



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΜΣ «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΥΤΟΜΑΤΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟΥ
ΣΤΟΝ ΑΞΟΝΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ**

Παστρουμάς Αντώνιος Α.Μ.: 20007

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2023



UNIVERSITY OF WESTERN ATTICA

SCHOOL OF HEALTH AND WELFARE SCIENCES

DEPARTMENT OF BIO-MEDICAL SCIENCES

DEPARTMENT OF RADIOLOGY RADIATION THERAPY

POSTGRADUATE DIPLOMATIC THESIS

***Automatic Contrast Detection Systems
in Computer Tomography***

Pastroumas Antonios ID: 20007

Supervisor

Lavdas Eleftherios

JANUAR 2023

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΜΣ «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»

ΑΥΤΟΜΑΤΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟΥ
ΣΤΟΝ ΑΞΟΝΙΚΟ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟ

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή

α/α	ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
	ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
	ΟΙΚΟΝΟΜΟΥ ΓΕΩΡΓΙΑ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ- ΔΙΕΥΘΥΝΤΡΙΑ ΠΜΣ	
	ΚΕΧΑΓΙΑΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ	ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Παστρούμας Αντώνιος του Παναγιώτη με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20007, φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

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

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

Ο Δηλών

ΠΑΣΤΡΟΥΜΑΣ ΑΝΤΩΝΙΟΣ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εκπόνηση της παρούσας πτυχιακής έγινε στα πλαίσια του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής. Για την ολοκλήρωσή της συνεισέφεραν άνθρωποι τους οποίους θα ήθελα να ευχαριστήσω: Αρχικά, να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή, κ. Λάβδα Ελευθέριο, Αναπληρωτή Καθηγητή του Πανεπιστημίου για τις συμβουλές και τις χρήσιμες παρατηρήσεις του. Επίσης, να ευχαριστήσω τους κ.Οικονόμου Γεωργία και κ.Κεχαγιά Δημήτριο που δέχτηκαν να συμμετέχουν στην τριμελή επιτροπή εξέτασης της εργασίας. Τέλος, ένα μεγάλο ευχαριστώ στον διευθυντή του τμήματος ακτινοδιαγνωστικού του Γ.Ν.Ν.Θ.Α. "Η ΣΩΤΗΡΙΑ" κ. Θάνο Λουκά για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και στους συναδέλφους μου για την στήριξη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	8
ABSTRACT	9
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	10
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	11
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	12
1.1 Ιστορία της αξονικής τομογραφίας	12
1.2 Γενιές υπολογιστικής τομογραφίας	14
1.2.1 Πρώτη γενιά	15
1.2.2 Δεύτερη γενιά	15
1.2.3 Τρίτη γενιά	16
1.2.4 Τέταρτη γενιά	16
1.2.5 Πέμπτη γενιά	17
1.2.6 Έκτη γενιά	18
1.2.7 Έβδομη γενιά	18
1.3 Τρέχουσα κατάσταση	19
1.3.1 Αξονικοί τομογράφοι διπλής πηγής (Dual Source CT, DSCT)	19
1.3.2 Αξονικοί τομογράφοι διπλής ενέργειας (Dual Energy CT, DECT) ή φασματικοί CT	20
1.4 Σκιαγραφικοί παράγοντες στη CT	21
1.5 Πιθανές αντιδράσεις σε σκιαγραφικά μέσα	24
1.5.1 Οξεία νεφρική βλάβη	26
1.5.2 Εξαγγείωση	27
1.5.3 Εμβολή αέρα	28
1.6 Πνευμονική εμβολή και μέθοδοι ανίχνευσης σκιαγραφικού σε αγγειογραφίες πνευμονικών αρτηριών (CTPA)	28
1.6.1 Πνευμονική εμβολή και δ-διμερή	28
1.6.2 Υπολογιστική τομογραφία με πρωτόκολλο για αποκλεισμό πνευμονικής εμβολής (CTPA)	29
1.6.3 Bolus Tracking (BT)	31
1.6.4 Test Bolus (TB)	32
2. ΕΡΕΥΝΑ	33
2.1 Σκοπός	33
2.2 Υλικό	33
2.3 Δείγμα	34

2.4 Μεθοδολογία	34
2.4.1 CTPA – Πρωτόκολλο σε υποψία πνευμονικής εμβολής	34
2.4.2 Τεχνική Test – Bolus	37
2.4.3 Τεχνική Bolus Tracking	39
2.5 Μέτρηση των CTD _{vol} , SNR ΚΑΙ CNR	42
2.5.1 CTD _{vol}	42
2.5.2 SNR και CNR	44
2.6 Αποτελέσματα	45
2.6.1 Σύγκριση της τιμής CTD _{vol} με την εκτέλεση CTPA σε AT 16τομών και AT (2x256) τομών	45
2.6.2 Σύγκριση της ποιότητας εικόνας με υπολογισμό του SNR και CNR	45
2.7 Παρουσίαση περιστατικών	46
3. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	49
4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	52
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	53

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ) είναι μια μη επεμβατική και υψηλής τεχνολογίας ιατρική η οποία απεικονίζει με λεπτομέρεια ανατομικές δομές και ιστούς, που παραμένουν ασαφείς στην απλή ακτινογραφία. Ειδικά η αξονική πνευμονική αγγειογραφία (CTPA), θεωρείται η κύρια διαγνωστική εξέταση στη διερεύνηση ασθενών με ύποπτη πνευμονική εμβολή (ΠΕ). **Σκοπός** της παρούσας μελέτης είναι η αναδρομική σύγκριση ποιότητας εικόνων αξονικών τομογραφιών, με πρωτόκολλο αποκλεισμού της πνευμονικής εμβολής (CTPA) σε 52 ασθενείς, που προσήλθαν στο «ΓΝΝΘΑ ΣΩΤΗΡΙΑ». **Μέθοδος:** Χρησιμοποιήθηκε μονής ενέργειας αξονικός τομογράφος 16 τομών (GE-Optima 540) στον οποίο εκτελείται η CTPA, με ανιχνευτική μέθοδο Test-Bolus, και ένας αξονικός τομογράφος (2x256) τομών, διπλής ενέργειας (GE-Revolution), όπου ακολουθείται η μέθοδος Bolus-Tracking (ή smart-prep) για την ανίχνευση ελλειμμάτων πλήρωσης σκιαγραφικού. Τα συστήματα έγχυσης σκιαγραφικού είναι αντίστοιχα ένας εγχυτής MEDRAD-Salient και ένας MEDRAD-Stellant της εταιρίας Bayer. **Αποτελέσματα:** Συγκρίνοντας τις τιμές CTDI των δειγμάτων ανάμεσα στα δύο μηχανήματα παρατηρείται σχεδόν τετραπλάσια δόση η διενέργεια της εξέτασης CTPA στον GE Optima 16 τομών σε σχέση με τον GE Revolution. Επίσης ποιοτικά μετά από τοποθέτηση ROI σε συγκεκριμένα σημεία και συγκεκριμένη τομή για μέτρηση HU, οι τιμές ήταν παρόμοιες και με τις δυο τεχνικές. Και στις δύο περιπτώσεις τα αποτελέσματα δεν είναι στατιστικά σημαντικά.

Συμπέρασμα: Με την έρευνά αυτή, φαίνεται πως ακόμη κι αν διατίθεται ένα σύστημα αξονικής τομογραφίας, μονής πηγής 16 τομών, η ποιότητα των παραγόμενων εικόνων, που λήφθηκαν για την διενέργεια μιας CTPA, είναι εξίσου συγκρίσιμη ποιοτικά με το πιο προηγμένο σύστημα διπλής ενέργειας (2x256) τομών.

Λέξεις-κλειδιά: Αξονικός τομογράφος, Σκιαγραφικά μέσα, CTPA, Bolus-tracking, Test-bolus.

ABSTRACT

Introduction: Computed Tomography (CT) is a non-invasive and high-tech medical imaging technique that depicts in detail anatomical structures and tissues that remain unclear on plain X-rays. CTPA, in particular, has been considered the main diagnostic test in the investigation of patients with suspected pulmonary embolism (PE). **Purpose** of the present study is the retrospective comparison of CT image quality, with pulmonary embolism exclusion (CTPA) protocol in 52 patients, who presented in "SOTIRIA" General Hospital. **Method:** Were used: a single-energy 16-slice CT scanner (GE-Optima 540) performing CTPA, with a Test-Bolus detection method, and a (2x256) slice, dual-energy CT scanner (GE-Revolution) using the Bolus-Tracking method (or smart-prep) to detect contrast fill deficits. The contrast injection systems are respectively a MEDRAD-Salient and a MEDRAD-Stellant injector from Bayer. **Results:** Comparing the CTDI values of the samples between the two machines shows nearly four times the dose of CTPA testing on the 16-section GE Optima compared to the GE Revolution. Also qualitatively after ROI placement at specific points and a specific section for HU measurement, the values were similar with both techniques. In both cases the results are not statistically significant. **Conclusion:** With this research, it appears that even if a 16-slice, single-source CT system is available, the quality of the generated images, obtained to perform a CTPA, is as comparable in quality as the more advanced dual-energy (2x256)-slice system .

Keywords: Computer tomography, Contrast agents, CTPA, Bolus-tracking, Test-bolus.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: 4 γενιές αξονικού τομογράφου	14
Πίνακας 2: Δημογραφικός πίνακας του δείγματος	34
Πίνακας 3: Συνοπτική περιγραφή μεθόδων ΤΒ και ΒΤ	41
Πίνακας 4: Σύγκριση τιμών του CTDΙνol	43
Πίνακας 5: Τιμές καταμέτρησης	45

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Η 1η γενιά CT	15
Εικόνα 2: Η 2η γενιά CT	15
Εικόνα 3: Η 3η γενιά CT	16
Εικόνα 4: Η 4η γενιά CT	16
Εικόνα 5: Αξονικός τομογράφος 5ης γενιάς	17
Εικόνα 6: 6η γενιά αξονικών τομογράφων	18
Εικόνα 7: CT 7ης γενιάς	18
Εικόνα 8: CT διπλής πηγής	19
Εικόνα 9: Διαφορετικοί τύποι CT διπλής ενέργειας σε κλινική χρήση	20
Εικόνα 10: Μικρό έμβολο αέρα μετά τη χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας	28
Εικόνα 11: Ασθενής με δύσπνοια	31
Εικόνα 12: Φλεβοκαθετήρας	35
Εικόνα 13: Δύο τύποι συστημάτων έγχυσης	36
Εικόνα 14: Τοπογράμματα	36
Εικόνα 15: Επιλογή "Head First"	37
Εικόνα 16: Χειροκίνητη τοποθέτηση	37
Εικόνα 17: Τοποθέτηση στρογγυλής περιοχής	37
Εικόνα 18: Ενδείξεις στον εγχυτή	38
Εικόνα 19: Τομή 11 ^η από 20.....	38
Εικόνα 20: Ρύθμιση του εγχυτή	39
Εικόνα 21: Τοποθέτηση ασθενούς στον AT	39
Εικόνα 22: Σχεδιασμός του ROI	40
Εικόνα 23: Διάγραμμα παρακολούθησης	40
Εικόνα 24: Παράδειγμα αναφοράς δόσης	42
Εικόνα 25: Μέτρηση πυκνοτήτων στον κώνο της πνευμονική	44
Εικόνα 26: Ασθενής 48 ετών με γνωστή ΧΚΕ ΔΕ πνεύμονα	46
Εικόνα 27: Ασθενής 69 ετών με πνευμονική υπέρταση	46
Εικόνα 28: Ασθενής 60 ετών προσερχόμενος στα Επείγοντα με ιστορικό Ca	47
Εικόνα 29: Νοσηλευόμενη ασθενής 82 ετών με Covid-19	47
Εικόνα 30: Ασθενής 67 ετών με γνωστή κακοήθεια	47
Εικόνα 31: Ασθενής 75 ετών εξετάστηκε με τεχνική Bolus-Tracking	48
Εικόνα 32: Ασθενής 73 ετών	48

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αξονική τομογραφία είναι μια μη επεμβατική και υψηλής τεχνολογίας ιατρική τεχνική απεικόνισης. Αποτελεί σημαντική μέθοδος απεικόνισης, τόσο στη διάγνωση και τον θεραπευτικό σχεδιασμό, όσο και για επεμβατικούς σκοπούς. Με ακτίνες Χ, παράγει εγκάρσιες εικόνες, απεικονίζοντας με λεπτομέρεια ανατομικές δομές και ιστούς, σε αντίθεση με την απλή ακτινογραφία. Ειδικά η αξονική πνευμονική αγγειογραφία (CTPA), θεωρείται από το 1992 η κύρια διαγνωστική εξέταση στη διερεύνηση ασθενών με ύποπτη πνευμονική εμβολή (ΠΕ). Σκοπός της είναι να αναδείξει τα ελλείμματα πλήρωσης των πνευμονικών αρτηριών και των κλάδων τους με τη χορήγηση ενδοφλέβιου σκιαγραφικού μέσου (Hsieh, 2021).

1.1 Ιστορία της Αξονικής τομογραφίας

Μέχρι την εμφάνιση της CT, πολλές δομές του ανθρώπινου οργανισμού παρέμεναν απρόσιτες. Η διαγνωστική διερεύνησή τους ήταν δυνατή μόνο μέσω επεμβατικών διαδικασιών, άλλοτε με τίμημα άβολων και επικίνδυνων συνεπειών. Η επίδραση της CT στην ακτινολογία ήταν τέτοια, που αναγνωρίστηκε ως η πιο σημαντική ανακάλυψη μετά την εφεύρεση των ακτινών Χ από τον Wilhelm Conrad Röntgen στις 8 Νοεμβρίου 1895. Το 1914, η Μαρί Κιουρί αντιλαμβανόμενη το όφελος που θα προσέφερε η ακτινολογία στη φροντίδα των τραυματιών του Α΄ Παγκοσμίου Πολέμου, δημιούργησε κινητές ακτινολογικές μονάδες μέσα σε στρατιωτικά οχήματα (Forestier et al, 2020). Με τις ακτίνες Χ να παράγονται είτε από γεννήτρια, είτε από δυναμό συνδεδεμένο με τον κινητήρα των οχημάτων, οι χειρουργοί αντιμετώπιζαν τα επείγοντα περιστατικά αμέσως μετά τη λήψη της ακτινογραφίας. Αυτά ήταν τα πρώτα βήματα της «επεμβατικής απεικόνισης», που περιγράφονται από τη Μαρία Κιουρί, λέγοντας πως «οι τραυματίες χειρουργούνται υπό τον έλεγχο της ακτινοβολίας» (Raman et al, 2013).

Καθώς η έννοια της ακτινοπροστασίας δεν είχε γίνει αντιληπτή, η εντατική χρήση ακτινών-Χ προκαλεί ραδιοδερματίτιδες σε υγιή άτομα, που μοιάζουν με «εγκαύματα, πιθανά ανίατα». Η πρόληψη μεταφράζεται στη χρήση προστασίας με μόλυβδο και στην ανάγκη για εξειδικευμένο προσωπικό εκπαιδευμένο στις τεχνικές λήψης με ακτίνες-Χ. Έτσι, γεννιέται το επάγγελμα του χειριστή. Ο πρώτος χειριστής εκπαιδεύτηκε από τη Μαρί και την Ειρήνη Κιουρί προκειμένου να υποστηρίξει την πολεμική προσπάθεια. Μεταξύ 1914 και 1917, εκπαιδεύτηκαν 150 χειριστές (Forestier et al, 2020), ενώ η ίδια η Μαρία Κιουρί θα πέσει θύμα της ακτινοβολίας, αφού θα πεθάνει από λευχαιμία μετά από πολλαπλές εκθέσεις.

Γύρω στο 1920, οι περιορισμοί της δισδιάστατης ακτινογραφίας οδήγησαν στην αναζήτηση μιας τρίτης διάστασης. Ο André Bocage φαντάζεται μια πηγή ακτινών Χ και ένα φιλμ να κινούνται σε αντίθετες κατευθύνσεις με σταθερό εστιακό επίπεδο ώστε το εικονιζόμενο αντικείμενο να απεικονίζεται ενισχυμένο, ενώ οι γύρω δομές θολές, ως πρώτη εμπειρία τομογραφικής απεικόνισης. Γύρω στο 1930, ο Vallebona παρουσίασε μια παρόμοια εφεύρεση, την «στρωματογραφία», προσθέτοντας μια περιστροφική κίνηση σε σχέση με το σύστημα Bocage (Forestier et al, 2020).

Ταυτόχρονα με τις εξελίξεις του Bocage, ένας Αυστριακός μαθηματικός, ο Johann Radon, θέτει τα θεμέλια της τομογραφικής ανακατασκευής, με μια καθαρά μαθηματική άσκηση, που πρότεινε την ανασύσταση πληροφοριών από μερικά αποτελέσματα που προέκυψαν από διάφορες προβολές. Πρωτοεφαρμόστηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1950, όταν ο Ronald N. Bracewell, ένας Αυστραλός μηχανικός, εκμεταλλεύτηκε τη θεωρία του ραδονίου για την ανακατασκευή εικόνων από σήματα προερχόμενα από το διάστημα, προκειμένου να αναγνωρίσει τις ηλιακές περιοχές που εκπέμπουν μικροκύματα. Οι μέθοδοι

ανακατασκευής θα αποτελέσουν αντικείμενο πολυάριθμων εξελίξεων, ανεξάρτητα από τον κλάδο – φυσική, πυρηνική ιατρική, μοριακή βιολογία (Sarma et al, 2012).

Το πρώτο μοντέλο κλινικού σαρωτή αναπτύχθηκε το 1971 από τον Hounsfield, μηχανικό υπολογιστών που εργαζόταν στο Central Research Laboratory για το EMI στην Αγγλία και παρήγαγε τις πρώτες διαγνωστικές εικόνες ασθενών. Αυτό το σύστημα, που περιγράφεται σε ένα άρθρο του 1973, επιτρέπει τη λήψη εγκεφαλικών εικόνων χάρη στην τεχνολογική συμβολή του συνδυασμού ανιχνευτών, συνδεδεμένων με υπολογιστή. Σε έξι μήνες διενεργήθηκαν 70 αξονικές τομογραφίες εγκεφάλου με ιστολογικά επιβεβαιωμένες βλάβες. Η απόκτηση μιας τομής διαρκούσε 4min, ενώ τα δεδομένα, που καταγράφονταν σε μαγνητικές ταινίες, απαιτούσαν δύο ημέρες επεξεργασίας για την ανακατασκευή μιας εξέτασης. Έτσι γεννήθηκε η κλινική αξονική τομογραφία (Forestier et al, 2020). Εφαρμοσμένο κυρίως στην εγκεφαλική διερεύνηση, ο σαρωτής επεκτάθηκε πολύ γρήγορα σε ολόκληρο το σώμα από το 1975 (Christe et al, 2013).

Ο Godfrey N. Hounsfield και ο Allan M. Cormack κέρδισαν από κοινού το Νόμπελ Ιατρικής το 1979, με τον Hounsfield να παραμένει ο μόνος νομπελίστας στην ιστορία που δεν έχει διδακτορικό. Επιπλέον, στην ομιλία του ενώπιον της επιτροπής, ανακοίνωσε την άφιξη ενός πολλά υποσχόμενου νέου τρόπου απεικόνισης: της απεικόνισης πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού που κέρδισε το βραβείο Νόμπελ το 2003 για τους Paul Lauterbur και Peter Mansfield (Forestier et al, 2020).

