, Ascenti G. Pancreatic dual-source dual-energy CT: Is it time to discard unenhanced imaging? *Clinical Radiology* 2012;67:334-339.
 - 6 Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knuepfer W, Mattern D, Schild M. New X-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med Phys* 2004; 31(9):2699–2706.
 - 7 Achenbach S, Anders K, Kalender WA. Dual-source cardiac computed tomography: image quality and dose considerations. *Eur Radiol* 2008;18:1188–1198.
 - 8 Yu Kyriakou Y and Kalender WA. Intensity distribution and impact of scatter for dual-source CT. *Phys. Med. Biol.* 2007;52:6969-6989.
 - 9 McCollough CH, Primak A, Saba O, Bruder H, Stierstorfer K, Raupach R, Suess C, Schmidt B, Ohnesorge B, Flohr TG. **Dose Performance of a 64-Channel Dual-Source CT Scanner.** *Radiology.* 2007;243:775-784.
 - 10 Lucaya J, Piqueras J, Garcia-Peña P, Enriquez G, Garcia-Marcas M, Sotil J. **Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality.** *Am J Roentgenol.* 2000;175(4):985–992.
 - 11 Lell M, May M, Deak P, Alibek S, Kuefner M, Kuettner A, Köhler H, Achenbach S, Uder M, Radkowi T. **High-Pitch Spiral Computed Tomography Effect on Image Quality and Radiation Dose in Pediatric Chest Computed Tomography.** *Investigative Radiology* 2011;46:116-123.
 - 12 Flohr TG, Leng S, Yu L, Aiemendinger T, Bruder H, Petersilka M, Eusemann CD, Stierstorfer K, Schmidt B, McCollough CH. **Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality.** *Med Phys.* 2009;36:5641–5653.
 - 13 Mahesh M, Cody DD. Physics of cardiac imaging with multiple-row detector CT. *Radio-graphics* 2007;27(5) :1495–509.
 - 14 Blankstein R, Shah A, Pale R, Abbara S, Bezerra H, Bolen M, Mamuya WS, Hoffmann U, Brady TJ, Cury RC. Radiation Dose and Image Quality of Prospective Triggering With Dual-Source Cardiac Computed Tomography. *Am J Cardiol* 2009; 103:1168–1173.
 - 15 Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser M, Becker C. **Material differentiation by dual energy CT: initial experience.** *Eur Radiol* 2007;17:1510–1517.
 - 16 Lifeng Yu, Primak AN, Liu X, McCollough CH. Image quality, optimization and evaluation of linearly mixed images in Dual source dual energy CT. *Med Phys.* 2009; 36(3);1019-1024.
 - 17 Fischer M, Gnannt R, Raptis D, Reiner C, Clavien P, Schmidt B, Leschka S, Alkadhi H, Goetti R. Quantification of Liver Fat in the Presence of Iron and Iodine An Ex-Vivo Dual-Energy CT Study. *Invest Radiol* 2011;46: 351–358
 - 18 Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser M, Becker C, Johnson T, Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol* 2011; 21:1424–1429.
 - 19 Hoffmann MH, Shi H, Manzke R, Schmid FT, De Vries L, Grass M, Brambs H-J, Aschoff AJ. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: Effect of heart rate. *Radiology.* 2005;234:86-97.
 - 20 Schuijff JD, Bax JJ, Shaw LJ, de Roos A, Lamb HJ, van der Wall EE, Wijns W. Meta-analysis of comparative diagnostic performance of magnetic resonance imaging and multislice computed tomography for noninvasive coronary angiography. *Am Heart J.* 2006;151:404-411.

- 21 Stein PD, Beemath A, Kayali F, Skaf E, Sanchez J, Olson RE. Multi-detector computed tomography for the diagnosis of coronary artery disease: A systematic review. *Am J Med.* 2006;119:203-216.
- 22 Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, Guerci AD, Lima JAC, Rader DJ, Rubin GD, Shaw LJ, Wiegers SE. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: A scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation.* 2006;114:1761-1791.
- 23 Leschka S, Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grünenfelder J, Marincek B, Wildermuth S. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: First experience. *Eur Heart J.* 2005;26:1482-1487.
- 24 Matt D, Scheffel H, Leschka S, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Dual-source CT coronary angiography: image quality, mean heart rate, and heart rate variability. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;189(3):567-73.
- 25 Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, Krauss T, Desbiolles L, Plass A, Genoni M, Flohr TG, Wildermuth S, Marincek B, Alkadhi H. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology.* 2008;249(1):71-80.
- 26 Leschka S, Stinn B, Schmid F, Schultes B, Thurnheer M, Baumüller S, Stolzmann P, Scheffel H, Flohr TG, Wildermuth S, Alkadhi H. Dual source CT coronary angiography in severely obese patients: trading off temporal resolution and image noise. *Invest Radiol.* 2009;44(11):720-7.
- 27 Kristanto W, van Ooijen PM, Dijkers R, Greuter MJ, Zijlstra F, Oudkerk M. Quantitative image analysis for the detection of motion artefacts in coronary artery computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2010;26(1):77-87.
- 28 Mowatt G, Cummins E, Waugh N, Walker S, Cook J, Jia X, Hillis GS, Fraser C. Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. *Health Technol Assess.* 2008;12(17):iii-iv, ix-143.
- 29 Marano R, Liguori C, Rinaldi P, Storto ML, Politi MA, Savino G, Bonomo L. Coronary artery bypass grafts and MDCT imaging: what to know and what to look for. *Eur Radiol.* 2007;17(12):3166-78.
- 30 Yoon YE, Wann S. Evaluation of acute chest pain in the emergency department: triple rule-out“ computed tomography angiography. *Cardiol Rev.* 2011;19(3):115-21.
- 31 White CS, Kuo D, Kelemen M, Jain V, Musk A, Zaidi E, Read K, Sliker C, Prasad R. Chest pain evaluation in the emergency department: Can MDCT provide a comprehensive evaluation? *AJR Am J. Roentgenol.* 2005;185:533-540.
- 32 Reimann AJ, Tsiflikas I, Pecha S, Blumenstock G, Teufel M, Drosch T, Heuschmid M, Schröder S, Claussen CD, Burgstahler C. Prognostic value of significant and non-significant coronary artery stenosis detection using MDCT for major adverse cardiac events. *Int J Cardiol.* 2011;149(1):126-8. Epub 2011 Feb 22. No abstract available
- 33 Abdulla J, Asferg C, Kofoed KF. Prognostic value of absence or presence of coronary artery disease determined by 64-slice computed tomography coronary angiography a systematic review and meta-analysis. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2011;27(3):413-20. Epub 2010 Jun 12.
- 34 Schmitt R, Froehner S, Brunn J, Wagner M, Brunner H, Cherevatyy O, Gietzen F, Christopoulos G, Kerber S, Fellner F. Congenital anomalies of the coronary arteries: imaging with contrast-enhanced, multidetector computed tomography. *Eur Radiol.* 2005;15(6):1110-21
- 35 Mowatt G, Cook JA, Hillis GS, Walker S, Fraser C, Jia X, Waugh N. 64-Slice computed tomography angiography in the diagnosis and assessment of coronary artery disease: systematic review and meta-analysis. *Heart.* 2008 Nov;94(11):1386-93