1.2 Γενιές υπολογιστικής τομογραφίας

Πίνακας 1: Τέσσερις γενιές Αξονικών Τομογράφων

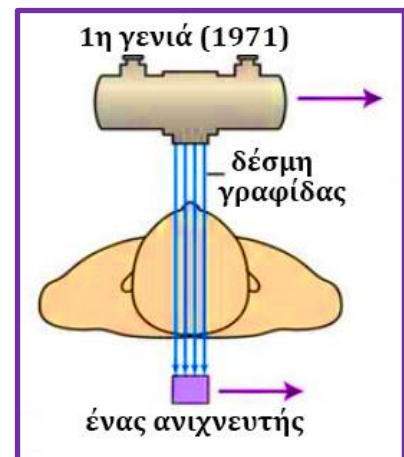
Γενιές CT	1 ^η γενιά	2 ^η γενιά	3 ^η γενιά	4 ^η γενιά
όργανο	μόνο εγκέφαλο	μόνο εγκέφαλο	ολόσωμη	ολόσωμη
αριθμός ανιχνευτών	ένας ανιχνευτής	ως 30 ανιχνευτές σε γραμμική διάταξη	διάταξη σε τόξο αρχικά 288, νεότερα συστήματα:	περισσότεροι από 2000 διατεταγμένοι σε σταθερό δακτύλιο

			πάνω από 700	
τύπος δέσμης ακτινών-Χ	δέσμη γραφίδας (pencil-beam) 1°	δέσμη βεντάλιας (fan-beam) 10°	δέσμη βεντάλιας (fan-beam) 40°-60°	δέσμη βεντάλιας (fan-beam)
κινήσεις λυχνίας/ανιχνευτή	γραμμική σάρωση/ περιστροφή (step and shoot)	γραμμική σάρωση/ περιστροφή (step and shoot)	περιστροφή σε συγχρονισμό	περιστρεφόμενη/ σταθεροί
διάρκεια σάρωσης (μέση τιμή)	25-30min	λιγότερο από 90 sec	5sec	λίγα sec

<https://howradiologyworks.com/ctgenerations/>

1.2.1 ΠΡΩΤΗ ΓΕΝΙΑ

Η πρώτη γενιά, με διάταξη παράλληλης δέσμης γραφίδας (pencil-beam) μίας μοίρας, έχει μία σταθερή λυχνία ακτινών Χ και μία σειρά ανιχνευτών για τη συλλογή όλων των δεδομένων, για μία τομή. Τα δεδομένα προβολής λαμβάνονται σε 5 λεπτά, ενώ η τομογραφική εικόνα ανακατασκευάζεται σε 20 λεπτά. Απαιτούνται 180sec για 180 μοίρες με διαδικασία γραμμική σάρωση/περιστροφή (step and shoot). (Forestier, *et al*, 2020). Μειονέκτημά

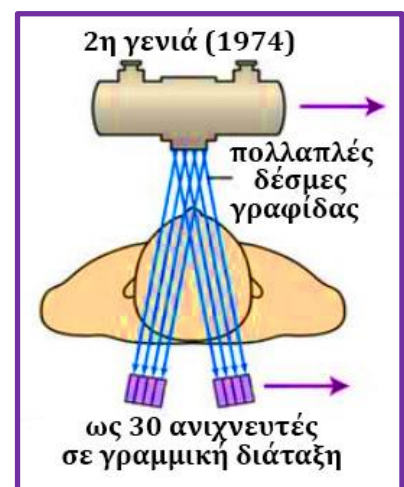


Εικόνα 1: Η 1^η γενιά CT

του ήταν ο μεγάλος χρόνος σάρωσης (25-30min) και χαμηλή ανάλυση εικόνας (Raman, *et al*, 2013).

1.2.2 ΔΕΥΤΕΡΗ ΓΕΝΙΑ

Ο αξονικός τομογράφος 2^{ης} γενιάς λειτουργεί με **δέσμη βεντάλιας (fan beam) 10°** και **πολλαπλούς ανιχνευτές σε γραμμική διάταξη**, επομένως παράγει πολλαπλές προβολές κατά τη διάρκεια κάθε διέλευσης, με το χρόνο λήψης για μία σάρωση στο 1 min. Λειτουργεί επίσης



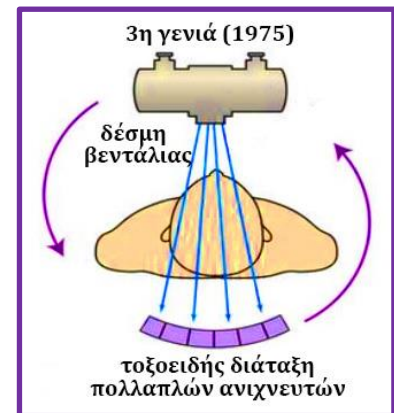
Εικόνα 2: Η 2^η γενιά CT

με **μοντέλο step and shoot** (Forestier *et al*, 2020). Αν και μειώθηκε ο χρόνος σάρωσης, ο

μεγαλύτερος αριθμός ανιχνευτών συνέβαλε σε πιο διάσπαρτη ακτινοβολία, μειώνοντας την ανάλυση της εικόνας.

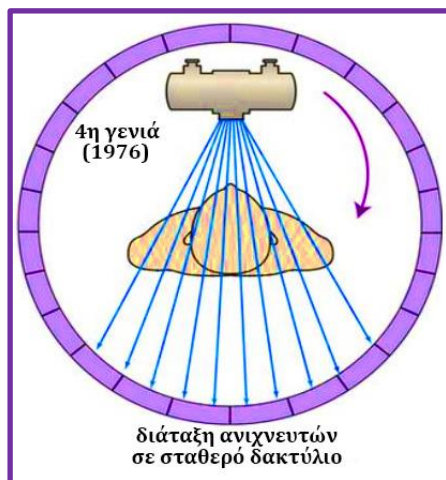
1.2.3 ΤΡΙΤΗ ΓΕΝΙΑ

Στην τρίτη γενιά CT χρησιμοποιείται λυχνία με μεγαλύτερη **δέσμη βεντάλιας** (40-60°), που περιστρέφεται συγχρονισμένα με **καμπυλωτή συστοιχία ανιχνευτών**, αποτελούμενη από **εκατοντάδες**



ανεξάρτητους ανιχνευτές (300-700). Ο χρόνος σάρωσης μειώθηκε στα 2 sec (Assis et al, 2011)

Εικόνα 3: Η 3^η γενιά CT



Εικόνα 4.: Οι CT 4^{ης} γενιάς, λόγω μεγάλου κόστους και της δημιουργίας έντονων artifacts καταργήθηκαν σταδιακά.

1.2.4 ΤΕΤΑΡΤΗ ΓΕΝΙΑ

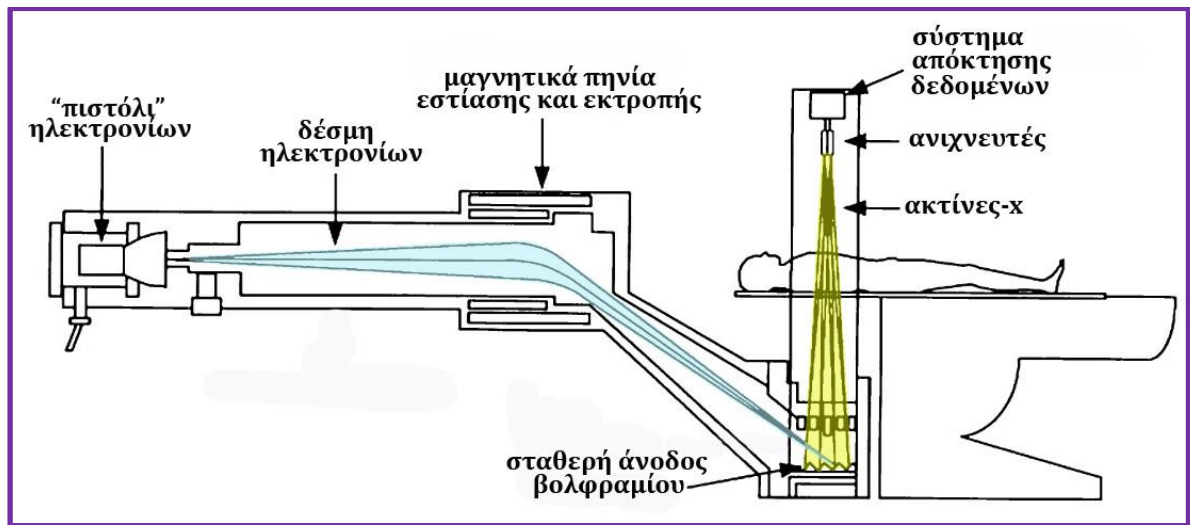
Το CT 4^{ης} γενιάς λειτουργεί επίσης με **δέσμη βεντάλιας**, αλλά με **δακτύλιο σταθερής ανιχνευτικής διάταξης**.

Μόνο η δέσμη ακτίνων X περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή, δηλαδή έχει περιστροφική - στάσιμη λειτουργία. (Forestier et al, 2020), γεγονός που μειώνει

περισσότερο το χρόνο σάρωσης. Μειονέκτημα αυτού του συστήματος ήταν το μεγάλο κόστος του. Κυρίως όμως, λόγω μεγάλης προσπίπτουσας ακτινοβολίας, υπέφερε από μεγαλύτερη ευαισθησία σε σκεδαζόμενη ακτινοβολία, με συνέπεια τη δημιουργία πολλών

artifacts στην παραγόμενη εικόνα. Για πρακτικούς και οικονομικούς λόγους οι αξονικοί αυτής της γενιάς καταργήθηκαν σταδιακά (Arrigoni, P. et al. (2020).

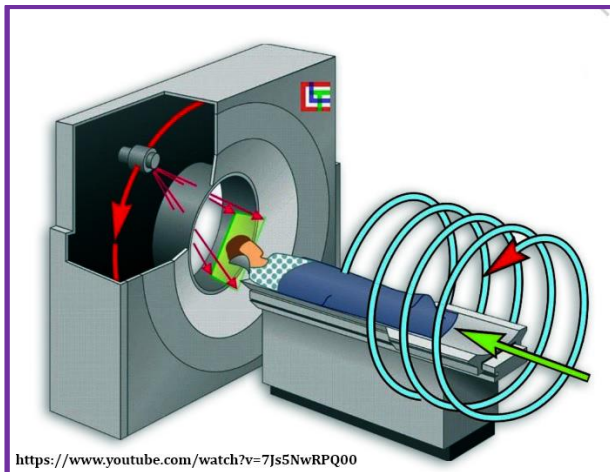
1.2.5 ΠΕΜΠΤΗ ΓΕΝΙΑ



Εικόνα 5 : Αξονικός Τομογράφος 5^{ης} γενιάς (ή Cine-CT ή Electron-Beam CT). Flohr, T. 2013)

Το ιστορικό εξέλιξης της υπολογιστικής τομογραφίας μπορεί να χαρακτηριστεί ως αναζήτηση για χρονική ανάλυση και ταχύτητα κάλυψης οργάνων. Η πρόοδος της τεχνολογίας CT έχει συχνά συσχετιστεί με την αναζήτηση της καρδιακής απεικόνισης. Σε αυτό αφιερώθηκε η 5^η γενιά Αξονικών Τομογράφων με την τομογραφία δέσμης ηλεκτρονίων, που αναπτύχθηκε εμπορικά τη δεκαετία του 1980. Αν και δημοφιλής στον τομέα της καρδιολογίας, αποδείχτηκε πολύ δαπανηρός και εγκαταλείφθηκε (Flohr, T., 2013). Όπως φαίνεται στην εικόνα 5, τόσο η λυχνία, όσο και οι ανιχνευτές είναι ακίνητα. Η δέσμη ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας οδηγείται μαγνητικά προς μια ημικυκλική άνοδο βολφραμίου. Ο σύντομος χρόνος σάρωσης (περίπου 50msec) είναι ικανός να απεικονίσει την καρδιά, χωρίς σημαντικά κινητικά artifacts με 17τομές/sec.

1.2.6 ΕΚΤΗ ΓΕΝΙΑ

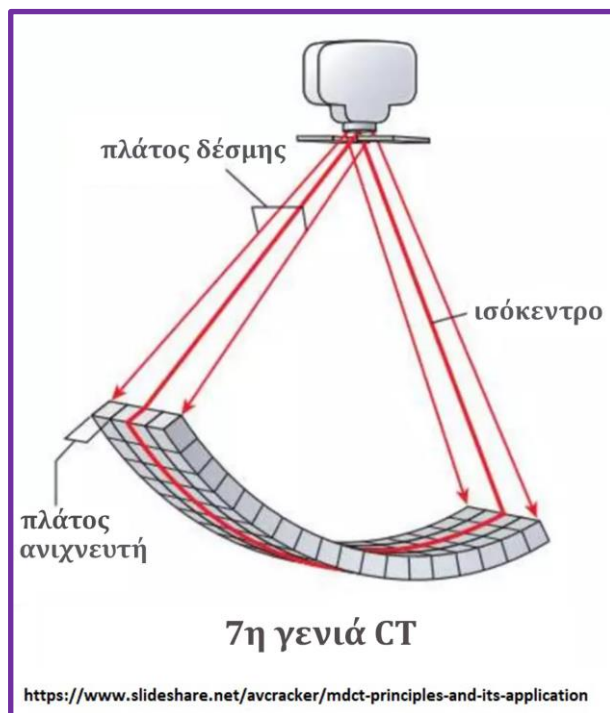


Εικόνα 6: 6^η γενιά αξονικών τομογράφων ή ελικοειδείς τομογράφοι: Η λυχνία ακτίνων-x περιστρέφεται, καθώς ο ασθενής μετακινείται με το εξεταστικό τραπέζι μέσα στο πεδίο σάρωσης, μειώνοντας σημαντικά τον συνολικό χρόνο εξέτασης.

Το 1989 σημειώθηκε σημαντική πρόοδο στην τεχνολογία των CTs, με την παρουσίαση της 6^{ης} γενιάς αξονικών τομογράφων ή ελικοειδούς CT, που επέτρεψε τη λήψη τρισδιάστατης εικόνας με το κράτημα μόνο μίας αναπνοής. Τα εγκάρσια δεδομένα, που συλλέγονται, όχι μόνο αποκτώνται σε συντομότερο χρόνο (πχ 30 sec για μια CT-θώρακος), αλλά μπορούν να ανακατασκευαστούν σε στεφανιαίο ή οβελιαίο επίπεδο (Hagi, 2022)

1.2.7 ΕΒΔΟΜΗ ΓΕΝΙΑ

Σε αντίθεση με τη δέσμη γραφίδας και τη δέσμη βεντάλιας προηγούμενων γενεών, η



κωνική δέσμη ακτίνων-x της 7^{ης} γενιάς CT δεν διέρχεται από στενό collimator, με αποτέλεσμα η ένταση της δέσμης να μην μειώνεται σημαντικά και να αλληλεπιδρά πιο αποτελεσματικά με μια συστοιχία

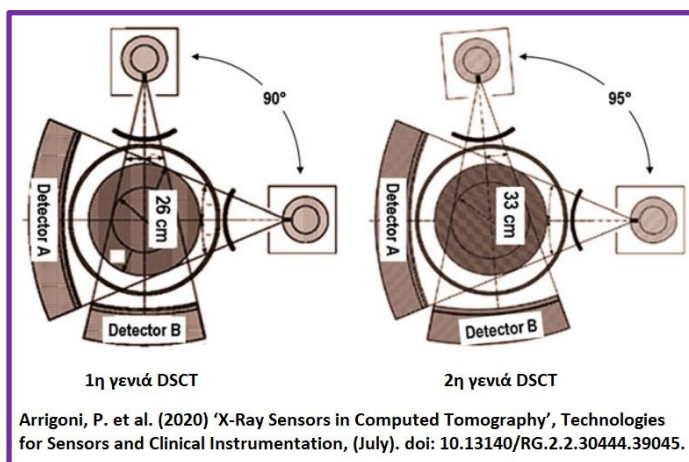
Εικόνα 7: CT 7^{ης} γενιάς. Η γραμμική σειρά ανιχνευτών από προηγούμενες γενιές εξελίχθηκε σε ανιχνευτές επίπεδης οθόνης ή συστοιχία πολλαπλών ανιχνευτών, επιτρέποντας την

ανιχνευτών (Elboga et al, 2021)

Επίσης, η γραμμική σειρά ανιχνευτών από προηγούμενες γενιές εξελίχθηκε σε ανιχνευτές επίπεδης οθόνης ή συστοιχία πολλαπλών ανιχνευτών, επιτρέποντας την απόκτηση δεδομένων σε πολύ σύντομο χρονικό διάστημα (Hsieh & Flohr, 2021). Τα συστήματα CT πολλαπλών ανιχνευτών (Multi Detector CT, MDCT) βασίζονταν στη λειτουργία της 3^{ης} γενιάς (συγχρονισμένη περιστροφή λυχνίας/ανιχνευτών). Οι ανιχνευτές τοποθετημένοι στον άξονα-z, επιτρέπουν την απόκτηση πολλαπλών τομών ανά περιστροφή, με μεγαλύτερη ταχύτητα σάρωσης. Δίνεται η δυνατότητα εκτέλεσης αξονικής αγγειογραφίας στεφανιαίων αρτηριών με προσθήκη ΗΚΓράφου. Το 1998 τα πρώτα MDCTs συστήματα προσέφεραν ταυτόχρονη απεικόνιση 4 τομών. Η ανάπτυξή τους είχε ως αποτέλεσμα τη λήψη εικόνας υψηλής ταχύτητας που είναι ανάλογη με τον αριθμό των σειρών ανιχνευτών (Mair et al., 2021). Το 2000, οι ταυτόχρονες τομές έγιναν 8, αλλά οι εικόνες είχαν μειωμένη χωρική ανάλυση. Τα συστήματα με 16 τομές έγιναν εμπορικά διαθέσιμα το 2001. Σήμερα, τα MDCT της αγοράς είναι 64, 128, 256 και 512 τομών, έχοντας φτάσει την τεχνολογία τους σε ένα σημείο κορεσμού. (Arrigoni, P. et al., 2020)

1.3 Τρέχουσα κατάσταση

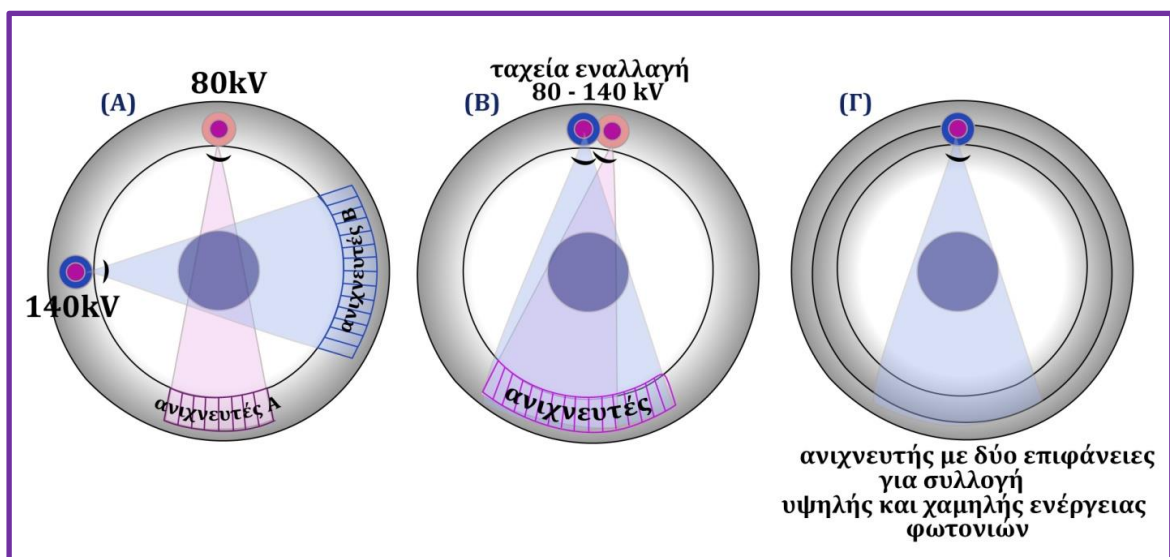
1.3.1 Αξονικοί Τομογράφοι Διπλής Πηγής (Dual-Source CT, DSCT)



Εικόνα 8: CT διπλής πηγής (DSCT): Στην 1^η γενιά, οι δύο λυχνίες βρίσκονται τοποθετημένες υπό γωνία 90°. Για να μεγαλώσει το SFOV του ανιχνευτή από 26cm σε 33cm, η γωνία ανάμεσα στις δύο λυχνίες αυξήθηκε σε 95° στα συστήματα 2^{ης} γενιάς.

Στην προσπάθεια να ξεπεραστεί η ανεπαρκής χρονική ανάλυση σε καρδιακές απεικονίσεις με CT, αναπτύχθηκαν το 2006 οι διπλής πηγής αξονικοί τομογράφοι, (Dual-Source CTs (DSCT), με δύο λυχνίες και αντίστοιχα δύο σειρές ανιχνευτών. Στην μετέπειτα εξέλιξη τους (εικ. 9) το 2009, προσέφεραν μεγαλύτερο SFOV του ανιχνευτή (αντί για 26cm, 33cm), μεγαλύτερη κάλυψη του θέματος στον άξονα-z και ταχύτερη περιστροφή του Gantry, γεγονός που ωφέλησε σημαντικά την καρδιοθωρακική σάρωση με βελτιωμένη χρονική ανάλυση, αφού επηρεάζεται ελάχιστα ή καθόλου από τον καρδιακό ρυθμό του ασθενούς.

1.3.2. Αξονικοί Τομογράφοι Διπλής Ενέργειας (Dual Energy CT, DECT) ή φασματικοί CT



Εικόνα 9: Διαφορετικοί τύποι CT (DECT) διπλής ενέργειας σε κλινική χρήση: (Α) DECT διπλής πηγής με δύο λυχνίες και τους αντίστοιχους ανιχνευτές. (Β) DECT μιας πηγής με ταχεία εναλλαγή kVp. Η τάση της λυχνίας ακολουθεί παλμική καμπύλη με τα δεδομένα να συλλέγονται δύο φορές για κάθε προβολή, μία στην υψηλή και μία στην χαμηλή τάση λυχνίας. (Γ) DECT με μία λυχνία και έναν ανιχνευτή δύο επιφανειών, που επιτρέπουν τον διαχωρισμό φασμάτων υψηλής και χαμηλής ενέργειας που παράγονται από μία μόνο πηγή. (Εικόνα αναφοράς: Lam, S. *et al.* (2015) 'Multiparametric evaluation of head and neck squamous cell carcinoma using a single-source dual-energy CT with fast kVp switching: State of the art', *Cancers*, 7(4), pp. 2201–2216. doi: 10.3390/cancers7040886).

Πρόκειται για σύστημα που έχει τη δυνατότητα να εκπέμπει σε δύο διαφορετικές ενέργειες, πχ στα 80kV και στα 140kV, είτε με μία ή με δύο λυχνίες. Ως γνωστό, η αξονική τομογραφία βασίζεται στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το φαινόμενο Compton, τους δύο μηχανισμούς με τους οποίους δρουν τα φωτόνια ακτινών-x με την ύλη που διαπερνούν. Η

εξάρτησή τους από την ενέργεια E των φωτονίων και τον ατομικό αριθμό Z των υλικών, που ακτινοβολούνται είναι διαφορετική. Αν λοιπόν, ένα υλικό ακτινοβληθεί από δύο διαφορετικές μέσες ενέργειες ακτινών- x , ο συντελεστής εξασθένησης που θα καταγραφεί, θα είναι διαφορετικός. Με την τεχνική αφαίρεσης στις εικόνες που προκύπτουν, αυτή η διαφορά των συντελεστών εξασθένησης καθιστά εύκολη την ταξινόμηση της στοιχειώδους χημικής σύνθεσης του σαρωμένου ιστού, παράγοντας με λεπτομέρεια ανατομικές και λειτουργικές απεικονίσεις, που δεν είναι δυνατές με την συμβατική αξονική τομογραφία μίας ενέργειας. Άλλη επιλογή για την απόκτηση δεδομένων διπλής ενέργειας με μια λυχνία, είναι γρήγορη αλλαγή της τάσης της λυχνίας ακτινών- x από τη μια προβολή στην επόμενη («fast kV-switching»). Οι τεχνικές DECT μπορεί να είναι χρήσιμες για τη διαφοροποίηση ουσιών όπως το ιώδιο, το ασβέστιο και το ουρικό οξύ από τους μαλακούς ιστούς (Hsieh & Flohr, 2021).

Παρόλες τις τεχνολογικές εξελίξεις και βελτιώσεις, όλοι τα σύγχρονα συστήματα αξονικών τομογράφων εξακολουθούν να βασίζονται στη γεωμετρία περιστροφής-περιστροφής της 3^{ης} γενιάς, ενώ συστήματα της 4^{ης} και 5^{ης} γενιάς έχουν εγκαταλειφθεί λόγω οικονομικών και πρακτικών περιορισμών.

1.4 Σκιαγραφικοί παράγοντες στην CT

Αν και η αντίθεση σε μια εικόνα από CT είναι πολύ υψηλότερη από μια απλή ακτινογραφική εικόνα, η διάκριση διαφορετικής πυκνότητας μαλακών ιστών είναι δυσχερής, καθότι έχουν παρόμοιους αριθμούς CT από 0-50HU. Για την οριοθέτηση των διαφόρων δομών απαιτούνται εξωγενή σκιαγραφικά (Lee, N. *et al*, 2013). Οι γοργές βελτιώσεις των συστημάτων CT στην ταχύτητα σάρωσης, τη χωρική ανάλυση και τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας έχουν συμβάλει στην αύξηση της ικανότητας των σκιαγραφικών παραγόντων να αναδεικνύουν βλάβες σε όργανα και αγγειακές δομές που σχετίζονται με

αυτά (Hasenbroock & Serkova, 2009). Η απεικόνιση με ακτίνες-x βασίζεται στην απορρόφηση και σκέδαση της ενέργειας από τους ιστούς. Χρησιμοποιώντας το ιώδιο ως σκιαγραφικό μέσο αυξάνεται η πυκνότητα του αίματος, με το οποίο αναμειγνύεται. Σε πρώιμη απεικόνιση, όταν το ιώδιο δεν έχει ακόμη αναμειχθεί επαρκώς με το αίμα, η εξασθένιση των ακτινών-x είναι μεγάλη, προσκαλώντας τεχνικά artifacts. Με την πάροδο του χρόνου, το ιωδιούχο αίμα αραιώνεται προοδευτικά, περνώντας από τις αρτηρίες, στους ιστούς και στη συνέχεια στο φλεβικό σύστημα, για να φιλτραριστεί και τελικά να αποβληθεί από το ουροποιητικό σύστημα. Εκτιμάται πως, σε φυσιολογικούς νεφρούς, αυτό συμβαίνει σε περίπου 20 ώρες. Ο ρυθμός έγχυσης του σκιαγραφικού και ο χρόνος λήψης των εικόνων επιλέγονται από τον Τεχνολόγο. Για την απάντηση σε κάθε κλινικό ερώτημα, παίζει σημαντικό ρόλο το χρονοδιάγραμμα της μελέτης, η οποία έχει σκοπό να αναδείξει με αντίθεση την παθολογία. Για παράδειγμα, ο χρόνος έγχυσης του σκιαγραφικού για την απεικόνιση μιας πιθανής πνευμονικής εμβολής διαφέρει από τον αντίστοιχο χρόνο ανάδειξης ενός εν τω βάθει φλεβικού θρόμβου. Σημαντικοί παράγοντες, που καθορίζουν επίσης το διαγνωστικό αποτέλεσμα είναι ο σωματότυπος του ασθενούς, η καρδιακή του λειτουργία και πιθανόν μια πιθανή αγγειακή νόσο (Rogers DC, Tadi P. 2022).

Γνωρίζοντας πλέον τη φαρμακοκινητική των σκιαγραφικών μέσων, είμαστε σε θέση να προσαρμόσουμε τους ρυθμούς έγχυσης και τους χρόνους καθυστέρησης μιας CT, προκειμένου να απεικονίσουμε ιστούς και αγγειακές δομές. Αλλάζοντας τους υδρόφιλους υποκαταστάτες και το δομικό σχεδιασμό των ιωδιούχων φαρμάκων, βελτιώθηκε η ανοχή των ασθενών σε αυτά. Οι θεμελιώδεις χημικές δομές των παραγόντων αντίθεσης, που είναι ο τρι-ιωδιωμένος δακτύλιος βενζολίου και το σωματίδιο θειικού βαρίου, δεν υπέστησαν καμία αλλαγή (Piechowiak et al, 2015).

Οι μόνες επιτρεπόμενες ενδοφλέβιες σκιαγραφικές ουσίες επί του παρόντος για χρήση στην CT είναι τα ιωδιούχα (Lee et al, 2013). Τα φυσικά και χημικά χαρακτηριστικά τους, όπως η χημική σύνθεση, η ωσμωτικότητα, η συγκέντρωση ιωδίου και ο ιονισμός σε διάλυμα, χρησιμοποιούνται για την κατηγοριοποίησή τους (Hasenbroock & Serkova, 2009). Παρά τους σχετικά σύντομους χρόνους παραμονής τους στο αίμα, είναι αποτελεσματικοί για μια μεγάλη ποικιλία θεραπευτικών εφαρμογών, όπως είναι η αγγειακή απεικόνιση. Παρόλα αυτά, έχουν προταθεί ως πιθανές αντικαταστάσεις ορισμένοι άλλοι τύποι σκευασμάτων, όπως χηλικά άλατα γαδολινίου ή συστάδες βολφραμίου (Cormode et al, 2014). Το υγρό βενζόλιο, που είναι δηλητηριώδες και αδιάλυτο στο νερό, αποτελεί την αρχική συστατική ουσία των σκιαγραφικών. Ένας δακτύλιος βενζολίου έχει άτομα άνθρακα με αριθμό από 1 έως 6 δεξιόστροφα. Με την προσθήκη μιας ομάδας οξέος στη θέση 1 του βενζολικού δακτυλίου, δημιουργείται βενζοϊκό οξύ. Αυτή η ομάδα οξέος επιτρέπει τη σύνθεση αλάτων ή αμιδίων που επηρεάζουν τη διαλυτότητα των ενώσεων στο νερό. Τα άτομα ιωδίου εισάγονται στον δακτύλιο στις θέσεις 2, 4 και 6 για να δημιουργήσουν το 2,4,6-τρι-ιωδιο-βενζοϊκό οξύ. Το ιώδιο χρησιμοποιείται επειδή έχει τρεις κρίσιμες ιδιότητες: υψηλή πυκνότητα αντίθεσης, στενή σύνδεση με το μόριο βενζολίου και χαμηλή τοξικότητα. Η προσθήκη πλευρικών αλυσίδων στις θέσεις 3 και 5 μειώνει την τοξικότητα και τη λιποφιλικότητα του τρι-ιωδιο-βενζοϊκού οξέος (Piechoniak et al, 2015).

Έχοντας μεγαλύτερη ωσμωτικότητα και ιξώδες από το αίμα, το πλάσμα ή το εγκεφαλονωτιαίο υγρό, τα σκιαγραφικά μέσα συμβάλλουν στην εμφάνιση αντιδράσεων. Η ικανότητα ενός μορίου να διασπάται σε ένα θετικά φορτισμένο κατιόν και ένα αρνητικά φορτισμένο ανιόν είναι γνωστή ως ιοντικότητα. Αυτή η ιδιότητα οδηγεί σε περισσότερα μόρια ανά λίτρο νερού, γεγονός που αυξάνει την ωσμωτικότητα. Χωρίς αυτό το χαρακτηριστικό, οι μη ιονικές ουσίες είναι λιγότερο ωσμωτικές (Lee et al, 2013). Τα μέσα

αντίθεσης που είναι ιοντικά και μη ιονικά μπορεί να είναι μονομερή ή διμερή. Ειδικά τα μη ιονικά μονομερή είναι τα καλύτερα σκιαγραφικά. Δεν διασπώνται στο διάλυμα, παρέχοντας περισσότερο ιώδιο και επιδρώντας λιγότερο στην ωσμωτικότητα. (Cormode et al, 2014). Τα ισοωσμιακά σκιαγραφικά μέσα, τα οποία χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο, έχουν την ίδια ωσμωτικότητα με το αίμα, το πλάσμα και το εγκεφαλονωτιαίο υγρό. Τα σκιαγραφικά μέσα υψηλής ωσμωτικότητας έχουν ωσμωτικότητα 5-8 φορές μεγαλύτερη από αυτή του πλάσματος, ενώ τα σκιαγραφικά μέσα χαμηλής ωσμωτικότητας έχουν ωσμωτικότητα 2-3 φορές υψηλότερη από αυτή του ορού (Cormode et al, 2014).

1.5 Πιθανές αντιδράσεις σε σκιαγραφικά μέσα

Οι προκαλούμενες από σκιαγραφικά μέσα ανεπιθύμητες αντιδράσεις εξακολουθούν να είναι απρόβλεπτες και ποικίλης φύσης. Ο όρος "οξείες" αντιδράσεις στα σκιαγραφικά μέσα αναφέρονται στο χρόνο έναρξης της αντίδρασης. Οι άμεσες αντιδράσεις είναι ίδιες για όλους τους τύπους σκιαγραφικών μέσων (παράγοντες υπερήχων, παράγοντες μαγνητικής τομογραφίας και παράγοντες ακτινών Χ). Η μετάβαση από τα ιοντικά σκιαγραφικά μέσα υψηλού ωσμωτικού δυναμικού σε μη ιοντικά σκιαγραφικά μέσα, με βάση το ιώδιο, μείωσε τη συχνότητα εμφάνισης αντιδράσεων, με αποτέλεσμα να υπάρχει πλέον πολύ λιγότερη εμπειρία στην αντιμετώπιση μέτριων και σοβαρών οξέων μη νεφρικών αντιδράσεων (Shah et. al., 2021).

Οι όψιμες αντιδράσεις αναπτύσσονται μετά την έξοδο του ασθενούς από το εργαστήριο. Συχνότερες είναι οι δερματικές αντιδράσεις, όμοιες με των άλλων φαρμάκων, συνήθως ήπιες έως μέτριες και αυτοπεριοριζόμενες. Οι παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνουν προηγούμενη αντίδραση σε σκιαγραφικό και θεραπεία με ιντερλευκίνη-2. Η θεραπεία είναι συμπτωματική και η προφύλαξη γενικά δεν συνιστάται (Harvey et. al., 2001).

Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται στην αλλεργία σε θαλασσινά, καθώς υπάρχει πιθανή διασταυρούμενη αντίδραση με τα σκιαγραφικά μέσα που περιέχουν ιώδιο. Οι ανεπιθύμητες αντιδράσεις από τα σκιαγραφικά μπορούν να ταξινομηθούν σε αναφυλακτοειδείς με την απελευθέρωση ισταμίνης ή χημειοτοξικές, που σχετίζονται κυρίως με την υπεροσμωτικότητα, την περιεκτικότητα σε ιόντα, το ιζώδες και τις ιδιότητες δέσμευσης ασβεστίου αυτών των παραγόντων.

Οι ανεπιθύμητες αντιδράσεις είναι συχνές με συμπτώματα, όπως ζέστη, πόνος σφίξιμο στο στήθος, ναυτία και έμετος, ενώ αυτοπεριορίζονται στην πλειονότητα των περιπτώσεων. Ανεπιθύμητες αντιδράσεις που απαιτούν παρέμβαση, όπως υπόταση, βραδυαρρυθμίες, πνευμονική συμφόρηση, έχουν αναφερθεί σε ποσοστό σχεδόν 30%.

Ασθενείς με προχωρημένη ηλικία, καρδιακή ανεπάρκεια, ιστορικό προηγούμενης αντίδρασης σκιαγραφικού και αυξημένη διαστολική πίεση της αριστερής κοιλίας έχουν αναγνωριστεί ως έξι φορές πιο πιθανό να αναπτύξουν ανεπιθύμητες αντιδράσεις με ιοντικούς παράγοντες υψηλής ωσμωτικότητας. Ασθενείς με προηγούμενες αναφυλακτικές αντιδράσεις διατρέχουν τον υψηλότερο κίνδυνο για την ανάπτυξη υποτροπιάζουσας αντίδρασης. Η προφυλακτική θεραπεία αποτελεί κρίσιμο μέρος της πρόληψης, όταν έχει προηγηθεί προηγούμενη αντίδραση, με κορτικοστεροειδή και αναστολείς ισταμίνης. Η πρεδνιζόνη 50 mg χορηγούμενη 13, 7 και 1 ώρα πριν από τη διαδικασία μαζί με τη διφαινυδραμίνη 50 mg από το στόμα 1 ώρα πριν από τη διαδικασία είναι αποτελεσματική στη μείωση των υποτροπιάζουσων αντιδράσεων. Για επείγουσες διαδικασίες, θα πρέπει να χρησιμοποιείται ενδοφλέβια υδροκορτιζόνη 200 mg με 50 mg διφαινυδραμίνης πριν από τη διαδικασία (Lam et. al., 2019). Στην περίπτωση αναφυλακτικών αντιδράσεων με λαρυγγικό οίδημα και αγγειακό κίνδυνο, πρέπει να χορηγούνται αμέσως 0,3 ml επινεφρίνης σε αραιώση 1:1000 υποδόρια ή 3 ml σε αραιώση 1:10.000 ενδοφλεβίως ή υποδόρια. Θα

πρέπει επίσης να χορηγηθούν κορτικοστεροειδή, διφαινυδραμίνη και ενδοφλέβια υγρά μεγάλου όγκου για να μειωθεί η σοβαρότητα της αντίδρασης. Η χρήση αναστολέων της ισταμίνης-2 παραμένει αμφιλεγόμενη, αλλά θα πρέπει να εξετάζεται στη θεραπεία ανθεκτικών περιπτώσεων (Lam et. al., 2019). Η πιθανότητα των σκιαγραφικών μέσων να παρεμβαίνουν στην ομοιόσταση του σώματος, ιδιαίτερα στην κυκλοφορία του αίματος, ενισχύεται με τη ποσότητα, τη συγκέντρωση και την ταχύτητα χορήγησης του ιωδίου (Anderson et al, 2010). Η αίσθηση θερμότητας, η μεταλλική γεύση, η ναυτία, ο έμετος, η βραδυκαρδία, η υπόταση, οι αποκρίσεις των αγγείων, η νευροπάθεια και οι καθυστερημένες αντιδράσεις είναι μεταξύ των ενδείξεων των μη αναφυλακτοειδών αντιδράσεων (Young, 2020) .

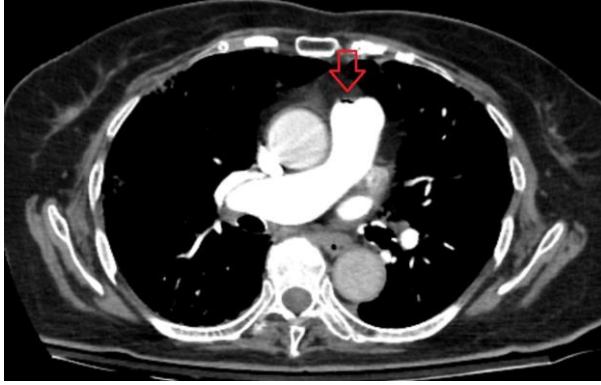
1.5.1 Οξεία νεφρική βλάβη

Η οξεία νεφρική βλάβη, που προκαλείται από τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου (Post-Contrast acute kidney injury, PC-AKI) είναι μια δυνητικά σοβαρή επιπλοκή της αγγειογραφίας με σημαντικές βραχυπρόθεσμες και μακροπρόθεσμες συνέπειες. Στο γενικό πληθυσμό παρατηρείται σε συχνότητα 2-30%. Ωστόσο, μπορεί να ελαχιστοποιηθεί με την κατάλληλη διαστρωμάτωση κινδύνου, την επιλογή του σκιαγραφικού και με στρατηγικές προληπτικής διαχείρισης. Οι πιθανότητες να συμβεί αυξάνονται σε ασθενείς με χρόνια νεφρική βλάβη, με καρδιαγγειακή νόσο και σακχαρώδη διαβήτη. Η PC-AKI ορίζεται από τα κριτήρια KDIGO: (1) ως αύξηση της κρεατινίνης ορού (Cr) κατά $\geq 0,3$ mg/dl εντός 48ωρών, (2) όταν η τιμή της κρεατινίνης αυξηθεί κατά 1,5 φορές και (3) όταν ακολουθήσει ολιγουρία ($<0,5$ ml/kg/h για 6 ώρες) (Huynh, K. et al. 2020). Πρόσφατες μελέτες ανακάλυψαν πως η PC-AKI συσχετίζεται ελάχιστα ή καθόλου με τα νεότερης γενιάς χαμηλής ωσμωτικότητας σκιαγραφικά μέσα. Για το λόγο αυτό, οι περισσότεροι ασθενείς, εμφανίζουν μια ήπια, παροδική αύξηση της κρεατινίνης ορού που συνήθως δεν συνδέεται με ολιγουρία,

κορυφώνεται εντός δύο έως τεσσάρων ημερών και γενικά υποχωρεί εντός 7 ημερών (Nebelung et. al., 2021).

1.5.2 Εξαγγείωση

Η εξαγγείωση συμβαίνει όταν το σκιαγραφικό εξέρχεται από τον αρτηριακό αυλό κατά τη διάρκεια της χορήγησης και διεισδύει στον περιβάλλοντα διάμεσο ιστό με χειροκίνητη ή μηχανική έγχυση σε ποσοστό 0,1% έως 0,9% των περιπτώσεων. Είναι πιθανότερη σε ασθενείς με ατροφικό υποδόριο λιπώδη ιστό, σε χημειοθεραπευμένους ή υπό χημειοθεραπεία ασθενείς, γενικά σε ηλικιωμένους, μικρά παιδιά και σε άτομα με υποκείμενη αγγειακή νόσο. Μικρές εξαγγειώσεις σκιαγραφικού υλικού συχνά καταλήγουν σε τοπική φλεγμονώδη αντίδραση στο δέρμα, αλλά όχι μόνιμη βλάβη. Μεγαλύτερες ποσότητες μπορεί να οδηγήσουν σε βλάβη ιστού από χημειοτοξικότητα (Hasebroock & Serkova, 2009), αν και η άσκοπη χορήγηση υψηλών δόσεων σκιαγραφικών συνιστάται να αποφεύγεται σύμφωνα με τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Εταιρείας Ουρογεννητικής Ακτινολογίας (Stacul, F. et al. 2011). Επίσης αναφέρεται πως η μηχανική χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας με σύστημα εγχυτή, αυξάνει την πιθανότητα για εξαγγείωση συγκριτικά με τη χειροκίνητη χορήγηση. Αν και είναι δύσκολη η πρόβλεψη των συνεπειών μετά από εξαγγείωση, είναι εξαιρετικά σπάνια η νοσηρότητα εξαιτίας της, όπως η δημιουργία έλκους του δέρματος, νέκρωση των ιστών και σύνδρομο διαμερισματοποίησης (compartment syndrome) (Young, 2020). Σε εξαγγείωση άνω των 150ml, συνιστάται χειρουργική εκτίμηση, καθώς έχουν περιγραφεί θεραπείες με ένεση υαλουρονιδάσης, με αναρρόφηση και με τεχνική συμπίεση (Mandlik, V. et al. 2019).



Εικόνα 10: Μικρό έμβολο αέρα (βέλος) μετά τη χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας, το οποίο θα αυτοθεραπευτεί. (Εικόνα από Γ.Ν.Ν.Α. «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)

1.5.3 Εμβολή αέρα

Μια ασυνήθιστη αλλά πιθανώς καταστροφική παρενέργεια της ενδοφλέβιας χορήγησης σκιαγραφικού είναι η εμβολή αέρα. Δύσπνοια, βήχας, στηθάγχη, πνευμονικό οίδημα, υπόταση και νευρολογική δυσλειτουργία είναι

μερικά από τα συμπτώματα. Χορηγείται 100% οξυγόνο, ο ασθενής τοποθετείται σε αριστερή πλάγια θέση κατάκλισης και χορηγείται υπερβαρικό οξυγόνο εάν είναι απαραίτητο ως μέρος της θεραπείας (Young et al, 2008) .

1.6 Πνευμονική Εμβολή και μέθοδοι ανίχνευσης σκιαγραφικού σε αγγειογραφίες πνευμονικών αρτηριών (CTPA)

1.6.1 Πνευμονική Εμβολή και δ-διμερή

Η πνευμονική εμβολή (ΠΕ) προκαλείται από θρόμβο αίματος, ο οποίος μέσα από το φλεβικό σύστημα εγκαθίσταται στις αρτηρίες των πνευμόνων, προκαλώντας απόφραξη. Η επικινδυνότητα της συγκεκριμένης κατάστασης έγκειται στο γεγονός, ότι μεγάλοι θρόμβοι συσσωρεύονται στη διακλάδωση της κύριας πνευμονικής αρτηρίας ή των κλάδων της, δημιουργώντας αιμοδυναμική αστάθεια. Όταν σ' ένα θρόμβο επιδρά το ένζυμο πλασμίνη, για να τον αποδομήσει, απελευθερώνονται στο αίμα θραύσματα πρωτεΐνης, τα δ-διμερή (D-Dimers), είτε σαν αποτέλεσμα φυσιολογικών διαδικασιών, είτε με την βοήθεια ινωδολυτικών φαρμάκων. Με την εργαστηριακή μέτρηση των δ-διμερών στο πλάσμα του αίματος, είναι εφικτός ο αποκλεισμός μιας πνευμονικής εμβολής ή μιας φλεβικής θρομβοεμβολής (Crawford, F. et al. 2016). Η αύξηση του D-dimer είναι ιδιαίτερα συχνή και οι τιμές υψηλότερες από 1μg / mL έχουν συσχετιστεί με τη σοβαρότητα της νόσου και τη

θνησιμότητα στο νοσοκομείο (Alonso-Fernández, A. *et al.* 2020). Σε άλλη μελέτη αναφέρεται ως όριο τα 0,5μg / mL. (Sikora-Skrabaka, M. *et al.* 2019). Η αύξηση αυτής της πρωτεΐνης μπορεί όμως να οφείλεται και σε άλλους λόγους, όπως σε μια πρόσφατη επέμβαση, σε τραύμα ή φλεγμονή, σε παθήσεις του ήπατος, σε καρκίνο, σε εγκεφαλικό, σε εγκυμοσύνη, ακόμη και σε έμφραγμα, ή σε καρδιακή ανεπάρκεια. Μάλιστα μια έρευνα του 2018 (Simes, J. *et al.* 2018) έδειξε πως μπορεί να προβλέψει μελλοντικό θάνατο σε ασθενείς με στεφανιαία νόσο. Επίσης, μπορεί να αυξηθεί ψευδώς σε αυξημένα τριγλυκερίδια, χολερυθρίνη και ρευματοειδή παράγοντα. Είναι φανερό πως η τιμή της δεν πρέπει να ερμηνεύεται σαν απλό αριθμητικό αποτέλεσμα, αλλά πάντα σε σχέση με άλλες αιματολογικές εξετάσεις, καθώς και το ατομικό και το οικογενειακό ιστορικό του πάσχοντος.

1.6.2 Υπολογιστική Τομογραφία με πρωτόκολλο για αποκλεισμό πνευμονικής εμβολής (CTPA)

Η Υπολογιστική Τομογραφία πνευμονικής αγγειογραφίας (CTPA) είναι επί του παρόντος η διαγνωστική εξέταση πρώτης γραμμής, που σκοπεύει στον αποκλεισμό της πνευμονικής εμβολής. Πρόκειται για μια απεικονιστική προσέγγιση με υψηλή ευαισθησία και ειδικότητα, καθώς και με εξατομικευμένα και πολύπλοκα πρωτόκολλα, που εξαρτώνται ιδιαίτερα από το αιμοδυναμικό προφίλ του ασθενή. Η ανακατασκευή ή ανασύνθεση των ληφθέντων εικόνων σε λεπτότερες τομές δίνει τη δυνατότητα ακριβέστερων αναλύσεων, τόσο των τμηματικών, όσο και των υποτμηματικών κλάδων των πνευμονικών αρτηριών, (Moynihan WA, Bowden L, Kiely P, 2017), βελτιώνοντας ταυτόχρονα την σκιαγράφιση των αγγείων με μεθόδους ανίχνευσης του σκιαγραφικού, όπως οι τεχνικές Test- Bolus και Bolus – Tracking.

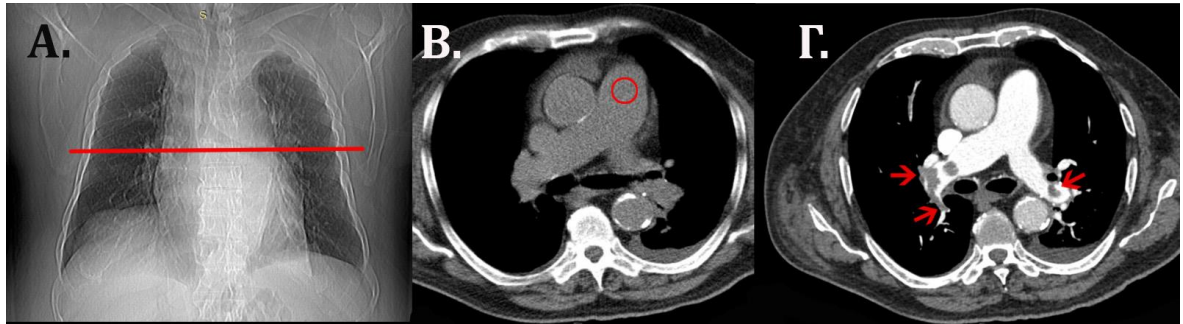
Πνευμονική εμβολή μπορεί να προκληθεί, όχι μόνο σε ασθενείς χωρίς προδιαθεσικούς παράγοντες, αλλά και σε εκείνους που πληρούν παράγοντες κινδύνου, όπως:

1. την τριάδα του Virchow: ένας ιατρικός όρος, που συνοψίζει τις τρεις αλλαγές που συμβαίνουν μέσα σε φλέβες και προκαλούν το σχηματισμό θρόμβων, όπως φλεβική στάση από ανωμαλίες στη φλεβική ροή, υπερπηκτικότητα και ενδοθηλιακή βλάβη από εσωτερικούς τραυματισμούς των αιμοφόρων αγγείων.
2. ασθενείς με συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια
3. καπνιστές
4. γυναίκες που χρησιμοποιούν αντισυλληπτικά φάρμακα.

Σε ασθενείς που κινδυνεύουν από φλεβική θρομβοεμβολή, η επιτυχία της CTPA είναι απαραίτητη και εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την τεχνογνωσία των Τεχνολόγων, τον τύπο και την ποσότητα του σκιαγραφικού μέσου, που χορηγείται, καθώς και από την χορηγούμενη ακτινοβολία (Moradi M., Khalili B., 2016). Η μελέτη θεωρείται αποδεκτή, όταν έχουν πληρωθεί από σκιαγραφική ουσία μόνο οι πνευμονικές αρτηρίες (όχι η αορτή), ενώ μετά από καθυστερημένη σάρωση είναι δύσκολη η διαφοροποίηση των τμηματικών και υποτμηματικών πνευμονικών αρτηριών από τους αντίστοιχους πνευμονικούς φλεβικούς κλάδους (Weerakody, 2022). Η αποτυχία της CTPA μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι, ενώ αναμένεται ο ρυθμός αύξησης της πυκνότητας μέσα στο πνευμονικό αγγείο να είναι σταθερός, σε ασθενείς με αλλοιωμένες αιμοδυναμικές παραμέτρους, αυτό να μην συμβαίνει (Rodrigues *et al.* 2012). Οι πιο κοινές τεχνικές είναι η Bolus-tracking (BT) και η μέθοδος Test-Bolus (TB). (Cademartiri *et al.*, 2004).

1.6.3 Bolus-Tracking (BT)

Ο απαιτούμενος ρυθμός έγχυσης (ml/sec), ο όγκος (ml) του σκιαγραφικού και χρόνος καθυστέρησης της έγχυσης επηρεάζονται κυρίως από το σωματότυπο και την καρδιακή λειτουργία του ασθενή (Tomemori et al, 2001).



Εικόνα 11: Ασθενής 84ετών προσήλθε με δύσπνοια. (Α) Επιλέγεται η τομή με ευκρινή απεικόνιση του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας, και τοποθετείται το στρογγυλό ROI (Β), που θα καλύπτει τουλάχιστον το 50% του αυλού. (Γ) Μαζική πνευμονική εμβολή. Τα βέλη δείχνουν τους θρόμβους. (Εικόνες από το Τμήμα Επεμβατικής Ακτινολογίας & Ιατρικής Απεικόνισης του Γ.Ν.Ν.Θ.Α. «Η ΣΩΤΗΡΙΑ».

Η τεχνική BT δίνει τη δυνατότητα να παρακολουθείται σε πραγματικό χρόνο η αύξηση της πυκνότητας, με την έγχυση του σκιαγραφικού, σε μια «περιοχή ενδιαφέροντος» ROI (Region of Interest). Για την περίπτωση μιας CTPA, το ROI τοποθετείται στον αυλό του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας, επιλέγοντας μια τομή, όπου φαίνεται ευκρινώς (εικ 11) (Henzler et al, 2012) και θα καλύπτει το 50% του αυλού. (Basson, Moodley, 2022). Πραγματοποιούνται σαρώσεις χαμηλής δόσης, ώστε να παρακολουθείται η ροή, ενώ ο Τεχνολόγος περιμένει να επιτευχθεί ο απαραίτητος βαθμός αντίθεσης, πριν ξεκινήσει το πρωτόκολλο σάρωσης (Suckling et al, 2013). Μόλις η πυκνότητα μέσα στο ROI φτάσει το προεπιλεγμένο κατώφλι (threshold) των HU, που ορίζονται σε κάθε εργαστήριο, θα υπάρξει πρόσθετη καθυστέρηση κάποιων sec, προκειμένου το τραπέζι να κινηθεί προς το σημείο έναρξης της σάρωσης. Τότε ξεκινάει η πραγματοποίηση του πρωτοκόλλου ελικοειδούς σάρωσης της επιλεγμένης περιοχής (Bae et al, 2005). Στην περίπτωση της CTPA έχει οριστεί η περιοχή από τις κορυφές ως τις βάσεις των πνευμόνων. Σε σύγκριση με τη συμβατική

ελικοειδή αξονική τομογραφία, η οποία απαιτεί συγκεκριμένο χρόνο αναμονής μεταξύ της έναρξης της έγχυσης σκιαγραφικού μέσου και της έναρξης της σάρωσης, με το BT ελαχιστοποιείται την πιθανότητα λάθους από τον Τεχνολόγο, καθώς καταγράφεται με μεγαλύτερη ακρίβεια η πλήρωση των πνευμονικών αρτηριών και των κλάδων τους (Kumar et al, 2021). Όταν η ακρίβεια της BT συνδυάζεται με την τεχνική διπλής έγχυσης της παροχής «ώθησης» φυσιολογικού ορού, μπορεί να επιτευχθεί εξαιρετική αγγειακή πλήρωση με πολύ μικρές ποσότητες σκιαγραφικής ουσίας. (Kumar et al, 2021). Από την άλλη, με την τεχνική bolus-tracking μπορεί να παρατηρηθεί βραδύτερη ροή σκιαγραφικού και καθυστερημένος χρόνος ως την επίτευξη του κατωφλιού, όταν πρόκειται για ασθενείς με καρδιακές δυσλειτουργίες (Jensen, C. T. et al., 2021).

1.6.4 Test – Bolus (TB)

Όπως και κατά την τεχνική Bolus – Tracking, επιλέγεται εγκάρσια τομή, στην οποία απεικονίζεται ευκρινώς ο κώνος της πνευμονικής αρτηρίας και τοποθετείται το ROI στον αυλό της. Με την μέθοδο Test – Bolus, ταυτόχρονα με την έγχυση μικρής δοκιμαστικής ποσότητας σκιαγραφικής ουσίας (20ml), σαρώνεται συνεχώς αυτή η επιλεγμένη τομή, ώστε να υπολογιστεί ο βέλτιστος χρόνος με την μέγιστη ενίσχυση της αντίθεσης. Ο χρόνος αυτός θα χρησιμοποιηθεί ως χρόνος καθυστέρησης στην κυρίως σάρωση.

2. ΕΡΕΥΝΑ

2.1 Σκοπός

Η πανδημία COVID-19 έχει προκαλέσει μεγάλη πίεση στα ακτινολογικά τμήματα. Στο ξεκίνημά της για την εκτίμηση του πνευμονικού παρεγχύματος, η εξέταση εκλογής ήταν η CT-θώρακος χωρίς σκιαγραφικό. Στη συνέχεια ανέβηκαν τα ποσοστά πνευμονικής εμβολής στο 40%, με αποτέλεσμα η CTPA να είναι πλέον ο χρυσός κανόνας. (Cantarinha, A. *et al.* 2022). Στο ακτινοδιαγνωστικό τμήμα του Γ.Ν.Ν.Θ.Α. “Η ΣΩΤΗΡΙΑ”, προσέρχονται όχι μόνο ασθενείς με Covid-19 ή για επανέλεγχο μετά από νόσηση, αλλά και εκείνοι, που λόγω της πανδημίας, παραμέλησαν τα προηγούμενα προβλήματα υγείας τους, με αποτέλεσμα να καταφτάνουν με προχωρημένα αναπνευστικά ή καρδιακά προβλήματα ως και με καρκίνους που δεν έλαβαν τη σωστή θεραπεία. Είναι φανερό, ότι υπάρχει επιτακτική ανάγκη, ειδικά πρωτόκολλα, όπως η CTPA, να δίνουν άμεσα και αξιόπιστα αποτελέσματα για τους ήδη επιβαρυσμένους ασθενείς.

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η αναδρομική σύγκριση ποιότητας εικόνων αξονικών τομογραφιών, με πρωτόκολλο αποκλεισμού της πνευμονικής εμβολής (CTPA) σε ασθενείς, που προσήλθαν στο Ίδρυμά μας, σε δύο διαφορετικά συστήματα αξονικής τομογραφίας με τις τεχνικές Bolus-Tracking (BT) και Test-Bolus (TB). Θα μελετήσουμε την ποιότητα της εικόνας, που επιτεύχθηκε με τις δύο αυτές μεθόδους και τη δόση, που μετρήθηκε σε κάθε σύστημα αξονικού τομογράφου ξεχωριστά.

2.2 Υλικό

Στη διάθεσή μας έχουμε έναν μονής ενέργειας αξονικό τομογράφο 16 τομών (GE-Optima 540) εγκατεστημένο στα Επείγοντα, στον οποίο εκτελούμε CTPA με ανιχνευτική μέθοδο Test-Bolus, και έναν αξονικό τομογράφο (2x256) τομών, διπλής ενέργειας (GE-Revolution), όπου ακολουθούμε τη μέθοδο Bolus-Tracking (ή smart-prep) για την ανίχνευση ελλειμάτων

πλήρωσης σκιαγραφικού. Τα συστήματα έγχυσης σκιαγραφικού είναι αντίστοιχα ένας εγχυτής MEDRAD-Salient και ένας MEDRAD-Stellant της εταιρίας Bayer.

2.3 Δείγμα

Κατά την αναδρομική συγκριτική μας μελέτη, ερευνήθηκαν οι CTPA 52 ασθενών. Οι 26 ασθενείς (14 άντρες – 12 γυναίκες) εξετάστηκαν στον Αξονικό Τομογράφο (2x256) τομών με τη μέθοδο Bolus-Tracking, ενώ οι 26 ασθενείς (14 άντρες – 12 γυναίκες) στον Αξονικό Τομογράφο 16 τομών με τη μέθοδο Test-Bolus. Μέση ηλικία των ασθενών ήταν τα 74 έτη. Μετά την διεξαγωγή της CTPA, βρέθηκαν τρεις ασθενείς θετικοί για πνευμονική εμβολή με την μέθοδο Test Bolus και επτά ασθενείς με την τεχνική Bolus-Tracking.

Πίνακας 2: Δημογραφικός πίνακας του δείγματος.

	Αξονικός Τομογράφος 16 τομών με μέθοδο Test-Bolus	Αξονικός Τομογράφος 512 τομών με μέθοδο Bolus-Tracking
αριθμός ασθενών	26	26
άντρες	14	14
γυναίκες	12	12
ηλικία	70±17 έτη	69±11,5 έτη
μέση ηλικία	75	73
(+) για πνευμονική εμβολή	3 (11,53%)	7 (26,92%)

2.4 Μεθοδολογία

2.4.1 CTPA – πρωτόκολλο σε υποψία πνευμονικής εμβολής

Αφού απομακρυνθούν τα μεταλλικά αντικείμενα από την περιοχή σάρωσης, ελεγχθεί η τιμή της κρεατινίνης ($Cr \leq 1.3$) και ο ασθενής ερωτηθεί για τυχόν αλλεργίες, τοποθετείται στο κρεβάτι του αξονικού τομογράφου.



Εικόνα 12 : Φλεβοκαθετήρας πράσινος (20 Gauge – 20G), για αποτελεσματική έγχυση του σκιαγραφικού σε ΣΤΡΑ. Η άλλη επιλογή είναι ο ροζ φλεβοκαθετήρας, όταν το φλεβικό σύστημα του ασθενή είναι επιβαρυνόμενο.

Τοποθετείται περιφερικός φλεβοκαθετήρας, κατά προτίμηση 18G (πράσινος), διαφορετικά, αν δεν υπάρχει αυτή η δυνατότητα (πχ. σε ταλαιπωρημένες από χημειοθεραπεία φλέβες), τουλάχιστον ένας 20G ή ροζ φλεβοκαθετήρας. Με μικρότερης διαμέτρου φλεβοκαθετήρες (όπως οι μπλε με 22G) υπάρχει αυξημένος κίνδυνος εξαγγείωσης, αφού ο ρυθμός έγχυσης του σκιαγραφικού είναι μεγάλος και η πίεση που ασκείται στον καθετήρα αυξημένη.

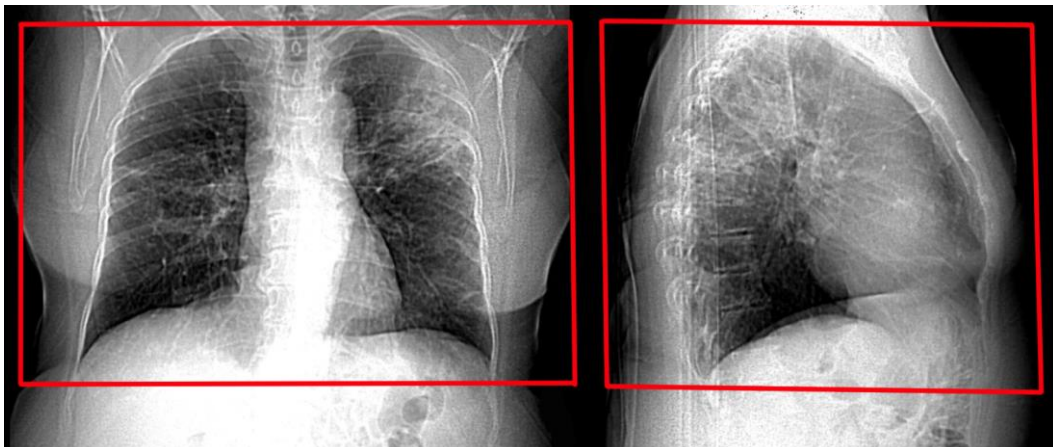
Ο ασθενής ενημερώνεται για τις επιδράσεις, που μπορεί να προκληθούν με την έγχυση του σκιαγραφικού, όπως το αίσθημα καύσου σε όλο το σώμα, η μεταλλική γεύση στο στόμα και μια πιθανή αίσθηση για ούρηση, ενώ παράλληλα επισημαίνεται πως οτιδήποτε άλλο δυσάρεστο αισθανθεί, όπως πχ. να κλείνει ο λαιμός του, να το αναφέρει αμέσως, αφού βρισκόμαστε σε συνεχή οπτική και ακουστική επαφή μαζί του.

Η προετοιμασία του εγχυτή περιλαμβάνει την πλήρωση των δυο συρίγγων του με σκιαγραφική ουσία – η οποία έχει θερμοκρασία σώματος – και φυσιολογικό ορό αντίστοιχα. Αφού αφαιρεθεί ο αέρας από το κύκλωμα των προεκτάσεων, το σκιαγραφικό συνδέεται στον φλεβοκαθετήρα.



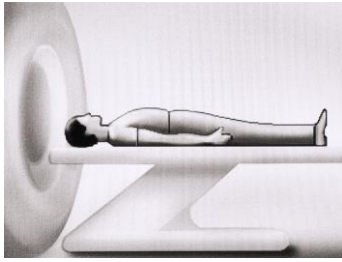
Εικόνα 13: Δύο τύποι συστημάτων έγχυσης σκιαγραφικού με διπλές κεφαλές, για διαδοχική χορήγηση σκιαγραφικού και φυσιολογικού ορού, που συνοδεύονται από τα αντίστοιχα τάμπλετ τους, για ρύθμιση των παραμέτρων έγχυσης από τον Τεχνολόγο.

Ο ασθενής έχει τοποθετηθεί στο ισόκεντρο του κύκλου του Gantry. Αυτό είναι προαπαιτούμενο, ώστε όταν ληφθούν τα αρχικά τοπογράμματα (ή scouts ή serview) προσθιοπίσθια και πλάγια, για επισκόπηση του σωματότυπου του ασθενή, οι παράμετροι των kV και των mA, που θα προτείνει το σύστημα, να αποδώσουν την βέλτιστη διαγνωστική εικόνα, χωρίς περιττή ακτινοβολία του ασθενή. Βέβαια, η τελική απόφαση των παραμέτρων ανήκει στον Τεχνολόγο.



Εικόνα 14: Τα τοπογράμματα (ή scouts), πάνω στα οποία σχεδιάζεται η σάρωση (κόκκινα πλαίσια), από τις κορυφές των πνευμόνων ως και τις πλευροδιαφραγματικές γωνίες. Σε κάποια ιδρύματα, το πλάνο για CTPA είναι πιο περιορισμένο – γύρω από τις πύλες των πνευμόνων - αλλά σε εξειδικευμένα για τον θώρακα εργαστήρια, όπως είναι το δικό μας, απαιτούνται περαιτέρω πληροφορίες για τυχόν συννοσηρότητες, όπως αυτές που δίνει π.χ. το πνευμονικό παράθυρο.

2.4.2 Τεχνική Test-Bolus



Εικόνα 15 : Επιλογή “Head First”. Επιλέξαμε να τοποθετήσουμε τους ασθενείς με το κεφάλι προς το Gantry, ενώ δεν απαγορεύεται και η αντίθετη τοποθέτηση. (Σχεδιάγραμμα του

Για την μελέτη μας ερευνήθηκαν αναδρομικά οι CTPA 26 ασθενών, που διενεργήθηκαν σε Αξονικό Τομογράφο 16 τομών. Οι ασθενείς τοποθετήθηκαν με το κεφάλι προς το Gantry (εικόνα 15).

Για τα τοπογράμματα (ή scouts) εφαρμόστηκαν, για το μεν των 180°, 120kV και 10mA, ενώ για το τοπόγραμμα των 90°, 120kV και 40mA.

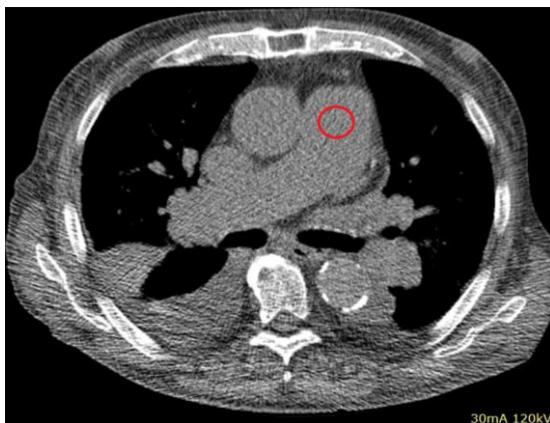
Στη συνέχεια, χειροκίνητα η γραμμή του ύψους του κώνου της (εικ.) και εφαρμόζοντας λήφθηκε μια εγκάρσια 5mm, στην οποία θα



στρογγυλη περιοχή ενδιαφέροντος (region of interest ή ROI) στον κώνο.

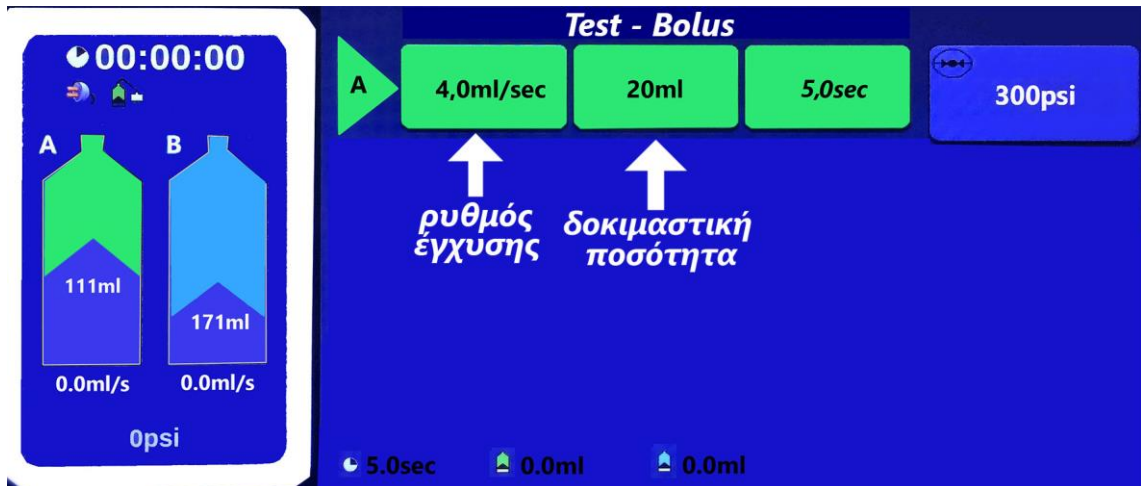
τοποθετήθηκε tracker (ή locator) στο πνευμονικής αρτηρίας 120kV και 30mA, εικόνα με πάχος τομής σχεδιαστεί μια

Εικόνα 16: Χειροκίνητη τοποθέτηση της γραμμής του Tracker, στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας, στο ύψος της τρόπιδας. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



Εικόνα 17 : Τοποθέτηση μιας στρογγυλης περιοχής ενδιαφέροντος ή ROI στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας κατά τη μέθοδο Test-Bolus. Σκοπός είναι, με τη συνεχή σάρωση αυτής της τομής, να καθοριστεί ο χρόνος, στον οποίο ο κώνος θα είναι ικανοποιητικά σκιαγραφημένος. Ο χρόνος αυτός θα εφαρμοστεί στην κυρίως σάρωση για τη βέλτιστη ανάδειξη των πνευμονικών αρτηριών. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)

Στο Ίδρυμά μας, το σύστημα έχει ρυθμιστεί να λάβει 20 εγκάρσιες εικόνες της παραπάνω τομής, χωρίς αναπνευστική εντολή και ταυτόχρονη χορήγηση 20ml σκιαγραφικού με ρυθμό έγχυσης 4ml/sec, χωρίς φυσιολογικό ορό.

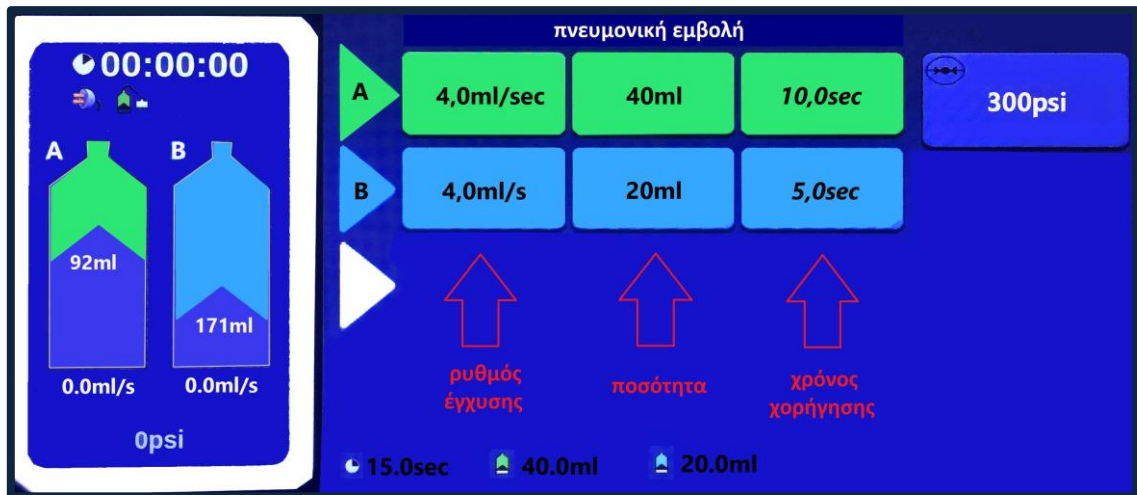


Εικόνα 18: Οι ενδείξεις στον εγχυτή, όταν πρόκειται να χορηγηθεί η δοκιμαστική ποσότητα σκιαγραφικού, ώστε να καθοριστεί ο χρόνος της βέλτιστης σκιαγράφησης του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας. Το πράσινο χρώμα στη σύριγγα συμβολίζει το σκιαγραφικό, ενώ η γαλάζια σύριγγα απεικονίζει τον φυσιολογικό ορό.



Εικόνα 19: Σε αυτή την τομή, την 11^η από 20, σκιαγραφούνται ικανοποιητικά οι πνευμονικές αρτηρίες.

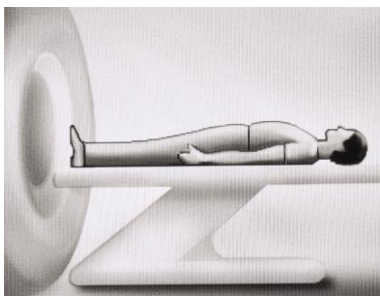
Εντοπίστηκε η εικόνα με την βέλτιστη σκιαγράφηση του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας. Εμπειρικά υπολογίζουμε τον χρόνο ως εξής: Αν, για παράδειγμα, ο κώνος «φωτίστηκε» στην εικόνα 11, όπως φαίνεται στην εικόνα 19, προσθέτουμε στον αριθμό 11 το μισό του, δηλ. το 5,5 και αφαιρούμε 1, οπότε: $11 + 5,5 - 1 = 15,5$. Μπορούμε να στρογγυλοποιήσουμε προς τα κάτω. Ο χρόνος καθυστέρησης για την κύρια σάρωση σε αυτόν τον ασθενή θα είναι 15sec.



Εικόνα 20: Ρύθμιση του εγχυτή από το τάμπλετ, για διενέργεια πρωτοκόλλου σε υποψία πνευμονικής εμβολής.

Τέλος, ρυθμίζοντας τον εγχυτή (εικόνα 20) να χορηγήσει 40ml σκιαγραφικό με ρυθμό έγχυσης 4ml/sec και 20ml φυσιολογικό ορό, επίσης με 4ml/sec, η σάρωση με ουροκεφαλικό προσανατολισμό ξεκίνησε με χρόνο καθυστέρησης, αυτόν που υπολογίσαμε με το Test-Bolus. Με τον ασθενή να παίρνει βαθιά εισπνοή, όταν αυτό είναι εφικτό, απεικονίσαμε τον θώρακα από τις πλευροδιαφραγματικές γωνίες ως τις κορυφές των πνευμόνων, έχοντας επιτύχει επιλεκτικά την σκιαγράφιση μόνο των πνευμονικών αρτηριών και των κλάδων τους, χωρίς να έχει προλάβει το σκιαγραφικό να φτάσει στην αορτή.

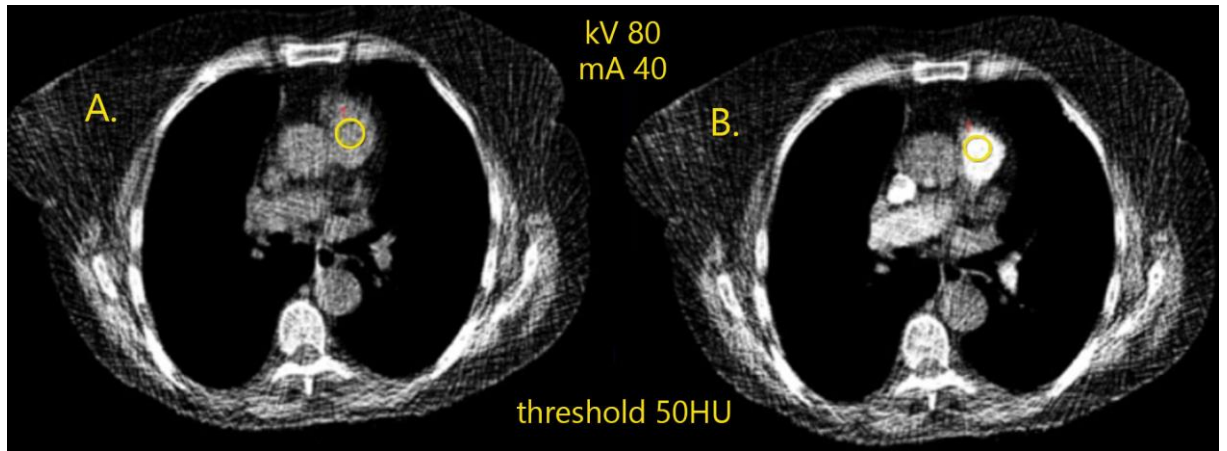
2.4.3 Τεχνική Bolus – Tracking



Εικόνα 21 : Τοποθέτηση ασθενούς στον AT 512 τομών για τη διενέργεια της CTPA.

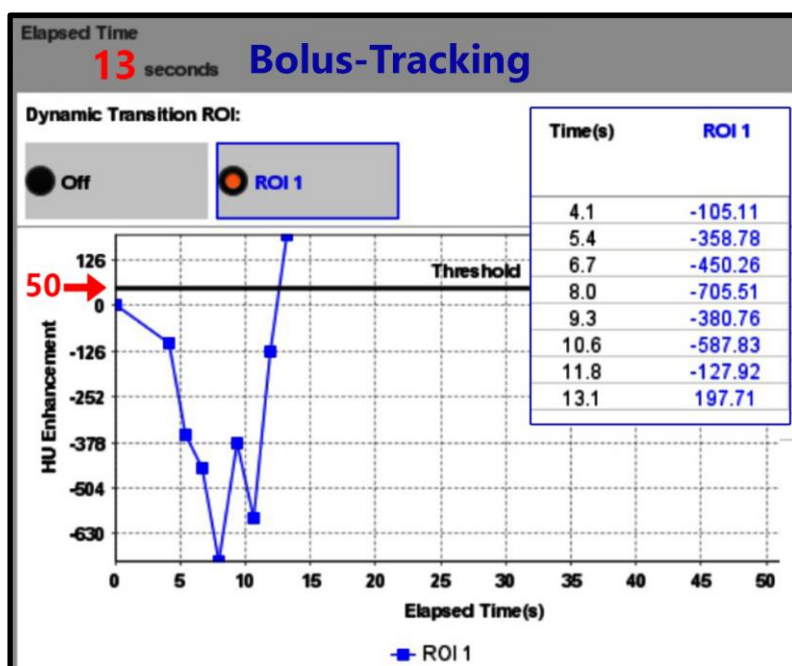
Αντίστοιχα οι ασθενείς της ομάδας BT υποβλήθηκαν σε CTPA στον (2x256)DECT (GE - Revolution) με 100kV και 10mA για την λήψη των scouts σε 180° και 90°. Παρόμοια με την προηγούμενη τεχνική, μετά τη χειροκίνητη τοποθέτηση της γραμμής του tracker (ή locator) στο ύψος του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας, το σύστημα ήταν προγραμματισμένο

με 80kV και 40mA, να λάβει μια αδρή εγκάρσια τομή, πάνω στην οποία τοποθετείται το ROI στον κώνο.



Εικόνα 22: (A) Σχεδιασμός του ROI μέσα στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας, ώστε με την έναρξη της χορήγησης του σκιαγραφικού, όταν (B) η πυκνότητα φτάσει τα 50HU του κατώφλιού, να ξεκινήσει η σάρωση στον ελάχιστο επιτρεπόμενο χρόνο καθυστέρησης με κατεύθυνση κεφαλουραία.

Αφού ρυθμίστηκε ο εγχυτής MEDRAD-Stellant να χορηγήσει 40-50ml σκιαγραφικό με ρυθμό έγχυσης (flow-rate) 4ml/sec και στη συνέχεια φυσιολογικό ορό με ρυθμό έγχυσης επίσης 4ml/sec, με την ταυτόχρονη έναρξη έγχυσης και συνεχούς σάρωσης αυτής της μίας εγκάρσιας τομής, το σύστημα παρακολούθησε την αύξηση της πυκνότητας μέσα στο επιλεγμένο ROI στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας, ώσπου αυτή να φτάσει στο κατώφλι (threshold) των 50HU.



Εικόνα 23: Διάγραμμα παρακολούθησης της αύξησης της πυκνότητας σε HU σε σχέση με το χρόνο, ως την επίτευξη του κατώφλιού των 50HU.

Αμέσως το τραπέζι κινήθηκε στην αρχική τομή του πεδίου σάρωσης στις κορυφές των πνευμόνων. Η απεικόνιση ξεκίνησε με τον ελάχιστο

επιτρεπόμενο χρόνο καθυστέρησης, με κεφαλουραία κατεύθυνση, 70-140kV (ανάλογα το σωματότυπο του ασθενή), με smart-mA (έξυπνα mA, που επιλέγει το σύστημα) και τον ασθενή σε εισπνοή. Σκοπός ήταν να σκιαγραφηθούν μόνο οι πνευμονικές αρτηρίες και οι κλάδοι τους, χωρίς να έχει προχωρήσει το σκιαγραφικό στην ανιούσα και στην κατιούσα αρτηρή.

Πίνακας 3: Συνοπτική περιγραφή των μεθόδων Test-Bolus και Bolus-Tracking

Αξονικός Τομογράφος 16 τομών με μέθοδο Test-Bolus				Αξονικός Τομογράφος (2x256) τομών με μέθοδο Bolus-Tracking					
τοποθέτηση ασθενούς με το κεφάλι προς το gantry				τοποθέτηση ασθενούς με τα πόδια προς το gantry					
1.	scout	kV	mA	1.	scout	kV	mA		
	180°	120	10		180°	100	10		
	90°	120	40		90°	100	10		
2. Test Bolus									
Τοποθέτηση tracker στο ύψος του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας				2. σχεδιασμός πλάνου από την κορυφή των πνευμόνων ως και τις πλευροδιαφραγματικές γωνίες					
λήψη μιας axial εικόνας και τοποθέτηση ROI στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας									
αριθμός axial εικόνων		20							
πάχος τομής		5mm							
kV		120							
mA		30		Τοποθέτηση tracker στο ύψος του κώνου της πνευμονικής αρτηρίας					
αναπνευστική εντολή				kV		80			
ποσότητα σκιαγραφικού				mA		40			
ρυθμός έγχυσης				threshold		50HU			
υπολογισμός του βέλτιστου χρόνου χορήγησης σκιαγραφικού				λήψη μιας axial εικόνας και τοποθέτηση ROI στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας					
3.	σάρωση με πρωτόκολλο πνευμονικής εμβολής			3.	σάρωση με πρωτόκολλο πνευμονικής εμβολής				
σχεδιασμός πλάνου από τις κορυφές των πνευμόνων ως και τις πλευροδιαφραγματικές γωνίες				3. ρύθμιση εγχυτή					
ρύθμιση εγχυτή		ποσότητα	ρυθμός έγχυσης					ποσότητα	ρυθμός έγχυσης
		40-50ml σκιαγραφικό	4ml/sec					40-50ml σκιαγραφικό	4ml/sec
		30ml φυσιολογικό ορρό	4ml/sec	30ml φυσιολογικό ορρό	4ml/sec				
κατεύθυνση ελικοειδούς σάρωσης		ουροκεφαλικά		kV	70-140				
kV		120		mA	smart mA				
mA		smart mA 200-440		κατεύθυνση ελικοειδούς σάρωσης	κεφαλουραία				
πάχος τομής				threshold	50 HU				
threshold		50 HU		πάχος τομής					
αναπνευστική εντολή		ναι		αναπνευστική εντολή	ναι				

χρόνος καθυστέρησης	ο χρόνος που προέκυψε από το Test-Bolus	ελάχιστος επιτρεπόμενος χρόνος καθυστέρησης
ταυτόχρονη έναρξη έγχυσης και σάρωσης		ταυτόχρονη έναρξη έγχυσης και σάρωσης
ανακατασκευή εικόνων με πάχος τομής 1,25mm		ανακατασκευή εικόνων με πάχος τομής 0,625mm

Πρέπει να επισημάνουμε, πως με τη μέθοδο Test Bolus, ο ασθενής θα λάβει 20ml περισσότερη ποσότητα σκιαγραφικού, από την μέθοδο Bolus-Tracking.

2.5 Μέτρηση του βαθμονομημένου δείκτη CTDI_{vol}, SNR και CNR

2.5.1 CTDI_{vol}

Ο δείκτης CTDI (CT Dose Index, σε mGy), αποτελεί μέτρο σύγκρισης διαφορετικών συστημάτων Αξονικών Τομογράφων, όσον αφορά τη μέτρηση της ακτινοβολίας στην έξοδό της, αφού ακτινοβολήσει ένα ομοίωμα (phantom) διαμέτρου 32cm. Ενώ παλαιότερα οι μετρήσεις γίνονταν με θάλαμο ιονισμού μήκους 100mm (CTDI₁₀₀) και σταθμίζοντας τον μέσο όρο δόσης σε μια μόνο τομή (CTDI weighted ή CTDI_w), τώρα πλέον στα ελικοειδή συστήματα χρησιμοποιείται η παράμετρος CTDI_{vol}. Συνεπάγεται πως δεν είναι η δόση (αποτελεσματική ή απορροφούμενη) που λαμβάνει στην πραγματικότητα ο ασθενής, αφού αυτή εξαρτάται από τον σωματότυπό του (Strauss, 2014).

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy*cm)	Phantom cm
Scout					
1	Scout	S60-I300	0.03	1.27	Body 32
1	Scout	S60-I300	0.03	1.27	Body 32
CTPA 1.25mm					
2	Helical	S31.841-I204.409	2.34	79.57	Body 32
201	SmartPrep	I57.074-I57.074	0.39	0.20	Body 32
201	SmartPrep	I57.074-I57.074	3.16	1.58	Body 32
Total Exam DLP:				83.89	
			1/1	5,95mGy	

Εικόνα 24 :
 Πάνω: Παράδειγμα αναφοράς δόσης (dose report) από CTPA στον AT (2x256) τομών.
 Κάτω: Αντίστοιχο παράδειγμα αναφοράς δόσης από τον AT 16τομών

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Axial	186.875-186.875	28.05	14.03	Body 32
3	Helical	1265.525-536.975	14.17	468.75	Body 32
Total Exam DLP:				482.78	

↓
42,22mGy

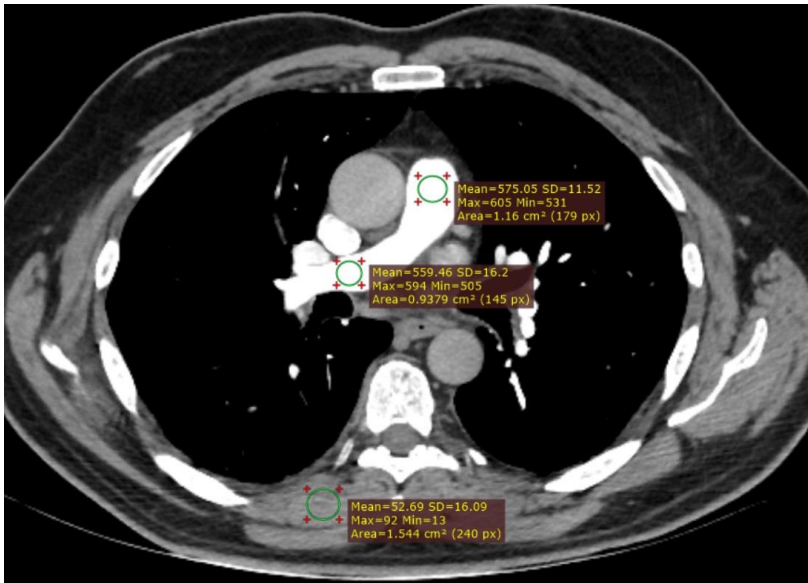
Εμείς σημειώσαμε από την αναφορά δόσης (dose report) σε κάθε ασθενή το CTDI_{vol} (σε mGy). Προέκυψε ένας πίνακας για την ομάδα TB σε AT16 τομών και άλλος ένας για την ομάδα BT σε AT(2x256) τομών.

Με Test - Bolus στον AT 16 τομών				Με Bolus-Tracking στον AT (2x256)τομών			
kV 120				από 80-140kV			
α/α	φ	ηλικία	CTDI vol (mGy) 16	α/α	φ	ηλικία	CTDI vol (mGy) 512
1	A	72	42,22	1	A	84	5,45
2	A	82	42,56	2	A	57	12,35
3	A	55	51,57	3	A	71	18,90
4	A	74	42,22	4	A	72	29,12
5	A	76	42,22	5	A	74	9,43
6	Θ	68	51,57	6	Θ	50	6,45
7	Θ	71	52,10	7	Θ	73	8,22
8	Θ	51	51,57	8	Θ	64	4,12
9	Θ	27	42,75	9	A	67	10,15
10	A	66	51,57	10	Θ	75	5,45
11	Θ	89	32,87	11	A	78	7,75
12	A	81	42,22	12	A	73	6,64
13	Θ	87	42,21	13	Θ	64	7,13
14	Θ	84	42,22	14	Θ	68	4,96
15	A	82	50,09	15	A	80	5,95
16	Θ	40	31,00	16	A	74	7,86
17	Θ	82	51,57	17	Θ	39	6,25
18	A	41	51,47	18	A	82	16,10
19	A	69	88,97	19	A	79	9,50
20	A	60	34,74	20	Θ	90	5,95
21	Θ	89	32,85	21	Θ	75	8,60
22	Θ	89	51,57	22	A	67	6,92
23	A	82	51,56	23	Θ	75	12,66
24	A	48	47,50	24	Θ	53	9,67
25	Θ	52	51,53	25	A	79	31,29
26	A	84	42,16	26	Θ	55	6,53
μέση τιμή		69,26923077	46,73	μέση τιμή		69,92307692	10,13
διάμεση τιμή		73	45,13	διάμεση τιμή		73	7,81
τυπ. απόκλιση		17,44605	10,93	τυπ. απόκλιση		11,5479	6,83

Πίνακας 4 :

Σύγκριση τιμών του CTDI_{vol}, μετά από εκτέλεση CTPA σε 26 ασθενείς σε AT 16 τομών με μέθοδο Test-Bolus και σε 26 ασθενείς στον AT (2x256) τομών με τη μέθοδο Bolus-Tracking. (όπου «φ» το φύλο των ασθενών)

2.5.2 SNR και CNR



Εικόνα 25: Μέτρηση πυκνοτήτων στον κώνο της πνευμονικής, στην ΔΕ πνευμονική αρτηρία και σε μαλακά μόρια παρασπονδυλικού χώρου.

(Εικόνα από Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)

Σε κάθε ασθενή από τους 52, καταγράψαμε με μονάδες HU την αγγειακή σκιαγράφιση στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας, στην ΔΕ πνευμονική αρτηρία και σε μαλακά μόρια παρασπονδυλικά, τοποθετώντας αντίστοιχα περιοχές ενδιαφέροντος (ROI) (εικ. 25), καθώς και τις σταθερές αποκλίσεις τους (SD), που αντιστοιχούν στο θόρυβο της κάθε παραμέτρου. Στη συνέχεια με αυτά τα στοιχεία, υπολογίσαμε το μέσο λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) και το μέσο λόγο αντίθεσης προς τον θόρυβο (CNR), σύμφωνα με τους τύπους:

$SNR = \frac{HU \text{ αγγείου}}{\text{θόρυβο}}$, όπου θόρυβος η τιμή της τυπικής απόκλισης (SD), που προέκυψε με την τοποθέτηση του ROI στο αγγείο.

$CNR = \frac{(HU \text{ αγγείου} - HU \text{ παρασπονδυλικά})}{\text{θόρυβο}}$, όπου θόρυβος η τιμή της τυπικής απόκλισης (SD),

που προέκυψε με την τοποθέτηση του ROI στον παρασπονδυλικό μυ. Καθώς αυξάνεται το CNR, απεικονίζονται ευκρινέστερα οι δομές σε σχέση με το φόντο (Gill *et al.*, 2015). Όλες οι χορηγήσεις σκιαγραφικού πραγματοποιήθηκαν με σταθερό ρυθμό έγχυσης 4 ml/sec μέσω βελόνης 18 διαμετρήματος (Gauge). Ο σωματότυπος των ασθενών (ύψος και βάρος), καθώς

και οι κλινικές ενδείξεις δεν καταγράφηκαν. Οι τιμές που καταμετρήθηκαν συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 5: Τιμές καταμέτρησης

	με ROI > 1cm ²	TEST-BOLUS		BOLUS-TRACKING	
		Μέση τιμή	SD	Μέση τιμή	SD
Πυκνότητες (σε HU)	κώνος πνευμ. αρτηρίας	369.41	16.72	350.49	22.17
	ΔΕ πνευμονική αρτηρία	345.18	30.95	338.89	26.71
	παρασπονδυλικά	46.23	14.36	44.35	20.17
SNR	κώνος πνευμ. αρτηρίας	25.3		18.79	
	ΔΕ πνευμονική αρτηρία	14.2		15.19	
	παρασπονδυλικά	3.78		2.76	
	συνολικό SNR	14.43		12	
CNR	κώνος πνευμ. αρτ./ παρασπονδυλικό μυ	29.09		16.92	
	ΔΕ πνευμονική αρτ/ παρασπονδυλικό μυ	12.25		13.54	
	συνολικό CNR	17.17		15.23	

2.6 Αποτελέσματα

2.6.1 Σύγκριση του δείκτη CTDI_{vol} με την εκτέλεση CTPA σε AT 16τομών και AT (2x256)τομών.

Παρατηρώντας τις μέσες τιμές του CTDI_{vol} που λήφθηκαν από τις αναφορές δόσης μετά την διενέργεια των CTPA στα δύο συστήματα αξονικών τομογράφων, αντιληφθήκαμε πως η τιμή για τον AT 16τομών (46,23) ήταν σχεδόν τετραπλάσια από την αντίστοιχη για τον AT (2x256)τομών (10,13). Όπως προαναφέρθηκε όμως, οι τιμές αυτές δεν σχετίζονται με την απορροφούμενη ή την αποτελεσματική δόση που έλαβε ο ασθενής, αφού αναφέρονται σε σταθερό ομοίωμα 32cm. Το Students T-Test έδωσε p-value= 1.612. Καταλήγουμε ότι τα αποτελέσματά μας δεν έχουν στατιστικά σημαντική διαφορά, ίσως και εξαιτίας του περιορισμένου αριθμού δείγματος.

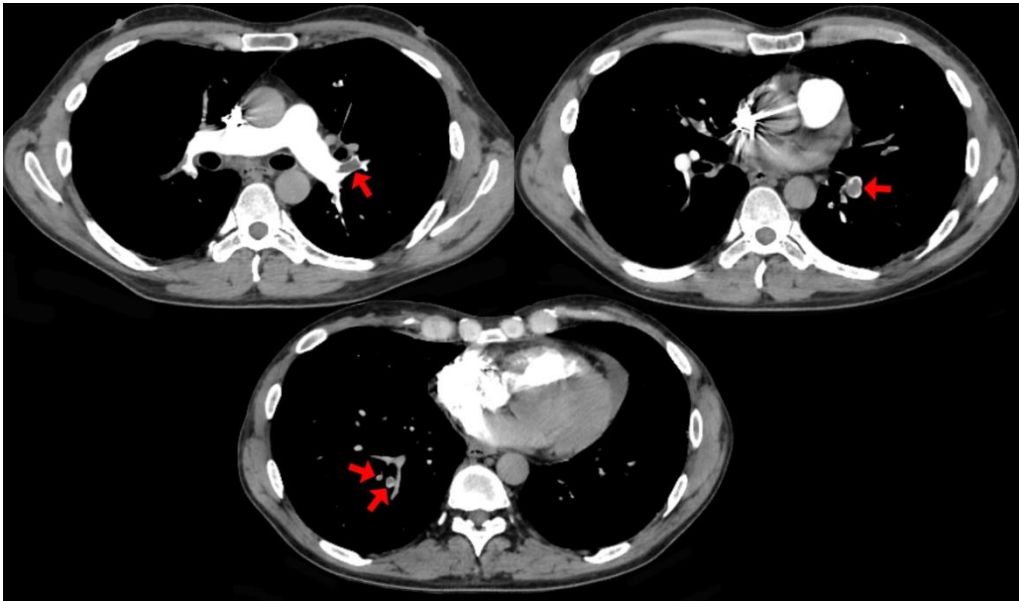
2.6.2 Σύγκριση της ποιότητας εικόνας με υπολογισμό του SNR και CNR.

Μετά την καταγραφή των αριθμών HU από την τοποθέτηση των ROIs' στον κώνο της πνευμονικής αρτηρίας, την ΔΕ πνευμονική αρτηρία και σε παρασπονδυλικό μυ, οι

μετρήσεις μας έδειξαν ότι, τόσο το SNR, όσο και το CNR, φέρουν παρόμοια αποτελέσματα. Τα αντίστοιχα Students T-Tests, συγκρίνοντας τα δύο συστήματα αξονικών τομογράφων έδωσαν, για το μεν SNR μια τιμή $p\text{-value}=0.05022$, ενώ για το CNR, την τιμή $p\text{-value}=0.101034$. Οδηγούμαστε, λοιπόν στο συμπέρασμα, ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά, όσον αφορά την ποιότητα των εικόνων από τα δύο αυτά συστήματα.

2.7 Παρουσίαση περιστατικών

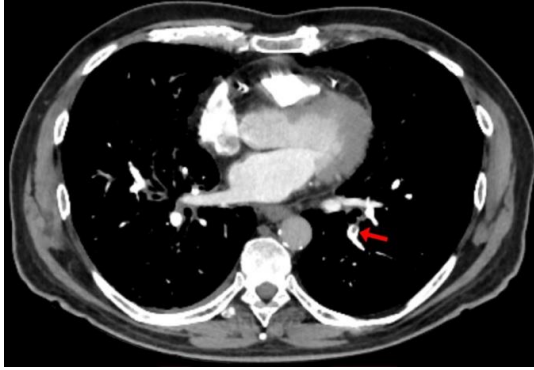
Παρακάτω παραθέτουμε εικόνες από την μελέτη μας, που προέκυψαν από τις δύο διαφορετικές τεχνικές, αποδεικνύοντας ότι τόσο η ποιότητα εικόνας, όσο και η σκιαγράφιση των πνευμονικών αρτηριών, είναι ικανοποιητική, τόσο με τη μέθοδο Test-Bolus, όσο και με την μέθοδο Bolus-Tracking.



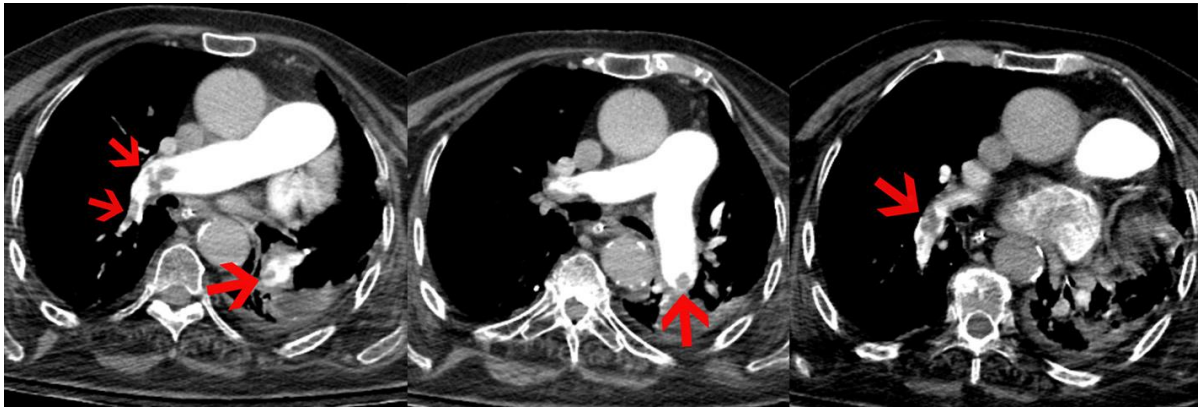
Εικόνα 26: Ασθενής 48 ετών με γνωστή ΧΚΕ ΔΕ πνεύμονα, εξετάστηκε με τεχνική Test-Bolus στον Αξονικό Τομογράφο 16 τομών σε CTPA και διαγνώστηκε πνευμονική εμβολή, που αφορούσε σκιαγραφικά ελλείμματα πλήρωσης στους λοβαίους κλάδους για τη γλωσσίδα και τους κάτω λοβούς, καθώς και σε τμηματικούς και υποτμηματικούς κλάδους άμφω. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



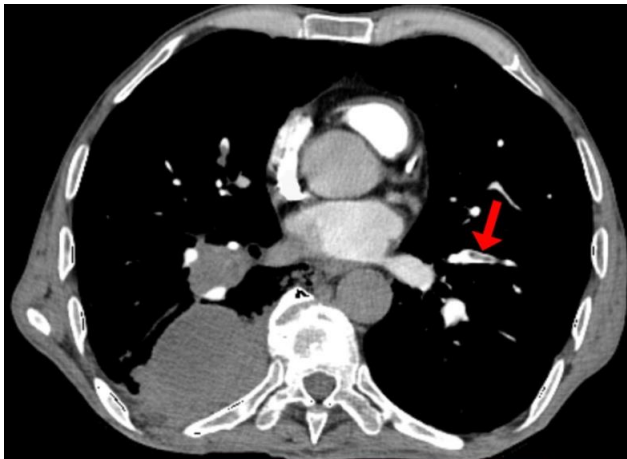
Εικόνα 27: Ασθενής 69 ετών με πνευμονική υπέρταση υποβλήθηκε με τεχνική Test-Bolus στον Αξονικό Τομογράφο 16 τομών σε CTPA. Απεικονίζεται σκιαγραφικό έλλειμμα πλήρωσης στον υποτμηματικό κλάδο της ΔΕ πνευμονικής αρτηρίας. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



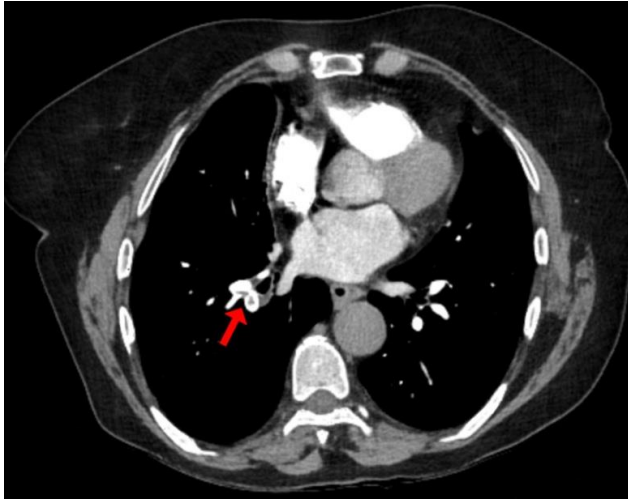
Εικόνα 28: Ασθενής 60 ετών προσερχόμενος στα Επείγοντα με ιστορικό Ca, υποβλήθηκε με τεχνική **Test-Bolus** στον Αξονικό Τομογράφο 16 τομών σε CTPA. Παρατηρήθηκε πνευμονική εμβολή με σκιαγραφικά ελλείμματα πλήρωσης σε τμηματικό κλάδο για τον ΑΡ κάτω λοβό, όπως απεικονίζεται στην εικόνα, αλλά και έτερα ελλείμματα πλήρωσης στο ύψος της γλωσσίδας και σε κλάδο για τον ΔΕ κάτω λοβό. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



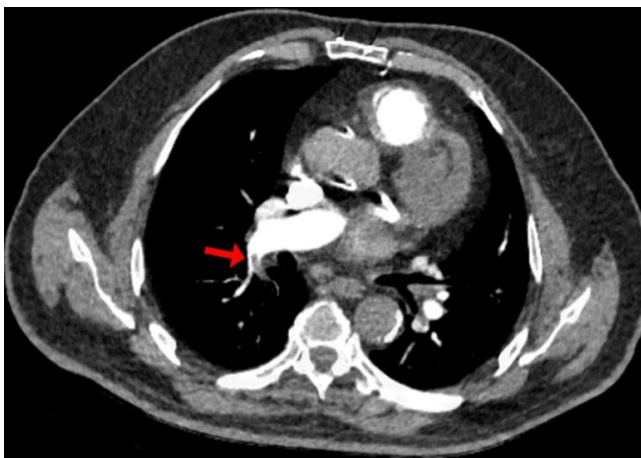
Εικόνα 29: Νοσηλευόμενη ασθενής 82 ετών με Covid-19 και συχνές νοσηλείες λόγω λοιμώξεων του αναπνευστικού, παρουσίασε οξεία αναπνευστική επιδείνωση. Από ακτινογραφία δεν φάνηκαν νέα διηθήματα. Τα d-dimers όμως ανέβηκαν από την τιμή 3 σε 6μgr/L. Τα κόκκινα βέλη σηματοδοτούν τα ελλείμματα πλήρωσης των αγγείων. Η ασθενής πάσχει από πνευμονική εμβολή άμφω. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



Εικόνα 30: Ασθενής 67 ετών με γνωστή κακοήθεια υποβλήθηκε με τεχνική **Bolus-Tracking** στον Αξονικό Τομογράφο 512 τομών σε CTPA, η οποία ανέδειξε σκιαγραφικό έλλειμμα πλήρωσης για το μέσο λοβό, ως επί πνευμονικής εμβολής. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



Εικόνα 31: Ασθενής 75 εξετάστηκε με τεχνική **Bolus-Tracking** στον Αξονικό Τομογράφο 512 τομών με πρωτόκολλο ελέγχου πνευμονικής εμβολής. Αναδείχτηκαν μεταξύ των άλλων σκιαγραφικό έλλειμμα πλήρωσης στο λοβαίο κλάδο της ΔΕ πνευμονικής αρτηρίας. Η ασθενής πάσχει από πνευμονική εμβολή σε οξεία φάση. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)



Εικόνα 32: Παρόμοια, σε ασθενή 73 ετών, που εξετάστηκε με τεχνική Bolus-Tracking στον Αξονικό Τομογράφο 512 τομών για έλεγχο πνευμονικής εμβολής, παρατηρήθηκε σκιαγραφικό έλλειμμα πλήρωσης στον λοβαίο κλάδο της ΔΕ πνευμονικής αρτηρίας για τον κάτω λοβό. (Τμήμα Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας, ΓΝΝΘΑ «Η ΣΩΤΗΡΙΑ»)

3. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Λίγες μελέτες ασχολήθηκαν με τη σύγκριση των τεχνικών Test Bolus και Bolus-Tracking. Κάποιες δεν παρατήρησαν σημαντική στατιστική διαφορά, όσον αφορά την ομοιογενή πλήρωση των πνευμονικών αρτηριών με σκιαγραφική ουσία (Moradi, Khalili, 2016), καθώς και στην ποιότητα εικόνας (Henzler *et al.* 2012). Οι Kerl, JM. *et al* (2011) συμφώνησαν επίσης πως δεν υπάρχει στατιστική διαφορά ανάμεσα στις δύο τεχνικές, ωστόσο στη μελέτη τους με την Bolus-Tracking χορηγήθηκαν 15ml λιγότερο σκιαγραφικό (Kerl *et al.* 2012). Τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη δοκιμή των Lui, D. *et al* (2020) με επίκεντρο τους **δυσπνοϊκούς ασθενείς**, χρησιμοποίησε την τεχνική Bolus –Tracking σε αξονικό τομογράφο 256 τομών, τοποθετώντας υψηλή τιμή κατωφλιού (threshold στα 250HU), 40ml ποσότητα πυκνού σκιαγραφικού (370ml Ιωδίου/ml), 20ml φυσιολογικού ορού για έκπλυση και ρυθμό έγχυσης 5ml/sec, ενώ οι ασθενείς ανέπνεαν ελεύθερα. Συμπέραναν πως η ποιότητα της εικόνας και η απεικόνιση των πνευμονικών αρτηριών και των κλάδων τους ήταν αυξημένη, ελαχιστοποιώντας τα τεχνουργήματα λόγω αναπνευστικής και καρδιακής κίνησης (Liu *et al.* 2020). Ένα άλλο πρωτόκολλο για **ασθενείς με δύσπνοια** είναι το CTPA «triple-low», που προτάθηκε από τους Cantarinha, A. *et al* (2022). Με ελεύθερη αναπνοή επέτρεψε κι αυτό την εύκολη ανάλυση του πνευμονικού παρεγχύματος και των αρτηριών στους 120 από τους 134 ασθενείς, χωρίς την παρεμβολή τεχνουργημάτων. Το σύστημα αξονικού τομογράφου που χρησιμοποιήθηκε ήταν διπλής πηγής (2x128)τομών, ενώ οι τρεις μειωμένες παράμετροι αφορούσαν τη δόση ακτινών-x (kV), την ποσότητα σκιαγραφικής ουσίας (35ml με 40ml φυσιολογικού ορού και ρυθμό έγχυσης 5ml/sec) και τη διάρκεια σάρωσης, που επέτρεψε το σύστημά τους (Cantarinha *et al.* 2022). Ανησυχία προκαλούν οι μη διαγνωστικές εξετάσεις CTPA, που αναφέρονται σε ποσοστό 5-26%. Οι Ratnakanthan, *et al.* (2020), υποστηρίζουν πως χορηγώντας σκιαγραφική ουσία με μεγάλο ρυθμό έγχυσης 49

(5ml/sec) και ανάλογη του βάρους του ασθενή (1ml/kgr βάρους), μειώθηκαν οι απροσδιόριστες διαγνώσεις κατά 43%, γεγονός που ευνόησε ειδικά τους **παχύσαρκους ασθενείς**.

Σε **μη παχύσαρκους ασθενείς** προτάθηκε ελαχιστοποίηση της χορηγούμενης ποσότητας σκιαγραφικής ουσίας, (μέση ποσότητα 17ml) για πρόληψη από οξεία νεφρική βλάβη (PC-AKI) (Alobeidi *et al.* 2020). Για διατήρηση της ποιότητας εικόνας, απαραίτητη θεωρείται η διεξαγωγή της εξέτασης σε σύστημα διπλής πηγής με χαμηλά kV, μεγάλο pitch, εφαρμογή του Bolus-Tracking και με τον ασθενή να αναπνέει ελεύθερα. Αντίθετα, παλαιότερα, η μελέτη των Rodrigues *et al.* (2012) υποστήριξε πως η τεχνική Test-Bolus είναι το βέλτιστο πρωτόκολλο, που πρέπει να εκτελείται στα 100kV, σε αντίθεση με τα 120 kVr του Bolus-Tracking, μειώνοντας σημαντικά την αποτελεσματική δόση χωρίς να διακυβεύεται η καλή σκιαγράφιση της πνευμονικής αρτηρίας σε μη παχύσαρκα άτομα. Οι Mitchell *et al* (2017) πρότειναν επίσης μείωση των kV από 120 σε 80kV, και με τις δύο τεχνικές, για σημαντική μείωση της δόσης ειδικά στους μαστούς. Οι Suckling *et al* (2013) συμπέραναν πως με τη μέθοδο Test-Bolus επιτεύχθηκε καλύτερη σκιαγράφιση από ότι με την Bolus-Tracking, ωστόσο συνιστούν σε μελλοντικές μελέτες να συμπεριλαμβάνονται σε αυτές το βάρος του ασθενή και ο όγκος της χορηγούμενου σκιαγραφικής ουσίας.

Επιμένοντας στον **σωματότυπο** των ασθενών, μελέτη των Liu *et al.* (2020) ασχολήθηκε με την επίδραση του δείκτη μάζας σώματος (ΔΜΣ) στην ποιότητα εικόνας της CTPA. Συμπέρανε πως, η ποιότητα εικόνας σε ασθενείς με $\Delta\text{Μ}\Sigma < 25\text{kg}/\text{m}^2$ δεν επηρεάζεται από πρωτόκολλο χαμηλής δόσης με χρήση της TB. Αντίθετα, με $\Delta\text{Μ}\Sigma \geq 25\text{kg}/\text{m}^2$, το αποτέλεσμα είναι ποιοτικά κατώτερο. Ανεξάρτητα όμως του ΔΜΣ, η μέθοδος TB ήταν πιο αποτελεσματική από την BT, λαμβάνοντας την ίδια αποτελεσματική δόση.

Μεγάλο πρόβλημα αντιμετωπίζεται με **χημειοθεραπευμένους ασθενείς** ή σε εκείνους υπό χημειοθεραπεία, λόγω εύθραυστων φλεβών και μεγάλου κινδύνου εξαγγείωσης του σκιαγραφικού. Οι Urikana, A. *et al*, (2022) πρότειναν ένα πρωτόκολλο CTPA με χαμηλή τάση λυχνίας (100kV) και αργή χορήγηση του σκιαγραφικού (70 - 97ml), με ρυθμό έγχυσης 0,7 ως 1,5ml/sec σε αντίστοιχους χρόνους καθυστέρησης 80sec και 50sec, χωρίς να εμποδίζεται η ανάδειξη θρόμβων σε υποτμηματικούς κλάδους των πνευμονικών αρτηριών. Τέλος, υποστηρίχτηκε πως μπορεί να παραληφθεί η έκπλυση της γραμμής με φυσιολογικό ορό.

Στη δική μας μελέτη, υπήρχαν αρκετοί περιορισμοί. Οι CTPA εκτελέστηκαν από 7 τεχνολόγους με εμπειρία άνω των 10 ετών, ενώ οι εικόνες μελετήθηκαν από 4 Ακτινοδιαγνώστες με πολυετή εμπειρία. Το ένα σύστημα (των 16τομών) είναι μονής πηγής, ενώ το άλλο (2x256τομών) διπλής ενέργειας, με πιο εξελιγμένες δυνατότητες.

4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Συγκριτικά με το παλαιότερο πρωτόκολλο έγχυσης των 80-90ml σκιαγραφικού και χρόνο καθυστέρησης 25sec, με την εισαγωγή των τεχνικών Test-Bolus και Bolus-Tracking, σε νεότερα συστήματα αξονικών τομογράφων, παρατηρείται σημαντική μείωση στην χορηγούμενη ποσότητα σκιαγραφικού μέσου, χωρίς να επηρεάζεται η ποιότητα της εικόνας. Αυτό ωφελεί κυρίως τον ασθενή, ενώ ταυτόχρονα προάγει την εξοικονόμηση πόρων σε επίπεδο κόστους για ένα τμήμα Αξονικής Τομογραφίας. Με την έρευνά μας δείξαμε πως, ακόμη κι αν διατίθεται ένα σύστημα αξονικής τομογραφίας, μονής πηγής 16 τομών, η ποιότητα των παραγόμενων εικόνων, που λήφθηκαν για την διενέργεια μιας CTPA, είναι εξίσου συγκρίσιμη με το πιο προηγμένο σύστημα διπλής ενέργειας (2x256) τομών, όπως αυτό που διαθέτουμε στο Ίδρυμά μας. Αν και η μέση τιμή του CTDI_{vol} του AT 16τομών ήταν σχεδόν τετραπλάσια της αντίστοιχης τιμής, που προέκυψε από τον AT (2x256) τομών, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στα αποτελέσματα αυτά. Πιθανολογούμε πως σε αυτό συντέλεσε ο περιορισμένος αριθμός του δείγματος. Έχει ιδιαίτερη σημασία και αποτελεί βασική προϋπόθεση, ο Τεχνολόγος-Ακτινολόγος, που εκτελεί αυτές τις κρίσιμες για τη ζωή του ασθενούς απεικονιστικές μελέτες, να γνωρίζει βέλτιστα τις παραμέτρους και το χειρισμό του συστήματός του, είτε αυτό είναι παλαιότερης ή νεότερης τεχνολογίας, προφυλάσσοντας τον ασθενή, τόσο από άσκοπη ακτινοβόληση, όσο και από περιττή επιβάρυνση της υγείας του, χορηγώντας του μεγάλες ποσότητες σκιαγραφικού.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Al-Tawfiq, J. A., & Memish, Z. A. (2020). Diagnosis of SARS-CoV-2 infection based on CT scan vs. RT-PCR: reflecting on experience from MERS-CoV.
- Alobeidi, H. *et al.* (2020) 'Minimizing contrast media dose in CT pulmonary angiography with high-pitch technique', *British Journal of Radiology*, 93(1111). doi: 10.1259/bjr.20190995).
- Alonso-Fernández, A. *et al.* (2020) 'Prevalence of pulmonary embolism in patients with COVID-19 pneumonia and high D-dimer values: A prospective study', *PLoS ONE*, 15(8 August 2020), pp. 1–15. doi: 10.1371/journal.pone.0238216).
- Anderson, N. G., Butler, A. P., Scott, N. J. A., Cook, N. J., Butzer, J. S., Schleich, N., ... & Butler, P. H. (2010). Spectroscopic (multi-energy) CT distinguishes iodine and barium contrast material in MICE. *European radiology*, 20(9), 2126-2134.c
- Andreucci, M., Solomon, R., & Tasanarong, A. (2014). Side effects of radiographic contrast media: pathogenesis, risk factors, and prevention. *BioMed research international*, 2014.
- Arrigoni, P. *et al.* (2020) 'X-Ray Sensors in Computed Tomography', *Technologies for Sensors and Clinical Instrumentation*, (July). doi: 10.13140/RG.2.2.30444.39045
- Assis, L. R. S., SARAIVA, A., & Santos, J. (2011, March). Comparative Study of Dose in Computed Tomography Generations. European Congress of Radiology-ECR 2011.
- Bae, K. T. (2005). Test-bolus versus bolus-tracking techniques for CT angiographic timing. *Radiology*, 236(1), 369-370.
- Ballard, D. H., Jammalamadaka, U., Tappa, K., Weisman, J. A., Boyer, C. J., Alexander, J. S., & Woodard, P. K. (2018). 3D printing of surgical hernia meshes impregnated with contrast agents: in vitro proof of concept with imaging characteristics on computed tomography. *3D Printing in Medicine*, 4(1), 1-6.
- Basson, D. J. and Moodley, H. (2022) 'An audit of the adequacy of contrast enhancement in CT pulmonary angiograms in a South African tertiary academic hospital setting', *South African Journal of Radiology*, 26(1), pp. 1–6. doi: 10.4102/SAJR.V26I1.2350).
- Bettmann, M. A. (2004). Frequently asked questions: iodinated contrast agents. *Radiographics*, 24(suppl_1), S3-S10.
- Cademartiri, F., Nieman, K., van der Lugt, A., Raaijmakers, R. H., Mollet, N., Pattynama, P. M., ... & Krestin, G. P. (2004). Intravenous contrast material administration at 16–detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique. *Radiology*, 233(3), 817-823.
- Cantarinha, A. *et al.* (2022) "Triple low" free-breathing CTPA protocol for patients with dyspnoea', *Clinical Radiology*, 77(8), pp. e628–e635. doi: 10.1016/j.crad.2022.05.007.
- Chiumello, D., Mongodi, S., Algieri, I., Vergani, G. L., Orlando, A., Via, G., ... & Mojoli, F. (2018). Assessment of lung aeration and recruitment by CT scan and ultrasound in acute respiratory distress syndrome patients. *Critical care medicine*, 46(11), 1761-1768.
- Cho, H., Lee, D. H., Cha, A. Y., Kim, D. E., Chang, D. W., & Choi, J. (2018). Optimization of scan delay for multi-phase computed tomography by using bolus tracking in normal canine kidney. *Journal of Veterinary Science*, 19(2), 290-295.

- Chougule, V., Mulay, A., & Ahuja, B. B. (2013, October). Three dimensional point cloud generations from CT scan images for bio-cad modeling. In *International Conference on Additive Manufacturing Technologies–AM2013* (Vol. 7, p. 8).
- Christe, A., Heverhagen, J., Ozdoba, C., Weisstanner, C., Ulzheimer, S., & Ebner, L. (2013). CT dose and image quality in the last three scanner generations. *World journal of radiology*, 5(11), 421.
- Cormode, D. P., Naha, P. C., & Fayad, Z. A. (2014). Nanoparticle contrast agents for computed tomography: a focus on micelles. *Contrast media & molecular imaging*, 9(1), 37-52.
- Crawford, F. *et al.* (2016) 'D-dimer test for excluding the diagnosis of pulmonary embolism', *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2016(8). doi: 10.1002/14651858.CD010864.pub2.
- Donaldson, K., O'Connor, S., & Heath, N. (2013). Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(2), 91866873.
- Elboga, U., Sahin, E., Kus, T., Cayirli, Y. B., Aktas, G., Uzun, E., ... & Çelen, Y. Z. (2021). Superiority of 68Ga-FAPI PET/CT scan in detecting additional lesions compared to 18FDG PET/CT scan in breast cancer. *Annals of Nuclear Medicine*, 35(12), 1321-1331.
- Flohr, T. (2013) 'CT Systems', *Current Radiology Reports*, 1(1), pp. 52–63. doi: 10.1007/s40134-012-0005-5.)
- Forestier, A., Le Gouellec, N., Béhal, H., Kramer, G., Perez, T., Sobanski, V., ... & Rémy-Jardin, M. (2020, December). Evolution of high-resolution CT-scan in systemic sclerosis-associated interstitial lung disease: description and prognosis factors. In *Seminars in Arthritis and Rheumatism* (Vol. 50, No. 6, pp. 1406-1413). WB Saunders.
- Gervaise, A., Osemont, B., Lecocq, S., Noel, A., Micard, E., Felblinger, J., & Blum, A. (2012). CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *European radiology*, 22(2), 295-301.
- Gill, M. K. *et al.* (2015) 'Use of 100 kV versus 120 kV in computed tomography pulmonary angiography in the detection of pulmonary embolism: effect on radiation dose and image quality.', *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 5(4), pp. 524–33. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2015.04.04).
- Hagi E.S., 2022, 'CT GENERATIONS", retrieved 11/2022 from https://www.kau.edu.sa/files/0008512/files/19500_2nd_presentation_final.pdf
- Hasebroock, K. M., & Serkova, N. J. (2009). Toxicity of MRI and CT contrast agents. *Expert opinion on drug metabolism & toxicology*, 5(4), 403-416.
- Henzler, T. *et al.* (2012) 'Dual-energy CT angiography of the lungs: Comparison of test bolus and bolus tracking techniques for the determination of scan delay', *European Journal of Radiology*, 81(1), pp. 132–138. doi: 10.1016/j.ejrad.2010.06.023.
- Higaki, T., Nakamura, Y., Tatsugami, F., Nakaura, T., & Awai, K. (2019). Improvement of image quality at CT and MRI using deep learning. *Japanese journal of radiology*, 37(1), 73-80.
- Hong, S. H., Herman, A. M., Stephenson, J. M., Wu, T., Bahadur, A. N., Burns, A. R., ... & Wythe, J. D. (2020). *Development of barium-based low viscosity contrast agents for micro CT vascular casting: Application to 3D visualization of the adult mouse cerebrovasculature* (Vol. 98, No. 2, pp. 312-324).

- Hsieh, J., & Flohr, T. (2021). Computed tomography recent history and future perspectives. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), 052109.
- Hurlock, G. S., Higashino, H., & Mochizuki, T. (2009). History of cardiac computed tomography: single to 320-detector row multislice computed tomography. *The international journal of cardiovascular imaging*, 25(1), 31-42.
- Huynh, K. *et al.* (2020) 'Updated guidelines for intravenous contrast use for CT and MRI', *Emergency Radiology*, 27(2), pp. 115–126. doi: 10.1007/s10140-020-01751-y.
- Jensen, C. T. *et al.* (2021) 'Delayed bolus-tracking trigger at CT correlates with cardiac dysfunction and suboptimal portovenous contrast phase', *Abdominal Radiology*, 46(2), pp. 826–835. doi: 10.1007/s00261-020-02655-8).
- Jones, J. 2019, "CT dose index". Retrieved 11/11/22 from <https://radiopaedia.org/articles/ct-dose-index-1>
- Kerl, J. M. *et al.* (2012) 'Intravenous contrast material administration at high-pitch dualsource CT pulmonary angiography: Test bolus versus bolus-tracking technique', *European Journal of Radiology*, 81(10), pp. 2887–2891. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.09.018.
- Kumar, V., Tayal, S., Ali, A., & Gandhi, A. (2021). Assessment of effective dose received in various computed tomography protocols and factors affecting it. *Indian Journal of Nuclear Medicine: IJNM: The Official Journal of the Society of Nuclear Medicine, India*, 36(1), 32.
- Lee, N., Choi, S. H., & Hyeon, T. (2013). Nano-sized CT contrast agents. *Advanced Materials*, 25(19), 2641-2660.
- Liu, D. *et al.* (2020) 'Visibility and image quality of peripheral pulmonary arteries in pulmonary embolism patients using free-breathing combined with a high-threshold bolus-triggering technique in CT pulmonary angiography', *Journal of International Medical Research*, 48(8). doi: 10.1177/0300060520939326.
- Mair, M. D., Hussain, M., Siddiqui, S., Das, S., Baker, A., Conboy, P., ... & Rea, P. (2021). A systematic review and meta-analysis comparing the diagnostic accuracy of initial RT-PCR and CT scan in suspected COVID-19 patients. *The British journal of radiology*, 94(1119), 20201039.
- Malherbe, S. T., Chen, R. Y., Dupont, P., Kant, I., Kriel, M., Loxton, A. G., ... & Walzl, G. (2020). Quantitative 18F-FDG PET-CT scan characteristics correlate with tuberculosis treatment response. *EJNMMI research*, 10(1), 1-15.
- Mandlik, V. *et al.* (2019) 'Contrast Media Extravasation in CT and MRI – A Literature Review and Strategies for Therapy Kontrastmittel Paravasat bei CT und MRT – Aktuelle Literaturübersicht und Behandlungsstrategien Authors Contrast media extravasation in radiology', pp. 25–32).
- Mannheim, J. G., Schlichthaerle, T., Kuebler, L., Quintanilla-Martinez, L., Kohlhofer, U., Kneilling, M., & Pichler, B. J. (2016). Comparison of small animal CT contrast agents. *Contrast media & molecular imaging*, 11(4), 272-284.
- Manoharan, S. (2020). Early diagnosis of lung cancer with probability of malignancy calculation and automatic segmentation of lung CT scan images. *Journal of Innovative Image Processing (JIIP)*, 2(04), 175-186.

- Metter, R. B., Rittenberger, J. C., Guyette, F. X., & Callaway, C. W. (2011). Association between a quantitative CT scan measure of brain edema and outcome after cardiac arrest. *Resuscitation*, *82*(9), 1180-1185.
- Mitchell, D. P. *et al.* (2017) 'Contrast monitoring techniques in CT pulmonary angiography: An important and underappreciated contributor to breast dose', *European Journal of Radiology*, *86*, pp. 184–189. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.11.011.
- Moradi, M. and Khalili, B. (2016) 'Qualitative indices and enhancement rate of CT pulmonary angiography in patients with suspected pulmonary embolism: Comparison between test bolus and bolus-tracking methods', *Advanced Biomedical Research*, *5*(1), p. 113. doi: 10.4103/2277-9175.184309.
- Moynihan W A, Bowden L, Kiely P., (2017) 'A Comparison of 100 kVp Versus 120 kVp CTPA Acquisition with Direct Comparisons of Test Bolus and Bolus Tracking at Same and Different Voltages in a Multidetector 64 Slice CT Scanner', *International Journal of Radiology & Radiation Therapy*, *4*(2), pp. 363–368.
- O'Connor, S. D., & Summers, R. M. (2007). Revisiting oral barium sulfate contrast agents. *Academic radiology*, *14*(1), 72-80.
- Ozdoba, C., Slotboom, J., Schroth, G., Ulzheimer, S., Kottke, R., Watzal, H., & Weisstanner, C. (2014). Dose reduction in standard head CT: first results from a new scanner using iterative reconstruction and a new detector type in comparison with two previous generations of multi-slice CT. *Clinical neuroradiology*, *24*(1), 23-28.
- Padovani, R. P., Kasamatsu, T. S., Nakabashi, C. C., Camacho, C. P., Andreoni, D. M., Malouf, E. Z., ... & Biscolla, R. P. M. (2012). One month is sufficient for urinary iodine to return to its baseline value after the use of water-soluble iodinated contrast agents in post-thyroidectomy patients requiring radioiodine therapy. *Thyroid*, *22*(9), 926-930.
- Patel, P. R., & De Jesus, O. (2022). CT Scan. In *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing.
- Piechowiak, E. I., Peter, J. F. W., Kleb, B., Klose, K. J., & Heverhagen, J. T. (2015). Intravenous iodinated contrast agents amplify DNA radiation damage at CT. *Radiology*, *275*(3), 692-697.
- Raman, S. P., Mahesh, M., Blasko, R. V., & Fishman, E. K. (2013). CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists. *Journal of the American College of Radiology*, *10*(11), 840-846.
- Ratnakanthan, P. J. *et al.* (2020) 'Weight-Adjusted Contrast Administration in the Computed Tomography Evaluation of Pulmonary Embolism', *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, *51*(3), pp. 451–461. doi: 10.1016/j.jmir.2020.06.002)
- Rodrigues, J. C. L. *et al.* , 2012) 'Intravenous contrast medium administration at 128 multidetector row CT pulmonary angiography: Bolus tracking versus test bolus and the implications for diagnostic quality and effective dose', *Clinical Radiology*, *67*(11), pp. 1053–1060. doi: 10.1016/j.crad.2012.02.010).
- Rogers DC, Tadi P. 2022, 'Intravenous Contrast', StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan–. PMID: 32491726).
- Sabarudin, A., Sun, Z., & Ng, K. H. (2012). A systematic review of radiation dose associated with different generations of multidetector CT coronary angiography. *Journal of medical imaging and radiation oncology*, *56*(1), 5-17.

- Sarma, A., Heilbrun, M. E., Conner, K. E., Stevens, S. M., Woller, S. C., & Elliott, C. G. (2012). Radiation and chest CT scan examinations: what do we know?. *Chest*, *142*(3), 750-760.
- Shellock, F. G., & Kanal, E. (1999). Safety of magnetic resonance imaging contrast agents. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, *10*(3), 477-484.
- Sikora-Skrabaka, M. *et al.* (2019) 'D-dimer value in the diagnosis of pulmonary embolism — May it exclude only?', *Journal of Thoracic Disease*, *11*(3), pp. 664–672. doi: 10.21037/jtd.2019.02.88).
- Simes, J. *et al.* (2018) 'D-dimer predicts long-term cause-specific mortality, cardiovascular events, and cancer in patients with stable coronary heart disease LIPID study', *Circulation*, *138*(7), pp. 712–723. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.117.029901).
- Spin-Neto, R., Mudrak, J., Matzen, L. H., Christensen, J., Gotfredsen, E., & Wenzel, A. (2013). Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofacial Radiology*, *42*(2), 32310645.
- Stacul, F. *et al.* (2011) 'Contrast induced nephropathy: Updated ESUR Contrast Media Safety Committee guidelines', *European Radiology*, *21*(12), pp. 2527–2541. doi: 10.1007/s00330-011-2225-0.
- Strauss, K. J. (2014) 'Dose indices: everybody wants a number', *Pediatric Radiology*, *44*(3), pp. 450–459. doi: 10.1007/s00247-014-3104-z).
- Suckling, T., Smith, T., & Reed, W. (2013). A retrospective comparison of smart prep and test bolus multi-detector CT pulmonary angiography protocols. *Journal of Medical Radiation Sciences*, *60*(2), 53-57.
- Tomemori, T., Yamakado, K., Nakatsuka, A., Sakuma, H., Matsumura, K., & Takeda, K. (2001). Fast 3D dynamic MR imaging of the liver with MR SmartPrep: comparison with helical CT in detecting hypervascular hepatocellular carcinoma. *Clinical imaging*, *25*(5), 355-361.
- Urikura, A. *et al.* (2022) 'Computed tomographic pulmonary angiography : Three cases of low-tube-voltage acquisition with a slow injection of contrast medium', *11*(10), pp. 1–5. doi: 10.11077/20584601221131476
- Weerakody, Y, 2022, "CT pulmonary angiogram (protocol)", retrieved 11/11/22 from <https://radiopaedia.org/articles/ct-pulmonary-angiogram-protocol>
- Wilson, J. M., Christianson, O. I., Richard, S., & Samei, E. (2013). A methodology for image quality evaluation of advanced CT systems. *Medical physics*, *40*(3), 031908.
- Yeh, B. M., FitzGerald, P. F., Edic, P. M., Lambert, J. W., Colborn, R. E., Marino, M. E., ... & Bonitatibus Jr, P. J. (2017). Opportunities for new CT contrast agents to maximize the diagnostic potential of emerging spectral CT technologies. *Advanced drug delivery reviews*, *113*, 201-222.
- Young, B. M., Fletcher, J. G., Booya, F., Paulsen, S., Fidler, J., Johnson, C. D., ... & Trout, A. (2008). Head-to-head comparison of oral contrast agents for cross-sectional enterography: *tomography*, *32*(1), 32-38.



Digital Receipt

This receipt acknowledges that Turnitin received your paper. Below you will find the receipt information regarding your submission.

The first page of your submissions is displayed below.

Submission author: ΑΝΤΩΝΙΟΣ ΠΑΣΤΡΟΥΜΑΣ
Assignment title: Διπλωματικές
Submission title: ΑΥΤΟΜΑΤΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΤΟΝ Α...
File name: 20007.pdf
File size: 3.92M
Page count: 58
Word count: 12,528
Character count: 74,867
Submission date: 25-Jan-2023 12:06AM (UTC+0200)
Submission ID: 1998728932

